

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE A REDAÇÃO FINAL DA
TESE DEFENDIDA POR Vicente Gomes de
Oliveira Júnior E APROVADA
PELA COMISSÃO JULGADORA EM 01/09/2006
Helder Anibal Hermini
ORIENTADOR

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Uma Contribuição ao Desenvolvimento de uma Prótese Antropomórfica Hidráulica de Membro Inferior

Autor: Vicente Gomes de Oliveira Júnior

Orientador: Prof. Dr. Helder Anibal Hermini

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETO MECÂNICO

Uma Contribuição ao Desenvolvimento de uma Prótese Antropomórfica Hidráulica de Membro Inferior

Autor: Vicente Gomes de Oliveira Júnior.

Orientador: Prof. Dr. Helder Anibal Hermini

Curso: Engenharia Mecânica

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico

Dissertação de mestrado apresentada à comissão de Pós Graduação da Faculdade de Engenharia Mecânica, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Campinas, 2006

S.P. - Brasil

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE - UNICAMP

OL41c Oliveira Junior, Vicente Gomes de
Uma contribuição ao desenvolvimento de uma prótese
antropomórfica hidráulica de membro inferior microcontrolada /
Vicente Gomes de Oliveira Junior. --Campinas, SP: [s.n.], 2006.

Orientador: Helder Aníbal Hermini
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Prótese. 2. Biomecânica. 3. Membros artificiais. 4. Membros
inferiores. 5. Implantes ortopédicos. I. Hermini, Helder Aníbal. II.
Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia
Mecânica. III. Título.

Titulo em Inglês: Contribution to the development of the design of hydraulics prosthesis
anthropomorphous, micro controlled of the lower limb

Palavras-chave em Inglês: Prothesis, Hydraulics, knee

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico

Titulação: Mestre em Engenharia Mecânica

Banca examinadora: Antonio Batocchio e Teodiano Freire Bastos Filho

Data da defesa: 01/09/2006

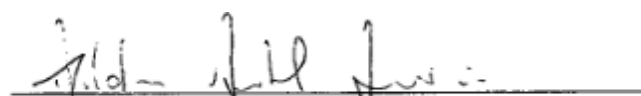
**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETO MECÂNICO**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADEMICO

Uma Contribuição ao Desenvolvimento de uma Prótese Antropomórfica Hidráulica de Membro Inferior

Autor: Vicente Gomes de Oliveira Jr.

Orientador: Helder Anibal Hermini



Prof. Dr. Helder Anibal Hermini, Presidente
Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP



Prof. Dr. Antonio Batocchio
Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP



Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
Universidade Federal do Espírito Santo - UFES

Campinas, 01 de setembro de 2006.

Dedicatória

Dedico este trabalho a todos os amputados, desejando que possa ao seu final, gerar um produto que proporcione uma melhora significativa na qualidade de vida dessas pessoas.

Agradecimentos

Presto minha homenagem a diversas pessoas que, sem a ajuda das quais, não poderia ter finalizado este trabalho.

Ao Grande DEUS criador do Universo, que me acompanhou em todos os momentos, ajudando-me em minhas limitações.

À minha querida esposa, ao meu filho, à minha filha, pelo apoio, carinho e compreensão na minha ausência, em virtude das horas de estudo.

Ao meu amigo e orientador Professor Dr. Helder Aníbal Hermini, que nunca deixou de me incentivar, apoiar, orientando com transparência e seriedade em todo o tempo.

Às minhas queridas irmãs pelo apoio e ajuda neste trabalho.

Aos amigos e colegas Dagoberto, Marcos Sanvidotti e outros colegas de trabalho, demonstrando amizade e companheirismo durante todo o trabalho.

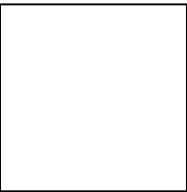
Resumo

Oliveira Júnior, Vicente Gomes de, *Uma Contribuição ao Desenvolvimento de uma Prótese Antropomórfica Hidráulica de Membro Inferior*, Campinas,: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2006. ____ p. Dissertação (Mestrado).

O trabalho consiste na análise e desenvolvimento de uma prótese de joelho, em função dos movimentos da marcha humana. Serão estudados os componentes que compõe a prótese, os funcionamentos, as funções e as formas construtivas. Dentro deste estudo, será mostrado o projeto e o desenvolvimento de uma válvula hidráulica utilizada para comandar a prótese de joelho. Esta válvula será controlada através de um microcontrolador da família PIC. O microcontrolador acionará a válvula hidráulica através de um motor de passo. Com o sensoramento na região plantar, são definidas as diferentes fases da marcha humana. Essas informações recebidas pelo microcontrolador, são processadas e de acordo com a fase da marcha humana, informa à válvula hidráulica através do motor de passo, se deve abrir, fechar de forma parcial ou total. O comando da válvula hidráulica, acionará o atuador hidráulico, executando a extensão ou a flexão do joelho, de acordo com a fase da marcha.

Palavras Chave

Prótese, Biomecânica e Hidráulica



Abstract

Oliveira Júnior, Vicente Gomes de, *Contribution to the development of the design of a hydraulics prosthesis anthropomorphous, of the lower limb*, Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2006. 124 p. Dissertation (Master's Degree).

Contribution to the development of the design of a hydraulics prosthesis anthropomorphous, of the lower limb. This project consists in the analysis, development, simulation and in the prototyping of a knee prosthesis in function of the movements of the human march. It will study the components that compose the prosthesis, its operations, its functions and its constructive forms. Inside this study it will be shown the design and development of a hydraulic valve used to command the knee prosthesis. This valve is controlled through a microcontroller of the PIC family. The microcontroller will activate the hydraulic valve through a step motor. Using sensors on the plaint region, will be defined the different phases of the human march. The information received from the microcontroller will be processed in accordance to the phase of the human march, this will send a command to the hydraulic valve, through the step motor, ordering it either to open, to close partially or totally. The command of the hydraulic valve will activate the hydraulic actor, executing the extension or the flexing of the knee, in accordance to the phase of the march.

Key Words

Prosthesis, Hydraulics and Knee

Índice

Lista de Figuras.....	xii
Lista de Tabelas.....	xviii
Nomenclatura.....	xix
1 Introdução	01
1.1 Objetivo.....	01
1.2 Justificativas.....	01
1.3 Aspectos.....	02
2 Revisão Bibliográfica – Estudo das Próteses	04
2.1 Introdução.....	04
2.2 Níveis das Amputações	05
2.3 Considerações gerais sobre próteses de membros inferiores.....	06
2.4 Principais Aspectos da Biomecânica	07
2.5 Grupos das Próteses.....	10
2.6 Situação Atual das Próteses.....	11
3 Marcha Humana	14
3.1 Introdução	14
3.2 Cinemetria	15
3.3 Dinamometria	20
3.4 Força Reação do Solo	22

3.5 Potência e Energia	23
3.6 Eletromiografia	24
4 Hidráulica na Automação.....	26
4.1 Introdução	26
4.2 Técnicas na Automação.....	28
4.3 Hidráulica Industrial	30
4.3.1 Conceitos.	30
4.3.2 Aplicações.....	30
4.3.3 Hidrostática.....	31
4.3.4 Hidrodinâmica	35
4.3.4.1 Leis da Vazão	35
4.3.4.2 Número de Reynolds	37
4.3.4.3 Velocidade do Fluido	38
4.3.5 Diâmetro da Tubulação.....	39
4.3.6 Perdas por Atrito.....	39
4.3.7 Fator de Atrito.....	41
4.3.8 Perda Térmica.....	42
4.4 Hidráulica Proporcional.....	43
4.4.1 Introdução.	43
4.4.2 Vantagens	43
4.4.3 Funcionamento	48
4.4.4 Válvula Direcional.....	52
4.4.5 Gerador de Rampa	54

5 Componentes da Prótese	55
5.1 Introdução	55
5.2 Atuador Hidráulico	56
5.2.1 Forças.....	59
5.2.2 Velocidades do Atuador	59
5.2.3 Diâmetro do Atuador	60
5.2.4 Curso do Atuador.....	61
5.2.5 Vazão Necessária.....	61
5.2.6 Velocidade do Fluxo.....	62
5.2.7 Número de Reynolds	62
5.2.8 Diâmetro Mínimo Necessário.....	63
5.3 Válvula de Comando	63
5.3.1 Tipos de Secções.....	64
5.3.2 Válvula de Retenção Simples	67
5.3.3 Evolução da Válvula de Comando	68
5.3.4 Sequencia de Acionamento da Válvula	74
5.4 Motor de Passo	76
5.4.1 Definição.....	76
5.4.2 Funcionamento	77
5.5 Sensores de Força	81
5.5.1 Funcionamento	81
6 Cinesiologia	83
6.1 Introdução	83
6.2 Cálculo da Cinemática.....	83

6.3 Início da Marcha Humana	85
7 Controle da Marcha	89
7.1 Introdução	89
7.2 Lógica para Comando.....	90
7.3 Início da Fase de Apoio	90
7.4 Fase de Apoio – 3ª Etapa	91
7.5 Fase de Apoio – 4ª Etapa	92
7.6 Fase de Apoio – 5ª Etapa	92
7.7 Fase de Apoio – 6ª Etapa	93
7.8 Fase de Apoio – 7ª, 8ª e 9ª Etapa	93
7.9 Fase de Apoio – Escada.....	94
7.10 Simulação Hidráulica da Sequencia	99
7.11 Simulação do Comando Elétrico	99
8 Microcontrolador	105
8.1 Introdução	105
8.2 Definição	105
8.3 Arquitetura do Microcontrolador.....	107
8.4 Fluxograma da Sequência do Microcontrolador	109
9 Conclusões Finais	118
Referências Bibliográficas.....	120

Lista de Figuras

2.1 Evolução das Próteses	06
2.2 Prótese de MI – Séc XVI.....	07
2.3 Evolução das Próteses	10
2.4 Evolução das Próteses	11
2.5 Evolução das Próteses	11
2.6 Evolução das Próteses	12
3.1 Áreas da Biomecânica.....	15
3.2 Fotos da Marcha Humana	15
3.3 Cinematografia de Muybridge	16
3.4 Início da Marcha.....	17
3.5 Fases da Marcha	17
3.6 Ângulo da Passada	18
3.7 Ângulos Articulares.....	18
3.8 Início da Marcha com Prótese	19
3.9 Marcha – Pé Aplainado	19
3.10 Marcha – Apoio Médio	19
3.11 Marcha – Retirada do Calcanhar	19

3.12 Marcha – Retirada dos Dedos	19
3.13 Fase de Balanço.....	19
3.14 Flexão do Joelho.....	19
3.15 Extensão do Joelho.....	20
3.16 Força no Pé.....	21
3.17 Apoio do Pé.....	21
3.18 Força Reação do Solo	22
3.19 Teste Ergométrico	24
3.20 Eletromiografia.....	24
4.1 Cadeia de Comando	26
4.2 Elementos da Prótese	27
4.3 Prótese Hidráulica Retilínea.....	30
4.4 Maca Hidráulica	31
4.5 Maca Hidráulica	31
4.6 Elevador Hidráulico	31
4.7 Ônibus com Elevador Hidráulico.....	31
4.8 Lei de Pascal.....	32
4.9 Multiplicação de Forças	32
4.10 Multiplicação de Pressão.....	34
4.11 Fluxo Turbulento.....	35
4.12 Fluxo Laminar	35
4.13 Velocidade do Fluxo	36
4.14 Perdas de Pressão	39
4.15 Óleo Ampliado	40

4.16 Atritos em Singularidades	41
4.17 Circuito Hidráulico.....	45
4.18 Controle de Vazão	46
4.19 Válvula Proporcional.....	48
4.20 Cadeia da Hidráulica Proporcional	49
4.21 Realimentação no Solenóide Proporcional	50
4.22 Curva Força x Curso	51
4.23 Solenóide Proporcional	51
4.24 Válvula com Solenóide Proporcional.....	51
4.25 Êmbolo da Válvula Proporcional	51
4.26 Simbologia da Válvula Proporcional	51
4.27 Rampa da Válvula Proporcional	51
5.1 Componentes da Prótese	56
5.2 Atuador co Circuito Fechado de Óleo.....	57
5.3 Atuador Diferencial.....	58
5.4 Atuador Hidráulico Industrial	58
5.5 Abertura da Válvula	63
5.6 Estrangulamento.....	64
5.7 Válvula de Orifício.....	64
5.8 Secção de Estrangulamento.....	64
5.9 Simbologia da Válvula de Orifício.....	65
5.10 Secção da Válvula de Orifício.....	65
5.11 Forma Construtiva da Válvula de Orifício	66
5.12 Válvula de Retenção Simples.....	67

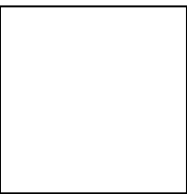
5.13 Forma Construtiva da Válvula de Retenção Simples.....	67
5.14 Válvula de Orifício Unidirecional.....	68
5.15 Válvula com Câmara de Compensadora	69
5.16 Primeira Válvula de Comando	70
5.17 Vista em Corte da 1ª Válvula de Comando.....	70
5.18 Vista em Corte da 2ª Válvula de Comando.....	69
5.19 Vista Lateral da 2ª Válvula de Comando	69
5.20 Vista Superior da 2ª Válvula de Comando.....	70
5.21 Vista Explodida da 2ª Válvula de Comando	70
5.22 Construção da 2ª Válvula de Comando.....	70
5.23 Construção da 2ª Válvula de Comando.....	70
5.24 Folga na Válvula de Comando	70
5.25 Terceira Válvula de Comando.....	70
5.26 Câmara Compensadora	70
5.27 Câmara Compensadora Atual.....	70
5.28 Válvula de Comando Atual	70
5.29 Válvula de Comando Atual em Explosão	70
5.30 Válvula de Comando Atual Fechada.....	70
5.31 Válvula de Comando Atual Semi Aberta.....	70
5.32 Válvula de Comando Fechada Fase de Apoio	70
5.33 Fase de Balanço.....	70
5.34 Estator do Motor de Passo.....	78
5.35 Rotor do Motor de Passo.....	78
5.36 Entradas e Saídas do Flip-Flop.....	79

5.37 Motor Bipolar	80
5.38 Energização das Bobinas	80
5.39 Construção do Sensor de Força	81
5.40 Sensor de Impacto	82
6.1 Ângulos da Fase da Marcha	83
6.2 Início da Marcha.....	85
6.3 Fase de Apoio – 2ª Etapa.....	86
6.4 Fase de Apoio – 3ª Etapa.....	86
6.5 Fase de Apoio – 4ª Etapa.....	87
6.6 Fase de Apoio – 5ª Etapa.....	88
6.7 Fase de Apoio – 6ª Etapa.....	88
6.8 Fase de Balanço – Início	89
6.9 Fase de Balanço – 2ª Etapa	90
6.10 Fase de Balanço - Final	91
6.11 Início da Marcha – Ciclo Completo	92
7.1 Sensores da Região Plantar	89
7.2 Sensor de Início da Marcha	90
7.3 Fase de Apoio – Etapa 3.....	91
7.4 Fase de Apoio – Etapa 4.....	92
7.5 Fase de Apoio – Etapa 5.....	92
7.6 Fase de Apoio – Etapa 6.....	93
7.7 Fase de Balanço.....	94
7.8 Fase de Apoio 1– Escada	94
7.9 Fase de Apoio 2– Escada	95

7.10 Prótese com Carga e Válvula Fechada.....	96
7.11 Prótese com Carga e Válvula Aberta	97
7.12 Prótese sem Carga e Válvula Aberta.....	98
7.13 Prótese sem Carga e Válvula Fechada	99
7.14 Circuito Elétrico Prótese com Carga e Válvula Fechada	100
7.15 Circuito Elétrico Prótese com Carga e Válvula Aberta.....	100
7.16 Circuito Elétrico Prótese com Carga e Válvula Fechada	101
7.17 Circuito Elétrico Prótese com Carga e Válvula Fechada	101
7.18 Circuito Elétrico Prótese com Carga e Válvula Fechada	102
7.19 Circuito Elétrico Prótese com Carga e Válvula Fechada	102
7.20 Circuito Elétrico Prótese com Carga e Válvula Fechada	103
7.21 Circuito Elétrico Prótese sem Carga e Válvula Aberta	103
7.22 Circuito Elétrico Prótese com Carga e Válvula Aberta (escada)	104
8.1 Esquema do Microcontrolador	106
8.2 Arquitetura do Microcontrolador	107
8.3 Pinagem do Microcontrolador.....	108

Lista de Tabelas

4.1 Comparação das Técnicas na Automação	28
4.2 Escoamentos	37
4.3 Pressão x Velocidade	38
4.4 Atritos nas Tubulações	41
4.5 Características da Hidráulica Proporcional	44
4.6 Progressão da Vazão	47
5.1 Entradas e Saídas do Microcontrolador	79
6.1 Ângulos na Marcha	84



Nomenclatura

KN –	Kilo Newton
μm –	mícron metro
F –	força
A -	área
p -	pressão
Q -	vazão
s -	comprimento
L -	comprimento
t -	tempo
Re -	nº de reynolds
v -	velocidade
ν -	viscosidade
Ψ -	fator de atrito
q -	queda térmica
ρ -	massa específica
D -	diâmetro
ζ -	coeficiente de resistência

Capítulo 1

Introdução

1.1 Objetivo

Neste trabalho foram desenvolvidas metodologias necessárias para construção de uma prótese hidráulica de membro inferior, visando a reprodução dos movimentos do membro amputado, com funções semelhantes às de um membro natural.

1.2 Justificativas

O número de amputados no Brasil vem crescendo no passar dos anos. No passado, as amputações eram predominantes em idosos com doenças vasculares. Hoje em dia, esse quadro mudou em função dos acidentes no trânsito, passando para os jovens motoristas e motociclistas, a liderança dessa tragédia (CENSO 2000).

1.3 Aspectos do Trabalho

O desenvolvimento de membros inferiores com seus graus de liberdade exige o estudo da cinemática do ser humano, como também o trabalho de pesquisa de diversas áreas da automação industrial, tornando-o um trabalho multidisciplinar. Mesmo com todo o avanço tecnológico e matemático, não há ainda a eficiência desejada das próteses com relação aos movimentos de um membro natural.

Essa dificuldade acontece devido a um grau de complexidade muito alto, dificultando a determinação de parâmetros não lineares e redundantes.

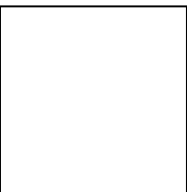
São considerados, neste trabalho, os aspectos cinesiológicos do membro inferior e, em função das diversas fases da marcha humana, foi desenvolvido um modelo cinemático semelhante ao mecanismo natural, sendo este modelo utilizado como base dos movimentos e comandos do membro inferior artificial.

Na região plantar, pode-se monitorar as diversas fases da marcha humana e, conseqüentemente, controlar o comportamento da prótese hidráulica de joelho. Para esse controle, foi desenvolvida uma eletroválvula hidráulica que, através de um microcontrolador, deverá abrir ou fechar de forma integral ou parcial o orifício de passagem do óleo, proporcionando à prótese hidráulica de joelho, movimentos mais próximos aos do membro natural.

Este trabalho é subdividido em oito capítulos. No capítulo 1, são apresentados os objetivos da pesquisa, considerando a importância da metodologia implementada.

No capítulo 2, é apresentada uma Revisão Bibliográfica da história da evolução das próteses de membros inferiores desde as primordiais até as mais avançadas, como também o estudo das amputações.

No capítulo 3, é descrita a cinemática e os efeitos da força de reação do solo na marcha humana. Com base nessas informações, foi elaborado o comando da eletroválvula hidráulica e a sequência de trabalho da prótese de joelho.



Considerando que a prótese desenvolvida utiliza a técnica da hidráulica, no capítulo 4, são estudadas as características desta técnica, mostrando suas vantagens e aplicações tanto da hidráulica convencional como da hidráulica proporcional, com relação às demais técnicas.

No capítulo 5, são descritos os componentes da prótese hidráulica, suas dimensões, forma construtiva e funcionamento. Também são apresentados o desenvolvimento e o funcionamento da eletroválvula hidráulica elaborada para o comando da prótese.

No capítulo 6, são estudados os movimentos da marcha humana, mostrando os padrões e a cinemática do ciclo da marcha com dois graus de liberdade.

Na seqüência, no capítulo 7, é estudada a lógica de comando da eletroválvula hidráulica, elaborada em função das diversas fases da marcha humana através de um microcontrolador da família PIC.

Com a utilização do software Catia, é feita a cinemática da marcha humana com a prótese completa, como também seu funcionamento em corte.

No capítulo 8, é estudado o funcionamento e a arquitetura do microcontrolador da família PIC, considerando sua aplicabilidade. É elaborado o fluxograma e a lógica de comando do microcontrolador baseado no acionamento dos sensores da região plantar, conforme o ciclo da marcha humana.

Finalmente, no capítulo 9, apresentam-se as conclusões finais e as perspectivas futuras, as quais motivam a continuação do estudo e desenvolvimento deste trabalho.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica – Estudo das Amputações e Próteses

2.1 Introdução

A definição de amputação mais aceita pelos profissionais, é a que se refere à retirada parcial ou total de um membro através de uma cirurgia, um traumatismo, ou por alguma doença. Pode-se considerar que a amputação não é o fim, e sim o princípio de uma nova fase que, de um lado, mutilou a imagem corporal e, de outro, eliminou o perigo de perder a vida. (RAMOS, 1998)

Segundo o IBGE (2000), no Brasil cerca de 10% da população tem um tipo de deficiência. Dentre eles, os amputados abrangem aproximadamente 145.000.

As causas das amputações são:

Traumática: As amputações traumáticas ocorrem principalmente em pacientes adolescentes e jovens, sendo os mais expostos a acidentes de trabalho e de trânsito em consequência do avanço tecnológico. Como exemplo, mencionamos a violência no trânsito no estado de Santa Catarina (CENSO 2000), colocando o estado no topo do ranking nacional de mortos e feridos por acidentes de trânsito. A quantidade de catarinenses que não possuem algum membro ou parte deles subiu assustadoramente de 5.000 para 24.000 amputados em dez anos, tendo como principal causa os acidentes de trânsito envolvendo jovens e adolescentes motociclistas. A Organização das Nações Unidas estima que 600 milhões de pessoas no mundo apresentam alguma forma de deficiência. Entre as causas, os acidentes domésticos totalizam em 20 milhões por ano, e os acidentes de trânsito mais de 10 milhões por ano, resultando amputações, traumas cranianos, paraplegia e quadriplegia. A violência urbana também tem grande responsabilidade

neste quadro.

Congênita: O paciente já nasce com ausência de um membro ou parte dele, devendo ser realizada a amputação nos primeiros anos de vida (BOCCOLINI, 2000 ; CARVALHO, 1999).

Vasculares: Relatos mostram que o número de amputações realizadas aumenta a cada ano. Aproximadamente, 75% das amputações são em homens, sendo 85% de todas as amputações em membros inferiores (TOOMS , 1996). Este é o resultado de uma população com elevado índice de diabetes e doenças vasculares com incidência maior de perdas de membros, ocorrendo na faixa etária entre 50 a 75 anos. No Brasil, de acordo com os dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatístico (IBGE), cerca de 10% da população tem um tipo de deficiência física ou mental. Segundo o National Commission on Diabetes “5 a 15% dos diabéticos realizarão alguma forma de amputação no decorrer de suas vidas (LOPES, 1994)”.

Tumoral: Afetam principalmente crianças e adolescentes. Tem diminuído graças aos bons resultados obtidos com o diagnóstico precoce (CARVALHO, 1999).

Lesões Nervosas: A amputação, neste caso, é necessária quando há ocorrência de úlceras e infecções, fugindo do controle médico e tornando-se uma ameaça para a vida do paciente (TOOMS, 1996).

Lesões Térmicas: Podem ocorrer amputações tanto pelo calor como pelo frio. A amputação, neste tipo de indicação, pode ser realizada mais tardiamente, dependendo da extensão da destruição, das deformações ou da perda das funções que poderão ocorrer.

2.2 Níveis das Amputações

O nível de amputação de um membro corresponde à altura em que se corta o osso (SOUZA, 1973). É possível detectar qual é o melhor nível de amputação, através do processo patológico com base anatômica ou funcional do paciente. (FRIEDMANN, 1994).

A amputação realizada entre a articulação do joelho e a articulação do quadril, é

considerada de amputação transfemural. Na amputação transfemural, podemos dividir o coto em três partes:

- no terço proximal
- no terço médio
- no terço distal

2.3 Evolução das Próteses

A idéia do homem de substituir membros amputados por artefatos mecânicos, como mostram as figuras 2.1 e 2.2, vem de tempos remotos, sendo que a referência mais antiga data de 2300 A.C, quando arqueólogos russos descobriram um esqueleto de uma mulher com um pé artificial, onde a prótese era composta de um pé de cabra adaptado ao coto e o encaixe era feito com a própria pele do animal (CARVALHO, 1999).

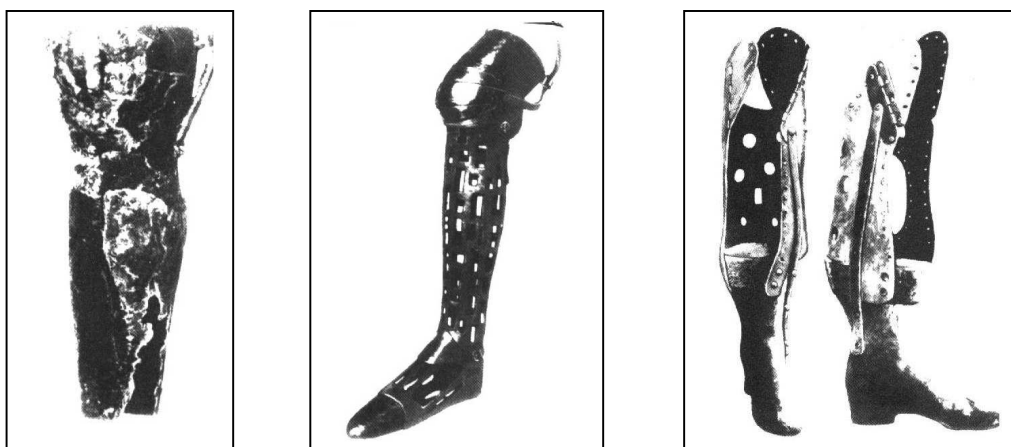


Fig. 2.1 Evolução das próteses de membros inferiores até o século XVI.

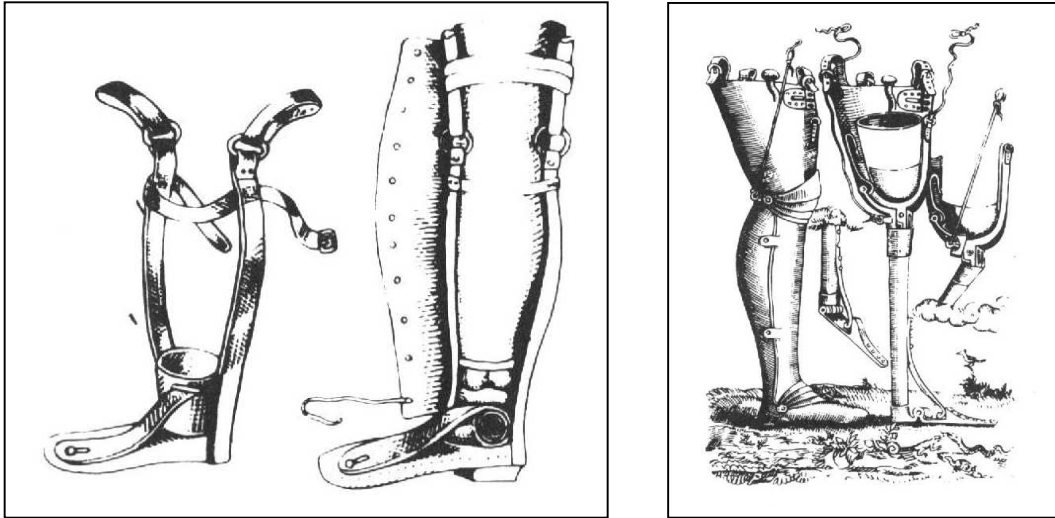


Fig. 2.2 Próteses de membros inferiores do século XVI com a 1ª articulação

- a) Perna artificial, 300 A.C;
- b) Perna estética do século XVI;
- c) Prótese para pernas do século XVI;
- d) Prótese para desarticulação do pé;
- e) Primeira perna articulada no século XVI.

2.4 Principais Aspectos Históricos da Biomecânica

➤ Galeno (130 – 201 D.C)

- Foi o primeiro em medicina desportiva
- Tentativa de explicação sobre o encurtamento das fibras

➤ **Da Vinci (1452 – 1519)**

- Mecânica do Movimento
- Todos os corpos vivos que se movimentam agem de acordo com as leis da ciência da mecânica, qualificada como sendo a mais nobre e útil.

➤ **Ambróise Pare (1510 – 1590)**



Ambróise Paré

- Cirurgião mais famoso do século XV
- Considerado o “Pai da cirurgia”
- Publicou trabalhos de anatomia, fisiologia e amputações
- Elaborou membros artificiais de ferro

➤ **Vesalius (Século XVI)**

- Começo da Anatomia Moderna (Estrutura do Corpo Humano)

➤ **Borelli (1608 – 1679)**

- Pai da Biomecânica

➤ **Galvani (1737 – 1798)**

- Conceitos da eletricidade na biologia



➤ **Irmãos Weber (1836)**

- Estudo da marcha humana a partir de leis mecânicas
- Estudos com cronofotografia

➤ **Marey (1882)**

- Pioneiro na cinematografia

➤ **Muybridge (1877)**

- Estudos fotográficos sobre padrões dos movimentos.

➤ **Du Bois Reymond & Duchenne (Séc. XIX)**

- Fundamentos da Eletromiografia

➤ **Bernstein (1940)**

- Biomecânica como ciência
- Coordenação do movimento

➤ **Donskoi (1969)**

- Princípios da Biomecânica
- Biomecânica dos Movimentos Corporais

2.5 Grupos das Próteses

As próteses podem ser divididas em dois grupos:

a) Exoesqueléticas: ou próteses convencionais, como mostra a figura 2.3. São confeccionadas em componentes de madeira ou plástico e podem ser utilizadas em todos os tipos de amputados. Possuem grande resistência, durabilidade e não apresentam estética muito agradável.



Figura 2.3 - Prótese convencional

b) Endoesqueléticas: ou próteses modulares, como mostra a figura 2.4, podem ser encontradas em aço, titânio ou alumínio. Seu acabamento final poderá ser feito conforme as medidas do membro não amputado. Do ponto de vista funcional, são consideradas superiores em

relação às próteses convencionais.



Figura 2.4 - Prótese Modular.

2.6 Situação Atual das Próteses

Atualmente, há próteses puramente mecânicas com diferentes sistemas de molas, travas auxiliares e impulsor mecânico como mostra a figura 2.5:

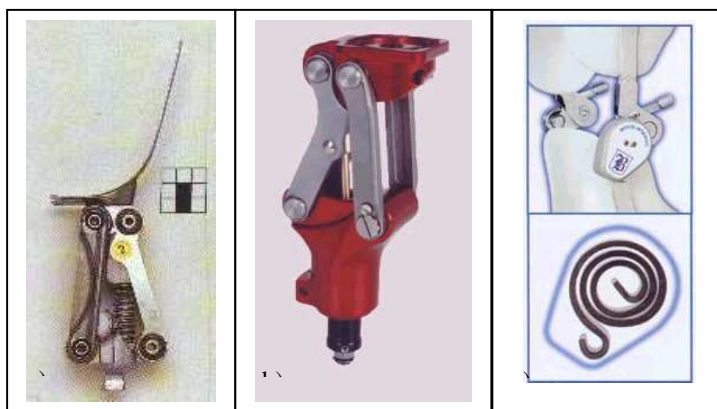


Fig. 2.5 - Próteses Mecânicas.

A figura 2.6, mostra alguns tipos de próteses hidráulicas e pneumáticas; que são:

a) Joelho Modular para desarticulação em titânio, policêntrico e com impulsor mecânico: utilizados em pacientes desarticulados de joelho, com um limite de peso de 100 kg e um grau de atividade moderado. Não é indicado para pacientes que necessitam de muita segurança durante a fase de apoio. Peso (peças em titânio) com haste para laminação (aço inox) aproximadamente 655 g.

b) Articulação de Joelho confeccionado em aço/alumínio: indicado na construção de próteses para desarticulação de joelho ou para cotos transfemurais longos com atividade moderada. Possui regulação do centro de rotação na posição estendida e impulsor embutido com amortecimento pneumático, fixação direta no tubo sem necessidade de adaptadores, e regulação de fricção no eixo.

c) Esta prótese absorve o choque, dissipando a força de impacto do chão. A resposta de carga da junta do joelho permite 18 graus de flexão durante a fase de apoio. O material utilizado pode ser de alumínio, aço inox ou titânio.

Estas próteses pneumáticas e as hidráulicas, são mais eficazes quanto à suavidade nos movimentos e segurança na fase de apoio, oferecendo uma marcha com maior uniformidade. Com isso, o custo é muito maior em relação às próteses mecânicas, tornando difícil o acesso às pessoas de baixa renda.

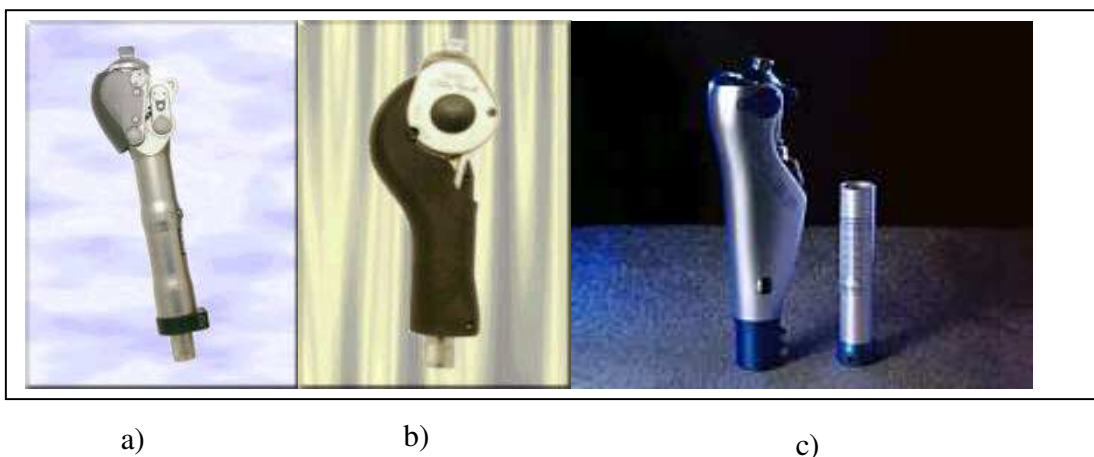
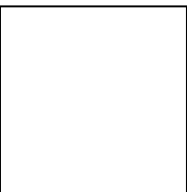


Fig. 2.6 Próteses Hidráulicas e Pneumáticas - Ottobock



Ainda à figura 2.6, seguem, abaixo, as características de uma prótese:

a) Alto conforto de uso, segurança e um controle de marcha simples são características fundamentais de uma prótese. A cadeia cinemática deste joelho policêntrico proporciona ótima segurança durante a fase de apoio. Os movimentos da fase de balanço são controlados através de um segmento dentado e uma unidade pneumática. A regulagem do impulsor, da resistência à flexão e da resistência à extensão, é simples. As principais vantagens desta articulação são: segurança ajustável, marcha harmônica, grande ângulo de flexão e peso reduzido.

b) O joelho modular possui um sistema hidráulico rotativo que proporciona segurança, uma marcha natural e um alto conforto de uso. O grau de segurança do sistema hidráulico, durante a fase de apoio, depende da carga exercida sobre a prótese. Um amortecedor hidráulico integrado proporciona um movimento mais natural ao final da extensão.

c) É uma prótese de última geração, cujas características assemelham-se àquelas de uma perna natural. É a primeira articulação de joelho hidráulica totalmente controlada por um microprocessador. Os sinais necessários para a segurança durante a fase de apoio e o controle da fase de balanço são fornecidos através de sensores eletrônicos.

No próximo capítulo, é descrita a cinemática e a dinâmica da marcha humana. O objetivo é mostrar os padrões nos movimentos do corpo humano, como também, as forças exercidas na região plantar (região do pé), durante a marcha humana. Esses dados serão utilizados para a construção da prótese.

Capítulo 3

Marcha Humana

3.1 Introdução

O corpo humano pode ser definido fisicamente como um sistema complexo de sistemas articulados em equilíbrio estático e dinâmico, onde o movimento é causado por forças internas e externas. A biomecânica é a ciência que descreve, analisa e modela os sistemas biológicos. Procura explicar como as formas de movimentos dos corpos de seres vivos acontecem na natureza a partir de padrões cinemáticos e dinâmicos (ZERNICKE, 1981). Proporciona grande interação entre áreas diversas que se aplicam ao estudo do movimento do corpo humano como a Educação Física, Medicina, Fisioterapia, Física e a Engenharia.

A marcha pode ser definida por movimentos integrados do corpo humano, como a maneira ou estilo de andar. São comportamentos cíclicos que permitem estabelecer critérios e objetivos para a distinção entre estrutura de movimentos normais e anormais (THELEN, 1986). Pode ser descrita como a simples ação de desequilibrar-se para frente repentinamente (PERRY, 1978)

O andar, principalmente, está entre os atos motores mais automatizados, em que a seqüência de eventos que geram o andar é altamente repetitiva, mesmo considerando diferentes pessoas. Tal regularidade permite que critérios sejam estabelecidos para descrição entre os padrões normais e patológicos, bem como as mudanças qualitativas causadas pelo desenvolvimento da pessoa.

As áreas utilizadas, como mostra a figura 3.1, para estudar as diversas formas de movimentos e forças, tem como área de estudo a cinemetria e a dinamometria (BAUMANN,

1995).

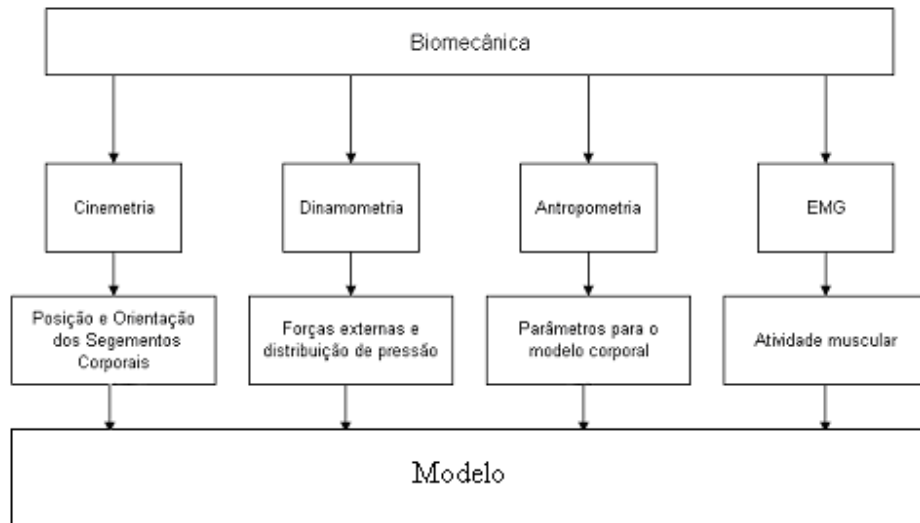


Fig 3.1 Áreas da Biomecânica (BAUMANN, 1995)

3.2 Cinemetria

É o conjunto de métodos que permitem a determinação da posição e orientação dos segmentos corporais, procurando medir os parâmetros cinemáticos do movimento como a posição, orientação, velocidade e a aceleração, como mostra a figura 3.2, com a seqüência de fotos da marcha humana.

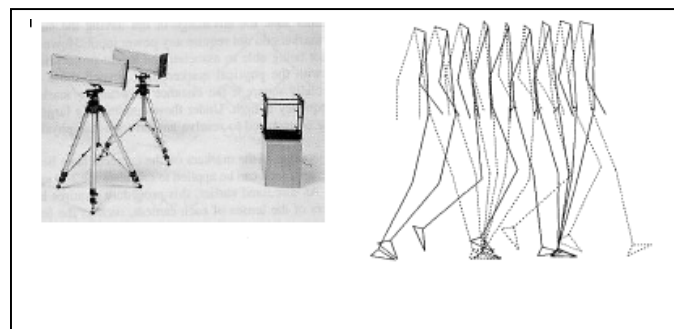


Fig. 3.2 Seqüência de Fotos da Marcha Humana.

Embora duas pessoas não se locomovem de maneira idêntica, existem algumas características universais que servem como base para a descrição cinemática e dinâmica da marcha. (WINTER, 1991). Após 100 anos de desenvolvimento de técnicas e métodos para análise dos movimentos da marcha humana, algumas ferramentas úteis foram apresentadas aos clínicos e biomecânicos.

Podemos atribuir aos estudos fotográficos de Marey e Muybridge, em 1870, como é mostrado na figura 3.3, o início da contribuição científica para a análise da marcha humana. A cinematografia predominou neste tipo de análise, por aproximadamente 100 anos, até quando sistemas ótico-eletrônicos foram introduzidos.

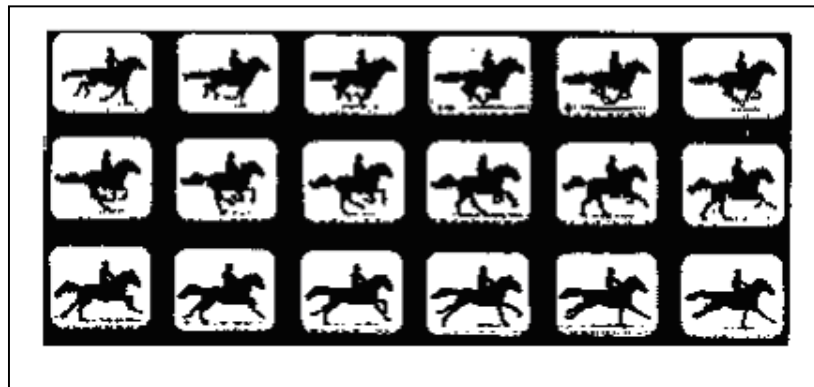


Fig. 3.3 - Cinematografia de Muybridge.

Os estudos científicos tentam encontrar padrões e identificar parâmetros relevantes para a marcha humana. Alguns desses parâmetros importantes são: o desvio de posturas corporais, ângulos articulares, velocidade de locomoção e o número de passos por unidade de tempo. Tudo isso traduz a qualidade da marcha. No entanto, a análise da marcha referente à variável distância tempo, tem como grande influência alguns fatores, como: idade, altura, peso, sexo, nível de compreensão e o tipo de calçado utilizado.

Tradicionalmente, o início da marcha é quando o calcanhar toca no solo, como mostra a figura 3.4.



Fig. 3.4 – Início da Marcha.

Um ciclo completo da marcha é composto da fase de apoio e da fase de balanço e é determinado por dois contatos consecutivos do mesmo calcanhar com o solo. O intervalo de tempo entre os dois contatos do calcanhar, no solo, é a duração do ciclo da marcha como mostra a figura 3.5.

O intervalo de tempo, entre o contato inicial do calcanhar e a perda de contato do mesmo com o solo, é considerada a fase de apoio. A distância percorrida, neste intervalo, é considerada como passada, como mostra a figura 3.6.

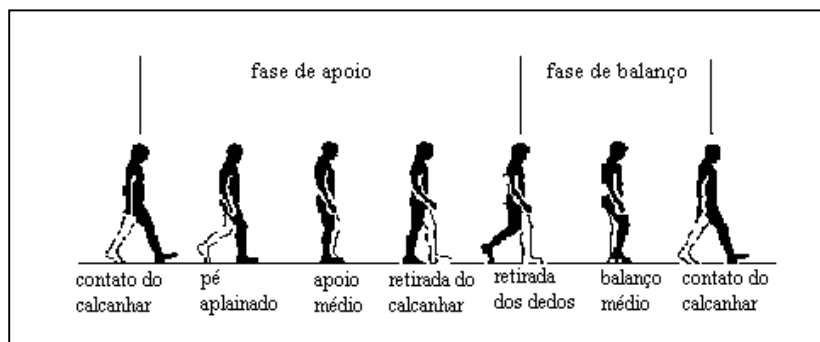


Fig. 3.5 Fases da Marcha.

Alguns parâmetros cinemáticos podem ser analisados, se considerarmos o ciclo da marcha: a cadência, o comprimento do passo, a velocidade, a base do andar, o ângulo de entrada e saída do pé e a duração na fase de apoio.

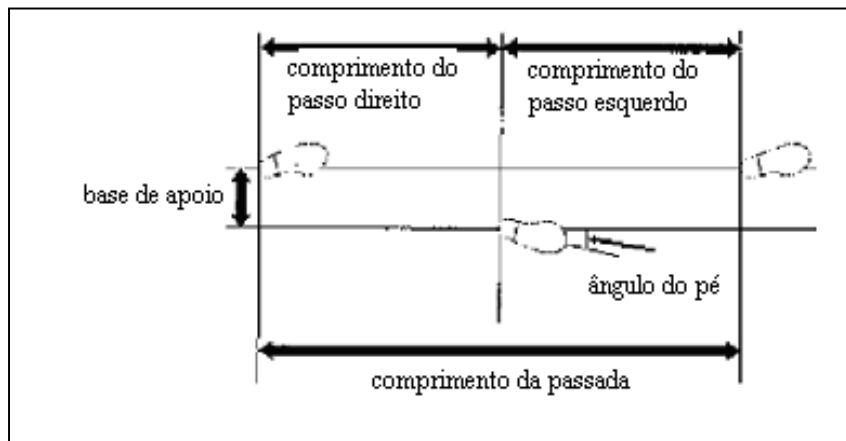


Fig. 3.6 – Ângulo da Passada.

A figura 3.7 descreve o deslocamento angular das articulações do membro inferior que compõe o ciclo da marcha. Tem-se constante deslocamento da linha de gravidade, durante a fase da marcha à frente da articulação do tornozelo, tendendo a desequilibrar o corpo para frente, fazendo com que o sistema neuromuscular restabeleça o equilíbrio.

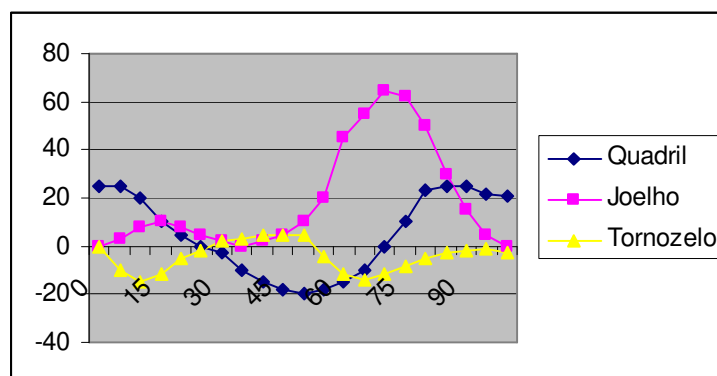


Fig 3.7 – Ângulos Articulares Durante a Marcha Humana.

Podemos demonstrar, através das figuras 3.8 à 3.13, as diferentes fases da marcha, com uma prótese de joelho existente no mercado.



Fig. 3.8 – Início da Marcha



Fig. 3.9 – Pé Aplainado



Fig. 3.10 – Médio Apoio



Fig. 3.11 – Retirada do Calcanhar



Fig. 3.12 – Retirada dos Dedos



Fig. 3.13 – Fase de Balanço

Durante a fase da marcha, quanto ao movimento da articulação do joelho, ocorrem dois ciclos:

- Flexão – o dobramento da perna ao andar como mostra a figura 3.14.



Fig. 3.14 – Flexão do Joelho.

- Extensão – a perna se estende ao andar, como mostra a figura 3.15.



Fig. 3.15 – Extensão do Joelho.

Ocorrendo o primeiro golpe do calcanhar no solo, há uma pequena flexão do joelho de aproximadamente 15° , amortizando com isso o impacto no solo. Após essa pequena flexão, o joelho volta a estender-se, até a próxima flexão no início da fase de balanço.

Aspectos importantes no estudo da cinemática da marcha (PERRY, 1992):

- Velocidade da marcha: velocidade média dos adultos entre 20 a 80 anos é de aproximadamente de 4,8 Km/h (homens e mulheres)
- Comprimento da passada: média de 1,6 m, incluindo dois passos
- Cadência: média de 113 passos/min

Entretanto, cada indivíduo tem um padrão de marcha que representa uma maneira de deslocamento no ambiente, com mínimo esforço físico e estabilidade adequada (PERRY, 1978).

3.3 Dinamometria

Abrange todos os tipos de medidas de força e pressão. As forças externas transmitidas entre o corpo e o ambiente são conhecidas como força de reação. Para interpretar o movimento

humano, podemos salientar a Lei da Conservação de Energia. Existem várias combinações de forças musculares e momentos de força nas articulações que produzem um padrão cinemático do movimento. Dessa forma, entendemos a alta flexibilidade e adaptabilidade do sistema neuromuscular. A figura 3.16 mostra a trajetória do centro de aplicação da pressão durante o andar, passando ligeiramente em relação à linha média do calcanhar e ao longo da borda medial do pé.

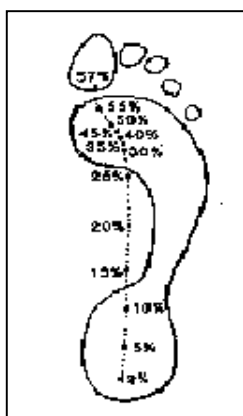


Fig. 3.16 – Aplicação da Força no Pé.

A aplicação das forças progride sucessivamente em direção à cabeça do 2º metatarso, deslocando-se medialmente por baixo da 1ª cabeça metatarsiana, progredindo rapidamente ao longo do hálux, conforme demonstra a figura 3.17.



Fig. 3.17 - Apoio do Pé Durante o Andar.

Pode-se observar que, após o toque do calcanhar no solo, o meio-pé tem uma discreta participação na marcha em cerca de 70% dos indivíduos, seguido de um apoio importante da região do antepé, proporcionando a fase de propulsão do corpo à frente (VILADOT, 1989).

3.4 Força de Reação do Solo

A força de reação do solo é uma das grandezas mais importantes na análise do movimento. É a soma algébrica da aceleração da massa dos segmentos corporais, resultando no total de todas as forças musculares e gravitacionais, procurando descrever indicadores do comportamento das variáveis dinâmicas que atuam a cada instante durante a fase de apoio (WINTER, 1994). Estas variáveis mostram um padrão constante e repetitivo independente das condições do solo, idade, ou velocidade da marcha. Este padrão, como mostra a figura 3.18, em sua forma geral é constante e regular, apresentando determinadas características que podem ser alteradas devido às condições ambientais ou patológicas.



Fig. 3.18 – Força Reação do Solo
Durante a Fase da Marcha.

A curva apresenta, no primeiro pico no início da fase de apoio, a força máxima vertical referente ao toque do calcanhar no solo, que ocorre durante um tempo muito pequeno. No segundo pico, refere-se à propulsão do antepé à frente, correspondente ao final da fase de apoio. Os valores desses picos variam entre 0,5 e 1,5 vezes do peso corporal, tendo também dependência com relação à velocidade do movimento. (SIMON et al. 1981).

3.5 Potência e Energia

Um dos indicadores da eficiência do movimento humano usualmente calculado, é o gasto de energia metabólica quantificado pelo consumo de oxigênio durante os experimentos de ergoespirometria.

O cálculo da energia metabólica consumida geralmente quantificada pelo consumo de oxigênio, é um dos indicadores da eficiência do movimento. Podemos determinar o gasto de absorção de energia mecânica, através do cálculo estimado de trabalho externo durante a marcha.

A ergoespirometria é um exame de grande aplicação prática tanto para o atleta como para os praticantes de atividade física não competitiva.

O teste ergoespirométrico possibilita determinar variáveis respiratórias, metabólicas e cardiovasculares pela medida das trocas gasosas pulmonares durante o exercício e a expressão dos índices de avaliação funcional.

O consumo máximo de oxigênio pode ser definido como o maior volume de oxigênio por unidade de tempo que um indivíduo consegue captar respirando ar atmosférico durante o exercício (HILL & LUPTON, 1923).

A monitoração do treinamento torna-se um procedimento individualizado, na medida em que são utilizadas a velocidade e a frequência cardíaca para indicação e diagnóstico do treinamento. A utilização prática da ergoespirometria como mostra a figura 3.19, permitiu um saldo de qualidade no método da avaliação e do treinamento esportivo de atletas (TAMBEIRO, 2001).



Fig. 3.19 - Teste Ergométrico.

3.6 Eletromiografia – EMG

A eletromiografia é o registro das atividades elétricas associadas às contrações musculares, identificando o estímulo neural para o sistema muscular, como ilustra a figura 3.20.

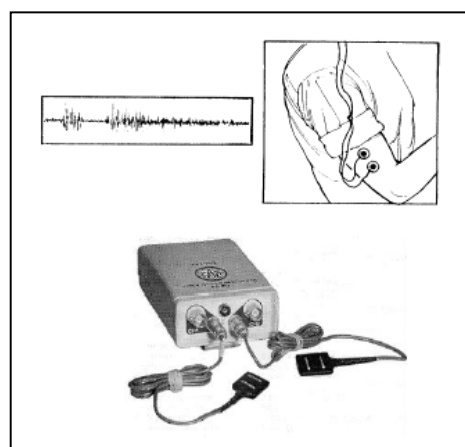


Fig 3.20 – Eletromiografia.

As ações musculares são importantes para que a tarefa locomotora seja realizada com eficiência. Mas não só a força, mas também o tempo certo desta ação, deve ser otimizado para a boa execução da marcha. A eletromiografia pode obter a atividade elétrica gerada pelo músculo, analisando a participação dos músculos na atividade selecionada.

A cada fase do andar, realiza-se uma série de funções músculo-esqueléticas, combinadas de acordo com os objetivos específicos de progressão, que, em conjunto, podem ser:

- Sustentação da parte superior do corpo.
- Manutenção da postura ereta e equilíbrio do corpo.
- Controle da trajetória do pé, garantindo uma passagem segura sobre o chão.
- Geração da energia mecânica para manter a velocidade e o deslocamento.
- Absorção de energia para estabilidade ou redução da velocidade de deslocamento.

Como condição ideal, deveriam ser analisados os 47 músculos, durante a locomoção, envolvidos no segmento inferior. Por ser um trabalho difícil, são selecionados alguns músculos num total de 28, considerados os mais importantes para esta função.

O próximo capítulo aborda a hidráulica como uma das técnicas utilizadas na automação. Considerando que a prótese utiliza a hidráulica como energia, é necessário o estudo dos conceitos e características desta técnica.

Capítulo 4

Hidráulica na Automação

4.1 Introdução

Na automação, podemos representar as funções executadas pelos componentes, através da cadeia de comando como mostra a figura 4.1:



Figura 4.1 - Cadeia de Comando.

Na prótese, a cadeia de comando será representada da forma como mostra a figura 4.2.

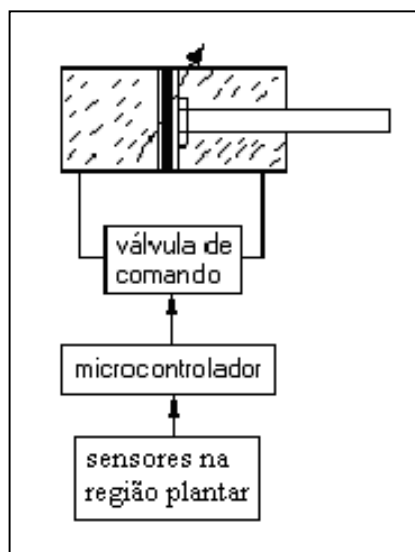


Figura 4.2 – Elementos da Prótese.

Onde:

- Elementos de Entrada: sensores na região plantar
- Processamento de Sinais: microcontrolador
- Conversores de Sinais: eletroválvula hidráulica
- Elementos de Saída: atuador hidráulico retilíneo

A informação enviada pelos sensores, distribuídos na região plantar, indica em que fase a marcha humana está. O microcontrolador receberá essa informação, processando-a de acordo com um programa lógico elaborado em função da marcha humana. Esta informação, processada pelo microcontrolador, será enviada para a eletroválvula hidráulica que, através de um motor de passo, acionará a parte mecânica da eletroválvula, fazendo-a abrir ou fechar de forma integral ou parcial. Com a abertura ou fechamento da eletroválvula hidráulica, o atuador hidráulico, que é o responsável pelo trabalho final da prótese, irá avançar, recuar ou efetuar paradas intermediárias, de acordo com a fase da marcha humana.

4.2 Tecnologias de Atuadores

Para geração de forças, movimentos e sinais, existem tecnologias utilizadas dentro do contexto da automação como a mecânica, a eletricidade, a pneumática e a hidráulica. Cada tecnologia tem suas próprias aplicações e características. Em função disso, podemos utilizar, em um mesmo circuito, uma ou mais técnicas de acordo com as vantagens e desvantagens de cada uma. A tabela 4.1 mostra algumas características para cada técnica utilizada na automação industrial.

Tabela 4.1 – Comparação dos Diferentes Atuadores. (Rexroth, 1991)

	Eletricidade	Hidráulica	Pneumática
Vazamentos	Não há.	Existe com risco de contaminação.	Existe sem risco de contaminação
Influências Ambientais	Risco de curto circuito, sobre cargas e conseqüentemente a incêndio. Insensível à temperatura.	Sensível em função da temperatura	Resistente à explosão, insensível à temperatura.
Reserva de energia	Em pequenas quantidades – baterias	Limitada com ajuda de gases	Fácil
Transmissão de energia	Limitada, com perda.	Velocidade do fluxo limitada	Velocidade do fluxo (>100 m

		(>100 m, v= 2 a 6m/s)	v=20 a 40 m/s).
Velocidade de operação	Limitado no trabalho retilíneo	V = 0,5 m/s retilíneo	V = 1,5 m/s retilíneo
Força	Força alta	Proteção contra sobre-carga. Forças elevadas podem ser geradas F<3000 KN a 600 bar de pressão. Em função do limite da pressão, não são executados trabalhos acima do limite.	Proteção contra sobre-carga. Forças limitadas por pressão F<30 KN a 6 bar de pressão. Em função do limite da pressão, não são executados trabalhos acima do limite.
Precisão	Precisão para +- 1µm é fácil de atingir	Precisão de +- 1µm.	Sem mudança de carga precisão de 1/10 mm.

Considerando as vantagens da hidráulica como a força, boa precisão, suavidade nos movimentos, adotou-se a hidráulica como meio de transmissão de energia da prótese do membro inferior.

4.3 Hidráulica

4.3.1 Conceitos

A palavra hidráulica é derivada da raiz grega “Hidro”, que significa água e por isso, todas as leis e comportamentos são relativos à água. Hoje, entende-se por hidráulica a transmissão e o controle de forças e movimentos por meio de fluidos. É a ciência que estuda os líquidos em escoamento e sob pressão. Os fluidos mais utilizados como meio de transmissão são: óleo mineral, fluidos sintéticos, água e emulsão água-óleo.

4.3.2 Aplicações na Medicina

Além das aplicações em equipamentos industriais, como na construção civil, siderúrgica, dispositivos de transporte, temos também aplicações voltadas na área médica, como mostram as figuras 4.3 à 4.7.



4.3 – Prótese Hidráulica Retilínea. (Endolite)



Fig. 4.4 – Prótese Hidráulica Giratória. (Ottobock)



Fig. 4.4 – Maca Hidráulica



Fig. 4.5 – Maca Hidráulica



Fig. 4.6 – Elevador Hidráulico
para Macas.



Fig. 4.7 – Ônibus com Elevador
Hidráulico para Deficientes.

4.3.3 Hidrostática

Ciência que trata dos líquidos estáticos e sob pressão (teoria das condições de equilíbrio dos fluidos). A atuação da força sobre um fluido, em estado de repouso, converge para todas as direções dentro deste mesmo fluido, como mostra a figura 4.8 .

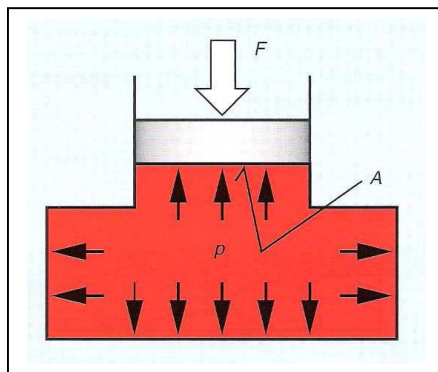


Fig. 4.8 Lei de Pascal. (Rexroth, 1991)

A intensidade da pressão do fluido é igual à força-peso, de acordo com o tamanho da área de atuação. A pressão atua em sentido perpendicular sobre as paredes do recipiente, igualmente para todos os lados. Desprezando a pressão da gravidade, a pressão em todos os pontos torna-se igual (Rexroth, 1991).

Considerando que a pressão avança igualmente para todos os pontos, independentemente do formato do recipiente, podemos trabalhar com a pressão hidrostática, proporcionando aumento de forças como mostra a figura 4.9.

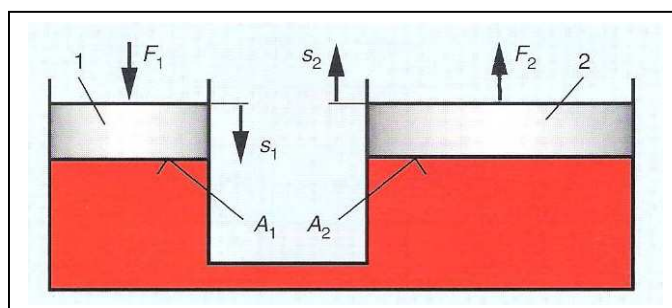


Fig. 4.9 Multiplicação de Forças.

A força F_1 atuando na área A_1 resulta em uma pressão interna no líquido:

$$p = F_1 / A_1 \quad (4.1)$$

onde:

p = pressão

F_1 = força

A_1 = área de atuação da pressão

A pressão p atua sobre cada ponto interno do recipiente como também sobre a área A_2 e com isso, a força F_2 é igual a:

$$F_2 = p \cdot A_2 \quad (4.2)$$

O aumento da força F_2 é proporcional ao aumento da área A_2 em relação à área A_1 , porém a desvantagem desse sistema é que se perde deslocamento.

Temos então:

$$F_1 / A_1 = F_2 / A_2 \quad (4.3)$$

ou

$$F_2 / F_1 = A_2 / A_1$$

Podemos obter também com a hidrostática, aumento de pressão através de dois êmbolos diferentes interligados por uma haste, como mostra a figura 4.10:

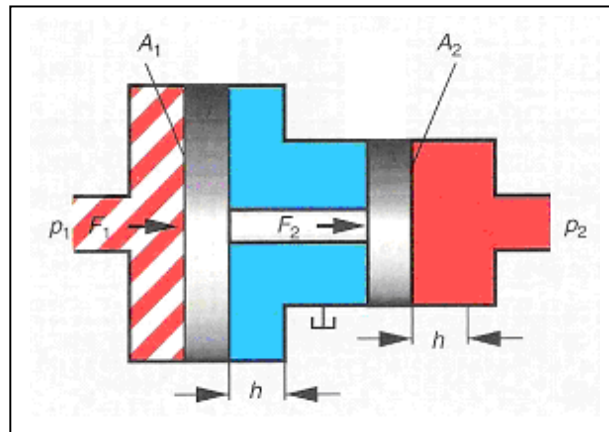


Fig. 4.10 Multiplicação de Pressão.

A área A_1 é submetida a uma pressão p_1 que resulta em uma força F_2 . A força F_2 é transmitida pela haste sobre a área A_2 , gerando uma pressão p_2 e assim temos:

$$F_1 = F_2$$

então

$$p_1 \cdot A_1 = p_2 \cdot A_2$$

Ou

$$p_1 / p_2 = A_2 / A_1 \tag{4.4}$$

Onde a multiplicação da pressão é inversamente proporcional à relação das áreas.

4.3.4 Hidrodinâmica

Ciência que estuda os líquidos em movimentos (teoria da vazão). Para a hidrodinâmica, existem aspectos importantes e leis para a vazão ideal.

A energia hidráulica é transmitida com determinadas perdas. A quantidade de energia perdida por atrito depende do comprimento da tubulação, rugosidade interna da tubulação, número de derivações e curvas, diâmetro do tubo e a velocidade do fluxo.

O tipo de fluxo (laminar ou turbulento) como mostram as figuras 4.11 e 4.12, depende do diâmetro da tubulação e a velocidade do fluxo.

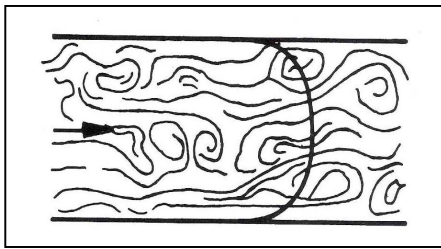


Fig. 4.11 - Fluxo Turbulento

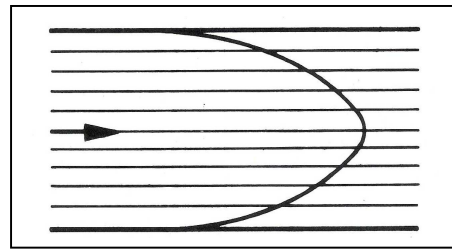


Fig. 4.12 - Fluxo Laminar

4.3.4.1 Leis da Vazão

Dentro de uma tubulação com diferentes secções transversais, ocorrem volumes iguais no decorrer do tempo. Isto significa que a velocidade do fluido se altera em pontos mais estreitos, como mostra a figura 4.13. A função velocidade dá idéia da rapidez com que uma massa varia sua posição com o passar do tempo. Em toda a extensão da tubulação, a vazão Q é igual, portanto,

$$Q_1 = Q_2$$

Onde a velocidade escalar média é calculada como:

$$V_m = \Delta s / \Delta t = (s_2 - s_1) / (t_2 - t_1) \quad (4.5)$$

A velocidade fornecida por um instrumento é conhecida como velocidade instantânea, pois o Δt é tão pequeno que tende a zero. Assim, define-se matematicamente a velocidade instantânea como:

$$\lim_{\Delta t \rightarrow 0} \Delta s / \Delta t$$

$$\Delta t \rightarrow 0$$

sendo as vazões iguais então:

$$Q_1 = A_1 \cdot v_1 = Q_2 = A_2 \cdot v_2 \quad (4.6)$$

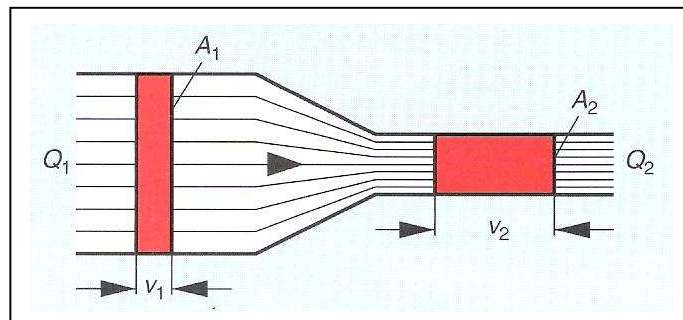


Fig. 4.13 Velocidade do Fluxo

A vazão “Q” é o quociente entre o volume do fluido “V” e o tempo “t”.

$$Q = V / t \quad (4.7)$$

Sendo que o volume do fluido é igual ao produto entre a área “A” e o comprimento “s”

$$Q = A \cdot s \quad (4.8)$$

Substituindo “V” por “A . s”, temos:

$$Q = A \cdot s / t \quad (4.9)$$

4.3.4.2 Número de Reynolds

Em 1883, o cientista Osborne Reynolds, analisou forças de inércia, viscosidades e as velocidades de fluidos em escoamento em tubos lineares com seção constante.

Esta relação foi dada pela seguinte relação para condutos de seções circulares, como mostra a expressão abaixo:

$$Re = v \cdot d / \nu \quad (4.10)$$

Onde:

v = velocidade do fluxo (m/s)

d = diâmetro do tubo (m)

ν = viscosidade cinemática (m²/s)

Re = número de Reynolds (adimensional)

A tabela 4.2 mostra as faixas do Re , para cada tipo de escoamento.

Tabela 4.2 - Escoamentos

Limites de Escoamento	
Escoamento Linear	$Re < 2000$
Escoamento Indeterminado	$2000 < Re < 2300$
Escoamento Turbulento	$Re > 2300$

4.3.4.3 Velocidades do Fluido

Para que se obtenha menor perda de carga, garantindo um regime laminar do fluido, são aplicados alguns critérios empíricos. Um desses critérios é o da velocidade, supondo as seguintes condições:

- Comprimento da tubulação
- Diâmetro da Tubulação
- Vazões compreendidas entre 20 a 200 l/min
- Pequenas variações na temperatura

Com essas condições obedecidas, as velocidades recomendadas, de acordo com a tabela 4.3, são as que seguem:

Tabela 4.3 – Pressão x Velocidade (Fialho, 2002).

Tubulação	Pressão (bar)				Velocidade (cm/s)
	20	50	100	>200	
Tubulação de Pressão	300	400	500	600	
Tubulação de Retorno	300				
Tubulação de Sucção	100				

Pode-se obter valores de velocidades intermediários da tabela, utilizando-se da seguinte expressão:

$$\text{Veloc} = 121,65 \cdot p^{(1/3,3)} \quad (4.11)$$

Onde:

p = pressão (bar)

121,65 = constante

4.3.5 Diâmetro da Tubulação

Para obter o diâmetro mínimo necessário na tubulação, utiliza-se a seguinte expressão:

$$dt = \sqrt{\frac{Q}{0,015 \cdot \pi \cdot v}} \quad (4.12)$$

Em que:

- Q = Vazão máxima do sistema [l/min]
- v = Velocidade recomenda para a tubulação [cm/s]
- dt = Diâmetro interno do tubo [cm]
- 0,015 = Fator de Conversão

4.3.6 Perdas por Atrito

A energia hidráulica, ao passar por uma determinada tubulação, apresenta perdas de carga. Pelas próprias paredes da tubulação e entre as partículas do próprio fluido, ocorrem atritos que geram calor. A energia hidráulica é transformada em calor, ocorrendo perda de energia, dada em pressão. A perda de pressão ou diferença de pressão vem indicada por Δp , como mostra a figura 4.14 (Rexroth, 1991).

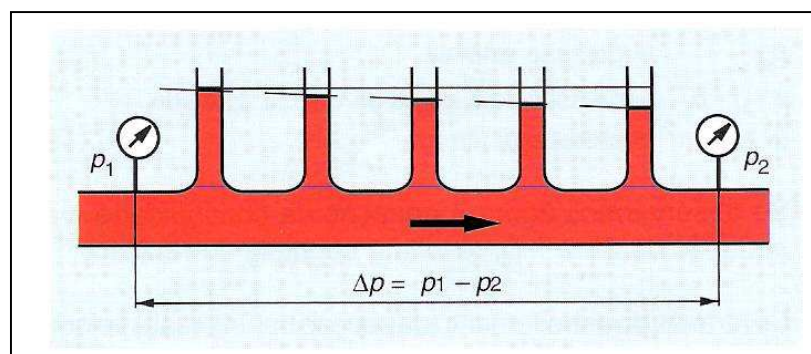


Fig. 4.14 Perdas de Pressão por Atrito.

As perdas por atrito em uma tubulação dependem de:

- Comprimento da tubulação
- Seção da tubulação
- Rugosidade interna do tubo
- Vazão
- Viscosidade do fluido

As perdas de carga de uma linha de pressão de um circuito hidráulico apresentam-se de duas formas:

- Perda de carga distribuída
 - É o atrito resultante do deslizamento das camadas do fluido durante o seu deslocamento como mostra a figura 4.15.

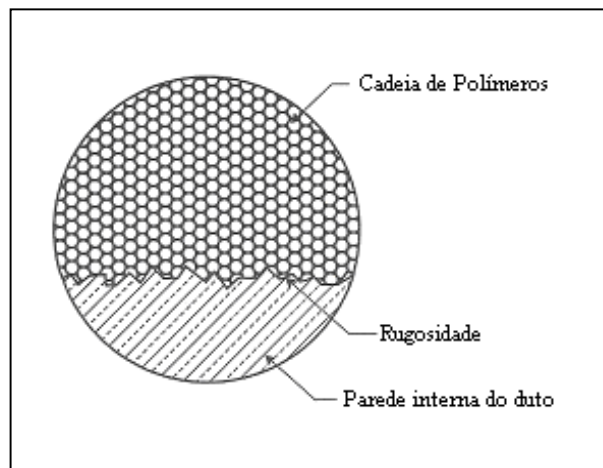


Fig. 4.15 – Óleo Ampliado

➤ Perda de carga localizada

- É provocada por singularidades que venham a aparecer em determinados pontos de uma tubulação. São exemplos de singularidades: todos os tipos de conexões, luvas, curvas, registros, etc, como mostra a figura 4.16.

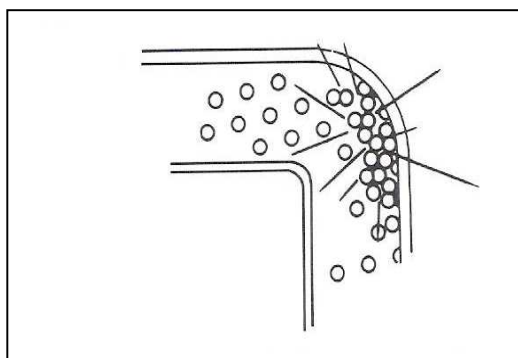


Fig. 4.16 – Atritos em Singularidades

4.3.7 Fator de Atrito

É devido à temperatura do fluido e à rugosidade interna da tubulação. Quanto maior for a rugosidade interna da tubulação, maior dificuldade terá o fluido de escoar.

A tabela 4.4 apresenta três expressões para obtenção do fator de atrito, conforme o tipo de tubulação e temperatura ambiente.

Tabela 4.4 – Atritos nas Tubulações.

$\Psi =$	$\frac{64}{Re}$	Para tubos rígidos e temperatura constante.
	$\frac{75}{Re}$	Para tubos rígidos e temperatura variável ou para tubos flexíveis e temperatura constante.
	$\frac{90}{Re}$	Para tubos flexíveis e temperatura variável.

A equação para obtenção das perdas de carga distribuída e localizada em uma tubulação com conexões é dada por:

$$\Delta P = \psi \cdot \frac{5 \cdot L_t \cdot \rho \cdot v^2}{dt \cdot 10^{10}} \quad (4.13)$$

Em que:

- ψ = Fator de atrito
- ρ = Massa espec. do fluido em $[\text{kg/m}^3]$ (é igual a 881,1 para o óleo SAE-10)
- v = Velocidade de escoamento do fluido recomendada $[\text{cm/s}]$
- dt = Diâmetro interno do tubo comercial $[\text{cm}]$
- $L_t = L_1 + L_2$ = Comprimento total da tubulação $[\text{cm}]$
 - L_1 = Comprimento da tubulação retilínea $[\text{cm}]$
 - L_2 = Comprimento equivalente das singularidades $[\text{cm}]$
- ΔP = Perda de carga na tubulação (distribuída + localizada) $[\text{bar}]$
- $\frac{5}{10^{10}}$ = Fator de Conversão

4.3.8 Perda Térmica

É a perda térmica gerada em um sistema hidráulico, caracterizada pela perda de potência, vista pela taxa de calor gerada. Essa taxa de calor propaga-se pela tubulação do sistema, elevando a temperatura do fluido em movimento e é conhecida por:

$$q = 1,434 \cdot \Delta p \cdot Q \quad (4.14)$$

q = perda térmica (Kcal/h)

Δp = perda de carga

Q = vazão no sistema

1,434 = fator de conversão

4.4 Hidráulica Proporcional

4.4.1 Introdução

O desenvolvimento da técnica de movimento e comando hidráulico foi influenciado pela eletrotécnica e eletrônica, mudando as concepções das máquinas e instalações de acionamentos hidráulicos. Os atuadores hidráulicos, apesar da alta potência, requerem pequeno peso e espaço físico em sua montagem, comparado com os componentes semelhantes de outros sistemas. Na história do desenvolvimento, primeiro surgiram as válvulas de comando direto com função on/off (aberta/fechada). Mais tarde, com a necessidade da indústria da aviação e com o surgimento dos aviões a jato, passou-se a utilizar servo-válvulas ou válvulas de ação permanente com função linear. Para a utilização industrial, essas válvulas eram de alto custo e muito sensíveis, sendo utilizadas em casos de muita necessidade onde a hidráulica convencional não era suficiente. Com a grande diferença de preço e técnica entre as válvulas de comando e as servo-válvulas, desenvolveu-se um grupo de válvulas intermediárias, denominada de válvulas proporcionais, pertencendo também ao grupo de válvulas contínuas. O significado da Tecnologia das Válvulas Proporcionais é, em síntese, um sinal elétrico de entrada (normalmente tensão de 0 a 9 V), transformado por um amplificador eletrônico em uma corrente elétrica. Por exemplo, $1\text{mA} = 1\text{mV}$.

4.4.2 Vantagens

As vantagens das válvulas proporcionais com relação às válvulas com comutação manual ou elétrica são mostradas na tabela 4.5.

Tabela 4.5 – Características da Hidráulica Proporcional.

Ajustes das Válvulas	➤ Infinitos ajustes de vazão e pressão mediante sinal elétrico de entrada ➤ Ajuste automático de vazão e pressão, durante o funcionamento do equipamento.
Efeito nos Atuadores (ajuste infinito, preciso e automático)	➤ Força ou torque ➤ Aceleração ➤ Velocidade ➤ Posição ou ângulo de rotação
Efeito no consumo de Energia	➤ Pode ser reduzido graças ao controle de consumo e demanda de pressão
Simplificação de circuitos	➤ As válvulas proporcionais podem substituir uma série de válvulas como as direcionais e as reguladoras de fluxo

Para demonstrar as vantagens da hidráulica proporcional, serão comparados três exemplos:

- Circuito com válvulas acionadas manualmente
- Circuito com válvulas acionadas eletricamente
- Circuito com válvulas proporcionais

O controle da vazão e do sentido poderá ser feito mediante o acionamento manual da

alavanca de forma gradativa da válvula direcional. A pressão máxima no circuito também é regulada manualmente mediante uma manopla na válvula limitadora de pressão, como mostra a figura 4.17.

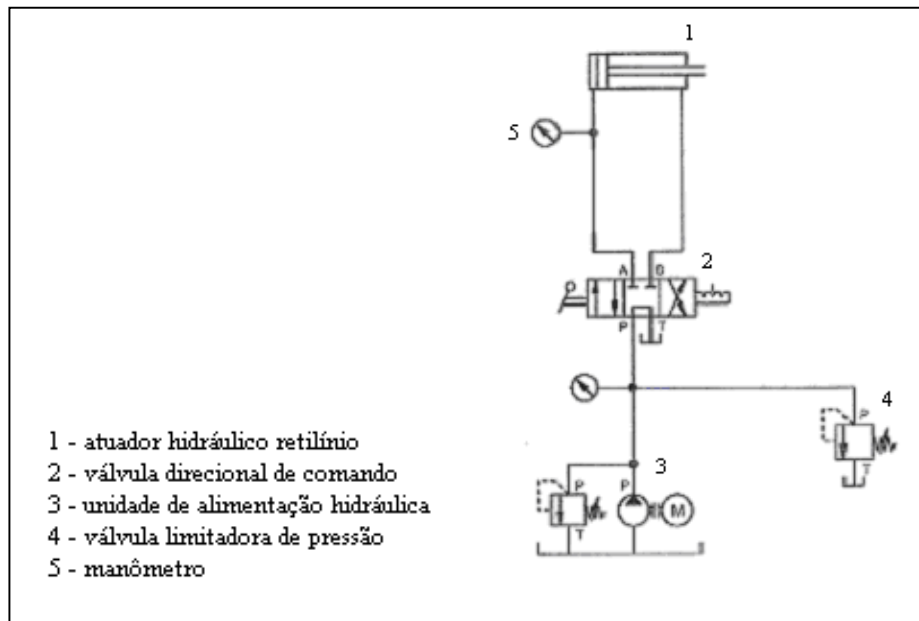


Fig. 4.17 Circuito Hidráulico.

Através do acionamento da alavanca da válvula direcional de comando, o atuador hidráulico avança com velocidade de acordo com a intensidade da abertura da válvula direcional. Essa abertura pode ser feita proporcionalmente, de acordo com o posicionamento da alavanca. De acordo com o posicionamento da abertura manual da válvula, obtêm-se fluxos proporcionais a essa abertura. Essa é uma forma simples e de baixo custo para ter um controle proporcional do fluxo e da velocidade do atuador hidráulico.

No controle manual, também temos a válvula limitadora de pressão que, variando a manopla, podemos ter no circuito hidráulico pressões máximas, proporcionais aos valores regulados nesta válvula. Essa é uma forma também simples e de baixo custo, de obter variações

de pressão no circuito.

Um exemplo para que um atuador hidráulico, utilizando a hidráulica convencional, tenha várias velocidades durante seu movimento (aceleração/desaceleração), é fazer combinações com várias eletroválvulas direcionais e válvulas de fluxo, como mostra a figura 4.18.

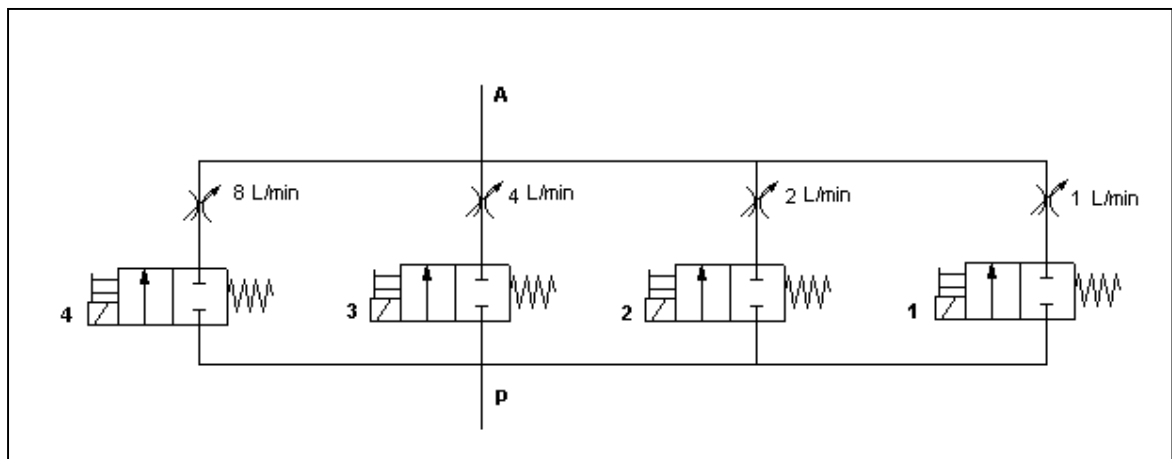


Fig. 4.18 Hidráulica Convencional. Controle de Vazão.

Havendo necessidade, em um circuito hidráulico convencional, de ter pressões diferentes, pode-se utilizar no lugar da válvula reguladora de fluxo, a válvula limitadora de pressão.

A tabela 4.6 mostra as diferentes vazões, de acordo com as combinações dos acionamentos dos solenóides e conforme a regulação das válvulas de fluxo.

Tabela 4.6 - Progressão da Vazão

Solenóides				Vazão
4	3	2	1	
0	0	0	0	0
0	0	0	1	1
0	0	1	0	2
0	0	1	1	3
0	1	0	0	4
0	1	0	1	5
0	1	1	0	6
0	1	1	1	7
1	0	0	0	8
1	0	0	1	9
1	0	1	0	10
1	0	1	1	11
1	1	0	0	12
1	1	0	1	13
1	1	1	0	14
1	1	1	1	15

Com todos esses elementos hidráulicos, o custo torna-se muito elevado, o tamanho físico do circuito fica muito grande e, durante as comutações das válvulas direcionais, as mudanças das vazões não são suaves.

Em substituição ao circuito acima, podemos utilizar uma única válvula proporcional direcional como mostra a figura 4.19 que, além de influenciar na direção do fluxo, também influencia no controle da vazão. Pode-se também controlar o tempo de mudança de um valor a outro valor em função do tempo, obtendo mudanças mais suaves.

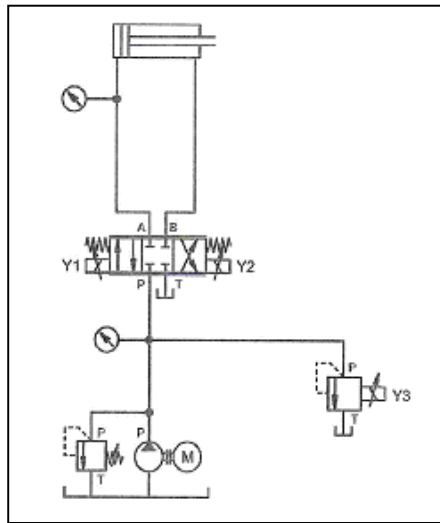


Fig. 4.19 - Circuito Hidráulico com Válvula Proporcional.

4.4.3 Funcionamento

A cadeia de comando da hidráulica proporcional resume-se em:

- Amplificador de sinais
- Solenóide proporcional
- Válvulas direcionais, fluxo ou pressão
- Consumidor hidráulico

A figura 4.20 ilustra esta cadeia de comando da hidráulica proporcional, desde a entrada das informações dos sensores, até a saída da informação para os atuadores.

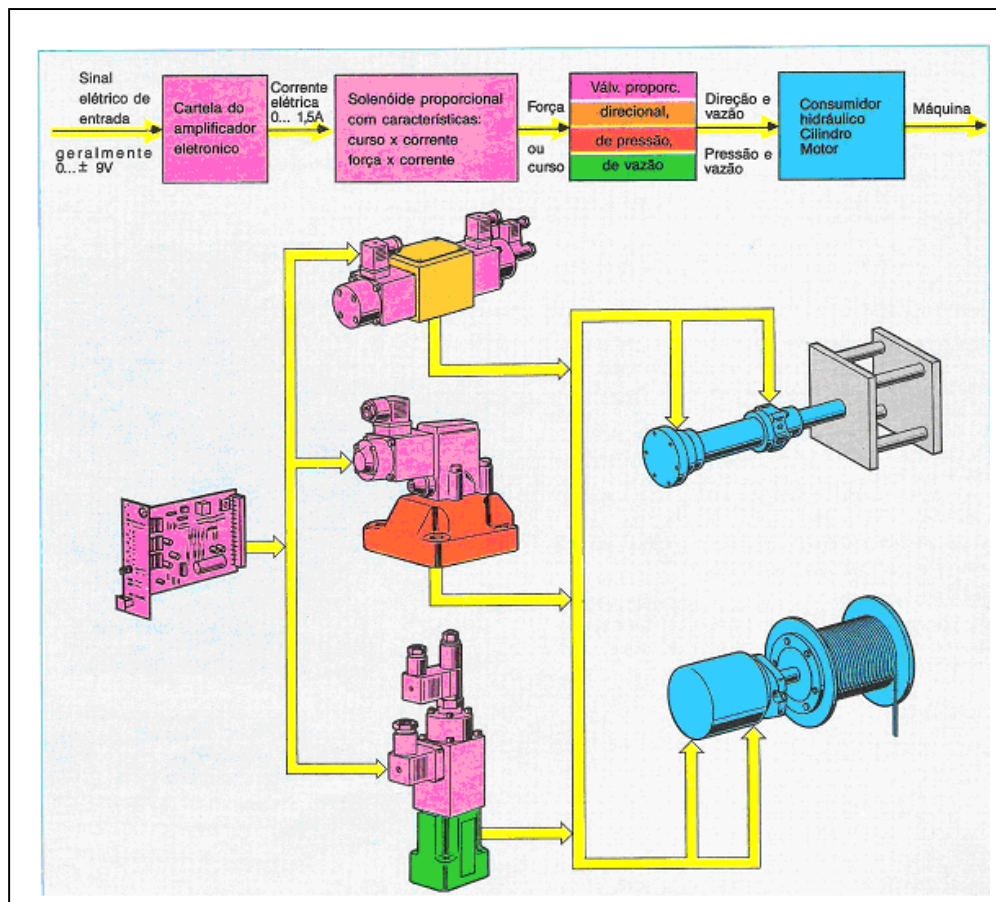


Fig. 4.20 Cadeia da Hidráulica Proporcional

- Amplificador que converte a tensão de entrada em sinal de corrente de saída
- Solenóide proporcional
- Válvula hidráulica direcional/fluxo
- Atuador hidráulico

Os solenóides proporcionais representam o elo entre a eletrônica e a hidráulica. Como grandeza de entrada, a corrente elétrica transforma em força ou curso a grandeza de saída. No solenóide proporcional, a força é regulada sem que o seu núcleo execute grandes deslocamentos, através da variação de corrente. Com a realimentação do amplificador elétrico, como mostra a figura 4.21, a corrente do solenóide e, conseqüentemente, a força são mantidos constantes,

mesmo havendo variações na resistência do solenóide.

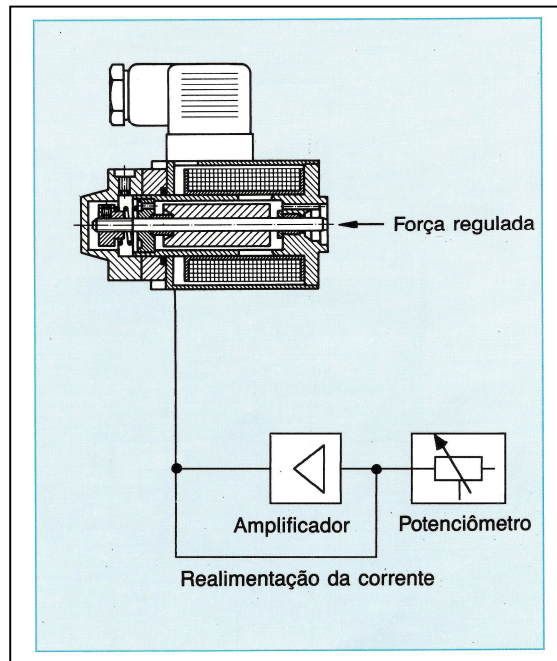


Fig. 4.21 – Realimentação da Corrente no Solenóide Proporcional.

A característica básica no solenóide é a curva Força x Curso. A força e a corrente no solenóide permanecem constantes através de uma determinada faixa de curso, como mostra a figura 4.22.

O tamanho físico do solenóide com força regulada é pequeno, considerando o pequeno curso, sendo de corrente contínua e imerso em óleo.

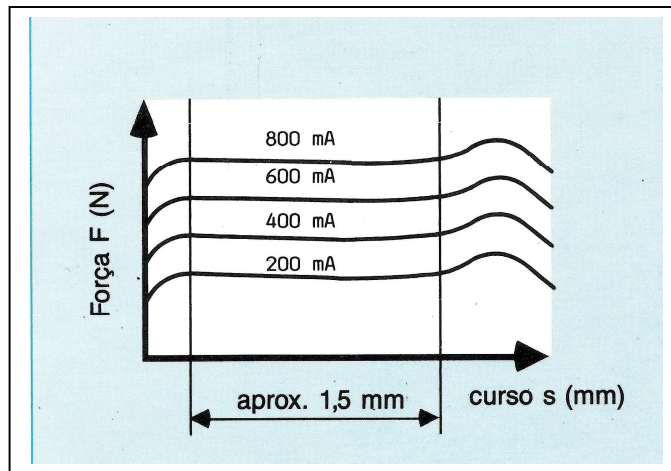


Fig. 4.22 – Curva Força x Curso.

A figura 4.23 mostra a forma construtiva do solenóide proporcional.

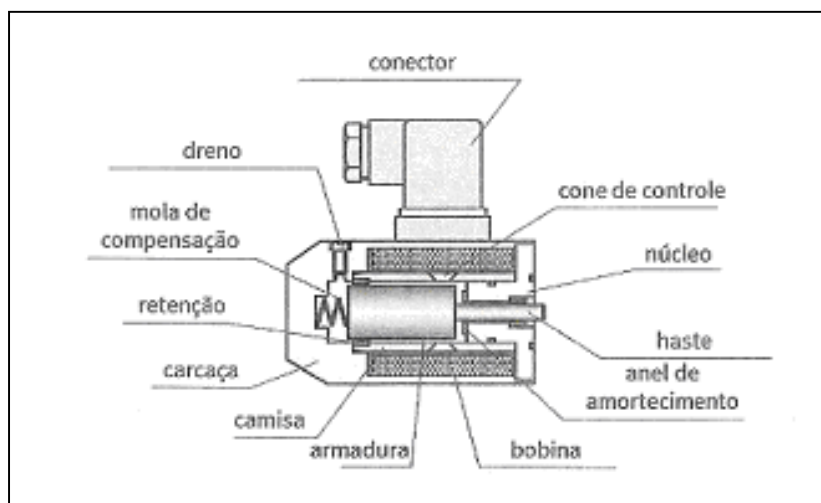


Fig. 4.23 – Solenóide Proporcional.

4.4.4 Válvula Direcional Proporcional

São utilizadas no controle da direção e vazão de um fluido. As partes básicas da válvula, como mostra a figura 4.24, são:

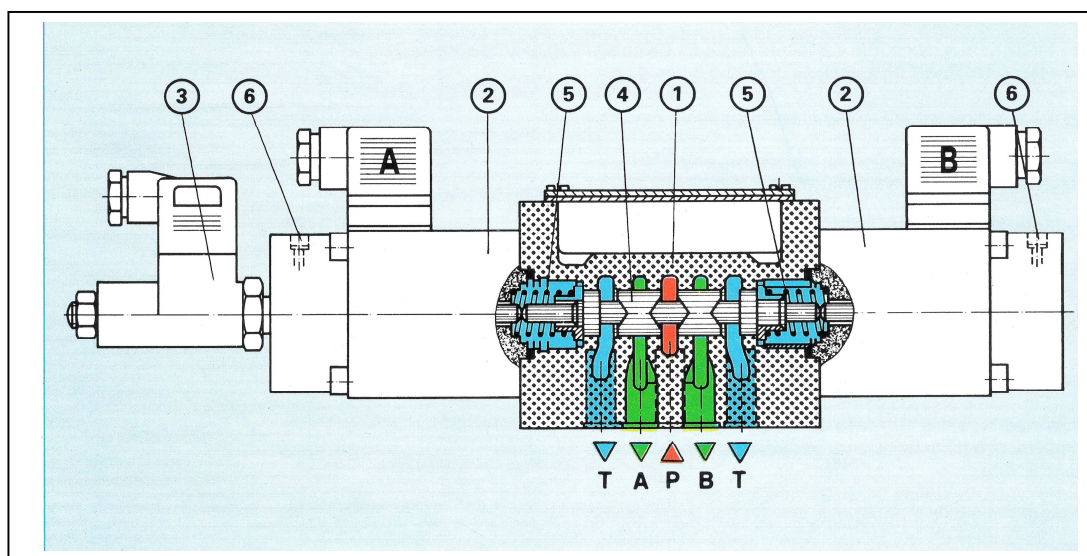


Fig. 4.24 – Válvula Direcional Proporcional.

- 1- carcaça
- 2- solenóide proporcional
- 3- captador indutivo do curso
- 4- êmbolo de comando
- 5- mola de retorno
- 6- dreno

Quando os solenóides estão desenergizados, o êmbolo de comando é mantido na posição central através das molas de retorno. A atuação do êmbolo de comando é feita diretamente pelo solenóide proporcional. Nesta situação, ficam bloqueadas as ligações entre P, A, B e T. Caso seja energizado o solenóide A, o êmbolo de comando é deslocado para a direita, efetuando a ligação de P para B e de A para T.

Quanto maior for o sinal de comando elétrico, maior será o deslocamento do êmbolo para a direita, sendo o curso proporcional ao sinal elétrico. Quanto maior o curso, maior será a área de passagem do fluido e, conseqüentemente, maior será a vazão. O captador indutivo recebe o sinal da posição real do êmbolo de comando e transmite como sinal elétrico proporcional para o amplificador eletrônico. No amplificador, o valor real recebido é comparado ao valor teórico regulado, sendo que os respectivos desvios entre os sinais são corrigidos pelo amplificador.

O êmbolo de comando é diferente de uma válvula direcional convencional, como mostra a figura 4.25.

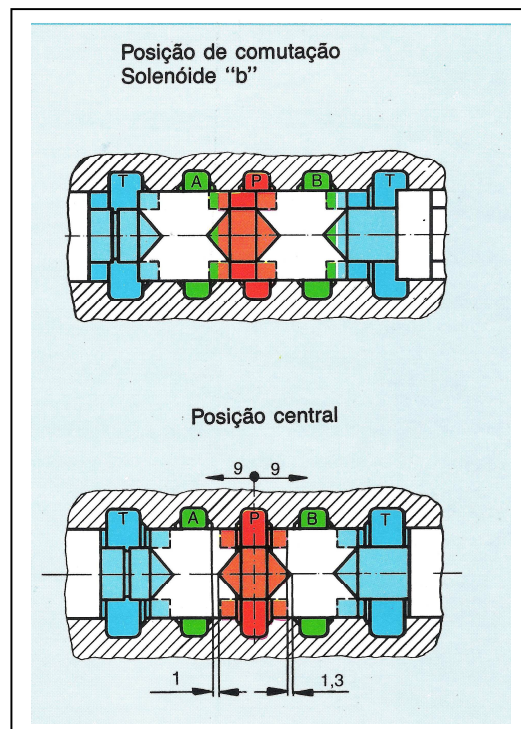


Fig. 4.25 – Êmbolo da Válvula Direcional Proporcional.

A simbologia da válvula direcional proporcional, 4/3 vias, com a posição central fechada é mostrada na figura 4.26.

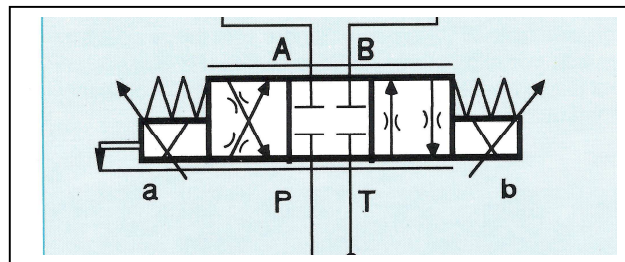


Fig. 4.26 – Simbologia da Válvula Direcional Proporcional.

4.4.5 Gerador de Rampa

O gerador de rampa, a partir de um sinal de referência na entrada, gera um sinal de saída com progressão ou regressão lenta dentro de um período ajustado em um potenciômetro, como mostra a figura 4.27. O tempo de rampa ajustado baseia-se sempre a 100% do valor de referência. (Ex: sinal máximo = 5 segundos)

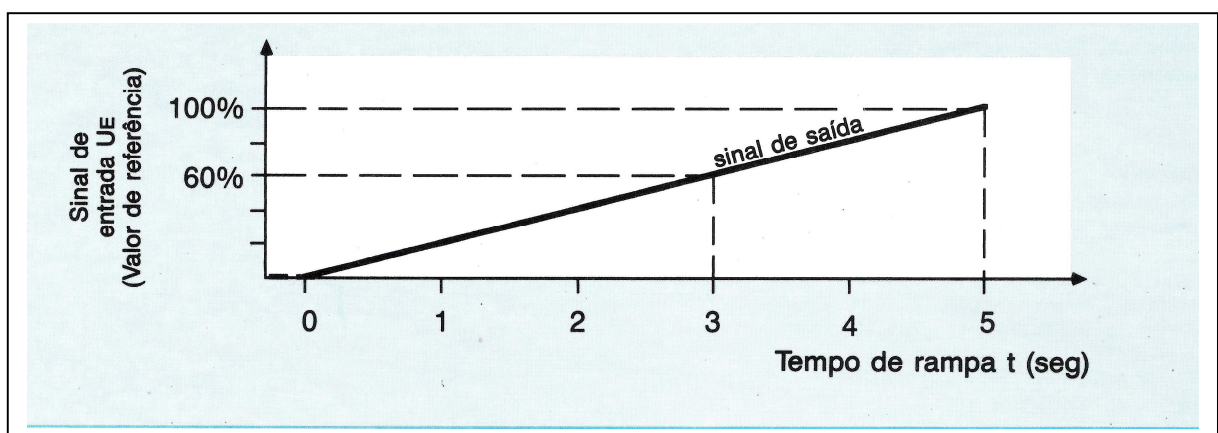


Fig. 4.27 – Tempo da Rampa.

Capítulo 5

Componentes da Prótese

5.1 Introdução

A prótese hidráulica de joelho é composta pelos seguintes elementos, como ilustra a figura 5.1:

- Cilindro hidráulico com circuito fechado de óleo
- Eletroválvula hidráulica de comando direcional
- Válvula hidráulica de retenção simples
- Circuito de comando (microcontrolador)
- Sensores (região plantar)

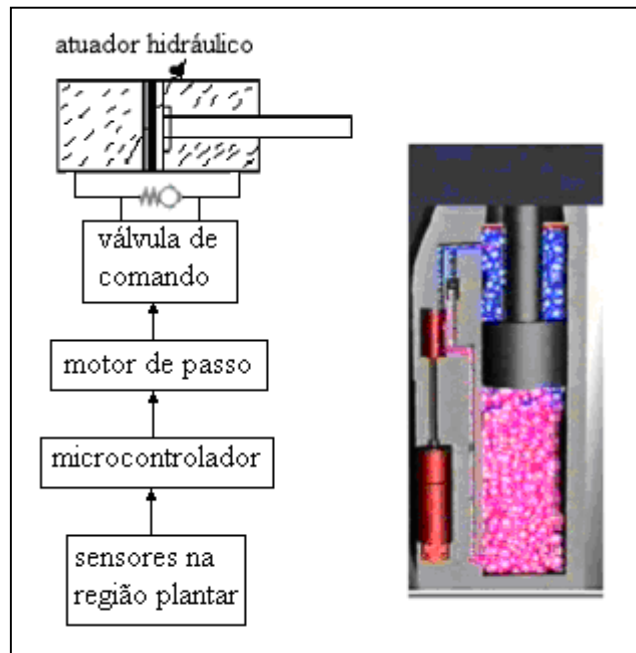


Fig. 5.1 – Componentes da Prótese.

O atuador hidráulico executará a força final da prótese (fase de apoio), sendo comandado por uma eletroválvula hidráulica, que será controlada por um microcontrolador com uma lógica baseada na sequência da marcha humana, através de sinais recebidos da região plantar.

5.2 Atuador Hidráulico

O atuador usado é de

- Dupla ação, devido à necessidade da utilização do fluido para o movimento de avanço, como para o movimento de retorno.
 - Diferencial em virtude da haste na câmara dianteira, proporcionando áreas diferentes de aplicação do fluido entre a câmara dianteira e a câmara traseira.

- Circuito fechado de óleo, para que o mesmo possa fluir de uma câmara para outra do atuador hidráulico.
- Amortecimento de fim de curso regulável

A figura 5.2 ilustra, através da simbologia e do desenho em corte, os itens mencionados acima.

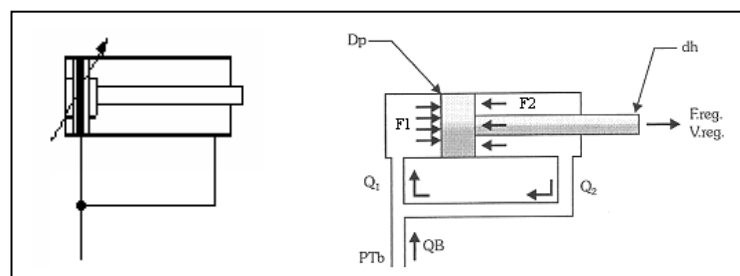


Fig. 5.2 – Atuador Hidráulico com Circuito Fechado de Óleo.

Onde:

F1 = Força de avanço do atuador.

F2 = Força de retorno do atuador.

Ptb = Pressão total da bomba.

Qb = Vazão da bomba.

Q2 = Vazão da câmara dianteira do atuador (óleo de recirculação).

Q1 = Vazão total ($Q_b + Q_2$)

Dp = Diâmetro do êmbolo

Dh = Diâmetro da haste

Diferença das áreas de um atuador hidráulico retilíneo diferencial mostrado na figura 5.3.

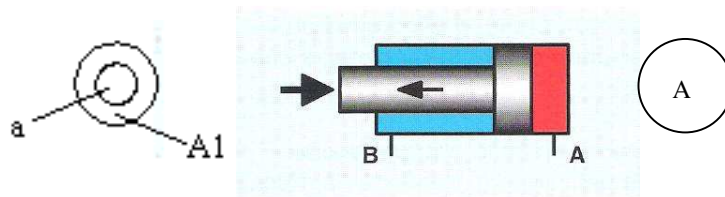


Fig. 5.3 – Atuador Diferencial

Onde:

A = área do êmbolo

a = área da haste

$A1 = A - a$ (área do anel na câmara dianteira)

A forma construtiva do atuador hidráulico industrial é mostrada na figura 5.4.

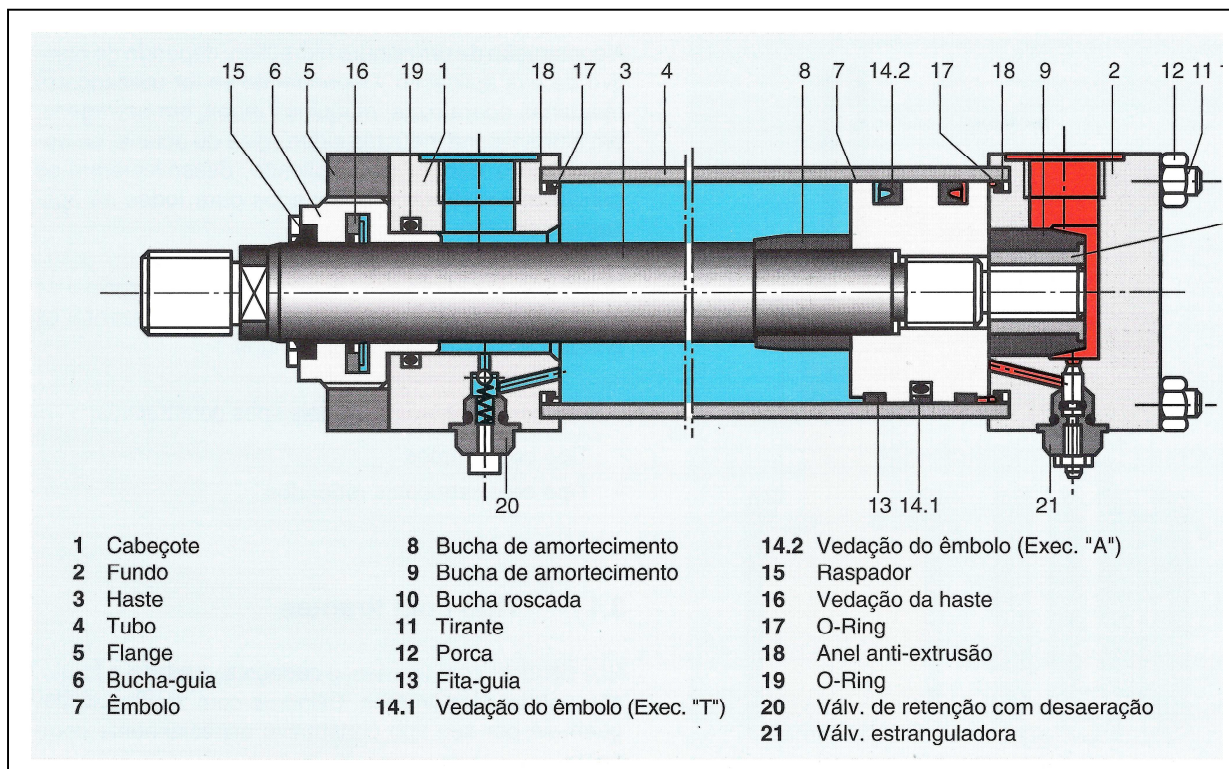


Fig. 5.4 – Atuador Hidráulico.

Neste atuador, existe um acessório que é o amortecimento de fim de curso. Este recurso proporciona, milímetros antes do final do movimento do atuador, um amortecimento hidráulico, evitando com isso grandes impactos mecânicos internos no atuador, refletindo também na carga.

O atuador hidráulico é o elemento responsável pela força e o trabalho final da prótese. No início da fase de apoio, proporciona um pequeno amortecimento, diminuindo o impacto do calcanhar no solo, como também a sustentação do corpo até o final da fase. Na fase de balanço, proporciona uma desaceleração suave, evitando grande impacto do membro inferior no final desta fase.

5.2.1 Forças

$$\text{Força de avanço} = p \cdot A$$

$$\text{Força de Retorno} = p \cdot (A - a)$$

Portanto:

$$\boxed{\text{Força de Avanço} > \text{Força de Retorno}}$$

5.2.2 Velocidades

$$\text{Velocidade de avanço} = Q / A$$

$$\text{Velocidade de retorno} = Q / (A - a)$$

Portanto:

$$\boxed{\text{Velocidade de Avanço} < \text{Velocidade de Retorno}}$$

A média da medida distância-tempo para indivíduos normais é de 1,3 m/s e a distância da passada é de 0,8 m, então podemos considerar que:

$$1300 \text{ mm} - 1 \text{ seg}$$

$$800 \text{ mm} - x$$

$$x = 0,615 \text{ seg. (passada)}$$

$$v = s / t$$

$$v = \text{velocidade}$$

$$s = \text{distância}$$

$$t = \text{tempo}$$

$$v = 35 / 0,615$$

$v = 57 \text{ mm/s}$

5.2.3 Diâmetro do Atuador Hidráulico

Considerando uma carga máxima de 105 Kg, no atuador hidráulico na fase de apoio, teremos na fase de balanço, ao tirar os dedos do chão em função da impulsão, um aumento de 20 % e, portanto, a massa máxima deverá ser de 87,5 Kg.

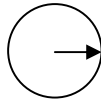
Na situação de corrida, o impacto do calcanhar no solo produz uma carga de aproximadamente o dobro com relação à massa da pessoa. Portanto, a massa da pessoa deverá ter no máximo 52,5 Kg.

Adotando um atuador com diâmetro de 32 mm, teremos na câmara traseira durante a fase

mais crítica que é a corrida, uma pressão igual a 31 bar, na fase de dedos fora (última fase do apoio), uma pressão de 26,5 bar e no apoio com os pés planos, uma pressão de 16 bar.

5.2.4 Curso do Atuador Hidráulico

Considerando a média de mercado durante das próteses de joelho, será adotado o ângulo máximo de 100° na flexão do joelho. Com uma distância aproximada de encaixe do atuador ao eixo da articulação igual a 20 mm, teremos então o curso do atuador igual a 35 mm.



$$r = \pi \cdot D = \pi \cdot 40 = 125 \text{ mm (para } 360^\circ)$$

$$r = 35 \text{ mm (para } 100^\circ)$$

5.2.5 Vazão no Atuador

$$\text{Volume da câmara traseira} = A \cdot S$$

$$A = \text{área da câmara traseira}$$

$$S = \text{curso do atuador}$$

$$V = 3,8 \cdot 3,5 = 13,3 \text{ cm}^3$$

$$Q = (v \cdot A) / 166,67 \text{ (l/min)}$$

$$v = \text{velocidade (mm/s)}$$

A = área do embolo (cm²)

$$Q = (57 \cdot 3,8) / 166,67 = 1,3 \text{ l/min}$$

5.2.6 Velocidade do Fluxo

Considerando o diâmetro do tubo D = 4 mm

$$v = Q / A = (1,3 \cdot 166,67) / 0,125$$

$$v = 1733,68 \text{ mm/s}$$

Velocidade recomendada para esse valor de pressão

$$v = 121,65 \cdot p^{(1/3,3)} \text{ (cm/s)}$$

$$v = 121,65 \cdot 26^{(1/3,3)}$$

$$v = 326,5 \text{ cm/s} = 3265 \text{ mm/s}$$

5.2.7 Número de Reynolds

Adotado óleo com viscosidade cinemática $\nu = 22 \text{ cst}$

$$Re = (v \cdot D) / \nu$$

$$= (1733,68 \cdot 4) / 22 = 315,2 \text{ (o tipo de fluxo do óleo será laminar)}$$

5.2.8 Diâmetro Mínimo Necessário para o Tubo

$$dt = (\sqrt{Q / 0,015 \cdot \pi \cdot v}) =$$

$$dt = (\sqrt{1,3 / 0,015 \cdot \pi \cdot v}) =$$

$$dt = 2,9 \text{ mm}$$

5.3 Válvula de Comando

A válvula deverá abrir e fechar totalmente ou parcialmente, de acordo com a fase da marcha. A escolha do tipo de abertura da seção se deu em função da progressão da área e conseqüentemente da vazão, para que o resultado do movimento do atuador seja o mais suave possível.

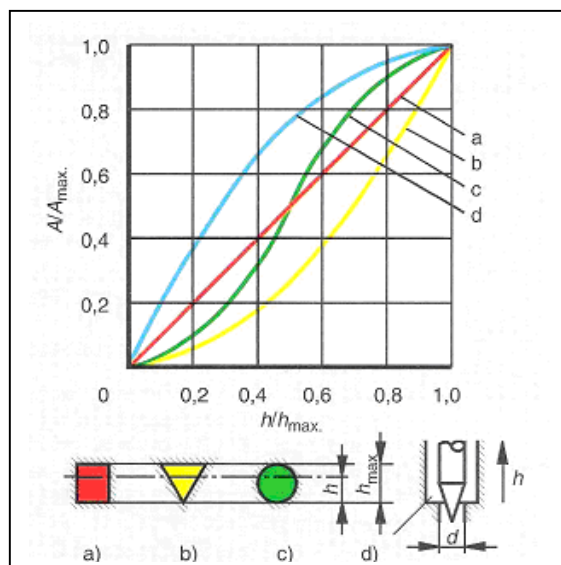


Fig 5.5 – Aberturas da Válvula.

A progressão da abertura triangular, mostrado na figura 5.5, obteve melhor resultado em função da suavidade, sendo esta suavidade transferida para a vazão e conseqüentemente para a velocidade do atuador.

5.3.1 Tipos de Seções

A válvula poderá ter dois tipos de seção como mostram as figuras 5.6 e 5.7:

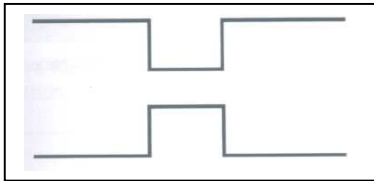


Fig. 5.6 estrangulamento.

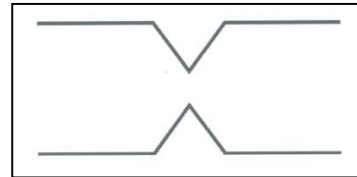


Fig. 5.7 Orifício.

A característica das válvulas de fluxo, com seção de orifício, é manter a mesma vazão mesmo que haja variação da viscosidade do óleo em função da variação da temperatura e, com isso, não haverá variação no comportamento da marcha humana em função do trabalho (REXROTH, 1991). A figura 5.8 mostra as seções de estrangulamento.

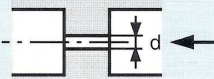
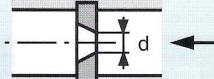
Denominação / Forma	Representação Gráfica	Secção de estrangulamento A em cm ²	Observação
Estrangulador		$\frac{d^2 \cdot \pi}{4}$	A secção estranguladora é boa devido ao pequeno perímetro envolvido, mas depende da viscosidade devido ao longo comprimento estrangulador.
Diafragma		$\frac{d^2 \cdot \pi}{4}$	A secção estranguladora é boa devido ao pequeno perímetro envolvido. O comprimento do estrangulamento é quase zero e com isto quase independente da viscosidade.

Fig 5.8 Seções de Estrangulamento.

As figuras 5.9 e 5.10 mostram a simbologia e a forma construtiva da válvula de orifício.

Como o percurso de estrangulamento do fluido é praticamente zero, não haverá variação da vazão mesmo que haja variação da viscosidade em função da variação da temperatura.

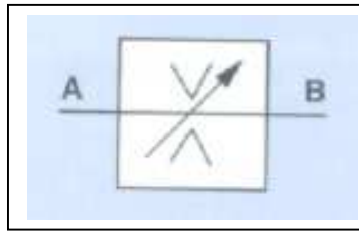


Fig 5.9 Simbologia da
Válvula de Orifício.

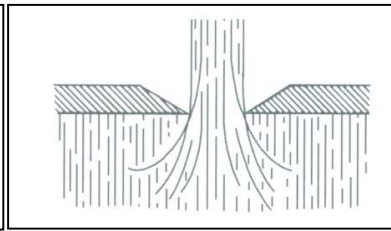


Fig. 5.10 Seção da válvula
de Orifício.

A vazão, na seção de estrangulamento, é determinada pela equação 5.1.

$$Q = a \cdot A \cdot \sqrt{\Delta p \cdot 2 / \rho} \quad (5.1)$$

$$a = \sqrt{1 / \zeta} \quad (5.2)$$

$$\zeta = L \cdot 64 \cdot \nu / v \cdot d \quad (5.3)$$

onde:

Q = vazão

a = coeficiente de fluxo

A = área da seção do estrangulamento

Δp = perda de pressão

ρ = densidade

ζ = coeficiente de resistência (atrito)

L = comprimento do estrangulamento

ν = viscosidade do fluido

v = velocidade do fluido

d = diâmetro

A figura 5.11 mostra a forma construtiva de uma válvula reguladora de fluxo de orifício industrial.

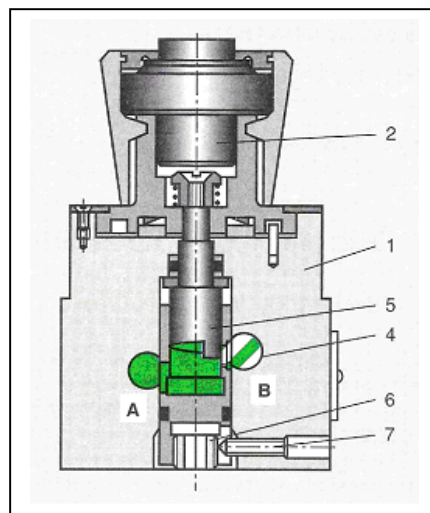


Fig. 5.11 – Válvula de Orifício.

Onde:

1. Carcaça
2. Elemento de ajuste
4. Janela do diafragma
5. Fuso
6. Parafuso de Ajuste
7. Pino elástico

5.3.2 Válvula de Retenção Simples

Permite a passagem do fluxo de óleo em um sentido, bloqueando em sentido contrário, como mostra a figura 5.12.

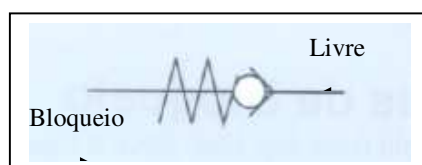


Fig 5.12 Válvula de Retenção.

Sua forma construtiva com assento cônico, como mostra a figura 5.13, permite o bloqueio total do fluxo de óleo em um sentido. No sentido contrário, é necessária uma pressão mínima para deslocar o cone, vencendo a pequena força da mola.

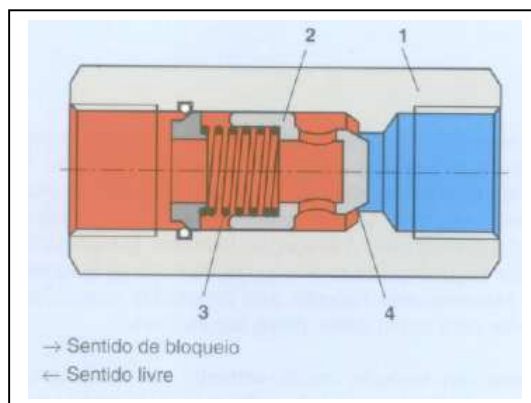


Fig 5.13 Válvula de Retenção
Forma Construtiva.

1. carcaça da válvula
2. cone de bloqueio
3. mola
4. assento de vedação

5.3.3 Evolução da Construção da Válvula de Comando

A válvula de comando será unidirecional, de orifício e com uma válvula de retenção simples incorporada, como mostra a figura 5.14.

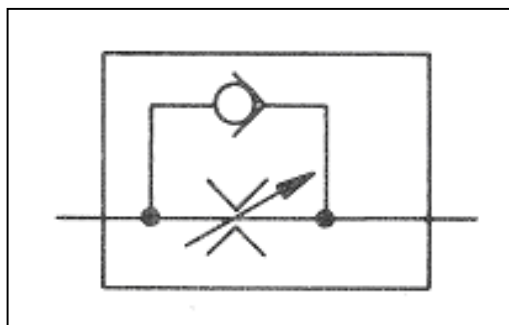


Fig 5.14 Válvula de Orifício
Unidirecional.

O motivo para que a válvula seja unidirecional é para que, na fase de apoio, o fluxo de óleo seja bloqueado pela válvula de retenção simples, obrigando o fluido a passar pela válvula de comando, a qual é controlada de acordo com a fase da marcha. Na fase de balanço, que representa 40% da fase total da marcha humana, o fluido passa livre pela válvula de retenção simples, eliminando com isso o gasto de energia no controle da válvula de comando. Visando a segurança na falta de energia elétrica, a prótese poderá estender-se livremente, fazendo com que o fluxo passe pela válvula de retenção simples e travando a prótese na fase de apoio através do

bloqueio do fluido tanto pela retenção simples como pela válvula de comando. Em razão da diferença das áreas do atuador hidráulico e, conseqüentemente, de uma diferença de volumes entre as duas câmaras na válvula de comando, há uma câmara para compensar esta diferença, como mostra a figura 5.15.

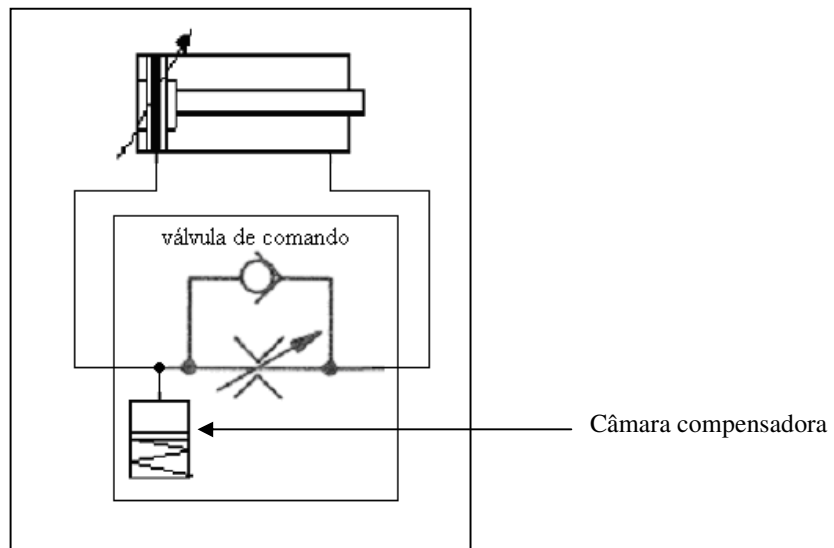


Fig. 5.15 – Válvula com
Câmara Compensadora.

Na válvula de comando, como mostra a figura 5.16, temos:

- A passagem do fluido em uma seção de forma triangular, proporcionando aumento e diminuição da vazão e conseqüentemente o movimento do atuador hidráulico de forma mais suave.
- A forma construtiva da seção do tipo orifício, fazendo com que a vazão permaneça constante, mesmo que haja variação da viscosidade por causa da variação da temperatura, em função do trabalho executado.

A princípio, a válvula de comando tinha esta forma construtiva, como mostram as figuras 5.16 e 5.17.

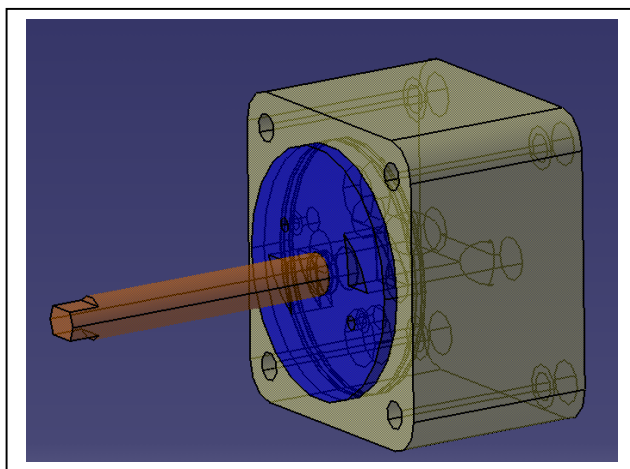


Figura 5.16 – Válvula de Comando
1ª Forma Construtiva.

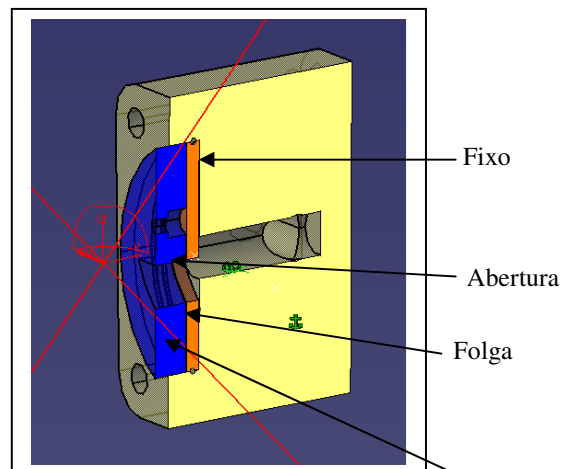


Figura – 5.17 – Válvula de
Comando - Vista em Corte.

Entre o disco fixo e o giratório, existe uma folga por onde passará o óleo. Este óleo passando por esta folga, é considerado um vazamento interno, proporcionando movimento indesejado na prótese na fase de apoio.

Outra forma construtiva foi elaborada, considerando as mesmas características da válvula, inserindo a câmara de compensação dentro do corpo da válvula, como mostram as figuras 5.18, 5.19 e 5.20.

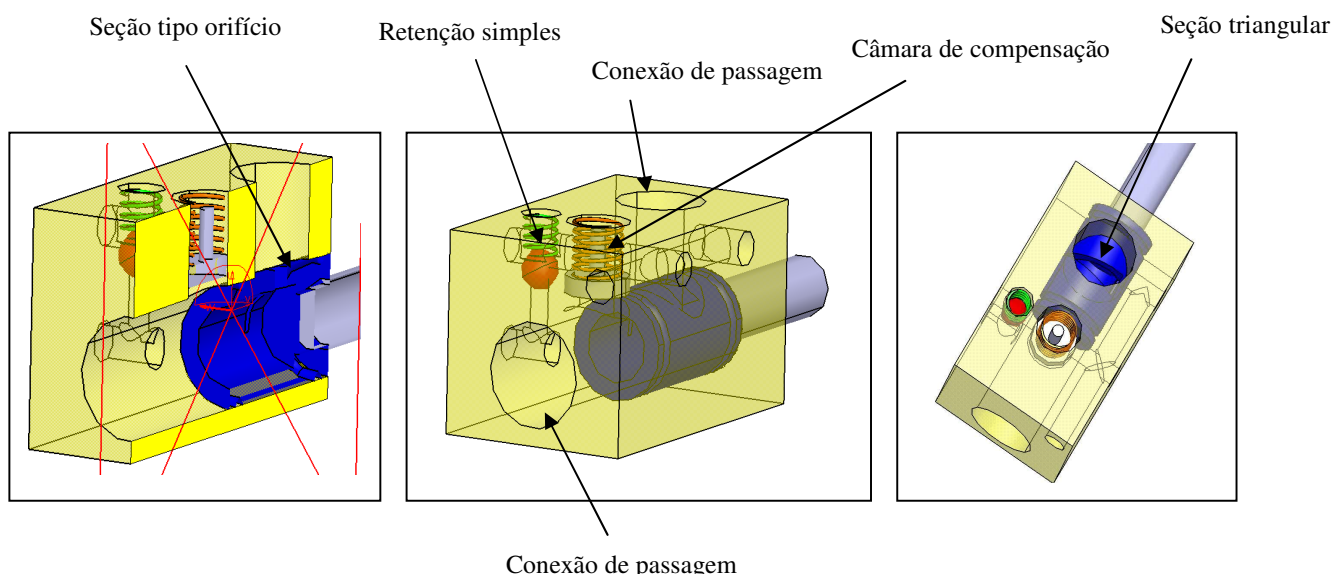


Fig. 5.18 – Vista em Corte.

Fig. 5.19 – Vista Lateral.

Fig. 5.20 – Vista Superior.

- A câmara de compensação, é utilizada para compensar a diferença de volumes no atuador hidráulico entre a câmara dianteira e traseira.
- A válvula de retenção simples em paralelo com a abertura da válvula, transforma a válvula de comando em uma válvula unidirecional. Isso fará com que, na fase de balanço ou extensão do joelho, o fluido passe livremente pela retenção simples e, na fase de apoio, o fluido passe pela válvula de comando.

A figura 5.21 mostra a válvula de comando com vista explodida:

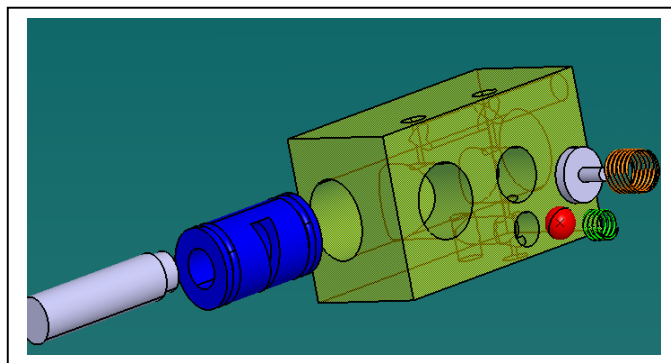


Fig. 5.21 – Vista Explodida da 2ª

Válvula de Comando.

Existem dois anéis acoplados ao êmbolo deslizante, para vedação da folga existente entre o furo e o êmbolo, evitando vazamentos externos e queda de pressão no atuador hidráulico, proporcionando travamento total da prótese na fase de apoio. Uma câmara compensadora, com um pequeno volume de óleo, compensa a diferença entre o volume da câmara traseira com relação ao da câmara dianteira do atuador hidráulico.

A construção da válvula é mostrada nas figuras 5.22 e 5.23.



Fig. 5.22 – Construção da 2ª
Válvula de Comando



Fig. 5.23 – Construção da 2ª
Válvula de Comando

A folga entre o carretel e o furo proporciona outro tipo de vazamento que é o vazamento interno. Esse vazamento interno porém, não há uma vedação para evitá-lo e com isso, na fase de apoio, a prótese irá ceder, perdendo sua sustentação como mostra a figura 5.24.

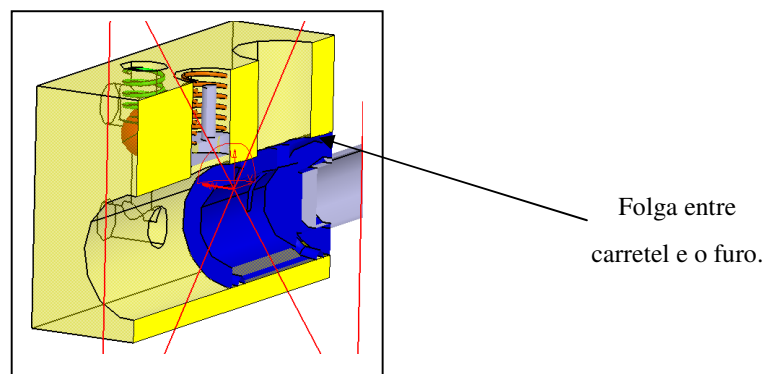


Fig. 5.24 – Folga na Válvula de
Comando.

Para resolver esse problema, foi colocada uma vedação envolvendo a conexão e a abertura de passagem do óleo, como mostra a figura 5.25

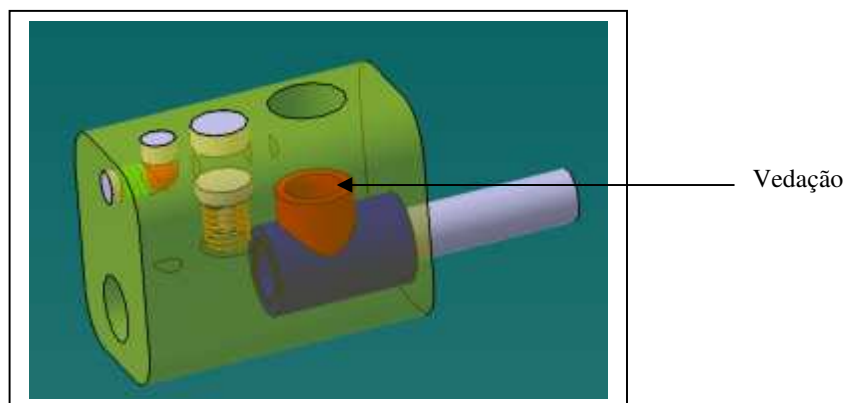


Fig. 5.25 – Válvula de Comando –
3ª Forma Construtiva.

A posição da câmara compensadora foi alterada. Mudou da câmara traseira do atuador para a câmara dianteira. Com essa mudança, o óleo flui da câmara traseira do atuador para a câmara de compensação, somente com a válvula de comando aberta. Isso fará com que a prótese na fase de apoio não venha a ceder, como mostram as figuras 5.26 e 5.27.

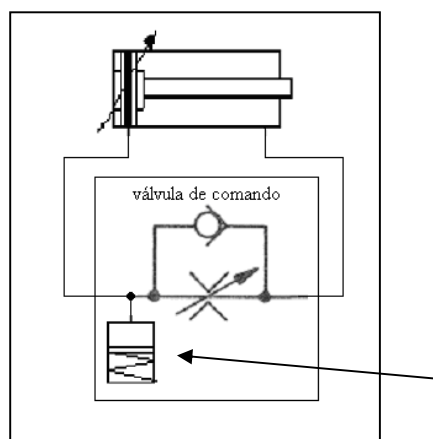


Figura 5.26 – Câmara Compensadora
Construção Anterior.

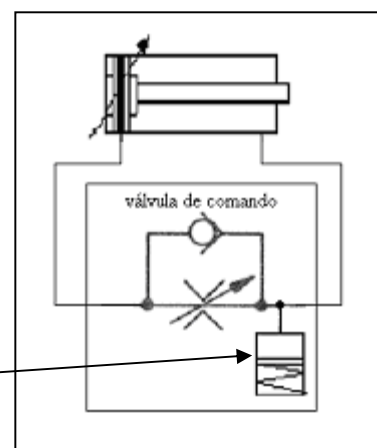


Figura 5.27 – Câmara Compensadora
Construção Atual.

Para uma visão geral da válvula de comando, temos nas figuras 5.28 e 5.29, uma vista em corte e explodida, com as respectivas alterações.

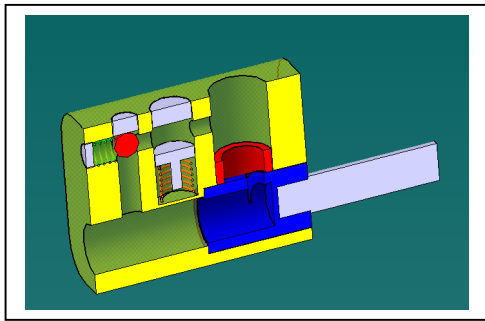


Figura 5.28 – Vista em Corte
Construção Atual.

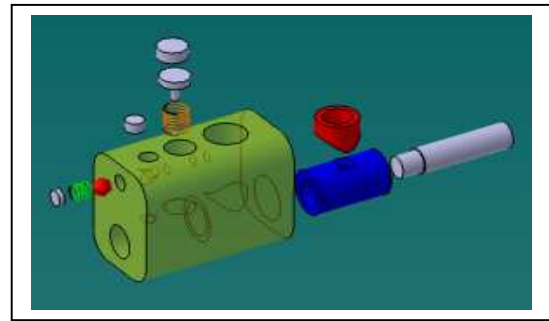


Figura 5.29 – Vista em Explosão
Construção Atual.

5.3.4 Seqüência de Acionamento da Válvula

A seqüência de acionamento da válvula em função das fases da marcha humana fica da seguinte forma:

a) Início da fase de apoio com o toque do calcanhar no solo: a válvula fica fechada dando sustentação na prótese, como mostra a figura 5.30

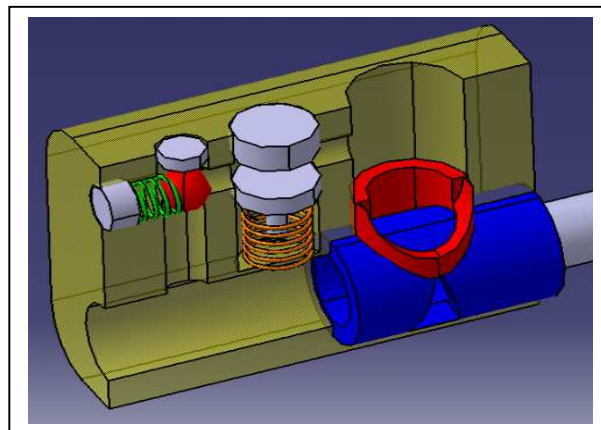


Figura 5.30 – Válvula Fechada – Fase de Apoio.

b) Pequena abertura da válvula, proporcionando um pequeno ângulo no joelho para

amortecimento do impacto, como mostra a figura 5.31.

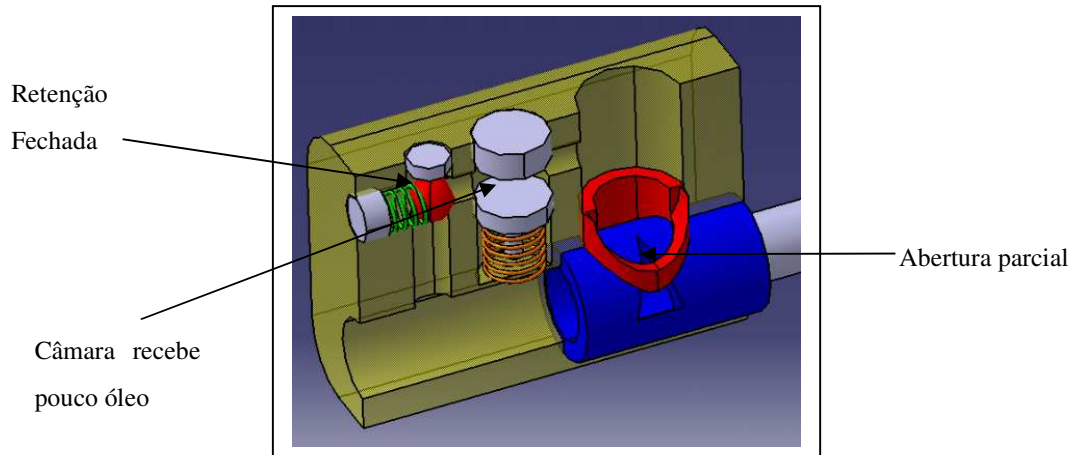


Figura 5.31 – Válvula Semi-Aberta.

c) Fase de apoio: a passagem está fechada, a retenção fechada, e a câmara de compensação está estendida, como mostra a figura 5.32.

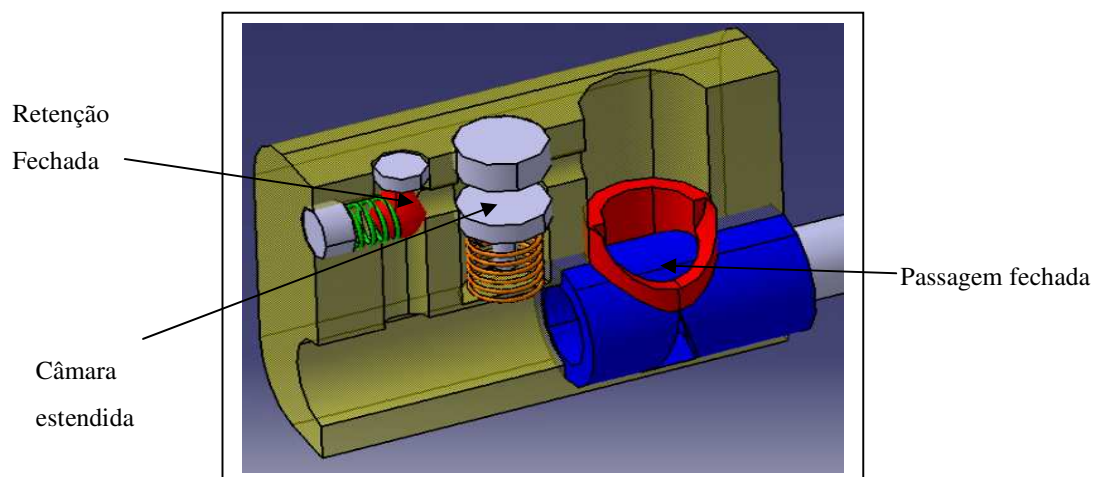


Fig 5.32 – Válvula Fechada – Fase de Apoio.

d) Fase de balanço: passagem com abertura máxima, retenção aberta e câmara de compensação

comprimida, como mostra a figura 5.33.

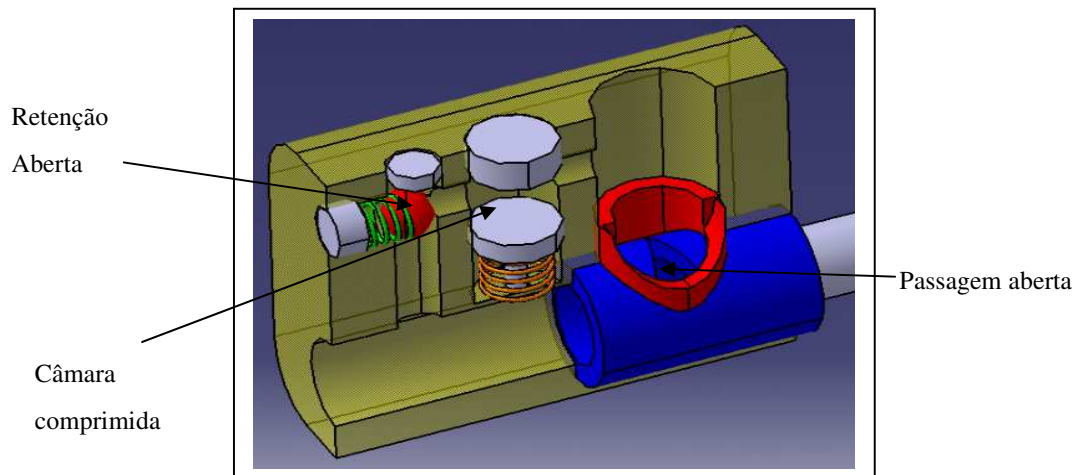


Fig. 5.33 – Fase de Balanço.

5.4 Motor de Passo

Para o controle da válvula de comando e acoplado ao seu eixo, o motor de passo terá a função de abrir ou fechar a válvula de comando em função da fase da marcha. Sua utilização é em função da pequena força exercida no eixo da válvula, como também da necessidade de uma precisão para abertura parcial da válvula de comando (TIPLER, 1995).

5.4.1 Definição

O motor de passo é um transdutor que converte energia elétrica em movimento controlado através de pulsos, o que possibilita o deslocamento por passo, onde passo é o menor deslocamento angular. Possível ser controlado por sinais digitais, tornando-o preciso e de

recomendável utilização em aplicações que venham a requerer um ajuste fino de posicionamento.

Vantagens:

- tamanho e custo reduzidos,
- adaptação por controle digital,
- Estabilidade,
- O número de rotação por pulsos possibilita boa precisão no movimento.

Quando quisermos obter uma rotação específica, calcula-se o número de rotação por pulsos, o que nos possibilita uma boa precisão no movimento.

5.4.2 Funcionamento

O motor de passo é um transdutor que converte energia elétrica em energia mecânica como qualquer outro motor elétrico. A diferença básica é que o motor de passo é alimentado com sinais digitais, proporcionando muitas vantagens sobre os demais motores elétricos (Tipler, 1995).

O motor de passo é composto de duas partes:

- Estator mostrado na figura 5.34.

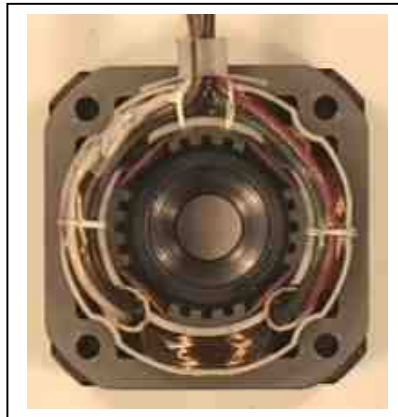


Fig 5.34 - Estator do Motor de Passo.

É definida como a parte fixa do motor, onde as bobinas são enroladas.

➤ Rotor mostrado na figura 5.35:



Fig. 5.35 Rotor do Motor de Passo.

Para que um motor de passo funcione, é necessário que sua alimentação seja feita de forma seqüencial e repetida. Não basta apenas ligar os fios do motor de passo a uma fonte de energia e sim ligá-los a um circuito que execute a seqüência requerida pelo motor.

Por se tratar de sinais digitais, fica fácil compreender a versatilidade dos motores de passo. São motores que apresentam uma gama de rotação muito ampla que pode variar de 0 rpm até 5400 rpm ou mais, apresentando boa relação peso / potência. Permitem a inversão de rotação em pleno funcionamento, alguns motores possuem precisão de 97%, possuem ótima frenagem do

rotor; podem mover-se passo-a-passo. Mover o motor passo-a-passo que dizer: se um determinado motor de passo possuir 170 passos, isto significa que cada volta do eixo do motor é dividida 170 vezes, ou seja, cada passo corresponde a aproximadamente 2,1 graus e o rotor tem a capacidade para mover-se apenas estes 2,1 graus. Existem motores cujo passo é de 0,9 graus ou menos.

O sistema de controle baseia-se em um circuito oscilador onde é gerado um sinal cuja frequência está diretamente relacionada com a velocidade de rotação do motor de passo, como mostra a figura 5.36. Esta frequência é facilmente alterada (seja por atuação em componentes passivos seja por meio eletrônico) dentro de um determinado valor, assim, o motor apresenta uma rotação mínima e máxima. A função "Freio", acontece simplesmente pela inibição do sinal gerado pelo oscilador. O sinal do oscilador é injetado em flip-flops que fazem a conversão para o sinal binário.

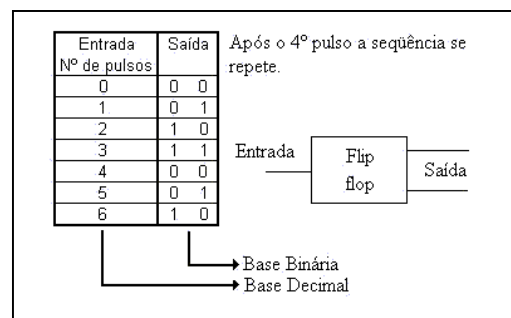


Fig. 5.36 - Entradas e Saídas.

O sinal gerado pelo flip-flop é entregue ao decodificador que faz uma associação entre o sinal do flip-flop e o sinal que será enviado ao motor de passo, como mostra a tabela 5.1.

Tabela 5.1 – Entradas/Saídas do Decodificador.

Entrada do decodificador	Saída do decodificador
0 0	0 0 0 1
0 1	0 0 1 0
1 0	0 1 0 0
1 1	1 0 0 0

O número de pólos é determinado pelo passo angular desejado por pulsos de entrada. Os motores de passo têm alimentação externa. Conforme os pulsos na entrada do circuito de alimentação, este oferece correntes aos enrolamentos determinados, oferecendo o deslocamento desejado, como mostra a figura 5.37:

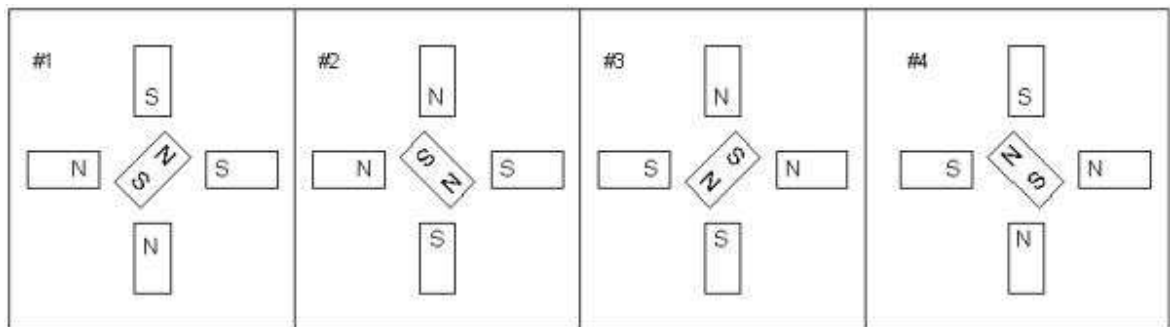


Fig . 5.37 Motor bipolar com passo inteiro

A figura 5.38 ilustra melhor o funcionamento de um motor de passo. A energização de somente uma bobina de cada vez produz um pequeno deslocamento no rotor. Este deslocamento ocorre simplesmente pelo fato do rotor ser magneticamente ativo e a energização das bobinas criar um campo magnético intenso que atua no sentido de alinhamento com as pás do rotor.

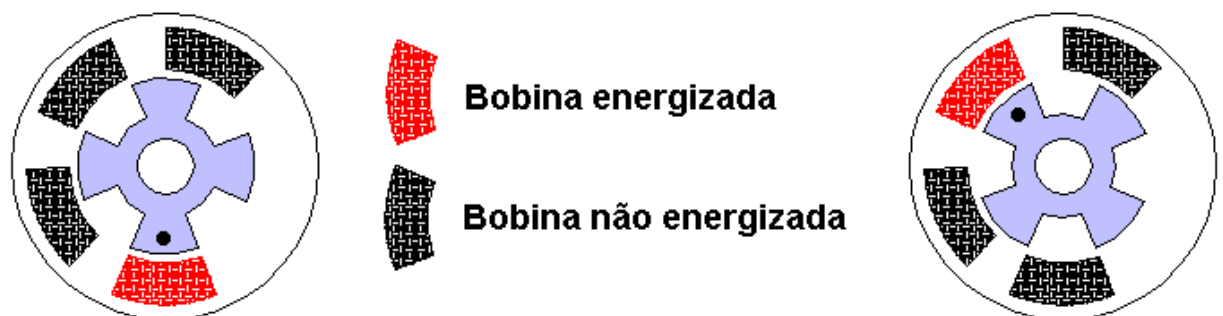


Fig. 5.38 – Energização das Bobinas.

Para que se obtenha uma rotação constante, é necessário que a energização das bobinas seja periódica. Esta periodicidade é proporcionada por circuitos eletrônicos que controlam a velocidade e o sentido de rotação do motor.

5.5 Sensores de Força – Piezoelétricos

Os sensores de força serão colocados na região plantar de forma estratégica, para que se possa detectar mediante a combinação dos acionamentos dos sensores, em que fase da marcha se está. Com isso, o microcontrolador acionará a eletroválvula hidráulica (abrindo ou fechando), através o motor de passo.

5.5.1 Funcionamento

Um sensor piezoelétrico, como o próprio nome diz, gera um sinal elétrico quando está sendo deformado. O quartzo (SiO_2) é um dos materiais mais convenientes para desenvolvimento de transdutores de força, principalmente devido à estabilidade de seu sinal. Os cristais utilizados em transdutores são cortados, segundo um plano de corte, de modo que somente sejam sensíveis às pressões ou forças em uma determinada direção como mostra a figura 5.39.

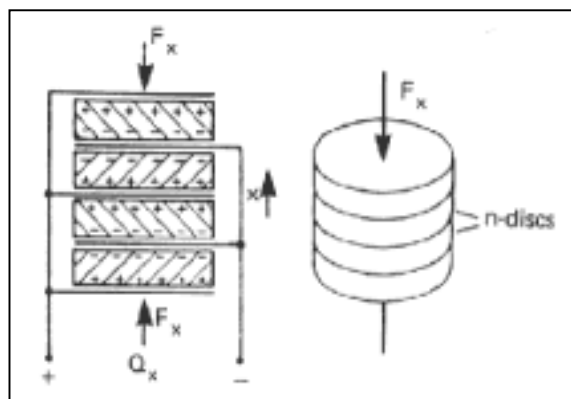


Fig. 5.39 – Construção do Sensor Piezoelétrico.

A resistência elétrica do dispositivo varia com a força aplicada na superfície da membrana, onde a resistência pode variar entre 2 MOhm e 1 kOhm. A figura 5.40 mostra a forma final de um tipo de sensor de força.



Fig.5.40 - Sensor Piezoelétrico de Impacto.

Capítulo 6

Cinesiologia

6.1 Introdução

É definida como a ciência do movimento humano. Neste estudo, são mostrados os padrões da marcha e a cinemática da marcha humana.

6.2 Cálculo da Cinemática da Marcha com Dois Graus de Liberdade

O gráfico mostra os ângulos em função das fases da marcha humana:

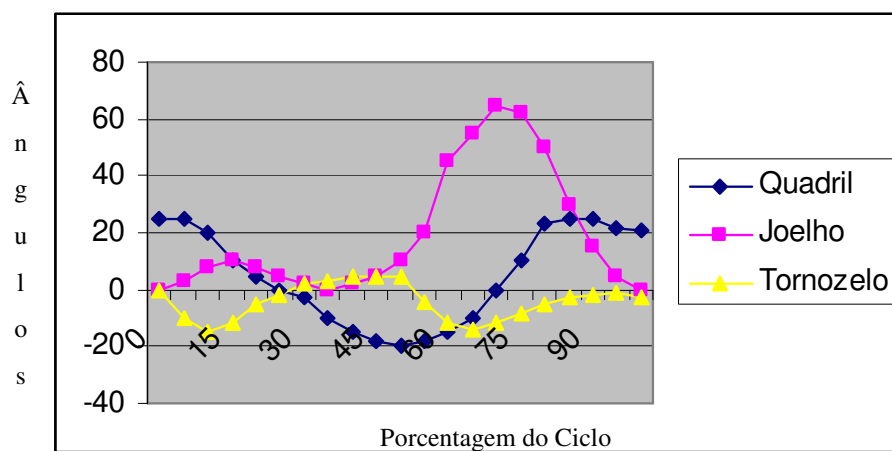


Fig. 6.1 Ângulos - Fases da Marcha.

Baseado no gráfico dos ângulos da marcha humana, são extraídos os principais pontos (valores de pico) das fases de apoio e balanço, montando a tabela abaixo.

Tabela 6.1 – Ângulos da Marcha.

Passos	Ângulos Quadril	Ângulos Joelho	Fases
1	25	0	Início apoio
2	20	5	apoio
3	18	10	apoio
4	0	4	apoio
5	-5	0	apoio
6	-20	15	apoio
7	-15	45	Início balanço
8	10	70	balanço
9	30	30	balanço
10	25	0	Início apoio

Com os ângulos do quadril e joelho, pode-se calcular a posição do pé no eixo X como no eixo Y, com relação ao centro de gravidade do corpo em posição reta.

6.3 Início da Marcha – Toque do calcanhar no solo

1) Início da Marcha – Fase de Apoio

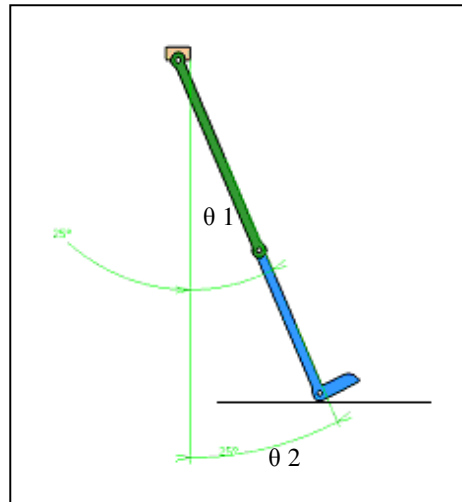


Fig. 6.2 – Início da Marcha.

Considerando como média de adolescentes e adultos as seguintes medidas:

$L1 = 40 \text{ cm}$ (Fêmur)

$L2 = 30 \text{ cm}$ (Tíbia)

$$X1 = L1 \sin \theta_1 + L2 \sin \theta_2$$

$$X1 = 40 \sin 25 + 30 \sin 25$$

$$X1 = 16,9 + 12,6$$

$$X1 = 29,5 \text{ cm}$$

2) Fase de apoio

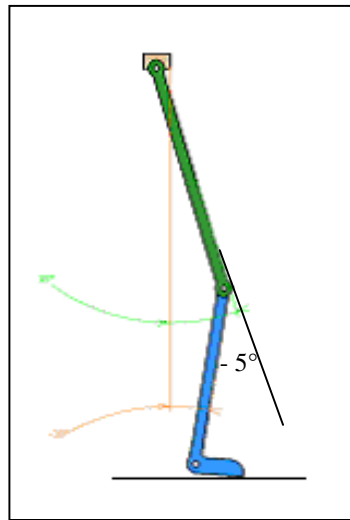


Fig. 6.3 – Fase de Apoio – 2ª Etapa.

$$X2 = 40 \text{ sen } 20 + 30 \text{ sen } (20-5)$$

$$X2 = 13,6 + 7,76$$

$$X2 = 21,3 \text{ cm}$$

3) Fase de apoio

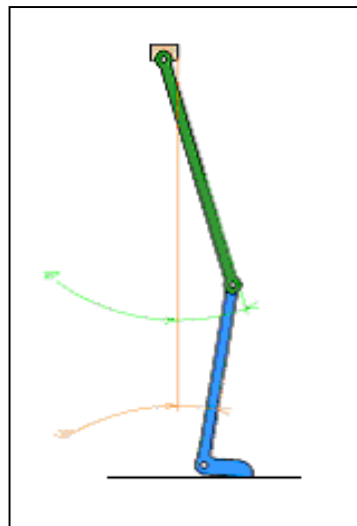


Fig. 6.4 – Fase de Apoio – 3ª Etapa.

$$X3 = 40 \text{ sen } 18 + 30 \text{ sen } (18-10)$$

$$X3 = 12,3 + 4,17$$

$$X3 = 16,4 \text{ cm}$$

4) Fase de Apoio

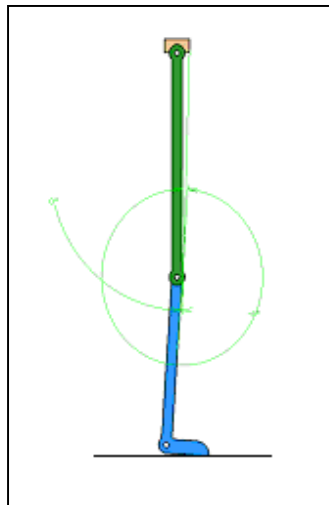


Fig. 6.5 – Fase de Apoio – 4ª Etapa.

$$X4 = 40 \text{ sen } 0 + 30 \text{ sen } -4$$

$$X4 = 0 + -2$$

$$X4 = 2 \text{ cm}$$

5) Fase de Apoio

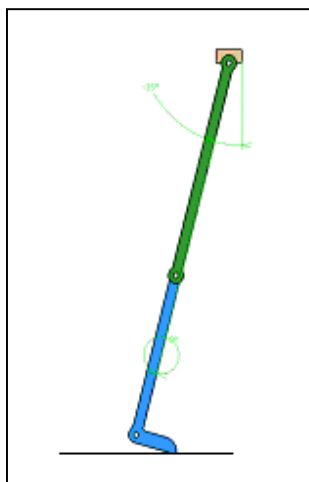


Fig. 6.6 – Fase de Apoio – 5ª Etapa.

$$X5 = 40 \text{ sen } -5 + 30 \text{ sen } -5$$

$$X5 = -3,4 + -2,6$$

$$X5 = -6 \text{ cm}$$

6) Fase de Apoio

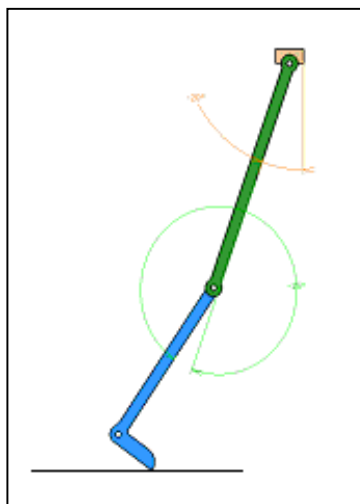


Fig. 6.7 – Fase de Apoio – 6ª Etapa.

$$X6 = 40 \text{ sen } -20 + 30 \text{ sen } (-20 + -15)$$

$$X6 = 13,6 + -17,2$$

$$X6 = -30,8 \text{ cm}$$

7) Fase de Balanço – Início

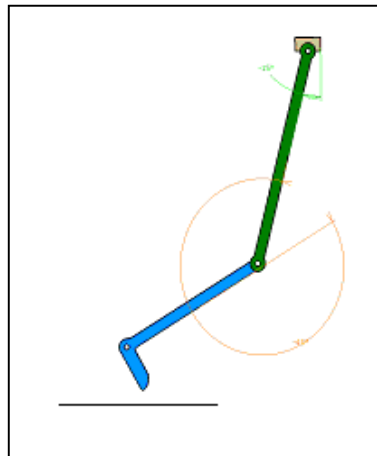


Fig. 6.8 – Início da Fase de Balanço.

$$X7 = 40 \text{ sen } -15 + 30 \text{ sen } (-15 + -45)$$

$$X7 = -10,3 + -25,9$$

$$X7 = -36,2 \text{ cm}$$

Eixo Y7

$$Y7 = L1 (1 - \cos \theta_1) + L2 (1 - \cos \theta_2)$$

$$Y7 = 40 (1 - \cos 15) + 30 (1 - \cos 60)$$

$$Y7 = 1,3 + 15$$

$$Y7 = 16,3 \text{ cm}$$

8) Fase de balanço

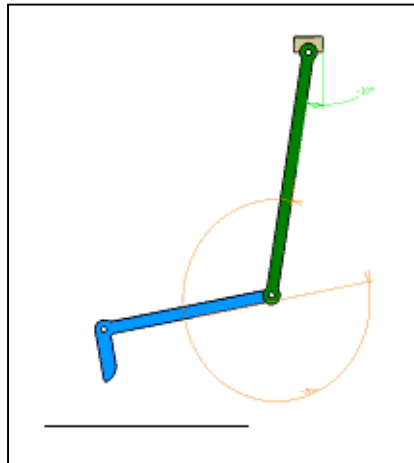


Fig. 6.9 – Fase de Balanço – 2ª Etapa.

Eixo X8

$$X8 = 40 \text{ sen } 10 + 30 \text{ sen } (10 - 70)$$

$$X8 = 6,9 + -25,9$$

$$X8 = -19 \text{ cm}$$

Eixo Y8

$$Y8 = 40(1 - \cos 10) + (1 - \cos 10 - 70)$$

$$Y8 = 0,6 + 15$$

$$Y8 = 15,6 \text{ cm}$$

9) Fase de Balanço - Final

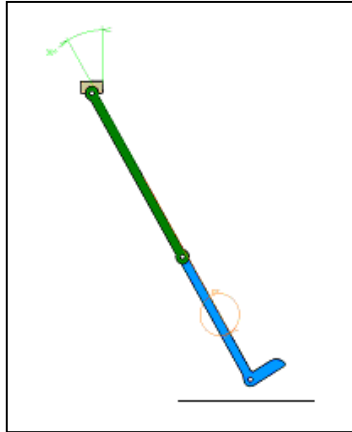


Fig. 6.10 –Fase de Balanço – Final.

Eixo X

$$X9 = 40 \operatorname{sen} 30 + 30 \operatorname{sen} 30$$

$$X9 = 20 + 15$$

$$X9 = 35 \text{ cm}$$

Eixo Y

$$Y9 = 40(1 - \cos 30) + 30(1 - \cos 30)$$

$$Y9 = 5,35 + 4$$

$$Y9 = 9,3 \text{ cm}$$

10) Fase de Apoio – Início

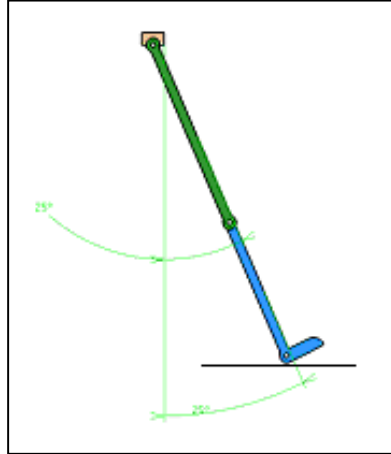


Fig. 6.11 – Início da Marcha
Um Ciclo Completo

$$X_{10} = 40 \operatorname{sen} 25 + 30 \operatorname{sen} 25$$

$$X_{10} = 16,9 + 12,6$$

$$X_{10} = 29,5 \text{ cm}$$

Capítulo 7

Controle Lógico da Marcha

7.1 Introdução

Para a monitoração das fases da marcha, podem-se utilizar sensores em pontos estratégicos na região plantar, como mostra a figura 7.1. Com os sensores e a combinação lógica entre eles, podem-se obter as principais condições da fase de apoio, como também toda a fase de balanço.

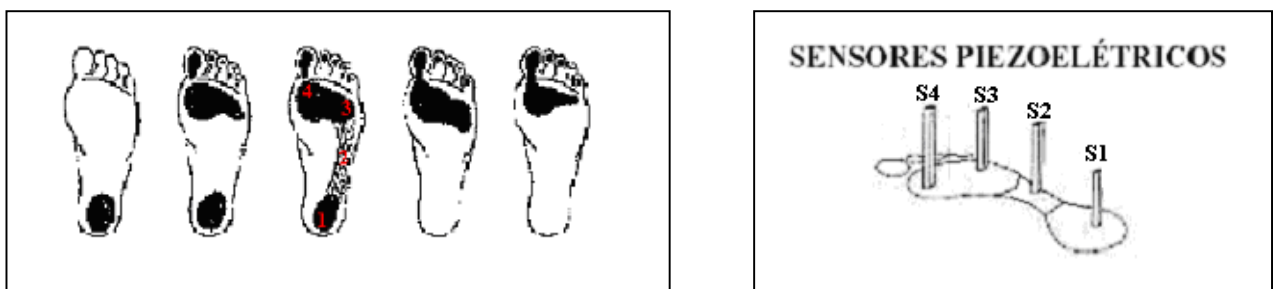


Fig. 7.1 - Sensores na Região Plantar.

7.2 Lógica para Controle da Válvula

Com os sensores em pontos estratégicos na região plantar, pode-se elaborar uma lógica para o comando da válvula hidráulica que, conseqüentemente, comanda o atuador hidráulico.

Apresentamos, a seguir, a lógica para o controle da válvula de comando em função da fase da marcha e da sensorização na região plantar:

Fechamento	=	$\overline{S1} \cdot \overline{S2} \cdot \overline{S3} \cdot \overline{S4}$	(fase de apoio)
Abertura Parcial	=	$S1 \cdot \overline{S2} \cdot S3 \cdot \overline{S4}$	(fase de apoio)
Fechamento	=	$S1 \cdot S2 \cdot (S3 + S4)$	(fase de apoio)
Fechamento	=	$S1 \cdot S2 \cdot S3 \cdot S4$	(fase de apoio)
Fechamento	=	$\overline{S1} \cdot S2 \cdot S3 \cdot S4$	(fase de apoio)
Fechamento	=	$\overline{S1} \cdot \overline{S2} \cdot S3 \cdot S4$	(fase de apoio)
Fechamento	=	$\overline{S1} \cdot \overline{S2} \cdot \overline{S3} \cdot S4$	(fase de apoio)
Abertura Total	=	$\overline{S1} \cdot \overline{S2} \cdot \overline{S3} \cdot \overline{S4}$	(fase de balanço)
Abertura Parcial	=	$S1 \cdot S2 \cdot \overline{S3} \cdot \overline{S4}$	(escada)
Fechamento	=	$\overline{S1} \cdot S2 \cdot (S3 + S4)$	(escada)

7.3 Início da Fase de Apoio – 1ª Etapa.

No início da fase de apoio, somente o sensor S1 é acionado, como mostra a figura 7.2



Fig. 7.2 – Sensor de Início da Marcha.

Com o toque do calcanhar no solo, conseqüentemente tem-se um aumento da massa muscular em 60%, mantendo a válvula fechada.

A equação lógica fica da seguinte forma nesta etapa.:

Fechamento	=	$\overline{S1} \cdot \overline{S2} \cdot \overline{S3} \cdot \overline{S4}$	(fase de apoio)
------------	---	---	-----------------

7.4 Fase de Apoio – 2ª Etapa

A válvula abrirá parcialmente, proporcionando uma pequena flexão no joelho, a fim de amortecer o impacto no solo, como mostra a figura 7.3.



Fig. 7.3 – Fase de Apoio – Abertura

Abertura Parcial	=	$S1 \cdot \overline{S2} \cdot S3 \cdot \overline{S4}$	(fase de apoio)
------------------	---	---	-----------------

7.5 Fase de Apoio – 3ª Etapa

Com os sensores S1, S2, S3 ou S4 acionados na fase de apoio, tem-se o fechamento total da válvula de comando.



Fig. 7.4 – Fase de Apoio.

A equação lógica para esta etapa, fica da seguinte forma:

Fechamento	=	$S1 \cdot S2 \cdot (S3 + S4)$	(fase de apoio)
------------	---	-------------------------------	-----------------

7.6 Fase de Apoio – 4ª Etapa

A válvula de comando deverá continuar fechada quando não houver contato do calcanhar com o solo e os sensores S3 e S4 estiverem acionados.



Fig. 7.5 – Fase de Apoio – Etapa 5.

A equação lógica fica da seguinte forma:

$$\text{fechamento total} = \overline{S1} \cdot \overline{S2} \cdot S3 \cdot S4 \text{ (Fase de Apoio)}$$

7.7 Fase de Apoio – 5ª Etapa

Com o acionamento, somente do sensor S4 que determina a última etapa da fase de apoio a válvula de comando continua fechada, em função do aumento da massa corporal, como mostra a figura 7.6.



Fig. 7.6 – Fase de Apoio.

A equação lógica para esta etapa é:

$$\text{abertura parcial} = \overline{S1} \cdot \overline{S2} \cdot \overline{S3} \cdot S4 \text{ (Fase de Apoio)}$$

7.8 Fase de Balanço

Durante toda a fase de balanço, a válvula de comando estará totalmente aberta para que com o movimento do quadril e a inércia do pé, produza um movimento angular do joelho, proporcionando um distanciamento maior do piso, como mostra a figura 7.7.

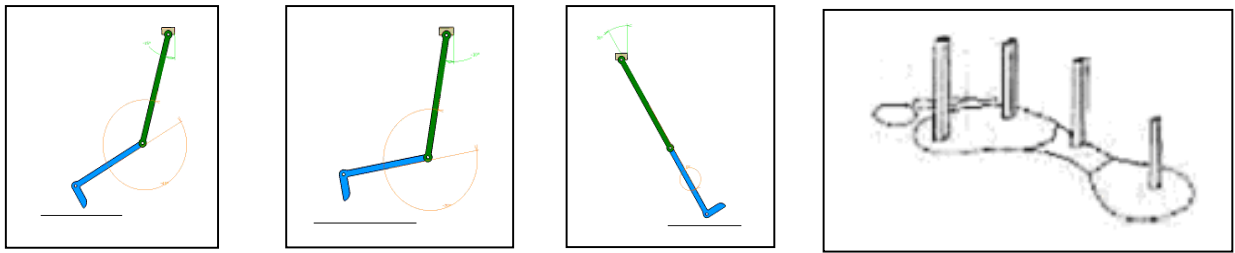


Fig. 7.7 – Fase de Balanço.

A equação lógica para esta fase é:

$$\text{Abertura Total} = \overline{S1} \cdot \overline{S2} \cdot \overline{S3} \cdot \overline{S4}$$

7.9 Fase de Apoio – Descendo Escada

Ao descer uma escada, colocando a metade do pé no degrau, os sensores S1 e S2 são acionados e a válvula de comando abre parcialmente, proporcionando movimento angular do joelho de forma lenta e suave, como mostra a figura 7.8. Com o movimento angular do joelho, o sensor do calcanhar (S1) será desacionado, permanecendo somente o sensor S2 acionado. Com isso, a válvula de comando fecha-se totalmente, travando a prótese.



Fig. 7.8 – Fase de Apoio – Escada.

Nesta etapa, a lógica de comando

$$\text{abertura parcial} = S1 . S2 . \overline{S3} . \overline{S4}$$

Visando maior segurança, pode-se colocar outra situação ao descer uma escada que dependerá da altura do espelho do degrau. Caso o espelho seja muito baixo e houver problemas no desligamento do sensor S1, a válvula fechará. Esta situação é mostrada na figura 7.9.



Fig. 7.9 – Fase de Apoio - Escada .

Com o sensor S2 acionado no meio pé, e os sensores S3 ou S4 acionados, a válvula fecha totalmente travando a prótese.

A equação lógica para esta fase é:

$$\text{fechamento total} = \overline{S1} . S2 . (S3 + S4)$$

7.10 Simulação Hidráulica da Seqüência

A sequência do comportamento hidráulico da prótese foi simulada no software Automation Studio V5.0. O software não permite a inserção de um componente novo em sua biblioteca e por isso, foi elaborado um circuito com as características da válvula de comando. A prótese, na figura 7.10, está na fase de apoio, e por esta razão podemos observar a pressão na câmara traseira do atuador. A válvula de comando está representada por uma 2/2 vias NF, uma retenção simples e um atuador de ação simples com a função da câmara compensadora.

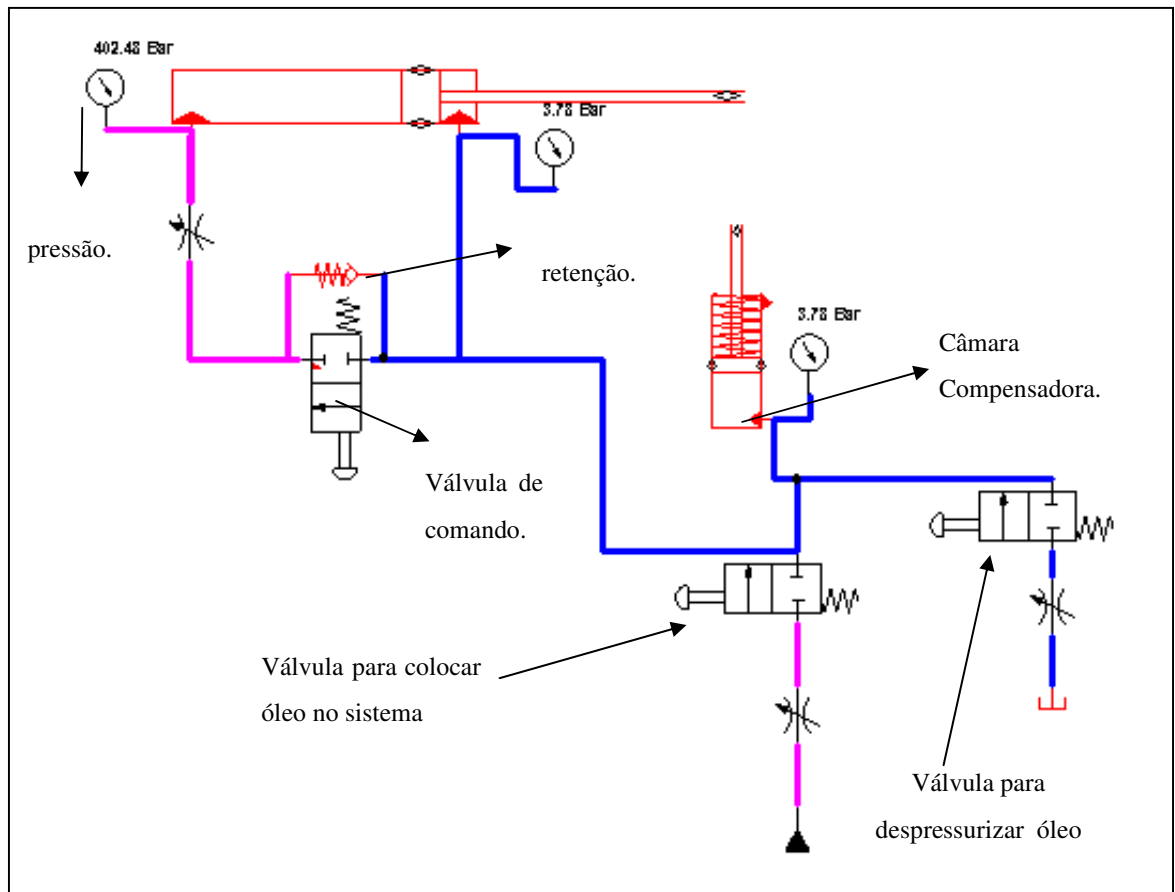


Fig. 7.10 – Prótese com Carga e Válvula Fechada.

Quando a válvula direcional se abre, o atuador recua em função da carga, e o óleo flui para a câmara dianteira do atuador através da válvula direcional e também para a câmara de compensação, comprimindo a mola, em virtude do recebimento de óleo do atuador, como mostra a figura 7.11.

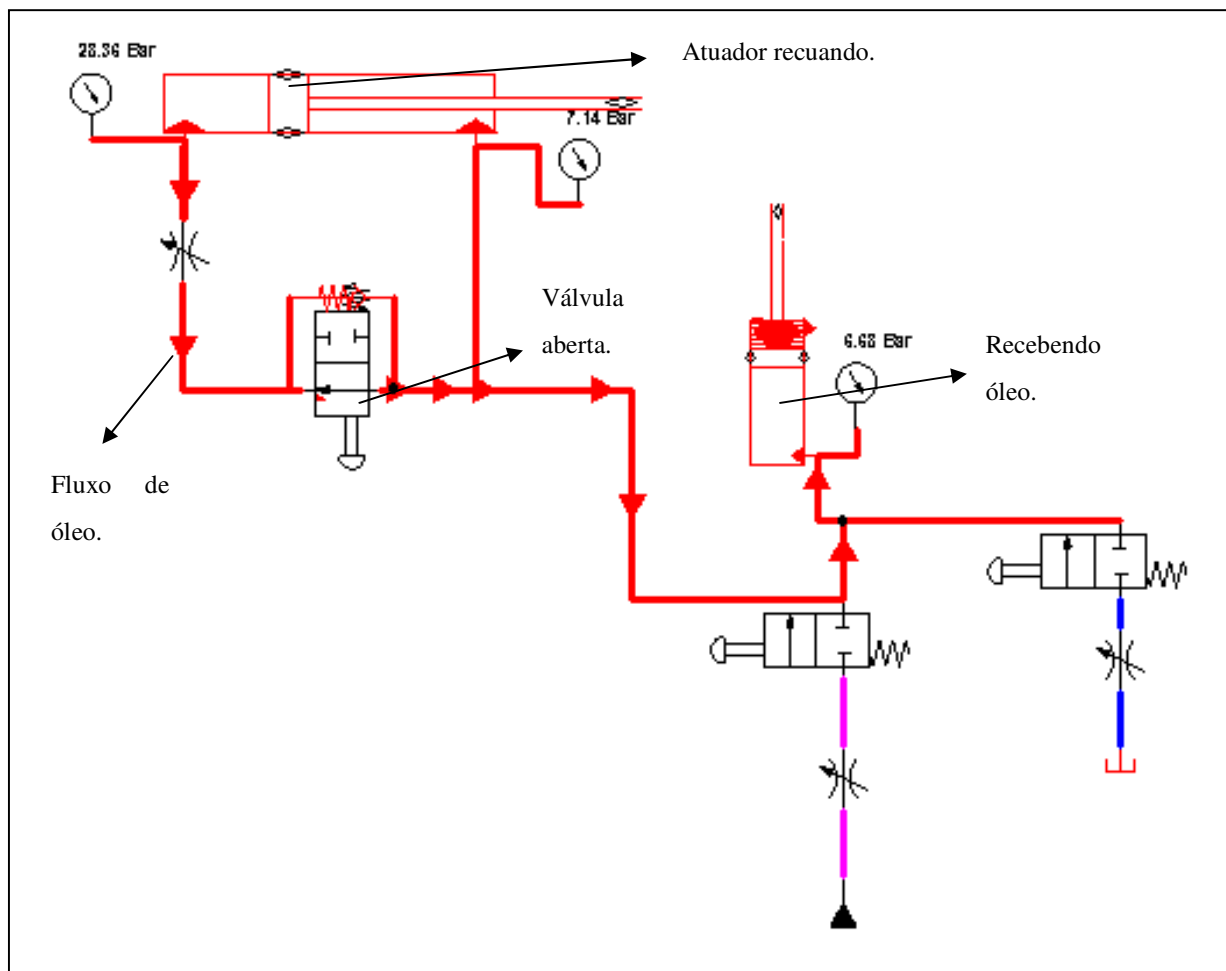


Fig. 7.11 – Prótese com Carga e Válvula Aberta.

Na fase de balanço, não havendo carga e a válvula de comando aberta, o atuador hidráulico se desloca no sentido de avanço, impulsionado pela inércia do movimento do coto, adicionado a pequena pressão gerada pela mola na câmara de compensação como mostra a figura 7.12.

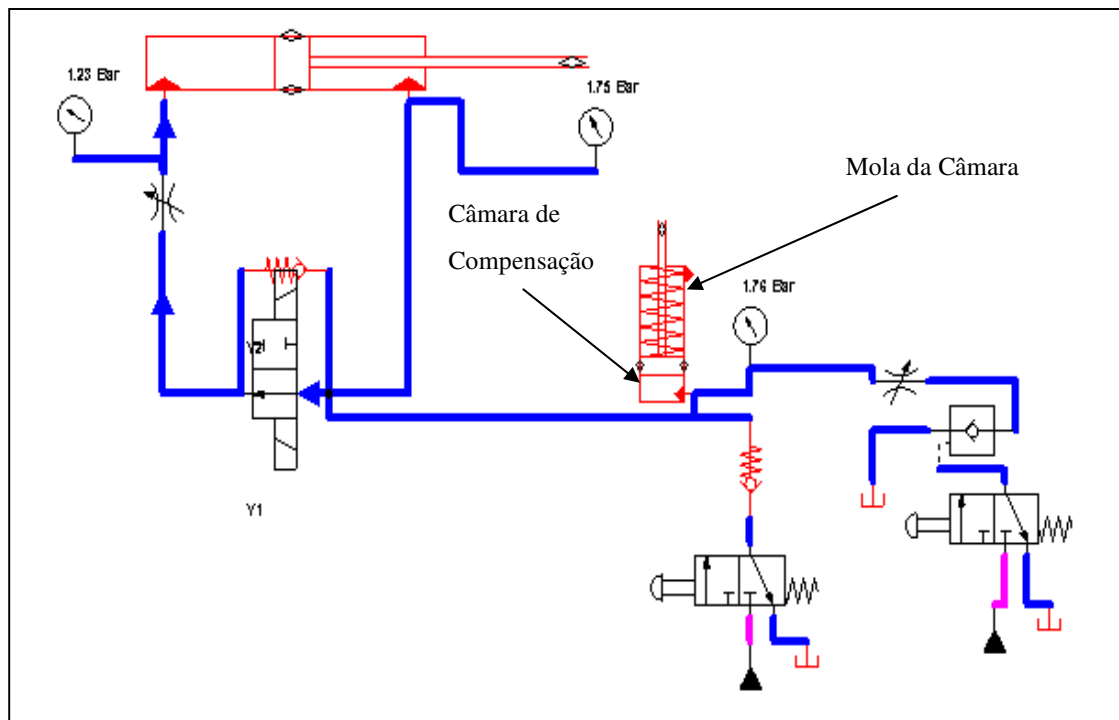


Fig. 7.12 – Prótese sem Carga e Válvula Aberta.

Mesmo que a válvula de comando esteja fechada por um problema qualquer, a prótese mesmo assim irá se estender. O fluxo de óleo passa pela válvula de retenção, garantindo com isso maior segurança para o usuário como mostra a figura 7.13.

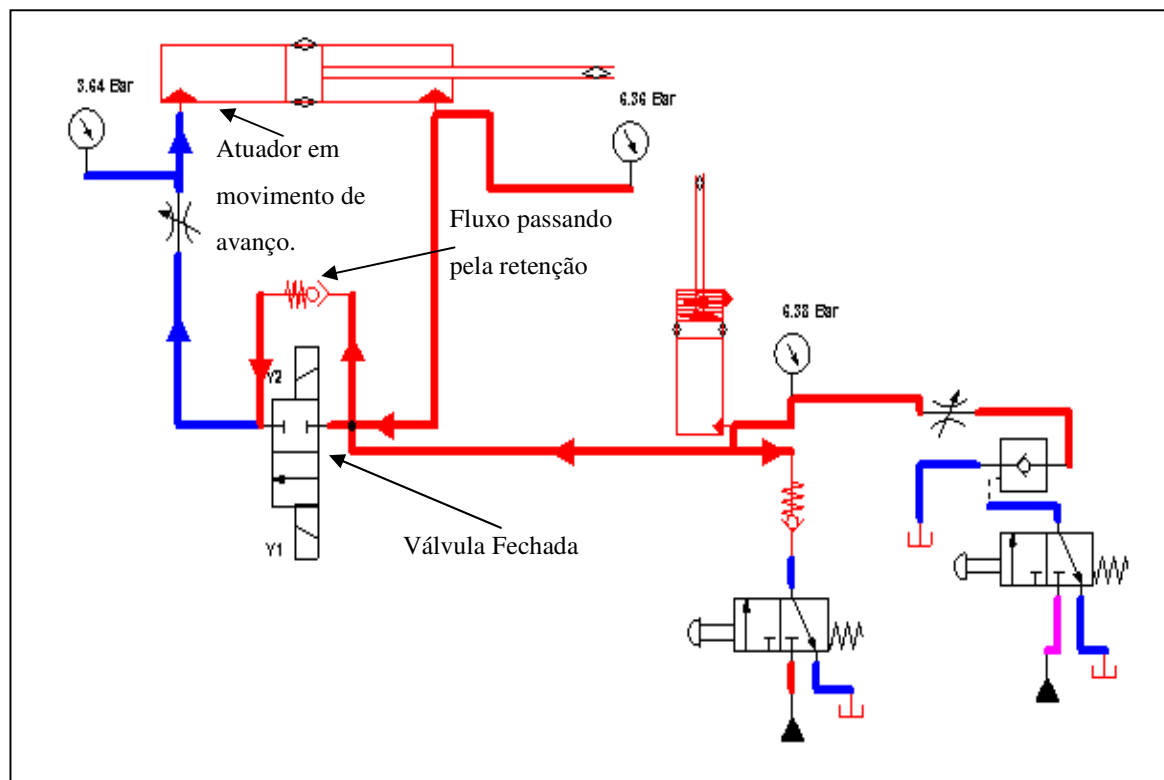


Fig. 7.13 – Prótese Sem Carga e Válvula Fechada.

7.10 Simulação do Comando Elétrico

A simulação foi feita com uma válvula acionada por duplo solenóide, com a finalidade de uma comparação mais próxima do real. O solenóide Y1 no circuito refere-se ao comando de abertura da válvula de comando. O solenóide Y2 refere-se ao comando de fechamento da válvula de comando. As chaves S1, S2, S3 e S4, referem-se aos sensores colocados na região plantar. Seguem as seqüências das lógicas de comando elétrico da válvula de comando, em função da combinação dos sensores da região plantar de acordo com as fases da marcha, como mostram as figuras 7.14 a 7.22.

Na fase de apoio com o toque do calcanhar no solo, o sensor S1 está acionado e a válvula de comando está fechada (Y2 acionado), como mostra a figura 7.14.

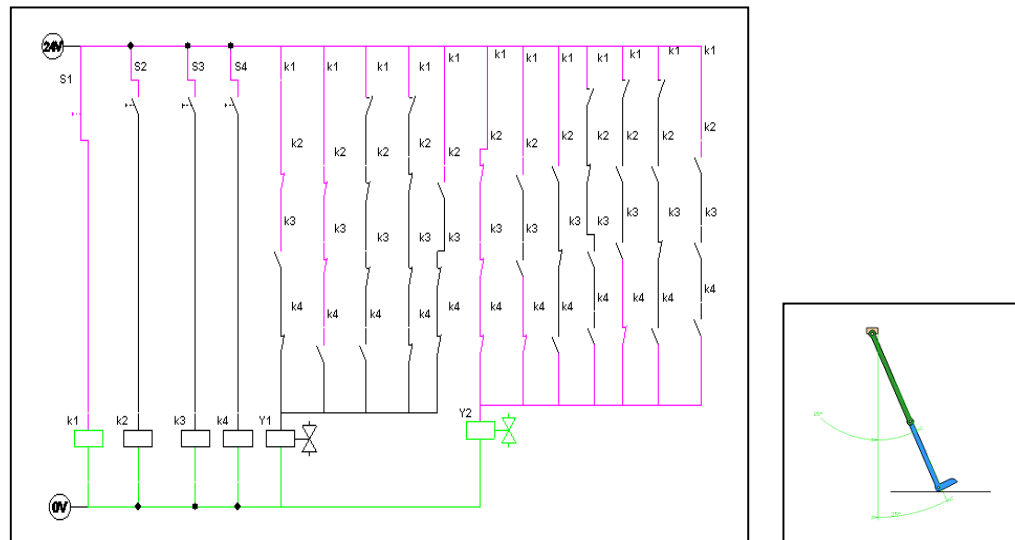


Fig. 7.14 – Prótese com Carga e Válvula Fechada.

Os sensores S1 e S3 são acionados na fase de apoio. É ligado o solenóide Y1 proporcionando a abertura da válvula de comando para flexão do joelho, como mostra a figura 7.15.

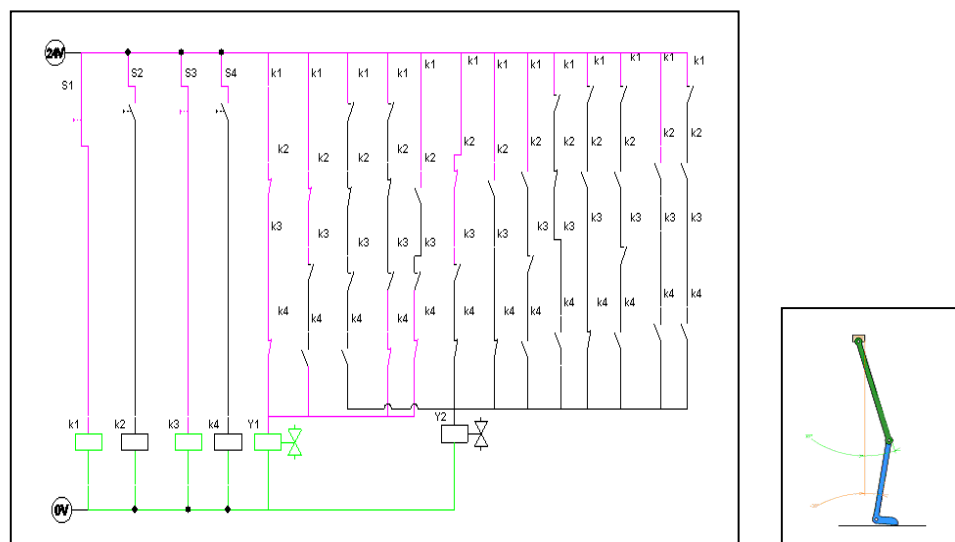


Fig. 7.15 – Prótese com Carga e Válvula Aberta.

Os sensores S1, S2 e S3 estão acionados, o solenóide Y2 está ligado proporcionando o fechamento da válvula de comando na fase de apoio, como mostra a figura 7.16.

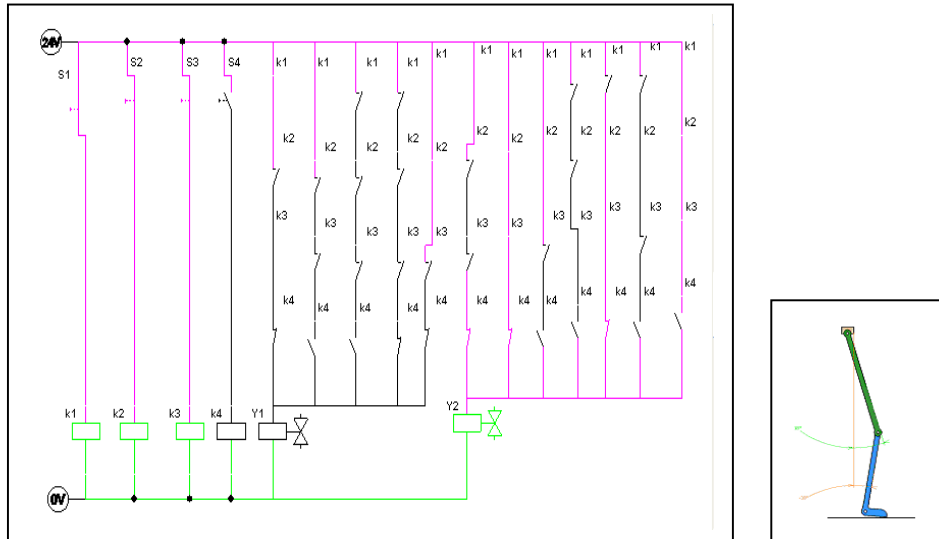


Fig. 7.16 – Prótese com Carga e Válvula fechada.

Os sensores S1, S2, S3 e S4 estão acionados, o solenóide Y2 está ligado e a válvula de comando está fechada na fase de apoio, como mostra a figura 7.17.

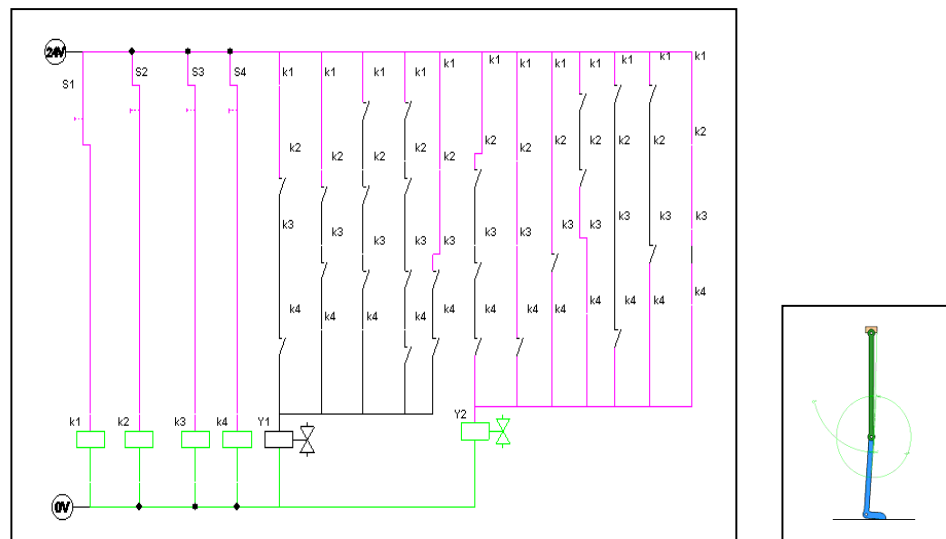


Fig. 7.17 – Prótese com Carga e Válvula Fechada.

Com o sensor S1 desligado e os sensores S2, S3 e S4 ligados, é acionado o solenóide Y2 e conseqüentemente a válvula de comando está fechada na fase de apoio, como mostra a figura 7.18.

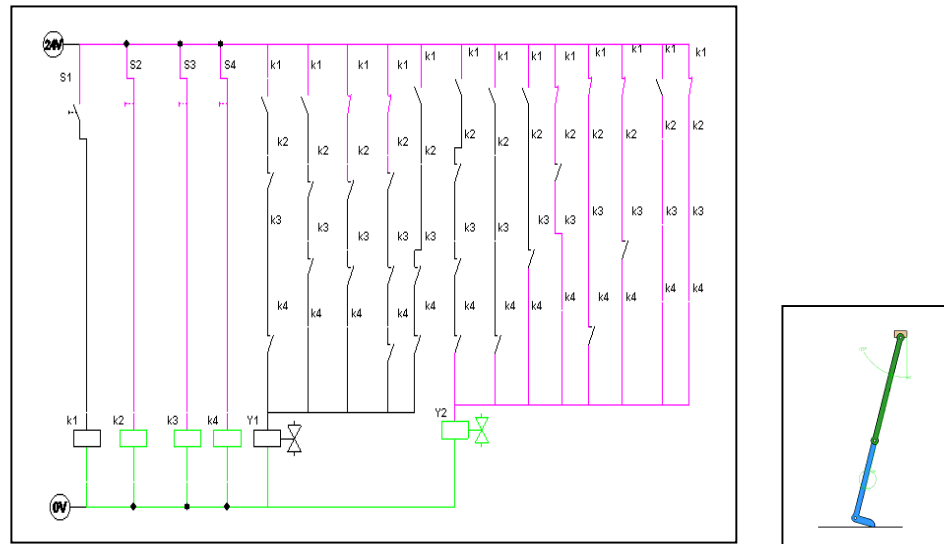


Fig. 7.18 – Prótese com Carga e Válvula Fechada.

Os sensores S1 e S2 desligados e os sensores S3 e S4 ligados, o solenóide Y2 é acionado e a válvula de comando está fechada na fase de apoio, como mostra a figura 7.19.

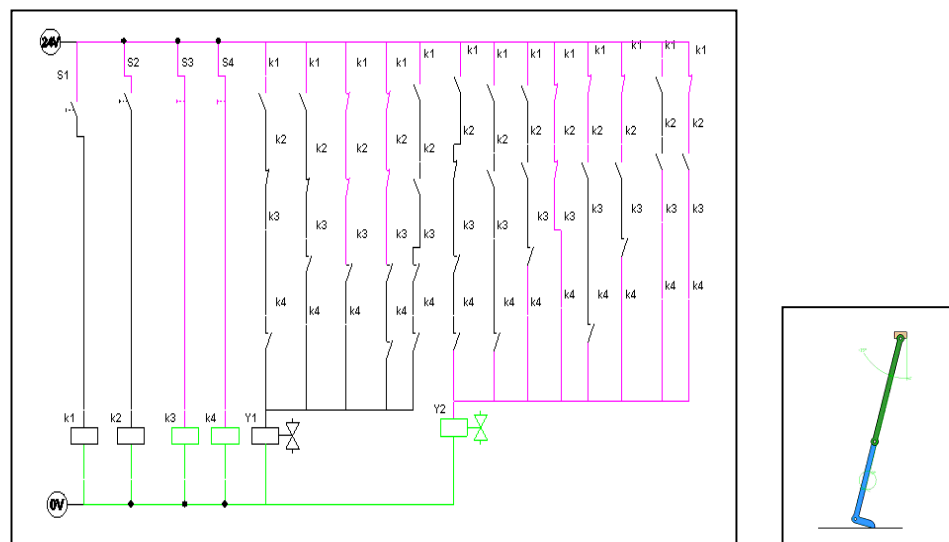


Fig. 7.19 – Prótese com Carga e Válvula Fechada.

Os sensores S1, S2 e S3 desligados e o sensor S4 ligado, o solenóide Y2 é acionado e a válvula de comando é fechada, como mostra a figura 7.20.

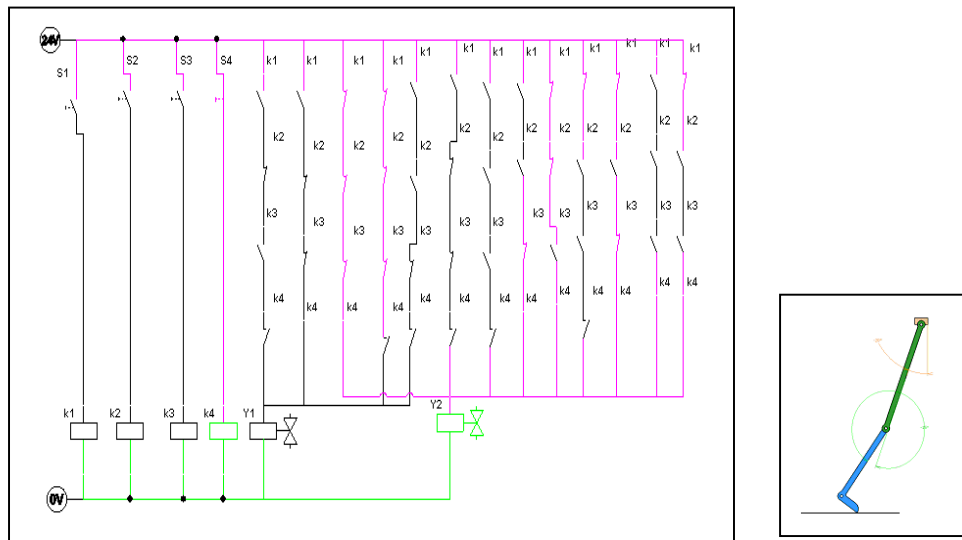


Fig. 7.20 – Prótese com Carga e Válvula Fechada.

Os sensores S1, S2, S3 e S4 desligados, o solenóide Y1 é acionado, abrindo a válvula de comando na fase de balanço, como mostra a figura 7.21.

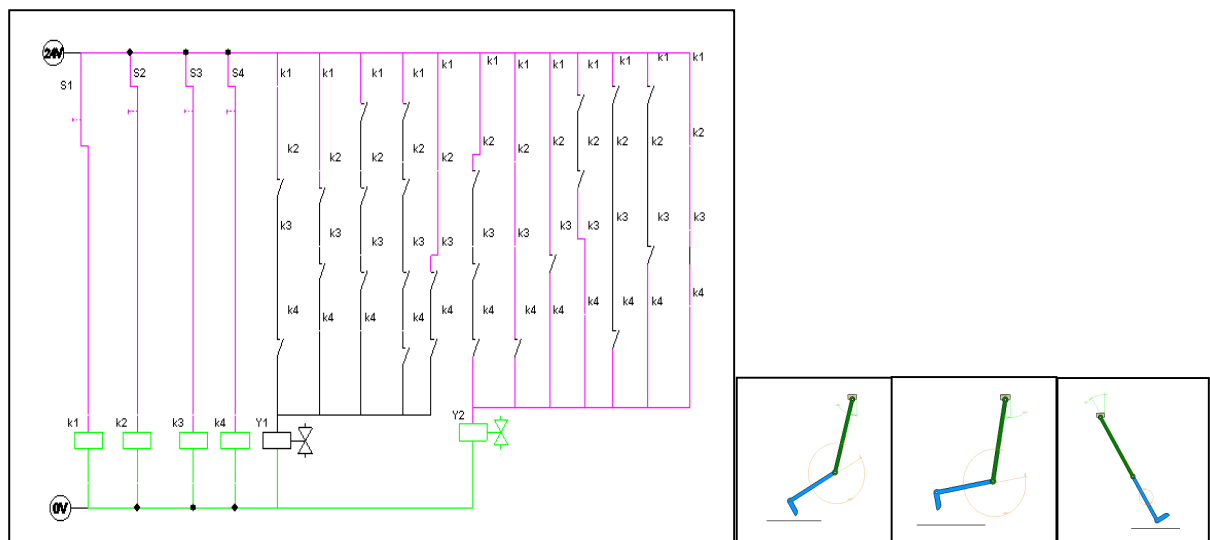


Fig. 7.21 – Prótese sem Carga e Válvula Aberta.

Com os sensores S1 e S2 acionados, o solenóide Y1 é ligado abrindo a válvula de comando, como mostra a figura 7.22.

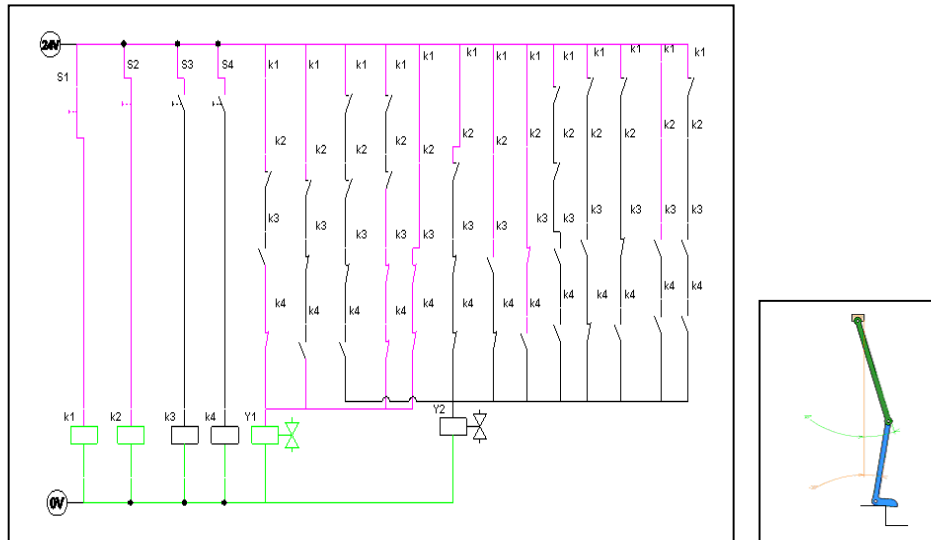


Fig. 7.22 – Prótese com Carga e Válvula Aberta. (escada)

Capítulo 8

Microcontrolador PIC

8.1 Introdução

A função do microcontrolador é comandar a abertura e fechamento da válvula de comando. O programa lógico para o controle da válvula de comando é elaborado no microcontrolador em função dos acionamentos dos sensores na região plantar em cada fase da marcha.

8.2 Definição

Um microcontrolador é um circuito integrado que possui internamente um microprocessador e todos os periféricos essenciais ao seu funcionamento, como:

Memória de programa – geralmente uma memória do tipo EPROM (memória apagável de somente leitura), onde serão armazenadas as informações de programa, ou seja, o que o microprocessador deve executar.

Memória de dados – geralmente uma memória do tipo RAM (memória de acesso randômico), onde ficarão armazenadas as informações de dados que o programa irá utilizar, geralmente é utilizada para guardar um valor ou um flag.

Memória de programa (FLASH) - para armazenar o programa que se escreveu. A memória fabricada com tecnologia FLASH pode ser programada e limpa mais que uma vez.

Porto A e Porto B: são ligações do microcontrolador e a parte externa.

Unidade Central de Processamento – faz a conexão com todos os blocos do microcontrolador, como mostra a figura 8.1

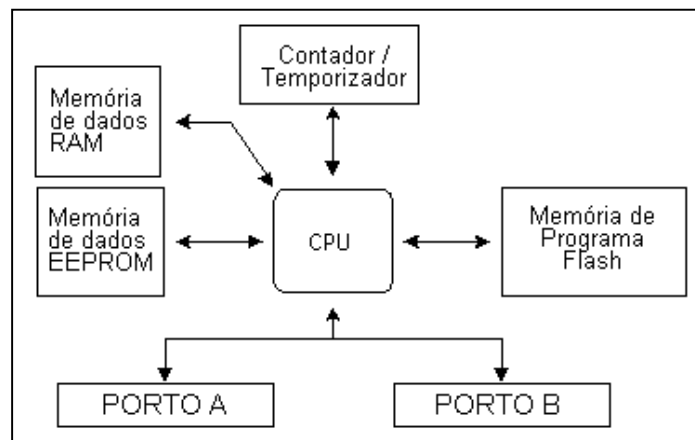


Fig. 8.1 Esquema do microcontrolador

No microcontrolador PIC encontramos arquiteturas diferentes como a Harvard e a Von-Neumann. A arquitetura Harvard, é um conceito mais recente da arquitetura Von-Neumann. Ela adveio da necessidade do microcontrolador trabalhar mais rápido. Na arquitetura de Harvard, a memória de dados está separada da memória de programa. Assim, é possível maior fluência de dados através da unidade central de processamento e conseqüentemente, maior velocidade de funcionamento. A separação da memória de dados da memória de programa, faz com que as instruções possam ser representadas por palavras com mais de 8 bits. É típico da arquitetura Harvard, ter uma quantidade menor de instruções e geralmente executados em um ciclo de relógio.

8.3 Arquitetura do Microcontrolador

Os microcontroladores Harvard, também são designados por “microcontroladores RISC”. RISC provém de Computador com um Conjunto Reduzido de Instruções (Reduced Instruction Set Computer). Já os microcontroladores com arquitetura Von-Neumann, são designados por Microcontroladores CISC”. O nome CISC deriva de Computador com um conjunto Complexo de Instruções (Complex Instruction Set Computer). Um microcontrolador RISC, possui um número reduzido de instruções, mais precisamente 35 (os microcontroladores da Intel e Motorola tem mais de cem instruções). Essas diferenças são mostradas na figura 8.2.

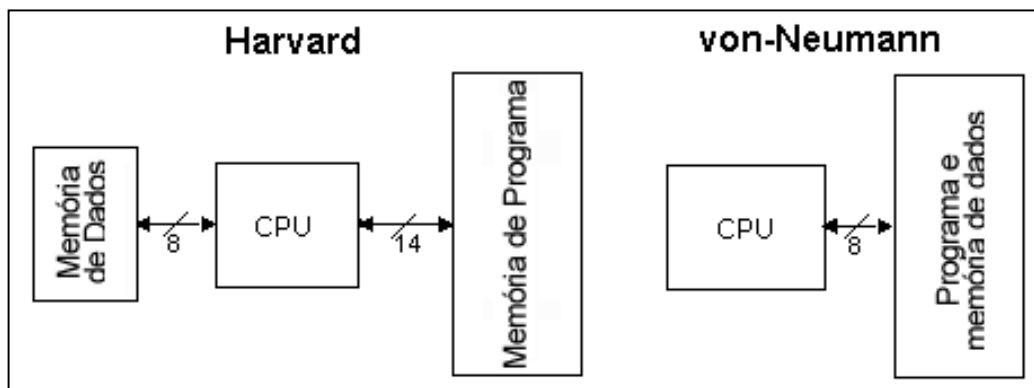


Fig. 8.2 Arquitetura Harvard x von Neumann

Todas essas instruções são executadas em um único ciclo, exceto instruções de salto e ramificação.

O microcontrolador PIC é adequado para muitas aplicações industriais, como também em sensores remotos, fechaduras elétricas, dispositivos de segurança, dispositivos alimentados por bateria em função do seu consumo baixo.

A memória EEPROM, torna mais facial a utilização dos microcontroladores em dispositivos onde o armazenamento permanente de vários parâmetros seja necessário (ex: código para transmissores, velocidade de um motor, frequências de recepção, etc). O baixo custo, o baixo consumo, a facilidade no manuseio e a flexibilidade, fazem com que o PIC possa ser

aplicado em várias áreas que anteriormente não eram utilizados (exemplo: funções de temporização, etc..)

A possibilidade deste chip ser programável no sistema, usando somente dois pinos para a transferência de dados, proporciona flexibilidade do produto, mesmo depois de sua montagem e teste, estarem completos.

Como exemplo, o PIC 16F84, tem um total de 18 pinos como mostra a figura 8.3. É mais freqüentemente encontrado numa cápsula DIP18, mas também pode ser encontrado numa cápsula SMD de menores dimensões que a DIP. DIP é abreviatura de Dual In Package (Empacotamento em Duas Vias). SMD é uma abreviatura para Surface Mount Devices (Dispositivos de Montagem em Superfícies), o que sugere que os pinos não precisam passar pelos orifícios da placa em que são inseridos, quando se solde esse tipo de componente.

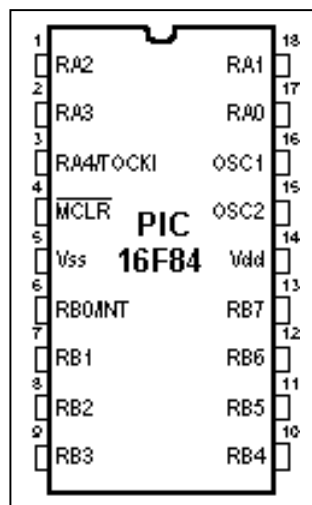
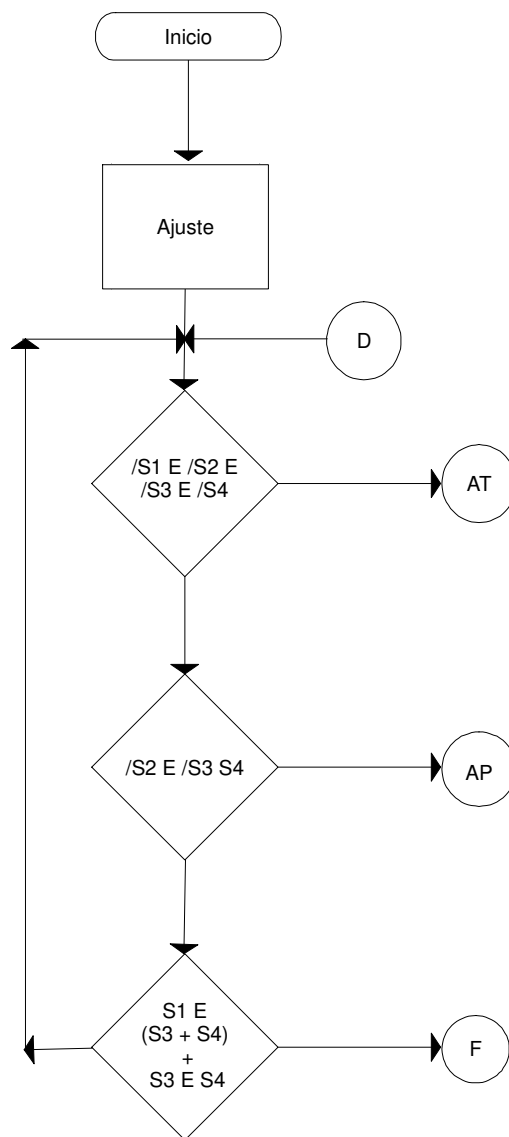


Fig. 8.3 - Pinagem do PIC 16F84

8.4 Fluxograma da Seqüência do Microcontrolador

A seqüência segue o seguinte fluxograma:



onde :

D = disparo do microcontrolador

AT = abertura total da válvula de comando.

AP = abertura parcial da válvula de comando.

F = fechamento da válvula de comando.

No início do programa, é feito o ajuste do motor de passo fazendo-o girar em sentido anti-horário, até o acionamento do sensor que detecta a posição inicial do motor de passo e, conseqüentemente, a posição fechada da válvula de comando.

Após o ajuste, o controle para o acionamento da válvula de comando, deve obedecer a seguinte lógica:

$$\overline{S1} . \overline{S2} . \overline{S3} . \overline{S4} = AT = \text{Abertura total da válvula de comando.}$$

$$\overline{S2} . \overline{S3} . S4 = AP = \text{Abertura parcial da válvula de comando.}$$

$$S1 . (S3 + S4) + S3 . S4 = F = \text{Fechamento da válvula de comando.}$$

O motor de passo tem 5 fios onde, 1 fio é o terra, e os outros quatro fios, são para cada bobina do motor, como mostra a seqüência na tabela 8.1.

Tabela 8.1 - Giro Completo

Cont	Rb0	Rb1	Rb2	Rb3	Valor Hexadecimal
0	0	1	0	1	(Fechamento) 05
1	1	0	0	1	09
2	1	0	1	0	(Abertura Parcial) 0A
3	1	1	0	0	0C
4	0	1	0	1	(Abertura total) 05
5	0	1	1	0	06
6	1	0	1	0	0A
7	0	0	1	1	03
8	0	1	0	1	05

Com uma variável monitorando cada posição do motor de passo através da contagem dos pulsos, podemos saber quando o motor de passo está na sua posição inicial ou, em qualquer outra posição intermediária.. Verificando o valor do contador e comparando com a posição em que se está (variável pos), pode-se movimentar até a posição desejada.

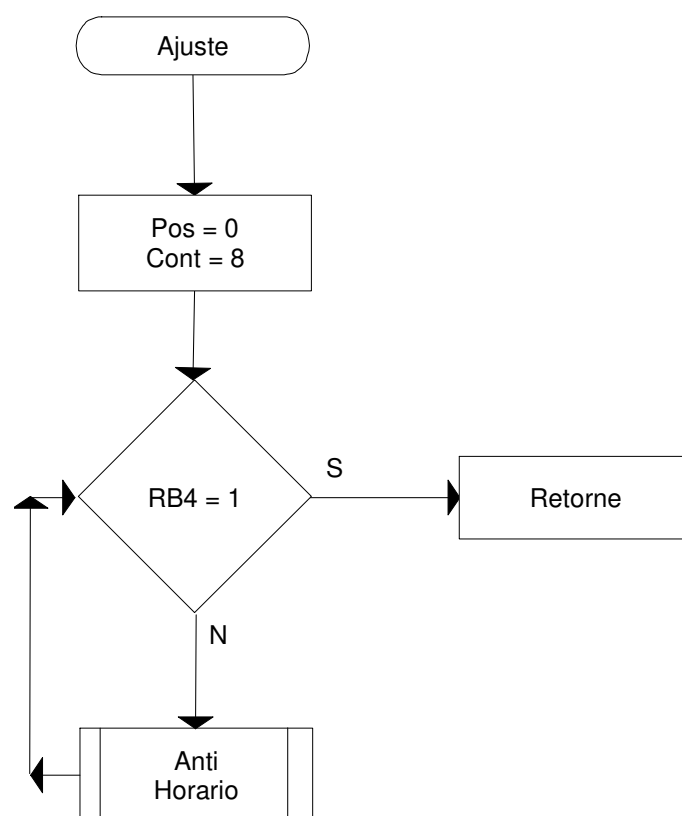
As entradas utilizadas no PIC são:

RA0 = S1, RA1 = S2, RA2 = S3, RA3 = S4, RB4 = Sensor de posição On-Off.

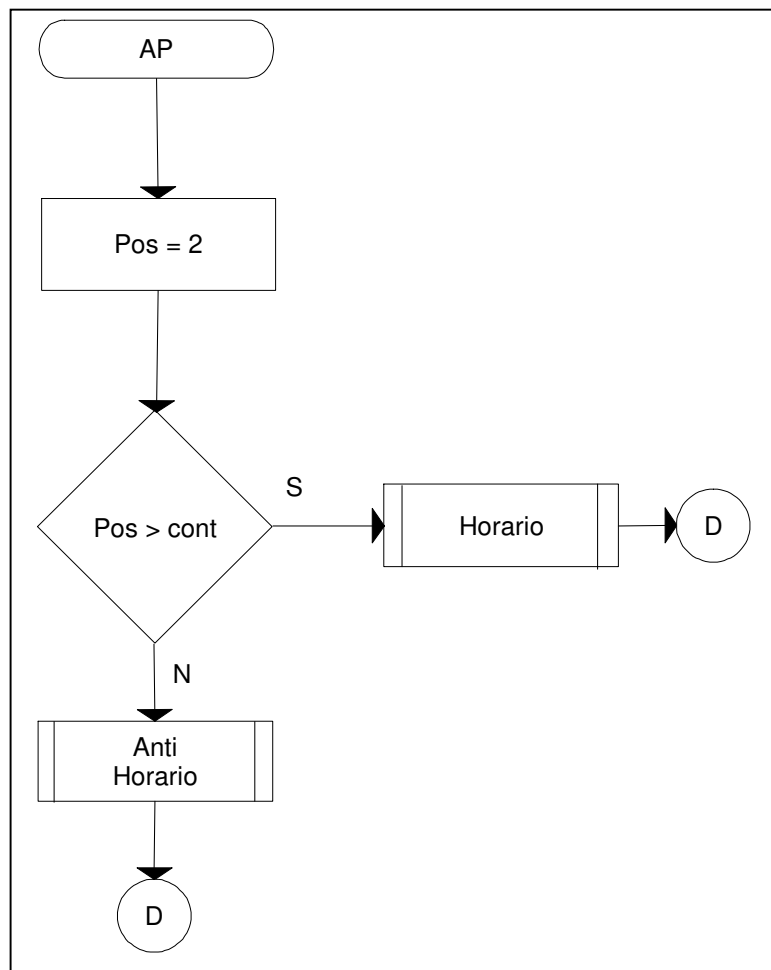
As saídas para acionamento do motor são:

RB0, RB1, RB2, RB3.

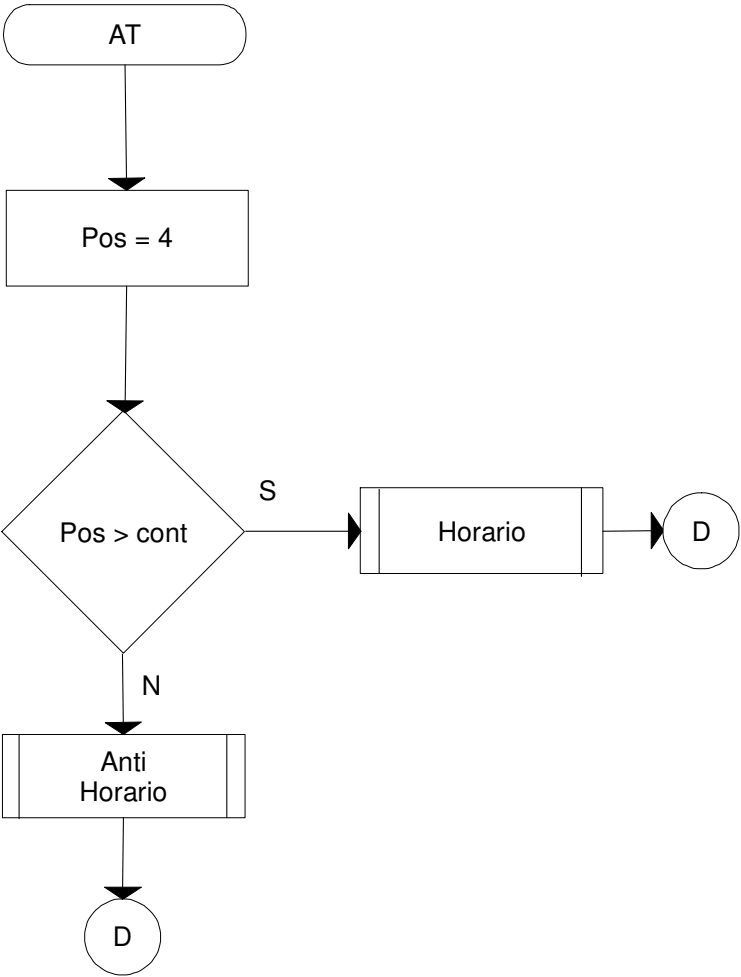
O Fluxograma para o ajuste inicial da posição da válvula segue abaixo:



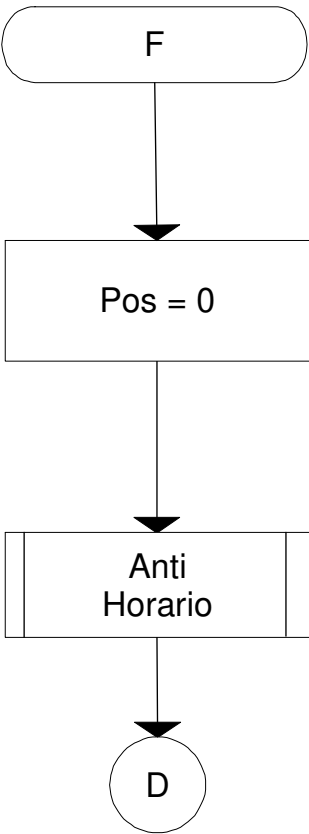
Os fluxogramas de avanço parcial (AP), avanço total (AT) e fechamento (F) seguem em sequência:



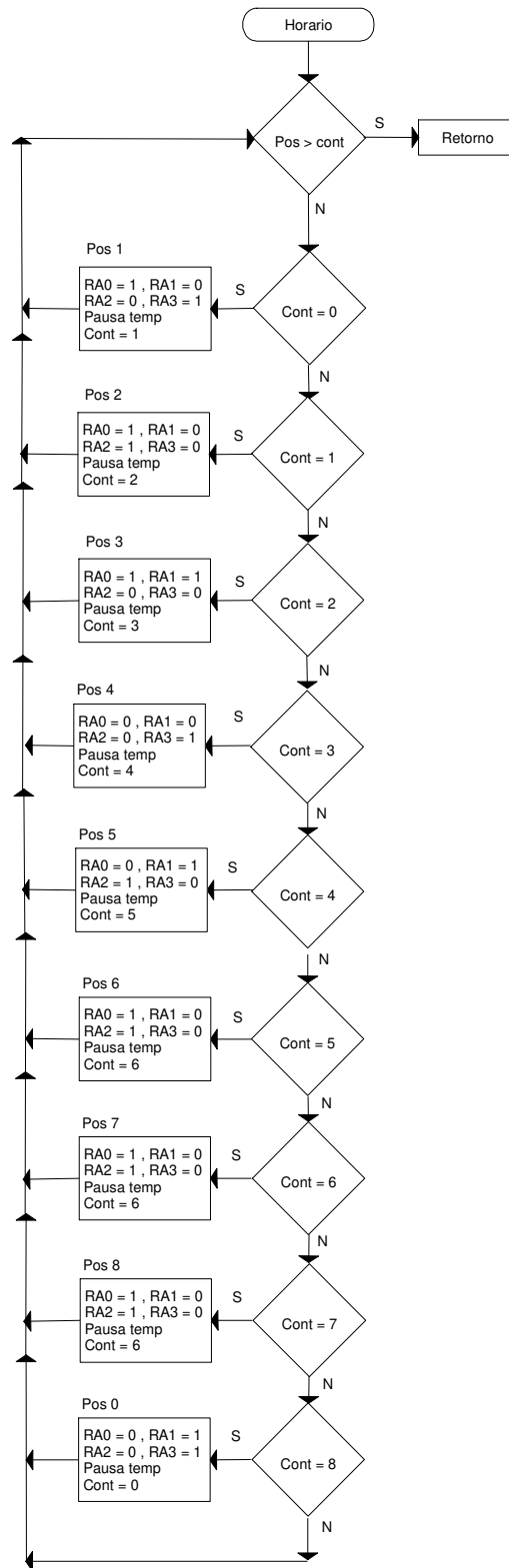
O Fluxograma para a abertura total da válvula:



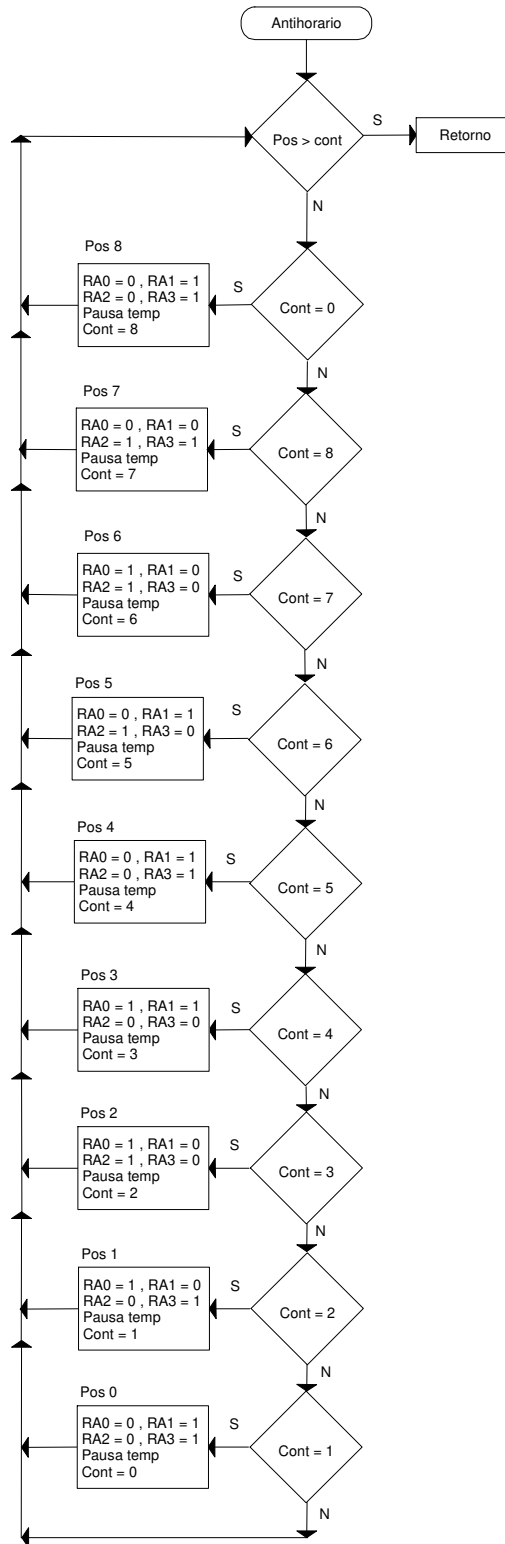
O fluxograma para o fechamento da válvula:

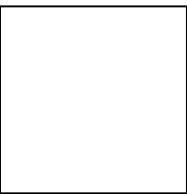


Fluxograma da rotação do motor no sentido horário:



Fluxograma do movimento do motor no sentido anti-horário:





Estes são os fluxogramas de controle do motor de passo, utilizando um sensor de início de curso e uma variável para controlar em qual passo o motor está. Desta forma, podemos posicionar o motor em qualquer posição após o ajuste inicial.

Capítulo 9

Conclusões Finais

Neste trabalho foram desenvolvidas metodologias necessárias para a implementação de uma prótese hidráulica de membro inferior, visando a reprodução dos movimentos do membro amputado, com funções próximas de um membro natural.

Segundo informações obtidas pelo responsável do setor da manutenção de próteses da AACD (Associação de Assistência à Criança Defeituosa), a média do custo deste produto importado é de U\$ 25000.00, e o governo fornece subsídio somente para próteses mais simples (mecânicas), tornando difícil o acesso às pessoas mais carentes às próteses de melhor qualidade e conseqüentemente mais confortáveis.

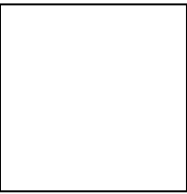
Com a utilização dos materiais e da mão de obra nacional, pode-se obter um custo final deste produto bem menor, com relação às próteses importadas existentes no mercado.

Para a automatização da prótese, foram utilizados conceitos de automação industrial, cinesiologia e robótica e seguido os seguintes passos:

a) Revisão Bibliográfica para posicionamento do problema, com o estudo das amputações, as causas e a evolução das próteses até os nossos dias.

b) Estudo cinesiológico das articulações dos membros inferiores

c) Estudo dos elementos da prótese como a hidráulica, atuadores hidráulicos retilíneos, válvulas controladoras de fluxo com comando elétrico, válvulas de retenção, microcontroladores, atuador elétrico e sensores de pressão.



d) Desenvolvimento da eletroválvula de comando para o comando da prótese

6. Elaboração de algoritmos para controle cinemático da prótese, em função da marcha humana.

Metas Futuras a serem desenvolvidas

- Prototipagem da eletroválvula
- Prototipagem da prótese completa do joelho
- Comando lógico com microcontrolador PIC

Referências Bibliográficas

Baumann, Z., Modernidade e Ambivalência. Rio de Janeiro, Jorge Zahar, 1995.

Boccolini, F., Reabilitação-Amputados, São Paulo, Robe-Livraria Editora, 1990.

Bollmann, A. , Fundamentos da Automação Industrial Pneutrônica, ABHP, 1996.

Bruneira, C.A.V. Estudo Biomecânico da Locomoção Humana: Dissertação de Mestrado, EEF-USP, São Paulo, 1994.

Capuano, F. G., Elementos da Eletrônica Digital, 36ª Ed., Ed. Érica, São Paulo, 2001.

Carvalho, A., Amputações de Membros Inferiores: Em Busca da Plena Reabilitação. 1ª ed. São Paulo: Manole Ltda, 1999.

Chamlam, T.R., Marcha em Amputados, Lemos Editorial, São Paulo, 1997.

Festo Didactic, Hidráulica Industrial, São Paulo, Festo Didactic, 2001.

Festo Didactic, Introdução à Hidráulica Proporcional, São Paulo, Festo Didactic, 1991.

Gange, R., Técnicas de Aplicação e Montagem de Comandos Hidráulicos, São Paulo, Festo Didactic, 1988.

Dorr H., Ewald R., Tecnologia das Válvulas Proporcionais e Servo-Válvulas, Diadema, Rexroth, 1999.

Gange R., Introdução a Sistesmas Eletrohidráulicos, Festo Didactic, 1988.

Meixner H. S. E., Técnicas de Aplicação de Comandos Eletrohidráulicos, São Paulo, 2 Ed., São Paulo, Festo Didactic, 1988.

Fialho, A.B., Automação Hidráulica, Projetos e Dimensionamento de Circuitos, São Paulo, Érica, 2002.

Fialho, A.B., Automação Pneumática: Projetos, Dimensionamento e Análise de Circuitos, São Paulo, Érica, 2003.

Friedmann, L.W., Reabilitação de Amputado de Membro Inferior, 4ª Ed, São Paulo, Manole, 1994.

Gajski, D. D., Principles of Digital Designer, Prentice Hall, 1997.

Gange, R., Introdução a Sistemas Eletrohidráulicos, São Paulo – Feste Didactic, 1988.

Guyton, A. C. Fisiologia Humana. Rio de Janeiro: Editora Guanabara, Koogan S.A, 1988.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatísticas (IBGE) , Senso 2000.

Isabel, de C.N. Sacco, Biomecânica da Marcha Humana, 2001.

Kapandji, I. A., Fisiologia Articular, São Paulo, Manole, v2, 1987.

Lopes, C.V., Amputação de Membros Inferiores de Causa Vascular, Revista da Amrigrs, 1994.

Mamede, J. F., Instalações Elétricas Industriais, Ed. LTC, 4ª Ed., 1995.

Matiotti, M.L.V., A Reabilitação do Amputado, 1ª Ed, São Paulo, Robe Editora, 1992.

Neto J. M. A., Manual de Hidráulica, 8ª Ed., Ed. Edgard Blucher, São Paulo, 2003.

Ottobockus, 2000 Manufacturers of Myoelectric, Passive, and Body-Powered Components.
Disponível em: <<http://www.ottobockus.com>> acesso em 10 nov. 2004.

Parker Training, Tecnologia Hidráulica Industrial, Jacareí, Parker Hannifin, 2001.

Pereira F., Microcontroladores PIC, São Paulo, Érica, 2003.

Perry, J., The Mechanics of Walking a Clinical Interpretation. Physical Therapy, Vol. 47, 1984.

Rexroth, Princípios Básicos e Componentes da Tecnologia dos Fluidos, Treinamento Hidráulico Vol 1, 1991.

Rexroth, Tecnologia das Válvulas Proporcionais e Servo Válvulas, Treinamento Hidráulico Vol 2, 1987.

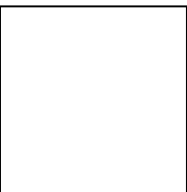
Smith, L. K., Weiss, E.L., Lehmkuhl, D., Cinesiologia Clínica de Brunnstron.

Souza, D. J., Desbravando o PIC, Ampliado e Atualizado pa 16F628A, 8ª Ed., Érica, São Paulo, 2003.

Souza, D. J., Lavinia, N. C., Conectando o PIC, 3 Ed., Érica, São Paulo, 2001.

Taub, H., Circuitos Digitais e Microprocessadores, McGraw-Hill, 1984.

Taub, H., Circuitos Digitais e Microprocessadores, McGraw-Hill, 1984.



Thelen, E., Development of Coordinated Movement: Implications for Early Development M. Wade & H.T.A. Whiting (eds.) (1986).

Tipler, P., Eletricidade e Magnetismo, Ed. LTC, 3ª Ed., 1995.

Tooms, R.E., Princípios Gerais das Amputações, 8ª Ed, São Paulo, Manole, 1996.

Winter, D., The Biomechanics and Motor Control of Human Gait. Normal, Elderly and Pathological. Ontario, Canadá, University of Waterloo Press, 1991.

Zanco, W. S., Microcontroladores PIC 16F628A, Uma Abordagem Prática e Objetiva, 1ª Ed., Érica, São Paulo, 1999.

Zernicke, R. F. & Schneider, K., Biomechanics and Developmental Neuromotor Control, Child Development, n. 64, 1993.