



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

ESTUDO INTRODUTÓRIO E DESENVOLVIMENTO
EXPERIMENTAL DE SISTEMAS AUTOMATIZADOS PARA
EXERCÍCIOS TERAPÊUTICOS E ESPORTIVOS.

ING. DANIEL ALEJANDRO PONCE SALDÍAS

Florianópolis, Agosto de 2009

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

ESTUDO INTRODUTÓRIO E DESENVOLVIMENTO
EXPERIMENTAL DE SISTEMAS AUTOMATIZADOS PARA
EXERCÍCIOS TERAPÊUTICOS E ESPORTIVOS.

Dissertação submetida à

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

para a obtenção do grau de

MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA

ING. DANIEL ALEJANDRO PONCE SALDÍAS

Florianópolis, Agosto de 2009

ESTUDO INTRODUTÓRIO E DESENVOLVIMENTO
EXPERIMENTAL DE SISTEMAS AUTOMATIZADOS PARA
EXERCÍCIOS TERAPÊUTICOS E ESPORTIVOS.

ING. DANIEL ALEJANDRO PONCE SALDÍAS

Esta tese ou dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título
de MESTRE EM ENGENHARIA, ESPECIALIDADE ENGENHARIA
MECÂNICA, sendo aprovada em sua forma final.

Dr.-Ing. Carlos Alberto Martin
Orientador

Daniel Martins, Dr. Eng.
Co-Orientador

Eduardo Alberto Fancello, D.Sc.
Coordenador do Curso

BANCA EXAMINADORA

Winderson E. dos Santos, Dr. Eng. – UTFPR

Edson Roberto De Pieri, Dr. – DAS-UFSC

David Pimentel Burgoa, Dr. Eng – UFSC

Mário César de Andrade, Msc. em Ciências do Movimento Humano –
Laboratório de Biomecânica - UDESC

Florianópolis, Agosto de 2009

Catálogo na fonte pela Biblioteca Universitária da
Universidade Federal de Santa Catarina

S162e Saldías, Daniel Alejandro Ponce

Estudo introdutório e desenvolvimento experimental de sistemas automatizados para exercícios terapêuticos e esportivos [dissertação] / Daniel Alejandro Ponce Saldías ; orientador, Carlos Alberto Martin , co-orientador, Daniel Martins. - Florianópolis, SC, 2009. 211 p.: il., tabs., grafs.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Inclui referências

1. Engenharia mecânica. 2. Dinamômetro isocinético. 3. Fisioterapia. 4. Controle. 5. Mecatrônica. 6. Processo de desenvolvimento de produto. I. Martin, Carlos Alberto.

II.

Martins, Daniel. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Engenharia

Mecânica.

IV. Título.

CDU 621

A Deus e aos meus pais, cujo apoio foi
fundamental neste desafio...

AGRADECIMENTOS

A Deus, por estar sempre comigo.

A meus pais, pela ajuda incondicional e confiança colocada em mim.

Aos Professores Carlos Alberto Martin e Daniel Martins, pela paciência na orientação.

Ao Professor Mario de Andrade, quem permitiu um contacto direto com um dinamômetro isocinético e compartilhou conhecimentos relacionados com o funcionamento e operação destes equipamentos.

Ao grupo do LHW: Cláudio, David, Frank, Antonio (Co-Co-Co-Orientador) e ao Rogério do NEDIP, pelas críticas e discussões técnicas que permitiram melhoras no protótipo.

Aos meus amigos Francis, Giovanna, Dalma, Javier e todos aqueles que me acompanharam e deram apoio no percurso deste trabalho.

Resumo da Dissertação apresentada à UFSC como parte dos requisitos necessários para obtenção de grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

ESTUDO INTRODUTÓRIO E DESENVOLVIMENTO
EXPERIMENTAL DE SISTEMAS AUTOMATIZADOS PARA
EXERCÍCIOS TERAPÊUTICOS E ESPORTIVOS.

Ing. Daniel Alejandro Ponce Saldías

Dezembro, 2009

Orientador: Prof. Carlos Alberto Martin, Dr. Ing.

Co-orientador: Prof. Daniel Martins, Dr. Eng.

Área de Concentração: Fabricação.

Palavras chave: Dinamômetro Isocinético, Fisioterapia, Controle, Mecatrônica, Processo de Desenvolvimento de Produto.

Número de páginas: 211.

Os dinamômetros isocinéticos têm uma grande participação na área médica, da fisioterapia, e esportiva. Estes equipamentos permitem a avaliação, reabilitação e treinamento muscular mediante o monitoramento contínuo do esforço realizado pelo paciente/esportista para vários tipos de exercícios. O exercício e avaliação isocinética se destaca pela qualidade e quantidade de informações que fornece. Estas informações permitem ao fisioterapeuta diagnosticar com exatidão lesões musculares e determinar o plano de recuperação do paciente. Este trabalho se preocupa em demonstrar as utilidades e princípios de funcionamento dos dinamômetros isocinéticos. Levantam-se críticas dos atuais dinamômetros isocinéticos e se propõem alterações projetivas que poderiam reduzir o custo fixo do equipamento.

Para assimilar a tecnologia necessária para a realização de exercícios mediante equipamentos automatizados, é desenvolvido um protótipo básico de sistemas automatizados para exercícios terapêuticos e esportivos. Este protótipo, designado como “SMTE”, é projetado mediante o processo de desenvolvimento de produto.

Abstract of Dissertation presented to UFSC as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Mechanical Engineering.

INTRODUCTORY STUDY AND EXPERIMENTAL
DEVELOPMENT OF AUTOMATIZAD SYSTEMS FOR
TERAPEUTICAL AND SPORTIVES EXERCICES.

Ing. Daniel Alejandro Ponce Saldías

December, 2009

Advisors: Prof. Carlos Alberto Martin, Dr. Ing. and Prof. Daniel Martins, Dr. Eng.

Area of Concentration: Fabrication.

Key words: Robotic Dynamometer, Physiotherapy, Control, Mechatronics, Product Process Development.

Number of pages: 211.

The Robotic Dynamometers are used widely in the medical field, physical therapy, and sports. They allow for the evaluation, rehabilitation, and training of the muscles of the body through the continuous monitoring of the efforts done by patients for a variety of exercises. Isokinetic exercise is the most advanced in this matter due to the quality and the quantity of information provided. This information permits Physiotherapists to accurately diagnose muscular injuries and determine a plan of reoperation for the patient. This work concerns the demonstration of the utilities and principles of the operation of the Robotic Dynamometers. Criticisms are made on the present Robotic Dynamometers and projective alterations are proposed which could reduce equipment cost.

The knowledge of the technology necessary to perform exercises through automated equipment is gained through the development of a basic prototype of automated systems for therapeutic and sporting exercises. This prototype, designated as SMTE, was developed using the Product Development Process.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	31
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO DO TRABALHO	31
1.2 JUSTIFICATIVA	31
1.3 OBJETIVOS GERAIS.....	38
1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	38
1.5 ABRANGÊNCIA E LIMITAÇÕES DO TRABALHO.....	39
1.6 ESTRUTURA DO TRABALHO.....	39
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	41
2.1 EQUAÇÕES DE EULER-LAGRANGE: MODELAMENTO DINÂMICO DE UM EFETUADOR DE JUNTA SIMPLES	41
2.2 CONTROLE DE SISTEMAS DO TIPO EFETUADOR DE JUNTA SIMPLES:	45
2.3 BIOMECÂNICA E CINEMÁTICA HUMANA	47
2.3.1 Ergonomia e Antropometria: mobilidade articular	48
2.3.2 Movimento muscular	49
2.3.3 Configuração de juntas articulares no corpo humano: utilizando ângulos de Euler para descrever movimento nas articulações	51
2.3.3.1 Sistema de referência	51
2.3.3.2 Matriz de rotação.....	52
2.3.3.3 Rotações elementares	53
2.3.3.4 Ângulos de Euler.....	55
2.3.3.5 Rotação tridimensional do joelho.....	56
2.3.3.6 Rotação tridimensional do cotovelo	57
2.3.4 Modelos cinemáticos e mobilidade do corpo humano.....	60
2.3.5 Análise da cinemática esportiva: as velocidades envolvidas no serviço do Tênis	63

3 ESTADO DA TÉCNICA: DINAMÔMETROS ISOCINÉTICOS	67
3.1 DESCRIÇÃO DO FUNCIONAMENTO	67
3.2 FUNÇÃO E APLICAÇÕES DO DINAMÔMETRO ISOCINÉTICO	72
3.2.1 Modo Isométrico	74
3.2.2 Modo Isotônico	75
3.2.3 Modo Passivo	77
3.2.4 Modo Isocinético.....	77
3.3 DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA: CONCEITOS	80
4 PROJETO DO SMTE	89
4.1 METODOLOGIA DE PROCESSO DE DESENVOLVIMENTO DE PRODUTO PARA O SMTE.....	89
4.2 APLICAÇÃO DA METODOLOGIA DE PROJETO.....	94
4.2.1 Planejamento do Projeto.....	94
4.2.2 Projeto Informacional.....	94
4.2.2.1 Projeto Informacional – Requisitos de Usuário	94
4.2.2.2 Projeto Informacional – Requisitos de Projeto	95
4.2.2.3 Projeto Informacional - Especificações do Projeto.	103
4.2.3 Projeto Conceitual.....	110
4.2.3.1 Projeto Conceitual: Síntese Funcional - Fluxograma de Dados (DFD).....	110
4.2.3.2 Projeto Conceitual: Matriz Morfológica	117
4.2.3.3 Justificativa das Escolhas de Princípios de solução	121
4.2.3.4 Projeto Conceitual: Concepção de Projeto de Produto do SMTE	124
5 ANÁLISE DO FUNCIONAMENTO DO SMTE	135
5.1 FUNCIONAMENTO DO MOTOR DO SMTE.....	135
5.2 MODELAMENTO E SIMULAÇÃO DA PLANTA DO SMTE	137

5.2.1	Esboço físico da planta do SMTE	138
5.2.2	Modelamento por circuito generalizado	139
5.2.3	Diagrama de blocos da planta do SMTE incluindo o sinal de entrada e o driver.....	142
5.2.4	Simulação da planta do SMTE	145
5.3.	OPERAÇÃO DE MOTOR CC COM TORQUE ESTÁTICO	146
5.4	DESENVOLVIMENTO DO MODO ISOTÔNICO NO SMTE.....	151
5.4.1	Simulação do modo isotônico.....	156
5.4.2	Medições do modo isotônico realizadas no SMTE	160
5.5	DESENVOLVIMENTO DO MODO ISOCINÉTICO NO SMTE.....	161
5.5.1	Equações dinâmicas utilizadas para o controle e execução do modo isocinético	162
5.5.2	Estrutura do algoritmo de controle do modo isocinético .	164
5.5.3	Simulação do modo isocinético	168
5.5.4	Medições do modo isocinético realizadas no SMTE.....	171
5.6	DESENVOLVIMENTO DO MODO PASSIVO NO SMTE ..	173
5.6.1	Estrutura do algoritmo de controle do modo passivo	175
5.6.2	Simulação do modo passivo	176
5.6.3	Medições do modo passivo realizadas no SMTE	179
5.7	DESENVOLVIMENTO DO MODO ISOMÉTRICO NO SMTE.....	180
5.7.1	Simulação do modo isométrico	181
5.7.2	Medições do modo isométrico realizadas no SMTE	183
6	CONCLUSÕES	185
6.1	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	186
7	REFERÊNCIAS	189

8 ANEXOS.....	193
Anexo 1 - Fluxograma de Dados Segundo Janscheck, C. (2009)..	195
Anexo 2 - Descrição Geral e Função do Driver HB-25.....	201
Anexo 3 - Glossário.....	205
Anexo 4 - Patentes de Máquinas ISocinéticas	209

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Características de cada modo de exercício realizado em dinamômetros isocinéticos.	33
Tabela 2: Comparação dos modos de avaliação da força, mostrando que o modo isocinético proporciona maior quantidade de informação do que os outros testes. Baseado em González & Gorostiaga (1997). ..	79
Tabela 3: Atributos de produto típicos para sistemas técnicos, adaptado de FONSECA (2000).	92
Tabela 4: Especificações do Projeto.....	104
Tabela 5: Apresenta significado das linhas contínuas e descontínuas, usadas no diagrama de fluxo de dados.	111
Tabela 6: Especificações do Processo.	116
Tabela 7: Dicionário de dados.	117
Tabela 8: Matriz Morfológica.	118

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Duas principais Funções dos dinamômetros isocinéticos, com os respectivos modos de exercícios.....	33
Figura 2: Etapas de aceleração inerentes às curvas isocinéticas. A etapa de aceleração termina ao atingir uma velocidade constante ajustada. Na sequência está a zona de velocidade constante (efetivamente isocinética). A etapa de desaceleração caracteriza o termino do movimento do exercício em sentido excêntrico ou concêntrico.	34
Figura 3: Avaliação isocinética em paciente; e curva obtida da avaliação que representa disfunção de meniscos, (KIN-COM, 2009), (ISOKINETICS, 2009).....	35
Figura 4: Diferença entre as posturas de avaliação e de treinamento....	36
Figura 5: Curvas de exercício isocinético. Em vermelho, apresenta uma maior aceleração com um grande choque isocinético. Em azul apresenta uma menor aceleração com um choque isocinético imperceptível.....	37
Figura 6: Sistema composto por partícula de massa M de um grau de liberdade.....	41
Figura 7: Efetuador de junta simples.....	44
Figura 8: Estrutura básica de um sistema de controle realimentado, baseado em Spong (1989).	47
Figura 9: Antropometria: Ângulos de movimento (AMARAL, 2008).	48
Figura 10: Continuação Figura 9, Antropometria: Ângulos de movimento, (AMARAL, 2008).....	49
Figura 11: Um sistema de alavanca classe três é modelado com a aplicação de força interposta entre o apoio e a carga. Muitos dos músculos esqueléticos utilizam esta configuração.	49
Figura 12: O músculo Bíceps do braço é modelado como um sistema de alavanca classe três. A carga é localizada na mão e o suporte no cotovelo.	50

Figura 13: Sistema de referência de coordenadas globais G e locais L, para um corpo rígido.....	52
Figura 14: Rotação do sistema 0-xyz por um ângulo θ ao redor do eixo z.....	54
Figura 15: Descrição da junta articulada do joelho mediante os Ângulos de Euler, adaptado de Zatsiorsky (1998).....	57
Figura 16: Sistema de referência coordenada as partes constituintes do cotovelo.....	58
Figura 17: Rotação tridimensional do cotovelo por ângulos de Euler. .	59
Figura 18: Dois modelos de braços: na esquerda, um modelo antropomórfico, e na direita, um modelo funcional. As relações nos quadrados são o número de junta sobre o DOF na junta. O número de segmento é mostrado nos círculos.	61
Figura 19: Modelo cinemático do corpo humano. Os círculos pretos representam as juntas incluídas num modelo muito simples. Os círculos sem recheio são incluídas só em alguns modelos mais complexos, adaptado de Zatsiorsky (1998).....	62
Figura 20: Número de articulações correspondentes a cada junta do corpo humano.....	63
Figura 21: Imagens sequenciais do serviço de Tênis e contribuições individuais de cada articulação.	65
Figura 22: Continuação da Figura 21.....	66
Figura 23: Diagrama de blocos do sistema dinamômetro isocinético...	68
Figura 24: Parte de comando controle: interface fisioterapeuta-máquina, em círculo vermelho.....	69
Figura 25: Mecanismos entre o motor e o paciente: Na parte superior esquerda se apresenta à redução acoplada ao motor. Na parte superior direita se apresenta a alavanca. Na parte inferior é apresentado o sistema redutor desmontado (KIN-COM, 2009).....	70
Figura 26: Mecanismos da interface paciente-máquina. Na esquerda: Paciente segurado no banco com cintos durante a avaliação do braço com dinamômetro isocinético. Na direita: banco.....	71
Figura 27: Modos na função Exercício.	73
Figura 28: Modos na função Avaliação.	74

Figura 29: Obtenção da curva da força isométrica máxima com tempo de relaxamento.	75
Figura 30: Máquina de exercício isotônico para bíceps utilizado em academias.	76
Figura 31: Modelos de dinamômetros isocinéticos (ISOKINETICS, 2009).	81
Figura 32: Dinamômetro isocinético Con-Terx com perfil de velocidades maiores do que os equipamentos tradicionais.	82
Figura 33: Bilateral Isokinetic Exercicer Nº de Patente US 4082267. ...	83
Figura 34: Electro Mechanical Isotonic or Isokinetic Exercising System, Nº de Patente US 3902480.	83
Figura 35: Isokinetic Exercise Process And Apparatus, Nº de Patente US 3465592.	84
Figura 36: Exercise Isokinetic Apparatus, Nº de Patente US 4863161.	84
Figura 37: Curva isocinética característica de uma deficiência do ligamento anterior cruzado, baseado em Isokinetics (2009).	88
Figura 38: Macrofases e fases de processo de desenvolvimento de produtos, adaptado de Romano (2003).	90
Figura 39: Etapas do projeto informacional e do projeto conceitual.	92
Figura 40: Ordem de classificação dos Requisitos de Projeto, adaptado de Fonseca (2000).	95
Figura 41: Diagrama de Contexto: especifica os limites do sistema SMTE (círculo inferior) interagindo com o usuário ou testador.	112
Figura 42: <i>Nível a</i> do fluxograma de dados. Permite ter uma visão interna da função F0.	113
Figura 43: <i>Nível b</i> do fluxograma de dados para a função F1. Permite ter uma visão interna desta função.	114
Figura 44: <i>Nível b'</i> do fluxograma de dados para a Função F2. Dá visibilidade interna desta função.	115
Figura 45: Vistas do modelo antropomórfico baseado em baseado em Zatsiorsky (1998) e em NWOKAH (2002).	125
Figura 46: Diagrama de conectividade e fluxo de sinais para a concepção.	126

Figura 47: Placa de aquisição e controle da Parallax.....	127
Figura 48: Microcontrolador Basic Stamp 2.....	127
Figura 49: Torquímetro indutivo de eixo calibrado não rotativo da marca Teldix.	128
Figura 50: Acelerômetro memsic 2125, encapsulado no efetuador. ...	129
Figura 51: Acelerômetro memsic 2125 que possui quatro sensores de temperatura e uma bolha interna de gás com um gerador de calor na sua base.	130
Figura 52: HB-25 Motor Controller.....	130
Figura 53: Concepção como conjunto, apresentando as funções indicadas da Matriz Morfológica.	132
Figura 54: Concepção como conjunto, apresentando outras funções indicadas da Matriz Morfológica.	132
Figura 55: Vista detalhada do protótipo SMTE apresentando as restantes funções indicadas da Matriz Morfológica.....	133
Figura 56: Esboço físico da planta do SMTE.	139
Figura 57: Modelamento da planta do SMTE.....	141
Figura 58: Funções de transferência existentes na parte elétrica do acionamento do SMTE	143
Figura 59: Funções de transferência existentes na parte mecânica do SMTE.....	143
Figura 60: Diagrama de blocos da planta do SMTE, incluindo o sinal de entrada e driver, realizado no software SIMULINK.	144
Figura 61: Resposta no domínio tempo da simulação da planta do SMTE. No círculo vermelho apresenta-se o tempo de assentamento do torque do motor com um valor de 0.01s.	145
Figura 62: Simulação no domínio da frequência da função de transferência: (Velocidade do Efetuador)/(Tensão de Entrada) do SMTE.....	146
Figura 63: Curvas características de torque-velocidade de um motor CC, onde as curvas diagonais u_{a_1} , u_{a_2} , u_{a_3} e u_{a_4} são tensões constantes.....	147

Figura 64: Curvas características de torque-velocidade de um motor CC, com incremento do valor do torque devido à componente de tensão u_i de mesma polaridade que u_a	148
Figura 65: Curvas típicas de Torque-Velocidade de um motor CC no primeiro quadrante baseado em Spong, (1989). Faixa vertical cinza sobre as ordenadas: pode-se operar o motor CC com torque estático. 150	150
Figura 66: SMTE em conjunto com o sistema de medição de torque baseado em um arranjo de resistores. (círculo vermelho).	153
Figura 67: Esquema do sistema de medição da Figura 66.	154
Figura 68: Conexão do transdutor de corrente por campo magnético. 154	154
Figura 69: Curva de torque estático do acionamento em Nm em função da duração do pulso gerado pelo microcontrolador.....	156
Figura 70: Diagrama de blocos de simulação do modo isotônico na planta do SMTE.	158
Figura 71: Curvas obtidas da simulação do modo isotônico do SMTE.	159
Figura 72: Medições dos sinais de torque e posição no modo isotônico.	161
Figura 73: SMTE como sistema de junta simples, considerando o torque da pessoa τ_s (bidirecional).	164
Figura 74: Fluxograma do algoritmo no modo isocinético.	165
Figura 75: Ativação das rotinas (ISO_UP e ISO_DOWN) e ativação das subrotinas (AUMENTA_ESFORÇO e REDUZ_ESFORÇO) em relação ao desenvolvimento da curva isocinética.....	166
Figura 76: Diagrama de blocos de simulação do modo isocinético do SMTE.	169
Figura 77: Curvas obtidas da simulação do modo isocinético do SMTE.	170
Figura 78: Medições dos sinais do modo Isocinético feitas no SMTE.172	172
Figura 79: Medições dos sinais do modo isocinético feitas no dinamômetro isocinético KIN-COM. O choque isocinético se vê no círculo vermelho.....	173
Figura 80: Fluxograma do algoritmo de controle no modo passivo....	175

Figura 81: Diagrama de Blocos de simulação do modo passivo do SMTE.....	177
Figura 82: Curvas obtidas da simulação do Modo Passivo do SMTE.	178
Figura 83: Medições no Modo Passivo no SMTE.	179
Figura 84: Erro que faz o motor incrementar o torque à medida que o efetuador tenta se afastar do ângulo de isometria ($\theta_{isometria}$).	181
Figura 85: Diagrama de Blocos do Modo Isométrico do SMTE.	182
Figura 86: Curvas obtidas da simulação do modo isométrico do SMTE.....	183
Figura 87: Medições no modo isométrico no SMTE.....	184

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD - desenho assistido por computadores (do inglês *Computer-Aided Design*).

A/D - Analógico digital.

CC - Corrente contínua.

CPM - Movimento passivo contínuo (de *continuous passive movement*).

G - sistema de coordenadas globais.

L - sistema de coordenadas locais.

LHW - Laboratório de Hardware.

PWM - *Pulse width modulation*.

SMTE - Sistema mecatrônico para testes de algoritmos (e arquiteturas) para o desenvolvimento de tecnologia para equipamentos aplicados à execução de exercícios terapêuticos e esportivos.

UFSC - Universidade Federal de Santa Catarina.

NEDIP - Núcleo de Desenvolvimento Integrado de Produtos.

DFD - Diagrama de fluxo de dados.

LISTA DE SIMBOLOS

B_m	=	Atrito dos mancais do motor.
B_s	=	Atrito do sistema mecânico até o efetuator, devido principalmente ao atrito do freio do SMTE.
F	=	Força.
g	=	Aceleração gravitacional.
i_a	=	Corrente da armadura.
J_m	=	Inércia rotacional do motor.
J_s	=	Inércia do sistema mecânico do SMTE. Equivalente à soma das inércias rotativas do acoplamento e do eixo que une ao efetuator com o freio.
k	=	Energia cinética.
k_m	=	Constante eletromecânica de torque do motor
k_v	=	Constante eletromecânica de velocidade do motor.
l	=	Distância desde o eixo do efetuator até o centro de massas do efetuator.
L_a	=	Indutância da armadura.
m	=	Massa do efetuator.
M	=	Massa de numa partícula.
n	=	Relação de redução do redutor.
P	=	Energia potencial gravitacional.
PA	=	Peso ou prioridade de atendimento que tem cada Especificação de Projeto.
R_a	=	Resistência da armadura.
t	=	Tempo em segundos.
u_a	=	Tensão de entrada.
u_{L_a}	=	Tensão no indutor da armadura do motor.
u_{L_e}	=	Tensão no indutor adicional.
u_i	=	Tensão contra eletromotriz ou induzida.

u_R	=	Tensão no resistor.
ϕ	=	Fluxo magnético (Weber) de motor CC.
θ_m	=	Ângulo do eixo do motor.
θ_s	=	Posição angular do efetuator quando existe um redutor no motor $\rightarrow rad$.
θ	=	Posição angular do efetuator quando não existe um redutor no motor $\rightarrow rad$.
$\dot{\theta}_s$	=	Velocidade angular do efetuator quando existe um redutor no motor $\rightarrow rad/s$.
$\dot{\theta}$	=	Velocidade angular do efetuator quando não existe um redutor no motor $\rightarrow rad/s$.
$\ddot{\theta}_s$	=	Aceleração angular do efetuator quando existe um redutor no motor $\rightarrow rad/s^2$.
$\ddot{\theta}$	=	Aceleração angular do efetuator quando não existe um redutor no motor $\rightarrow rad/s^2$.
$\theta_{isometria}$	=	Ângulo de isometria ou posição constante no modo isométrico.
$\theta_{superior}$	=	Ângulo inicial do exercício isométrico, quando o efetuator está posicionado acima do ângulo de isometria.
$\theta_{inferior}$	=	Ângulo inicial do exercício isométrico, quando o efetuator está posicionado abaixo do ângulo de isometria.
τ_l	=	Diferença entre o torque de entrada u e os torques amortecidos (não conservativos) $B_m \dot{\theta}_m$ e $B_s \dot{\theta}_s$.
τ	=	Torque.
τ_m	=	Torque do motor.
τ_s	=	Torque de carga aplicado pela pessoa na execução do exercício.
$\tau(\omega = 0)$	=	Torque estático ou <i>stall torque</i> .
ω	=	Velocidade angular do efetuator quando é igual à velocidade angular do rotor do motor $\rightarrow rad/s$.

1 INTRODUÇÃO

O presente trabalho se preocupa em levantar críticas e propor alterações de projeto nos atuais dinamômetros isocinéticos. Para isto é realizado um estudo focado na biomecânica humana e também nos dinamômetros isocinéticos já existentes. Com a finalidade de assimilar a tecnologia necessária para a realização de exercícios mediante equipamentos automatizados, é projetado e o SMTE (Sistema mecatrônico para testes de algoritmos e arquiteturas para o desenvolvimento de tecnologia de equipamentos aplicados à execução de exercícios terapêuticos e esportivos) mediante o processo de desenvolvimento de produto.

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO DO TRABALHO

Nas últimas décadas avançaram muito os conhecimentos na área de treinamento de força e fisioterapia, resultando em melhorias significativas no desempenho físico e na rapidez de recuperação de lesões musculares.

Paralelamente foi se desenvolvendo a tecnologia em automação de máquinas, devido principalmente aos rápidos avanços da microeletrônica. Com isto tornou-se possível aplicar novas arquiteturas de sistemas mecânicos de maior complexidade para equipamentos especiais para exercícios físicos. Estes equipamentos têm sido intensamente desenvolvidos, e são aplicados nas áreas de fisioterapia para o monitoramento e recuperação de lesões físicas em pacientes, e na área esportiva, pelos atletas, na procura de aumento de massa muscular e incremento da força e potência física.

1.2 JUSTIFICATIVA

De muita ajuda para os fisioterapeutas e treinadores é estabelecer um programa sistemático de exercícios para propósitos específicos, programa que deve evoluir de acordo com as informações fornecidas por uma continuada avaliação paralela do estado físico da pessoa. A metodologia de avaliação deve entregar dados confiáveis e de boa reprodutibilidade, para que o programa de exercícios possa ser cientificamente conduzido e monitorado. Portanto, a avaliação da força

é essencial no processo de treinamento e/ou terapia. O monitoramento tem como objetivo proporcionar informações continuadas sobre os efeitos do exercício realizado e do estado físico/técnico do esportista ou do paciente. Por seu intermédio racionaliza-se o processo de treinamento, já que, graças à informação, pode-se proporcionar o estímulo mais ajustado e obter os melhores resultados.

Um grupo de máquinas, capazes de monitorar e realizar o exercício físico, se destaca pela sua maior versatilidade e multifuncionalidade: os **dinamômetros isocinéticos**. Estes ainda são pouco difundidos devido ao alto custo, limitando-se seu uso a avançados centros médicos e esportivos e de estudos de fisioterapia, nos quais os dinamômetros isocinéticos já vêm tendo grande participação. Normalmente o dinamômetro isocinético é utilizado para avaliação clínica e esportiva, mas raramente para fins de treinamento de força.

Em seu funcionamento, os dinamômetros isocinéticos fornecem uma resistência mecânica em função da força da pessoa mediante a aplicação de um acionamento controlado. Estes equipamentos permitem operar em duas funções principais: função Avaliação (para monitorar o estado de grupos musculares), e função Exercício (para exercitá-los).

As duas Funções (Avaliação e Exercício) são aplicadas tanto em esportistas saudáveis como em pacientes com lesões. A função Avaliação serve como um indicador do estado físico do esportista, e num paciente, monitora a evolução dos tecidos lesionados. A função Exercício significa treinamento para o esportista e fisioterapia para o Paciente.

Vários modos de exercícios e de avaliação física podem ser executados pelos dinamômetros isocinéticos* como se apresenta na Figura 1. A função Avaliação opera nos modos básicos; e a função Exercício opera nos modos básicos e complexos onde o modo protocolo consiste em uma customização dos modos básicos, e o modo sequencial consiste em misturas de protocolos customizados.

Na sequência se apresenta a Tabela 1, onde se detalha cada modo de exercício das duas Funções dos dinamômetros isocinéticos, apresentadas na Figura 1.

* Estes equipamentos levam o nome de dinamômetro isocinético, devido principalmente às grandes vantagens que apresenta o modo de avaliação isocinética, em relação aos outros modos de avaliação.

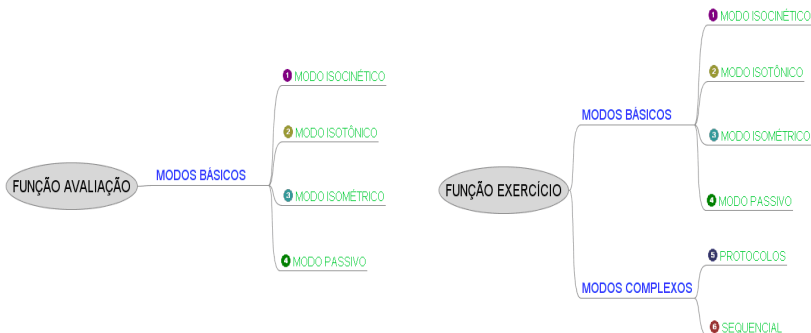


Figura 1: Duas principais Funções dos dinamômetros isocinéticos, com os respectivos modos de exercícios.

Tabela 1: Características de cada modo de exercício realizado em dinamômetros isocinéticos.

		MODOS BÁSICOS			
		ISOMÉTRICO	ISOTÔNICO	PASSIVO (reabilitação)	ISOCINÉTICO
Posição	θ	constante	variável	variável	variável
Velocidade	$\dot{\theta}$	nula	variável	constante	constante
Aceleração	$\ddot{\theta}$	nula	variável	nula *	nula *
Torque	τ	variável	constante †	variável (Em magnitudes limitadas para reabilitação)	variável (Em magnitudes geralmente maiores do que no modo passivo)

† Na faixa de velocidade constante.

* Desde o ponto de vista da biomecânica o termo isotônico não é adequado para designar um movimento de contração muscular, pois isotônico significa “torque constante” e isso não acontece durante a contração das múltiplas fibras musculares, ainda que se levante um peso constante. Mas o termo isotônico sim é adequado para denominar o modo de exercício que fornece o dinamômetro isocinético, pois neste modo oferece uma carga efetivamente de torque constante.

Um importante exercício e modo de avaliação é o isocinético (similar ao modo passivo desde o ponto de vista dinâmico, mas o modo passivo tem aplicações fisioterapêuticas). O modo isocinético consiste em realizar contrações musculares concêntricas e excêntricas em uma velocidade prestabelecida. Esta permanece constante durante o movimento, exceto nas etapas iniciais e finais, onde é necessária uma aceleração angular da articulação submetida ao teste até que seja atingida a velocidade isocinética (GONZÁLEZ; GOROSTIAGA, 1997). Portanto, uma característica inerente do exercício isocinético é que tem uma velocidade constante somente em uma parte do exercício, como se apresenta na Figura 2. As articulações incluídas neste exame são ombros, joelhos, cotovelos, tornozelos, pulsos, coxas e coluna vertebral. Na Figura 3 se apresenta um exemplo de avaliação isocinética do joelho e a curva de velocidade angular *versus* posição angular, que representa uma disfunção de meniscos, onde a concavidade entre dois picos da curva é devida à inibição da atividade muscular por dor. Esta concavidade ou queda na velocidade angular é produzida devido a que o torque muscular é menor que o torque mínimo ajustado (no equipamento) para sustentar a velocidade isocinética de referência.

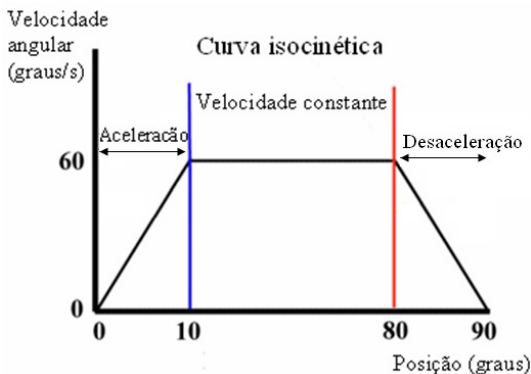


Figura 2: Etapas de aceleração inerentes às curvas isocinéticas. A etapa de aceleração termina ao atingir uma velocidade constante ajustada. Na sequência está a zona de velocidade constante (efetivamente isocinética). A etapa de desaceleração caracteriza o termino do movimento do exercício em sentido excêntrico ou concêntrico.

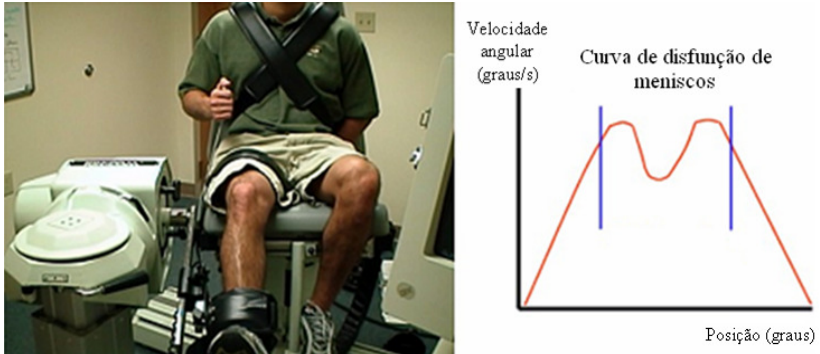


Figura 3: Avaliação isocinética em paciente; e curva obtida da avaliação que representa disfunção de meniscos, (KIN-COM, 2009), (ISOKINETICS, 2009).

Contudo, hoje se apresentam certos problemas associados aos dinamômetros cuja consideração é primordial para um futuro aperfeiçoamento destes equipamentos.

PROBLEMAS:

- Alto custo: Os dinamômetros isocinéticos permitem realizar avaliação, treinamento e fisioterapia, mas estes equipamentos são pouco difundidos pelo alto preço (aproximadamente 156000 U\$), limitando-se seu uso para centros médicos e de estudos.
- Normalmente a avaliação é feita com máquinas e/ou equipamentos disponíveis em locais distintos dos de treinamento. Isto fica prejudicado um continuado acompanhamento
- Os dinamômetros isocinéticos normalmente não copiam o movimento realizado em um treinamento de algum esporte real, sendo que, durante a avaliação, o atleta mantém uma postura diferente da postura de treinamento. Não existem curvas de testes isocinéticos para exercícios que copiem os movimentos de esportes específicos (de cadeia cinética fechada, envolvendo a energia cinética de várias articulações), nem métodos de interpretação destas curvas. Terreri et al (2001) é um dos autores que criticam os dinamômetros isocinéticos: *"As desvantagens estão ainda no preço elevado. Outro aspecto está no fato de que o aparelho isocinético não realiza o gesto ou o movimento específico de uma determinada"*

modalidade esportiva. Portanto, o esforço realizado não envolve a energia cinética nas várias articulações, e sim de uma única articulação, estando o restante do corpo sem deslocamento. O indivíduo realiza um teste ou fisioterapia monoarticular. Os movimentos são realizados normalmente sob a forma de exercício de cadeia cinética aberta.”. (ver Figura 4).



Figura 4: Diferença entre as posturas de avaliação e de treinamento.

- Na avaliação isocinética se apresenta também o problema do choque isocinético (overshoot). Quando existe uma alta aceleração antes de chegar à etapa de velocidade constante do exercício (Figura 2), acontece um “choque” (degrau de desaceleração) no momento de atingir a velocidade isocinética, por que o mecanismo “freia” no intento de desacelerar e assim manter a condição de velocidade constante. O “choque isocinético” produz uma oscilação na leitura de torque que pode confundir ao avaliador no momento de ler a curva do relatório da máquina.

Com a pretensão de superar esta deficiência, propõe-se uma solução inspirada no instrumento projetado pelo Instituto de Ciências do Esporte de Roma, por Lupo et al (1999), denominado “Ergômetro Isodinâmico Polifuncional”, no qual a fase de aceleração precedente e posterior à execução do teste é determinada pelo motor da máquina. Uma redução da aceleração (para chegar à velocidade isocinética desejada) diminui o choque isocinético, mas implica também uma diminuição da faixa angular onde a velocidade é efetivamente isocinética, por que o membro avaliado utiliza um maior percurso angular na faixa de aceleração.

A Figura 5 apresenta curvas do exercício isocinético. A curva vermelha representa um exercício que apresenta uma maior aceleração para chegar à velocidade isocinética, pelo que chegou em breve tempo e curto percurso angular à velocidade isocinética desejada. A curva vermelha apresenta o choque isocinético no final da faixa de aceleração do exercício. A curva azul da Figura 5 é um exercício que apresenta uma menor aceleração para chegar à velocidade isocinética, pelo que utiliza mais tempo e percurso angular para chegar à velocidade isocinética. A curva azul possui um choque isocinético menor ou imperceptível, mas possui um menor percurso angular onde o exercício é efetivamente isocinético, o que dificulta a obtenção de dados do exercício do paciente/esportista.

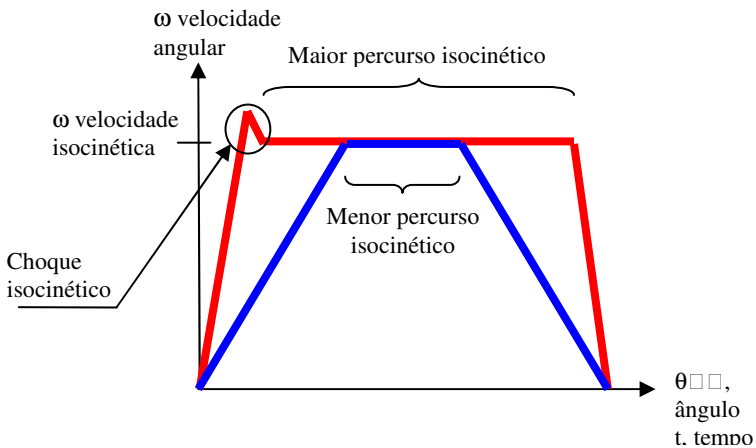


Figura 5: Curvas de exercício isocinético. Em vermelho, apresenta uma maior aceleração com um grande choque isocinético. Em azul apresenta uma menor aceleração com um choque isocinético imperceptível.

Outros problemas que ficaram manifestados em entrevistas com especialistas na área durante a execução deste trabalho foram: Aparecimento de folgas em mancais com pouco tempo de uso, pouca robustez da estrutura, acomodação do paciente/esportista no banco do equipamento, problemas eletrônicos por umidade ambiental e problemas de ergonomia no ombro e quadril.

Dentro da linha de atuação do Laboratório de Hardware (LHW), de desenvolvimento de tecnologia para automação de máquinas, inclusive para as de arquitetura robótica, o presente trabalho propõe

buscar novas soluções no desenvolvimento de máquinas de treinamento e terapia. Em função disso, observa-se que é possível realizar-se uma melhoria nos dinamômetros isocinéticos através de um projeto utilizando sistemas de automação de movimento, de arquitetura aberta.

Propõe-se então desenvolver um protótipo básico de sistema mecatrônico para testes de algoritmos (e arquiteturas) para o desenvolvimento de tecnologia para equipamentos aplicados à execução de exercícios terapêuticos e esportivos, denominado SMTE.

Este deve permitir realizar movimentos similares aos dos exercícios disponíveis em dinamômetros isocinéticos, mas com a finalidade de conhecer bem as tecnologias que permitirão aperfeiçoar os sistemas atuais.

1.3 OBJETIVOS GERAIS

O grande objetivo é apresentar em primeira mão e em âmbito regionalizado em Florianópolis, uma análise crítica introdutória e sugerir aperfeiçoamentos para dinamômetros isocinéticos, desenvolvendo um primeiro protótipo básico para estudo.

1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Pesquisar aspectos da biomecânica e cinemática humana e apresentá-los em linguagem técnica, para servir como base de conhecimento para futuros projetos de sistemas mecatrônicos com interface homem-máquina;
- b) Revisar os conhecimentos atuais aplicáveis ao desenvolvimento de sistemas de movimentos complexos, e os equipamentos existentes na área de treinamento e fisioterapia;
- c) Projetar, através da aplicação de um sistema de arquitetura aberta para aquisição de dados e de controle, o sistema mecatrônico denominado SMTE, para testar os algoritmos e arquiteturas necessárias para a aplicação dos exercícios isocinético, isotônico, isométrico e passivo, similares aos realizáveis nos atuais dinamômetros isocinéticos (robóticos), para assim poder gerar novas idéias e soluções não baseadas em produtos existentes;

- d) Propor soluções técnicas que reduzam o custo total do equipamento em relação às máquinas existentes no mercado, permitindo assim o futuro desenvolvimento de máquinas multifuncionais mais simples que os dinamômetros isocinéticos atuais, dando maior acessibilidade aos centros de reabilitação e esportivos como academias.

1.5 ABRANGÊNCIA E LIMITAÇÕES DO TRABALHO

A presente pesquisa limita-se a equipamentos aplicados em empresas da área médica e centros de pesquisa, centros de fisioterapia, educação física e treinamento esportivo;

O foco da pesquisa é conhecer o funcionamento, arquitetura e controle dos dinamômetros isocinéticos para poder projetar um sistema desta natureza. O presente trabalho não tem a pretensão de ser um projeto de engenharia reversa, já que não pretende ser influenciado por idéias pré-estabelecidas, que poderiam induzir a repetir dificuldades e erros anteriores.

O SMTE permite o desenvolvimento de tecnologia, arquiteturas e algoritmos de controle, tendo como usuário imediato o engenheiro pesquisador destas tecnologias.

O SMTE é um protótipo básico que envolve movimentos em um só grau de liberdade e ainda não será colocado no mercado.

1.6 ESTRUTURA DO TRABALHO

Por se tratar de um trabalho multidisciplinar, este estudo começa com um resumo da teoria envolvida no projeto, tanto do ponto de vista da engenharia, como da relacionada ao movimento do corpo humano.

O capítulo 2 apresenta os fundamentos teóricos que dão embasamento ao protótipo desenvolvido. Inicia com uma descrição da dinâmica dos sistemas de efetuador de junta simples e controle de sistemas de junta simples. Este mesmo capítulo trata da biomecânica e cinemática humana, onde se faz uma introdução à cinemática do corpo humano, o que permite descrever, em termos da engenharia, os fenômenos que acontecem no movimento humano. A parte de fundamentos teóricos finaliza com a descrição de Modelos Cinemáticos e mobilidade humana junto com a análise da cinemática envolvida no serviço do tênis (esporte).

No capítulo 3 são apresentados os princípios de funcionamento e as utilidades dos dinamômetros isocinéticos (robóticos), focando a evolução e conceitos relacionados a estes equipamentos. No item sobre dinamometria isocinética apresentam-se que tipo de relatório e as curvas características, que facilitam a avaliação do desempenho esportivo para treinadores, e o diagnóstico de lesões e evoluções no percurso de um tratamento para médicos e fisioterapeutas.

No capítulo 4 é mostrado o projeto do SMTE. Para a geração de uma concepção aperfeiçoada do protótipo SMTE foi aplicada a metodologia de projeto de processo de desenvolvimento de produto, desde a fase de planejamento de projeto até a fase de projeto preliminar. No percurso da aplicação desta metodologia, se obtém a concepção do SMTE.

Na sequência, analisa-se no capítulo 5 o funcionamento do SMTE e apresenta-se a implementação de tecnologias como por exemplo, a aquisição do sinal de torque (em dinamometria isocinética) mediante a corrente que passa pelo motor, a redução do número de sensores, etc. Faz-se também um modelamento do SMTE que é implementado em software de simulação computacional, mediante diagrama gráfico do sistema (diagrama de blocos). Os resultados das simulações orientam na programação do controle no protótipo SMTE. Finalmente implementa-se e testa-se o algoritmo de controle no protótipo SMTE e são descritos os resultados dos testes para cada tipo de exercício. Neste capítulo do desenvolvimento do SMTE são apresentadas novas idéias de aperfeiçoamento diferentes das dos dinamômetros isocinéticos tradicionais.

No capítulo 6, trazem-se as conclusões do trabalho e deixa-se expressa a intenção de seguir as pesquisas para futuramente realizar possíveis desenvolvimentos relacionados com a Dinamometria Isocinética.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

No presente capítulo são apresentados os fundamentos teóricos envolvidos no desenvolvimento do SMTE, sendo abrangente em duas grandes áreas: engenharia e biomecânica. A teoria apresentada em relação à engenharia envolvida (dinâmica e controle de um efetuator de junta simples) deve permitir que o sistema mecatrônico projetado se adapte às necessidades do usuário. Os fundamentos teóricos enfocados na biomecânica facilitaram o conhecimento das necessidades do usuário. O estudo da biomecânica neste trabalho compreende ergonomia e antropometria, movimento muscular e configuração de juntas articulares usando os ângulos de Euler.

2.1 EQUAÇÕES DE EULER-LAGRANGE: MODELAMENTO DINÂMICO DE UM EFETUADOR DE JUNTA SIMPLES

Aqui se derivam as equações que descrevem a evolução de sistemas mecânicos no tempo, sujeitos as restrições holonômicas, quando as forças restritivas satisfazem o princípio do Trabalho Virtual. Essas são as equações de Euler-Lagrange de movimento (SPONG, 1989).

Na sequência se apresenta como as equações de Euler-Lagrange podem ser derivadas da segunda lei de Newton, num sistema de um grau de liberdade. Este sistema de um grau de liberdade consiste numa partícula de massa constante M , que se desloca no eixo y e é sujeita à força F e à força de gravitacional $M \cdot g$, como se apresenta na Figura 6.

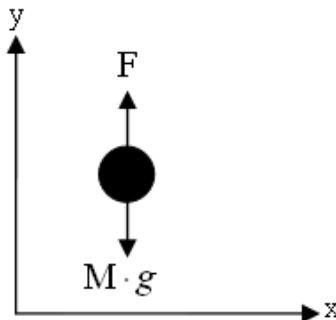


Figura 6: Sistema composto por partícula de massa M de um grau de liberdade.

A equação de movimento da partícula de massa M é:

$$M \cdot \ddot{y} = F - M \cdot g \quad (2.1)$$

Onde a parte direita da equação 2.1 pode se escrever como:

$$M \cdot \ddot{y} = \frac{d(M \cdot \dot{y})}{dt} = \frac{d}{dt} \frac{\partial}{\partial \dot{y}} \left(\frac{1}{2} M \cdot \dot{y}^2 \right) = \frac{d}{dt} \frac{\partial K}{\partial \dot{y}} \quad (2.2)$$

onde a energia cinética é:

$$K = \frac{1}{2} M \cdot \dot{y}^2 \quad (2.3)$$

A força gravitacional da equação (2.1) pode-se expressar como:

$$M \cdot g = \frac{\partial}{\partial y} (M \cdot g \cdot y) = \frac{\partial P}{\partial y} \quad (2.4)$$

onde $P = M \cdot g \cdot y$ é a energia potencial gravitacional.

Define-se como o Lagrangiano L como a diferença entre a energia cinética e potencial do sistema:

$$L = K - P = \left[\frac{1}{2} M \cdot \dot{y}^2 \right] - [M \cdot g \cdot y] \quad (2.5)$$

e deve-se notar que:

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{y}} = \frac{\partial K}{\partial \dot{y}} \quad (2.6)$$

$$\frac{\partial L}{\partial y} = - \frac{\partial P}{\partial y} \quad (2.7)$$

então pode-se escrever a equação (2.1) como segue:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{y}} - \frac{\partial L}{\partial y} = F \quad (2.8)$$

A equação (2.8) é chamada de Equação de Euler-Lagrange, e permite a descrição de sistemas mais complexos, como sistemas robóticos de múltiplas juntas (SPONG, 1989), ou de junta simples. Na sequência se apresenta um exemplo de um efetuador de juntas simples, como se apresenta na Figura 7, consistindo em uma junta rígida mediante uma redução acoplada a um motor CC, onde:

$\theta_m = \hat{\text{Ângulo do eixo do motor.}}$

$\theta_s = \hat{\text{Ângulo do efetuador}} = \frac{1}{n} \theta_m.$

$n = \text{Relação de redução do redutor.}$

$J_m = \text{Inércia rotacional do motor.}$

$J_s = \text{Inércia rotacional do sistema mecânico até o efetuador.}$

$B_m = \text{Atrito do eixo do motor.}$

$B_s = \text{Atrito do sistema mecânico até o efetuador.}$

$m = \text{Massa total do efetuador.}$

$l = \text{Distância desde o eixo do efetuador até o centro de massas do efetuador.}$

A Energia Cinética do sistema é dada por:

$$K = \frac{1}{2} J_m \cdot \dot{\theta}_m^2 + \frac{1}{2} J_s \cdot \dot{\theta}_s^2 \quad (2.9)$$

$$K = \frac{1}{2} \left(J_m + \frac{J_s}{n^2} \right) \dot{\theta}_m^2 \quad (2.10)$$

A Energia Potencial é dada por

$$P = m \cdot g \cdot l \cdot (1 - \cos \theta_s) = m \cdot g \cdot l \cdot \left[1 - \cos \left(\frac{\theta_m}{n} \right) \right] \quad (2.11)$$

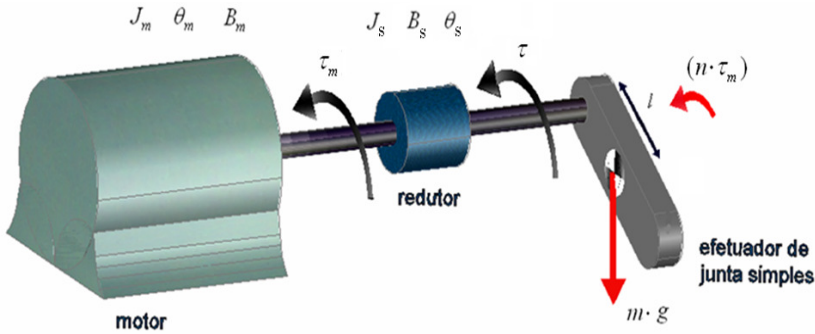


Figura 7: Efetuador de junta simples.

Então o Lagrangiano é obtido por:

$$L = \frac{1}{2} \left(J_m + \frac{J_s}{n^2} \right) \dot{\theta}_m^2 - m \cdot g \cdot l \cdot \left[1 - \cos \left(\frac{\dot{\theta}_m}{n} \right) \right] \quad (2.12)$$

Substituindo esta equação na equação de Euler-Lagrange se tem a equação de movimento

$$\left(J_m + \frac{J_s}{n} \right) \ddot{\theta}_m + \frac{m \cdot g \cdot l}{n} \operatorname{sen} \left(\frac{\theta_m}{n} \right) = \tau_l \quad (2.13)$$

onde:

$B_m \dot{\theta}_m$ = Torque (não conservativo) devido ao atrito viscoso do eixo do motor.

$B_s \dot{\theta}_s$ = Torque (não conservativo) devido ao atrito viscoso que existe entre o efetuador e o redutor.

τ_m = Torque do motor.

$n \cdot \tau_m$ = Torque do motor refletido no efetuador.

τ_l = Diferencia entre o torque do motor refletidos no efetuador $n \cdot \tau_m$ e os torques amortecidos (não conservativos) $B_m \dot{\theta}_m$ e $B_s \dot{\theta}_s$.

Assim:

$$\tau_l = n \cdot \tau_m - \left(B_m + \frac{B_s}{n^2} \right) \dot{\theta}_m \quad (2.14)$$

então com a equação (2.13), a expressão completa para o sistema dinâmico é

$$J\ddot{\theta}_m + B\dot{\theta}_m + C \cdot \text{sen}\left(\frac{\theta_m}{n}\right) = n \cdot \tau_m \quad (2.15)$$

onde

$$J = J_m + \frac{J_s}{n^2}$$

$$B = B_m + \frac{B_s}{n^2}$$

$$C = \frac{m \cdot g \cdot l}{n}$$

Em geral, para um sistema considerado na Figura 7, uma aplicação da equação de Euler-Lagrange é seguida por um sistema de equações diferenciais ordinárias não lineares de segunda ordem em coordenada gerais (SPONG, 1989).

2.2 CONTROLE DE SISTEMAS DO TIPO EFETUADOR DE JUNTA SIMPLES:

O problema do controle para sistemas com articulações ou juntas, é determinar o histórico das informações de entrada das juntas que são necessárias para que o efetuador execute o movimento comandado, (SPONG, 1989). As perturbações podem ser detectadas e processadas como entradas no efetuador (como torques, posição e velocidades), ou como entradas nos atuadores (corrente ou tensão), dependendo de isto do projeto a controlar. No controle de movimento, a orientação do efetuador pode ser comandada de duas maneiras: por uma trajetória contínua, ou especificada em forma sequencial (para cada seqüência de posição e orientação desejada do efetuador).

Existem muitas técnicas de controle e metodologias que podem se aplicar a um controle de um efetuador de junta simples. A metodologia específica escolhida para aplicar o controle pode ter grande

impacto no desempenho do sistema de junta simples e conseqüentemente nas possíveis aplicações. Por exemplo, num seguimento contínuo da trajetória de referência, precisa-se de uma programação diferente em termos de hardware e software, em comparação com a interface que faz o controle ponto a ponto (SCIAVICCO, SICILIANO, 1996). Além disso, para um sistema de junta simples, o projeto mecânico por si mesmo determinará o tipo de esquema do controle necessário. Por exemplo, problemas de controle encontrados em sistemas cartesianos são diferentes dos encontrados em sistemas manipuladores de articulação tipo junta do cotovelo (*elbow-joint*).

Contínuos avanços tecnológicos são feitos no projeto mecânico de robôs, que melhoram a desempenho e ampliam a faixa de aplicações. Melhorias no desempenho vão requer uma maior sofisticação no controle. Uma ilustração do efeito do projeto mecânico sobre o problema do controle pode ser a comparação de um robô (de um grau de liberdade) acionado por um motor CC de ímã permanente utilizando redutor, e um robô com acionamento direto por motor de alto torque e baixa rotação sem sistema redutor. No primeiro caso, a presença do redutor introduz não linearidades por efeito das folgas, como também dos atritos e outras influências indesejáveis. Neste caso para atingir um bom desempenho, o controlador deve ter presente esses efeitos. No caso do robô com acionamento direto, os problemas de atrito e outras não linearidades causadas pela redução, são eliminados. De qualquer forma, as não linearidades nos acoplamentos podem ser significativas frente à dinâmica do motor e mais complexas de se controlar do que no caso de um sistema sem redutor. O resultado é que para conseguir um alto grau de desempenho no controle para estes diferentes tipos de manipuladores, diferentes problemas de controle devem ser resolvidos (SCIAVICCO, SICILIANO, 1996).

Na estratégia de controle de junta simples, o efetuator é controlado como um sistema de simples entrada e simples saída. Qualquer efeito dos acoplamentos é tratado como uma perturbação.

A estrutura básica de um sistema de controle de Junta simples é mostrada na Figura 8.

Segundo Spong (1989) o objetivo do projeto do controlador é escolher o sistema compensador, de modo que a saída da planta possa “*rastrear*” ou “*seguir*” uma determinada entrada, dada pelo sinal de referência.

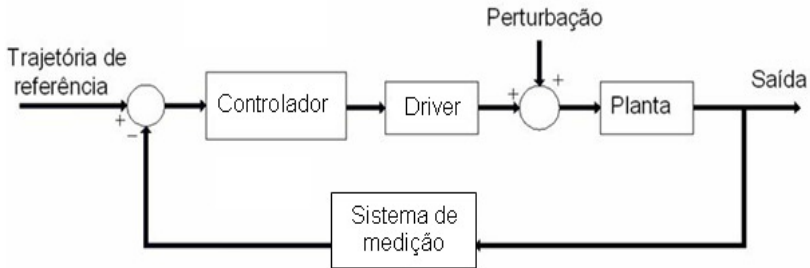


Figura 8: Estrutura básica de um sistema de controle realimentado, baseado em Spong (1989).

O sinal de controle, não é o único sinal de entrada agindo sobre o sistema, já que as perturbações (as quais podem ser consideradas sinais de entrada) têm influência no comportamento do sinal de saída. Tendo presente o anterior é que deve ser projetado o controlador, de modo que os efeitos das perturbações sobre a saída da planta sejam rejeitados. Ambos objetivos, de seguir a referência e a de rejeitar as perturbações, são de central importância na metodologia de controle (SPONG, 1989).

2.3 BIOMECÂNICA E CINEMÁTICA HUMANA

O SMTE é projetado para realizar exercícios com um grau de liberdade, mas para desenvolver futuramente qualquer sistema automatizado para exercícios com vários graus de liberdade (evolução do SMTE), é realizado o estudo do movimento de juntas articulares humanas em três dimensões.

Este item tem a finalidade de apresentar os fatores humanos envolvidos no presente trabalho e num futuro projeto. São resumidos aqui alguns conceitos que servirão para o melhor entendimento da mecânica humana, como ergonomia e antropometria, movimento muscular, configuração de juntas esqueléticas, cinemática de rotação da articulação do cotovelo e joelho, modelos cinemáticos e mobilidade do corpo humano, além de um exemplo de análise de um método que determina as rotações produzidas no braço ao executar os movimentos envolvidos no serviço de tênis. Ainda que nesta revisão bibliográfica somente sejam mostrados exemplos concernentes para algumas juntas articulares (no total existem 147 juntas articulares no corpo humano), os

princípios cinemáticos aqui expostos poderão ser aplicados a todas as articulações, fazendo-se as adaptações conforme os graus de liberdade e natureza cinemática associados a cada uma, para que o sistema a ser projetado seja útil para exercitar tanto braços como pernas.

2.3.1 Ergonomia e Antropometria: mobilidade articular

O estudo da ergonomia faz parte do conhecimento necessário para realizar o projeto da interface fisioterapeuta-máquina, bem como interface paciente-máquina. A mobilidade dos segmentos corpóreos tem duas variáveis importantes:

- a) A amplitude total do movimento possível;
- b) Os ângulos de conforto: valores limites entre os quais uma articulação poderá ficar muito tempo sem fadiga ou incômodo.

Na Figura 9 e na Figura 10, baseadas em Amaral (2008), são apresentados os ângulos de movimento corpóreo antropométricos.

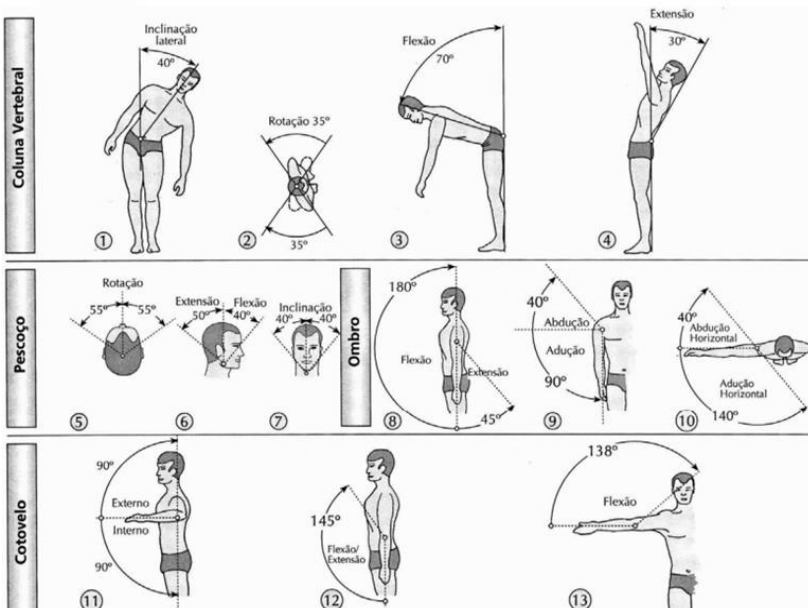


Figura 9: Antropometria: Ângulos de movimento (AMARAL, 2008).

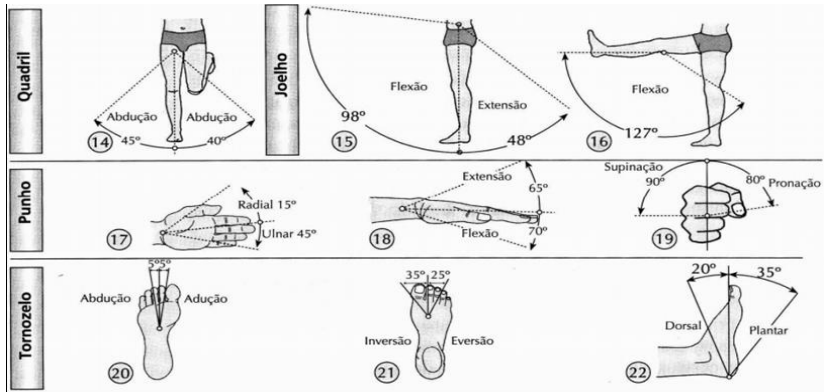


Figura 10: Continuação Figura 9, Antropometria: Ângulos de movimento, (AMARAL, 2008).

2.3.2 Movimento muscular

O movimento mecânico é resultado da contração dos músculos que estão fixados aos extremos dos ossos, o que permite o movimento relativo de cada um. O modelamento deste sistema é comumente conhecido como alavanca de classe três, como se apresenta na Figura 11 e Figura 12 (BRONZINO, 2000), onde uma das juntas age como suporte, o outro osso age como carga, e o músculo fornece a força interposta entre o suporte e a carga. Este sistema requer que a força do músculo seja superior à da carga, às vezes muito superior, ainda que o deslocamento do músculo seja muito menor (BRONZINO, 2000).

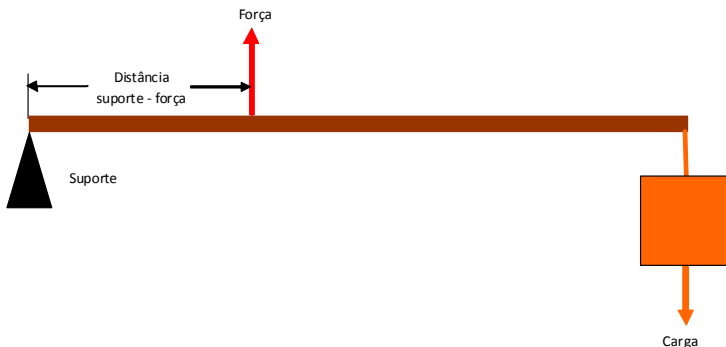


Figura 11: Um sistema de alavanca classe três é modelado com a aplicação de força interposta entre o apoio e a carga. Muitos dos músculos esqueléticos utilizam esta configuração.

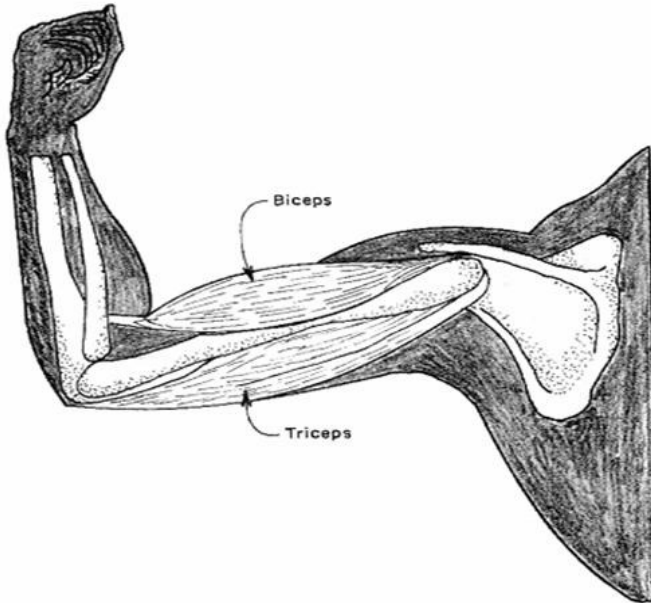


Figura 12: O músculo Bíceps do braço é modelado como um sistema de alavanca classe três. A carga é localizada na mão e o suporte no cotovelo.

Quanto menor for a distância de contração do músculo, menor se torna também a velocidade da contração, segundo a seguinte relação (BRONZINO, 2000):

$$\frac{S_L}{S_M} = \frac{d_L}{d_M} \quad (2.16)$$

onde

S = velocidade, m/s

d = distância desde o apoio

L= carga (*load*)

M = músculo

É importante sinalizar que o tempo de resposta do músculo fibular por eletromiografia é de 71 a 74 milissegundos segundo Pacheco et al (2005) e de 50 a 78 milissegundos antes da fadiga, segundo Araújo et al (2006).

2.3.3 Configuração de juntas articulares no corpo humano: utilizando ângulos de Euler para descrever movimento nas articulações

Geralmente o movimento relativo de um segmento do corpo humano com referência a outro segmento (a um objeto ou ao chão), é uma combinação de translação e rotação. De qualquer maneira, se o objeto de estudo é um movimento comum, tal como caminhar ou algum exercício ginástico, a referência no movimento de translação pode ser omitida devido à sua pequena magnitude, e a junta articular pode ser analisada como uma rotação pura. De fato Zatsiorsky (1998) explica que os movimentos das juntas articulares são considerados como rotações puras ao redor de um eixo fixo. São então assumidas as seguintes simplificações:

- a) Se a junta articular apresenta rotação ao redor de mais de um eixo, os eixos de rotação se interceptam em um ponto;
- b) Os eixos de rotação coincidem com o sistema de referência coordenado da junta articular;
- c) Os eixos de rotação coincidem com os eixos anatômicos.

2.3.3.1 Sistema de referência

Um corpo rígido é completamente descrito no espaço pela sua orientação e posição relativamente a um sistema de referência. Como se apresenta na Figura 13, O-XYZ é o sistema de referência de coordenadas globais G; e $o - xyz$ é o sistema de referência de coordenadas locais L. L_G é composto pelos vetores unitários L_x , L_y e L_z que define a localização do sistema L com referência no sistema G. L_G pode se escrever como uma matriz coluna:

$$L_G = [L_x \ L_y \ L_z]^T \quad (2.17)$$

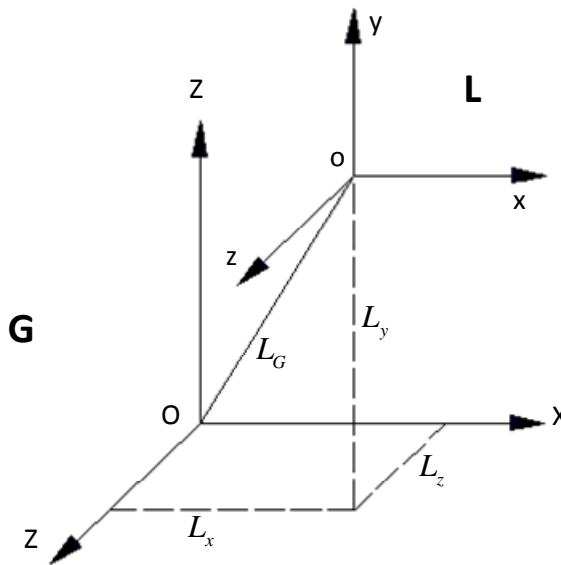


Figura 13: Sistema de referência de coordenadas globais G e locais L, para um corpo rígido.

2.3.3.2 Matriz de rotação

Cada vetor unitário (x, y, z) do sistema local L, está representado pelos seus cossenos diretores no sistema global G. Estes cossenos diretores podem se escrever numa matriz de 3×3 . A notação assumida é a seguinte: o primeiro subíndice de cada cosseno diretor corresponde ao eixo do sistema global G, e o segundo subíndice (menor) corresponde ao eixo do sistema local L. Com esta notação, a matriz dos cossenos diretores, ou *matriz de rotação* $[R]$, se pode escrever como segue:

$$[R] = \begin{bmatrix} \cos_{X_x} & \cos_{X_y} & \cos_{X_z} \\ \cos_{Y_x} & \cos_{Y_y} & \cos_{Y_z} \\ \cos_{Z_x} & \cos_{Z_y} & \cos_{Z_z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos_{11} & \cos_{12} & \cos_{13} \\ \cos_{21} & \cos_{22} & \cos_{23} \\ \cos_{31} & \cos_{32} & \cos_{33} \end{bmatrix} \quad (2.18)$$

Observa-se os vetores coluna da matriz R são mutuamente ortogonais, desde que estejam representando os vetores unitários em um sistema ortonormal.

$$x'^T y' = 0 \quad y'^T z' = 0 \quad z'^T x' = 0.$$

Também têm norma unitária

$$x'^T x' = 1 \quad y'^T y' = 1 \quad z'^T z' = 1.$$

Como consequência, que R seja uma matriz ortonormal quer dizer que:

$$R^T = R^{-1} \quad (2.19)$$

ou seja, que a transposta da Matriz de Rotação é igual ao inverso dela. Pode-se verificar que $\det(R)=1$ se o sistema coordenado segue a regra da mão direita, e $\det(R)=-1$ se o sistema segue a regra da mão esquerda.

2.3.3.3 Rotações elementares

Considera-se o sistema que pode ser obtido mediante uma rotação elementar dos eixos coordenados de referência em torno a um eixo coordenado. Esta rotação é positiva se feita em sentido antihorário em torno de um eixo relativo. Supõe-se que o sistema de referência $O-xyz$ poderia ser rotacionado por um ângulo θ ao redor do eixo Z , como se apresenta na Figura 14 e que o sistema $O'-x'y'z'$ é o sistema coordenado já rotado. Os vetores unitários do novo sistema de referência podem ser descritos em termos dos seus componentes em relação ao sistema de referência inicial.

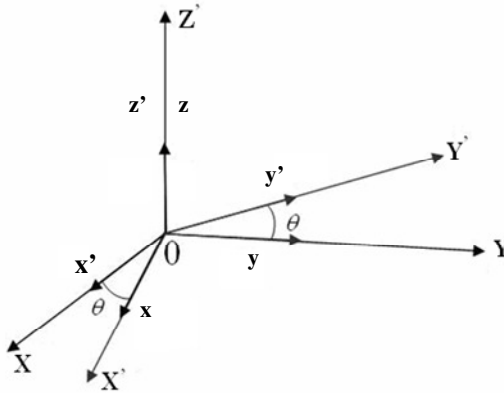


Figura 14: Rotação do sistema 0-xyz por um ângulo θ ao redor do eixo z.

$$x' = \begin{bmatrix} \cos \theta \\ \text{sen } \theta \\ 0 \end{bmatrix} \quad y' = \begin{bmatrix} -\text{sen } \theta \\ \cos \theta \\ 0 \end{bmatrix} \quad z' = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$$

A Matriz de Rotação do sistema de referência O-x'y'z' em relação ao sistema de referência O-xyz e que rotaciona em torno no eixo Z é dada por:

$$R_z(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\text{sen } \theta & 0 \\ \text{sen } \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.20)$$

De maneira similar pode se representar a matriz de rotação que rotaciona em torno do eixo Y com um ângulo β , e a matriz de rotação que rotaciona em torno do eixo X com um ângulo γ , respectivamente por

$$R_y(\beta) = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \text{sen } \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\text{sen } \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix} \quad (2.21)$$

$$R_x(\gamma) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \gamma & -\text{sen } \gamma \\ 0 & \text{sen } \gamma & \cos \gamma \end{bmatrix} \quad (2.22)$$

Pode-se obter uma matriz de rotação tridimensional resultante $[R]$, que rotaciona no sentido da sequência da multiplicação das matrizes de rotações elementares das equações (2.20), (2.21) e (2.22).

$$[R] = [R_z][R_y][R_x]$$

$$[R] = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\text{sen } \theta & 0 \\ \text{sen } \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \text{sen } \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\text{sen } \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \gamma & -\text{sen } \gamma \\ 0 & \text{sen } \gamma & \cos \gamma \end{bmatrix} \quad (2.23)$$

2.3.3.4 Ângulos de Euler

As rotações no espaço tridimensional não são comutativas. Para que uma extremidade do corpo chegue a uma determinada posição, devera existir uma hierarquia ou ordem específico das sucessivas rotações da articulação envolvida. Por exemplo: ao rotacionar uma articulação um ângulo constante no plano horizontal e depois no plano vertical, se chega a uma postura diferente da que se obteria si a rotação tivesse começado no plano vertical seguido do horizontal.

A mudança de orientação pode ser descrita como uma sequência de três rotações sucessivas desde uma posição inicial, referenciadas a um sistema de coordenadas globais G e locais L (Figura 13). A multiplicação de matrizes elementares têm como resultado uma rotação composta num movimento de rotações sucessivas. Os Ângulos de Euler descrevem estas três rotações sucessivas.

Os Ângulos de Euler podem ser expressados como elementos de uma matriz de rotação de 3×3 , $[R] = [R_1][R_2][R_3]$ onde $[R_1]$, $[R_2]$ e $[R_3]$ são as matrizes de rotações elementares sequenciais, como se apresenta na equação (2.23).

Ao multiplicar as matrizes da equação (2.23) se obtém uma matriz equivalente de transformação $[T]$ de 3×3 , onde seus elementos internos correspondem aos cosenos diretores entre os eixos dos sistemas

de referência global G e loca L. Esta operação é chamada decomposição dos ângulos de Euler.

Uma operação inversa também é possível de fazer. Quando a matriz $[R]$ é conhecida e é assumida a ordem sequencial original das rotações, os elementos da matriz $[R]$ podem ser interpretados em termos dos ângulos de Euler. Por exemplo, para as equações (2.18) e (2.23) se têm que os ângulos de Euler para a sequência de rotações Z - y' - x'' , são obtidos pelas seguintes relações:

$$\begin{aligned} A(z) &= \tan^{-1} \left(\frac{\cos_{21}}{\cos_{11}} \right) \\ A(y') &= \tan^{-1} \left(- \frac{\cos_{31}}{\sqrt{\cos^2_{11} + \cos^2_{11}}} \right) \\ A(x'') &= \tan^{-1} \left(\frac{\cos_{32}}{\cos_{33}} \right) \end{aligned} \quad (2.24)$$

onde $A(z)$, $A(y')$ e $A(x'')$ são os ângulos de rotação ao redor dos eixos z , y' e x'' (ZATSIORSKY, 1998). Onde o y' é o eixo y depois da primeira rotação; e x'' e o eixo x depois da segunda rotação.

2.3.3.5 Rotação tridimensional do joelho

Os Ângulos de Euler (ZATSIORSKY, 1998), (SPONG, 1989) são muito utilizados para descrever a cinemática das juntas articulares, como se apresenta na Figura 15. Flexão e extensão tomam lugar ao redor do eixo Z desenhado no fêmur. A rotação axial acontece no eixo longitudinal da tibia (eixo X da tibia). O terceiro eixo define abdução e adução, e pode ser determinado pelo produto cruzado de dois eixos fixos aos segmentos proximal e distal. Estes eixos podem mudar sua orientação no espaço quando o joelho é flexionado, mas é sempre ortogonal ao eixo de flexão extensão e ao eixo de rotação axial. Quando a junta articular não está numa posição neutra, como por exemplo, numa posição de flexão e abdução, os dois corpos (tibia e fêmur) não são ortogonais entre eles (ZATSIORSKY, 1998).

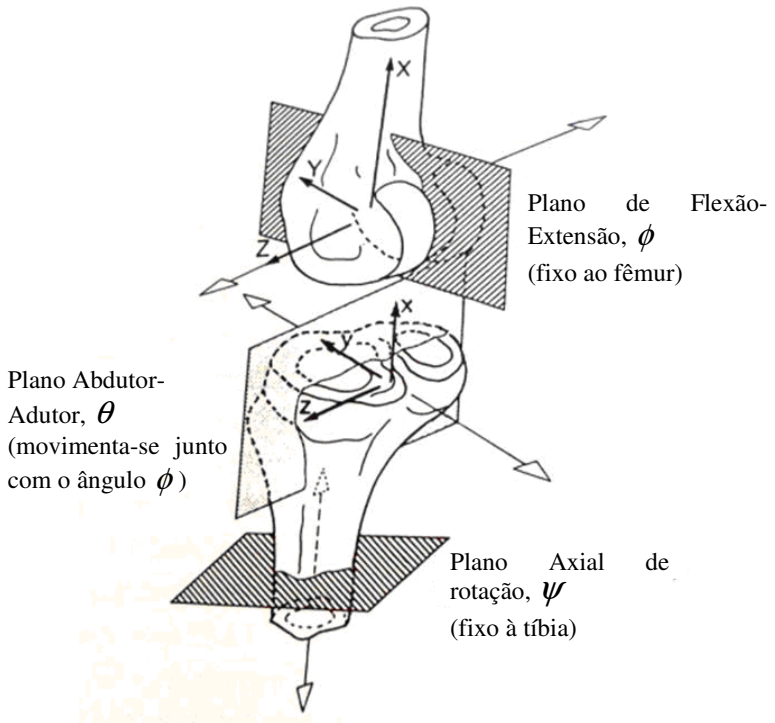


Figura 15: Descrição da junta articulada do joelho mediante os Ângulos de Euler, adaptado de Zatsiorsky (1998).

2.3.3.6 Rotação tridimensional do cotovelo

O sistema global do úmero e do antebraço é definido na Figura 16 (ZATSIORSKY, 1998). Na postura anatômica, o eixo X correspondente ao sistema do úmero e o eixo x correspondente ao sistema do antebraço estão apontado na direção anterior. Os eixos Y e y estão ao longo dos ossos, e os eixos Z e z estão apontando lateralmente. A seqüência rotacional adotada foi: (1) Flexão extensão, ϕ ; (2) Abdução Adução, θ ; e (3) Rotação axial, ψ . O conjunto de seqüência rotacional se apresenta na Figura 17 (ZATSIORSKY, 1998).

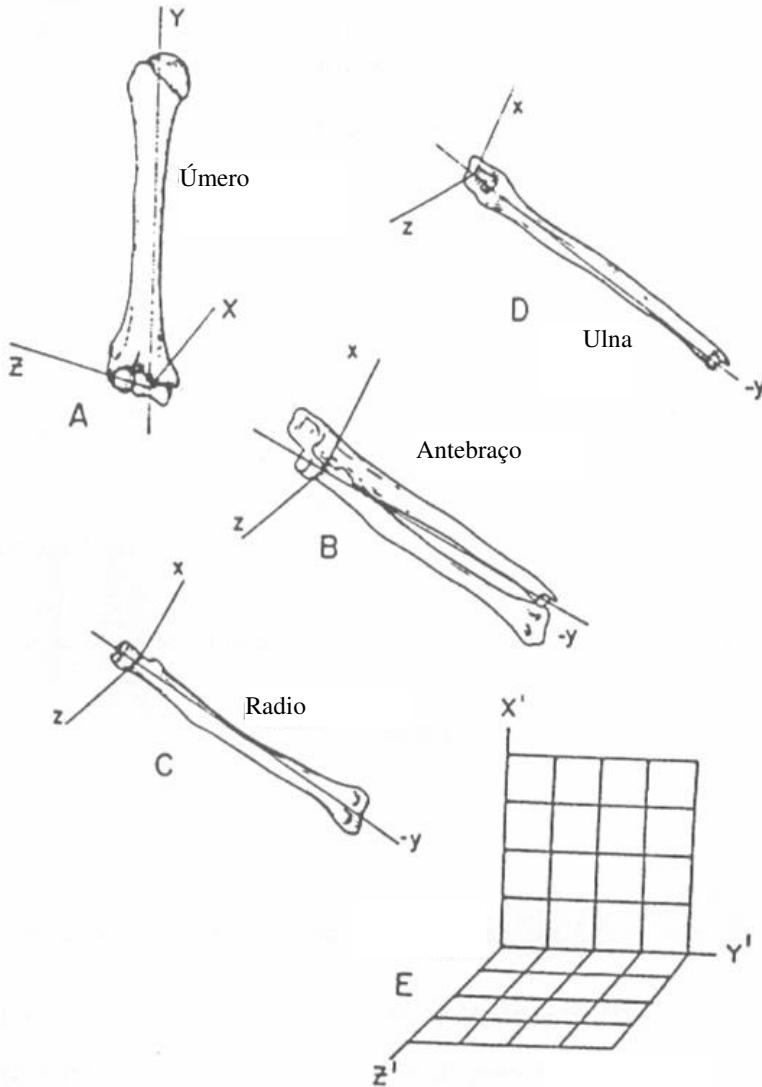


Figura 16: Sistema de referência coordenada as partes constituintes do cotovelo.

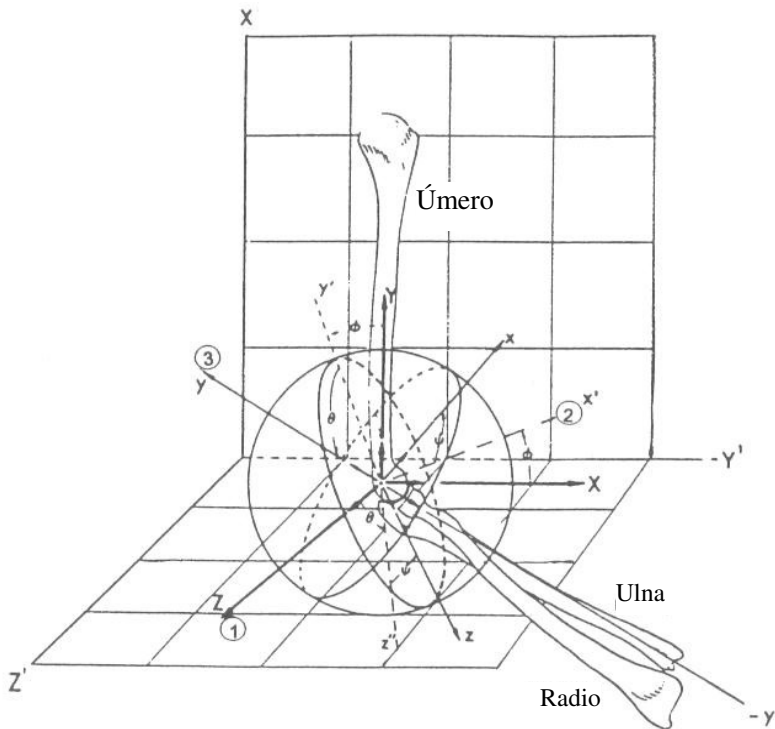


Figura 17: Rotação tridimensional do cotovelo por ângulos de Euler.

Os vetores unitários do antebraço e do úmero estão apresentados na matriz de rotação 2.25.

$$\begin{bmatrix} \bar{x} \\ \bar{y} \\ \bar{z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta \cos \psi - \text{sen} \phi \text{sen} \theta \text{sen} \phi & \text{sen} \phi \text{sen} \psi - \text{sen} \psi \text{sen} \theta \cos \phi & -\text{sen} \psi \cos \theta \\ -\cos \theta \text{sen} \phi & \cos \theta \cos \phi & \text{sen} \theta \\ \text{sen} \psi \cos \phi + \cos \psi \text{sen} \theta \cos \phi & \text{sen} \psi \text{sen} \phi - \cos \psi \cos \theta \cos \phi & \cos \psi \cos \theta \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \bar{X} \\ \bar{Y} \\ \bar{Z} \end{bmatrix} \quad (2.25)$$

onde $\vec{x}, \vec{y}, \vec{z}$ e $\vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z}$ são vetores unitários ao longo dos eixos do antebraço e dos eixos do úmero, correspondentemente. Na equação 2.25 as filas da matriz de rotação correspondem a o eixo do sistema com origem no sistema do segmento distal, o antebraço; as colunas correspondentes ao eixo do sistema proximal, o úmero. A matriz é uma transposição da matriz de rotação. Neste exemplo (ZATSIORSKY, 1998), a seqüência de rotação é $Zx'y''$. Se $\vec{x}, \vec{y}, \vec{z}$ e $\vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z}$ estão definidos no sistema de referência global, os ângulos individuais de Euler podem ser determinados por:

$$\begin{aligned} \text{Ângulo de flexão} &= \cos^{-1} \left(\frac{\vec{y} \vec{Y}}{\cos \theta} \right) \\ \theta &= \sin^{-1} (\vec{y} \vec{Z}) \\ \text{Rotação axial} &= \psi = \left(\frac{\vec{z} \vec{Z}}{\cos \theta} \right) \end{aligned} \quad (2.26)$$

2.3.4 Modelos cinemáticos e mobilidade do corpo humano

Os modelos de cinemáticos do corpo humano são representativos da mobilidade, mas não são boas representações de aspectos como a distribuição de massa. Os modelos cinemáticos do corpo humano são classificados como antropomórficos (também chamados esqueléticos) e funcionais. Os modelos antropomórficos se assemelham visualmente à construção do corpo humano. Os segmentos corporais são geralmente modelados como elos sólidos e as articulações humanas são as juntas do modelo. Em modelos funcionais, os segmentos são modelados como nós de um desenho ou uma árvore (ZATSIORSKY, 1998), e as juntas são conectadas aos nós como se apresenta na Figura 18, baseada em Zatsiorsky (1998). Esta representação tem certas vantagens para o modelamento computacional e estruturas de dados, isso por que as juntas são binárias (estão conectadas a dois segmentos). Estas conexões são convenientemente representadas por arcos com duas terminações. Estes segmentos podem ter diversos tipos de juntas. Por exemplo, o tronco é considerado como um só elemento e fornece as relações de posição entre duas juntas articulares do quadril, as duas juntas articulares dos ombros e a articulação tronco pescoço. Um exemplo de modelo antropomórfico é apresentado na Figura 19, baseada em

Zatsiorsky (1998) que consiste no máximo em 18 segmentos rígidos, 17 juntas e 41 graus de liberdade (DOF). Se as juntas esterno claviculares são ignoradas, e a coluna vertebral é considerada como um segmento sólido, os DOF diminuem para 31. Este é chamado um Modelo Grosso do Corpo, no qual muitas juntas pequenas não são incluídas (como as dos dedos). No Modelo Grosso do Corpo o braço tem 7 DOF, isto implica que a cadeia cinética é redundante (ZATSIORSKY, 1998).

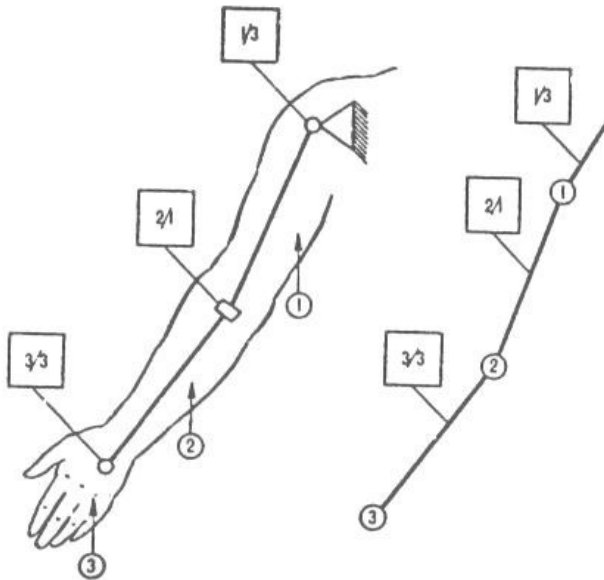


Figura 18: Dois modelos de braços: na esquerda, um modelo antropomórfico, e na direita, um modelo funcional. As relações nos quadros são o número de junta sobre o DOF na junta. O número de segmento é mostrado nos círculos.

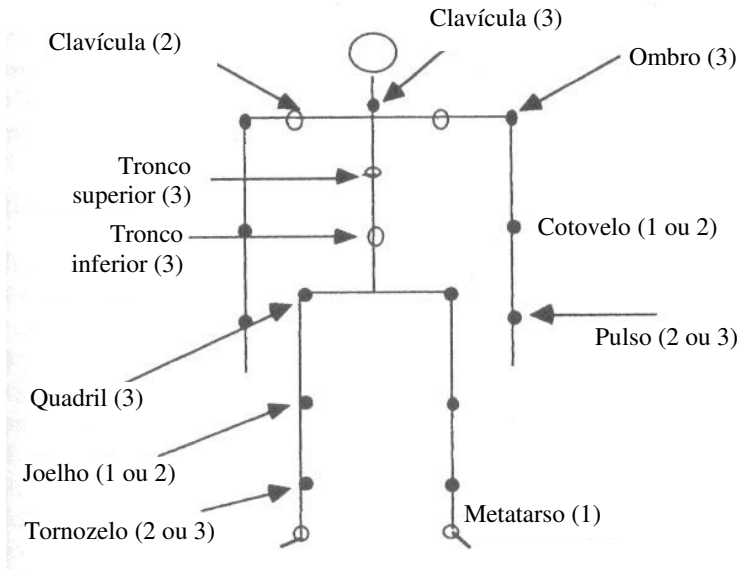


Figura 19: Modelo cinemático do corpo humano. Os círculos pretos representam as juntas incluídas num modelo muito simples. Os círculos sem recheio são incluídas só em alguns modelos mais complexos, adaptado de Zatsiorsky (1998).

Para estimar a mobilidade total do corpo todos os segmentos e todas as juntas devem ser considerados. De acordo com estimativas, existem 148 ossos móveis e 147 juntas articulares no corpo humano, como modelo apresentado na Figura 20, baseada em Zatsiorsky (1998), onde o braço tem 30 DOF, não 7.

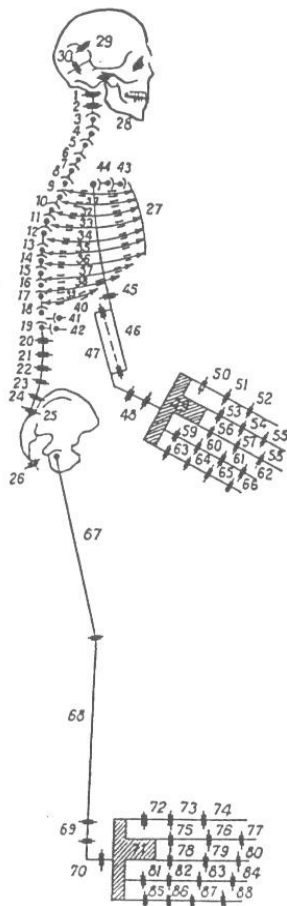


Figura 20: Número de articulações correspondentes a cada junta do corpo humano.

2.3.5 Análise da cinemática esportiva: as velocidades envolvidas no serviço do Tênis

A velocidade do efetador (última junta e uma cadeia cinética aberta) é resultado de uma série de rotações nas juntas articulares anteriores. No estudo do serviço do Tênis, a cabeça da raquete foi

considerada como o efetuador. O procedimento descrito nesta seção segue os seguintes passos propostos (ZATSIORSKY, 1998):

- a) Se definem as velocidades angulares das juntas articulares do ombro, cotovelo, e pulso $\dot{\alpha}_i$, $i=1, 2, 3$, onde:
 - $\dot{\alpha}_1$ = Velocidade angular do ombro.
 - $\dot{\alpha}_2$ = Velocidade angular do cotovelo.
 - $\dot{\alpha}_3$ = Velocidade angular do pulso.
- b) São determinados os vetores desde as juntas articulares individuais até o centro da raquete, r_{iP} , $i=1, 2, 3$, onde:
 - r_{1P} = Vetor correspondente ao ombro.
 - r_{2P} = Vetor correspondente ao cotovelo.
 - r_{3P} = Vetor correspondente ao pulso.
- c) São calculadas e adicionadas vetorialmente o produto vetorial $\dot{\alpha}_i \times r_{iP}$.

$$V_P = V_{SH} + \dot{\alpha}_1 \times r_{1P} + \dot{\alpha}_2 \times r_{2P} + \dot{\alpha}_3 \times r_{3P} \quad (2.27)$$

O V_{SH} é a velocidade do ombro em translação, mais a contribuição das pernas e dorso à velocidade da cabeça da raquete. As projeções do produto vetorial na direção vetor resultante de velocidade caracterizam as contribuições individuais das juntas articulares à velocidade resultante. Na análise, se calculam os componentes de vetores de velocidade angular das juntas articulares, como os de flexão extensão e suas contribuições no ponto final do vetor velocidade estudado. Na Figura 21 e Figura 22, adaptadas de Zatsiorsky (1998), se apresentam imagens sequenciais do serviço do Tênis e as contribuições individuais desde as rotações de juntas articulares individuais até a velocidade de avanço da raquete de Tênis. A cabeça da raquete de Tênis para o centro da raquete até o com o contacto com a bola foi de 27 m/s. Uma explicação mais detalhada dos movimentos envolvidos no ombro, braço e pulso, como abdução adução, flexão extensão, prono supino e ulnar e radial, se pode encontrar em Sprigings et al (1994), mas para fins práticos basta entender que são movimentos associados às articulações correspondentes.

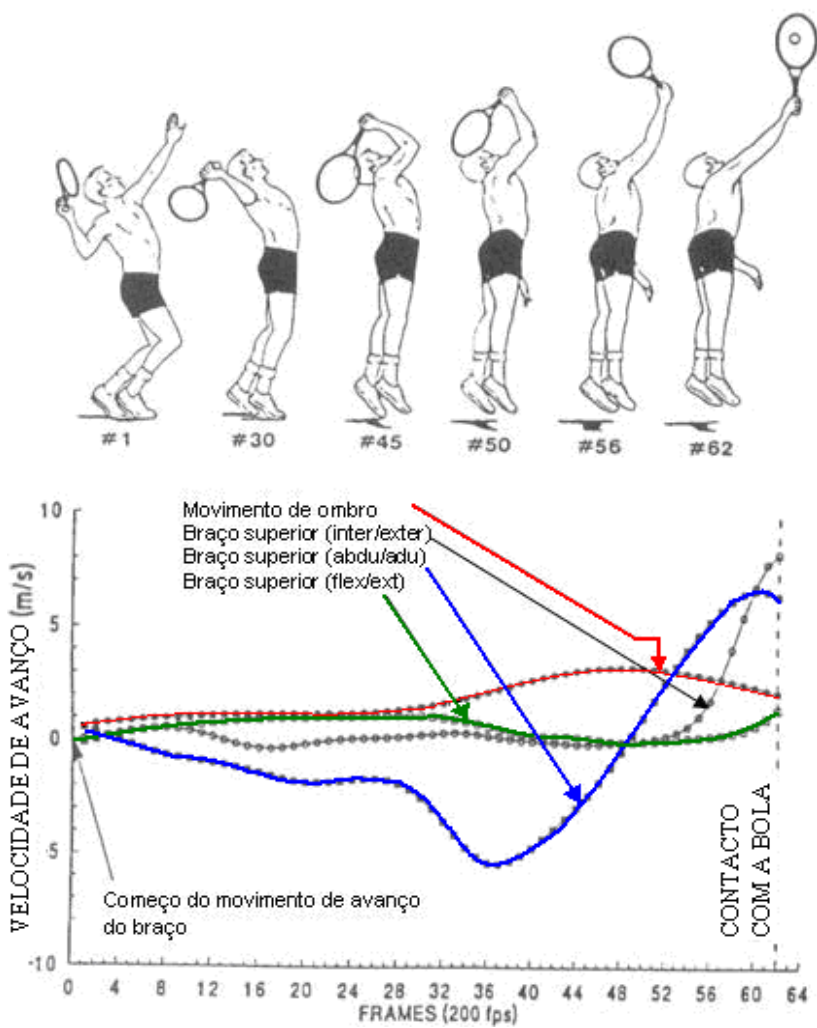


Figura 21: Imagens seqüenciais do serviço de Tênis e contribuições individuais de cada articulação.

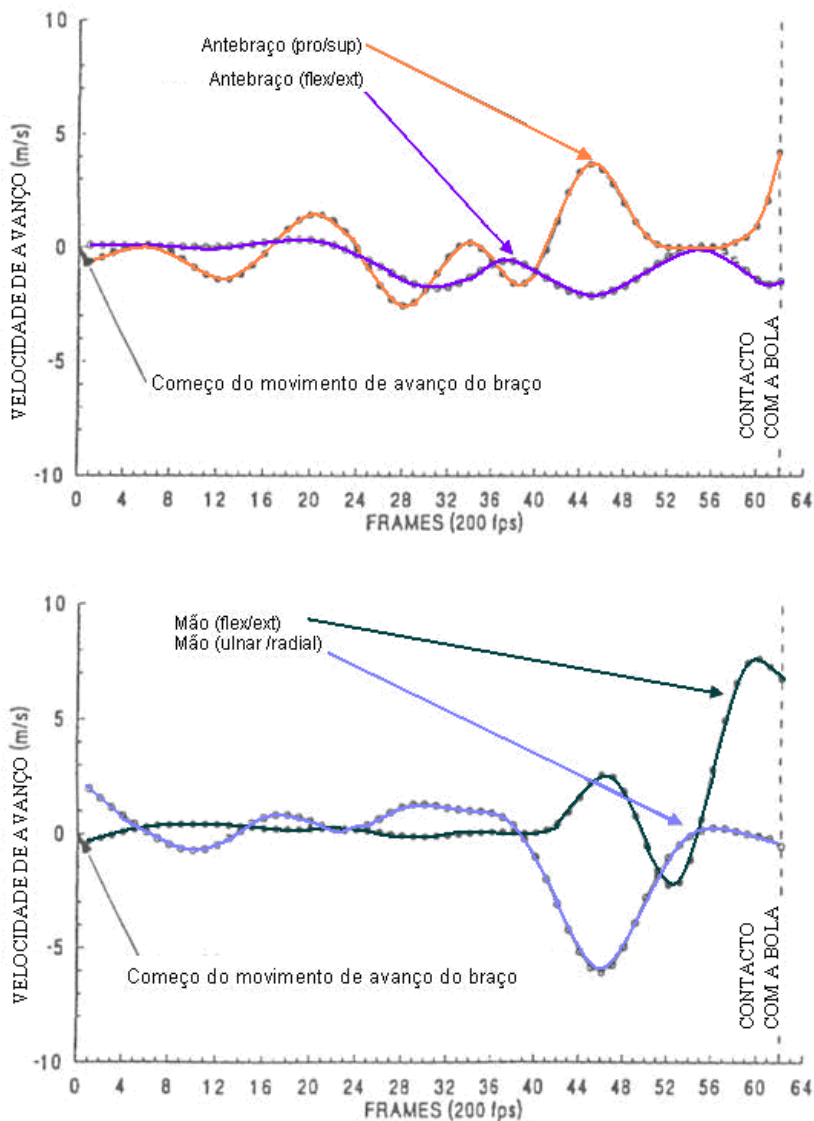


Figura 22: Continuação da Figura 21.

3 ESTADO DA TÉCNICA: DINAMÔMETROS ISOCINÉTICOS

Os dinamômetros isocinéticos caracterizam-se pela versatilidade e multifuncionalidade na avaliação clínica e esportiva, podendo eventualmente ser utilizados para treinamentos de força. Ainda são pouco difundidos devido a seu alto custo, limitando-se seu uso em centros médicos e de pesquisas. O dinamômetro isocinético, composto por um acionamento elétrico controlado, permite obter uma resistência ao movimento causado pela força da pessoa. Estes equipamentos permitem operar na função Avaliação e na função Exercício, de modo que permitem exercitar grupos musculares e monitorá-los.

O presente capítulo começa apresentando uma descrição do funcionamento dos dinamômetros isocinéticos.

Na sequência, se explicam as funcionalidades e aplicações de cada modo de exercício, e se faz uma análise comparativa dos modos de avaliação do estado físico, destacando-se o modo isocinético.

O capítulo termina com o item de dinamometria isocinética, onde se ventila a evolução dos dinamômetros isocinéticos, que fez com que a avaliação por este método se tornara-se uma poderosa ferramenta de diagnóstico esportivo e clínico. Detalham-se os tipos de relatórios numéricos que estes equipamentos fornecem para a avaliação física. São apresentadas também diversas marcas de dinamômetros isocinéticos existentes no mercado e algumas patentes de máquinas isocinéticas de interesse.

3.1 DESCRIÇÃO DO FUNCIONAMENTO

O dinamômetro isocinético responde de forma muito rápida e precisa aos movimentos e variações de velocidade e torque do paciente/esportista devido a um sistema de controle de malha fechada. Um diagrama de blocos do dinamômetro isocinético está representado na Figura 23 e se compõe de quatro partes: Comando/Controle, Acionamentos, Mecanismo com carga paciente/esportista, e Sistemas de Medição. Na sequência se explicam estas partes:

1. Comando/Controle: executa a interface fisioterapeuta-máquina. O fisioterapeuta (operador) interage através do sistema Comando/Controle em que executa um software gerenciador que permite, por exemplo, inserir instruções para definir cada modo de exercício para ser executado pelo paciente/esportista. Aqui também é monitorado o exercício do paciente/esportista e se obtém relatórios impressos das avaliações. Na Figura 24 adaptada de Kin-Com (2009), podem se identificar os elementos que compõem esta interface (marcados no círculo vermelho);

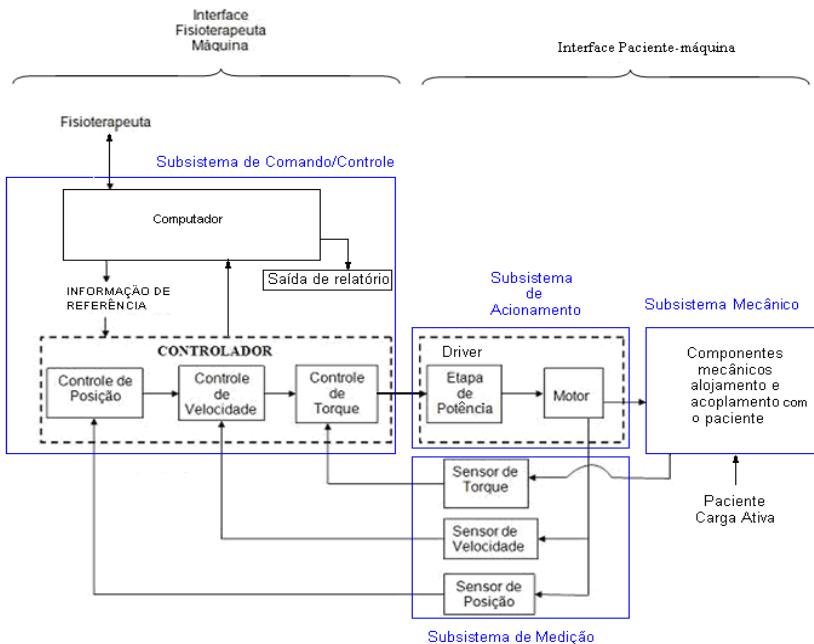


Figura 23: Diagrama de blocos do sistema dinamômetro isocinético.

Além disso, na parte Comando/Controle realiza-se também todo o gerenciamento do torque, velocidade e posição do acionamento nos valores definidos pelo operador. Esta unidade de processamento é quem mantém as restrições impostas pelo fisioterapeuta durante a seleção do programa de exercícios. Recebe os sinais dos sistemas de medição que o realimentam com informação do torque, velocidade e posição durante o exercício e/ou avaliação. O sistema de comando/controle permite ter a informação simultânea dos sistemas de medição para a manutenção das

características dinâmicas e de segurança do exercício. Por exemplo, no caso do exercício isocinético, o sinal do tacogerador informa ao controlador da velocidade instantânea no efetuator, para que assim o acionamento mantenha dita velocidade com a magnitude constante selecionada, mesmo frente a variações de torque por parte do paciente/esportista, monitorando-o a cada instante. Se o paciente/esportista não consegue atingir o nível de torque-limite mínimo prestabelecido pelo fisioterapeuta, o motor sistema não efetuará o exercício ordenado, comandando um movimento lento e possivelmente ter-se-á oscilações até que o paciente/esportista atinja a força mínima requerida (CHATANOOGA GROUP, 1995).

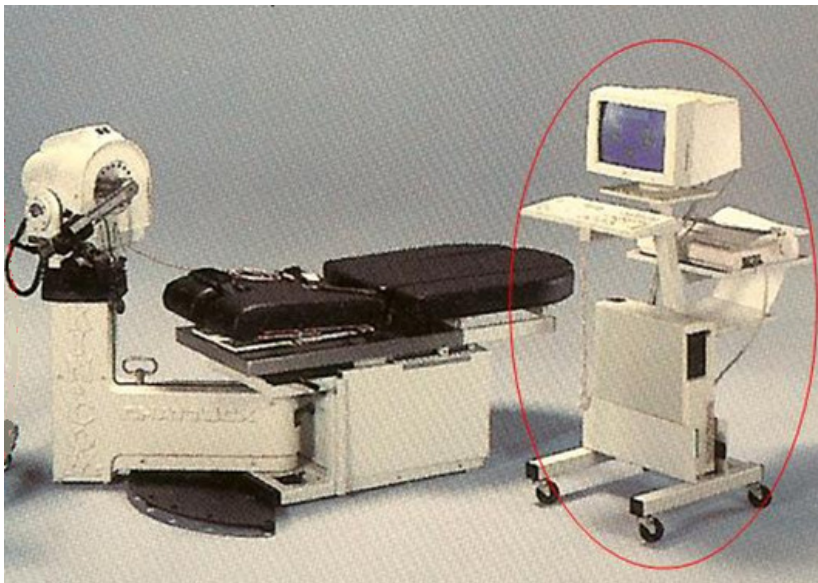


Figura 24: Parte de comando controle: interface fisioterapeuta-máquina, em círculo vermelho.

2. Acionamento: Composto pelo servomotor e driver.

- Servomotor: Os dinamômetros isocinéticos possuem um servomotor hidráulico ou eletromecânico de alta dinâmica de torque e alta dinâmica de rotação, atingindo velocidades na faixa de 1200 a 2500 rpm com torque desde 10 a 30 $N \cdot m$ (dependendo do tipo de redutor a ser acoplado).

- Possui um sistema de redução: (Figura 25) que amplifica muito o torque, chegando a tipos que operam na faixa de $300 N \cdot m$ a 120 rpm. O redutor e é ligado a elementos biomecânicos/ergonômicos que se ajustam ao paciente/esportista.
- Driver: Ou amplificador de potência, é o componente encarregado de gerenciar e fornecer ao servomotor a potência elétrica (tensão e corrente) necessária, seguindo a referência dada pelo Comando/Controle.

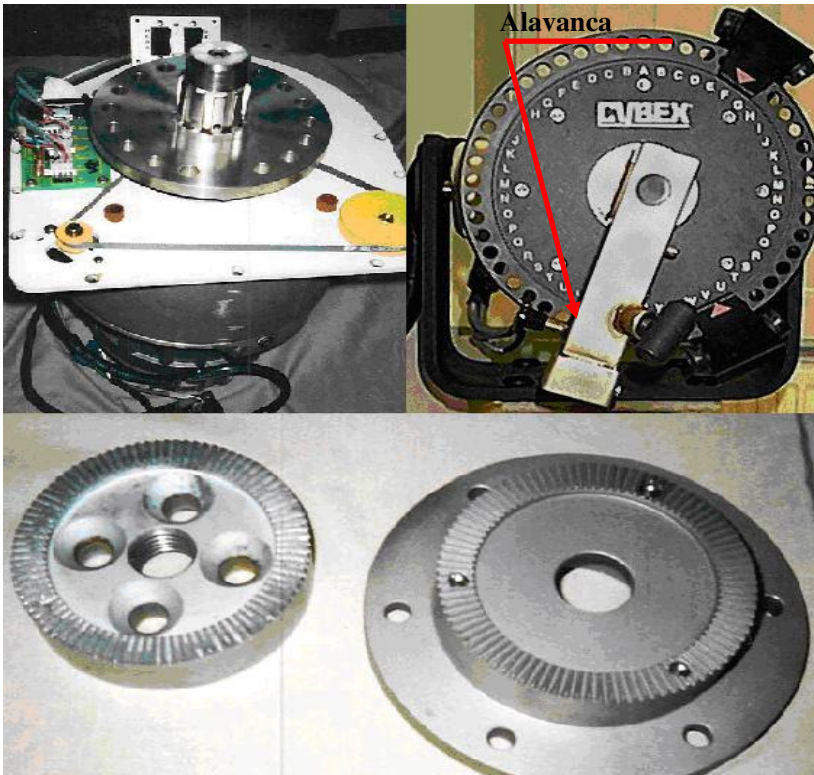


Figura 25: Mecanismos entre o motor e o paciente: Na parte superior esquerda se apresenta à redução acoplada ao motor. Na parte superior direita se apresenta a alavanca. Na parte inferior é apresentado o sistema redutor desmontado (KIN-COM, 2009).

3. Mecanismos: Executa a interface paciente-máquina e se compõe dos elementos mecânicos e ergonômicos do dinamômetro isocinético que permitem que o paciente/esportista se posicione em uma postura confortável e ao mesmo tempo possibilita o trabalho isolado de um só grupo muscular de interesse. Na parte esquerda da Figura 26, adaptada de Kin-Com (2009), pode-se perceber que, para a avaliação do braço do paciente/esportista, o tronco do paciente/esportista é imobilizado firmemente com cintos ao banco, e o braço é acoplado a uma alavanca acionada pelo dinamômetro. As alavancas (também apresentada na Figura 25) são alguns dos elementos biomecânicos que se acoplam aos segmentos corpóreos e permitem que o movimento homem-máquina seja sincronizado e harmonioso. Na mão esquerda há um botão de segurança que desativa o sistema. Na parte direita da Figura 26 se apresenta o banco onde é fixado o paciente/esportista.



Figura 26: Mecanismos da interface paciente-máquina. Na esquerda: Paciente segurado no banco com cintos durante a avaliação do braço com dinamômetro isocinético. Na direita: banco.

4. Sistemas de medição, que são basicamente três (ver Figura 23):

- Sistema de medição de torque: Geralmente são usados extensômetros (*strain gauges*) no efetuador. No percurso desta pesquisa se identificou que, em modelos mais modernos de

dinamômetros isocinéticos, a informação de torque se obtém a través da medição da corrente motor;

- Sensor de Velocidade: geralmente é usado um tacogerador. Em modelos modernos de dinamômetros isocinéticos é utilizado um encoder.
- Sensor de posição: geralmente é usado um sensor resistivo. Também em modelos modernos de dinamômetros isocinéticos é utilizado um encoder.

3.2 FUNÇÃO E APLICAÇÕES DO DINAMÔMETRO ISOCINÉTICO

Os dinamômetros isocinéticos têm duas funções principais: Exercício e Avaliação. Uma vantagem clínica da função Exercício é o fato de fornecer múltiplas estratégias de treinamento ou exercícios para serem escolhidos. A função Exercício não se limita ao modo isocinético somente, já que podem ser utilizados ainda os modos de exercício passivo, isométrico e isotônico. Estes quatro principais exemplos de exercícios são classificados como modos básicos e são utilizados pela maior parte dos pacientes. Caso não seja apropriado para algum paciente executar um dos quatro exercícios básicos, dispõem-se ainda dos modos Protocolo e Sequencial, classificados como modos complexos. O modo Protocolo corresponde à customização individual feita pelo fisioterapeuta ou treinador, dos modos básicos, programando-se variações nas faixas de movimentação, velocidade e força mediante o Software Gerenciador. Vários Protocolos podem ficar armazenados na memória e pesquisados (por nome, etc.) para serem repetidos ou alterados. Vários exercícios do tipo Protocolo poderão ser encadeados sequencialmente para desenvolver uma série customizada de exercícios, mediante o modo sequencial.

A função Avaliação apresenta somente os modos básicos (Isocinético, Isotônico, Isométrico e Passivo), na qual os resultados de cada avaliação são guardados para ser apresentados ou impressos em uma variedade de formatos adequados para permitir reconhecer cada necessidade e apoiar na orientação do treinamento segundo o progresso do paciente/esportista. Na Figura 27 estão esquematizados os modos da função Exercício. Na Figura 28 estão apresentados os Modos da função Avaliação.

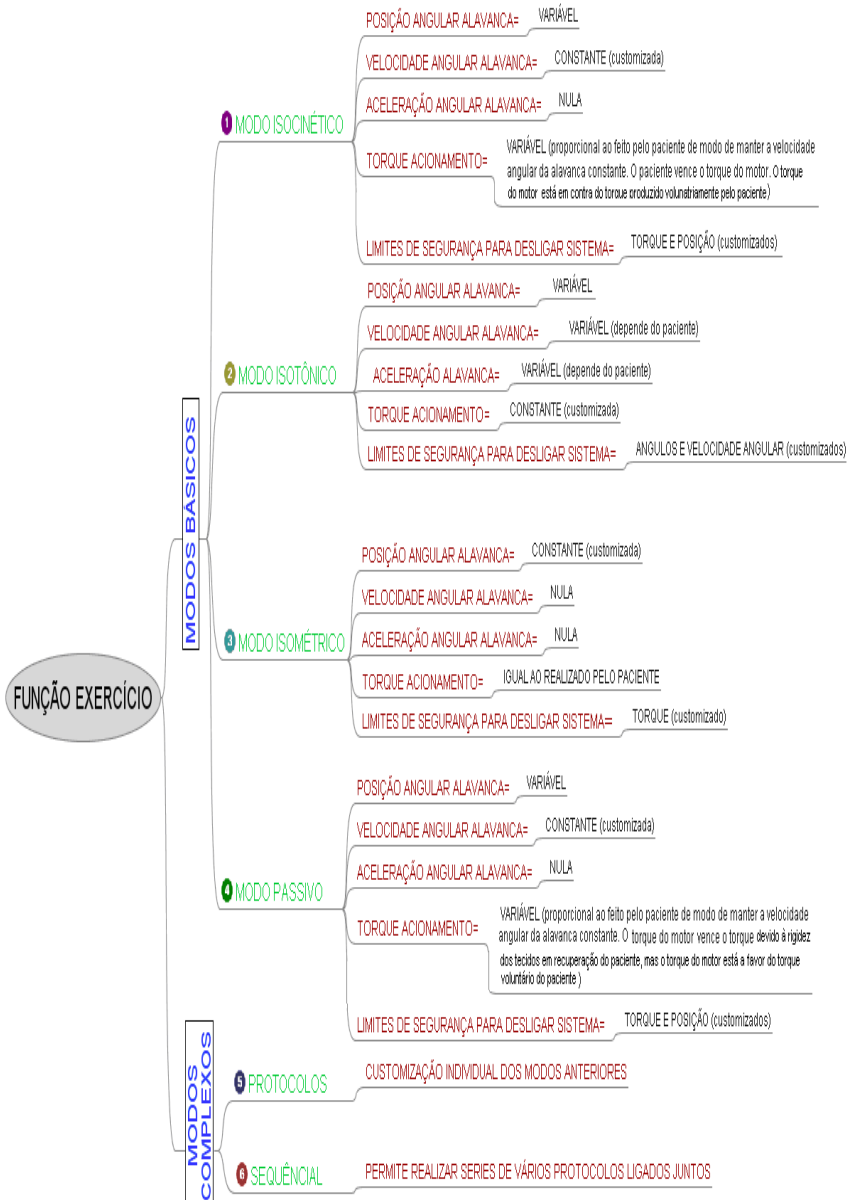


Figura 27: Modos na função Exercício.

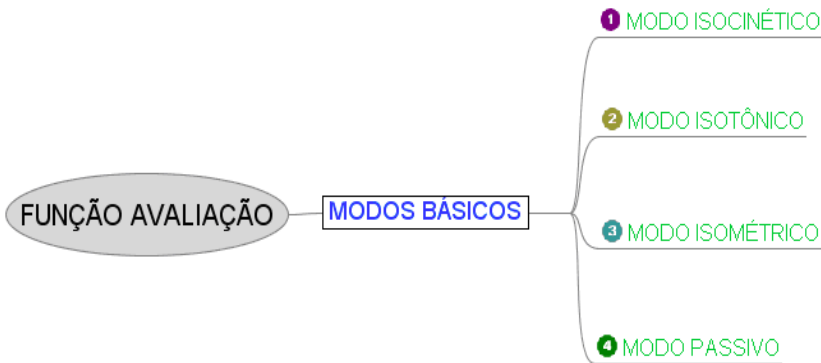


Figura 28: Modos na função Avaliação.

Os métodos de avaliação física têm sido desenvolvidos e utilizados tanto na área esportiva quanto na área da fisioterapia, e além da utilização destes modos como exercícios terapêuticos, podem ser aplicados ainda como exercícios no treinamento de força. Na continuação far-se-á uma descrição mais detalhada de cada um destes quatro modos básicos expondo as características, seguindo ambos os modos de treinamento da força e também da fisioterapia, (ISOKINETICS, 2009).

3.2.1 Modo Isométrico

Baseado na imobilidade ou deslocamento nulo, o Modo Isométrico consiste em realizar uma ativação muscular voluntária máxima contra uma resistência invencível (GONZÁLEZ; GOROSTIAGA, 1997). Durante o exercício as contrações musculares isométricas podem acontecer em várias posições angulares que permanecem constantes, em faixas de movimentação predeterminadas pelo fisioterapeuta ou treinador. Aqui podem ser utilizados aparelhos mais sofisticados especificamente projetados (mecanismos com integração de eletrônica) ou procedimentos mais rústicos; em ambos se obtêm dados úteis para avaliação esportiva como: “Força Isométrica Máxima”, a “Curva Força–Tempo” e também o “Tempo de relaxamento”, que é útil naqueles esportes que precisam de uma interrupção rápida da contração. Na Figura 29, baseada em González & Gorostiaga (1997), apresenta-se um exemplo de esquema de um

exercício isométrico com a sua curva de Força–Tempo e o tempo de relaxamento. Alguns treinadores qualificam o Modo Isométrico como um método de treinamento que facilita o crescimento volumétrico do músculo, isto é, especial para treinamento focado na hipertrofia muscular. Do ponto de vista da fisioterapia, o Modo Isométrico tem aplicações terapêuticas definidas, como a estabilização de membros, começo de controle motor do paciente, fortalecimento muscular específico, eliminação de rigidez muscular, além de permitir efetuar o trabalho de contração/relaxamento e manutenção/relaxamento do músculo (ISOKINETICS, 2009).

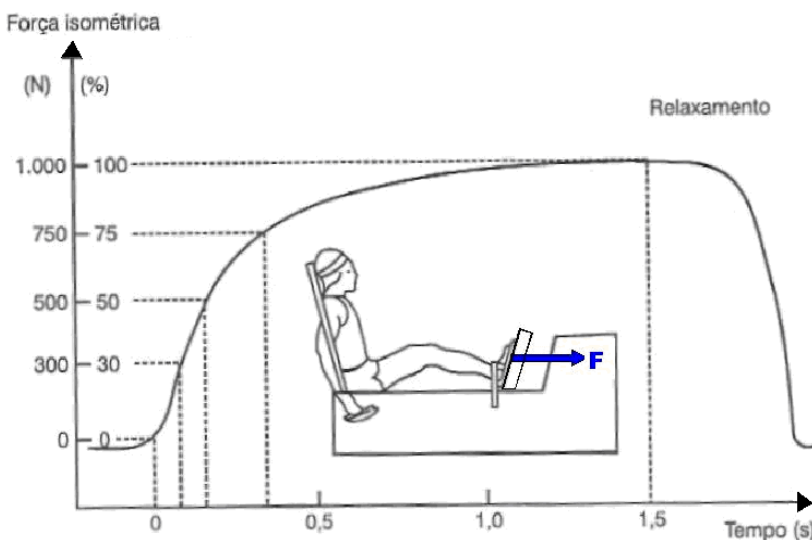


Figura 29: Obtenção da curva da força isométrica máxima com tempo de relaxamento.

3.2.2 Modo Isotônico

O Modo Isotônico, também conhecido como Anisométrico Concêntrico com Pesos Livres, é o método mais barato, simples e habitual para medir a força, embora sua relativa imprecisão possa proporcionar valores parciais de medição acima dos valores da força máxima. A expressão típica de força medida com tais provas é a dinâmica máxima (GONZÁLEZ; GOROSTIAGA, 1997). Durante este

exercício é variável a velocidade na qual a carga é movimentada, dependendo da capacidade do paciente/esportista e da velocidade-limite máxima de segurança programada no dinamômetro isocinético. No paciente/esportista, a tensão no músculo é produzida como resposta ao torque exercido pelo dinamômetro isocinético, tanto em direção concêntrica quanto excêntrica. Para o paciente/esportista o nível de força produzido também varia, dependendo da posição e faixa de movimentação (CHATANOOGA GROUP, 1995). Em uso terapêutico, a execução deste exercício permite não somente um ganho em força muscular, mas também uma progressiva resposta neuromuscular (ISOKINETICS, 2009). Em treinamento de força, é equivalente a executar exercícios em máquinas de academia em que são ajustados pesos constantes, como se apresenta na Figura 30.



Figura 30: Máquina de exercício isotônico para bíceps utilizado em academias.

3.2.3 Modo Passivo

Também conhecido como CPM (de *continuous passive movement*), este exercício é de especial aplicação em pós-operatórios ou em pacientes que tiveram lesões musculares ou lesões físicas e buscam a reabilitação. Assim, o modo passivo é classificado mais como um método terapêutico do que para treinamento de força. Neste exercício aplica-se ao paciente um movimento na extremidade ou articulação de interesse, com uma velocidade constante e baixa.

Existem dois submodos: o Assistido e o Resistivo. O modo Resistivo requer ainda uma mínima força a ser feita pelo paciente para que o movimento de velocidade constante aconteça, cujo valor é determinado pelo fisioterapeuta conforme a evolução do paciente. Se quiser minimizar a intensidade da força muscular produzida pelo paciente que passa por um pós-operatório, o fisioterapeuta deverá determinar, por exemplo, uma força-limite de 50N no dinamômetro isocinético e caso o paciente ultrapasse este limite, o dinamômetro isocinético liberará a carga automaticamente. Já no modo Passivo Assistido não se requer força alguma do paciente para que o movimento de velocidade constante aconteça. O Modo Passivo permite o tratamento de pacientes com lesões de tipo neuromuscular, nos quais o mecanismo de impulso nervoso que ativa o movimento do grupo muscular foi prejudicado por algum motivo, como por exemplo um acidente, ou nos casos em que o músculo lesionado não tenha a suficiente força motora para começar o movimento do membro em questão. Os benefícios obtidos com terapias que envolvem o modo passivo são: aumento de elasticidade de tecidos moles, curto tempo de familiarização com o equipamento e controle motor do músculo (CHATANOOGA GROUP, 1995).

3.2.4 Modo Isocinético

O Modo Isocinético consiste em realizar contrações musculares, concêntricas e excêntricas em uma velocidade preestabelecida que permanece constante durante a parte principal do movimento (GONZÁLEZ; GOROSTIAGA, 1997), exceto nas fases iniciais e finais deste. O termo isocinético deve ser reservado, portanto, para designar um tipo de ação muscular que acompanha um movimento angular

constante em uma articulação (SHINZATO et al, 1996). As contrações isocinéticas só podem ser realizadas por equipamentos eletromecânicos especiais, com um sistema de controle, no qual a máquina isocinética responde em forma de resistência diretamente proporcional à força exercida pela pessoa. Aos dinamômetros isocinéticos adaptam-se sistemas de alavancas para testar quase todos os segmentos corpóreos: punho, antebraço, cotovelo, ombro, quadril, joelho, tornozelo e, mais recentemente, o tronco (coluna lombar). As indicações para efetuar este modo de avaliação e exercício, referem-se ao equilíbrio muscular agonista/antagonista (músculo que efetua o movimento /músculo que se opõe ao movimento), e na diferença entre os grupos musculares agonistas de um lado comparado ao seu lado contralateral (músculos agonistas do lado esquerdo comparado com os do direito). As aplicações clínicas deste modo são, por exemplo: Exercícios de Resistência Submaximal e Resistência Maximal, Treinamento de Resistência ou de Fadiga (*Endurance Training*) e Controle Motor do Paciente além de testes de avaliação física.

Na Tabela 2 se apresentam comparativamente vários modos de avaliação da força para uso no treinamento esportivo (GONZÁLEZ; GOROSTIAGA, 1997), onde os modos isocinético, isotônico e isométrico estão sombreado em amarelo. Todos os testes sombreados em cor cinza são relacionados com saltos verticais de esportistas, e não são tomados em conta como referência comparativa. Nesta tabela pode-se observar que o modo isocinético (na Tabela 2 aparece como “Dínamo isoc.”) fornece um maior número de funções ou qualidades/capacidades mensuráveis (marcadas com X) relativamente aos outros, por tanto vantajoso em relação aos outros modos. O Modo Isométrico (na Tabela 2 aparece como “Dínamo isom.”) não fornece nenhuma informação relativa a forças dinâmicas, nem potência, nem fadiga, pelo fato de ser uma avaliação de uma força muscular exercida contra outra, invencível e estática. O Modo Isotônico (na Tabela 2 aparece como Pesos livres), pela sua forma simples, só fornece dados em relativos à força dinâmica máxima.

Tabela 2: Comparação dos modos de avaliação da força, mostrando que o modo isocinético proporciona maior quantidade de informação do que os outros testes. Baseado em González & Gorostiaga (1997).

Comparação dos Modos de Avaliação											
Qualidades Capacidades	Dinamo isomr.	Dinamo isoc.	Plat. dinam.	Pesos livres	"Biorrobô"	SJ	SJpc	SJpc/SJ e outros	CMJ DJ 5-7"	CMJ5-/15 CMJ30-60	P45-/60/ P0-15
Força isométrica máxima	X	X	X	Possível							
Força dinâmica máxima				X	X						
Força dinâmica máx. relativa		X	X		X		X				
Força média					X						
Força explosiva /IMF	X	X	X			X					
Força elástica									X		
Força reativa									X		
Velocidade					X						
C.f.t	X	X	X								
C.f-v		X			X	X (Pesos)			CMJ (Pesos)		
Relação F/V								X			
Índice relaxamento	X	X									
Potência pico potência		X			X						
Potência mecânica										X	
Déficit		X	X		X						
Curva de fadiga		X			X					X	X
Resistência à força rápida										X	
Dinâmica do movimento			X								
Força excêntrica máxima		X Possível									

Outras vantagens da avaliação isocinética são:

- a) Eficiência, já que é a única maneira de sobrecarregar um músculo que está se contraindo dinamicamente até sua capacidade máxima em todos os pontos da sua amplitude de movimento;
- b) Segurança, já que o indivíduo nunca encontrará uma resistência maior do que consegue manipular, pois a resistência aplicada pelo acionamento é igual à força exercida pelo paciente/esportista;
- c) Sobrecarga em várias velocidades;

d) Reprodutibilidade dos testes fisiológicos;

Com todas estas vantagens pode-se afirmar que o teste isocinético permite examinar objetivamente o desempenho muscular de uma maneira segura e confiável.

As desvantagens do modo isocinético no treinamento e avaliação são:

- a) Na fase inicial do movimento é necessária uma aceleração angular da articulação submetida ao teste até que seja atingida a velocidade isocinética previamente programada e que esta permaneça regulada mediante mecanismo de controle do equipamento;
- b) Em velocidades mais altas somente uma parte curta do movimento ainda permanece realmente isocinética;
- c) Associado às altas velocidades está também o “choque isocinético” (*overshoot*) quando o movimento entra em velocidade constante, devido a que o equipamento “freia” bruscamente o membro avaliado (Figura 5 e Figura 79), o que produz uma oscilação transitória na leitura de torque, que pode confundir ao avaliador.

3.3 DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA: CONCEITOS

Em função de certas tradições, atualmente tende-se a confundir os conceitos de Dinamômetro Isocinético, Dinamômetro Robótico, Máquina Isocinética, Dinamômetro Ativo e Dinamômetro Passivo. Para começar: os termos Dinamômetro Robótico, Dinamômetro Isocinético e Dinamômetro Ativo representam um mesmo conceito. O nome Dinamômetro Robótico vem do utilizado em países de fala inglesa: “Robotic Dynamometer”. Alguns autores preferem utilizar o termo Dinamômetro Isocinético para se referirem ao mesmo Dinamômetro Robótico, já que o termo robótico implica em vários graus de liberdade associados ao movimento, o que não existe neste caso. Outro motivo justificando a preferência do termo Dinamômetro Isocinético é a grande vantagem do modo Isocinético em referência aos modos isotônico, passivo e isométrico, executado num mesmo sistema, principalmente porque a avaliação Isocinética fornece mais informações e um maior número de funções mensuráveis em comparação com outros modos de avaliação, em consequência um equipamento que permite quatro modos de exercícios/avaliações (isocinético, isotônico, isométrico e passivo, além dos protocolos) é caracterizado por uma denominação relacionada

apenas a um de seus modos de operação, (o mais relevante) o modo isocinético.

A Dinamometria Isocinética tem se tornado hoje uma poderosa e preferencial ferramenta na pesquisa de características físico/técnicas de esportistas, e sobretudo na busca de diagnósticos clínicos em lesões físicas.

As principais marcas de dinamômetros isocinéticos são apresentadas na Figura 31: na parte superior esquerda está o modelo da marca Biodex e na parte superior direita da figura está o modelo da marca Norm. Estes dois modelos são sistemas modernos e medem a informação de torque através da medição da corrente do motor; a velocidade e posição são medidas por um encoder.

Na parte inferior esquerda da Figura 31 está o modelo Kin-Com 500 da Chatanooga Group, que apresenta dois bancos inclináveis para avaliar/exercitar os membros do lado esquerdo e direito do paciente/esportista. Na parte inferior direita da figura está o dinamômetro isocinético da marca Cybex, que junto com o Kin-Com 500 são modelos dos anos oitenta que possuem sistemas de medição de arquitetura mais antiga como extensômetros na alavanca para medir o torque, um tacogerador para medir velocidade e um transdutor resistivo para medir a posição angular.



Figura 31: Modelos de dinamômetros isocinéticos (ISOKINETICS, 2009).

O modelo mais moderno é o Con-Trex, da CMV AG. Este modelo (Figura 32) apresenta avanços relativos aos outros modelos, como é seu sistema denominado *Ballistic mode* com inércias reduzidas que evita as cargas excessivas nas articulações quando o paciente/esportista é posicionado em posturas desfavoráveis. Além disso, o *Ballistic mode* permite que o paciente/esportista possa desenvolver velocidades de até um 30% maiores em magnitude do que com um sistema isocinético convencional (CON-TREX, 2009) como se apresenta na parte direita da Figura 32.

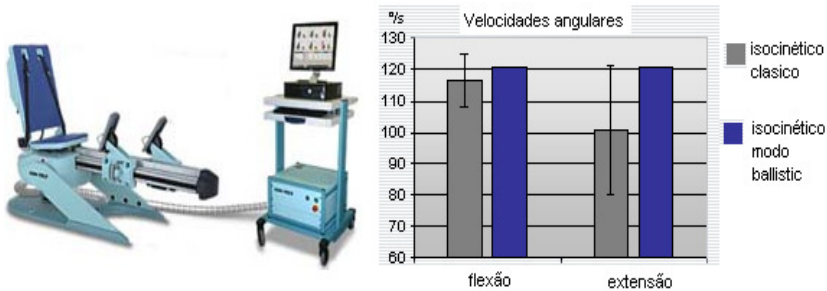
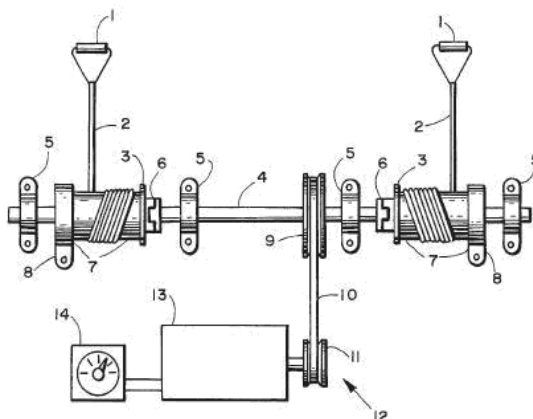


Figura 32: Dinamômetro isocinético Con-Terx com perfil de velocidades maiores do que os equipamentos tradicionais.

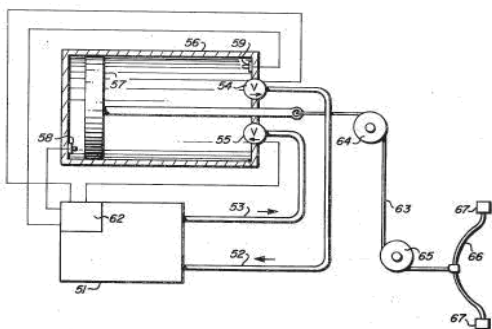
Tendo em consideração este esclarecimento, é importante que seja feita distinção também entre os dinamômetros isocinéticos das máquinas isocinéticas. As máquinas isocinéticas são todas aquelas que permitem um exercício com a característica principal de manutenção de uma velocidade ou frequência angular constante na articulação avaliada para qualquer nível de força exercida. Nas figuras 30, 31, 32 e 33 são apresentados croquis extraídos de diversas patentes de Máquinas Isocinéticas.

Os conceitos de exercício isocinético e máquina isocinética foram desenvolvidos por James Perrine e introduzido na literatura científica por Hislop e Perrine (1967). As máquinas isocinéticas, a princípio, não tinham sistema de realimentação nem monitoramento, o que permitia apenas o uso como exercício e não como avaliação. Outras patentes encontradas se apresentam no anexo 4.



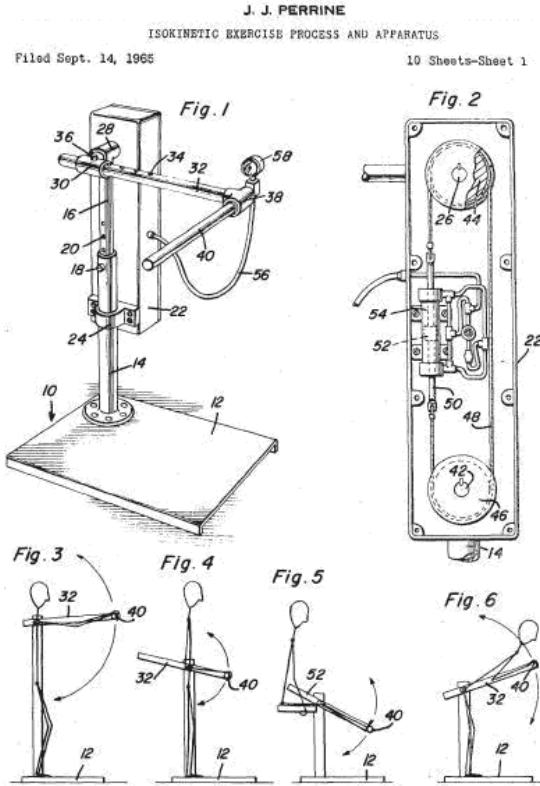
Esta invenção é um simples mecanismo de regulação de velocidade isocinética, que fornece um exercício de resistência para um ou dois membros do corpo em forma independente ou sincronizada.

Figura 33: Bilateral Isokinetic Exercicer N° de Patente US 4082267.



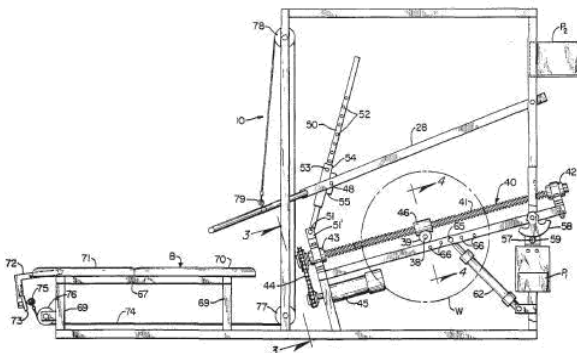
Aparelho eletromecânico que fornece exercícios nos modos isotônico e isocinético mediante um controle eletrônico das cargas. O modo isotônico é controlado em direção positiva e negativa do exercício. O modo isocinético é controlado somente no sentido positivo do exercício.

Figura 34: Electro Mechanical Isotonic or Isokinetic Exercising System, N° de Patente US 3902480.



Este aparelho eletromecânico executa o exercício isocinético e foi enfocado para desenvolver o processo do exercício ativo resistivo (excêntrico e concêntrico), permitindo introduzir o conceito de dinamômetro ativo ou dinamômetro isocinético.

Figura 35: Isokinetic Exercise Process And Apparatus, Nº de Patente US 3465592.



Este aparelho eletromecânico possui um controle por circuito hidráulico, o qual opera um cilindro hidráulico que fornece a resistência em contra do atleta em forma de exercício isocinético num sentido só (concêntrico).

Figura 36: Exercise Isokinetic Apparatus, Nº de Patente US 4863161.

Inicialmente, quando os testes isocinéticos se tornaram viáveis (1970), foram utilizados principalmente em pesquisas de desenvolvimento esportivo, mas somente mediante o movimento concêntrico, e também não estavam disponíveis as avaliações mediante exercícios isotônicos, isométricos, passivos (CPM), etc., com sistemas eletromecânicos. Posteriormente, foram desenvolvidas metodologias de terapia com máquinas rígidas específicas para cada articulação (ainda máquina isocinéticas) ou para grupos reduzidos de articulações. No começo dos anos 1980, as máquinas isocinéticas sofreram uma grande evolução. A aplicação de servomotores e microprocessadores transformaram rapidamente as primitivas máquinas isocinéticas em equipamentos de alta dinâmica que já forneciam dados de análises em tempo real e com boa reprodutibilidade. Daí estas novas máquinas foram introduzidas no mercado, e que hoje em dia são denominadas por alguns autores de dinamômetros ativos como também de dinamômetros isocinéticos ou dinamômetros robóticos*. Neste estágio de evolução tornou-se realizável o exercício e a avaliação isocinética excêntrica e concêntrica. Desde então pode-se classificar as máquinas isocinéticas em passivas e ativas. As máquinas isocinéticas passivas utilizam frenagem hidráulica, mecânica, elétrica ou magnética e permitem somente a realização do exercício isocinético concêntrico. As máquinas isocinética ativas possuem um servo-sistema hidráulico ou eletromecânico que acrescenta a possibilidade de realização dos exercícios excêntricos (o paciente deve resistir a um movimento imposto pelo mecanismo) e da movimentação passiva contínua que é útil nos pós-operatórios (SHINZATO et al, 1996), além do exercício isotônico e isométrico.

A gama de velocidades angulares desenvolvidas pelos dinamômetros isocinéticos (até 600 °/s) permite uma avaliação mais funcional, porém ainda não se aproxima da velocidade angular real observada nas atividades corriqueiras (300 a 700 °/s para a articulação do joelho durante a corrida) e esportivas específicas (4000 °/s na articulação glenoumeral durante o arremesso do beisebol), (TERRERI et al, 2001).

Para a dinamometria isocinética foi elaborado um relatório numérico interpretativo que compreende os seguintes parâmetros:

- a) Torque ($N \cdot m$): Quando se medem os esforços exercidos sobre os sistemas articulares, se leva em consideração

* No percurso do presente texto usa-se o termo dinamômetro isocinético.

especificamente o momento ou torque desenvolvido pelos grupos musculares. Os componentes de força-limite e distância são colocados como dados no software gerenciador do sistema, junto com os dados relacionados à biometria do paciente/esportista. O torque gerado está relacionado aos níveis de tensão dos músculos, forças de contato articulares e, em alguns casos, forças de translação articulares. O torque diminui com o aumento da velocidade angular, sendo importante fazer sua análise em diversas velocidades, (SHINZATO et al, 1996).

- b) Trabalho: Resulta do produto do torque pelo deslocamento angular e reflete a energia desenvolvida durante a atividade muscular, sendo expresso em Joules. Pode ser expresso de forma absoluta e em relação ao peso corporal, (SHINZATO et al, 1996).
- c) Potência: a Potência máxima é obtida relacionando o trabalho no tempo realizado, sendo expressa em Watts. A potência muscular aumenta de forma diretamente proporcional ao incremento das velocidades angulares (isto quer dizer mais energia desenvolvida por unidade de tempo), (SHINZATO et al, 1996).
- d) A.D.M.: Amplitude do movimento, registrada em graus, (SHINZATO et al, 1996).
- e) Variância: Variância estatística média entre os pontos das curvas de torque registradas nas diversas repetições. Permite avaliar se o paciente/esportista realizou consistentemente o esforço voluntário máximo e se o teste foi efetivo, ou mesmo se há simulação de incapacidade, (SHINZATO et al, 1996).
- f) Índices de Resistência e Recuperação: Durante um teste de resistência, com 6 a 60 repetições de um determinado movimento, o computador registra o trabalho total desenvolvido na metade inicial e na metade final do teste, calculando um índice de resistência. Um índice de resistência elevado indica que houve pequena queda do trabalho muscular ao longo do trabalho prolongado. São testes que envolvem metabolismo predominantemente anaeróbico. Quando se repete o teste de resistência após um breve intervalo de repouso, pode ser determinado um índice de recuperação, ou de reprodução do trabalho no segundo

conjunto de resistência. Este índice reflete a capacidade de restaurar as fontes energéticas e processar os metabólitos após trabalho muscular intenso, (SHINZATO et al, 1996).

g) Relações de Equilíbrio Muscular:

- Relações entre agonistas/antagonistas: Calculado dividindo-se o torque, trabalho ou potência de um grupo muscular normalmente mais fraco pelo de um grupo mais forte, expressando-se este valor em porcentagem.
- Índices acima de 100% indicam comprometimento da musculatura habitualmente mais forte.
- Relações de comparação bilateral
- Calculam-se os déficits de torque, trabalho e potência em relação ao mesmo grupo muscular no membro contralateral, sendo muito úteis para se estabelecer critérios de progressão funcional e alta através de valores mínimos de simetria entre os membros (nos membros inferiores, se aceita uma assimetria de até 10% como normal), (SHINZATO et al, 1996).

O grande valor da avaliação muscular isocinética consiste na possibilidade de se quantificar objetivamente os ganhos de força, trabalho, potência e resistência de grupos musculares ao longo do processo de reabilitação. Pode-se, deste modo, direcionar o exercício terapêutico para superar deficiências específicas, buscando o equilíbrio entre os grupos musculares e estabelecendo metas para retorno à atividade e finalização de tratamento. Um exemplo prático: um paciente submetido à reconstrução ligamentar de joelho deve retornar à atividade esportiva quando o déficit de desempenho da musculatura do membro lesado for inferior a 10% em relação ao membro contralateral sadio (comparação bilateral) e a relação entre o torque máximo dos isquiotibiais e o do quadriceps estiver entre 60 e 70% (comparação unilateral ou índice de musculatura recíproca), (SHINZATO et al, 1996).

As curvas repassadas nos relatórios (ou *reports*) das avaliações isocinéticas podem ser interpretadas por especialistas para poder diagnosticar lesões ou evoluções nos tratamentos (ou desempenho esportivo). Na Figura 37 tem-se um exemplo interessante de interpretação de uma curva isocinética típica de uma lesão chamada deficiência do ligamento anterior cruzado, onde geralmente há uma

concauidade ou dois picos que acontece na porção média da extensão do joelho (entre o pico 1 e o pico 2 da Figura 37). Isso acontece porque o ligamento anterior cruzado controla uma parte do deslizamento e rotação durante a faixa média da extensão do joelho. O que geralmente acontece é que a tração do quadríceps corta o avanço da tíbia e o ligamento anterior cruzado não pode controlar o movimento e o reflexo desliga o quadríceps temporariamente; assim o torque produzido pelo quadríceps não pode atingir o valor mínimo necessário para sustentar a velocidade isocinética de referência (ajustada desde o equipamento). Desta maneira se vê a queda de velocidade angular em forma de concauidade na Figura 37.

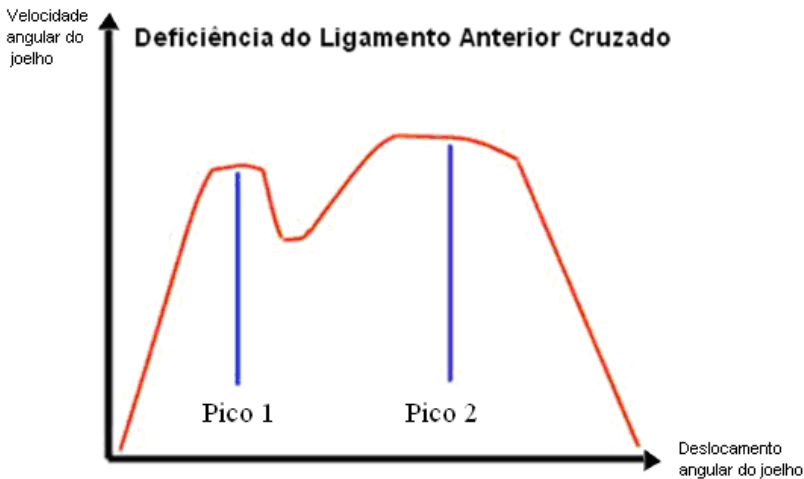


Figura 37: Curva isocinética característica de uma deficiência do ligamento anterior cruzado, baseado em Isokinetics (2009).

4 PROJETO DO SMTE

Com a finalidade de assimilar a tecnologia necessária para a realização de exercícios com equipamentos automatizados, é projetado o SMTE mediante o processo de desenvolvimento de produto.

O SMTE está no princípio de uma sequência de trabalho na qual será desenvolvida tecnologia objetivando executar e controlar exercícios terapêuticos e esportivos e que permitirão imitar o gesto ou o movimento específico de uma determinada modalidade esportiva.

O SMTE não é ainda um produto para ser colocado no mercado, mas sim é um protótipo intermediário para um futuro produto que será usado por fisioterapeutas e esportistas. O SMTE permite o desenvolvimento de tecnologia, arquiteturas e algoritmos, tendo como usuário imediato o engenheiro pesquisador destas tecnologias.

Vistos os problemas como também a arquitetura dos atuais dinamômetros isocinéticos, se propõe o presente projeto que visa aperfeiçoar as deficiências dos sistemas atuais.

Este capítulo apresenta primeiramente a metodologia de projeto e posteriormente a aplicação desta.

4.1 METODOLOGIA DE PROCESSO DE DESENVOLVIMENTO DE PRODUTO PARA O SMTE

Para realizar o projeto, simulação e desenvolvimento do protótipo básico SMTE, deve-se pôr em marcha o processo de desenvolvimento de produtos proposto por Back et al, (2008), até a etapa do projeto preliminar. O presente trabalho não atinge a fase de projeto detalhado.

Na sequência se explica como está organizada e estruturada a metodologia de projeto pela qual se obteve a concepção do SMTE. A estrutura básica do Processo de Desenvolvimento de Produtos esta descrita em Romano (2003), como se apresenta na Figura 38.



Figura 38: Macrofases e fases de processo de desenvolvimento de produtos, adaptado de Romano (2003).

PLANEJAMENTO DO PROJETO (Macrofase de Planejamento): É onde se gera a idéia de produto. Aqui é definido o problema, a pesquisa, os objetivos e restrições;

PROJETO INFORMACIONAL (Macrofase de processo de projeto): É a primeira fase da macrofase do Processo de Projeto, composta por quatro partes: Necessidades do Usuário, Requisitos de Usuário, Requisitos de Projeto e Especificações de Projeto. A definição de cada uma destas atividades vem a continuação:

1. **Necessidades do Usuário:** Definida como a primeira atividade propriamente dita do processo de projeto de produto e também a mais crítica de todo o processo, pois aqui se faz uma síntese e descrição das necessidades que são as anseias do consumidor ou usuário.

As demais atividades e decisões no processo de desenvolvimento de produtos, são decorrências (ver Figura 39), assim, as Necessidades de Usuário é a palavra ou frase que o consumidor precisa, sua vontade, desejos e expectativas, expressadas numa linguagem natural e livre de qualquer padronização de termos e classificação.

2. **Requisitos de Usuário:** Para que as Necessidades do Usuário sejam facilmente compreendidas, são agrupadas e classificadas numa linguagem técnico apropriado para expressar atributos de qualidade do produto, que são denominados Requisitos de Usuário. Os Requisitos de

Usuário são geralmente expressados na forma qualitativa (Back et al, 2008), como por exemplo: “seguro”, “atraente”, “de fácil manutenção e baixo custo”.

No presente trabalho são desenvolvidos diretamente os Requisitos de Usuário (que é a agrupação e classificação numa linguagem técnica das Necessidades de Usuário).

Os Requisitos do Usuário são as do cliente final (fisioterapeutas, esportistas, etc.). Mas estes Requisitos básicos do cliente devem ser acrescentados com os Requisitos do engenheiro desenvolvedor do protótipo, como por exemplo: Segurança nos testes durante o desenvolvimento, arquitetura aberta, fabricabilidade, etc.

3. Requisitos de Projeto: Quando os Requisitos de Usuário são transformados e desdobrados e aos mesmos são atribuídas dimensões, o resultado dessa conversão é chamado de Requisitos de Projeto. Aqui são realizadas diversas tarefas que buscam a definição dos fatores de influência no projeto de produto. Os Requisitos de Projeto de produto são definidos considerando diferentes atributos, como: funcionalidade, ergonomia, segurança, confiabilidade e modularidade, entre outros. Na Tabela 3 apresenta-se uma lista de atributos típicos para sistemas técnicos baseados em Fonseca (2000). O Requisito de Projeto de Produto é uma qualidade, um atributo com grandeza definida do produto, por exemplo, os Requisitos dos Usuários por fácil manutenção pode ser convertido nos seguintes Requisitos de Projeto: tempo médio (horas) de manutenção preventiva e custo (R\$) de manutenção corretiva.

4. Especificações de Projeto: O conjunto de atributos passíveis de medição, com os modos e as grandezas para avaliação de conformidade estabelecidas, **e adicionadas com as Prioridade de Atendimento**, denominar-se-á Especificações de Projeto de produto. A atividade de elaboração das Especificações de Projeto é o principal resultado da fase de Projeto Informacional, pois além de proporcionar o entendimento e a descrição do problema na forma funcional, qualitativa e qualitativa, formaliza a tarefa de projeto, fornece a base sobre a qual serão montados critérios de avaliação e de todas as tomadas de decisão realizadas nas etapas posteriores do projeto.

Tabela 3: Atributos de produto típicos para sistemas técnicos, adaptado de FONSECA (2000).

Classes de atributos	Atributos	Comentários
Atributos básicos	Funcionalidade	Funções, operações, desempenho, eficiência.
	Ergonomicidade	Ergonomia de uso.
	Esteticidade	Aparência, estilo, cores.
	Segurança	Princípios de segurança, proteção, atos inseguros.
	Confiabilidade	Taxas de falhas, redundâncias.
	Legalidade	Atendimentos às leis de segurança, comércio.
	Patenteabilidade	Inovação passível de privilégio.
	Normalização	Atendimentos às normas internas, de transporte e de comércio.
Atributos do ciclo de vida	Robustez	Pouco sensível aos fatores do meio ambiente.
	Impacto ambiental	Atende às normas ambientais, poluição, conservação.
	Fabricabilidade	Fácil, precisa e de baixo custo.
	Montabilidade	Manutenção fácil e econômica.
	Embalabilidade	Embalagem fácil, compacta, econômica e segura.
	Transportabilidade	Adequado aos meios de transporte e manipulação.
	Armazenabilidade	Conservação, ambientes, manipulação.
	Vendabilidade	De fácil venda e exposição.
Atributos específicos	Usabilidade	Fácil operação aprendido.
	Mantenabilidade	Manutenção fácil, rápida e segura.
	Reciclabilidade	Produto, componentes e resíduos recicláveis.
	Descartabilidade	Descarte sem contaminação ou dano ao ambiente.
	Geometria	Forma, arranjo, dimensão, espaço.
	cinemática	Movimentos, direção, velocidade, aceleração.
	Forças	Direção, magnitude, frequência, rigidez, peso.
	Energia	Fontes, potência, rendimento, armazenamento.
Atributos específicos	Materiais	Propriedades físicas e químicas, contaminações.
	Sinais	Entrada, saída, forma, apresentação, controle.
	Automação	Manual, índice de automação.
	Tempo	Tempo de desenvolvimento.

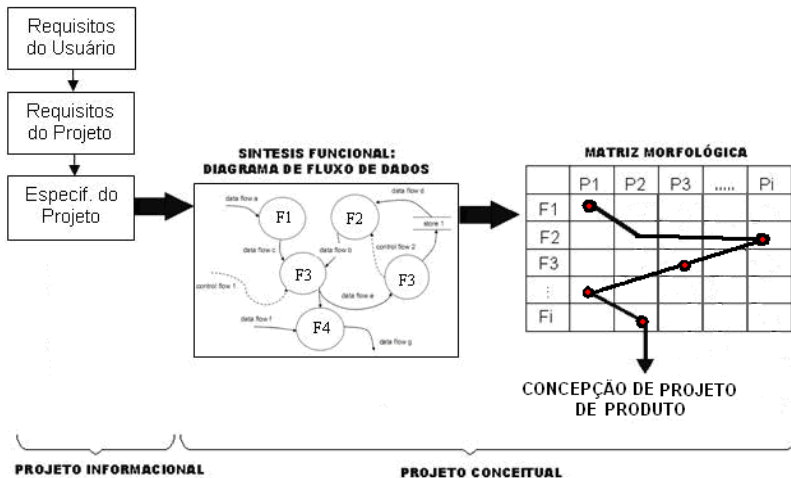


Figura 39: Etapas do projeto informacional e do projeto conceitual.

PROJETO CONCEITUAL (macrofase de Processo de Projeto): O resultado desta fase é a geração de opções e escolhas de projeto, desenvolvimento, aprimoramento e detalhamento. As principais atividades envolvidas no Projeto Conceitual são na sequência: Síntese Funcional, determinar os Princípios de Solução e Matriz Morfológica. Daqui se obtém como resultado a concepção de um projeto de produto.

- Síntese Funcional (Fase de Projeto Conceitual): As Funções que o produto deve oferecer (e que se colocam na Matriz Morfológica) são obtidas mediante a Síntese Funcional (Back et al, 2008) ou com um método similar chamado Fluxograma de Dados (JANSCHKE, 2009). No anexo 1 dá-se uma explicação do método de Janschek (2009) que é de interesse por ser aplicável na obtenção de definições funcionais em desenvolvimento de produtos mecatrônicos, multitecnótipos que utilizam automação. As funções que aparecem no Fluxograma de Dados são inspiradas na fase anterior de geração de Especificações de Projeto de produto, encontrada dentro da macrofase de Projeto Informacional como é apresentada na Figura 39

- Os Princípios de Solução são obtidos mediante métodos intuitivos de geração de Concepções de produto (Back et al, 2008) como *brainstorming*, método sintético (ou de analogias) e pesquisas de mercado. As funções que o produto deve oferecer são obtidas pela Síntese Funcional.
- Matriz Morfológica (Fase de Projeto Conceitual): A Concepção de Produto pode ser obtida mediante a Matriz Morfológica (Back et al, 2008) tendo presentes as combinações que se obtém com as Funções que o produto deve oferecer (F1, F2, F3,..., Fi) e os Princípios de Solução (P1, P2, P3,..., Pi), como são apresentados na Figura 39.

PROJETO PRELIMINAR (macrofase de Processo de Projeto): Se enfoca em modelar e simular o produto e na construção do protótipo segundo a concepção escolhida na etapa anterior do Projeto Conceitual.

Na sequência aplica-se esta metodologia.

4.2 APLICAÇÃO DA METODOLOGIA DE PROJETO

Nesta seção aplica-se a metodologia de processo de desenvolvimento de produtos, até a fase de Projeto Preliminar, seguindo a ordem estabelecida no item 5.1, para assim obter o projetado protótipo básico SMTE.

4.2.1 Planejamento do Projeto

A definição do problema, a pesquisa, os objetivos e restrições estruturam esta macrofase de projeto, mas todos estes pontos já foram detalhados no capítulo 1 (Justificativa e Objetivos específicos), no capítulo 2 (Fundamentos teóricos), no capítulo 3 (Estado da técnica), motivo pelo qual não serão mencionados novamente.

Como o uso imediato do protótipo básico SMTE é realizado pelo engenheiro pesquisador (e não por pacientes e terapeutas ou esportistas, por enquanto); resolve-se alterar a denominação interface fisioterapeuta-máquina (Figura 24) para interface programador-máquina, ver Figura 53. Assim também o nome da interface paciente-máquina (Figura 23) mudará para interface homem-máquina, ver Figura 54.

4.2.2 Projeto Informacional

A seguir é desenvolvido o Projeto Informacional (sendo esta a primeira fase de macrofase de Processo de Projeto), atendendo a seguinte ordem: Requisitos de Usuário, Requisitos de Projeto e Especificações de Projeto.

4.2.2.1 Projeto Informacional – Requisitos de Usuário

Os Requisitos de Usuário são as Necessidades de Usuário agrupadas e classificadas numa linguagem técnica apropriada para expressar atributos de qualidade do produto. Para o desenvolvimento do SMTE, os Requisitos de Usuário são os seguintes:

- a) Deve adquirir e armazenar informações como torques e velocidades desenvolvidas em cada exercício em função do tempo;

- b) O Sistema deverá realizar as classes de exercícios presentes nos dinamômetros isocinéticos. A seleção e comando de cada um deles deverá ser feita mediante um Software Gerenciador;
- c) O sistema deve permitir realizar os exercícios e monitorá-los na tela do computador em tempo real;
- d) Deve fornecer segurança no percurso dos testes para peças, para o engenheiro desenvolvedor da tecnologia e para futuros usuários como fisioterapeutas e pacientes.
- e) Fabricabilidade e manutenção fácil e de baixo custo;
- f) Arquitetura aberta;
- g) Testabilidade (que permita realizar testes) e Modularidade.

4.2.2.2 Projeto Informacional – Requisitos de Projeto

Por Requisitos de Projeto entende-se a transformação, desdobramento e classificação dos Requisitos dos Usuários, dando a estes dimensões, considerando diferentes atributos, como: funcionais, ergonômicos, de segurança, de confiabilidade, de modularidade, entre outros.

Na Figura 40 apresenta-se a ordem em que os Requisitos de Projeto serão classificados em sub-requisitos ou atributos, baseando-se em Fonseca, (2000), para depois buscar uma concepção e solução adequada. Na sequência desdobra-se cada tipo de requisito.



Figura 40: Ordem de classificação dos Requisitos de Projeto, adaptado de Fonseca (2000).

4.2.2.2.1 Requisitos básicos: Funcionalidade

Requisitos referentes ao funcionamento interno, às funções e operações que deve fornecer o protótipo básico SMTE.

- a) Deve adquirir e armazenar informações como torques e velocidades desenvolvidos em cada exercício em função do tempo, com a finalidade de se obter um histórico dos testes realizados visando os aperfeiçoamentos. Para a aquisição de sinais são necessários um sensor de velocidade angular, um sensor de posição e um sensor de torque ou força. Para o processamento de sinais precisa-se de um microprocessador que interfaceada com os sensores e com um computador incluindo algum dispositivo armazenador de dados.
- b) Tempo de resposta desejável do sistema menor que 50 ms, pois o tempo de resposta do músculo é de 50 a 78 ms segundo Araújo et al (2006).
- c) O Software Gerenciador deve permitir ajustar os seguintes modos de exercícios no SMTE:

- **Passivo** (uso em reabilitação, velocidade angular constante): Deverá manter a condição de velocidade constante ou mínima e torque variável. Não se requer nenhuma força voluntária por parte do paciente para que aconteça a movimentação na alavanca.

As faixas de velocidades não deverão ocasionar lesões nos tecidos em reabilitação. Pelo contrário, devem ajudar na recuperação.

A velocidade utilizada em sistemas passivos é frequentemente de 20 %/s, (CHATTANOOGA GROUP,1995) mas pode variar dependendo do tratamento.

O movimento deverá ser contínuo. O sistema deverá permitir colocar no algoritmo gerenciador a velocidade de avanço e de retrocesso (que não necessariamente precisam ser iguais).

O sistema deverá permitir colocar também uma força-limite máxima, tanto de avanço quanto de retrocesso. Para minimizar a força gerada pelo músculo do paciente, no caso de colocar uma força-limite (por ex. 10 kg) e o paciente excede este umbral, o processador descarregará a alavanca, mediante um incremento na velocidade (aceleração) na mesma direção que o paciente se está movimentando, pelo tempo que o

paciente exceda esta força. Imediatamente depois a velocidade volta a ser a mesma inicial.

O torque pode ser ajustado de 0 a 0,2 Nm (articulações das mãos ou dedos), e até 5 Nm (articulações das pernas ou braços). O sistema deve permitir ajustar a faixa de ângulo de movimentação.

- **Isocinético** (velocidade angular constante): Deverá manter a condição de velocidade angular constante e força variável.

As faixas de velocidades angulares deverão ser baixas para que permitam desenvolver o exercício e apreciar os fenômenos que acontecem no protótipo, na busca por um controle aperfeiçoado, sem lesionar a pessoa. As faixas de velocidades angulares deverão ser desde 5 °/s até aproximadamente 180 °/s.

Caso as articulações envolvidas sejam mãos ou dedos, o torque variável deve ser desde 0 Nm até 0.2 Nm.

Caso as articulações envolvidas no exercício sejam pernas ou braços o torque variável deve ser desde 0 Nm até 135 Nm.

O algoritmo gerenciador deverá permitir ajustar a faixa de movimentação, a velocidade de avanço e retrocesso, como também distintas forças-limite, para não se lesionar.

Se por exemplo é selecionada uma velocidade angular constante de 60 °/s, e o paciente tenta exceder-la, o motor incrementará a aceleração contra o movimento do paciente, de maneira que o sistema mantenha a velocidade constante.

- **Isotônico** (torque constante): Deverá manter a condição de força constante e velocidade variável com uma velocidade angular variável

A magnitude dos torques deverá ser perceptíveis para o paciente/esportista (ou testador do protótipo), mas não devem machuca-lo.

Caso as articulações envolvidas sejam mãos ou dedos, se precisará então um torque mínimo de 0 Nm até um torque máximo de 0.2 Nm.

Caso as articulações sejam pernas ou braços necessita-se um torque máximo de até 135 Nm.

Deverá permitir colocar no algoritmo gerenciador: a faixa angular de movimentação, os torques de avanço e retrocesso, torque por faixas de ângulos e velocidades-limite.

- **Isométrico** (posição constante): Deverá manter a condição de posição constante frente a variações de força exercidas pelo paciente/esportista.

O sistema deve permitir a execução do exercício para uma única posição ou para várias posições, dentro de uma faixa angular determinada, onde cada posição deve se manter por um tempo determinado até que o usuário se canse ou deixe de fazer força.

Um umbral de torque (torque-limite) deverá ser inserido no software gerenciador, de modo que no caso de ser ultrapassado, a alavanca (Interface interação homem-máquina) seja descarregada (aliviada).

Para o armazenamento de dados da execução do exercício deve-se poder colocar o mínimo nível de torque (peso próprio do membro avaliado) para ser gravado como dado, em cada ângulo isométrico. No caso de serem vários ângulos selecionados:

- i. Identificar o ponto de partida;
- ii. Identificar o fim da faixa do movimento;
- iii. Identificar vários ângulos que executem a isometria;
- iv. Identificar o tempo de cada ângulo que executem a isometria;
- v. O membro ou articulação do paciente/esportista deverá ser passivamente deslocado até o próximo ângulo isométrico.

4.2.2.2.2 *Requisitos básicos: Ergonomicidade*

São os aspectos vinculados no relacionamento entre o homem e a máquina, ergonomia de uso, seqüências de ações, uso.

No SMTE deve existir uma alavanca com forma e locação tais que permitam ao usuário, enquanto estiver sentado, inserir uma carga em forma de exercício físico seja mediante um membro ou uma articulação e ao mesmo tempo observar a tela do computador e monitorar o sistema mecatrônico. Desta forma o usuário do sistema age simultaneamente como paciente e monitorador do exercício, isto é, atua na interface homem-máquina e interface programador-máquina ao mesmo tempo, porque a finalidade do usuário do sistema é buscar imperfeições e aplicar melhorias.

4.2.2.2.3 Requisitos básicos: Segurança

São os aspectos vinculados com a segurança durante o uso e funcionamento, proteção contra acidentes, atos inseguros e funcionamento inseguro do SMTE.

- a) O usuário e o sistema devem estar protegidos contra choques elétricos, evitando acidentes;
- b) No decurso dos testes e aperfeiçoamento do algoritmo de controle o usuário pode receber algum golpe por parte da alavanca que está ligada ao acionamento (interface homem-máquina). Estes golpes não devem ferir ao usuário, pelo que as forças e velocidades máximas do motor devem ser reduzidas.
- c) Sistemas de segurança como limite de deslocamento angular, limite de torque e velocidade angular abaixo da capacidade do acionamento.

4.2.2.2.4 Requisitos básicos: Robustez

No decurso dos testes e aperfeiçoamento do algoritmo de controle peças mecânicas e eletrônicas como sensores não devem ser danificados por movimentos bruscos produzidos pelo acionamento ou pela alavanca. O sistema deve ser suficientemente robusto para suportar sucessivas trocas de peças e partes, e permitir frequentes testes dos diferentes exercícios.

4.2.2.2.5 Requisitos de Ciclo de Vida: Fabricabilidade

São aspectos vinculados à rapidez na montagem, utilização de componentes padronizados e fatores em geral que facilitem a fabricação do SMTE, como:

- a) Fabricação fácil e de baixo custo;
- b) Acesso às peças;
- c) Viabilidade técnica;
- d) Arquitetura aberta;
- e) Baixo Nível do Sistema de Hardware e Software: se deseja desenvolver o sistema desde as bases e poder deste modo conhecer

e manejar e dominar toda a tecnologia envolvida no sistema controlador dos exercícios, permitindo ter acesso aos códigos-fonte e conhecer a totalidade dos circuitos envolvidos, para assim poder identificar erros de qualquer espécie e aperfeiçoar características do projeto.

4.2.2.2.6 Requisitos de Ciclo de Vida: Montabilidade

O SMTE dever servir como plataforma de ensaios de diferentes componentes de hardware (como sensores e outros componentes eletrônicos) e componentes mecânicos, pelo que deve apresentar uma estrutura básica que facilite uma rápida montagem e desmontagem de partes e peças. Os aspectos vinculados à Montabilidade do SMTE são:

- a) Testabilidade e Modularidade: para poder montar e desmontar partes e peças eletrônicas e mecânicas, permitindo modificações no percurso do desenvolvimento e teste dos algoritmos dos exercícios, pois pode se ter novas idéias baseadas em modificações de hardware e/ou do sistema mecânico;
- b) Testabilidade individualizada dos módulos. Os módulos estão compostos por:

Subsistema ou Interface de interação homem-máquina: (ver Figura 54) na qual será inserida a carga do humano diretamente sobre a máquina, cuja resposta servirá para verificar a qualidade dos resultados da implementação dos algoritmos de controle sobre o acionamento (isocinético, isotônico, isométrico e passivo). Os sensores devem ser conectados nesta Interface;

Uma interface programador-máquina: (por exemplo, ver Figura 53) que permita a programação do algoritmo de controle com conexão até o controlador, possibilitando a compilação rápida do algoritmo gerenciador;

Uma interface amplificação de potência do motor: (por exemplo, ver Figura 52) que amplifique os sinais digitais até o nível para energização do motor.

O controlador: (por exemplo, ver Figura 48) receba e processe informação de referência dada pelo fisioterapeuta. Processe o sinal do sensor mediante o algoritmo de controle implementado e que envie o sinal de controle até a Interface de amplificação de potência do motor, entregue dados do exercício desenvolvido (relatório);

- c) O sistema em conjunto deve ser modular e de fácil manipulação, de modo que seja fácil a incorporação e montagem de novas partes mecânicas ou hardware como resultado de novas concepções de soluções ou idéias inovadoras. Também deve facilitar a retirada de partes caracterizadas como inadequadas.

4.2.2.2.7 *Requisitos de Ciclo de Vida: Manutenibilidade*

Manutenção rápida, fácil e segura; do SMTE, junto com o aproveitamento do material disponível no Laboratório de Hardware, LHW.

4.2.2.2.8 *Requisitos Específicos do Projeto: Geometria*

Deve ser de um tamanho pequeno que permita fácil manipulação e deslocamento. As dimensões devem permitir colocar o sistema todo num espaço reduzido como uma pequena sala, e permita trabalhar acompanhado de um computador ou um laptop de apoio ao desenvolvimento.

4.2.2.2.9 *Requisitos Específicos do Projeto: Cinemática*

São aspectos vinculados às velocidades, acelerações e movimentos envolvidos nos exercícios realizados pelo SMTE:

- a) O movimento deverá ser contínuo.
- b) As velocidades angulares envolvidas pela alavanca (Interface de interação homem-máquina) serão de 5 °/s a 60 °/s para o modo passivo.
- c) Para o modo Isocinético, caso a articulação avaliada seja a mão, a faixa de velocidades deverá ser de 5 °/s até 180 °/s e caso sejam avaliados braços ou pernas, as velocidades envolvidas deverão ser de 5 °/s até 300 °/s.
- d) No modo isocinético, as acelerações angulares anteriores e posteriores ao patamar de velocidade constante (característico deste exercício) devem ser suavizadas para diminuir o “choque isocinético”.

4.2.2.2.10 Requisitos Específicos do Projeto: Fontes de energia

São aspectos vinculados às fontes, armazenamento e transformação de energia elétrica e mecânica que permitem o acionamento e movimentação do SMTE:

- a) Fonte de energia mecânica: motor CC com torque e velocidades que permitam executar os exercícios físicos por algum sistema muscular de alavanca classe três do paciente/esportista.
- b) Fonte de energia elétrica: Adequação da alimentação de entrada do driver do motor.
- c) Driver ou amplificador de potência para motor, desejável para baixas velocidades e altos torques.

4.2.2.2.11 Requisitos Específicos do Projeto: Sinais

São aspectos relacionados com a forma, entrada, saída e apresentação dos sinais envolvidos no comando e controle do SMTE:

- a) Microcontrolador:
Entrada = Digital;
Saída = Digital;
- b) Driver com amplificador de potência:
Entrada = Digital;
Saída = Analógica;
- c) Conversor Eletromecânico:
Entrada = Analógica ou digital (Pulsos ou PWM);
Saída = Analógica (torque e velocidade angular);
- d) Alavanca (interface homem-máquina):
Entrada = Mecânica- Analógica;
Saída = Mecânica-Analógica;
Carga = Torque e velocidade muscular humana;
- e) Requisitos para controle, composto por:
 - Sensor de velocidade angular com faixa dinâmica que permita desde 0 a 300 °/s ou mais;

- Sensor de torque com faixa dinâmica maior a 1Nm;
- Sensor de posição angular com faixa dinâmica mínima de 0 até 360°;
- Microcontrolador compatível com sinais dos sensores;
- Facilidade de programação do microcontrolador para a implementação e testes de algoritmos.

4.2.2.3 Projeto Informacional - Especificações do Projeto

As Especificações de Projeto têm a função de proporcionar o entendimento e a descrição do problema na forma funcional (qualitativa e qualitativa), formalizar a tarefa de projeto, fornecer a base sobre a qual serão montados critérios de avaliação e de todas as tomadas de decisão realizadas nas etapas posteriores do projeto do SMTE.

Para este item realizou-se a Tabela 4, que está dividida em quatro partes, com a finalidade de desdobrar os Requisitos de Projeto em forma ordenada. Na primeira coluna é listado o nível de importância ou prioridade de atendimento PA (1=Fraca; 2= Médio/Fraca; 3=Médio; 4= Médio/forte; 5=Forte; 6= Imprescindível), de cada especificação de projeto. A segunda coluna indica se a especificação de projeto é obrigatória ou desejável (O/D). A terceira coluna apresenta as Especificações de Projeto. A quarta coluna contém os valores meta, que correspondem a valores qualitativos ou quantitativos de cada Especificação de Projeto.

Tabela 4: Especificações do Projeto.

A		/O	LISTA DE ESPECIFICAÇÕES	VALORES-META
			1. BÁSICAS:	
			1.1 FUNCIONALIDADE	
6	O	Sistema deve adquirir velocidade angular.	Faixa dinâmica 0-300 °/s Resolução 1 °/s.	
6	O	Sistema deve adquirir posição angular.	Faixa dinâmica 0 – 360° Resolução mínima 1°.	
6	O	Sistema deve adquirir o torque:	Resolução mínima: 0.01 Nm.	
		Caso 1: exercício de mão ou dedo.	Faixa dinâmica mínima: 0 - 0.2Nm.	
		Caso 2: exercício de perna ou braço.	Faixa dinâmica mínima: 0-135Nm.	
4	O	Armazenamento de dados.	1 Mbyte.	
3	O	Processamento de sinais.	Facilidade de programação e manipulação, Saída em pulsos ou pwm, Inclua Conversor A/D, Saída de comunicação serial RS-232.	
3	D	Tempo de resposta do sistema (tempo aquisição sinal + tempo processam. sinal + tempo de resposta sistema mecânico).	< 50 (ms).	
6	O	Quatro modos de exercícios fisioterapêuticos e esportivos: Modo Passivo, Isocinético, Isotônico e Isométrico.		
			1) Modo Passivo:	
5	O	Velocidade angular constante.		
3	D	Faixa de velocidades do exercício.	0 - 60 °/s.	
3	D	O algoritmo gerenciador deverá permitir colocar o valor da velocidade de avanço e de retrocesso, que não necessariamente tem que ser iguais.		
6	O	O sistema deverá permitir colocar também um torque-limite máximo, tanto de avanço quanto de retrocesso.	Caso 1: exercício de mão ou dedo, até 0.15 Nm. Caso 2: exercício de perna o braço, até 5 Nm.	

PA	D/O	LISTA DE ESPECIFICAÇÕES	VALORES-META
3	D	O movimento deverá ser contínuo.	
6	O	O algoritmo gerenciador deverá permitir colocar a faixa máxima de movimentação.	$0^{\circ} - 90^{\circ}$.
		2) Modo Isocinético:	
5	O	Velocidade angular constante.	
3	D	Faixa de velocidades do exercício.	desde $5^{\circ}/s$ até aproximadamente $180^{\circ}/s$.
6	O	Torque variável, mas com ajuste de limites máximos de segurança desde algoritmo gerenciador.	Caso 1: as articulações envolvidas sejam mãos ou dedos, até 0.15 Nm. Caso 2: as articulações envolvidas sejam pernas ou braços, até 135 Nm.
3	D	O movimento deverá ser contínuo.	
3	D	O algoritmo gerenciador deverá permitir colocar o valor da velocidade de avanço e de retrocesso, que não necessariamente tem que ser iguais, e colocar distintas velocidades por faixas de ângulos,	aproximadamente desde $\pm 5^{\circ}/s$ até $\pm 180^{\circ}/s$, para cada faixa de ângulo entre 0° e 90° .
6	O	O algoritmo gerenciador deverá permitir colocar a faixa máxima de movimentação.	$0^{\circ} - 90^{\circ}$.
		3) Modo Isotônico:	
5	O	Velocidade angular variável .	aproximadamente desde $5^{\circ}/s$ até $180^{\circ}/s$.
5	O	Torque constante.	Caso 1: as articulações envolvidas sejam mãos ou dedos, até 0.15 Nm. Caso 2: as articulações envolvidas sejam pernas ou braços, até 135 Nm.
3	D	O movimento deverá ser contínuo.	
6	D	Deverá permitir colocar no algoritmo gerenciador: o torque de avanço e retrocesso, torque por faixas de ângulos e velocidade-limite de segurança.	Caso 1: as articulações envolvidas sejam mãos ou dedos, até 0.15 Nm. Caso 2: as articulações envolvidas sejam pernas ou braços, até 135 Nm.

PA	D/O	LISTA DE ESPECIFICAÇÕES	VALORES-META
6	O	Deverá permitir colocar no algoritmo gerenciador a faixa de movimentação.	$0^{\circ} - 90^{\circ}$.
		4) Modo Isométrico	
5	O	Deverá manter a condição de posição constante frente a variações de força exercidas pelo paciente/esportista.	
3	D	O sistema deve permitir a execução do exercício para uma soa posição ou para várias posições, dentro de uma faixa angular determinada.	Faixas de ângulos isométricos: $0^{\circ} - 90^{\circ}$. Incremento mínimo para diferentes ângulos Isométricos: 5° .
6	O	Cada posição deve se manter por um tempo determinado até que o usuário se canse.	
6	O	Um torque máximo limite deverá ser ingressado no software gerenciador, de modo que no caso de ser excedida, a alavanca (Interface homem-máquina) seja descarregada gradualmente.	Caso 1: as articulações envolvidas sejam mãos ou dedos, até 0.15 Nm. Caso 2: as articulações envolvidas sejam pernas ou braços, até 135 Nm.
1	D	Para o armazenamento de dados da execução do exercício deve se poder colocar o mínimo nível de torque para ser gravado como dato, em cada ângulo isométrico.	Torque Nm devido à componente de peso próprio da alavanca na respectiva posição angular.
1	D	No caso de serem vários ângulos selecionados: 1.- Ajustar o ponto de partida. 2.- Ajustar o fim da faixa do movimento. 3.- Ajustar vários ângulos que sustentam a isometria.	$0^{\circ} - 90^{\circ}$.
1	D	O membro ou articulação do Usuário deverá ser passivamente deslocado até o próximo ângulo isométrico.	
		1.2. ERGONOMIDADE	
3	O	A alavanca do sistema deve ter dimensões de acordo com parâmetros ergonômicos nos casos que os membros avaliados sejam pernas, braços mãos ou dedos.	

PA	D/O	LISTA DE ESPECIFICAÇÕES	VALORES-META
3	D	O sistema deve permitir ao testador ou usuário do sistema: monitorar o exercício desde o computador enquanto ele realiza o exercício ao mesmo tempo.	A Interface homem-máquina e programador-máquina têm que ser operados pelo mesmo usuário (uma única pessoa).
2	O	Baixa Massa e Inércia do Efetuador.	A Inércia do Efetuador não deve influenciar no desenvolvimento do Exercício.
		1.3 SEGURANÇA	
6	O	Adequação da alimentação de entrada no motor.	Transforme desde 220 V monofásico e/ou 380 V trifásico, para a concepção a ser gerada (12 V CC, 200 V AC, ou outra).
6	O	Se a concepção fosse um sistema trifásico o motor precisaria de um sistema uma proteção de magnitude de Tensão de Fase:	Não deixa que a magnitude de nenhuma das fases ultrapasse o limite que coloque em perigo o Driver.
6	O	Se a concepção fosse um sistema trifásico o motor precisaria de um sistema de proteção de sequência de fase.	Se alguma das fases cai, a proteção desliga a alimentação.
6	O	Proteção de sobre corrente.	
6	O	Disjuntor geral, botão de emergência.	
3	D	Bateria ou Sistema de energia auxiliar que permita operar até 5 minutos desde o corte da energia principal.	
5	O	Filtragem de ruídos da rede elétrica e aterramentos.	
6	O	Limite de deslocamento angular mecânico, limite de torque e velocidade angular por abaixo da capacidade máxima do motor.	Sempre abaixo da capacidade máxima do motor, para não causar acidentes ao usuário e ao motor.
3	D	Proteção da Interface de amplificação de potência (para o motor) do ambiente com caixa protetora e ventilação	
		1.4 ROBUSTEZ	
4	O	O sistema deve ser suficientemente robusto para aguentar trocas de peças sucessivas e permitir frequentes testes dos diferentes exercícios.	

PA	D/O	LISTA DE ESPECIFICAÇÕES	VALORES-META
		2. CICLO DE VIDA	
		2.1 FABRICABILIDADE	
5	O	Fácil, precisa e de baixo custo.	
5	O	Acesso ou disponibilidade imediata a peças, e possibilidade de troca delas.	
5	O	Viabilidade técnica.	
5	O	Arquitetura aberta.	
5	O	Sistema de Hardware e Software de Baixo Nível.	
		2.2 MONTABILIDADE	
5	O	Modularidade:	para poder montar e desmontar partes e peças eletrônicas e mecânicas, permitindo modificações no percurso do desenvolvimento e testes dos algoritmos dos exercícios, pois pode se achar novas idéias baseadas em modificações de hardware e/ou do sistema mecânico.
5	O	MÓDULOS, compostos por: Uma interface de homem-máquina.	Na que será aplicada a carga do homem diretamente sobre a alavanca do sistema, e servirá para verificar a qualidade dos resultados da implementação dos algoritmos de controle sobre o motor (isocinético, isotônico, isométrico e passivo).
5	O	Uma Interface programador-máquina. Uma Interface de amplificação de potência do motor. Um controlador.	Que permita o monitoramento do exercício, a programação, aperfeiçoamento e compilação do algoritmo de controle até o controlador. Que processe os sinais dos sensores mediante o algoritmo de controle implementado e que envie o sinal de controle até a Interface de amplificação de potencia – motor. Que amplifique/transforme a sinal digital que vai controlar o motor, para potência.

PA	D/O	LISTA DE ESPECIFICAÇÕES	VALORES-META
5	O	Testabilidade por separado dos diferentes módulos	
		2.3 MANTENABILIDADE	
5	O	Manutenção.	Fácil, segura, sem equipamento especial.
		3. REQUISITOS ESPECÍFICOS	
		3.1 GEOMETRÍA	
5	O	Pequeno e de fácil manipulação e deslocamento.	Deve cobrir no máximo uma superfície de 2m x 3m.
5	O	Rejeição de desalinhamentos no sistema mecânico.	
		3.2 CINEMÁTICA	
3	D	Velocidades envolvidas pela alavanca (Interface homem-máquina)	Para modo passivo e de $5^{\circ}/s$ a $60^{\circ}/s$. Para o modo isocinético é de $5^{\circ}/s$ até $180^{\circ}/s$.
		3.3 FONTES DE ENERGÍA	
5	O	Mecânica: Acionamento	Caso 1: as articulações envolvidas sejam mãos ou dedos, até 0.15 Nm e $180^{\circ}/s$. Caso 2: as articulações envolvidas sejam pernas ou braços, até 135 Nm e $300^{\circ}/s$
5	O	Elétrica: Adequação da alimentação de entrada no driver do motor	desde 220V monofásico e 380V Transforme desde 220V monofásico e/ou 380 v trifásico da rede, para a tensão de entrada da concepção a ser gerada (12 V CC, 200 VAC, ou outra).
5	O	Sistema de amplificação de potência (driver) para motor de alto torque e baixas velocidades	Baixas tensões e altas correntes.
3	O	Reduzir a velocidade e amplificar o torque entre o gerador de torque e o efetuator.	
		3.4 SINAIS	
3	D	Microcontrolador	Entrada e saída = digital.
3	D	Driver Amplificador de potência	Entrada = digital (pulsos, PWM). Saída = analógica.

PA	D/O	LISTA DE ESPECIFICAÇÕES	VALORES-META
3	D	Facilidade na programação	
5	O	Acionamento	Entrada = analógica; Saída = mecânica.
5	O	Alavanca (interação homem-máquina)	Entrada = mecânica; Saída = mecânica

4.2.3 Projeto Conceitual

A fase de Projeto Conceitual tem como resultado a geração e escolhas de projeto. Daqui se obtém como resultado a Concepção de um Projeto de Produto. Este Projeto de Produto é escolhido pela comparação e avaliação de várias outras Concepções de Projetos de Produtos, observando qual de todas essas Concepções atende melhor às Especificações de Projeto.

As Concepções de Projeto de Produto são obtidas mediante a Matriz Morfológica (BACK et al, 2008) tendo presentes as Funções que o produto deve oferecer e os Princípios de Solução que atendem a cada uma destas Funções.

Na sequência, são obtidas as Funções que o produto deve oferecer, pelo método de Síntese Funcional proposto por Janschek (2009).

4.2.3.1 Projeto Conceitual: Síntese Funcional - Fluxograma de Dados (DFD)

O Fluxograma de Dados define e descreve as funções de um sistema (neste caso do SMTE), de maneira hierarquizada e é acompanhado de um Dicionário de Dados que explica suas partes mais importantes.



A definição de Sistema pode ser mais clara ao fazer um ordenamento de forma hierárquica. Pode-se ter uma parte do sistema desde um nível anterior, desmembrar em partes menores, e teremos um novo sistema.

No anexo 1 está a descrição completa da Síntese Funcional, metodologia exposta por Janschek (2009).

Na sequência faz-se uma decomposição em quatro níveis hierárquicos do SMTE, facilitando a esquematização de todas as funções envolvidas no sistema. Estas funções servirão para ser colocadas na

Matriz Morfológica. Nos diagramas de fluxos de dados, as linhas contínuas são fluxos de dados, e as descontínuas são fluxos de sinais de controle como se apresenta na Tabela 5 e no Anexo 1.

Tabela 5: Apresenta significado das linhas contínuas e descontínuas, usadas no diagrama de fluxo de dados.

SÍMBOLO	PROPIEDADE	DESCRIÇÃO
	FLUXO DE DADOS	Um Fluxo de Dados representa o transporte de um dado abstrato entre Processos (Funções)
	FLUXO DE CONTROLE	Um Fluxo de Controle representa o transporte de algum dado abstrato de controle (eventos) entre Processos.

Na Síntese Funcional existem quatro níveis: 0, a, b, e b'. No detalhamento das funções F1 (nível b) e F2 (*do nível b'*), ambas estão num mesmo nível hierárquico funcional, mas se escreve diferenciando "*nível b'*" do "*nível b*" para indicar que o diagrama é referido ao detalhamento de uma função diferente, e para facilitar a designação dos sinais envolvidos em cada função. Decidiu-se detalhar somente as funções F0, F1 e F2 pelo seu maior grau de complexidade funcional, relativo às outras funções.

4.2.3.1.1 Nível 0: Definição dos limites do sistema - Diagrama de contexto

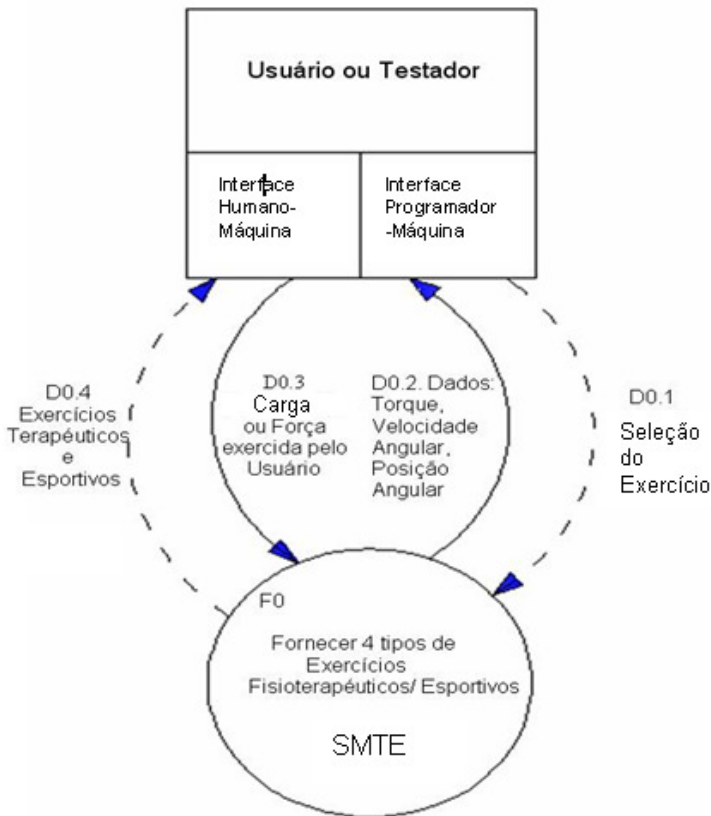


Figura 41: Diagrama de Contexto: especifica os limites do sistema SMTE (círculo inferior) interagindo com o usuário ou testador.

Na Figura 41, o quadrado superior define ao usuário (ou testador do SMTE), agindo na interface homem-máquina e na de programador-máquina. Dentro do círculo inferior é considerado o sistema SMTE, quem define a função geral F0: fornecer quatro tipos de exercícios terapêuticos/esportivos.

Ao agir na interface homem-máquina, o usuário produz (fluxo de dados) de carga sobre o efetuator do SMTE em forma de força. O

SMTE responde com exercícios terapêuticos e esportivos controlados, em função dessa carga.

Quando age na interface programador-máquina, o usuário seleciona o tipo de exercício que precisa para testar e recebe do SMTE dados processados do torque, velocidade e ângulos envolvidos no exercício.

4.2.3.1.2 Nível a: Definição funcional para Função Principal F0 - Fornecer quatro tipos de Exercícios Fisioterapêuticos e Esportivos

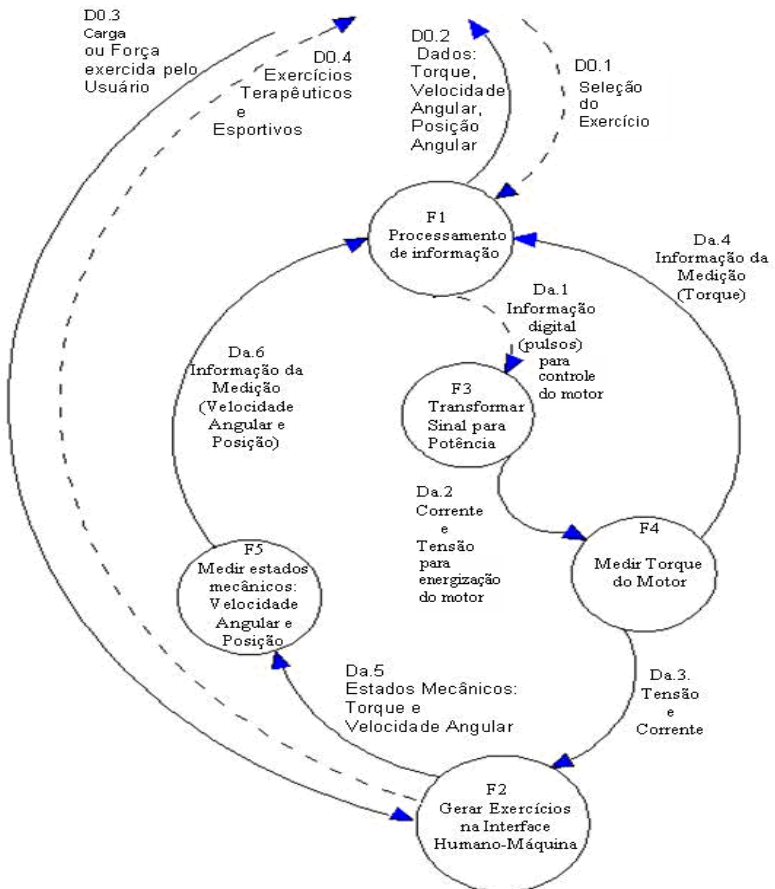


Figura 42: Nível a do fluxograma de dados. Permite ter uma visão interna da função F0.

A Figura 42 especifica em círculos as funções internas à função F0, e as relações entre elas definidas pelos fluxos de sinais, onde os D0.1, D0.2, D0.3 e D0.4 são os mesmos correspondentes à Figura 41. Os fluxos Da.1, Da.2, Da.3, Da.4, Da.5 e Da.6 são os fluxos de sinais internos deste Nível a.

4.2.3.1.3 Nível b: Definição funcional para Função F1 - Processamento de Informação

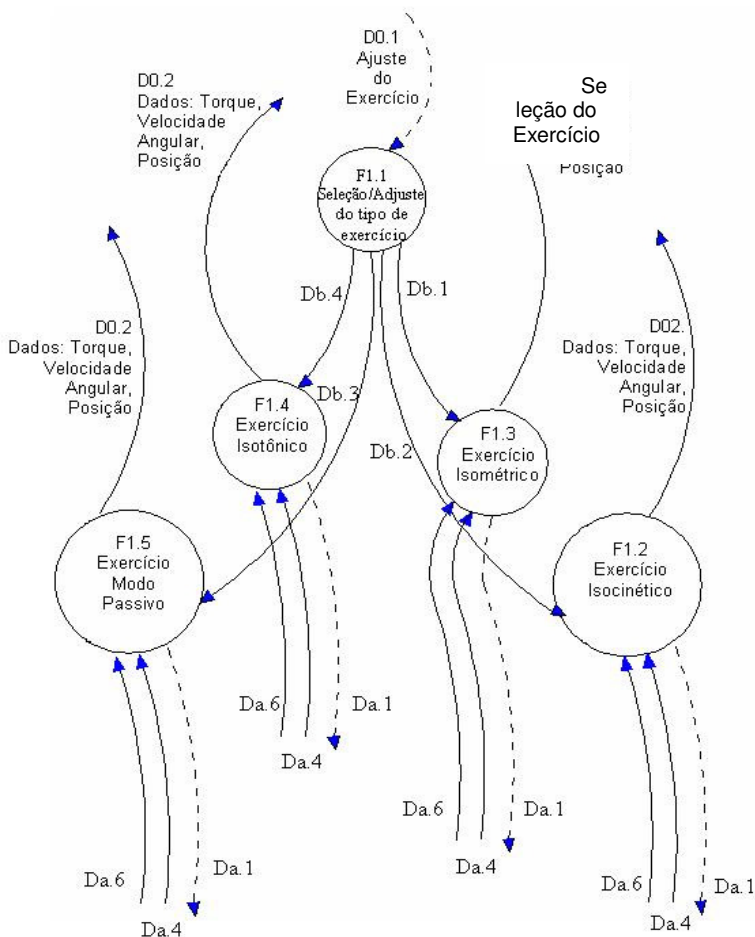


Figura 43: Nível b do fluxograma de dados para a função F1. Permite ter uma visão interna desta função.

A Figura 43 especifica em círculos às funções internas à função F1 (processamento da informação), e as relações entre elas definidas pelos fluxos de sinais, onde os fluxos de dados Da.1, Da.4 e Da.6 são os mesmos correspondentes à Figura 42 e se repetem para cada modo de exercício (F1.2, F1.3, F1.4, F1.5). Os fluxos D0.1 e D0.2 correspondem aos mesmos fluxos representados na Figura 41 e Figura 42. Os fluxos Db.1, Db.2, Db.3 e Db.4 são os fluxos de sinais internos deste *Nível b*, para escolher o modo de exercício desejado.

4.2.3.1.4 *Nível b'*: Definição funcional para Função F2 - Gerar Exercícios na interface homem-máquina

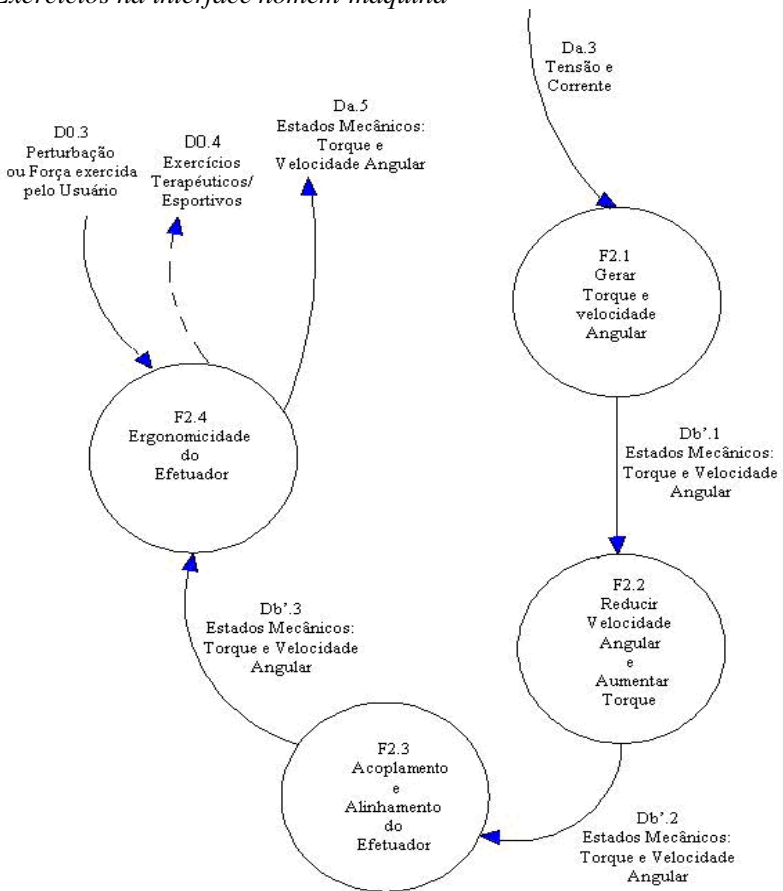


Figura 44: *Nível b'* do fluxograma de dados para a Função F2. Dá visibilidade interna desta função.

A Figura 44 especifica em círculos as funções internas à função F2 (gerar exercícios na interface homem-máquina), e as relações entre elas definidas pelos fluxos de sinais. Os fluxos D0.3 e D0.4 correspondem aos mesmos fluxos representados na Figura 41 e Figura 42. Os fluxos Da.3, Da.5, são os mesmos correspondentes à Figura 42. Os fluxos Db'.1, Db'.2 e Db'.3 são os fluxos de sinais internos deste *Nível b'*, de estados mecânicos como torque, velocidade e posição angular.

4.2.3.1.5 Especificações do processo (PSPEC)

Na Tabela 6 apresentam-se as Especificações do Processo, do *Nível b* para a Função F1: Processamento de informação. Aqui se explicam as sub-funções envolvidas em F1. Faz-se somente a especificação do processo de F1 pelo seu maior grau de complexidade funcional, relativo às outras funções.

Tabela 6: Especificações do Processo.

FUNÇÃO		ESPECIFICAÇÃO DO PROCESSO	
F1.1	Seleção / Ajuste do Tipo de Exercício	Desde do algoritmo gerenciador (interface Programador-Máquina) é enviado uma sinal para a o controlador com a finalidade de selecionar o modo do Exercício e o ajuste de parametros como toque, velocidade e posição tanto de trabalho como limites.	
F1.2	Exercicio Isocinético	Velocidade Angular Alavanca Posição Angular Alavanca Aceleração Angular Alavanca Torque Acionamento Limites deSegurança para Desligas Sistema	Constante (customizada pelo usuário) Variável Nula Variável (o usuário vence o torque do motor) Ângulos e Torques (customizados pelo usuário)
F1.3	Exercicio Isotônico	Velocidade Angular Alavanca Posição Angular Alavanca Aceleração Angular Alavanca Torque Acionamento Limites deSegurança para Desligas Sistema	Variável Variável Variável Constante (customizado pelo usuário) Ângulos e Velocidade Angular (customizados pelo usuário)
F1.4	Exercicio Isométrico	Velocidade Angular Alavanca Posição Angular Alavanca Aceleração Angular Alavanca Torque Acionamento Limites deSegurança para Desligas Sistema	Nula Constante (customizada pelo usuário) Nula Igual ao feito pelo usuário Torque (customizados pelo usuário)
F1.5	Modo Passivo	Velocidade Angular Alavanca Posição Angular Alavanca Aceleração Angular Alavanca Torque Acionamento Limites deSegurança para Desligas Sistema	Constante (customizada pelo usuário) Variável Nula Variável (o usuário vence o torque do motor) Torque e posição (customizados pelo usuário)

4.2.3.1.6 Dicionário de dados

Na Tabela 7 se dá uma descrição de cada Fluxo envolvido na Definição Funcional e se especifica que tipo de Fluxo é: de Dados (D), correspondente às linhas contínuas nos diagramas de fluxo de dados; e de Controle (C), correspondente às linhas descontínuas nos diagramas de fluxo de dados.

Tabela 7: Dicionário de dados.

NÍVEL	FLUXO DE DADOS	TIPO	DESCRIÇÃO
0	DO.1 Seleção do Exercício	C	Seleção de algum dos quatro Tipos de Exercícios.
0	DO.2 Dados: Toque, Velocidade Angular, Posição	C	Dados dos estados Mecânicos.
0	DO.3 Perturbação ou Força Exercida pelo Usuário	D	Estados Mecânicos gerados pelo Usuário.
0	DO.4 Exercícios Terapêuticos e Esportivos	D	Estados Mecânicos: Torque, Velocidade, Posição.
a	Da.1 Informação Digital (pulsos)	C	Dados em Pulsos para Controlar o Acionamento.
a	Da.2 Tensão e Corrente	D	Tensão e Corrente na saída do driver e entram no Acionamento.
a	Da.3 Tensão e Corrente	D	Tensão e Corrente que entram no Acionamento depois de serem medidas.
a	Da.4 Informação (Torque)	D	Dados da Medição de Torque.
a	Da.5 Estados Mecânicos: Torque e velocidade	D	Estados Mecânicos na saída do Acionamento.
a	Da.6 Informação da Medição (Velocidade e Torque)	D	Dados da Medição de Torque e Velocidade.
b	Db.1 Sinal Digital	D	Seleciona Exercício Isocinético.
b	Db.2 Sinal Digital	D	Seleciona Exercício Isométrico.
b	Db.3 Sinal Digital	D	Seleciona Exercício Passivo.
b	Db.4 Sinal Digital	D	Seleciona Modo Isotônico.
b'	Db'.1 Estados Mecânicos (Torque e Velocidade)	D	Estados Mecânicos gerados pelo Acionamento.
b'	Db'.2 Estados Mecânicos (Torque e Velocidade)	D	Estados Mecânicos gerados depois do redutor.
b'	Db'.3 Estados Mecânicos (Torque e Velocidade)	D	Estados Mecânicos do Efetuador.

4.2.3.2 Projeto Conceitual: Matriz Morfológica

Da Matriz Morfológica (Tabela 8) se obtém a Concepção de Produto do SMTE, realizando combinações dos Princípios de Solução, visando quais destes têm um melhor nível de atendimento com as Especificações de Projeto.

Os Princípios de Solução que apresentaram um melhor nível de atendimento para as Especificações de Projeto foram marcados em círculos azuis na Matriz Morfológica.

As Especificações de Projeto têm um nível de importância relativa entre elas (PA) que serão também justificadas.

Tabela 8: Matriz Morfológica.

FUNÇÕES DO PROJETO DE PRODUTO		PRINCÍPIOS DE SOLUÇÃO			
F1 PROCESSAMENTO DA INFORMAÇÃO					
F1.1 SELEÇÃO / AJUSTE DO EXERCÍCIO	FAMÍLIA PIC	FAMÍLIA B3C STAMP 2	PLACA Motion Control		
F2 GERAR EXERCÍCIOS (GRANDEZAS MECÂNICAS) NA INTERFACE HUMANO - MÁQUINA					
F2.1 GERAR TORQUE E VELOCIDADE ANGULAR	MOTOR SUMITOMO (CONTROLE VETORIAL)	MOTOR D3E ALTA DINÂMICA	MOTOR DC PARKER		
F2.2 REDUZIR VELOCIDADE ANGULAR E AUMENTAR TORQUE	REDUTOR CICLOIDAL SUMITOMO	HARMONIC DRIVE	REDUTOR DISPONÍVEL LABORATORIO		
F2.3 ACOPLAMENTO E ALINHAMENTO DO EFETUADOR	ACOPLAMENTO HELICOIDAL	ACOPLAMENTO DE DISCOS	ACOPLAMENTO FABRICADO		
F2.4 ERGONOMIA DE INO EFETUADOR (ACOPLAMENTO)	ACOPLAMENTO PARA PERNA	ACOPLAMENTO PARA BRACO	ACOPLAMENTO PARA MÃO		
F3 TRANSFORMAR SINAL PARA POTÊNCIA					
F3.1 TRANSFORMAR SINAL PARA POTÊNCIA	DRIVER (CONTROLE VETORIAL)	DRIVER (MOTOR DC)	DRIVER HB-26 MOTOR CONTROLLER		
F4 MEDIR GRANDEZAS MECÂNICAS TORQUE MOTOR					
F4.1 MEDIR GRANDEZAS MECÂNICAS TORQUE MOTOR	TORQUÍMETRO DE EXTENSÍMETROS	OBTER SINAL DESDE DRIVER	IMPLEMENTAR TECNOLOGIA		
F5 MEDIR GRANDEZAS MECÂNICAS (CINEMÁTICAS)					
F5.1 MEDIR VELOCIDADE ANGULAR	ENCODER	ACELERÔMETRO MEMSIC-2128	OBTER SINAL DESDE DRIVER	TACÔMETRO	
F5.2 MEDIR POSIÇÃO ANGULAR	ENCODER	ACELERÔMETRO MEMSIC-2128	OBTER SINAL DESDE DRIVER	POTENCIÔMETRO	

Na matriz morfológica são apresentados os princípios de solução para cada função de projeto. As diferentes escolhas de princípios de solução que satisfazem as funções de projeto estão selecionadas com pontos azuis, e formam em conjunto a concepção do SMTE.

CONCEPÇÃO SMTE

4.2.3.3 Justificativa no ordenamento das prioridades de atendimento (PA)

Na seqüência se explica a lógica pela qual foram ponderados os pesos para as prioridades de atendimento PA mais relevantes, dando uma maior importância para algumas Especificações de Projeto em relação com outras.

As prioridades de atendimento com máxima ponderação (6) correspondem às relacionadas à segurança no percurso dos testes e montagem do SMTE. A segurança que deve oferecer o SMTE no desenvolvimento dos algoritmos e do hardware é o primeiro conceito a ser implementado no sistema tendo uma maior importância que qualquer outra especificação de projeto.

Desta maneira, é imperativo que cada modo de exercício permita o ajuste de limites de segurança de velocidade, torque e posição. Estes limites de segurança devem ser ajustados algoritmicamente e mecanicamente, tendo desta maneira duas linhas de segurança, (no caso de falhar uma, a outra responde).

No começo do desenvolvimento do SMTE as aquisições dos sinais podem estar desajustadas o que pode levar a um funcionamento errado da segurança fornecida algoritmicamente, é devido a isto que se deve ter um sistema de segurança mecânico implementado anteriormente (por isso Aquisição de sinais de torque, Velocidade e Posição levam menor PA que as especificações de segurança). Deste modo se especifica um motor com um torque máximo incapaz de lesionar ao usuário imediato (engenheiro pesquisador), de fato é escolhido um efetuador para a mão, que permite retirar-la rapidamente em caso necessário. Além disso se ajustam limites de segurança mecânicos de posição angular para que o efetuador não se posicione além dos limites do que a articulação humana permita.

São também especificações de segurança: Adequada alimentação de energia ao motor; Proteção de magnitude de fase; Proteção de seqüência de fase; Proteção de sobre corrente; e Adequada alimentação de energia na entrada no driver; Disjuntor geral, botão de emergência.

O armazenamento de dados (com PA=4) permite ao SMTE fornecer um relatório com as magnitudes desenvolvidas no percurso do exercício. O SMTE pode ter menos Capacidade de armazenamento dos dados associados ao exercício, mas nunca deve faltar segurança no percurso do teste o exercício.

Também O SMTE pode ter alguns dos modos de exercícios (PA=5) não terminados ou em vias de desenvolvimento, mas nunca deve

faltar um adequado sistema de segurança, já que uma lesão no usuário significaria uma parada definitiva nas pesquisas e desenvolvimento do SMTE.

Em relação às Especificações de Projeto com prioridades de atendimento de valor 5, (como Aquisição dos sinais de torque, velocidade e posição; e manter as características dinâmicas dos quatro tipos de exercícios básicos : Velocidade constante no isocinético e passivo; Torque constante no modo isotônico, e Posição constante no modo isométrico), estão posicionados num lugar de maior importância que as prioridades de atendimento com valor 4 (Capacidade de armazenamento de dados; Ergonomia no efetuator e no sistema completo; Baixa massa e inércia do efetuator; Sistema de energia auxiliar).por que:

O armazenamento de dados do SMTE pode diminuir e ainda conseguir obter um algoritmo que permita realizar algum exercício.

O efetuator do SMTE pode ser menos ergonômico, ter uma maior inércia e uma menor robustez, e ainda assim permitir o desenvolvimento dos modos de exercício.

A existência de um Sistema de energia auxiliar não é tão importante quanto à Aquisição dos sinais (de velocidade, torque e posição, para monitoração e controle) e a manutenção das características dinâmicas de cada exercício (Velocidade constante no isocinético e passivo; Torque constante no isotônico, e Posição constante no isométrico), porque o sistema auxiliar de energia seria utilizado com uma frequência mais baixa (somente em casos de cortes no sistema elétrico).

A Rejeição de desalinhamentos faz parte do projeto mecânico, e permite o funcionamento eficiente do SMTE, evitando perdas de energia e desgaste em peças por fadiga de materiais, o que poderia evitar algum acidente. Por definição, a Rejeição de desalinhamentos, não é uma especificação de segurança, mas tem alguma implicância, pelo que leva uma PA=5.

A Filtragem dos ruídos da rede elétrica permite uma aquisição de sinais de torque, velocidade e posição mais adequada, permitindo o monitoramento do exercício. Tanto o monitoramento contínuo como a filtragem tem uma PA=5. O monitoramento é utilizado no controle do exercício, e por tanto permite chegar a obter um algoritmo de controle aperfeiçoado do exercício, além de permitir que o controle realize efetivamente as condições dinâmicas de cada exercício. Uma diminuição na Capacidade de armazenamento de dados e na Robustez do sistema (também de PA=4) não altera a possibilidade de obter

algoritmos aperfeiçoados de exercícios, nem impede ao controle realizar as condições dinâmicas de cada exercício (já que isso se pode fazer pelo monitoramento).

A especificação de Fácil fabricação e Baixo custo junto com a de Acesso e Disponibilidade imediata a peças são muito importantes no desenvolvimento do SMTE, porque permitem a viabilidade técnica deste projeto, já que se dispõe de um curto tempo para o desenvolvimento e recursos econômicos limitados. As especificações de Manutenção fácil e rápida e a especificação de Fácil manipulação e deslocamento ajudam também a que o projeto seja viável em termos técnicos, econômicos e de tempo. Estas quatro últimas especificações têm uma PA= 5 (Fácil fabricação e baixo custo, Acesso e Disponibilidade imediata da peça, Manutenção fácil e rápida, Fácil manipulação e deslocamento). Uma diminuição da Robustez e na Capacidade de armazenamento de dados (as duas com PA=4) não serão fatores tão críticos no desenvolvimento do projeto quanto as quatro especificações anteriormente ditas.

As especificações Arquitetura aberta, Baixo nível de software e hardware, e os relacionados com Modularidade, dão ao SMTE uma característica de flexibilidade, ao poder modificar, testar e evoluir a estrutura mecânica, hardware e software dele. Com uma arquitetura fechada e/ou um software de alto nível, não poderia se ter acesso à estrutura íntima do SMTE, impedindo a solução de problemas de raiz. Por isto se ponderam estas especificações com PA=5. Uma diminuição no desempenho destas especificações causaria grande impacto no desenvolvimento do SMTE, em comparação com os efeitos leves que causariam uma diminuição na Robustez do sistema e na Capacidade de armazenamento de dados.

4.2.3.3 Justificativa das Escolhas de Princípios de solução

A seguir são explicadas as razões de escolha de cada um dos princípios de solução da matriz morfológica (marcados com pontos azuis na tabela 7). A sequência de escolhas dos diferentes princípios de solução que satisfazem as funções de projeto formam em conjunto a Concepção do SMTE.

Para a função F1 (processamento da informação), se tem três princípios de solução: um microprocessador da família PIC, um microprocessador da família Basic Stamp 2 e uma placa Motion Control. Desde o ponto de vista dos requisitos de arquitetura aberta (PA=5), de modularidade (PA=5), e de baixo nível de

software/hardware (PA=5) a placa Motion Control apresenta um baixo nível de atendimento em comparação com os microcontroladores da família PIC e Basic Stamp 2; pois a placa Motion Control ao ser um hardware “semi-fechado” e com estrutura interna própria do fabricante (microcontrolador e periféricos), dificulta a acessibilidade a peças eletrônicas e a modificações de hardware interno no percurso do desenvolvimento dos testes. Além disso a placa Motion Control apresenta um software de alto nível, o que dificulta desenvolver o sistema desde as bases e o acesso aos códigos-fonte, (por exemplo na sintonia de um PID que neste caso é automático). Desta forma as melhores opções são os microcontroladores da família PIC e Basic Stamp 2, das quais é escolhida a opção Basic Stamp2, pois possui facilidade de programação (PA=3) ainda não tendo uma linguagem de alto nível.

Para a função F2.1 (gerar toque) se têm três princípios de solução: um motor de controle vetorial marca Sumitomo (com um torque de 4 Nm a 2000 rpm), um motor DC brushless marca Parker (com um torque máximo 8 Nm a 2500 rpm) e um motor de alta dinâmica *cup motor* marca Honeywell de baixo torque e alta velocidade (torque estático de 0.15 Nm e torque dinâmico de 0.03Nm a 2000 rpm). Neste caso o princípio de solução escolhido é o *cup motor*, pois ao ter um baixo torque evita lesões ao pesquisador no percurso do desenvolvimento dos testes e exercícios, atendendo melhor ao requisito de segurança (PA=6) em comparação com os outros princípios de solução. Além disso, o *cup motor* atende ao requisito de disponibilidade imediata (PA=5).

Para a função F2.2 (reduzir velocidade angular e aumentar torque), se têm os seguintes princípios de solução: redutor cicloidal, harmonic drive e um redutor disponível no laboratório. Daqui é escolhido o princípio de solução correspondente ao redutor disponível no laboratório, pois além de atender o requisito de disponibilidade imediata, pode-se acoplar ao *cup motor*.

Para a função F2.3 (acoplamento e alinhamento do efetuador) se têm os seguintes princípios de solução: acoplamento helicoidal, acoplamento de discos, acoplamento fabricado. Neste caso o princípio de solução escolhido é o acoplamento de discos, pois além de atender o requisito de disponibilidade imediata, pode se montar no *cup motor*.

Para a função F2.4 (Ergonomiade no efetuador, acoplamento), se têm os seguintes princípios de solução: acoplamento para perna, acoplamento para braço e acoplamento para mão. Neste caso o princípio de solução escolhido é o acoplamento para mão, pois permite usar a *cup*

motor de baixo torque, atendendo assim o requisito de segurança. Os princípios de solução correspondentes acoplamento para perna ou braço estão associados a um motor de alto torque, o que pode causar acidentes no percurso dos testes e desenvolvimento de algoritmos de exercícios.

Para a função F3 (transformar sinal para potência), se têm três princípios de solução: o driver de controle vetorial (para o motor sumitomo), o driver para motor DC, e o driver HB-25 *motor controller*, (formado por uma ponte H e um processador de sinal de entrada). Neste caso o princípio de solução escolhido é o driver HB-25, pois atende comparativamente melhor ao requisito de baixo nível do *hardware*. Os princípios de solução como o driver de controle vetorial e o driver para motor DC possuem os modos de controle de velocidade constante, torque constante e posição constante, todos estes já prontos.

Para a função F4 (medir torque motor), se têm os seguintes princípios de solução: usar um torquímetro de extensômetros, obter sinal desde o driver e implementar tecnologia. Neste caso o princípio de solução escolhido é usar o torquímetro de extensômetros, pois atende ao requisito de disponibilidade imediata de maneira mais satisfatória do que os outros princípios de solução.

Para as função F5.1 (medir velocidade angular) se têm quatro princípios de solução: encoder, acelerômetro Memsic 2125, obter sinal de driver e tacômetro. É descartado o princípio de solução de obter sinal do driver pois dificulta o acesso ao sistema de medição e eventuais modificações no *hardware* no percurso do desenvolvimento (não atende satisfatoriamente ao requisito de baixo nível de *hardware*). O tacômetro é descartado pois é um princípio de solução usado por dinamômetros isocinéticos antigos, e além disso fornece somente sinais de velocidade angular, em contraste com as opções de encoder e o acelerômetro Memsic 2125 (dos que podem-se obter os sinais de posição e velocidade angular). Finalmente é escolhido como princípio de solução o acelerômetro Memsic 2125 porque é um sistema de medição pouco explorado donde podem ser desenvolvidas novas idéias e tecnologias.

Para a função F5.2 (Medir posição angular) se têm quatro princípios de solução: encoder, acelerômetro Memsic 2125, obter sinal do driver e potenciômetro. O potenciômetro é descartado pois é um princípio de solução usado por dinamômetros isocinéticos antigos, e além disso o potenciômetro fornece somente sinais de posição angular, em contraste com as opções de encoder e o acelerômetro (dos que podem-se obter os sinais de posição e velocidade angular). Finalmente é escolhido o acelerômetro Memsic 2125 com o mesmo critério usado na escolha do princípio de solução para a função F5.1.

4.2.3.4 Projeto Conceitual: Concepção de Projeto de Produto do SMTE

No presente item é feita uma descrição da concepção do SMTE, apresentando então os diferentes Princípios de Solução em conjunto, que atendem cada função especificada na Matriz Morfológica. Esta parte está organizada da seguinte forma: Um diagrama explicativo de conectividade geral e de fluxo de sinais será colocado representativamente para o sistema.

Posteriormente serão colocadas figuras auxiliares desenvolvidas em um software CAD 3D, que mostram o sistema total e de diferentes pontos de vista, que permitem detalhar partes e peças importantes mais específicas.

Um modelo antropomórfico baseado em Zatsiorsky (1998) e em NWOKAH (2002), foi desenvolvido também no software CAD 3D (ver Figura 45), para interagir com a concepção, permitindo avaliar a eficiência da locação ou disposição geométrica do conjunto SMTE, tendo em conta ergonomia e funcionalidade.

Da Figura 46 até a Figura 55 o texto se refere à concepção do SMTE, que permite realizar exercícios com a mão. Esta Concepção permite avaliar algoritmos e arquiteturas de hardware mediante a aplicação de um exercício ou movimento da mão sobre o efetuador. Na Interface programador-máquina são gerados os diferentes algoritmos de controle para cada modo de exercício. São também monitoradas as velocidades, ângulos e torques envolvidos na execução do exercício mediante o software de aquisição de dados StampPlotLite da Pallarax Inc.

Na interface programador-máquina também é selecionado o modo de exercício a ser avaliado e são ajustados os parâmetros de operação e segurança como torque, velocidade e faixa angular-limite. Toda esta informação é compilada no microcontrolador Basic Stamp® (daqui em diante BS2) pela placa de aquisição e controle da Pallarax Inc. mediante uma comunicação do tipo RS-232.

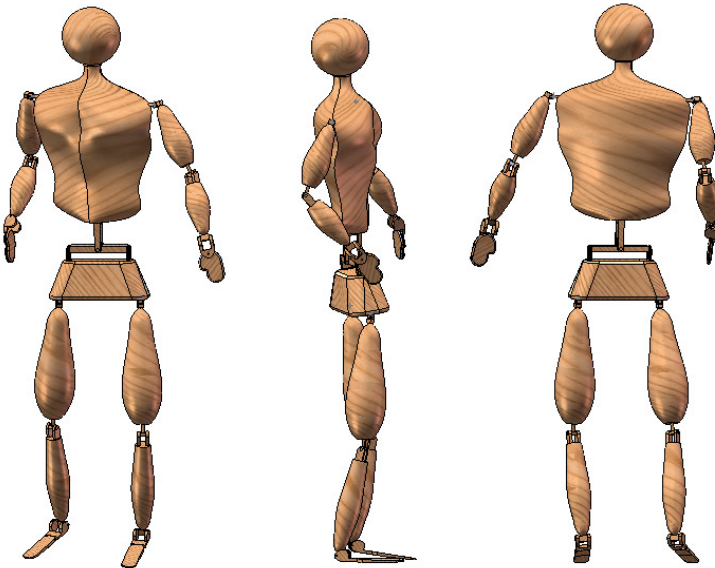


Figura 45: Vistas do modelo antropomórfico baseado em Zatsiorsky (1998) e em NWOKAH (2002).

Na Figura 46 é apresentado o diagrama de conectividade e fluxo de sinais, onde pode-se ver que o algoritmo de controle do exercício é implementado desde o computador para o microcontrolador BS2. Seguindo uma sequência funcional, o motor é acionado gerando torque e velocidade angular. Paralelamente o exercício é executado pela pessoa exercendo uma carga sobre o efetuator. As variações de magnitudes físicas são medidas pelos sensores e lidas pelo BS2. O BS2 recebe sinais de dois sensores: o torquímetro Teldix e o acelerômetro memsic 2125 que mede aceleração, posição angular e velocidade.

O microcontrolador BS2 permite fazer o controle para cada modo de exercício, verificando as condições de velocidade constante para o modo isocinético e passivo, torque constante para o modo isotônico e posição constante para o modo isométrico; também verifica continuamente as magnitudes-limite de torque, velocidade e posição que disparam o sinal para deter o exercício. O BS2 determina em que situação deve-se incrementar ou diminuir o torque e velocidade do efetuator, desta maneira, envia um sinal do tipo *duty cycle* (sinal de

pulsos com largura de pulso ativo variável) ao driver HB-25 (Figura 52) quem entrega um sinal PWM ao motor.

Um histórico com as posições, velocidades e torques em relação ao tempo, é armazenado na memória do microcontrolador BS2 e fica disponível para o usuário do SMTE de maneira a monitorar o exercício.

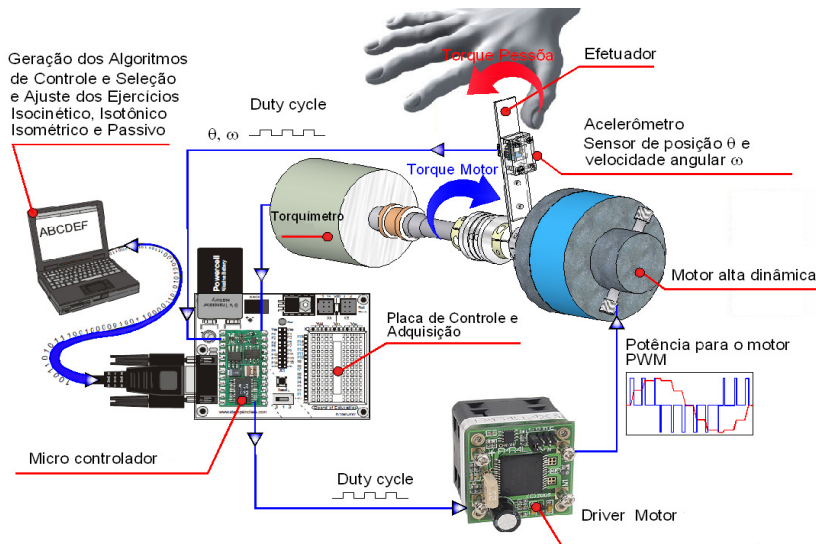


Figura 46: Diagrama de conectividade e fluxo de sinais para a concepção.

Em relação aos demais componentes do sistema da Figura 46, se tem uma descrição técnica da placa de aquisição e controle na Figura 47, e na Figura 48 é apresentado o microcontrolador BS2 com as suas características mais relevantes. Na Figura 49 é apresentado o torqueímetro Teldix, e na Figura 50, o sistema de medição memsic 2125.

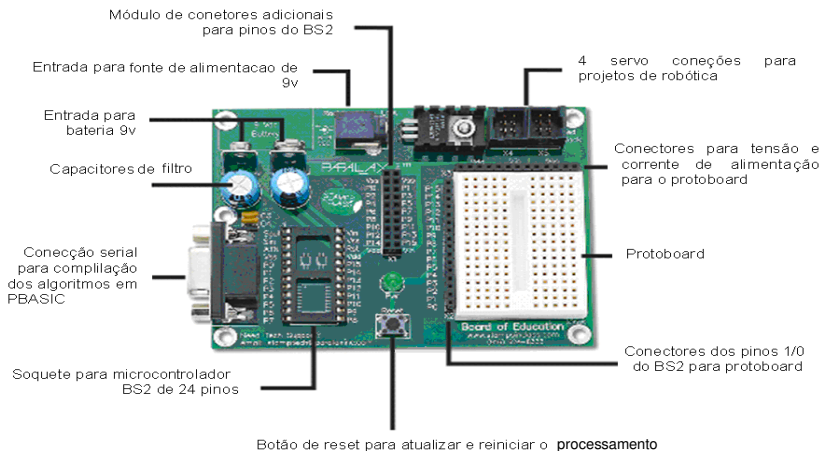


Figura 47: Placa de aquisição e controle da Parallax.

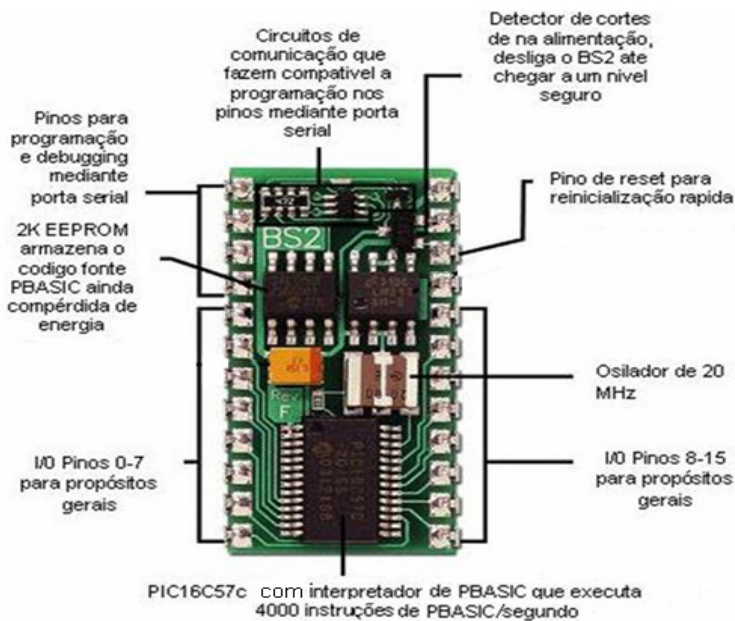


Figura 48: Microcontrolador Basic Stamp 2.

O torquímetro está situado no eixo do motor e do efetuator, mas o torquímetro é acoplado ao eixo por com um freio a pó magnetizável (controlado por corrente), como se apresenta na Figura 55. O sensor de torque é do tipo indutivo de eixo calibrado não rotativo da marca Teldix (1990), com número de série 4370, que permite um ângulo de deformação entre o estator e o rotor de no máximo $\pm 2^\circ$ para máximo torque (Pimentel, 2006). A precisão-padrão em todas as faixas de medição está dentro de $\pm 2\%$ do valor de fundo de escala da faixa considerada. O sinal proveniente do sensor de torque está disponível no seu condicionador de sinal num canal analógico de +1V a -1V. O valor de 1V corresponde ao máximo valor de escala de torque ajustado no equipamento. Estão a disposição faixas de $\pm 1N\text{-cm}$, $\pm 3N\text{-cm}$, $\pm 10 N\text{-cm}$ e $\pm 100 N\text{-cm}$; estas faixas podem ser dispostas de forma a atuar unidirecionalmente, o que permite na faixa máxima poder medir 200 $N\text{-cm}$. A Figura 49 apresenta uma foto do torquímetro.

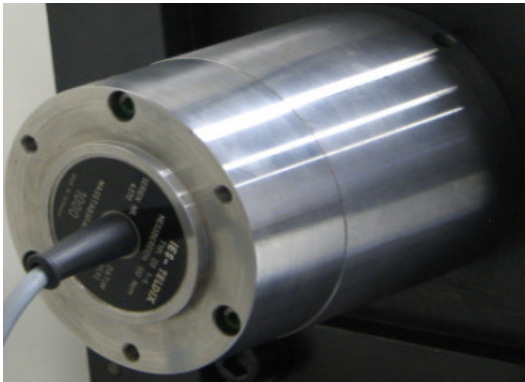


Figura 49: Torquímetro indutivo de eixo calibrado não rotativo da marca Teldix.

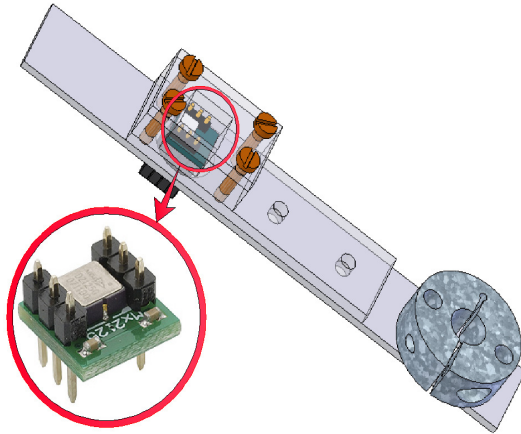


Figura 50: Acelerômetro memsic 2125, encapsulado no efetuador.

O memsic 2125 está situado no efetuador, como se apresenta na Figura 50. Ele está encapsulado numa cobertura de acrílico com a finalidade de resguardar sua integridade.

O memsic 2125 é um sistema de medição de baixo custo que permite medir posição, velocidade, e aceleração (com sentido), numa faixa de até $\pm 2g$ em dois eixos com uma resolução mínima menor a 1 mili-g, a uma frequência de amostragem de 2.5 ms. Possui internamente uma bolha de gás com um gerador de calor na base da bolha, além de quatro sensores de temperatura, um localizado em cada quadrante do memsic 2125, como é apresentado na Figura 51.

Este sistema de medição pode entregar dados de posição angular porque mede a componente da aceleração gravitacional (ou também chamada de aceleração estática) em dois eixos.

O memsic 2125 pode medir também a aceleração dinâmica em dois eixos x e y no plano posicionado (Figura 51). Esta aceleração dinâmica é como a ocasionada ao acelerar ou desacelerar em um carro. Tanto variações na aceleração estática como na dinâmica provocam inclinações da parte quente da bolha, assim esta roda e fica mais próxima de alguns dos sensores de temperatura. Estas variações de temperatura percebidas pelos quatro sensores são proporcionais às grandezas de posição e velocidade e aceleração. Este princípio permite que o memsic 2125 entregue ao BS2 um sinal de pulsos (*duty cycle*) por cada eixo, em função das variações lidas pelos sensores de temperatura (dois sensores de temperatura por cada eixo).

A magnitude zero g está ajustada para o 50% do *duty cycle*. A sensibilidade é de 12.5% do *duty cycle* por variação de 1 g . Se T_1 é o tempo do ciclo ativo do pulso e T_2 é o tempo total do ciclo (2.5 ms), o *duty cycle* é definido como T_1/T_2 , e a aceleração (estática e/o dinâmica) se define como: $A (g) = (T_1/T_2 - 0.5) / 0.125$.

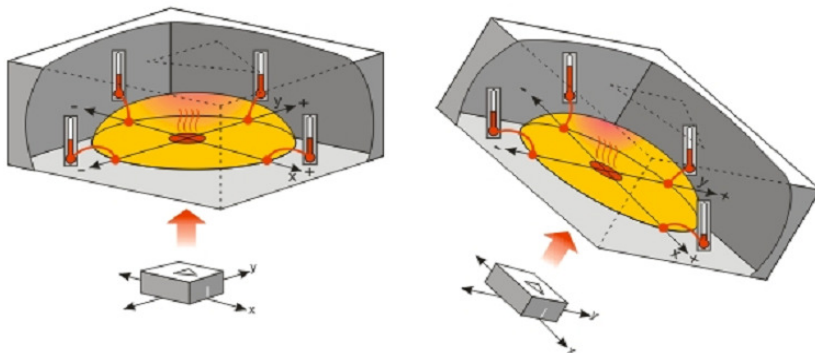


Figura 51: Acelerômetro memsic 2125 que possui quatro sensores de temperatura e uma borbulha interna de gás com um gerador de calor na sua base.

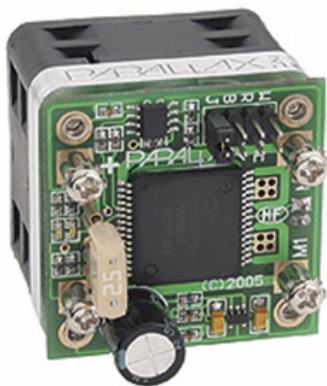


Figura 52: HB-25 Motor Controller.

O HB-25 é um driver de motores CC de alta corrente que transforma os sinais de pulsos tipo *duty cycle* (provenientes do microcontrolador BS2) para PWM que alimenta ao motor Honeywell modelo 33VM62-020-13. O HB-25 possui duas etapas principais: uma

de processamento do sinal *duty cycle* de entrada (provenientes do microcontrolador BS2); e outra etapa de potência (ponte H) o qual envia o sinal PWM de alta potência para o motor. O HB-25 tem um eficiente sistema de dissipação de calor e funciona com qualquer motor CC com escovas de até 35 A e 13.8 VCC.

Este driver age sobre o motor CC como um servo controle porque a última largura do pulso recebido (que é enviado desde o microcontrolador) é mantida como realimentação até chegar um novo pulso com uma nova largura de ciclo ativo, isto permite que a velocidade do motor possa ser ajustada em malha aberta desde o microcontrolador com somente um pulso *duty cycle*. No anexo 2 se explica mais detalhadamente o funcionamento do driver HB-25.

Existe uma grande diferença entre o driver e controle da Concepção do SMTE e alguns drivers comerciais que vêm integrados aos acionamentos AC e CC. No último caso, já têm implementados os laços de controle em modo torque constante, velocidade constante e posição constante, tendo só que ajustar as magnitudes de operação mediante a botoeira própria do driver ou mediante um software que geralmente vem associado. Mesmo assim, um comando/controle externo deve ser adicionado para a assistência de vários aspectos do exercício, como seleção do tipo de exercício, ajuste de parâmetros de segurança e aquisição e armazenamento de dados.

Na Figura 53 e na Figura 54 é apresentada a Concepção do SMTE como um conjunto, e é colocado o modelo antropomórfico que simula a operação de monitoramento e execução de algum exercício ao mesmo tempo. Apresenta-se também a interface programador-máquina, onde são gerados os algoritmos de controle e ajustado e selecionado o exercício a executar. Mostra-se a localização da bancada de ensaios, onde está o motor com o efetuador, que é onde se aplica o exercício físico; o acelerômetro que mede também posição e velocidade; o torquímetro; o freio a pó magnetizável e os acoplamentos. Neste caso não foi necessário um redutor, porque o motor consegue fornecer diretamente 0.15 Nm em torque estático, o que permite fazer os ensaios para a mão. Apresenta-se também o Driver *Motor Controller* HB-25 e a placa de controle e aquisição da Parallax Inc. Na parte superior esquerda da Figura 53 está a fonte de tensão controlada, à sua direita um filtro de linha para a proteção elétrica do sistema. Na Figura 55 é isolada a interface homem-máquina, apresentando com maior detalhe a utilização do mancal, o acelerômetro memsic 2125, o acoplamento e as demais peças que conformam o subsistema.

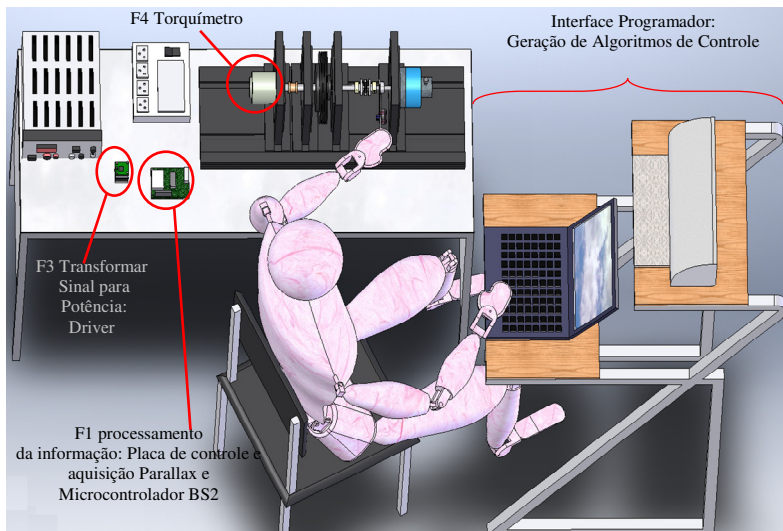


Figura 53: Concepção como conjunto, apresentando as funções indicadas da Matriz Morfológica.

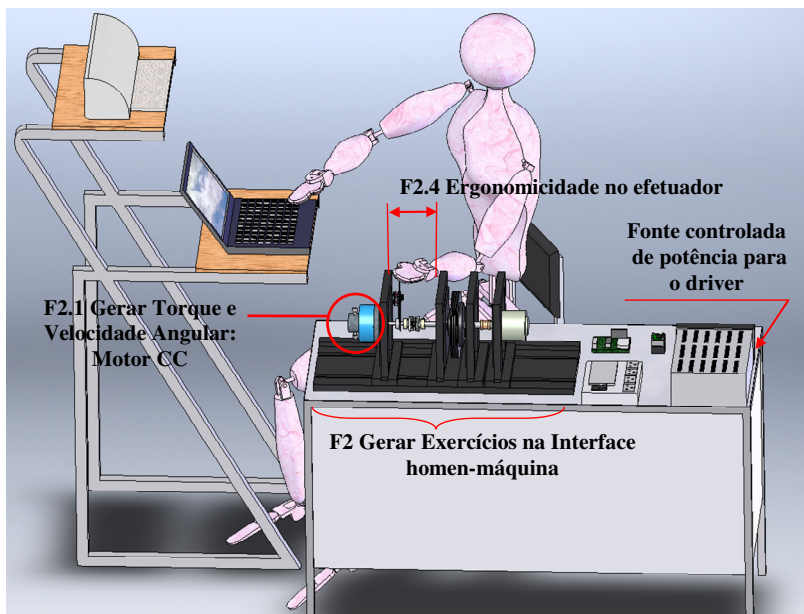


Figura 54: Concepção como conjunto, apresentando outras funções indicadas da Matriz Morfológica.

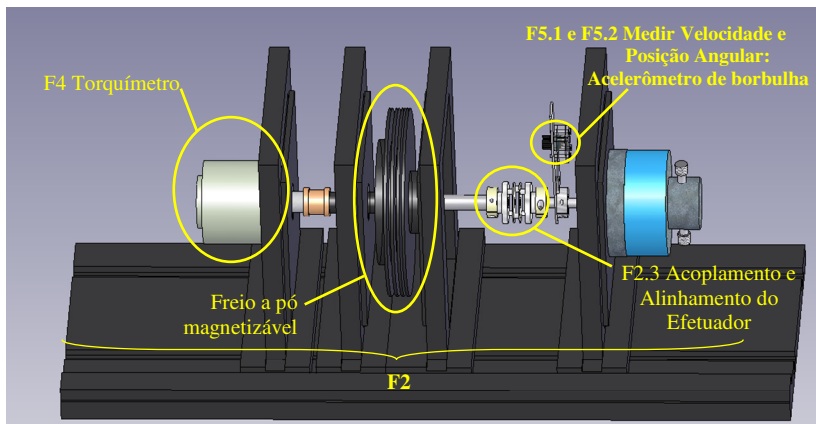


Figura 55: Vista detalhada do protótipo SMTE apresentando as restantes funções indicadas da Matriz Morfológica.

5 ANÁLISE DO FUNCIONAMENTO DO SMTE

O SMTE, obtido como a melhor concepção desde a Matriz Morfológica, é utilizado como uma plataforma base para o desenvolvimento e incorporação de tecnologia, evoluindo os algoritmos de controle e arquiteturas de hardware (adicionando e mudando sensores, elementos eletrônicos, peças mecânicas, etc.), até conseguir uma execução dos modos de exercício com efetividade e segurança.

Este capítulo começa com a análise do acionamento do SMTE. Posteriormente é realizada a modelagem e simulação do sistema. Faz-se também uma descrição da estratégia de controle utilizada para a operação com torque estático (*stall torque*).

Na sequência se desenvolve, simula e testa o funcionamento de cada modo básico de exercício realizado pelo SMTE, apresentando as curvas reais obtidas em cada exercício, como também, as obtidas pelas simulações.

5.1 FUNCIONAMENTO DO MOTOR DO SMTE

No SMTE aplica-se um acionamento que executa duas funções principais, conversão eletromecânica e dosagem de energia elétrica para o conversor. Como conversor eletromecânico é utilizado um (servo-) motor CC de ímãs permanentes marca *Honeywell*, do tipo *ironless* (sem ferro no rotor), de forma construtiva *cup motor* (Figura 66) que apresenta baixa indutância e inércia e com isto uma alta rapidez de resposta.

O motor CC é um motor analógico que se comporta como uma fonte de torque. A produção de torque num motor CC obedece ao princípio da interação de dois campos magnéticos, o campo de excitação e o campo gerado pela corrente de armadura i_a . Esta corrente circulando em um condutor imerso em um campo magnético de fluxo ϕ , produz uma força $F = \phi \times i_a$. No motor CC rotativo um rotor móvel gira dentro de um estator fixo. Os ímãs no estator fornecem um fluxo magnético ϕ que interage com a corrente na armadura i_a produzindo um torque motriz τ_m no rotor. A magnitude deste torque é (Lei de Lorentz):

$$\tau_m = K_1 \cdot \phi \cdot i_a = k_m \cdot i_a \quad (5.1)$$

onde K_1 é uma constante definida pela geometria e materiais do motor e onde K_m é a constante de torque do motor.

Além disso, sempre que um condutor corta linhas de fluxo de um campo magnético, uma tensão u_i é gerada em seus terminais e é proporcional à velocidade do condutor no campo. Esta tensão, chamada força contra-eletromotriz ou tensão induzida, se opõe à tensão de armadura u_a (aplicada à entrada). Então, em adição à expressão do torque τ_m (equação 5.1), temos agora a expressão da força contra-eletromotriz:

$$u_i = K_2 \cdot \phi \cdot \omega = K_v \cdot \omega \quad (5.2)$$

onde K_2 é uma constante definida pela geometria e materiais do motor, de magnitude igual à de K_1 e ω é a velocidade angular do rotor e K_v é a constante de velocidade do motor. Como neste motor o fluxo magnético é produzido por ímãs permanentes ele é constante. O torque sobre o motor é então definido exclusivamente pela corrente da armadura i_a .

Ao aplicar uma tensão u_a na bobina do motor, devido à indutância (L_a) se opor à variação da corrente, no início do transiente a totalidade da tensão aparece sobre a indutância enquanto que u_R (queda de tensão $i_a \cdot R_a$ na resistência) é nula. Passado o transiente, a corrente i_a está circulando sendo a tensão transferida da indutância à resistência, obtendo-se a tensão u_R . Com a corrente circulando, considerando a equação (5.1), existirá torque e o rotor estará girando. Devido à rotação, se produz a tensão induzida u_i .

Quando a um motor CC se aplicar um sinal de referência em tensão u_a , a velocidade angular do motor (findo o transiente indutivo, $u_L = 0$) seguirá a referência de tensão. A tensão u_i também subirá até se aproximar ao valor de u_a quando a velocidade angular para de aumentar, e a partir desse instante todo o torque produzido é utilizado para vencer atritos residuais e conseqüentemente existe corrente circulante. Mas supondo que o atrito nos mancais seja suficientemente pequeno, a corrente i_a vai ser aproximadamente nula, com isso a tensão na resistência de armadura u_R será aproximadamente nula. Conseqüentemente a tensão induzida u_i é igual a tensão de armadura u_a aplicada ao motor CC.

Tendo em conta o exposto acima, a função indutiva terá que estar em série com a função resistiva, até porque no instante zero a corrente é nula. Conclui-se que a equação diferencial para a corrente da armadura é então:

$$L_a \frac{di}{dt} + R_a \cdot i_a = u_a - u_i \quad (5.3)$$

Apresentaram-se alguns problemas no desenvolvimento do controle do sistema SMTE, já que o motor tem uma indutância pequena, o que faz ele ter uma frequência de corte bem acima da frequência de operação de PWM de saída do driver HB-25 (9.2kHz), ver anexo 2. Isto se traduz em uma operação inadequada do motor (vibração). O problema se solucionou adicionando uma bobina em série ao circuito de alimentação do motor, o que incrementou a indutância do sistema. Desta maneira, a frequência de corte do acionamento ficou abaixo do valor de 9.2kHz. Tendo presente que o sistema elétrico do motor se comporta como um filtro passa-baixas, a inserção da bobina impediu a passagem de frequências mais altas como a frequência de PWM de saída do driver.

5.2 MODELAMENTO E SIMULAÇÃO DA PLANTA DO SMTE

Na sequência é modelada e simulada a planta do SMTE.

Inicialmente se descreve uma metodologia de quatro passos que permite obter o modelo da planta do SMETE e realizar a simulação usando o software SIMULINK.

Passo 1 - Esboço físico do sistema: Consiste em fazer um desenho ou croqui do sistema a ser analisado, que permita visualizar as interações entre os componentes e peças que existem no sistema.

Passo 2 - Modelamento por circuito generalizado: Já conhecidas as peças e seus elementos funcionais que interagem no sistema, se está em condições de desenvolver o circuito generalizado, baseando-se nos fluxos de energia em cada elemento funcional do sistema, como inércias (armazenador de energia cinética), elasticidades - rigidez (armazenador de energia potencial) e amortecimento (dissipador de energia).

Passo 3 - Diagrama de blocos: A partir do modelamento em circuito generalizado, pode-se construir um diagrama de blocos, segundo as seguintes regras: Cada malha e nó existente no circuito generalizado será transformado em um somador. Em um circuito generalizado um nó é caracterizado por no mínimo três grandezas de um

ponto reunidas; uma malha por no mínimo três grandezas de dois pontos em série fechada. Cada elemento funcional é transformado em uma função de transferência (na forma de impedância ou admitância).

Passo 4 - Simulação: O diagrama de blocos será convertido numa representação gráfica compatível com o software de simulação SIMULINK, com o qual pode se obter a resposta da planta do SMTE no domínio do tempo e o comportamento no domínio freqüência.

A seguir são desenvolvidos estes quatro passos para modelar e simular a planta do SMTE.

5.2.1 Esboço físico da planta do SMTE

Na Figura 56 se apresenta o esboço físico da planta do SMTE. Na parte esquerda da figura se encontra o motor CC, no qual estão presentes as grandezas u_a , u_R , L_a , L_e , R_a , u_i , u_{L_a} , u_{L_e} , i_a , ω , B_m e J_m . O motor do SMTE está unido ao efetuator por um eixo com inércias e atritos inerentes ao sistema mecânico, sendo J_S a soma das inércias rotativas do acoplamento e do eixo que une ao efetuator com o freio (Figura 55); e sendo B_S o atrito do rolamento do freio, que também está unido ao eixo do efetuator. Referente à Figura 56 se tem:

$$u_a = \text{Tensão de armadura} = 12 \text{ V.}$$

$$u_R = \text{Tensão no resistor} \rightarrow V.$$

$$L_a = \text{Indutância da armadura} = 72 \mu H.$$

$$L_e = \text{Indutância da bobina adicional} = 17,8 \text{ mH.}$$

$$R_a = \text{Resistência da armadura} = 9 \Omega.$$

$$u_i = \text{Tensão contra-eletromotriz ou induzida} \rightarrow V.$$

$$u_{L_a} = \text{Tensão no indutor da armadura do motor} \rightarrow V.$$

$$u_{L_e} = \text{Tensão no indutor externo} \rightarrow V.$$

$$\omega = \text{Velocidade angular do rotor} \rightarrow \text{rad/s.}$$

$$i_a = \text{Corrente da armadura} = 0 \text{ a } 5 \text{ A.}$$

$$B_m = \text{Atrito dos mancais do motor} = 0.0047 \text{ kg}\cdot\text{m}^2\cdot(\text{rad}\cdot\text{s})^{-1}.$$

$B_S =$ Atrito do sistema mecânico até o efetuator $= 0.005 \text{ kg}\cdot\text{m}^2\cdot(\text{rad}\cdot\text{s})^{-1}$.

$J_m =$ Inércia do eixo do motor $= 0.0006 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$.

$J_S =$ Inércia do sistema mecânico $= 0.0026 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$.

$\theta_S = (\omega \cdot t) =$ posição angular do efetuator $\rightarrow \text{rad}$.

$m =$ massa do efetuator $\rightarrow \text{kg}$.

$g =$ aceleração gravitacional $\rightarrow 9.81 \text{ m/s}^2$.

$l =$ Distância desde o eixo do efetuator até o centro de massas do efetuator $= 0.08 \text{ m}$.

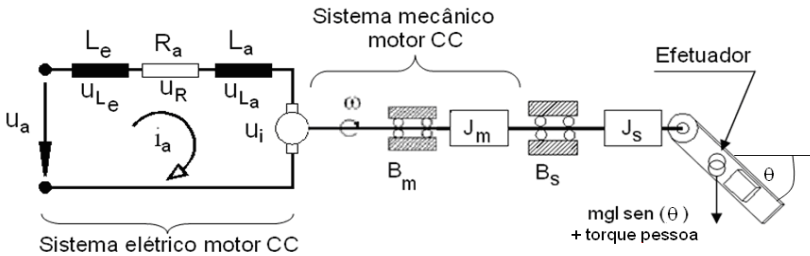


Figura 56: Esboço físico da planta do SMTE.

5.2.2 Modelamento por circuito generalizado

Na Figura 57 apresenta-se o modelamento da planta do SMTE, baseado no esboço físico da Figura 61. Este modelamento da planta do SMTE inclui quatro partes.

A primeira parte da esquerda da Figura 57 representa a parte elétrica do motor, onde estão presentes as grandezas: u_a , u_R , L_a , L_e , R_a , u_i , u_{L_a} , u_{L_e} , i_a .

A segunda parte representa as funções mecânicas do motor, com a velocidade ω de saída do eixo do motor e um torque de carga τ_1 devido ao atrito B_m nos mancais do eixo do motor e à inércia rotativa J_m própria do motor. Como a velocidade no eixo do motor é a mesma que existe em cada um dos componentes funcionais (que produzem os torques acima descritos), eles ficam em paralelo no circuito.

A primeira parte está interfaceada à segunda por uma função conversora, que modela uma **razão de transdução** \ddot{u} , que converte a tensão em velocidade angular e a corrente em torque, sendo:

$\ddot{u} = \frac{u_i}{\omega} = \frac{\tau_m}{i_a}$, o que implica que $\omega = \frac{1}{\ddot{u}} \cdot u_i$ e $\tau_m = \ddot{u} \cdot i_a$, obtendo-se que

$$\ddot{u} = k_m = \frac{1}{k_v}.$$

A terceira parte representa a função mecânica do SMTE, onde ω é comum para os elementos funcionais J_S e B_S , pelo que estão colocados em paralelo.

A terceira parte está interfaceada com a segunda por uma razão de transdução de valor 1, pois não existe nenhuma redução entre o motor e a parte mecânica do SMTE. No caso de usar uma redução poderia ser trocado este valor pela razão do redutor (já que o SMTE é um sistema modular que permite inserção ou troca de peças mecânicas).

A quarta parte representa a carga existente no efetuador composta pela componente gravitacional do efetuador mais o torque realizado pela pessoa (que neste caso é zero) simbolizando-se como uma fonte de torque. Como não existe um elemento redutor no SMTE a velocidade angular ω do efetuador é a mesma existentes no eixo do motor, o mesmo acontece com a posição angular θ , pois $\theta = \int \omega \cdot dt$.

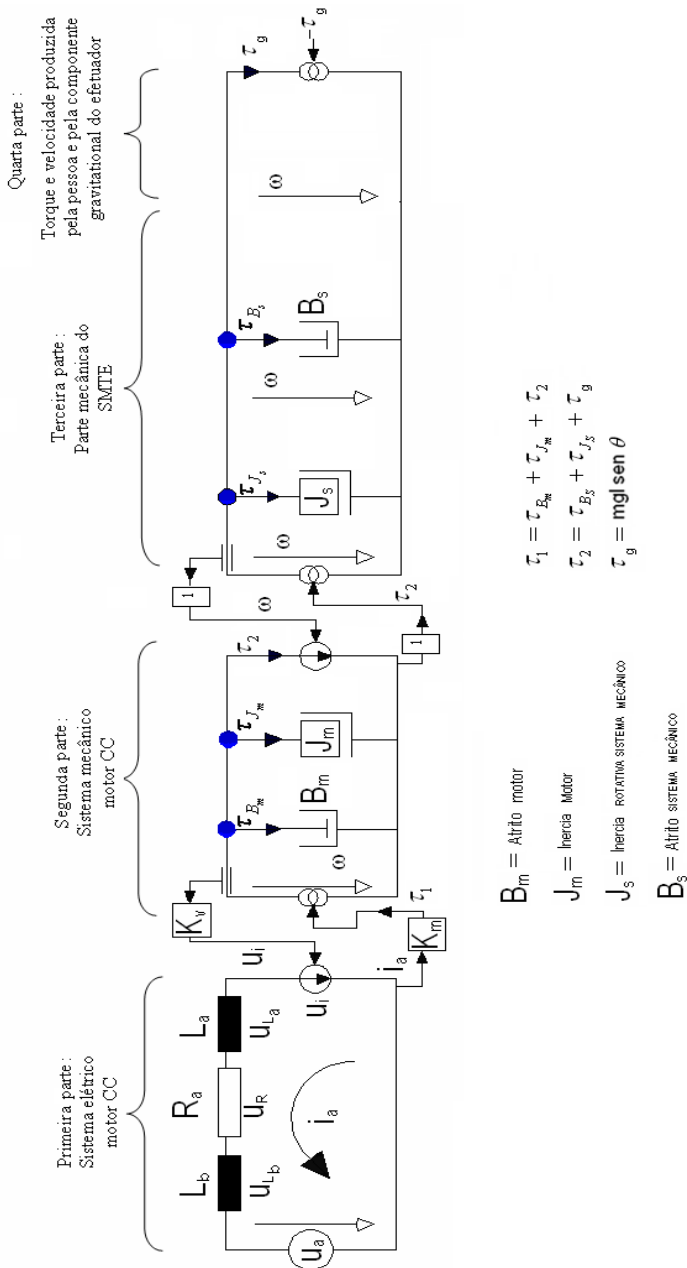


Figura 57: Modelamento da planta do SMTE.

5.2.3 Diagrama de blocos da planta do SMTE incluindo o sinal de entrada e o driver.

Na sequência apresenta-se o diagrama de blocos do SMTE Figura 60), para ser simulado no software SIMULINK e poder conhecer a resposta no domínio tempo e o comportamento no domínio frequência, o que facilitará o desenvolvimento de algoritmos de controle dos diferentes modos de exercícios. A seguir se faz o detalhamento de cada uma das divisões começando desde a parte esquerda da Figura 60 (onde é descrito como é simulado o sinal de referência e de entrada do motor CC) desta forma se tem:

Pulsos - sinal de referência: É um sinal do tipo *duty cycle* enviada pelo microcontrolador (ver anexo 2), possuindo uma largura do ciclo ativo desde 1 ate 2 milisegundos. O tempo de repouso do *duty cycle* é de 20 milisegundos constantes. A magnitude do pulso no ciclo ativo é de 5V e no tempo de repouso, de 0 V. Este sinal é simulado com um sinal do tipo degrau de magnitude 5V.

Driver HB-25: No sistema real recebe o sinal de pulsos do microcontrolador, entregando ao motor um sinal PWM de frequência 9.2 kHz. Na simulação o driver amplifica o sinal de 5V (que simula os pulsos do microcontrolador) para uma tensão contínua de 12 V.

Parte elétrica do acionamento: Correspondente a primeira parte da Figura 57. Cada elemento funcional da parte elétrica do acionamento foi transformado em suas respectivas funções de transferência constituintes mediante as propriedades apresentadas na Figura 58 e posteriormente inclusas no diagrama de blocos da Figura 60. A malha do primeiro bloco da Figura 57 foi transformada em seu respectivo somador de sinal da Figura 60 (somador de forma circular). Na Figura 60 se apresenta à parte elétrica do acionamento recebendo a tensão do driver HB-25. Na sequência, a tensão passa pelos indutores

(representado por um ganho de valor $\frac{1}{L_a + L_e}$). A seguir, a tensão sobre

os indutores u_{L_a} e u_{L_b} , passa pelo elemento integrador $\frac{1}{s}$, transformando-se em i_a . A corrente i_a passa pela resistência R_a (se-

convertendo em u_R que volta ao somador). A corrente i_a passa também pelo conversor k_m , transformando i_a no torque τ_m .

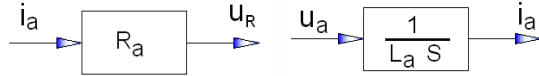


Figura 58: Funções de transferência existentes na parte elétrica do acionamento do SMTE

Efetuator e parte mecânica do acionamento: Cada elemento funcional da segunda e terceira parte da Figura 57 foram transformados em suas respectivas funções de transferência constituintes mediante as propriedades apresentadas na Figura 59 e posteriormente incluídas no diagrama de blocos da Figura 60. Os nós do segundo e terceiro bloco da Figura 57 foram transformados em seu respectivo somador de sinal da Figura 60 (somador quadrado). Neste bloco somador se reúnem os torques devidos à inércia rotacional interna do motor (τ_{J_m}); ao atrito interno do eixo do motor (τ_{B_m}); à inércia rotacional do sistema mecânico (τ_{J_s}); ao atrito dos mancais do freio (τ_{B_s}); e o torque devido à componente gravitacional do efetuator $m \cdot g \cdot l \cdot \text{sen}(\theta)$. Todos estes elementos possuem uma mesma velocidade angular como se vê na Figura 60.

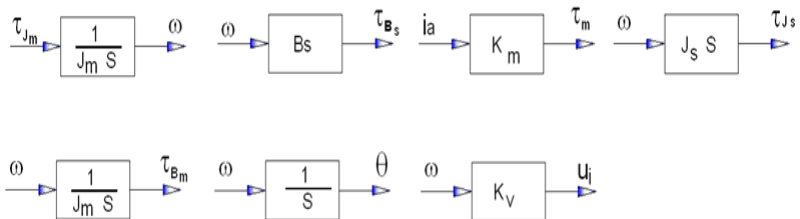


Figura 59: Funções de transferência existentes na parte mecânica do SMTE.

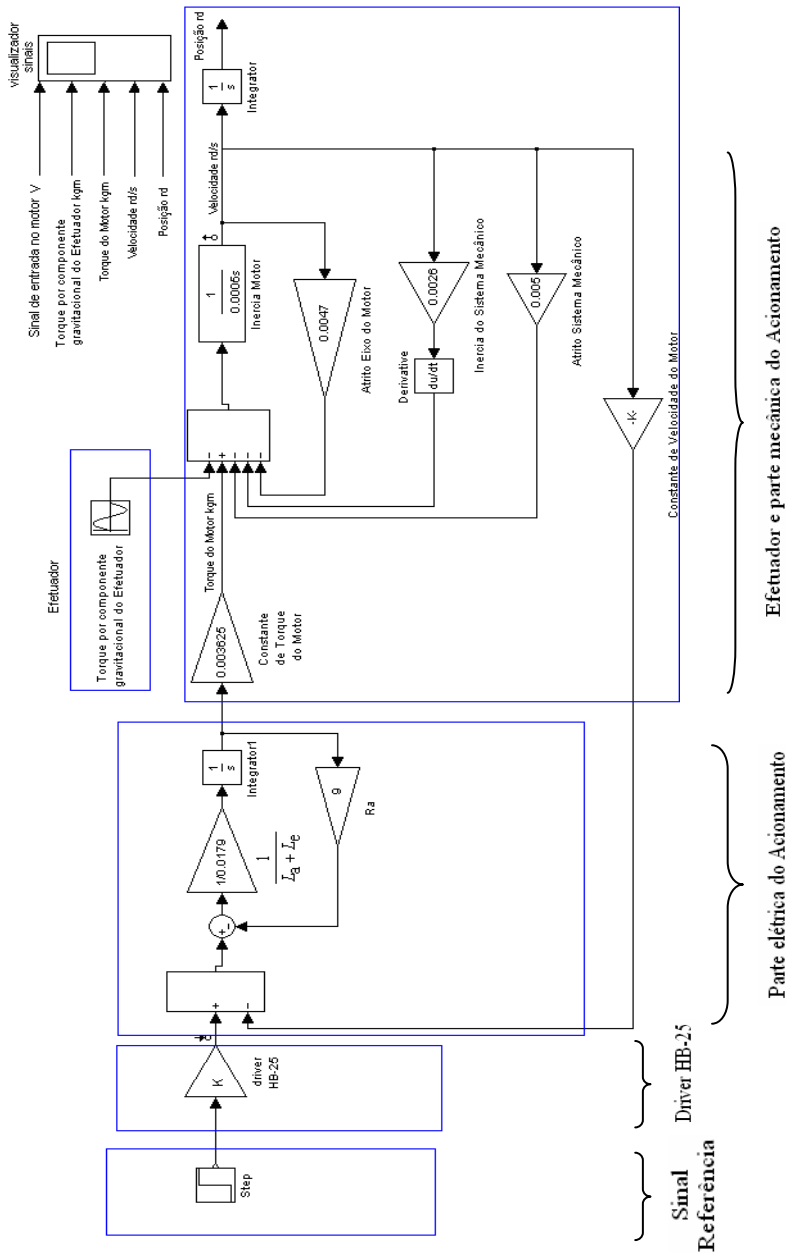


Figura 60: Diagrama de blocos da planta do SMTE, incluindo o sinal de entrada e driver, realizado no software SIMULINK.

5.2.4 Simulação da planta do SMTE

Nesta simulação é considerado o efetuador do SMTE movimentando-se sem carga humana, com um sinal de referência na entrada no sistema de 5V que ao passar pelo driver é amplificada para 12V. Na Figura 61 apresentam-se as curvas de resposta no domínio tempo do SMTE, onde se pode ver de cima para baixo: o sinal de entrada no motor de 12V; o sinal gerado pelo torque da componente gravitacional do efetuador; o torque do acionamento que permanece constante depois do tempo de assentamento de 0.01s (como se apresenta no círculo vermelho); a velocidade do efetuador; e a posição do efetuador. O eixo horizontal é o tempo em segundos.

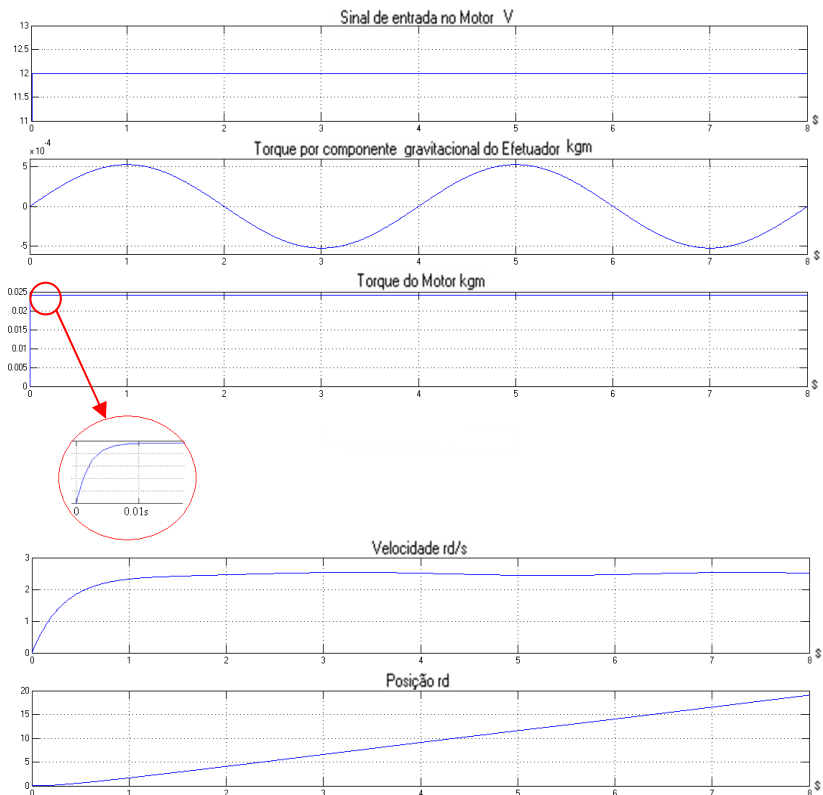


Figura 61: Resposta no domínio tempo da simulação da planta do SMTE. No círculo vermelho apresenta-se o tempo de assentamento do torque do motor com um valor de 0.01s.

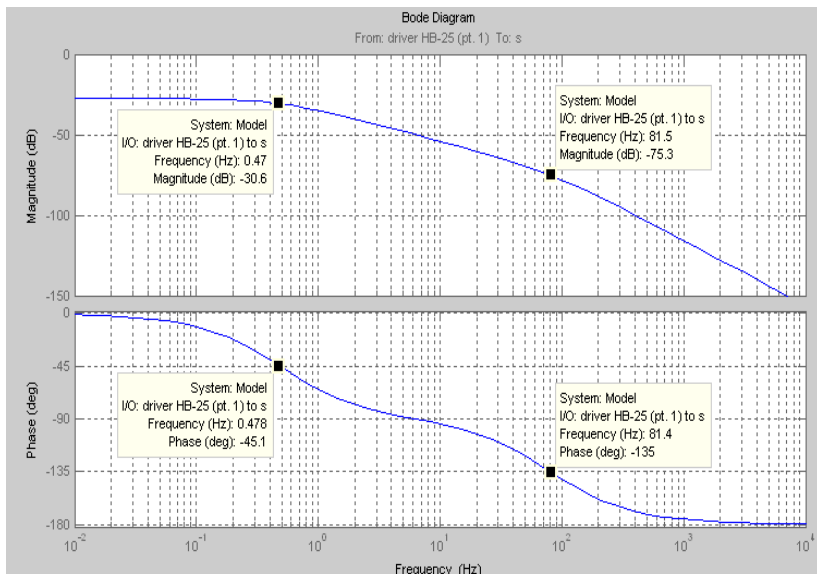


Figura 62: Simulação no domínio da frequência da função de transferência: (Velocidade do Efetuador)/(Tensão de Entrada) do SMTE

Na Figura 62 se apresenta a simulação no domínio frequência da função de transferência: (Velocidade do Efetuador)/(Tensão de Entrada) do SMTE.

O sistema simulado corresponde a dois sistemas de primeira ordem (existem duas inflexões). No diagrama de Bode de fase se vê que os ângulos vão de 0 até -180. Apresenta-se as frequência de corte mecânica em 0.478 Hz e a frequência de corte elétrica em 81.4 Hz, que acontece onde o defasamento é de -45° e -135° respectivamente.

No diagrama de bode em magnitude, existe uma inclinação de -40dB/dec.

5.3. OPERAÇÃO DE MOTOR CC COM TORQUE ESTÁTICO

Pode-se descrever o funcionamento de um motor CC utilizando-se as curvas características estáticas torque-velocidade, parametrizadas pelo valor de tensão de armadura u_a representado por alguns valores

u_{a_1} , u_{a_2} , u_{a_3} e u_{a_4} constantes, como se apresenta na Figura 63.

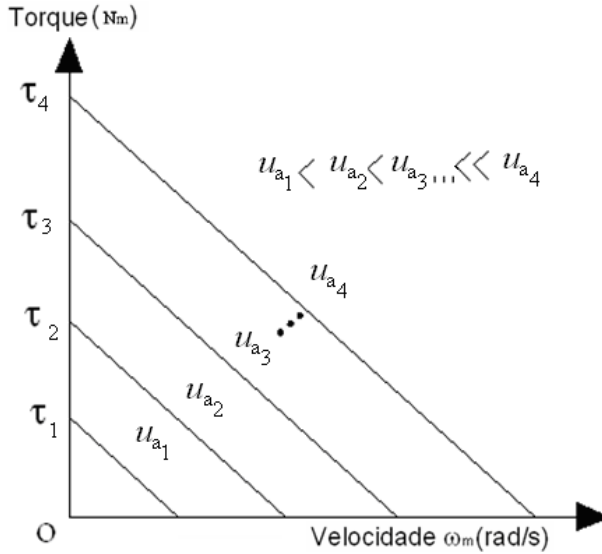


Figura 63: Curvas características de torque-velocidade de um motor CC, onde as curvas diagonais u_{a_1} , u_{a_2} , u_{a_3} e u_{a_4} são tensões constantes.

Normalmente o motor é operado no primeiro quadrante (Figura 63) em que a velocidade é não nula (no sentido imposto pela tensão de alimentação u_a) com o torque motor sempre sendo capaz de vencer o torque de carga.

Quando o torque de carga é igual ao torque motor o rotor está imobilizado (rotor bloqueado, $\omega = 0$), e tem-se a operação em torque estático.

O torque estático do motor à tensão u_a constante é denotado por $\tau(\omega = 0)$, podendo variar desde 0 até um torque máximo (τ_4 na Figura 63). Usando a equação (5.3) com $u_i = 0$ (tensão induzida nula, supondo que a velocidade no sentido de rotação do motor seja nula) e $L \cdot \frac{di_a}{dt} = 0$ (a componente indutiva é nula após o transiente), tem-se que:

$$\begin{aligned} u_a &= u_R = R_a \cdot i_a \\ u_a &= u_R = \frac{R_a \cdot \tau(\omega = 0)}{k_m} \end{aligned} \quad (5.4)$$

A constante do motor é, portanto:

$$k_m = \frac{R_a \cdot \tau(\omega = 0)}{u_R} \quad (5.5)$$

Na operação torque estático, quando se aplica um torque externo de sentido oposto e maior ao torque do motor (ou seja, girar o rotor energizado para trás), surge uma velocidade também oposta ao sentido que a tensão de alimentação u_a está impondo. Essa velocidade acarreta uma componente de tensão contra-eletromotriz induzida u_i que agora tem a mesma polaridade da tensão de alimentação, conseqüentemente incrementando o valor de torque (parte esquerda do eixo de torque da Figura 64).

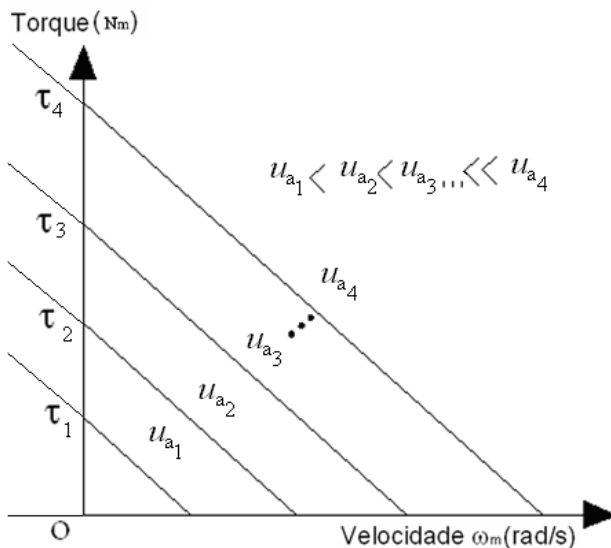


Figura 64: Curvas características de torque-velocidade de um motor CC, com incremento do valor do torque devido à componente de tensão u_i de mesma polaridade que u_a .

Mas na operação normal do SMTE prevê-se que a velocidade, que é gerada pela pessoa, é muito baixa, pelo que a força contra-eletromotriz também é muito pequena, e o incremento de torque pode ser desprezado.

A tensão u_R também pode tomar valores desde u_{a_1} até u_{a_4} . O torque estático ($\omega = 0$) também é proporcional à corrente de armadura i_a . Para a operação com torque estático já foi mostrado que a tensão contra-eletromotriz induzida, u_i e a componente de tensão na indutância, u_L são nulas, fazendo que a tensão na resistência da armadura, u_R seja igual a u_a , tensão de alimentação. Isto permite a determinação do torque do motor a partir da tensão de armadura, u_a , que é a própria tensão de alimentação, diretamente disponível sem necessidade de medição adicional.

Analisando a Figura 65, o torque estático do motor se situa na faixa vertical cinza sobre as ordenadas, faixa na que $\tau > 0$ e $\omega \leq \delta$, onde δ é uma velocidade angular tão pequena (positiva no sentido imposto pela tensão de alimentação u_a), que o torque é ainda praticamente definido por u_R .

Para detalhar as características mais significativas da operação do acionamento usando o modo torque estático primeiramente convém brevemente rever sob que condições se faz a operação tradicional em torque e velocidade, onde a velocidade do motor é definida por uma referência em tensão e o torque do motor é definido mediante a corrente que se fornece à armadura.

A operação do motor CC na maneira tradicional é usada por exemplo nos sistemas de posicionamento CNC. Este tipo de operação tradicional é baseado no princípio de que o motor foi dimensionado para vencer a carga e movimentá-la com alguma velocidade e torque específico, em outras palavras, o acionamento deve ser capaz de vencer o torque da carga (devido à massa da peça, à velocidade e aceleração com que deve ser deslocada, atritos e também à força de usinagem). A operação tradicional para um motor CC é mostrada na Figura 65, para o primeiro dos quatro quadrantes, onde $\tau \geq 0$ e $\omega \geq 0$. De fato é nesta área onde se seleciona e dimensiona normalmente o motor segundo as especificações de projeto.

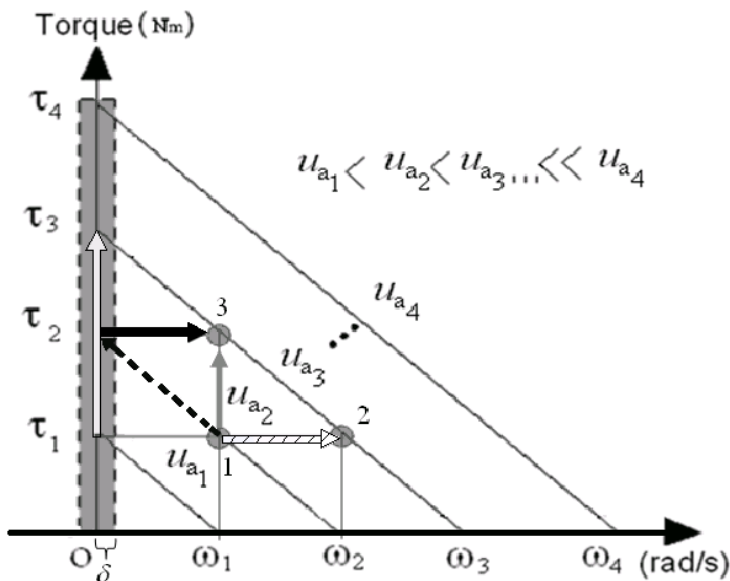


Figura 65: Curvas típicas de Torque-Velocidade de um motor CC no primeiro quadrante baseado em Spong, (1989). Faixa vertical cinza sobre as ordenadas: pode-se operar o motor CC com torque estático.

A seguir dar-se-á um exemplo de operação no primeiro quadrante e depois um exemplo na faixa vertical cinza sobre as ordenadas (torque estático) seguindo a Figura 65.

a) OPERAÇÃO TRADICIONAL, quando $\tau \geq 0$ e $\omega \geq 0$.

- **Exemplo de aumento de velocidade com torque constante:** Quando se trabalha inicialmente com um torque τ_1 a velocidade angular ω_1 , (ponto 1) e se quer elevar a velocidade de ω_1 para ω_2 a um mesmo torque τ_1 (até o ponto 2) deve-se incrementar a tensão no acionamento desde u_{a2} para u_{a3} , mantendo a corrente constante, como apresenta a seta hachurada.

- **Exemplo para manutenção de velocidade constante frente a alterações de torque:** Quando se quer manter constante a velocidade de operação ω_1 , tendo inicialmente um torque τ_1 (ponto 1), no momento

de receber um incremento do torque de carga desde τ_1 para τ_2 , o driver deve fornecer corrente maior ao motor para assim elevar o torque para τ_2 (seta segmentada), mas mostrando a queda de velocidade; para voltar à velocidade ω_1 ainda terá que se aplicar uma elevação de tensão de u_{a_2} para u_{a_3} (seta preta). Em realidade ocorre essa mudança de tensão e corrente diretamente desde o ponto 1 até o ponto 3, como mostra a seta cinza.

b) OPERAÇÃO COM TORQUE ESTÁTICO, quando $\tau > 0$ e $\omega \leq \delta$.

Esta é ideal para o caso em que o torque de carga é gerado pela pessoa (paciente/esportista), sendo este de sentido oposto e de maior magnitude que o torque produzido pelo acionamento; assim, o sentido da velocidade angular é devido ao esforço da pessoa. Em outras palavras, a velocidade é devida e limitada pela capacidade do paciente/esportista e pelo torque do motor.

Pode se pensar que no modo torque estático o paciente/esportista é o “motor” do sistema enquanto que o motor mesmo (acionamento) é a “carga aplicada”, podendo-se implementar um controle da velocidade do paciente/esportista a partir da determinação do torque do acionamento.

A operação por torque estático permite controlar velocidades tão rápidas quanto o paciente/esportista precise efetuar*, incrementando ou diminuindo o torque (seta branca) diretamente com u_a e dependendo da referência de velocidade que se quer seguir.

5.4 DESENVOLVIMENTO DO MODO ISOTÔNICO NO SMTE

Este modo (como todos) foi desenvolvido operando com torque estático. O acionamento opera como fonte controlada de torque. Devem existir ângulos-limite e velocidades-limite de segurança que, ao serem atingidos ou ultrapassados, forcem o controle para que desligue o acionamento.

O driver HB-25 tem uma importante participação neste controle, porque ele recebe comandos em forma de sinais de pulsos largura

* As velocidades angulares desenvolvidas pelo paciente/esportista são menores ou iguais que δ , então o torque estático pode ser efetivamente estático ($\omega = 0$) ou quase estático ($\omega \leq \delta$).

variável do microcontrolador BS2, e entrega na saída energia em modo PWM de potência para a armadura do motor.

Como se opera com o torque estático, mantém constante (o torque) quando é aplicada uma referência constante de tensão: o torque do acionamento varia proporcionalmente com esta referência. Em outras palavras, a largura de pulso de tensão equivalente produzida por PWM, é u_a (tensão da armadura). Mas como visto atrás (item 6.3), na operação em torque estático com transitório rápido, a u_a passa a ser a $u_{R_a} = R_a \cdot i_a$; mas sendo o torque uma função diretamente proporcional da corrente i_a (sem saturação), quando u_a é constante, faz manter o torque constante também.

Para a leitura e realimentação de torque buscou-se de um sistema de medição adequado. A modularidade e testabilidade do SMTE permitiram operar com três distintos sistemas de medição de torque, todas analógicas utilizando um conversor A/D serial de 8 bits (TLC 0831), por que o microcontrolador não possui entradas analógicas. A primeira maneira de medir torque foi diretamente com um torquímetro de bancada (Teldix que utiliza o transdutor indutivo, modelo 1990 existente no LHW), permitindo realizar a medição com sucesso. Como este sistema de medição é de características conhecidas (dadas pelo fabricante) utilizou-se-o para realizar calibrações nos demais sistemas de medição de torque, que se realizaram com equipamento disponível no laboratório.

A segunda maneira de medir torque indiretamente foi com um resistor sensor de corrente (de resistência de 1 ohm), que foi colocado em série com a fonte de alimentação do acionamento (driver HB-25). Este resistor fornece para o conversor A/D um sinal de tensão proporcional à corrente i_a que circula na armadura de um motor CC, (tendo presente que esta corrente é proporcional ao torque, como mostra a equação 5.1). Este sinal de tensão digitalizado no conversor A/D é lido e processado pelo microcontrolador. O sinal de tensão na entrada do conversor A/D é de 0 a 5V corresponde à corrente de 0 a 5A, faixa especificada para este motor.

Na Figura 66 mostra-se o SMTE com seus componentes; no círculo vermelho está o sistema de medição de torque, que na prática consta de resistores de potência em paralelo perfazendo um valor de resistência equivalente de $R_{eq} = 1$ ohm. Na Figura 67 mostra-se um esquema explicativo deste circuito.

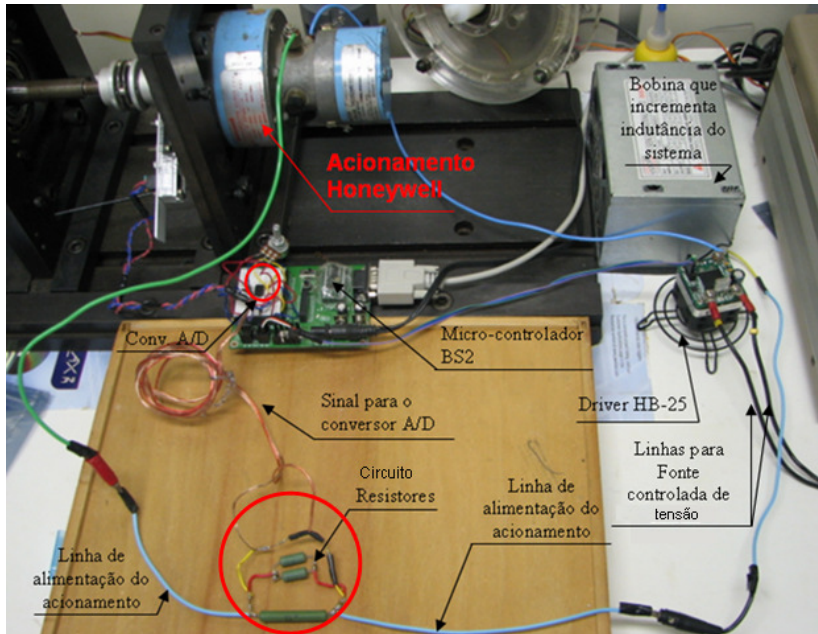


Figura 66: SMTE em conjunto com o sistema de medição de torque baseado em um arranjo de resistores. (círculo vermelho).

Em referência à Figura 67 tem-se:

$$R_{eq} = 1 \Omega .$$

i_a = Corrente que circula na armadura do motor CC .

u_{AD} = Tensão no conversor A/D.

Na terceira maneira de medir o torque indiretamente, aplica-se um sistema de medição do campo magnético, produzido por corrente que circula em condutor, através da ponta de prova Tectronix A6302 e do módulo Tectronix AM 503 *current probe amplifier*;

A ponta de prova conecta-se ao campo magnético e ao módulo AM503 que processa e amplifica o sinal medido. Na saída do AM503 se obtém este sinal amplificado que é levado à entrada de um osciloscópio com a finalidade de visualizar o valor da corrente a cada instante, mostrando o torque no motor. Este sinal também pode ser utilizado na realimentação do sistema de controle de torque.

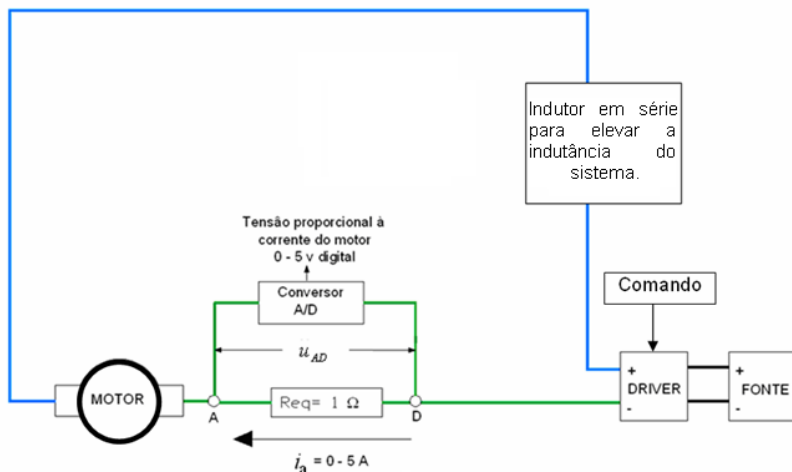


Figura 67: Esquema do sistema de medição da Figura 66.

Este sistema de medição de corrente (portanto de torque) permite fazer medições sem interferir no fluxo de corrente no motor. A Figura 68 apresenta como se posicionou a ponteira transdutora abraçando o cabo em que circula a corrente de armadura do motor. Este transdutor de corrente por campo magnético tem sensibilidade de 20 mV/A. A constante de torque do motor é de 0.03557Nm/A, com isto consegue-se conhecer o torque em Nm lendo na tela do osciloscópio as magnitudes em mV. Este tipo de transdutor pode ser usado por drivers e servo-amplificadores para medir torque.



Figura 68: Conexão do transdutor de corrente por campo magnético.

Ao fazer a realimentação com o sinal de torque (obtido pelo transdutor de corrente por campo magnético), foi necessária a incorporação do algoritmo de aquisição do sinal do conversor A/D no algoritmo de controle do exercício isotônico.

Ainda que o modo isotônico já estivesse funcionando, fez-se uma nova opção de operação em laço aberta (sem realimentação de torque) no qual se poupa o tempo de processamento do algoritmo de aquisição do sinal do conversor A/D. Na operação em laço aberto deste tipo de exercício isotônico, pôde-se visualizar o valor do torque no osciloscópio, mas não pertence ao sistema operacional do exercício. Fez-se então uma “calibração” da correspondência entre duração (largura) dos pulsos enviados pelo microcontrolador e o torque do acionamento, sinal fornecido pelo torquímetro. Para vários valores de largura de pulso gerados pelo microcontrolador (ajustados com o algoritmo de comando), fizeram-se medições do correspondente torque estático no motor do SMTE, ajustando-se o freio de pó magnetizável para que o efetuador não se movimentasse, permitido assim que o eixo do motor ficasse acoplado imóvel do eixo do torquímetro (ver Figura 55). A curva obtida (Figura 69) pode daí servir como base de dados para referência de valor do torque no algoritmo de comando em laço aberto, o que permite realizar o exercício isotônico apenas impondo a magnitude e sentido do torque no computador.

Uma largura de pulso de 2ms gerada no microcontrolador faz o acionamento operar o motor com torque máximo positivo ($0.2Nm$), enquanto que para pulsos de 1ms obtém-se torque máximo negativo ($-0.2Nm$). Já uma largura de pulso de 1.5ms faz o acionamento operar com torque nulo (ver anexo 2). Estes valores foram obtidos quando a tensão da fonte foi ajustada para 12V com limitação de corrente em 5A (valores especificados para a operação do motor).

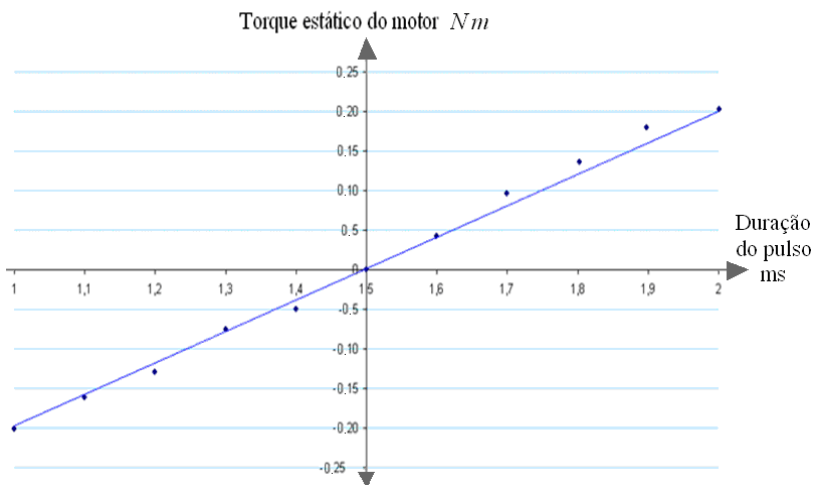


Figura 69: Curva de torque estático do acionamento em Nm em função da duração do pulso gerado pelo microcontrolador.

5.4.1 Simulação do modo isotônico

A simulação foi feita com base no modelamento da planta do SMTE, adicionando a este o controle correspondente ao modo isotônico, que é basicamente um controle de torque constante (realimentação de torque do motor).

Na Figura 70 apresenta-se o diagrama de simulação do modo isotônico com o SMTE. Na parte esquerda da figura está o sinal de referência fornecido pelo microcontrolador. Foi modelado por duas rampas que atingem um valor constante de 5V.

Na parte correspondente ao driver está modelado um controlador do tipo PID e amplificador de potência. Os ganhos do controlador PID foram definidos por métodos teóricos (diagrama de bode e lugar das raízes do sistema) e realizando ajustes no software SIMULINK, para a simulação de todos os modos de exercícios.

Acima do driver está representado o transdutor de corrente do motor, que fornece o sinal medido para ser comparado com o sinal de referência e fechar a malha de controle de torque.

A parte direita desta figura corresponde à parte mecânica do motor mais a mecânica do efetuator, já descrito no modelamento do SMTE.

A carga do sistema é composta pela soma do torque devido à componente gravitacional da massa do efetuator e pelo torque aplicado pela pessoa ($m \cdot g \cdot l \cdot \text{sen}(\theta) + \tau_s$).

O torque aplicado pela pessoa, τ_s , é composto pela soma de rampas positivas e negativas que formam um sinal periódico de frequência de 0.25 Hz (patamares para acima e para baixo no gráfico de cima da Figura 71) e com uma magnitude máxima sempre acima do valor de torque produzido pelo acionamento. Neste caso o torque do acionamento é de 0.14 Nm.

O torque devido à componente gravitacional da massa do efetuator é modelado por um sinal senoidal da forma $m \cdot l \cdot \text{sen}(\theta)$, sendo m a massa do efetuator; l a distância desde o eixo do motor até o centro de massa do efetuator e θ o ângulo do efetuator.

A soma do torque da pessoa e da componente gravitacional da massa do efetuator tem um valor de pico de 0.3 Nm, como se mostra na Figura 71.

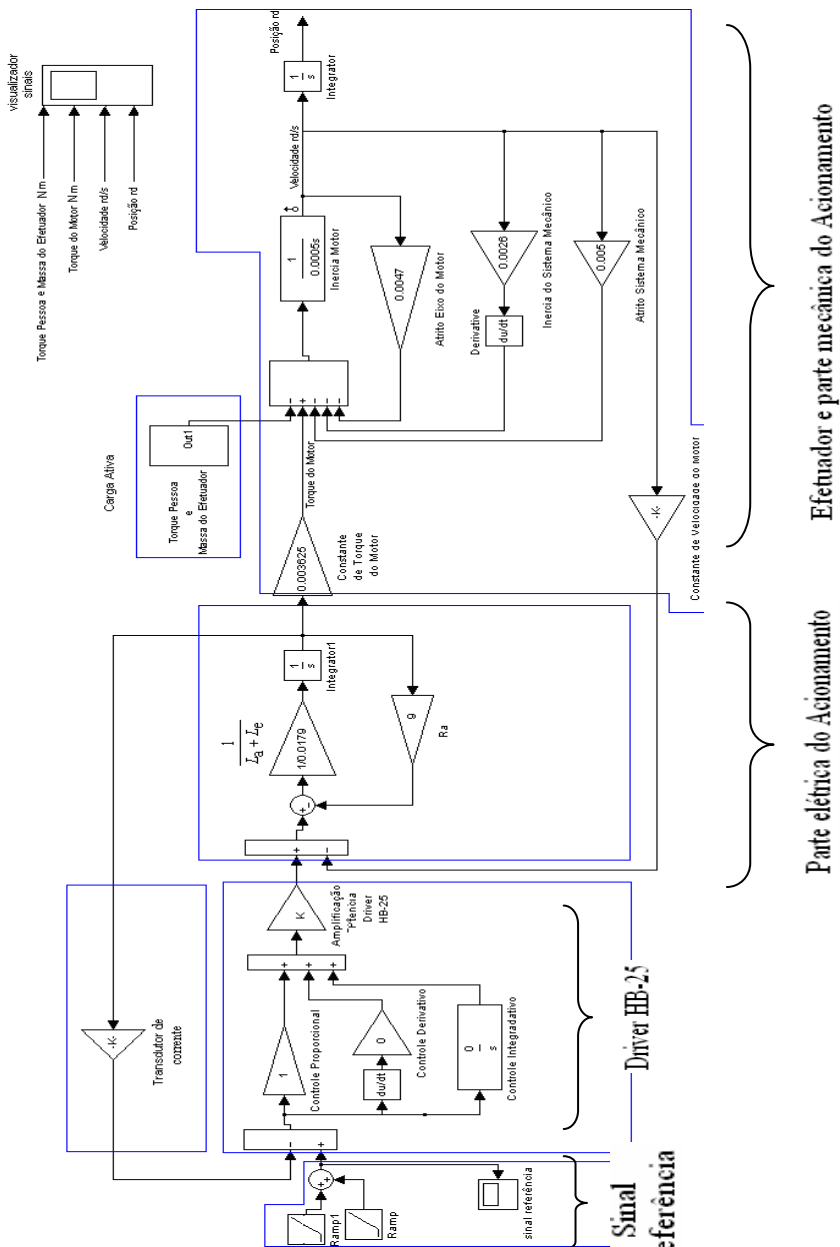


Figura 70: Diagrama de blocos de simulação do modo isotérmico da planta do SMTE.

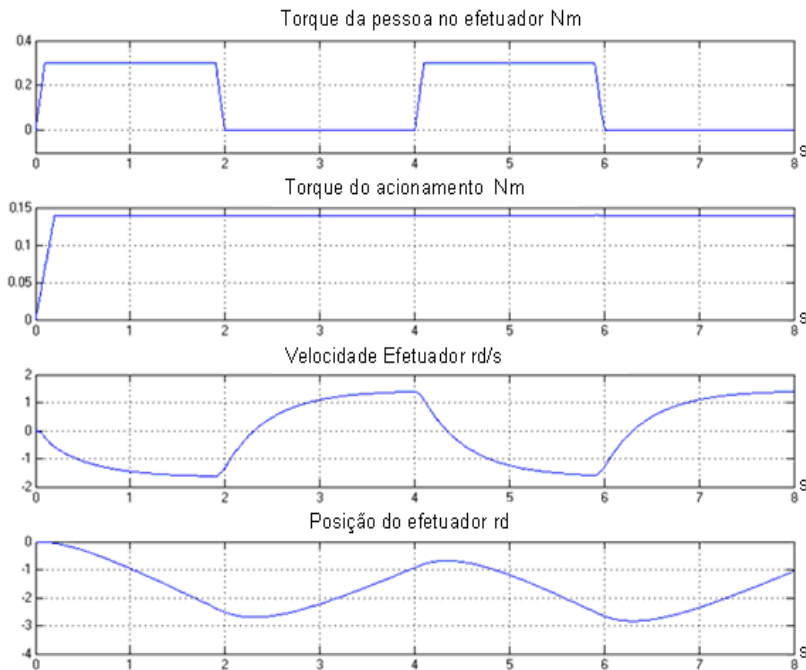


Figura 71: Curvas obtidas da simulação do modo isotônico do SMTE.

Na Figura 71 apresentam-se as curvas obtidas na simulação do modo isotônico, em função do tempo. No gráfico de cima desta figura pode-se ver a curva correspondente às cargas externas do sistema; abaixo está a curva de torque do acionamento, a velocidade do efetuator e a posição angular do efetuator durante o exercício. A posição do efetuator é negativa porque a pessoa efetua em exercício no qual a orientação do movimento é para baixo. Pode-se ver também na Figura 71 a característica mais importante do modo isotônico: o torque do acionamento permanece constante frente a variações de posição, velocidade e torque de carga, durante todo o percurso do exercício.

No modo isotônico executam-se baixas velocidades (por exemplo, as que são desenvolvidas por uma pessoa ao fazer um exercício de cadeia cinética aberta na academia), caracterizando assim a operação do acionamento em torque estático.

5.4.2 Medições do modo isotônico realizadas no SMTE

Para as medições da operação no modo isotônico foi utilizado o acelerômetro memsic 2125 (interfaciado com o microcontrolador) para obter os sinais de posição. Estes dados foram posteriormente aplicados no software Excel para a obtenção dos gráficos de posição.

Um osciloscópio foi utilizado para monitorar os sinais de torque (corrente) usando o transdutor de corrente por campo magnético (Tektronix).

A Figura 72 mostra os sinais obtidos no osciloscópio e usando o microcontrolador. Tendo em vista que o osciloscópio tem uma divisão da escala de tempo de 0.5 s, consegue-se sincronizar nesta figura o sinal de torque (corrente) e o sinal de posição. A operação foi ajustada para um torque de 0.115 Nm que se apresenta no osciloscópio como o valor de 65 mV, tendo presente que a sensibilidade do transdutor de corrente é 20 mV/A, e constante de torque do motor k_m é de 0.03557 Nm/A. Pode-se ver na Figura 72 que o torque constante começa a atuar quando o efetuator ultrapassa o ângulo de segurança ajustado para 40° (com 0° localizado na vertical inferior do SMTE) e se mantém constante no percurso de todo o movimento periódico (movimento de vai-e-vem) realizado pela pessoa, voltando o torque para zero quando é ultrapassado novamente o ângulo de segurança, aos 9.3s aproximadamente. Na Figura 72 este ângulo de segurança de 40° está marcado em círculos vermelhos, tanto no gráfico de posição (abaixo) quanto no de torque (acima). O valor do torque salta de 0 ao valor ajustado de 0.115 Nm devido a que o algoritmo foi programado assim para demonstrar a resposta imediata do sistema, mas poderia também ter sido programado uma variação gradual de torque. O valor em mV localizado na parte superior da Figura 72, corresponde ao último valor em tensão medido na tela do osciloscópio. Para esta figura foram justapostas duas telas de osciloscópio, cada uma equivalente à informação correspondente a um tempo de 5s (com divisão de escala de 0.5s).

As medições da Figura 72 podem-se comparar com as curvas teóricas obtidas nas simulações (Figura 71), pelas formas das curvas de torque, que em ambas duas figuras permanecem constantes frente a variações na posição do efetuator.

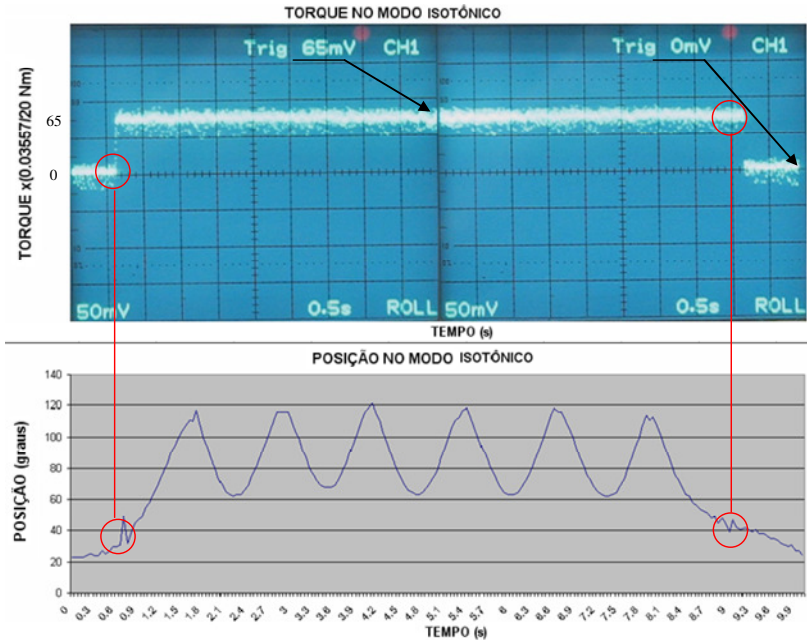


Figura 72: Medições dos sinais de torque e posição no modo isotônico.

5.5 DESENVOLVIMENTO DO MODO ISOCINÉTICO NO SMTE

O modo isocinético é desenvolvido usando-se controle de velocidade na operação do acionamento com torque estático. No algoritmo de operação do modo isocinético, têm-se ajustados parâmetros de segurança, como ângulos-limites, torque máximo e mínimo, com a finalidade de desativar o SMTE. Se por exemplo, a pessoa larga o efetuator durante o exercício sob torque considerável, o SMTE detecta uma conseqüente aceleração alta no efetuator e desativa o acionamento.

A seguir são expostas as equações dinâmicas descritivas do controle neste exercício, e após, um detalhamento da estrutura algorítmica do controle. Também se realiza a simulação deste modo com o software SIMULINK, para finalmente apresentar as medições laboratoriais deste modo de exercício realizado no SMTE.

5.5.1 Equações dinâmicas utilizadas para o controle e execução do modo isocinético

A principal parte do algoritmo de controle está desenvolvida sobre a equação 5.6, que é uma adaptação da equação 2.15 (Spong, 1989):

$$J\ddot{\theta}_m + B\dot{\theta}_m + C \cdot \text{sen}\left(\frac{\theta_m}{n}\right) = n \cdot \tau_m \quad (2.15)$$

Como se revisou no item 2.1, a equação 2.15 representa um sistema de junta simples similar ao SMTE, mas ainda não considera o torque aplicado τ_s (por alguma pessoa ao fazer o exercício). Na Figura 73 apresenta-se o SMTE como sistema de junta simples, considerando o torque do motor produzido em função dos torques devidos aos atritos, às inércias, à componente gravitacional e ao torque da pessoa τ_s bidirecional (na Figura 56 usam-se as mesmas grandezas). Faz-se, pois, uma adaptação desta equação para o SMTE onde agora se inclui o termo τ_s , obtendo a equação 5.6 (onde a relação de transmissão entre o motor e o efetuator no SMTE é $n=1$, sem redução).

$$(J_m + J_s)\ddot{\theta} + (B_m + B_s)\dot{\theta} + m \cdot g \cdot l \cdot \text{sen}(\theta) + \tau_s = \tau_m \quad (5.6)$$

onde :

τ_m = Torque do motor do SMTE.

τ_s = Torque aplicado pela pessoa na execução do exercício.

θ = Ângulo do efetuator, que é igual ao ângulo do eixo do motor, pois não se usa redução.

$\dot{\theta}$ = Velocidade angular do efetuator, com o motor sem redução.

$\ddot{\theta}$ = Aceleração angular do efetuator, com o motor sem redução.

J_m = Inércia do motor.

J_s = Inércia do sistema mecânico (sem incluir o efetuator). Equivalente à soma das inércias do acoplamento e do eixo que une o efetuator ao freio (Figura 55).

J_l = Inércia da junta do efetuator.

m = Massa total do efetuator.

B_m = Atrito nos mancais do motor.

B_s = Atrito do sistema mecânico até o efetuator, devido principalmente ao atrito do rolamento do freio onde está acoplado o eixo efetuator.

l = Distância do centro do eixo do motor até o centro de massa do efetuator.

Na etapa de velocidade constante do modo isocinético (Figura 2), quando a pessoa incrementa o torque no efetuator τ_s , ter-se-á em resposta uma variação no valor do $\ddot{\theta}$, $\dot{\theta}$ e de θ . O acelerômetro memsic 2125 permitindo obter todos estes sinais repassando-os ao microcontrolador, que daí incrementa ou diminui a largura do pulso de comando ao drive para que o motor através de seu torque τ_m mantenha (segundo a equação 5.6) a velocidade angular do efetuator $\dot{\theta}$ igual à velocidade de referência isocinética ajustada no algoritmo, e mantenha zerada a aceleração angular $\ddot{\theta}$ do efetuator.

Na fase inicial do exercício (seja em subida ou descida do efetuator), onde houver uma aceleração angular (Figura 2), o acelerômetro memsic 2125 detecta o sentido do movimento e mede a magnitude da aceleração angular. Segundo a magnitude desta aceleração angular, o motor incrementa o torque para atingir suavemente a velocidade isocinética, evitando assim o “choque isocinético”, (ver capítulo 4).

Na fase de desaceleração do exercício (Figura 2), o sistema reduz o torque do motor proporcionalmente à desaceleração do efetuator, até chegar a um torque τ_m nulo (o torque não desaparece repentinamente). Este é o mesmo mecanismo que age quando um paciente se cansa, e pode acontecer em qualquer instante do exercício.

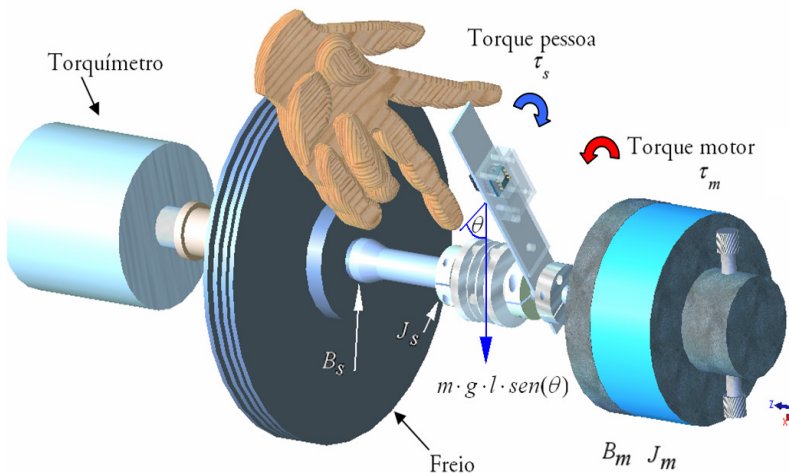


Figura 73: SMTE como sistema de junta simples, considerando o torque da pessoa τ_s (bidirecional).

5.5.2 Estrutura do algoritmo de controle do modo isocinético

A seguir explica-se a estrutura do algoritmo de controle no modo isocinético tal como foi implementado no microcontrolador. Para um melhor entendimento deste algoritmo, são realizadas as Figura 74 e Figura 75.

Na Figura 74 apresenta-se um fluxograma do algoritmo de controle do modo isocinético. A principal característica de controle deste modo é manter a velocidade constante (na parte isocinética do exercício) frente a variações de torque por parte da pessoa e pela gravidade, tanto em movimento de subida como de descida do efetuador (exercícios excêntricos/concêntricos).

A Figura 75 mostra uma representação gráfica do modo isocinético, em que o perfil de velocidades do movimento do efetuador neste exercício é dividido em seis partes. Mostra também quando e qual rotina e subrotina do algoritmo é ativada para controlar o exercício, em função do desenrolar do perfil.

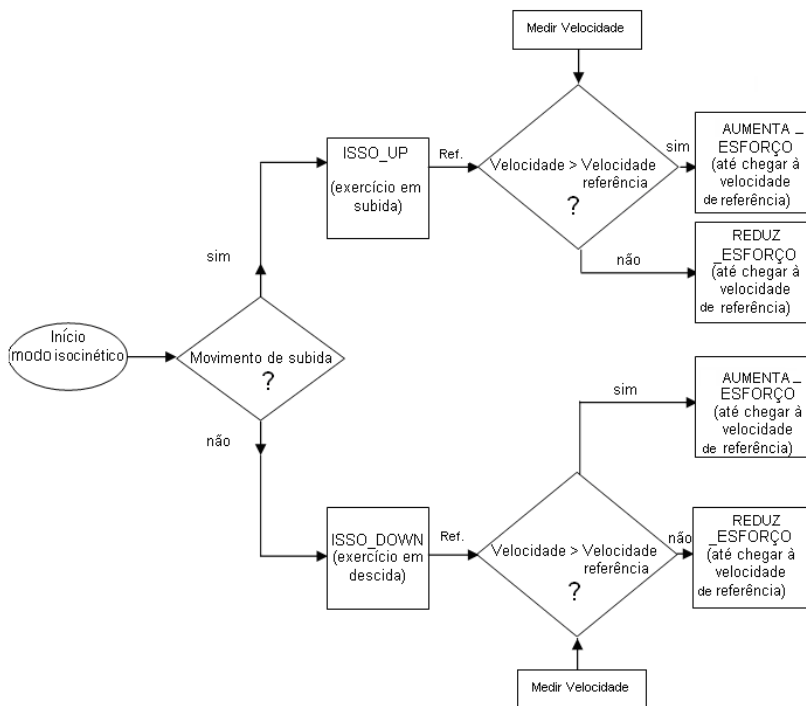


Figura 74: Fluxograma do algoritmo no modo isocinético.

Nesta figura, o perfil e as letras em cor vermelha estão relacionadas com o movimento de subida do efetuador, e com uma velocidade de referência especificada designada **velocidade isocinética de referência 1**. A curva e as letras em azul estão relacionadas com o movimento de descida do efetuador, e com outra velocidade de referência especificada designada **velocidade isocinética de referência 2**.

Pelas Figura 74 e Figura 75 pode se ver que o algoritmo gerenciador divide-se em duas partes principais: ISO_UP e ISO_DOWN. Para entrar nestas rotinas, o microcontrolador (mediante acelerômetro memsic 2125) está constantemente verificando quando o movimento do efetuador está sendo feito em subida ou descida.

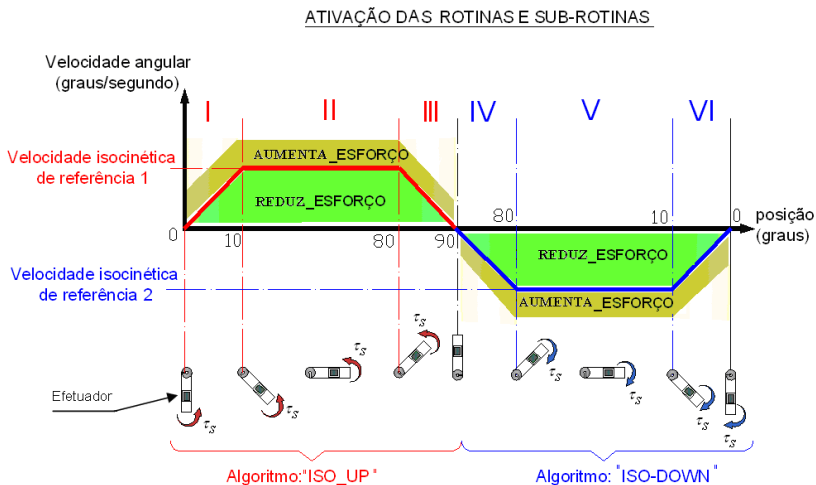


Figura 75: Ativação das rotinas (ISO_UP e ISO_DOWN) e ativação das subrotinas (AUMENTA_ESFORÇO e REDUZ_ESFORÇO) em relação ao desenvolvimento da curva isocinética.

- O algoritmo ISO_UP é ativado quando o movimento do efetuador está sendo feito em subida. As zonas I, II e III referem-se ao movimento de subida do efetuador (Figura 75).
 A aceleração na zona I é interpretada pelo algoritmo como uma aceleração angular positiva, porque o efetuador acelera em orientação da subida.
 A aceleração da zona II é interpretada pelo algoritmo como uma aceleração angular nula, porque nessa zona a velocidade do efetuador é a isocinética.
 A aceleração da zona III é interpretada pelo algoritmo como uma aceleração angular negativa, por que o efetuador desacelera na orientação da subida.
- O algoritmo ISO_DOWN é ativado quando o movimento do efetuador está sendo feito em descida. As zonas IV, V e VI referem-se ao movimento de descida do efetuador (Figura 75).
 A aceleração da zona IV é interpretada pelo algoritmo como uma aceleração angular positiva, porque o efetuador acelera em orientação da descida.

A aceleração da zona V é interpretada pelo algoritmo como uma aceleração angular nula, porque nessa zona a velocidade do efetuador é isocinética.

A aceleração da zona VI é interpretada pelo algoritmo como uma aceleração angular negativa, por que o efetuador desacelera na orientação da descida.

Os algoritmos ISO_UP e ISO_DOWN têm duas subrotinas cada um: AUMENTA_ESFORÇO e REDUZ_ESFORÇO (Figura 74 e 80). Para ativar qualquer destas duas subrotinas, o microcontrolador está continuamente verificando se a velocidade do efetuador ultrapassa ou não as velocidades de referência ajustadas (**Velocidade isocinética de referência 1 e velocidade isocinética de referência 2**).

- AUMENTA_ESFORÇO é ativada em caso em que a velocidade do efetuador ultrapasse a velocidade de referência (nas zonas amarelas da Figura 75 é onde se ativa esta subrotina). Esta subrotina incrementa o torque do acionamento contra o torque aplicado pela pessoa, até restabelecer a velocidade de referência.
- REDUZ_ESFORÇO é ativada quando a velocidade do efetuador é menor (em valor absoluto) do que a velocidade de referência (nas zonas verdes da Figura 75 é onde se ativa esta subrotina). Esta subrotina faz diminuir o torque do acionamento contra da pessoa, e assim facilita que a “pessoa” atinja a velocidade de referência, por que utiliza menos força muscular para isso. Se, ainda assim, a pessoa não conseguir chegar próxima à velocidade de referência, o SMTE desativa-se, porque significa que a pessoa entrou em estado de fadiga e/ou não está fazendo força.

No algoritmo de controle do modo isocinético, para o incremento e decremento do torque, aplicam-se termos proporcional e derivativo no compensador de controle. Um termo integrativo não foi mantido devido a dificuldades no ajuste.

- O erro proporcional se obtém fazendo-se a diferença entre a velocidade de referência e a velocidade instantânea do efetuador. Desta maneira obtém-se a parcela proporcional multiplicando uma constante ajustável (ganho P) pelo erro proporcional.

- No Controle Derivativo obtém-se a diferença entre o erro (de velocidade) do ciclo anterior e o erro (de velocidade) do ciclo atual. Esta diferença divide-se por um Δt e multiplica-se por uma constante ajustável (ganho derivativo), obtendo assim o ganho derivativo. Os termos proporcional e derivativo somados são incluídos nas subrotinas AUMENTA_ ESFORÇO e REDUZ_ ESFORÇO. Em outras palavras, o controle proporcional e derivativo foi implementado na parte do algoritmo que determina a largura do pulso ativo de comando para o acionamento.

5.5.3 Simulação do modo isocinético

A simulação foi feita com base no modelamento da planta do SMTE, adicionando-se a este o controle correspondente ao modo isocinético, que é basicamente um controle de velocidade (realimenta-se um sinal de velocidade angular do efetuador).

A carga devida à componente gravitacional do efetuador e ao torque exercido pela pessoa ($m \cdot g \cdot l \cdot \text{sen}(\theta) + \tau_s$) é similar ao colocado na simulação do modo isotônico, mas com uma frequência 0.125 (Hz) e valores máximos de +/- 0.1 (Nm).

O torque máximo do acionamento é de +/-0.06 (Nm), como se vê na Figura 77.

Na Figura 76 apresenta-se o diagrama de simulação do modo isocinético do SMTE. Na parte esquerda da figura está a referência de velocidade fornecida pelo microcontrolador, que está modelada como um constante de +5V pelo bloco *Step 1*, e de -5V pelo bloco *Step 3*.

Esta referência (+5V e -5V) muda dependendo do sentido do movimento do efetuador, porque o torque do motor τ_m deve ser sempre contrário ao sentido de movimento e de torque da pessoa, τ_s : Se o efetuador está subindo ativa-se o *Step 3*, se o efetuador está descendo ativa-se o *Step 1*. O bloco *Switch* detecta quando o efetuador está subindo ou descendo, e ativa ou desativa o bloco *Step 1* ou *Step 3*. Por isto, colocou-se uma conexão desde o bloco *Switch* até o sinal de velocidade angular do efetuador, assim o bloco *Switch* recebe informações sobre as variações no movimento (subida ou descida do efetuador). As variações no movimento do efetuador são comandadas pelo torque da pessoa.

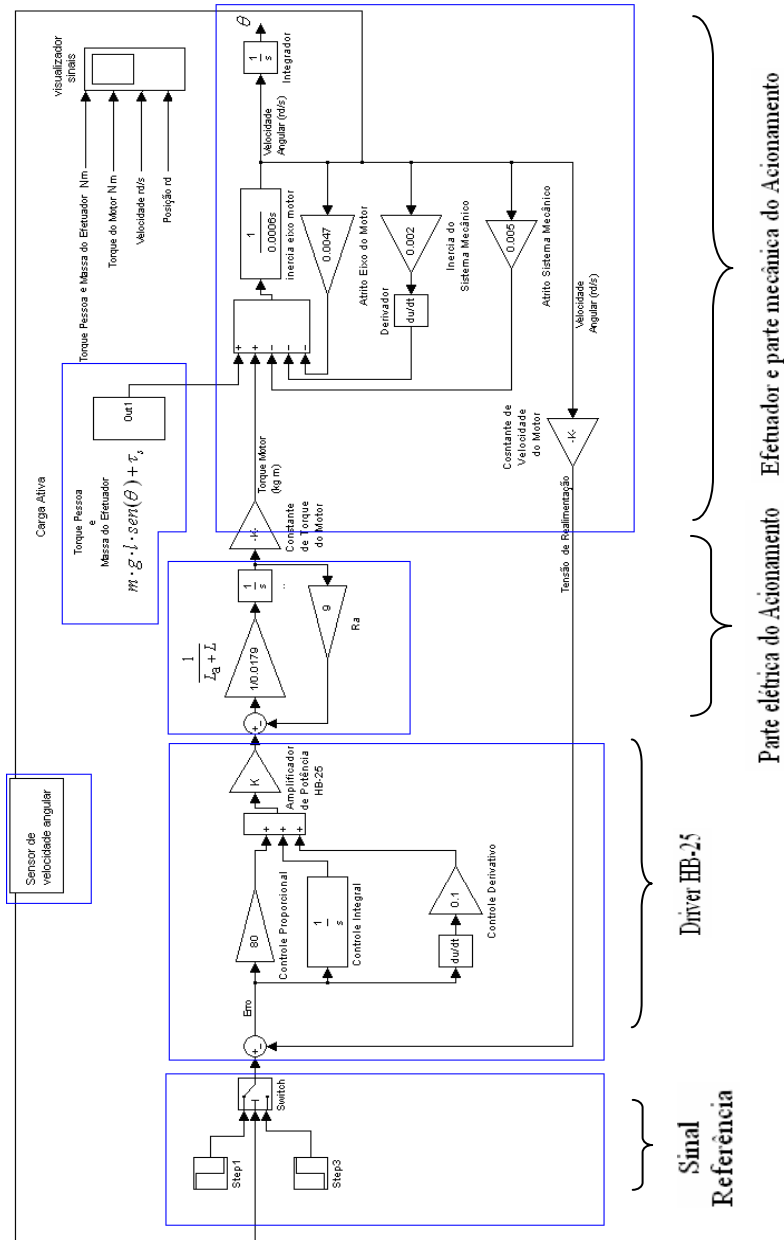


Figura 76: Diagrama de blocos de simulação do modo isocinético do SMTE.

Na Figura 77 apresentam-se as curvas obtidas na simulação do modo isocinético, em função do tempo.

No gráfico de cima desta figura pode-se ver a curva correspondente à carga devido à componente gravitacional do efetuador mais o torque da pessoa ($m \cdot g \cdot l \cdot \text{sen}(\theta_s) + \tau_s$), que é sempre maior que o torque do motor τ_m , e de sentido contrário. Este torque causa um movimento do efetuador positivo oscilatório (Gráfico de posição angular da Figura 77).

O torque do motor τ_m é representado na curva imediatamente abaixo. Na sequência estão representadas as curvas das velocidades envolvidas no efetuador e sua posição angular ao longo do exercício.

Pode-se ver também na Figura 77 a característica mais importante do modo isocinético: a velocidade angular do efetuador permanece constante (na zona isocinética do exercício) independente das variações da posição e torque de carga. A velocidade isocinética de referência para subida e descida foi ajustada para um valor de 0.5 rad/s (ou 28.6 °/s).

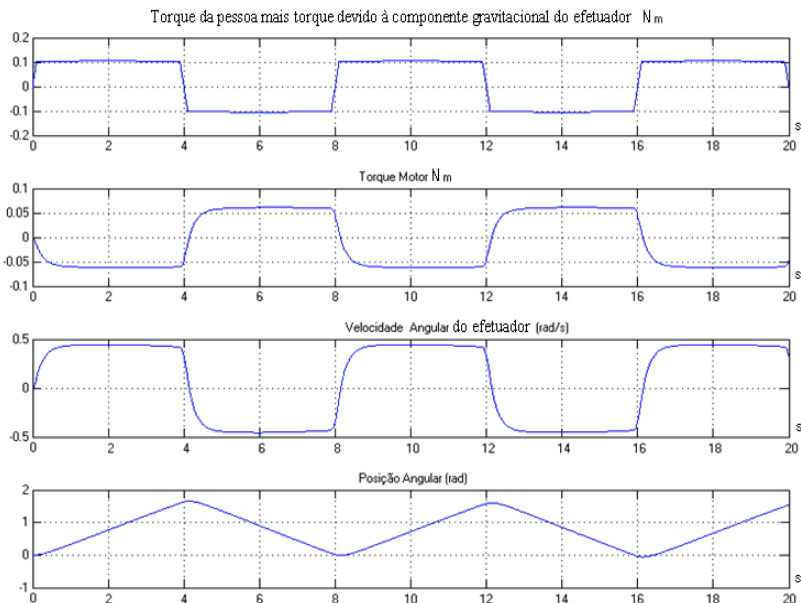


Figura 77: Curvas obtidas da simulação do modo isocinético do SMTE.

5.5.4 Medições do modo isocinético realizadas no SMTE

As medições do exercício no modo isocinético foram realizadas para uma velocidade isocinética de referência (em subida e descida) de 60 °/s, como se apresenta na Figura 78.

Aqui foi utilizado o microcontrolador para adquirir sinais de posição e velocidade angular pelo acelerômetro memsic 2125 (os dados foram sendo guardados na memória do próprio microcontrolador). Estes dados foram posteriormente colocados no software Excel para a obtenção das curvas correspondentes.

Um osciloscópio foi utilizado para monitorar os sinais de torque (corrente) usando o transdutor de corrente por campo magnético.

A Figura 78 mostra os sinais obtidos no osciloscópio e no microcontrolador. Como o osciloscópio tem uma divisão da escala do tempo no eixo horizontal de 0.5s, consegue-se mostrar na Figura 78 sincronizados os sinais monitorados por ele e pelo microcontrolador.

O máximo valor de torque de foi de 0.142 Nm que se apresenta no osciloscópio como o valor de 80 mV, (tendo presente que a sensibilidade do sensor de corrente é 20 mV/A e constante k_m é de 0.03557 Nm/A). A curva de velocidade angular obtida na medição (Figura 78) pode-se comparar com a curva teórica obtida na simulação (Figura 77). A forma da curva teórica permanece constante nos patamares isocinéticos frente às variações do torque de carga (pessoa). A forma da curva obtida na medição apresenta tendências a formar ditos patamares de velocidade constante, mas ainda tem variações significativas e não atinge um valor totalmente constante frente a variações do torque de carga.

Na Figura 79 apresentam-se as curvas dos sinais relativas ao modo isocinético, para uma velocidade isocinética de referência de 60 graus/s. Estas medições foram realizadas no Laboratório de Biomecânica da UDESC, com o dinamômetro isocinético KIN-COM, os dados foram fornecidos pelo Professor Mario de Andrade. Posteriormente (no percurso deste trabalho) esses dados foram transferidos ao software Excel obtendo as presentes curvas. Nesta figura (Figura 79) pode-se perceber o choque isocinético no começo de cada patamar de velocidade angular constante (círculo vermelho), mantendo-se as velocidades angulares efetivamente constantes nestes patamares. A forma da curva de velocidade angular da Figura 79 serve também como referência no desempenho de um equipamento moderno e para ser comparada com a Figura 78.

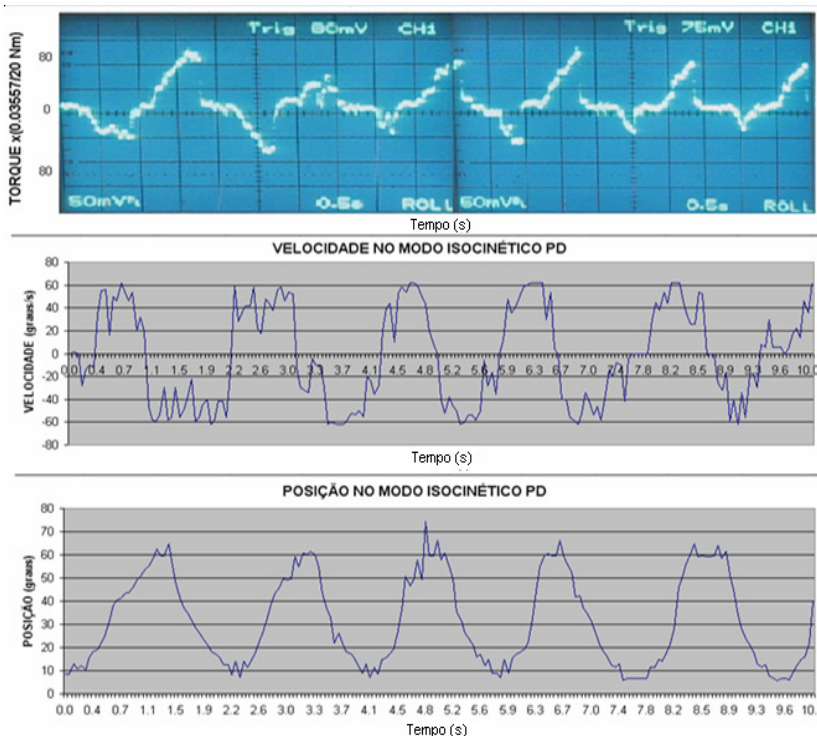


Figura 78: Medições dos sinais do modo Isocinético feitas no SMTE.

Na equação 5.6 utilizada no controle do modo isocinético, pode se conhecer o comportamento do torque da pessoa, isto por que se pode memorizar a sequência de variação de duração dos pulsos de comando proporcional ao torque e que fizeram manter a condição de velocidade constante. Assim com o memsic 2125 poderia (neste modo de exercício) economizar os sensores de posição angular, velocidade angular, e torque; e principalmente eliminar todo processamento de suas informações. De qualquer maneira, esta redução do número de sensores só será eficiente com um algoritmo de controle aperfeiçoado e um controlador bem sintonizado. Evitar o uso de um torquímetro baseado em extensômetros (pois é o sensor mais caro) nos dinamômetros isocinéticos, reduziria os custos fixos de produção. Recomenda-se usar acelerômetro memsic 2124, ou algum sistema de medição desse tipo.

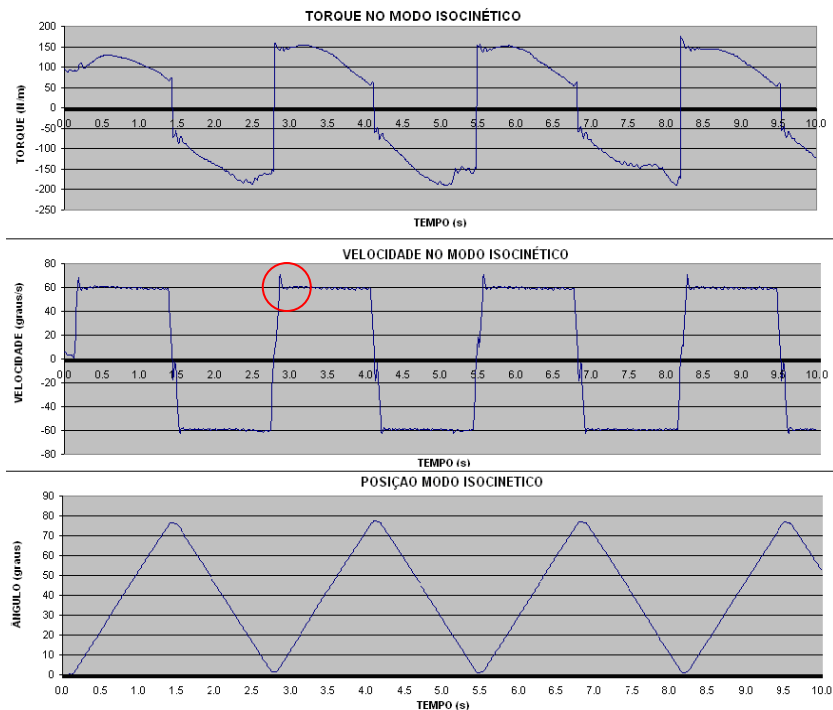


Figura 79: Medições dos sinais do modo isocinético feitas no dinamômetro isocinético KIN-COM. O choque isocinético se vê no círculo vermelho.

Para medição de torque no dinamômetro isocinético é conveniente implementar, um transdutor de corrente do motor via sensor de efeito *hall*, que é uma tecnologia utilizada nos servo amplificadores atuais, e já em alguns dinamômetros isocinéticos mais modernos.

5.6 DESENVOLVIMENTO DO MODO PASSIVO NO SMTE

O modo passivo é desenvolvido usando-se controle de velocidade na operação do acionamento com torque estático. Neste modo, o torque do motor é levemente maior que o torque da pessoa, então a velocidade resultante é no sentido imposto pela tensão de alimentação u_a . Esta velocidade ainda é menor que δ (Figura 65), permitindo que o torque ainda possa ser definido exclusivamente pela tensão u_a .

No modo passivo, o torque exercido pela pessoa tem duas componentes: Um torque devido à rigidez da articulação humana (decorrente da patologia); e um torque mínimo voluntário, que tem sentido de se opor-a esta rigidez. Esta rigidez é produto da cicatrização dos tecidos internos (ossos, músculos e ligamentos) depois de um traumatismo. Esta rigidez gera o principal torque de carga que o motor deve vencer.

O modo passivo resistivo precisa de um torque mínimo voluntário por parte do paciente (contrário à rigidez da própria articulação) para acionar o sistema. O modo passivo assistido não precisa deste torque mínimo voluntário. O nível deste torque mínimo voluntário é ajustado no SMTE para que o exercício ocorra conforme as definições especificadas.

Os limites de segurança correspondem a um torque máximo, a sua aceleração e uma desaceleração máximas ajustadas, como também a ângulos-limite de movimentação; ao serem ultrapassados, o SMTE se desliga.

Estas acelerações máximas (limites) acontecem quando se está operando próximo à velocidade de referência, uma aceleração angular muito alta pode ser ocasionada porque a pessoa bruscamente retirou a mão do efetuador, ou porque o paciente bruscamente desistiu de fazer força. Uma desaceleração angular brusca acontece quando a pessoa freia o efetuador com muita força, ultrapassando um limite de torque.

Este modo de exercício tem as mesmas características que o modo isocinético (velocidade do efetuador constante), exceto que:

- As velocidades desenvolvidas são menores; e
- O torque do paciente é menor que o torque desenvolvido pelo acionamento.

Por isto o algoritmo controlador do modo passivo tem algumas peculiaridades em relação ao algoritmo do modo isocinético, com a finalidade de que o sentido do torque do acionamento esteja a favor do torque mínimo voluntário da pessoa (ajuda à pessoa). Desta maneira o efetuador passivamente conduz o membro avaliado e com velocidade reduzida.

Para o algoritmo de controle do modo passivo foi implementado um controle proporcional derivativo, semelhantes ao do modo isocinético. Um termo integrativo não foi mantido devido a dificuldades no ajuste.

Na sequência apresenta-se a estrutura algorítmica do controle focando-se a diferença em relação ao algoritmo do modo isocinético.

Também realiza-se a simulação deste modo com o software SIMULINK, e ao fim apresentam-se as medições laboratoriais deste modo de exercício realizado no SMTE.

5.6.1 Estrutura do algoritmo de controle do modo passivo

Na sequência explica-se a estrutura do algoritmo de controle do modo passivo que se implementou no microcontrolador. Para um melhor entendimento deste algoritmo foi realizada a Figura 80, onde os quadrados em vermelho (correspondentes às sob-rotinas AUMENTA_ESFORÇO e REDUZ_ESFORÇO) foram trocados de posição em relação ao algoritmo de controle do modo isocinético. Desta maneira:

- Quando a velocidade do efetuator é maior que a velocidade de referência, o torque do acionamento diminui (no sentido de movimento da pessoa).
- Quando a velocidade do efetuator é menor que a velocidade de referência, o torque do acionamento aumenta (no sentido de movimento da pessoa).

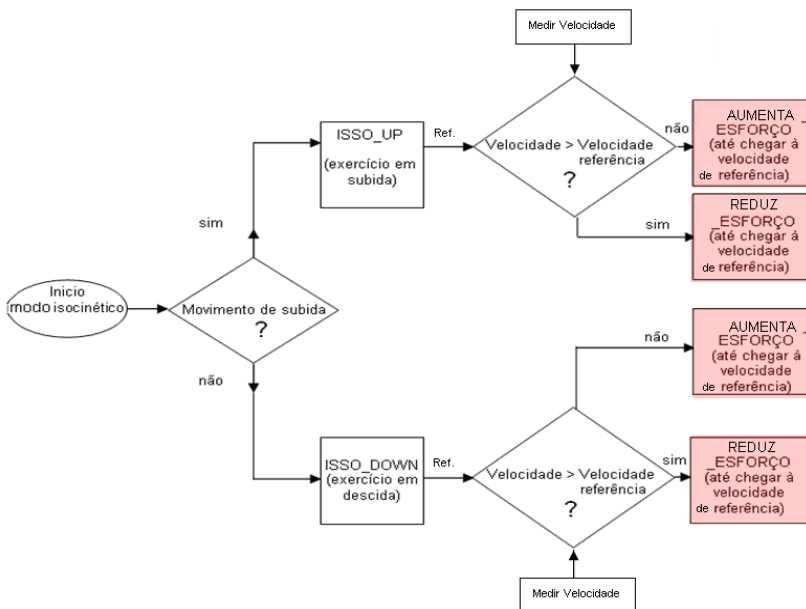


Figura 80: Fluxograma do algoritmo de controle no modo passivo.

5.6.2 Simulação do modo passivo

Aqui é simulado o modo passivo assistido, em que não se precisa um torque voluntário mínimo por parte do paciente para que o exercício aconteça. As características e parâmetros da simulação são semelhantes ao realizado para o modo isocinético.

A carga devida à componente gravitacional do efetuator e ao torque exercido pela pessoa ($m \cdot g \cdot l \cdot \text{sen}(\theta) + \tau_s$) é idêntico ao colocado na simulação do modo isocinético, com uma frequência 0.125 Hz e uma magnitude máxima de +/-0.1 Nm. O torque máximo do acionamento é de +/-0.15Nm, como se vê na Figura 82.

Na Figura 81 apresenta-se o diagrama de blocos de simulação do modo passivo do SMTE. Na parte esquerda desta figura está a referência de velocidade fornecida pelo microcontrolador, que foi modelada como uma constante de +5V pelo bloco *Step 1*, e de -5V pelo bloco *Step 3*.

Este sinal de referência (+5V e -5V) muda dependendo do sentido do movimento do efetuator, porque o torque do motor τ_m deve ser sempre contrário ao sentido do torque devido à rigidez da articulação humana. O bloco *Switch* se comporta de maneira oposta a como estava no modo isocinético, assim: Se o efetuator está subindo ativa-se o *Step 1* (de +5V) para ajudar no movimento à pessoa. Se o efetuator está descendo se ativa o *Step 3* (de -5V) com a mesma finalidade de ajudar no movimento .

O bloco *Switch* detecta quando o efetuator está subindo ou descendo, e ativa ou desativa o bloco *Step 1* ou *Step 3*. por isto colocou-se uma conexão desde o bloco *Switch* até o sinal de velocidade angular do efetuator, assim o bloco *Switch* recebe informações sobre as variações no movimento (subida o descida do efetuator). As variações no movimento de subida e descida do efetuator são comandadas pelo torque da pessoa.

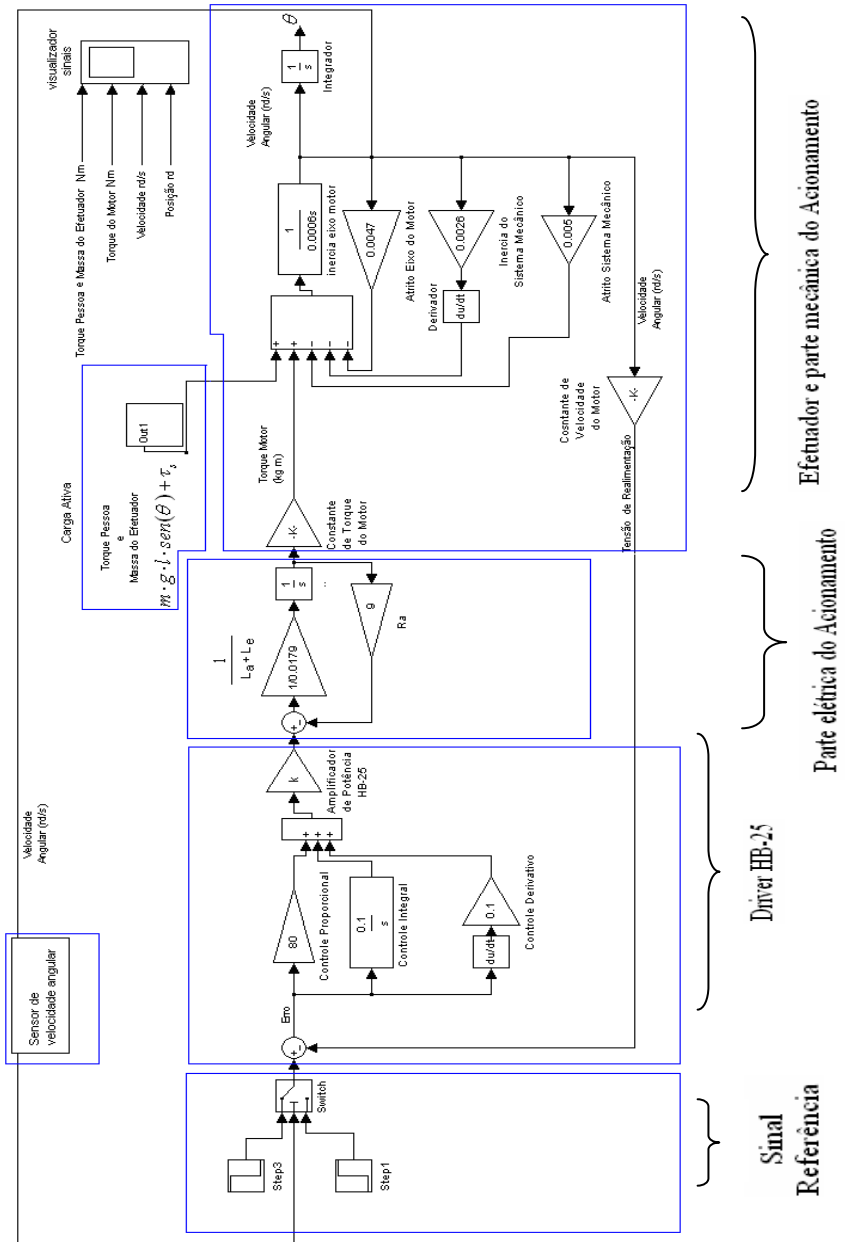


Figura 81: Diagrama de Blocos de simulação do modo passivo do SMTE.

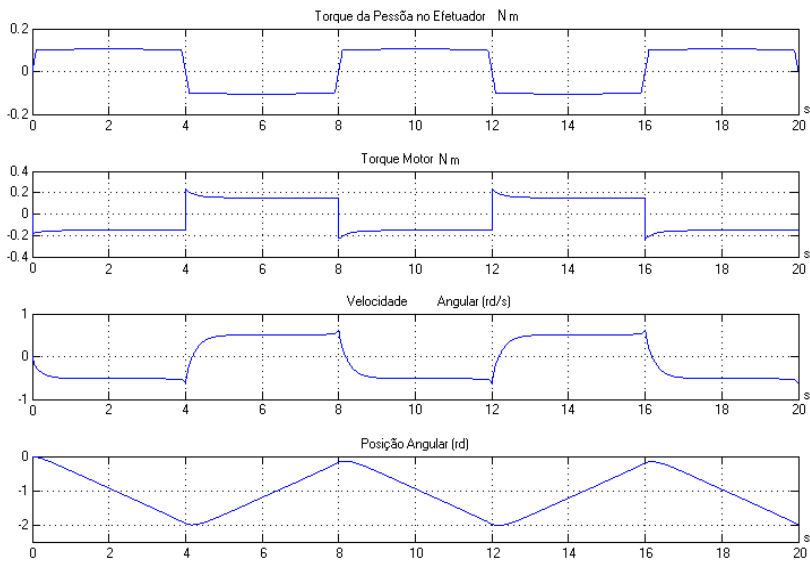


Figura 82: Curvas obtidas da simulação do Modo Passivo do SMTE.

Na Figura 81 apresenta-se o diagrama de blocos do modo passivo do SMTE implementado em SIMULINK. O torque da pessoa é menor do que o fornecido o motor, por isto o torque do motor τ_m tem o mesmo sentido da velocidade do exercício (o que não acontece no modo isocinético), como se mostra na Figura 82.

Na Figura 82 apresentam-se as curvas obtidas da simulação do modo passivo, onde o eixo das abscissas, é dos tempos em segundos.

No gráfico de cima figura desta figura pode-se ver a curva correspondente às perturbações da componente gravitacional do efetador mais o torque da pessoa ($m \cdot g \cdot l \cdot \text{sen}(\theta_s) + \tau_s$), que é menor que o torque do motor τ_m .

O torque do motor τ_m tem a sua curva imediatamente abaixo. Na sequência estão representadas as curvas de velocidade do efetador, e sua posição angular ao longo do exercício.

Pode-se ver também na Figura 82 uma característica importante do modo passivo: a velocidade angular do efetador permanece constante (na zona isocinética do modo passivo) independente da variação da posição, velocidade e torque de carga.

A velocidade passiva de referência para o movimento de subida e descida foi ajustada para um valor de 0.5 rad/s (ou 28.6 °/s).

5.6.3 Medições do modo passivo realizadas no SMTE

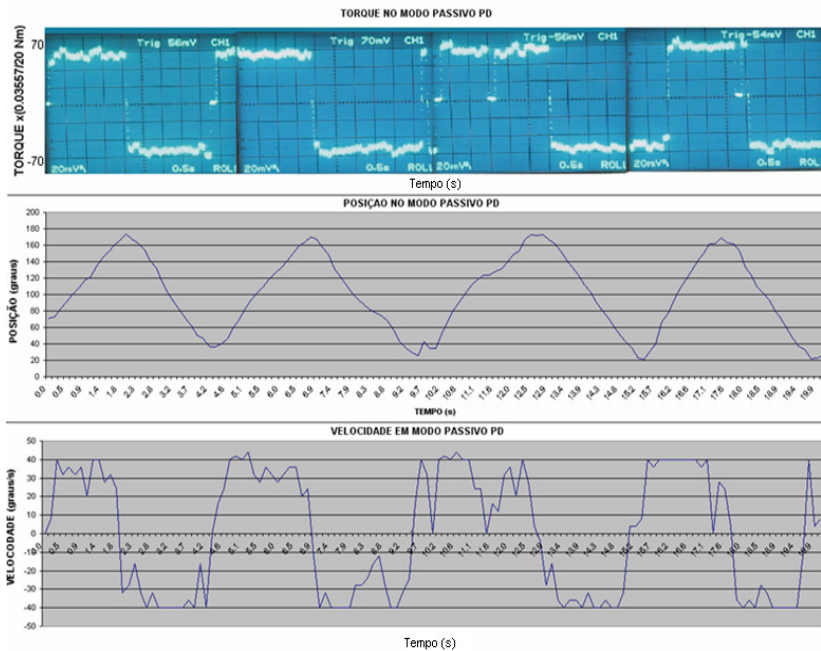


Figura 83: Medições no Modo Passivo no SMTE.

Para as medições do exercício no modo passivo, o controle foi ajustado para uma velocidade passiva de referência de 40 (graus/s). As curvas obtidas se apresentam na Figura 83.

O procedimento para realizar as medições foi semelhante ao utilizado para realizar as medições no modo isocinético. O máximo valor de torque de foi de $0.117 \text{ N} \cdot \text{m}$ que se apresenta no osciloscópio como o valor de 70 mV, (tendo presente que a sensibilidade do transdutor de corrente é 20 mV/A e constante de torque do motor k_m é de 0.03557 Nm/A).

A curva de velocidade angular obtida na medição (Figura 83) pode-se comparar com a curva teórica obtida na simulação (Figura 82). A forma da curva teórica permanece constante nos patamares isocinéticos frente às variações do torque de carga (pessoa). A forma da curva obtida na medição apresenta tendências a formar ditos patamares de velocidade constante, mas ainda tem variações significativas e não atinge um valor totalmente constante frente a variações do torque de carga.

5.7 DESENVOLVIMENTO DO MODO ISOMÉTRICO NO SMTE

O controle no modo isométrico permite que o SMTE opere mantendo o efetuador em um ângulo de isometria ou posição estática, face a variações de torque por parte da pessoa, desde que este torque não ultrapasse o limite de segurança ou o que fornece o motor. O sinal de posição angular do efetuador é medido pelo sistema de medição memsic 2125 para a realimentação do controle.

O ângulo de isometria é previamente ajustado desde o algoritmo. Quando a pessoa aplica um torque para que o efetuador ultrapasse o ângulo de isometria, o algoritmo incrementa o torque do acionamento em função de um erro proporcional de posição. Assim o torque do motor não deixa ultrapassar o $\theta_{isometria}$.

Como se representa na Figura 84, o “Erro” é função da diferença entre os ângulos superior (ou inferior) e o ângulo de isometria. Assim:

- $Erro = \theta_{superior} - \theta_{isometria}$, quando se tenta ultrapassar $\theta_{isometria}$ por cima); e
- $Erro = \theta_{isometria} - \theta_{superior}$, quando se tenta ultrapassar $\theta_{isometria}$ por baixo.

Quanto maior seja o “Erro”, maior deve ser o torque do acionamento.

Se a pessoa em algum momento se cansa ou diminui o torque aplicado, o acionamento também diminui o torque de maneira proporcional, mas sem deixar que o ângulo de isometria seja ultrapassado.

Este modo tem limite de segurança de torque. Se a pessoa ultrapassa o limite ajustado o acionamento se desliga. O modo isométrico pode-se realizar fazendo força em ambos sentidos, para acima ou para baixo.

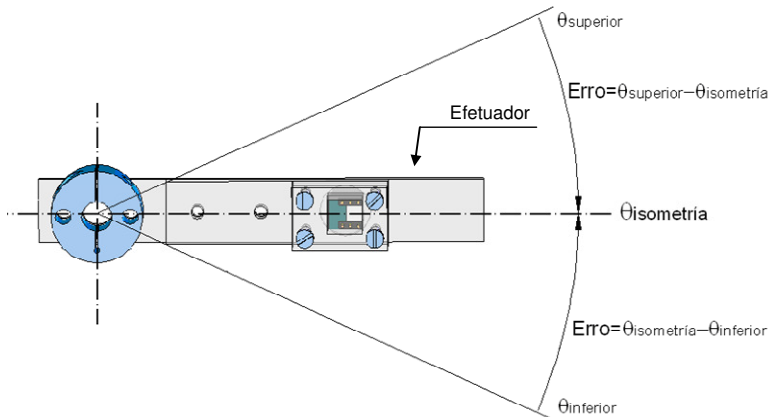


Figura 84: Erro que faz o motor incrementar o torque à medida que o efetuador tenta se afastar do ângulo de isometria ($\theta_{isometria}$).

5.7.1 Simulação do modo isométrico

A simulação foi feita com base no modelamento da planta do SMTE, adicionando a este o controle correspondente ao modo isométrico, que é basicamente um controle de posição (realimenta-se com um sinal da posição angular do efetuador).

A carga devida à componente gravitacional do efetuador e ao torque da pessoa ($m \cdot g \cdot l \cdot \text{sen}(\theta) + \tau_s$) é similar às colocadas nas simulações anteriores, com uma frequência 0.125 (Hz) e valores máximos de +/- 0.1 Nm. O torque máximo do acionamento é de +/- 0.1 Nm, como se vê na Figura 86. Na Figura 85 se apresenta o diagrama de blocos do modo isométrico do SMTE implementado em SIMULINK. Na esquerda desta figura está o sinal, que foi modelado por duas rampas que atingem um valor constante de 5V.

Na Figura 86, apresentam-se as curvas obtidas da simulação, em função do tempo. O gráfico de cima desta figura pode se ver a curva correspondente à carga do sistema, consistente na soma do torque da componente gravitacional da massa do efetuador e o torque da pessoa ($m \cdot g \cdot l \cdot \text{sen}(\theta_s) + \tau_s$). Na sequência, está o gráfico de torque do motor, a velocidade do efetuador e a posição angular do efetuador ao longo do exercício. Pode-se ver também na Figura 86 uma característica importante do modo isométrico: A posição angular do efetuador permanece constante independente das variações do torque de carga, durante todo o percurso do exercício.

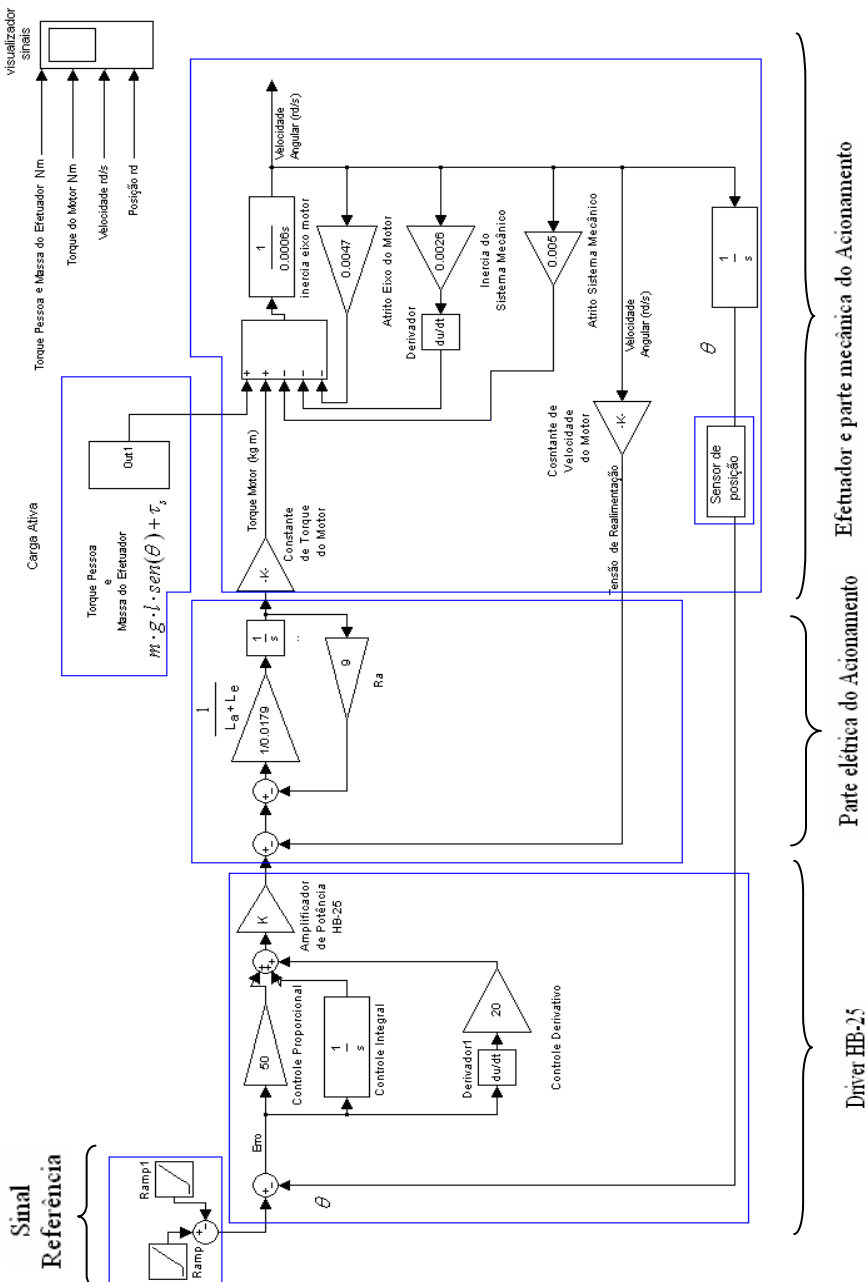


Figura 85: Diagrama de Blocos do Modo Isométrico do SMTE.

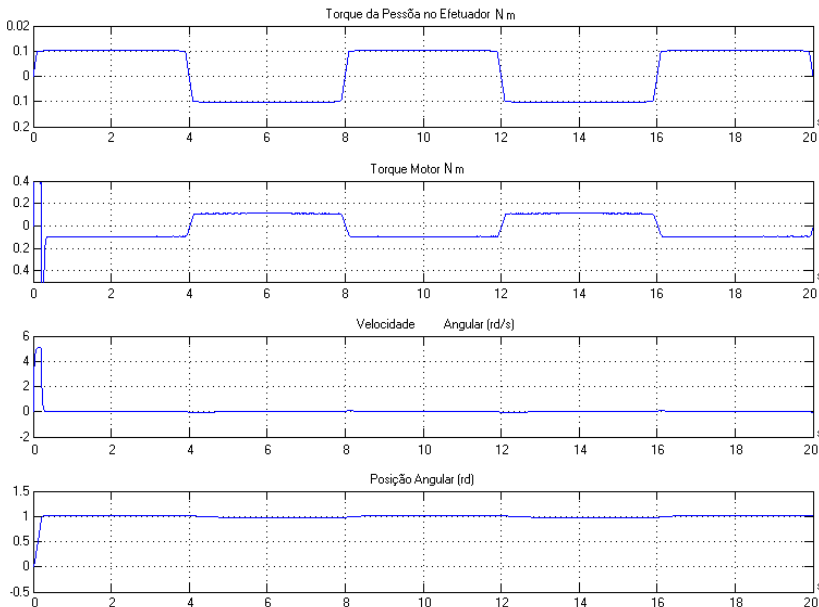


Figura 86: Curvas obtidas da simulação do modo isométrico do SMTE.

5.7.2 Medições do modo isométrico realizadas no SMTE

O procedimento para realizar estas medições é semelhante ao utilizado para realizar as medições no modo isocinético e passivo.

O máximo valor de torque foi de -0.07 Nm que se apresenta no osciloscópio como o valor de -40 mV, (tendo presente que a sensibilidade do transdutor de corrente é 20 mV/A e constante de torque do motor k_m é de 0.03557 Nm/A).

Pode-se ver na Figura 87 que frente a variações do torque por parte da pessoa, o ângulo de isometria fica constante em 70 ± 2 graus. Além disso, esta figura pode-se comparar com a curva teórica obtida na simulação (Figura 86) onde a forma da curva de posição angular do efetuador permanece constante frente às variações de torque do acionamento.

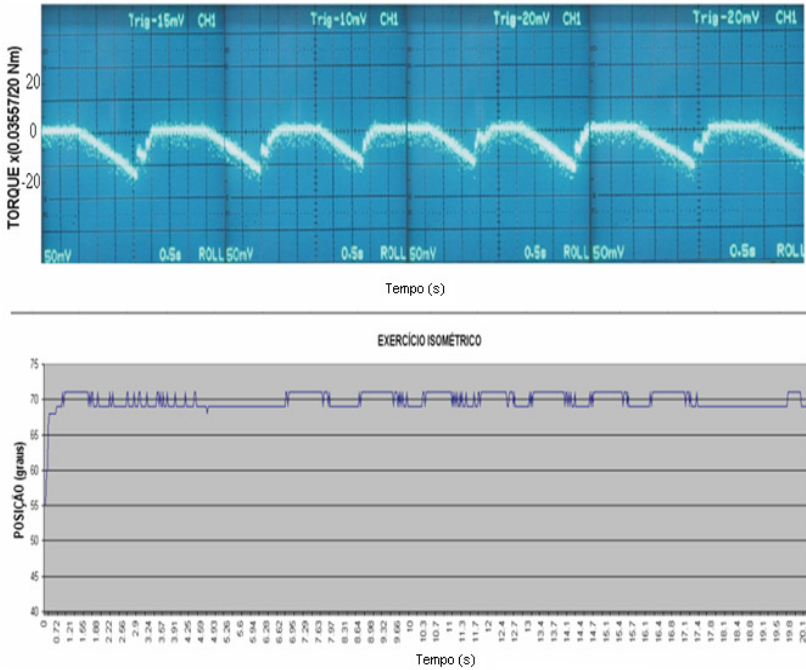


Figura 87: Medições no modo isométrico no SMTE.

6 CONCLUSÕES

A metodologia de projeto usada permitiu desenvolver uma concepção de projeto de sistema que atendeu às necessidades do usuário, permitindo por exemplo, experimentar com diferentes sensores de torque e algoritmos para realizar os modos isocinético, passivo, isotônico e isométrico, graças à modularidade e facilidade de testes do sistema concebido.

Na operação com torque estático, a região de operação de acionamentos eletromecânicos é diferente do tradicional, em que as cargas mecânicas (embora dinâmicas) são passivas. No caso de cargas mecânicas ativas pode-se caracterizar a dominância da carga mecânica sobre o acionamento resultando na operação dita em torque estático ou quase estático (resistivo).

Em conformidade com os objetivos do trabalho, adquiriu-se conhecimento de biomecânica e de ergonomia, o que serve para ser aplicado também em futuros trabalhos de projetos de controle de interface homem-máquina. Obteve-se capacitação, na prática, em controle de motor CC sob cargas ativas de natureza biomecânica, o que permitiu o uso do torque estático, e percebeu-se que esta característica dos motores se adapta e facilita o controle de sistemas de interação homem-máquina.

Comparando as curvas das medições reais e as curvas teóricas das simulações obtidas para cada modo de exercício no SMTE, pode-se afirmar que:

- A qualidade do controle no modo isocinético ainda não atinge o nível de desempenho em relação às simulações, nem ao dinamômetro isocinético Kin-Com, pois nestas curvas (Figura 77 e Figura 79), podem-se ver que a velocidade angular é realmente constante nas zonas isocinéticas do exercício. O simples exame das curvas experimentais reais no SMTE permite perceber que o erro na velocidade angular, no modo isocinético, é frequentemente maior que 50%, e no modo passivo chega a ter valores de 100%.
- No modo isotônico foi atingido um comportamento das curvas do exercício similar às curvas teóricas das simulações.

- No modo isométrico se obtém curvas de posição constante com uma variação de $\pm 2^\circ$, pelo que ainda pode ser aperfeiçoado diminuindo esta variação.

De grande ajuda foi ter as curvas de um exercício realizado pelo dinamômetro isocinético Kin-Com, pois serve como referência da qualidade e desempenho que deve ter o controle em sistemas em que estão envolvidas pessoas.

Tendo em vista a baixa qualidade de controle nos modos isocinético e passivo atingidos pelo SMTE, não se consegue ainda perceber nele o “choque isocinético”. Mesmo assim, o aprendizado no percurso do desenvolvimento do controle permitiu propor aqui a programação de rampas controladas de aceleração (ou desaceleração) antes e depois da zona de velocidade constante ou isocinética. Estas rampas não devem ser fixas nem ajustadas para iniciar e acabar em determinados ângulos preestabelecidos. Estas rampas devem se ativar quando a pessoa desejar, o que favorece sua segurança. O princípio do algoritmo isocinético desenvolvido no SMTE aponta nesta direção.

6.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Em relação aos projetos que poderiam ser realizados a partir do presente trabalho, consegue-se ter uma clara idéia sobre possíveis inovações, como são:

- 1) Explorar a possibilidade de desenvolver tecnologia que permita incluir nos dinamômetros isocinéticos as avaliações de capacidades que atualmente não oferecem. Exemplos de capacidades não avaliadas atualmente por estes equipamentos são os que não aparecem marcados com “x” na Tabela 2, como força dinâmica máxima, força média, força elástica, velocidade, resistência a força rápida e dinâmica do movimento, etc.
- 2) A operação de acionamentos com torque estático (em que as cargas mecânicas ativas predominam sobre o torque do acionamento), poderia ser aplicada em projetos de robôs cooperativos, onde o acionamento de um robô poderia aplicar uma carga mecânica ativa sobre um outro robô que opere com torque estático.

- 3) O projeto de um sistema evoluído dos dinamômetros isocinéticos, que permita a obtenção de curvas de posição, velocidade e torque associadas a exercícios que emulem esportes reais, abriria as portas para o desenvolvimento de uma nova linha de pesquisa, com relação ao diagnóstico e monitoramento do desempenho esportivo mediante a análise de curvas isocinéticas em cadeia cinética fechada, na qual ter-se-ão curvas caracterizadas para diferentes esportes, e onde também poderiam ser implementadas tecnologias ventiladas nesta dissertação.
- 4) O projeto de uma máquina de concepção mais simples do que os dinamômetros isocinéticos, direcionada a um mercado mais amplo (obviamente não satisfazendo às mesmas especificações de alto nível e desempenho dos dinamômetros isocinéticos). Isto pode ser feito usando o conhecimento da tecnologia que se precisou para obter o controle dos exercícios já vistos. Um sistema de concepção mais simples que os dinamômetros isocinéticos seria atrativo para os operadores de centros esportivos populares (ou até possíveis interessados particulares em equipamentos para exercícios) visto da perspectiva da diminuição do custo, devido à:
 - Eliminação da interface Fisioterapeuta–Máquina: deixando só uma interface, que seja mais amigável e que permita a operação e comando até pelo próprio esportista ou paciente.
 - Redução do número de salários de profissionais envolvidos com o comando do sistema: sendo máquinas mais simples se evita contratar um fisioterapeuta (ou especialista) por unidade, podendo um só profissional supervisionar várias máquinas simultaneamente. No caso em que o mercado fossem centros esportivos, o especialista poderia ser um treinador ou um professor de Educação Física.

Um projeto como este permitiria uma maior acessibilidade deste novo produto às academias, centros esportivos e de reabilitação, além de atender à crescente demanda, especialmente na terceira idade.

Estabelecem-se algumas diretrizes para futuros aperfeiçoamentos no SMTE e no controle dos exercícios, como:

- Incluir um microprocessador com entradas analógicas: O BS2 não tem entradas analógicas o que obrigou a adicionar um conversor A/D para a aquisição de torque.
- Incluir um microprocessador com maiores recursos: O BS2 não tem estrutura de interrupção. Esta permite uma maior flexibilidade na realização de programas e de algoritmos. Além disso, o BS2 tem um PIC interpretador, o que significa que tem que traduzir em tempo de execução cada ciclo do algoritmo para linguagem de máquina antes de executá-lo o que torna lenta sua resposta em tempo real.
- Melhorar o algoritmo de controle e sintonizar melhor um PID: No controle isocinético e passivo de utilizou somente um PD, e no controle isométrico, um controle P.

7 REFERÊNCIAS

1. AMARAL, L. **Apostilas de Ergonomia e antropometria**, Ergonomia, 2008, 50 f. Notas de Aula.
2. ARAÚJO B.; MARTINEZ, F; PACHECO, A.; PACHECO, I. Efeitos da fadiga muscular induzida por exercícios no tempo de reação muscular dos fibulares em indivíduos saudáveis. **Revista brasileira de medicina do esporte**. São Paulo, vol.12, n.2, p. 45-47, Mar./Abr. 2006
3. BACK, N.; OGLIARI, A.; DIAS, A.; DA SILVA, J. **Projeto integrado de produtos**. 1. ed. Barueri, São Paulo: Manole, 2008.
4. BEER, F. P.; JOHNSON JR. E. R. **Mecânica Vetorial para Engenheiros – Dinâmica**. 2. ed. São Paulo: McGraw-Hill, 1973.
5. BERNHARDTH, D. **Fisioterapia Del Deporte**. 1. ed. Barcelona: Jims, 1990.
6. BIODEX SYSTEM PRO, **Total injury solutions**. 2009. Disponível em: <<http://www.iprsgroup.com/Mediquipe/System4.aspx>>. Acesso em: junho 2009.
7. BRONZINHO, J.; SCHNECK, D.; Biomechanics. Principles and Applications. 1. ed. Boca Raton, Florida: CRC Press, 2000.
8. CALVO, J.; GARCÉS, E.; **Fisioterapia deportiva**. 1. ed. Madrid: Gymnos 1999.
9. CELLIER, F. E. **Continuous System Modeling**. 2. ed. New York: Springer, 1991.
10. CHATTANOOGA GROUP, INC, KIN-COM. **Clinical Desk Reference**. 1. ed. Tennessee: Wellness by Desing, 1995.
11. CON-TREX, **Biomechanical test and training system** .Disponível em: <<http://www.hanix.net/en/contrex.htm>>. Acesso em: janeiro 2009.

12. DA SILVA, Elirez Bezerra. Fisiodiagnóstico e reabilitação da força muscular dos joelhos com o dinamômetro isocinético Cybex NORM, após meniscectomia. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE CIÊNCIAS DO ESPORTE, 12, 2001, Caxambu. Sociedade, ciência e ética: desafios para a educação física/ciências do esporte. **Anais**. Campinas: Colégio Brasileiro de Ciências do Esporte, 2001.
13. DAVIES, G.J. **A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation techniques**. 3. ed. New York: S&S, 1987.
14. FONSECA, H. **Sistematização do processo de obtenção das especificações de projeto de produtos industriais e sua implementação computacional**. 2000. 180 f. Tese (Doutorado), Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2000.
15. GONZÁLEZ, J.; GOROSTIGA, E. **Fundamentos de treinamento da força, aplicação ao alto rendimento esportivo**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 1997.
16. HATLEY, D. & PIRBHAI, A. **Strategies for Real - Time systems Specifications**. 2 ed. New York: Dorset House, 1987.
17. ISOKINETICS. **Isokinetics Explained**. Disponível em: <www.isokinetics.net>. Acesso em: junho 2009.
18. JANSHECK, K. **Apostilas Modeling and Simulation of Mechatronics Systems**. Dinâmica e Controle de Sistemas II, primeiro trimestre de 2009. 180 f. Notas de Aula.
19. KIN-COM. **Kincom physical therapy Isokinetic equipment**. Disponível em: <<http://www.computer-visions.com>>. Acesso em: junho 2009.
20. LUPO, S.; MORVIDELLI, Q.; SOLLAI, R.; ALIPPI, B. Una nova metodica di valutazione isodinamica della forza. **Rivista di cultura sportiva**. Roma, Ano XI, n.24, p.66-71, 1992.
21. MARK W.; SPONG, M. VIDYASAGAR. **Robot Dynamics and Control**, New York: John Wiley & Sons, 1989.

22. MARTIN, C. A. **Acionamentos de avanço para máquinas ferramentas**: Automação de Máquinas, terceiro trimestre de 2007. 120 f. Notas de Aula. Mimeografado.
23. MARTIN, C. A. **Dinâmica de Sistemas**: Dinâmica e Controle de Sistemas, segundo trimestre de 2007. 110 f. Notas de Aula. Mimeografado.
24. MARTIN, C. A. **Acionamentos Eletromecânicos em Automação de Máquinas e instrumentos**: Automação de Máquinas, terceiro trimestre de 2007. 100 f. Notas de Aula. Mimeografado.
25. NELSON E. W.; CHARLES L.; MCLEAN W. **Engineering Statics And Dynamics**. 5. ed. New York: Schaum's Outline, 1998.
26. NOYES, F.R.; MCGINNISS G.H.; GROOD, E.S. **The variable functional disability of the anterior cruciate ligament deficient knee**. Acta Ortopédica Brasileira, Sao Paulo, v. 8, n. 4, out./dez. 2000.
27. NWOKAH, O.; HURMUZLU, Y. **Mechanical Systems Design Handbook, Modeling, Measurement and Control**. 3 ed. Dallas, Texas: Southern Methodist University, 2002.
28. PACHECO, A; VAZ, M.; PACHECO, I. Avaliação do tempo de resposta eletromiográfica em atletas de voleibol e não atletas que sofreram entorse de tornozelo. **Revista brasileira de medicina do esporte**. São Paulo, vol.11, no.6, p.325-330, nov./dez. 2005.
29. PIMENTEL, D. **Bancada de ensaios para acionamentos eletromecânicos fracionários rotativos**. 1996. 165 f. Dissertação (Mestre em Engenharia Mecânica) submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da UFSC, Florianópolis, 1996.
30. PERRINE, J; HISLOP, H. **The isokinetic concept of exercicem**. Physical Therapy, n. 47, p. 114-117, 1967.
31. REID, D.C. **Sports injury assessment and rehabilitation**.1 ed. New York: Churchill Livingstone, 1992.

32. ROMANO, L. R. **Modelo de referência para o processo de desenvolvimento de máquinas agrícolas**. 2003. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da UFSC, Florianópolis, 2003.
33. SCHNEIDER, A. **Retrofitting de robôs manipuladores com incorporação de controle de posição e força: Aplicação em um Robô industrial**, 2007. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica)-Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2007.
34. SCIAVICCO, L.; SICILIANO, B. **Modeling and Control of Robot Manipulators**. 1. ed. New York: McGraw-Hill, 1996.
35. SPRIGINGS E.; MARSHAL, R.; ELLIOT, B.; & JENNINGNS, L.; A three-dimensional kinematic method for determining the effectiveness of arm segment rotations in producing racket-head speed. **Journal of biomechanics**, p.27, 245-254. 1994.
36. SHINZATO G., VASCONCELOS J., OGAWA C, SAMPAIO I., GONÇALVES A, NEVES E. Protocolo de avaliação funcional de joelho em patologias ortopédicas. *Acta Fisiátrica*, São Paulo 1996; 3:30-6. Disponível em: <<http://www.actafisiatrica.org.br/v1/frmMostraArtigo.aspx?artigo=176>>. Acesso em: junho 2008.
37. TERRERI, A.; JÚLIA G.; MARCO M. Avaliação isocinética no joelho do atleta. **Revista brasileira de medicina do esporte**. São Paulo, v.7, n.5, p. 37-45, Sept./Oct. 2001.
38. THORNTON ,M. - **Classical Dynamics of Particles and Systems**. 5. ed. USA: Brook/Cole, 2004.
39. YOURDON, E. **Modern Structured Analysis**. 3. ed. New York: Yourdon Press, 1989.
40. ZATSIORSKY, V. **Kinematics of Human Motion**. 1. ed. USA: Human kinetics. 1998.

8 ANEXOS

Anexo 1 - FLUXOGRAMA DE DADOS SEGUNDO JANSHECK, C.
(2009).

Anexo 2 - DESCRIÇÃO GERAL E FUNÇÃO DO DRIVER HB-25

Anexo 3 - GLOSSÁRIO

Anexo 4 - PATENTES DE MÁQUINAS ISOCINÉTICAS

ANEXO 1 - FLUXOGRAMA DE DADOS SEGUNDO JANSHECK, C. (2009).

1. O Fluxograma de Dados

O Fluxograma de Dados faz parte do Sistema de Modelamento com Análise Estruturada (Janschek, 2009), que descreve os limites do sistema, funções e interfaces numa maneira semiformal. É um método fácil de usar e intuitivo, no qual se podem usar especificações verbais e elementos gráficos. O FLUXOGRAMA de Dados define e descreve funções de um Sistema de maneira hierarquizada e é acompanhado de um Dicionário de Dados que explica cada parte dele. Este método tem como origem a Engenharia de Software (Hatley e Pirbhai, 1987; Yourdon, 1989).

1.1 Definição de Sistema

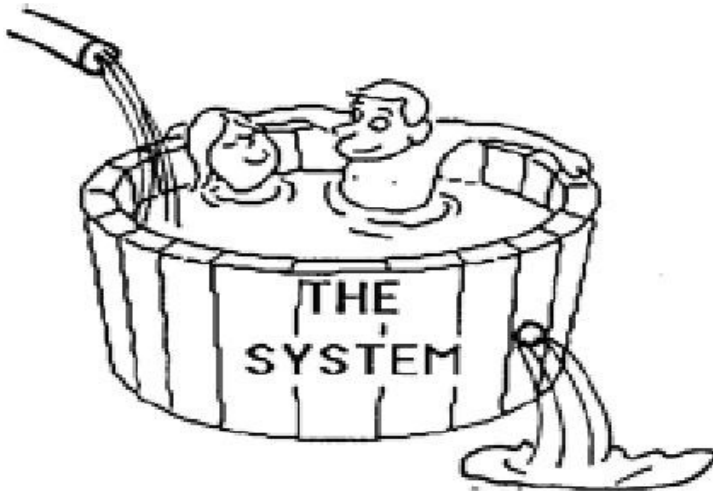


Figura A. Definição de Sistema Adaptado de Yourdon (1989).

Segundo Cellier (1991) “Um Sistema é caracterizado pelo fato que podemos dizer o que pertencesse ele e o que não, e pelo fato de que podemos especificar como ele interage com o entorno. A definição de Sistema pode aportar mais sendo como uma forma hierárquica. Podemos pegar uma peça desde um nível anterior, desmembrar ela em partes menores, e teremos um novo ‘sistema’”. Na Figura B se apresenta um diagrama explicativo da decomposição de um Sistema hierarquicamente. Na tabela A1 se apresentam elementos utilizados no modelamento de Fluxograma de Dados.

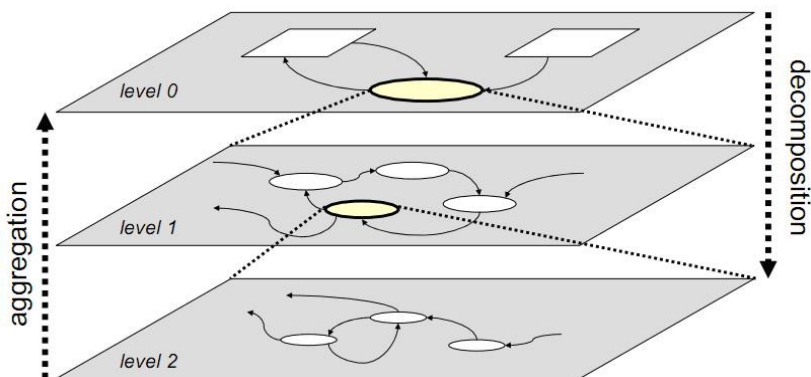


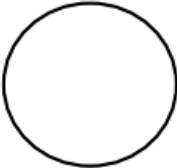




Figura B. Sistema hierarquizado, adaptada de (Janschek, 2009).

Tabela A1. Elementos de modelamento de Fluxograma de Dados

SIMBOLO	PROPRIEDADE	DESCRIÇÃO
	FLUXO DE DADOS	Um Fluxo de Dados representa o transporte de um dado abstrato entre Processos (Funções)
	FLUXO DE CONTROLE	Um Fluxo de Controle representa o transporte de algum dado abstrato de controle (eventos) entre Processos.
	FUNÇÃO OU PROCESSO	Um Processo (Função) transforma dados de entrada para dados de saída com regras específicas, por exemplo mensurar velocidade.
	ARMAZENADOR	Um Armazenador de dados preserva elementos de dados por um determinado tempo.
	TERMINATOR	Um Terminator representa uma entidade (Função, equipamento, pessoa) externo ao sistema considerado e intercambia dados com o Sistema.

1.2 Submodelos: Diagrama de Contexto

O Diagrama de Contexto especifica os limites do Sistema (o que o pertence ou não), fornece uma visão ampla e abrangente do sistema em consideração (visão do usuário, como um manual de usuário, caixa preta). O nível de hierarquização é o zero. Ver Figura C e D.

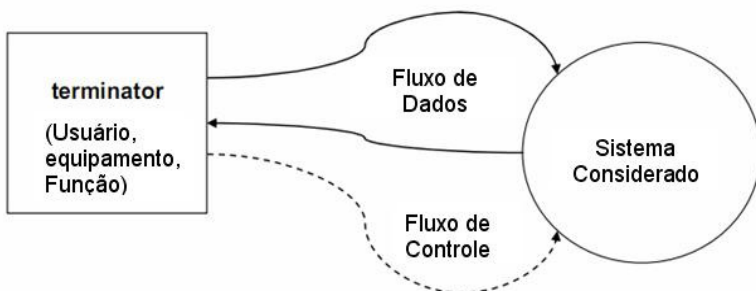


Figura C. Adaptado de Janschek (2009).

1.3 Submodelos: Fluxograma de Dados (DFD)

O fluxograma de Dados especifica um ponto de vista interno do sistema em termos de relações interfuncionais. Fornece um ponto de vista externo para o sistema em consideração como uma caixa branca. O nível de hierarquização é ≥ 1 . O número ótimo de elementos para ter uma transparência intelectual é desde cinco a dez, preferentemente sete. Aqui se recomenda uma decomposição hierarquizada com se apresenta na Figura D. Deve-se desenhar com uma correta ordem lógica o fluxo de dados para cada nível, superior e inferior. O número de cada Função é ambíguo, como se apresenta na Figura E.

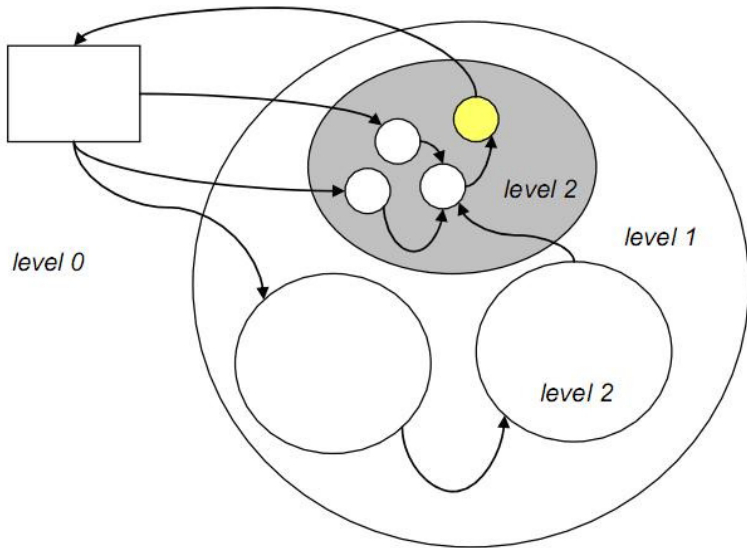


Figura D. Decomposição hierárquica, baseado em Janschek (2009).

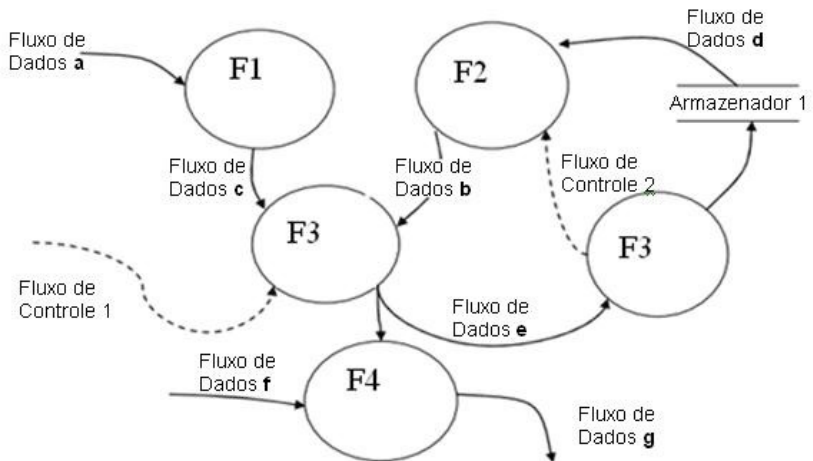


Figura E. Fluxograma de Dados (DFD). Baseado em Janschek (2009).

1.4 Submodelos: Especificações de Processos (PSPEC)

Especifica cada Função (Processo) até o nível o qual é necessário para o entendimento de interrelações e trabalho dos diferentes elementos do Sistema.

O PSPEC de uma função qualquer, por exemplo pode estar composto por:

- Especificações verbais.
- Pseudocódigos.
- Equações matemáticas.

1.5 Submodelos: Dicionário de Dados

Especifica os conteúdos de cada um dos elementos dos dados e dados armazenados até o nível o qual é necessário para o entendimento de interrelações.

ANEXO 2 - DESCRIÇÃO GERAL E FUNÇÃO DO DRIVER HB-25

O HB-25 é um driver de motores CC de opera até 30A. O HB-25 deve se conectar (além do motor CC) a uma fonte controlada de tensão e a um sinal de referência de pulsos que neste caso fornece o microcontrolador BS2. Assim o HB-25 recebe como sinal de entrada pulsos do tipo pulsos *duty cycle*, onde o ciclo ativo ou ciclo de operação é desde 1ms até 2ms com uma magnitude em tensão de 5V, e o ciclo de repouso de 10 milissegundos com uma magnitude de 0V (Figura F). A saída do driver HB-25 é um sinal PWM de alta potência, com uma frequência de operação de 9.2kHz, e apresenta valores de tensão média equivalente proporcional à largura de pulso do ciclo ativo do *duty cycle* de entrada (proveniente do microcontrolador BS2).

O driver HB-25 está composto por duas partes principais: Uma parte de processamento do sinal de entrada e uma parte de potência correspondente a uma ponte H.

O processamento do sinal de entrada no driver HB-25 é feito pelo microcontrolador marca ATMEL modelo ATtiny 13V, quem recebe e processa o *duty cycle* enviado pelo microcontrolador BS2. A parte de processamento de sinal do HB-25 está conectada com o microcontrolador externo BS2 por três fios (Figura F): O branco (que leva a informação digital *duty cycle*); o vermelho (sem conexão); e o preto (correspondente à terra do *duty cycle*).

O microcontrolador ATMEL ATtiny13V:

- Lê os sinais *duty cycle* com uma frequência de amostragem de [duração do ciclo ativo + 5 milissegundos], sendo que dentro destes 5 milissegundos (chamado *hold-off time*) o driver HB-25 não recebe nenhum sinal, mantendo constante o valor do último pulso recebido. Isto permite movimentar o motor (em operação normal) a velocidade constante enviando um simples pulso desde o microcontrolador BS2.
- Mede o tempo do ciclo ativo do *duty cycle* enviado pelo microcontrolador BS2, determinando o sentido de giro do motor, e;
- Transforma o *duty cycle* em um sinal proporcional PWM (positivo e/ou negativo) de baixa potência e de frequência 9.2kHz que entra na etapa de potência do HB-25.

A parte de potência do driver HB-25 está composta por uma “Ponte H” que recebe o PWM de baixa potência enviado pelo microcontrolador ATMEL, e pelo mecanismo de chaveamento de transistores, transforma este sinal em um PWM (da mesma frequência) de alta potência, capaz de movimentar o motor com torque e velocidade suficiente.

Desta maneira e segundo os ajustes feitos na fonte controlada de tensão, que são os recomendados para alimentação do motor e do driver HB-25 (tensão de 12V e corrente máxima limitada para 5A), se apresentam na Tabela B alguns valores demonstrativos em tensão média equivalente da saída do HB-25, a partir da largura do ciclo ativo do sinal de entrada *duty cycle* (enviados pelo microcontrolador externo BS2).

Tabela B. Valores em tensão média equivalente do PWM de saída do driver HB-25, em referência à largura do ciclo ativo do sinal de entrada *duty cycle* proveniente do microcontrolador externo BS2.

Largura do pulso ativo do <i>duty cycle</i> enviado pelo microcontrolador externo BS2	Saída do HB-25 (tensão média equivalente do PWM)
1 ms	-12 V
1.25 ms	-6 V
1.5 ms	0 V
1.75 ms	6 V
2 ms	12 V

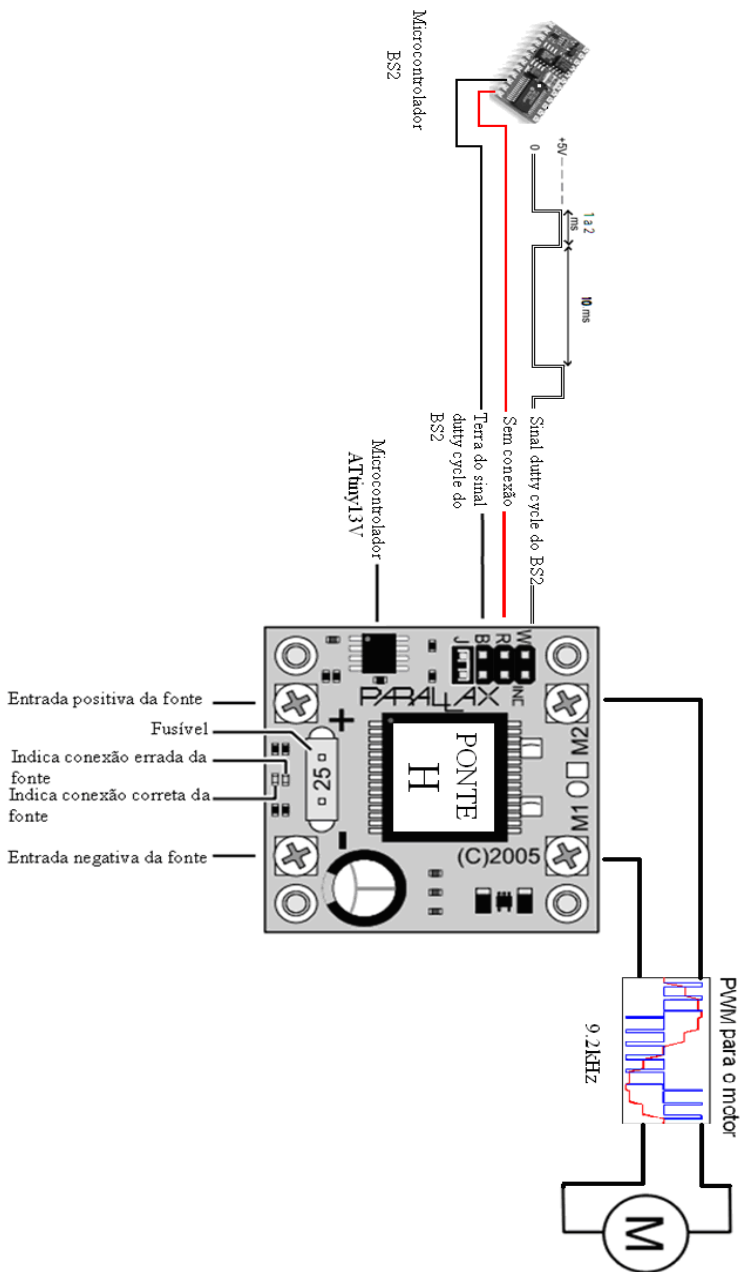


Figura F. Sinais e conexões do driver HB-25.

ANEXO 3 - GLOSSÁRIO

- **Usuário:** é o testador e pesquisador do SMTE o qual age na interface homem-máquina executando o exercício, e na interface fisioterapeuta-máquina monitorando o exercício que ele mesmo faz, com a finalidade de experimentar o funcionamento e gerar aperfeiçoamentos nos algoritmos de controle dos exercícios fornecidos pelo SMTE.
- **Exercício de Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF):** CCA é um exercício que envolve o músculo isolado. Em cadeias cinemáticas abertas os músculos se contraem com extremidades distais que se movimentam livres no espaço. Os mesmos músculos se contraem, através das mesmas articulações para produzirem movimentos de cadeia fechada, quando as extremidades distais estão estáticas. Os exercícios em CCF geram co-contração muscular e proporcionam maior estabilidade articular, além de reproduzirem movimentos funcionais comumente executados nas atividades de vida diária.
- **Posição supina:** (ou decúbito dorsal) o corpo está deitado com a face voltada para cima.
- **Posição prona:** (ou decúbito ventral) o corpo está deitado com a face voltada para baixo. Na figura H se apresenta a postura prona e supina aplicada a postura das mãos.

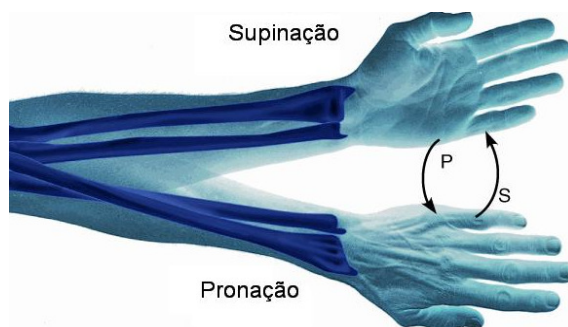


Figura G.

- Ulnar e Radial: termos referidos ao osso radial e ao osso ulnar, localizados no ante braço. Na figura H se apresenta: 1) Cabeça do osso radial; 2) Osso radial; 3) Osso ulnar; 4) Cotovelo.

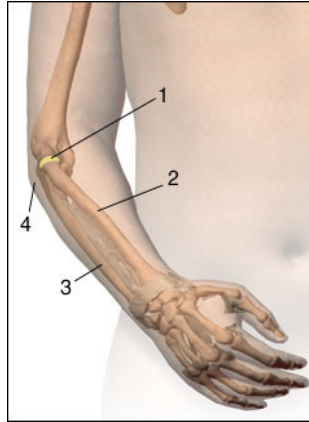


Figura H.

- **Abdução:** é uma posição ou movimento do segmento afastando-se da linha mediana, independentemente de qual o segmento que se move. A abdução do quadril ocorre quando o segmento da coxa move-se se afastando da linha mediana ou o segmento pélvico aproxima-se da coxa, como ao inclinar-se para o lado enquanto de pé sobre uma perna, como se apresenta na figura I . É o movimento ou posição afastando-se do segmento de referência.

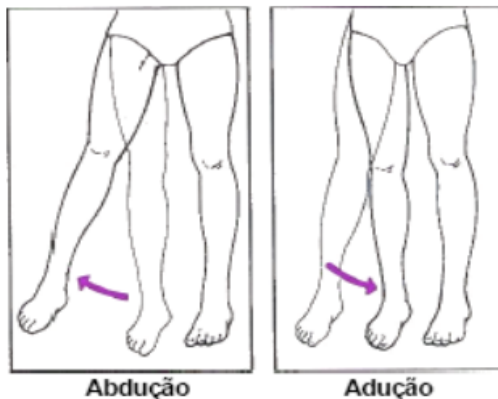


Figura I. Movimento de abdução e adução.

- **Adução:** é uma posição ou movimento aproximando-se da linha mediana. O movimento pé feito no sentido do segmento. Ver figura I.
- **Proximal e distal:** distal é o mesmo que remoto ou periférico, ou seja, mais afastado do centro. Contrário de proximal. Pode-se dizer que distal significa a região, de um órgão ou membro, que está mais afastada da origem deste órgão ou membro. Por exemplo: a mão fica na região distal do membro superior, se comparada com a articulação do cotovelo. Por exemplo, no caso do Joelho, esta formado pela extremidade distal do fêmur, pela extremidade proximal da tíbia.
- **Ações musculares concêntricas e excêntricas:** ações musculares concêntricas ocorrem quando há o encurtamento de um músculo envolvido em determinado movimento (quando erguemos um peso). Ações musculares excêntricas ocorrem quando os músculos envolvidos no movimento alongam-se de forma controlada (quando abaixamos um peso). Ocorre uma ação muscular isométrica quando um músculo é ativado e desenvolve força sem causar movimento em uma articulação.
- **Articulação glenoumeral (ver parte direita da figura J):** articulação do ombro, que se acha entre a cabeça do úmero e a cavidade glenoidal da escápula, como se apresenta na parte esquerda da figura J.

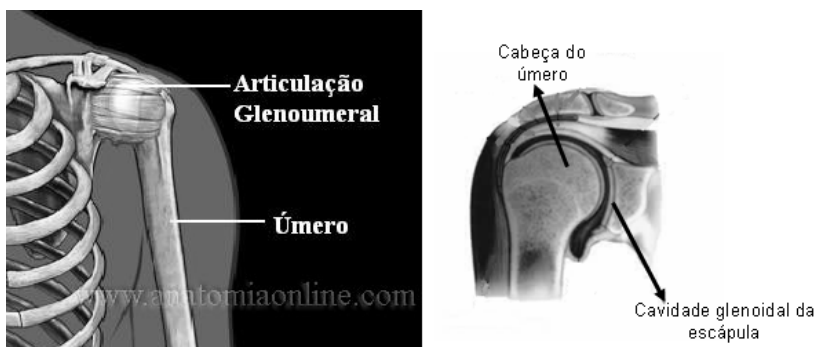


Figura J. Apresenta na direita, a parte externa da articulação glenoumeral. Na esquerda se apresenta o corte desta articulação.

ANEXO 4 - PATENTES DE MÁQUINAS ISOCINÉTICAS

- Exercise Dynamometer patent number U.S. 5267925.
- Isometric exercise method for lowering resting blood pressure and grip. Patent number U.S.: 398696.
- Apparatus and method for multi-axial spinal testing and rehabilitation. Patent number U.S.: 5324247
- Isokinetic exercise and monitoring machine. Patent number U.S.: 4565368.
- Lower body stabilization apparatus for a back test, rehabilitation. Patent number U.S.: 4725055.
- Upper body rotation assemble for a back test, rehabilitation and exercise machine. Patent number U.S.: 4732381.
- Shoulder and arm exercise machine. Patent number U.S.: 4772015.
- Exercise physical rehabilitation and testing method and apparatus. Patent number U.S.: 5722937
- Computerized exercise system and method. Patent number U.S.: 6280361.
- Method and apparatus for muscle stimulation. Patent number U.S.: 4724842.
- Muscle exercise and/or rehabilitation apparatus using linear motion. Patent number US 4907797.
- Characterizing Fitness and Providing Fitness Feedback. Patent number U.S.: 482001000
Inventor: Reed Hanoun.
Assignee: METRAK HEALTH SESTEM INC.
- Computerized Physical Activity System to Provide Feedback. Patent number U.S.: 482008000
- Method and apparatus for speed controlled eccentric exercise training
Patent number U.S. 482004000; 482072000
- Bilateral arm trainer and method of use. Patent number U.S. 482092000; 482135000; 482148000
- Muscle exercise and rehabilitation apparatus. Patent number U.S.: 4691694
- Method of using and apparatus for use with exercise machines to achieve. Patent number U.S.: 5569120

- Exercise control system. Patent number U.S.: 5011142.
- ISOKINETIC EXERCISE PROCESS AND APPARATUS. Patent number U.S.: 3465592.
- Bilateral isokinetic exerciser. Patent number U.S.: 4082267
- BILATERAL RECIPROCAL ISOKINETIC. Patent number U.S.: 3784194.
- Exercise isokinetic apparatus. Patent number U.S.: 4863161.
- Portable isokinetic exercising device. Patent number U.S.: 4852874.
- Isokinetic exercise device with speed control. Patent number U.S.: 4374588.
- Isokinetic exerciser. Patent number U.S.: 4385760
- Isokinetic exercise apparatus and method. Patent number U.S.: 4592545.
- Isokinetic knee table. Patent number U.S.: 5050589.
- Characterizing Fitness and Providing Fitness Feedback. Patent number U.S.: 482001000
- Hydraulic Exercise Machine System and Methods Thereof. Patent number U.S.: 482001000; 482008000.
- Computerized Physical Activity System to Provide Feedback. Patent number U.S.: 482008000
- Isokinetic exercise and monitoring machine. Patent number U.S.: 4565368.
- Electrical control circuit for isokinetic exercise equipment. Patent number U.S.: 4751440.
- Isokinetic physical exercise apparatus with controllable minimum resistance. Patent number U.S.: 4822036.
- Isokinetic exercise apparatus and method. Patent number U.S.: 4577862
- Isokinetic exercise method and apparatus, using frictional braking. Patent number U.S.: 4824104.
- Isokinetic exercise apparatus for the lower body. Patent number U.S.: 6402667.
- Linear tracking isokinetic exerciser and method. Patent number U.S.: 5437587.
- Physical exercise apparatus for isokinetic and eccentric training. Patent number U.S.: 4750738.
- Multi-exercise apparatus. Patent number U.S.: 5195937.
- Apparatus and method for multi-axial spinal testing and rehabilitation. Patent number U.S.: 5324247.
- Exercise device. Patent number U.S.: 4363480.

-
- Hydraulic exerciser. Patent number U.S.: 4326707.
 - Exercise and diagnostic apparatus and method. Patent number U.S.: 5348519.
 - Isokinetic resistance apparatus. Patent number U.S.: 6267709.
 - Isokinetic ergometer. Patent number U.S.: 4869498.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)