

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

**“CONTROLE DE UM MOTOR DE CORRENTE
CONTÍNUA PARA USO EM ÓRTESES E PRÓTESES”**

BRUNO DE MENEZES GARRIDO

Belo Horizonte, 30 de Março de 2008

Bruno de Menezes Garrido

**“CONTROLE DE UM MOTOR DE CORRENTE
CONTÍNUA PARA USO EM ÓRTESES E PRÓTESES”**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Calor e Fluido

Orientador: Prof. Marcos Pinotti Barbosa

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

Ano 2008

“Existe uma coisa que uma longa existência me ensinou: toda a nossa ciência, comparada à realidade, é primitiva e inocente; e, portanto, é o que temos de mais valioso” Albert Einstein

AGRADECIMENTOS

Sinto-me feliz de poder agradecer formalmente ao meu orientador Marcos Pinotti pela confiança depositada em mim. Confiança mantida mesmo nas dificuldades.

Gostaria de agradecer aos meus pais pelo apoio incondicional. Ao meu pai que nunca mediu esforços para me ajudar.

Agradeço aos amigos que me acompanharam e me deixarem compartilhar os vários sentimentos que surgiram durante esta longa jornada.

Agradeço o pessoal do LABBIO, especialmente o Fabio e o Rafael pela ajuda técnica e científica.

Gostaria de agradecer especialmente a Carla, por acreditar em mim, por estar comigo (mesmo que não fisicamente) nos momentos mais difíceis e por me ajudar enormemente na confecção deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

*"Se as pessoas soubessem o quão
duramente eu trabalhei para obter
a minha habilidade, ela não pareceria
tão maravilhosa depois de tudo"*

Michelangelo

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	8
LISTA DE GRÁFICOS	12
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	14
RESUMO	15
1 INTRODUÇÃO	16
1.1 Objetivos	17
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
2.1 Próteses	18
2.2 Sinais de Controle	23
2.2.1 Eletromiografia	23
2.2.2 Mecanomiografia	25
2.2.3 Sonomiografia	27
2.3 Tipos de controle	28
2.3.1 Controle <i>on/off</i>	28
2.3.2 Controle proporcional	28
2.3.3 Controle “ <i>compliance</i> ”	28
2.3.4 Reconhecimento de padrões	29
2.4 <i>MARCUS Hand</i>	30
2.5 <i>Osaka Hand</i>	33
3 METODOLOGIA	35
3.1 Push Button	35
3.2 <i>Encoder</i> incremental	36
3.3 Função <i>Position</i>	39
3.4 Função <i>Squeeze</i>	39
3.5 Função <i>Close</i>	39
3.6 Função <i>Hold</i>	40
3.7 Servomotor	40
3.8 PWM	42
3.9 A modulo automático	43
3.9.1 O tubo de PVC	45

3.9.2 O motor DC	45
3.9.3 O dedo artificial	46
3.9.4 O mancal	47
3.9.5 O sensor de deslizamento	47
3.10 A placa de aquisição de dados	48
3.11 O conversor V/F	48
3.12 O fotoacoplador	50
3.13 O conversor F/V	51
3.14 O amplificador de tensão	52
3.15 O transistor de potência	53
3.16 O algoritmo de controle	53
3.16.1 O cálculo da velocidade	55
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	61
5 CONCLUSÕES	67
6 PERSPECTIVAS FUTURAS	68
ABSTRACT	69
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	70

LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 2.1. Proposta da Otto Bock Industry, para classificar próteses de mão através da fonte de energia. FONTE- CUNHA, 2002, p. 22
Pág. 18
- FIGURA 2.2. Prótese de mão estética de PVC.
Pág. 19
- FIGURA 2.3. Exemplo de uma prótese de mão passiva de trabalho. Retirada do filme "Hook: A volta do capitão gancho".
Pág. 19
- FIGURA 2.4. Exemplos de próteses de mão ativas de força própria de fonte direta. Produtos das empresas Otto Bock (primeira) e Hoster (segunda). FONTE- <http://www.ottobock.com/> (05/2007)
Pág. 20
- FIGURA 2.5. Exemplo de uma prótese de mão ativa de força própria de fonte indireta. FONTE- http://www.aacd.org.br/ortopedia_prods_protases.asp (05/2007)
Pág. 20
- FIGURA 2.6. Exemplo de uma prótese de mão ativa de força própria de fonte indireta que possui um fator estético.
Pág. 21
- FIGURA 2.7. Exemplo de uma prótese ativa pneumática para desarticulação de ombro. FONTE- (MAQUARDT, 1965)
Pág. 21
- FIGURA 2.8. Exemplos de próteses mioelétricas da Otto Bock Industry. FONTE- <http://www.ottobock.com/> (05/2007)
Pág. 22
- FIGURA 2.9. Exemplo de uma prótese híbrida. FONTE- <http://www.ortopediasajose.com.br/site/index.asp?inc=genericasdetalhe&ref=49&secao=Próteses&tipo=Próteses> (05/2007)
Pág. 22
- FIGURA 2.10. Representação de um amplificador diferencial captando um sinal mioelétrico. FONTE- (SOUZA, 2006)
Pág. 23

- FIGURA 2.11. Representação esquemática da geração do Sinal Mioelétrico de um músculo, a partir da somatória dos trens de MUAPs das n unidades motoras deste músculo. FONTE- (SOUZA, 2006) Pág. 24
- FIGURA 2.12. Representação de eletrodos bipolares. FONTE- (ORTOLAN, 2002) Pág. 25
- FIGURA 2.13. O CMASP. O sensor usado para captar o sinal mecanomiografico. (A) Vista de cima. (B) Vista de baixo. (C) Esquema. (D) Vista de baixo com o encapsulamento. Posteriormente uma membrana deve ser adicionada para selar um compartimento de ar. FONTE- Adaptado de (SILVA, 2005) Pág. 26
- FIGURA 2.14. comparação feita do sinal mioelétrico “em claro” e o sinal mecanomiográfico “em escuro”. O sinal mioelétrico foi captado por sensores mioelétricos padrões da Otto Bock e o sinal mecamiografico foi captado por SMASPs. FONTE- Adaptado de (SILVA, 2005) Pág. 26
- FIGURA 2.15. Posicionamento dos marcadores e do scanner de ultra-som no antebraço. FONTE- (ZHENG, 2005) Pág. 27
- FIGURA 2.16. O scanner de ultrassom posicionado do antebraço de um amputado, para captar as variações na área da seção do músculo. FONTE- Adaptado de (ZHENG, 2005) Pág. 28
- FIGURA 2.17. Desenho de como se comportam os dedos de uma prótese que usa o controle *compliance*. Os atuadores se comportam como uma mola virtual. FONTE- (PONS, 2005) Pág. 29
- FIGURA 2.18. MARCUS *Hand* FONTE- (CUNHA, 2002) Pág. 30
- FIGURA 2.19. Diagrama de estado da MARCUS *Hand*. FONTE- Adaptado de (KYBERG, 1995). Pág. 31
- FIGURA 2.20. Esquema de controle do sinal EMG da MARCUS *Hand*. FONTE- Adaptado de (KYBERG, 1995). Pág. 32
- FIGURA 2.21. A Osaka *Hand* segurando objetos frágeis. FONTE- (RYUHEI, 2005) Pág. 33

FIGURA 2.22. O diagrama de blocos do controle da Osaka *Hand*. O ângulo e o torque são controlados pelos sinais EMGs dos músculos flexores e extensores. FONTE- Adaptado de (RYUHEI, 2005)

Pág. 34

FIGURA 3.1. *Push Button*. Quando o botão é pressionado fecha-se o contato elétrico entre 1 e 2.

Pág. 36

FIGURA 3.2. O sensor de deslizamento. O *encoder* usado foi retirado de um mouse mecânico padrão, mas a parte estrutural do mouse foi aproveitada.

Pág. 36

FIGURA 3.3. Esquema de um encoder incremental. FONTE - Adaptado de <http://www.clrwtr.com/Accu-Coder-Encoders-How-To.htm> (05/2007)

Pág. 37

FIGURA 3.4. Diagrama de bloco da estratégia usada no projeto de controle da prótese. Os termo flexão e extensão se referem a magnitude do sinal provenientes dos músculos flexores e extensores respectivamente.

Pág. 38

FIGURA 3.5 – Movimentos do servo em função do sinal recebido. FONTE - <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/c/cb/Servos.JPG/400px-Servos.JPG> (05/2007)

Pág. 41

FIGURA 3.6. Esquema utilizado para controlar o servomotor usado como atuador. O controle de posição é feito pela saída digital no DAQ conectada na entrada padrão do servomotor. O controle de torque é feito pela saída analógica do DAQ conectada diretamente na entrada do motor DC do servomotor.

Pág. 42

FIGURA 3.7. A interface do programa de simulação da inteligência artificial da prótese. À esquerda encontra-se as entradas. À direita encontra-se as saídas à embaixo a função em que a prótese se encontra.

Pág. 43

FIGURA 3.8. A bancada de testes.

Pág. 44

FIGURA 3.9. O tubo e PVC usado nos testes.

Pág. 44

FIGURA 3.10. Esquema usado para controlar o motor DC nos testes do modulo automático do controle.

Pág. 46

FIGURA 3.11. O dedo artificial. Uma borracha foi adicionada a chapa de alumínio para aumentar o coeficiente de atrito entre o dedo artificial e o objeto.

Pág. 46

- FIGURA 3.12. O mancal de teflon. Pág. 47
- FIGURA 3.13. A placa de aquisição usada nos testes. USB-6009 da National Instruments. FONTE- www.ni.com (05/2007) Pág. 48
- FIGURA 3.14. Diagrama de blocos simplificado do CI LM331. FONTE- Adaptado de http://www.datasheetcatalog.net/pt/datasheets_pdf/L/M/3/3/LM331.shtml (05/2007) Pág. 49
- FIGURA 3.15. Circuito usado como conversor V/F. FONTE- http://www.datasheetcatalog.net/pt/datasheets_pdf/L/M/3/3/LM331.shtml (05/2007) Pág. 50
- FIGURA 3.16. Pinagem do fotoacoplador 6N138. FONTE- http://www.datasheetcatalog.com/datasheets_pdf/6/N/1/3/6N138.shtml (05/2007) Pág. 50
- FIGURA 3.17. Configuração usada para fazer uma isolamento galvânica. Esquema de um fotoacoplador não inversor. FONTE- http://www.datasheetcatalog.com/datasheets_pdf/6/N/1/3/6N138.shtml (05/2007) Pág. 51
- FIGURA 3.18. Circuito usado como um conversor F/V. FONTE- http://www.datasheetcatalog.net/pt/datasheets_pdf/L/M/3/3/LM331.shtml (05/2007) Pág. 52
- FIGURA 3.19. Pinagem do amplificador operacional LF151. FONTE- <http://www.datasheetcatalog.net/cgi-in/helo.pl?field=Nume&type=C&text=lf151> (05/2007) Pág. 52
- FIGURA 3.20. Relação da tensão na porta com a corrente de dreno do MOSFET IRFP350A. FONTE- http://www.datasheetcatalog.com/datasheets_pdf/I/R/F/P/IRFP350A.shtml (05/2007) Pág. 53
- FIGURA 3.21. Esquema do dispositivo do sensor de deslizamento usado nos testes. Pág. 56

LISTA DE GRÁFICOS

- GRÁFICO 1. Relação da tensão de saída da DAQ com o corrente apresentada no motor na bancada de teste.
Pág. 54
- GRÁFICO 2. Aproximação matemática da parte controlável da curva apresentada no gráfico 1. Abaixo, o erro residual calculado pelo MatLab.
Pág. 55
- GRÁFICO 3. Relação linear determinada para o incremento da corrente no motor e a velocidade de deslizamento do objeto. A curva aproximada gerada pelo MatLab e o erro residual.
Pág. 58
- GRÁFICO 4. Velocidade de queda do objeto sem atuação do motor e corrente atingida, com um ganho de 3.
Pág. 59
- GRÁFICO 5. Diferentes comportamentos de corrente devido ao ajuste no ganho.
Pág. 59
- GRÁFICO 6. Foi acrescentado ao tubo 100ml de água que equivale a 100g. O peso total do objeto é de 590g. O objeto não deslizou.
Pág. 61
- GRÁFICO 7. Foi acrescentado ao tubo 200ml de água que equivale a 200g. O peso total do objeto é de 690g. Não foi detectado um deslocamento do objeto.
Pág. 62
- GRÁFICO 8. Foi acrescentado ao tubo 300ml de água que equivale a 300g. O peso total do objeto é de 790g. Foi detectado um deslocamento de 1cm.
Pág. 62
- GRÁFICO 9. Foi acrescentado ao tubo 400ml de água que equivale a 400g. O peso total do objeto é de 890g. Foi detectado um deslocamento de 4cm.
Pág. 63
- GRÁFICO 10. Foi acrescentado ao tubo 500ml de água que equivale a 500g. O peso total do objeto é de 990g. Foi detectado um deslocamento de 2cm.
Pág. 63
- GRÁFICO 11. Foi acrescentado ao tubo 600ml de água que equivale a 600g. O peso total do objeto é de 1090g. Foi detectado um deslocamento de 3cm.
Pág. 64

GRÁFICO 12. Foi acrescentado ao tubo 700ml de água que equivale a 700g. O peso total do objeto é de 1190g. Foi detectado um deslocamento de 3cm.

Pág. 64

GRÁFICO 13. Foi acrescentado ao tubo 800ml de água que equivale a 800g. O peso total do objeto é de 1290g. Foi detectado um deslocamento de 5cm. Pode-se notar um escorregamento após a ocorrência da corrente máxima. Mas o objeto se manteve em repouso após este escorregamento na atuação máxima.

Pág. 65

GRÁFICO 14. Foi acrescentado ao tubo 900ml de água que equivale a 800g. O peso total do objeto é de 1390g. Foi detectado um deslocamento de 9cm. Após este deslocamento de 9cm o objeto continuou a se deslocar em uma pequena velocidade até a atingir o fim de curso.

Pág. 65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	Alternate/Direct (Alternada/Direta)
MUAPs	Motor-Unit Action Potential (Unidade Potencial de Ação Motora)
DC	Direct Current (Corrente Contínua)
EMG	Eletromiográfico
SME	Sinal mioelétrico
SEM	Sinal eletromiográfico
MMG	Mecanomiografia
PWM	Pulse Width Modulation (Modulação de Largura de Pulso)
DAQ	Data Acquisition Board (Placa de Aquisição de Dados)
PC	Personal Computer (Computador Pessoal)
I/O	Input/Output (Entrada/Saída)
V/F	Voltage/Frequency (Tensão/Frequência)
F/V	Frequency/Voltage (Frequência/Tensão)
LED	Light-Emitting Diode (Diodo Emissor de Luz)
CI	Circuito Integrado

RESUMO

O objetivo deste trabalho é contribuir para o projeto do sistema de controle da prótese de mão que está em desenvolvimento na UFMG. A partir de uma revisão bibliográfica sobre as estratégias de controle utilizadas para o controle de próteses de mão, desenvolveu-se um sistema de controle. Foi criado um ambiente de simulação para avaliar o desempenho das rotinas a serem implementadas no sistema. Uma bancada de testes foi estabelecida para validar e para verificar o desempenho do sistema de controle implementado. Neste trabalho, testes de prensão foram realizados para simular o escorregamento de um objeto da prótese de mão e a atuação do sistema de controle para impedi-lo. Os resultados mostraram que o controle atuou de forma satisfatória, comprovando a viabilidade das estratégias adotadas no projeto.

Palavras chaves: *Prótese, controle, prótese robótica, controle de apreensão, prótese de membros superiores.*

1 INTRODUÇÃO

A mão é um órgão destinado para obter informações do meio exterior e para execução de tarefas. Sua anatomia é muito especializada e essas duas funções são essenciais em nosso relacionamento com o meio ambiente. Ela é o órgão efetuator do membro superior. O restante do membro superior serve como coadjuvante da mesma, sendo responsável pelo posicionamento dela no espaço de forma adequada para a tarefa a ser realizada. Além disso, a mão é usada nas relações sociais. Na comunicação, a mão dá ênfase às expressões e gestos (PILLET, 2001). A mão é o órgão com uma maior área do cérebro dedicada a ela.

Um paciente que sofreu amputação de múltiplos dedos sofre perdas funcionais e psicológicas. O efeito desta perda varia de acordo com a cultura de cada paciente (LIFCHEZ, 2005).

Pode-se observar que, em quase 10 anos de pesquisa e desenvolvimento (1996- 2005), os desejos dos usuários de próteses não variaram muito (NAGEM, 2006). O que os usuários desejam é que sua perda seja repostada. Isto é um grande desafio para a engenharia. No desenvolvimento desse tipo de prótese, o grande limitador tem sido o estado atual da tecnologia (PONS et al., 2005). Apesar dos avanços tecnológicos, próteses comerciais ainda não apresentam um movimento totalmente natural e são normalmente pesadas e pouco funcionais (NAGEM, 2006). Os fatores que causam a aceitação ou rejeição do usuário são variados, mas a maioria é concentrada em fatores que não estão baseados no controle (por exemplo, hábitos e desejos individuais do usuário) (KYBERD, 1995). Pode-se ver em (PILLET, 2001), aproximadamente 75% dos amputados pesquisados mantêm a função de pinça. Para estas pessoas os principais objetivos de uso de próteses são estéticos e psicológicos. Mas, para os usuários que desejam uma prótese funcional, o controle desta é primordial. O controle de uma prótese afeta todo o seu projeto.

Uma prótese, para agradar a maioria dos usuários, precisa ser funcional, confortável, de fácil manipulação e imperceptível. Para ser imperceptível, não basta à prótese se parecer com a mão humana, o controle deve ser feito sem movimentos estranhos à atividade executada.

1.1 Objetivos

O objetivo geral deste trabalho é gerar uma estratégia de controle de um motor para controlar apreensão de objetos. Os objetivos específicos são: implementar um algoritmo de simulação para verificar o comportamento deste controle e gerar uma bancada de testes para testar a apreensão de objetos .

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Próteses

Próteses de membro superior podem ser classificadas de acordo com a proposta da Otto Bock Industry (CUNHA, 2002). Como podemos ver na FIG 2.1.



FIGURA 2.1. Proposta da Otto Bock Industry, para classificar próteses de mão através da fonte de energia. FONTE- CUNHA, 2002, p. 22

Próteses passivas são aquelas que não realizam movimentos. Podem ser puramente estéticas ou possuir uma ferramenta como um gancho ou um martelo em sua extremidade (passivas para trabalho). As próteses ativas são aquelas que possuem algum movimento, realizam trabalho, e por isso consomem algum tipo de energia. Esta energia pode ser fornecida pelo próprio corpo, por alguma fonte externa ou utilizar-se das duas (híbrida). Somente duas fontes de energia externa são usualmente utilizadas em prótese de mão: elétrica e pneumática (CUNHA, 2002). Atualmente, existem outras próteses elétricas que lançam mão de outros tipos de controle além dos descritos na FIG 2.1.

Próteses passivas estéticas são aquelas que imitam a mão humana. Várias empresas comercializam este tipo de prótese e algumas fazem uma réplica da outra mão do usuário. A FIG 2.2 mostra um exemplo de prótese passiva estética.



FIGURA 2.2. Prótese de mão estética de PVC.

Próteses passivas para trabalho são aquelas que não se preocupam em se parecer com uma mão humana. Na verdade se assemelham a alguma ferramenta. Este tipo de prótese, como a da FIG 2.3 perdeu mercado para as próteses ativas de força própria.



FIGURA 2.3. Exemplo de uma prótese de mão passiva de trabalho. Retirada do filme "Hook: A volta do capitão gancho".

As próteses ativas de força própria de fonte direta são aquelas que o usuário deve manipulá-la diretamente. Empresas como a "Otto-Bock" e "Hoster" comercializam modelos como os da FIG 2.4.



FIGURA 2.4. Exemplos de próteses de mão ativas de força própria de fonte direta. Produtos das empresas Otto Bock (primeira) e Hoster (segunda).

FONTE- <http://www.ottobock.com/>

Usando um cabo para transmitir o movimento, estas próteses se tornam próteses ativas de força própria de fonte indireta FIG 2.5. Geralmente este cabo é fixado no ombro oposto ao do braço em que a prótese é encaixada. Estas também podem ter o fator estético FIG 2.6.



FIGURA 2.5. Exemplo de uma prótese de mão ativa de força própria de fonte indireta.

FONTE- http://www.aacd.org.br/ortopedia_prods_proteses.asp (05/2007)



FIGURA 2.6. Exemplo de uma prótese de mão ativa de força própria de fonte indireta que possui um fator estético.

Próteses ativas de forças externas utilizam outra fonte de energia que não seja fornecida pelo próprio corpo. A prótese mostrada na FIG 2.7 é pneumática e data de 1965. A FIG 2.8 mostra algumas próteses elétricas da Otto Bock.

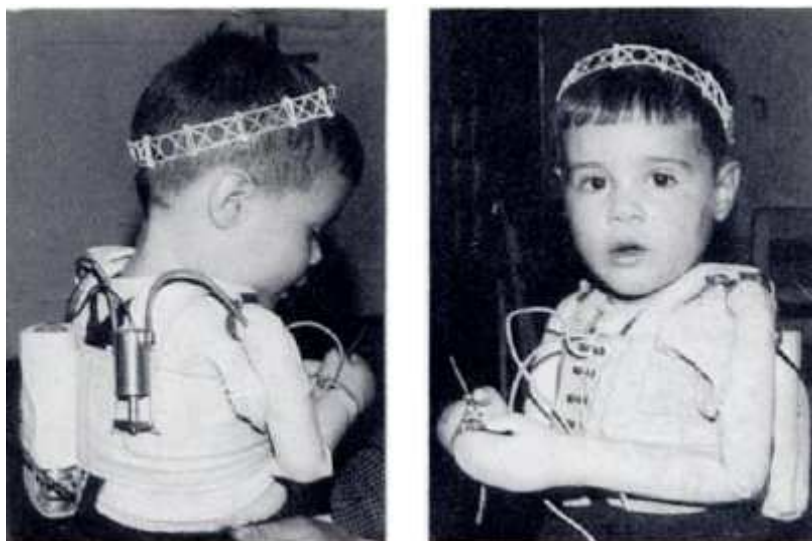


FIGURA 2.7. Exemplo de uma prótese ativa pneumática para desarticulação de ombro.

FONTE- (MAQUARDT, 1965)



FIGURA 2.8. Exemplos de próteses mioelétricas da Otto Bock Insdustry.
 FONTE- <http://www.ottobock.com/> (05/2007)

As próteses ativas híbridas usam fontes de energia externa e energia fornecida pelo próprio corpo FIG 2.9. São muito usadas em amputações acima do cotovelo.



FIGURA 2.9. Exemplo de uma prótese híbrida.
 FONTE- <http://www.ortopediasaojose.com.br/site/index.asp?inc=genericasdetalhe&ref=49&secao=Próteses&tipo=Próteses> (05/2007)

Para o uso em próteses de mão, a energia pneumática pode ser armazenada em cilindros de ar comprimido ou de CO₂. Isto gera vários inconvenientes. Atuadores pneumáticos são ruidosos, a recarga de energia deve ser feita com alguns cuidados e os armazenadores de energia possuem uma relação peso/potência mais baixos se comparados com os armazenadores elétricos. O controle de força e de velocidade é complexo.

A atual tecnologia elétrico-eletrônica permite que os armazenadores de energia elétrica (baterias) possuam uma alta relação peso/potência se comparados com os pneumáticos. Tecnologias de controle de atuadores elétricos são de fácil acesso e estão em estado satisfatório para o uso em próteses, além de ser eficientes e silenciosos. Estes modelos elétricos estão evoluindo rapidamente e cada vez mais ganhando mercado, porém com custo ainda não competitivo.

2.2 Sinais de controle

2.2.1 Eletromiografia

O sinal mioelétrico (SME) é o sinal elétrico gerado pelos nervos e pelos músculos. As medidas envolvem tensões em níveis muito baixos, tipicamente variando entre $1 \mu\text{v}$ e 100mv , com alta fonte de impedância e altos níveis de interferência de sinal e ruído (BRONZINO, 2000). Os sinais necessitam ser amplificados para o devido processamento. O sinal mioelétrico é proveniente do potencial de ação que percorre a fibra muscular levando-a a contração FIG 2.10.

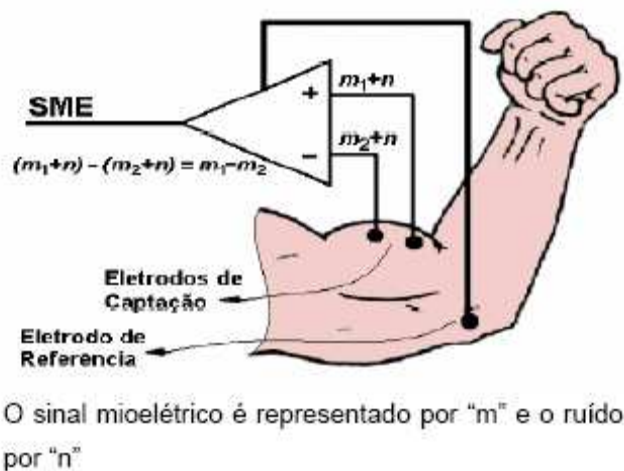


FIGURA 2.10. Representação de um amplificador diferencial captando um sinal mioelétrico.

FONTE- (SOUZA, 2006)

O sinal mioelétrico de cada músculo é composto pela soma dos vários potenciais de ação musculares, resultando em diversos MUAPs (Unidade Potencial de Ação motora) de cada unidade motora e que apresentam características diferentes entre si FIG 2.11.

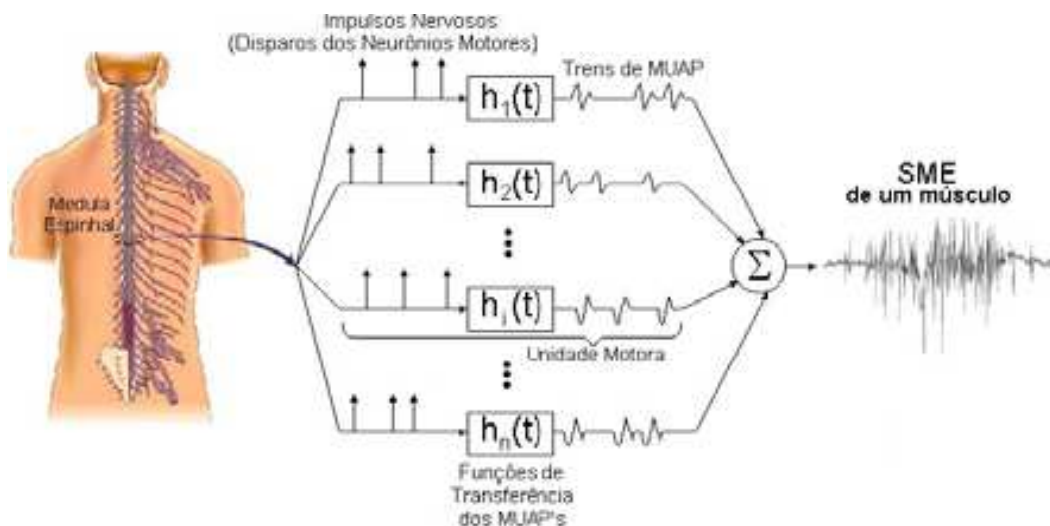


FIGURA 2.11. Representação esquemática da geração do Sinal Mioelétrico de um músculo, a partir da somatória dos trens de MUAPs das n unidades motoras deste músculo.
 FONTE- (SOUZA, 2006)

A função de densidade de probabilidade do sinal pode ser aproximada por uma função gaussiana, implicando que a amplitude instantânea do sinal é uma variável gaussiana de média zero. No entanto (EENGLEHART et. al. 1998) encontraram características determinísticas no SME durante os 200 ms iniciais de uma contração muscular. O SME obtido com eletrodos de superfície é afetado pelas propriedades de filtro das camadas epiteliais e da interface eletrodo-pele, de forma que apresenta componentes frequências desde 0 até cerca de 500 Hz, manifestando maior concentração do sinal dentro da faixa de 50 a 150 Hz. Da mesma forma, as amplitudes máximas deste sinal variam entre 50 μ V e 5 mV (BRONZINO, 2000). Estes valores variam de acordo com tipo de músculo analisado, o nível de contração muscular, e também o tipo e a localização dos eletrodos utilizados. Os sinais mioelétricos são obtidos por meio de configurações monopolar e bipolar. A configuração monopolar obtém diferenças de potencial entre dois pontos no qual um dos pontos é a referência (terra). Na configuração bipolar são obtidos sinais em relação a uma referência, neste caso existem 03 pontos de detecção. Os sensores mais comuns são os eletrodos de superfície e os invasivos. Os eletrodos de superfície são pequenos discos metálicos, mais comumente feitos de Prata ou Cloreto de Prata, aplicados sobre o músculo requerido. Usualmente fixo na pele com fitas adesivas. Em um arranjo bipolar, dois eletrodos são aplicados sobre o músculo numa direção longitudinal e relação às fibras musculares como na FIG 2.10.

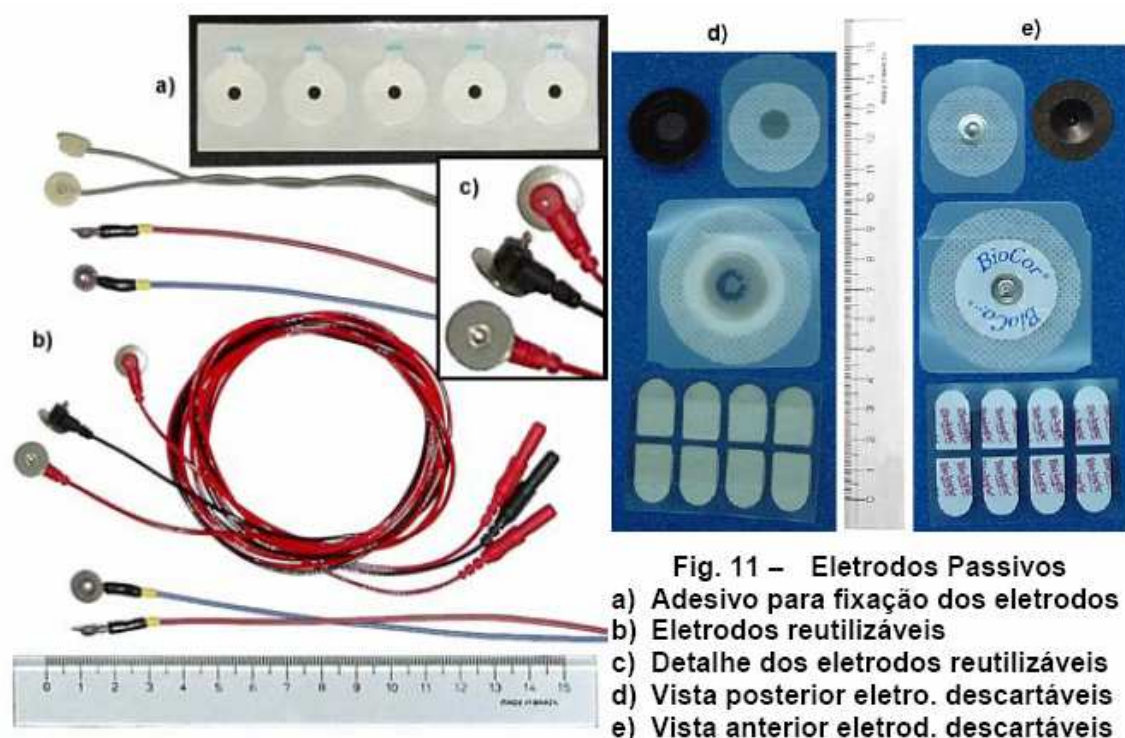


Fig. 11 – Eletrodos Passivos
 a) Adesivo para fixação dos eletrodos
 b) Eletrodos reutilizáveis
 c) Detalhe dos eletrodos reutilizáveis
 d) Vista posterior eletro. descartáveis
 e) Vista anterior eletrod. descartáveis

FIGURA 2.12. Representação de eletrodos bipolares.
 FONTE- (ORTOLAN, 2002)

2.2.2 Mecanomiografia

Mecanomiografia (MMG) é definida como a medida da atividade mecânica produzida pela contração muscular. Esta medida é caracterizada por vibrações de baixas frequências (<50 Hz) que produzem deslocamentos de aproximadamente 500 nm na superfície da pele (o volume do som é por volta de 1dB a 1mm da pele). Para captar este sinal usa-se um sensor chamado CMASP FIG 2.13 que é a combinação de um microfone enclausurado dentro de um compartimento fechado de ar e um acelerômetro. O microfone mede a vibração gerada pela contração muscular e o acelerômetro detecta a interferência externa que subtraída do sinal do microfone.

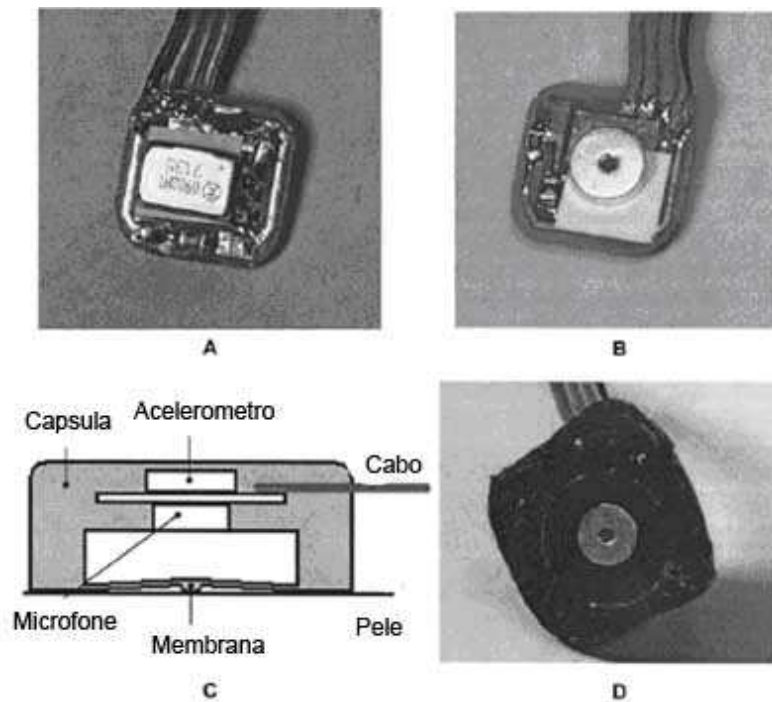


FIGURA 2.13. O CMASP. O sensor usado para captar o sinal mecanomiografico. (A) Vista de cima. (B) Vista de baixo. (C) Esquema. (D) Vista de baixo com o encapsulamento. Posteriormente uma membrana deve ser adicionada para selar um compartimento de ar.
 FONTE- Adaptado de (SILVA, 2005)

A FIG 2.14 mostra a comparação feita por (Silva, 2005) do sinal mioelétrico “em claro” e o sinal mecanomiográfico “em escuro”.

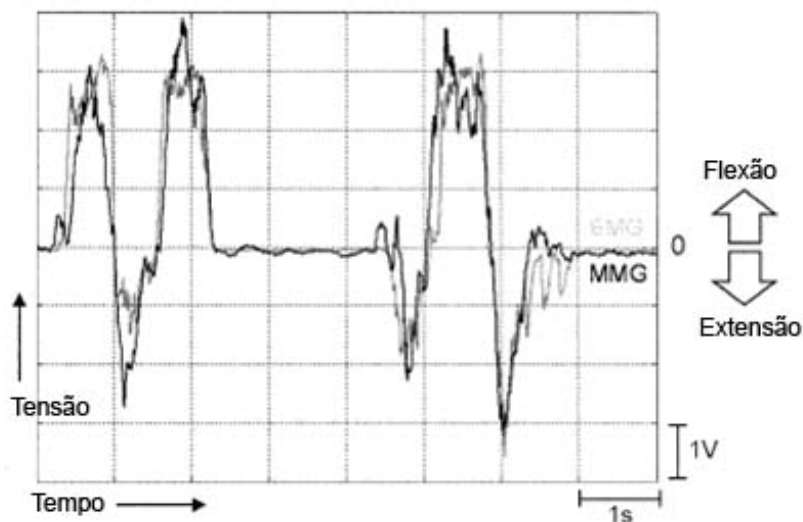


FIGURA 2.14. comparação feita do sinal mioelétrico “em claro” e o sinal mecanomiográfico “em escuro”. O sinal mioelétrico foi captado por sensores mioelétricos padrões da Otto Bock e o sinal mecamiográfico foi captado por CMASPs.
 FONTE- Adaptado de (SILVA, 2005)

2.2.3 Sonmiografia

Em (ZHENG, 2005) foi usado um scanner de ultra-som para visualizar imagens dinâmicas dos músculos do antebraço. Um sistema de análise de movimento foi usado para coletar o movimento do punho durante os testes em pessoas normais. Foi feita uma relação entre a mudança morfológica dos músculos com o ângulo do punho, em pessoas normais FIGS 2.15.

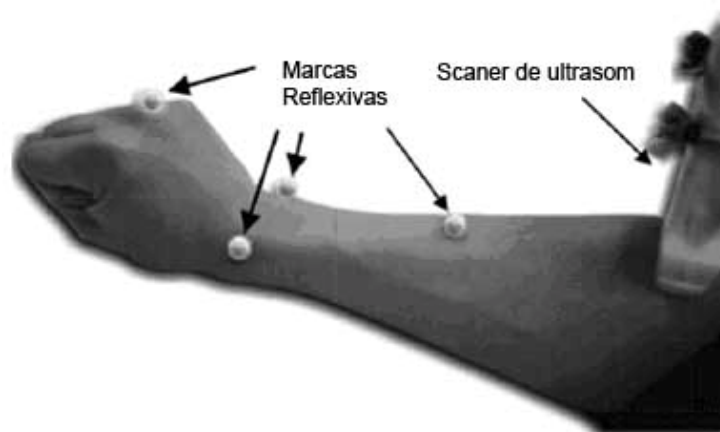


FIGURA 2.15. Posicionamento dos marcadores e do scanner de ultrassom no antebraço.

FONTE- (ZHENG, 2005)

Esta relação foi reproduzida em amputados FIG 2.16

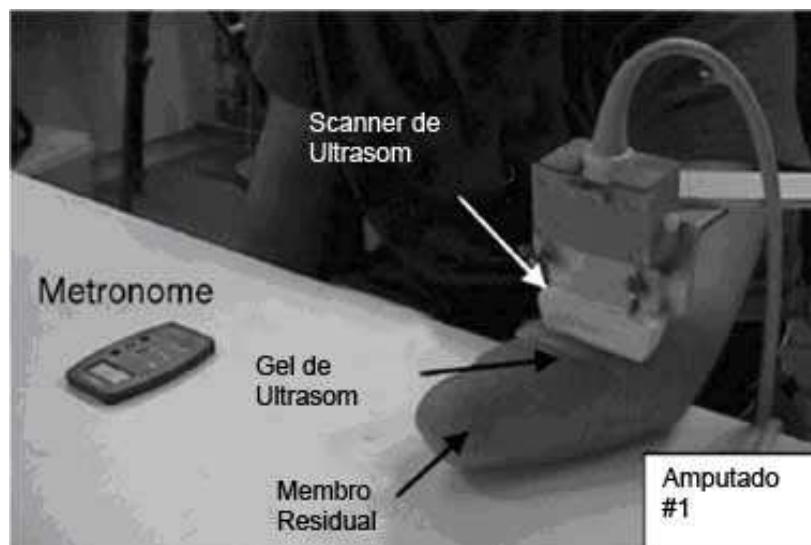


FIGURA 2.16 O scanner de ultrassom posicionado do antebraço de um amputado, para captar as variações na área da seção do músculo.

FONTE- Adaptado de (ZHENG, 2005)

Assim os amputados poderiam controlar o ângulo de abertura ou fechamento de uma prótese de mão através da contração muscular dos músculos remanescentes do coto. A técnica de utilização de um scanner de ultra-som para esta finalidade foi chamada pelos autores de sonomiografia.

2.3 Tipos de controle

2.3.1 Controle *on/off*

A estratégia de controle *on/off* é bastante usada em próteses comerciais. Ela é mais simples se comparada com as outras estratégias descritas. Ela se baseia na ativação do atuador uma vez detectado o sinal de controle. O atuador é geralmente ativado a uma velocidade constante. Este sistema geralmente é o sistema que consome menos energia. Sua funcionalidade é limitada e, por operar com velocidades fixas, a sua manipulação pode parecer anti-natural.

2.3.2 Controle proporcional

A estratégia de controle proporcional faz a variável de saída ser proporcional à variável de entrada. Diferentemente do controle *on/off* que ativa ou desativa a variável de saída, este controle identifica diferentes níveis de ativação. Consome mais energia se comparada com o controle *on/off*. É necessário treinamento por parte do usuário e requer do usuário na sua manipulação.

2.3.3 Controle *compliance*

Este tipo de controle faz com que os atuadores ajam de forma semelhante a uma mola, respeitando a lei de Hook, como mostrado na FIG 2.17

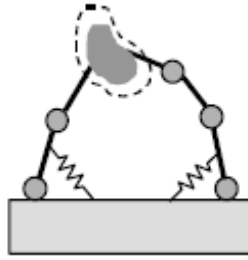


FIGURA 2.17 Desenho de como se comportam os dedos de uma prótese que usa o controle *compliance*. Os atuadores se comportam como uma mola virtual.

FONTE- (PONS, 2005)

Se um dedo exercer força demais ao objeto, este objeto se deslocará em direção ao dedo opositor. Desta forma, a força do primeiro dedo diminuirá porque a “mola” está se aproximando da posição de repouso enquanto a força do dedo opositor aumentará. O repouso é atingido quando as forças das molas virtuais forem iguais. O controle do usuário muda as propriedades visco elásticas virtuais dos atuadores como a ativação muscular muda as propriedades visco elásticas do músculo humano. Este controle requer uma constante ativação muscular, podendo causar fadiga no usuário, o que causaria um desconforto. Além da necessidade de um treinamento adequado do usuário.

2.3.4 Reconhecimento de padrões

O controle baseado no reconhecimento de padrões é comumente usado para poder realizar várias tarefas com um número reduzido de sinais de controle, um problema muito comum em próteses de mão. O usuário deve realizar uma seqüência de contrações musculares pré-determinadas, esta seqüência é reconhecida pelo sistema de controle que executa o movimento desejado. Em certas situações, movimentos pré-determinados podem parecer antinaturais. Esta estratégia pode ser usada em conjunto com outras.

2.4 MARCUS *Hand*

A prótese conhecida como MARCUS (*Manipulation And Reaction Control under User Supervision*) foi desenvolvida pela iniciativa da *European Community TIDE (Technology Initiative for Disabled and Elderly people)* FIG 2.18

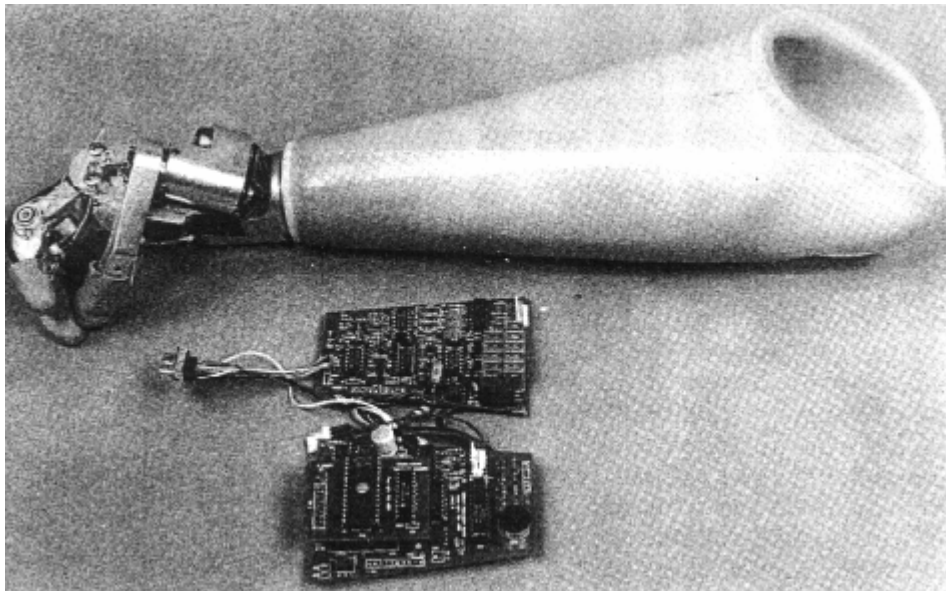


FIGURA 2.18 MARCUS *Hand*
FONTE- (CUNHA, 2002)

Esta prótese possui dois graus de liberdade. Ela utiliza um sistema que faz a garra se adaptar ao formato do objeto. Aumentando a área de contato e diminuindo a pressão no objeto. Usa um controle conhecido como “Controle Hierárquico”. Este sistema permite realização de variadas tarefas usando apenas dois sinais de controle e um sensor de contato. Esta estratégia é apresentada na FIG 2.19

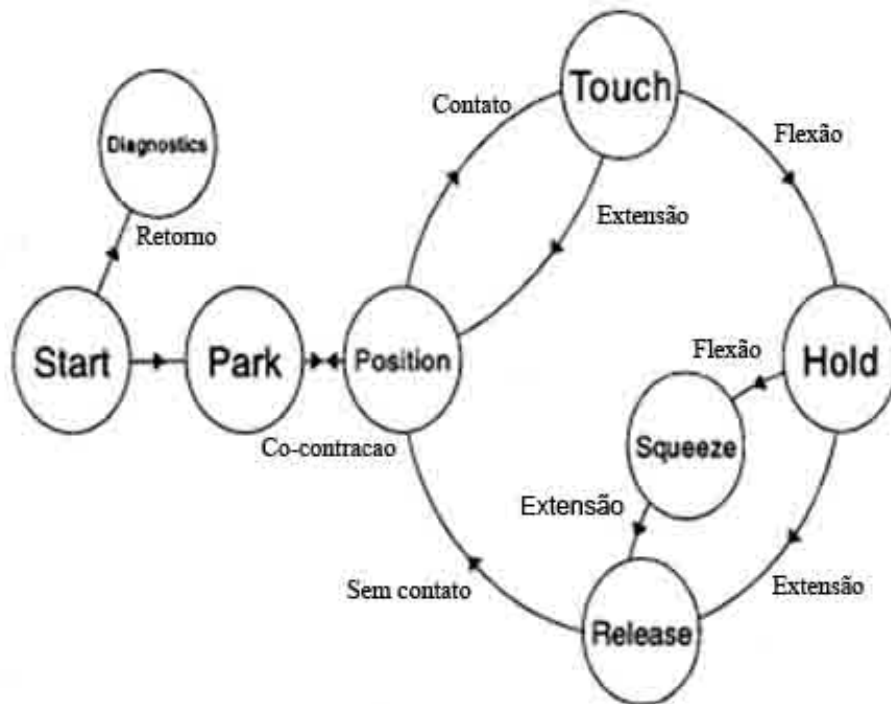


FIGURA 2.19 Diagrama de estado da MARCUS Hand.
 FONTE- Adaptado de (KYBERG, 1995).

O ângulo de flexão ou extensão dos dedos é proporcional ao nível do sinal eletromiográfico (EMG) de extensão (modo POSITION). O sinal de entrada é constituído de sinais EMG simples. A relação do nível do sinal EMG com o ângulo de extensão é mostrado na FIG 2.20 Com esta estratégia a prótese abre progressivamente e se fecha quando o músculo é relaxado. Na fase inicial de qualquer garra a prótese adota a garra de precisão. A mão possui sensores na superfície da palma e na ponta dos dedos. Portanto, quando a mão se fecha, os sensores detectam a presença do objeto e evitam que os dedos se fechem ainda mais. Além disso, se um aperto no objeto for requerido, os sensores fazem contato com o objeto e a trajetória dos dedos é alterada para que eles possam se opor à palma da mão para formar uma garra de força.

Depois que a prótese se fecha a um objeto, a mão aplica uma força mínima (0.2 ± 0.05)N no objeto (modo TOUCH). Se esta força é aumentada ou diminuída, os dedos avançam ou retraem para manter esta mesma força mínima. Desta forma a garra pode ser ajustada sem a necessidade que a mão seja reaberta. Tensões flexoras induzem a prótese a entrar no modo HOLD. O controle de força agora usa a medida de escorregamento do objeto como um erro da função dentro do loop de controle. Assim que o objeto escorregar a garra aperta apenas o suficiente para fazer uma apreensão estável. Este controle é de modo *on/off*, detectado o escorregamento um incremento pré-

determinado é aplicado. Se o usuário deseja aumentar a força de apreensão, o aumento desta força é proporcional a demanda (modo SQUEEZE), mostrado na FIG 2.20. Se o usuário aplicar uma tensão de extensão, a mão se abrirá novamente (RELEASE). Isto também reiniciará a postura da garra voltando para a garra de precisão que é a garra padrão, se esta for alterada anteriormente.



FIGURA 2.20 Esquema de controle do sinal EMG da MARCUS Hand.
 FONTE- Adaptado de (KYBERG, 1995).

2.5 Osaka Hand

Esta prótese de mão foi desenvolvida na Universidade de Osaka no Japão. Possui um grau de liberdade, usa um motor de corrente contínua (DC) servo controlado como atuador. Usa dois sinais EMG provenientes de dois grupos musculares distintos como sinal de entrada. Um para extensão e o outro para a flexão da mão artificial FIG 2.21



FIGURA 2.21 A Osaka Hand segurando objetos frágeis.
FONTE- (RYUHEI, 2005)

Esta prótese usa um sistema de controle desenvolvido por eles chamado *compliance control*. Este sistema permite que o usuário controle o ângulo do dedo e o *compliance*. Os músculos esqueléticos têm as suas propriedades visco elástica conhecida (ZAHALAK, et. al., 1990) e a sua propriedade dinâmica tanto do músculo em si quanto ao reflexo ao estiramento não é constante, depende do nível da contração muscular (ZANG, et. al., 1997) (HOFFER, et. al., 1981). Este sistema de controle imita as funções básicas do sistema de controle neuromuscular dos músculos do dedo humano.

A FIG 2.22 mostra o diagrama de bloco da “Mao mioeletrica biomimetica”.

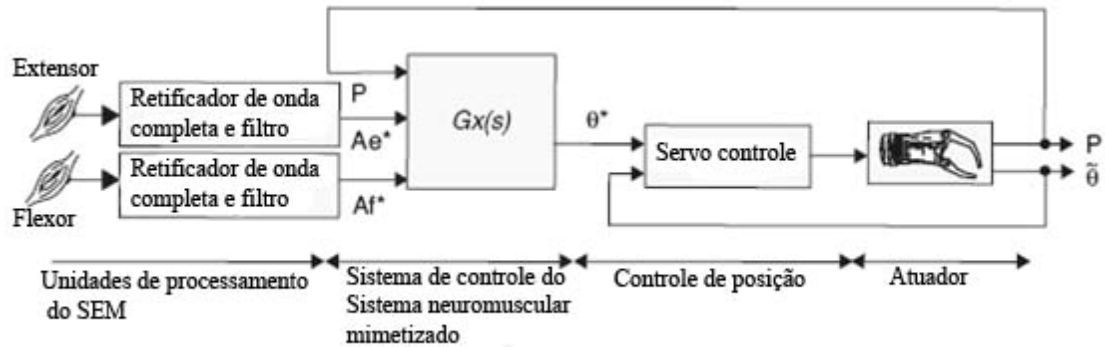


FIGURA 2.22 O diagrama de blocos do controle da Osaka Hand. O ângulo e o torque são controlados pelos sinais EMGs dos músculos flexores e extensores.

FONTE- Adaptado de (RYUHEI, 2005)

A mão consiste em unidades de processamento do SEM, um sistema para imitar a função do sistema de controle neuromuscular, um sistema de controle de posição e o sistema que atua. A saída da unidade de processamento do SEM é estritamente relacionada à força de contração do músculo. As saídas de flexão e extensão são denominadas Ae e Af respectivamente. O ângulo da junta é denominado $\theta(t)$, o torque na junta de P(t). O torque P(t) foi definido como a diferença entre os torques proporcionados por Ae e Af quando o ângulo da junta se mantém em zero. Quando este ângulo muda, é acrescentado um torque que depende do comprimento do músculo. Isto implica que este torque é devido às propriedades visco elásticas do músculo e do reflexo ao estiramento. Estas propriedades estão determinadas na função de transferência Gx(s). O sistema de controle de posição conhece a dinâmica do motor e tenta fazer com que o ângulo desejado seja igual ao ângulo medido. O ângulo desejado é calculado pela equação 2.1.

$$\theta(s) = \frac{Af(s) + Ae(s) - P(s)}{Gx(s)} \quad (2.1)$$

Este sistema permite que o usuário possa agarrar facilmente objetos duros e macios. O usuário pode determinar o ângulo do dedo sem prestar atenção à mão protética sentindo o nível da contração dos músculos com proprioceptores.

3. METODOLOGIA

Neste trabalho foi usada uma estratégia de controle baseada no Controle Hierárquico usado na MARCUS Hand. Esta estratégia permite executar várias tarefas como, abrir, fechar, segurar, espremer; apenas com dois sinais de controle voluntários, provenientes dos grupos musculares de flexão e extensão. Como esta estratégia de controle possui um módulo automático, este módulo automático não necessita de ativação muscular nem da atenção do usuário permitindo que o usuário foque sua atenção em outra coisa e evitando a fadiga muscular, tornando-a mais confortável e menos perceptível. Futuramente, o controle proporcional usado nesta estratégia poderá ser substituído pelo controle *compliance* que é uma evolução do controle proporcional. Isto tornaria o comportamento da prótese mais parecido com o comportamento da mão humana, um requisito muito apreciado pelos usuários de próteses, mas aumentaria, também, os custos de projeto e de fabricação.

O projeto lança mão de duas variáveis de entrada voluntárias, representando a intenção do usuário de fletir e de estender os dedos. Estas informações podem ser retiradas através do sinal mioelétrico, mecanomiográfico, sonomiografia ou outros, desde que possam representar diferentes níveis de contração muscular.

O projeto ainda usa mais duas variáveis de entrada não voluntárias. São elas: um sensor de contato, para detectar a presença de um objeto; e um sensor de deslizamento, para detectar o escorregamento do objeto.

3.1 *Push Button*

O *Push Button* é um dispositivo que abre ou fecha um contato elétrico fazendo uma força de oposição a uma mola que faz com que duas partes metálicas se encostem ou se afastem FIG 3.1.

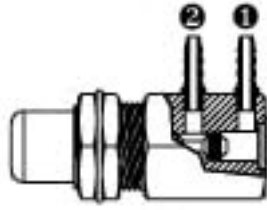


FIGURA 3.1. *Push Button*. Quando o botão é pressionado fecha-se o contato elétrico entre 1 e 2.

Foi usada uma esfera revestida de borracha, usada nos mouses mecânicos, conectada ao eixo de um *encoder* incremental como sensor de deslizamento FIG 3.2.

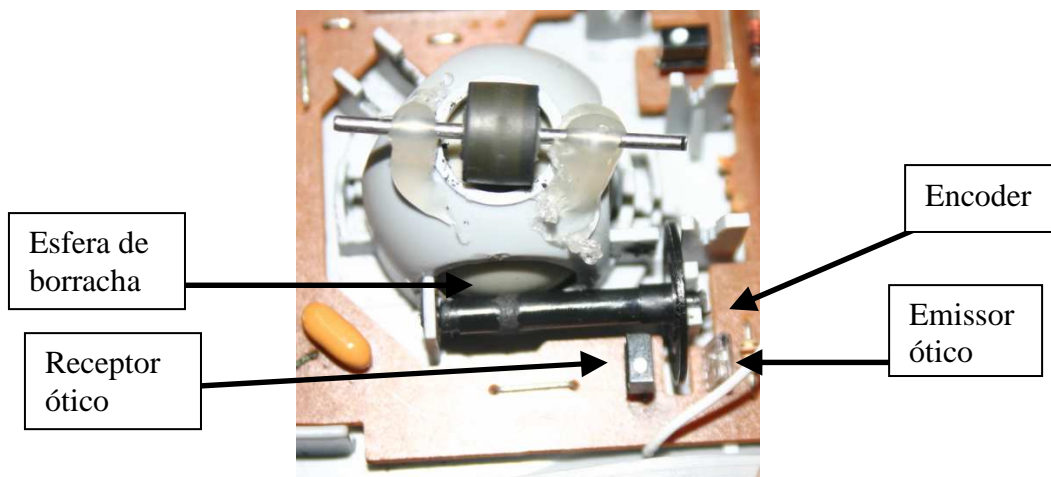


FIGURA 3.2. O sensor de deslizamento. O *encoder* usado foi retirado de um mouse mecânico padrão, mas a parte estrutural do mouse foi aproveitada.

3.2 *Encoder* incremental

O *encoder* incremental é feito de um emissor, um receptor de luz e um disco perfurado de forma que possa impedir ou permitir a passagem de luz dependendo do ângulo em que este disco se encontra FIG 3.3.

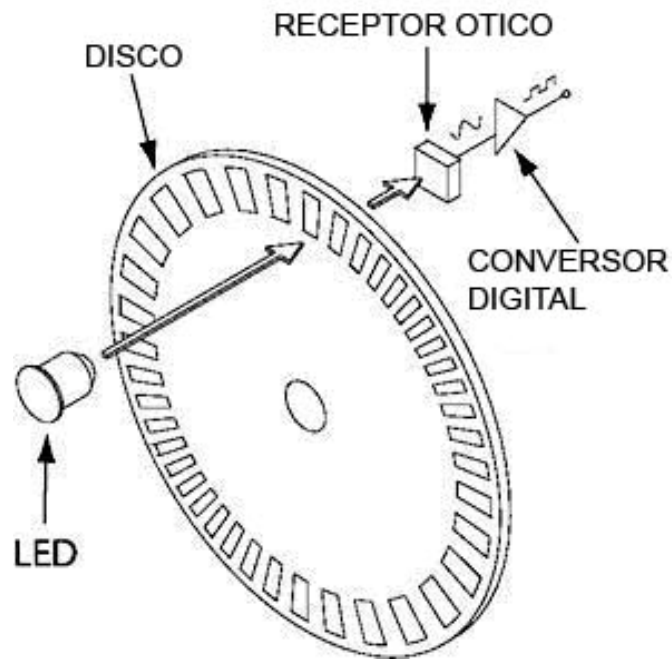


FIGURA 3.3. Esquema de um *encoder* incremental.

FONTE - Adaptado de <http://www.clrwtr.com/Accu-Coder-Encoders-How-To.htm> (05/2007)

O sensor de luz detecta a intensidade de luz e fornece um valor de tensão proporcional e esta intensidade. O número de picos ou vales de tensão representa o ângulo que o disco foi rotacionado, uma vez que se sabe o número de furos presentes no disco e que os furos são igualmente espaçados.

A FIG 3.4 mostra o diagrama de blocos da estratégia usada no projeto de controle da prótese de mão.

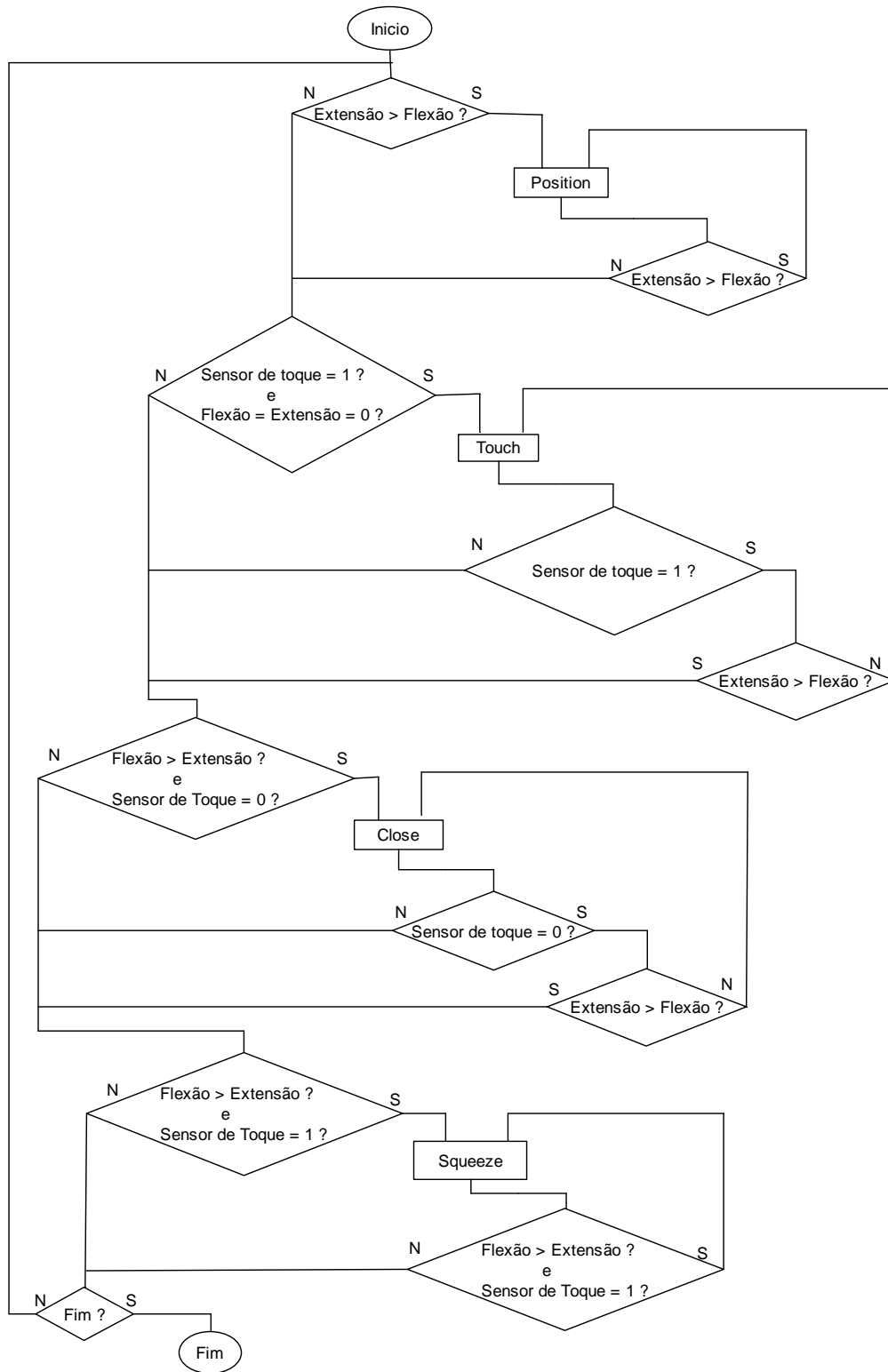


FIGURA 3.4. Diagrama de bloco da estratégia usada no projeto de controle da prótese. Os termo flexão e extensão se referem a magnitude do sinal provenientes dos músculos flexores e extensores respectivamente.

3.3 Função *Position*

A função “Position” faz com que o ângulo de abertura dos dedos seja diretamente proporcional ao nível do sinal de entrada referente à extensão pela equação 3.1.

$$\theta = a \times (\textit{extensão} - \textit{flexão}) + b \quad (3.1)$$

Onde θ é o ângulo de abertura da prótese, “extensão” é o nível de ativação muscular do grupo extensor e “flexão” é o nível de ativação muscular do grupo flexor. Pode-se alterar a proporcionalidade entre os sinais de controle e o ângulo da prótese para cada usuário alterando-se as variáveis “a” e “b” da equação 3.1.

3.4 Função *Squeeze*

A função “Squeeze” faz a força de apreensão da prótese, ser diretamente proporcional ao sinal referente à intenção do usuário de fletir os dedos. Esta proporcionalidade é implementada pela equação 3.2.

$$\tau = a \times (\textit{flexão} - \textit{extensão}) + b \quad (3.2)$$

Onde τ é o torque aplicado ao objeto. Pode-se alterar a proporcionalidade entre os sinais de controle e o torque do atuador da prótese para cada usuário alterando as variáveis “a” e “b” da equação 3.2.

3.5 Função *Close*

A estratégia de controle hierárquico usada na prótese MARCUS, faz com que o ângulo de abertura da prótese seja zero se não houver nenhum sinal de ativação. O ângulo de abertura de uma mão humana em repouso não é necessariamente zero. Esta função foi criada para que o ângulo de abertura da prótese possa ser algo diferente de

zero. Apenas um sinal de controle voluntário para fletir os dedos faz com que a prótese se feche totalmente e se mantenha assim até que outra função seja ativada.

3.6 Função *Hold*

A função “Hold” não depende de ativação muscular e não necessita da atenção do usuário. Ela é ativada quando detectada a presença de um objeto e quando não há nenhuma ativação muscular. Uma ativação muscular neste momento fará com que outra função seja ativada. Esta função mantém o objeto seguro automaticamente. Uma força mínima é aplicada ao objeto, se o sensor de deslizamento detectar um escorregamento do objeto, esta função dá um incremento na força aplicada no objeto. Na função “hold” do controle hierárquico da prótese MARCUS, não existe uma relação entre este incremento e o deslizamento do objeto. Uma vez detectado o escorregamento, um incremento pré-determinado é aplicado. Já a função proposta neste trabalho faz este incremento ser proporcional à velocidade de deslizamento.

A função “Position” controla o ângulo de abertura dos dedos da mão artificial. Já a função “Squeeze” controla a força de apreensão. Para controlar estas duas variáveis, foi utilizado um servomotor.

3.7 Servomotor

Os servomotores (ou servos) são motores especiais que têm incorporado um sistema interno de *feedback* para o controle da posição. Tipicamente, o eixo de um servo gira entre 0° e 90°, ou 0° e 180°. A corrente necessária para o funcionamento do servo é algo que varia muito de servo para servo. A posição do servo é controlada por um trem de impulsos, com uma amplitude que varia tipicamente entre 1ms e 2ms (1 ms = 1/1000 segundos), e uma frequência de cerca de 50Hz. A FIG 3.5 ilustra a influência que a duração do sinal tem no movimento do servo.

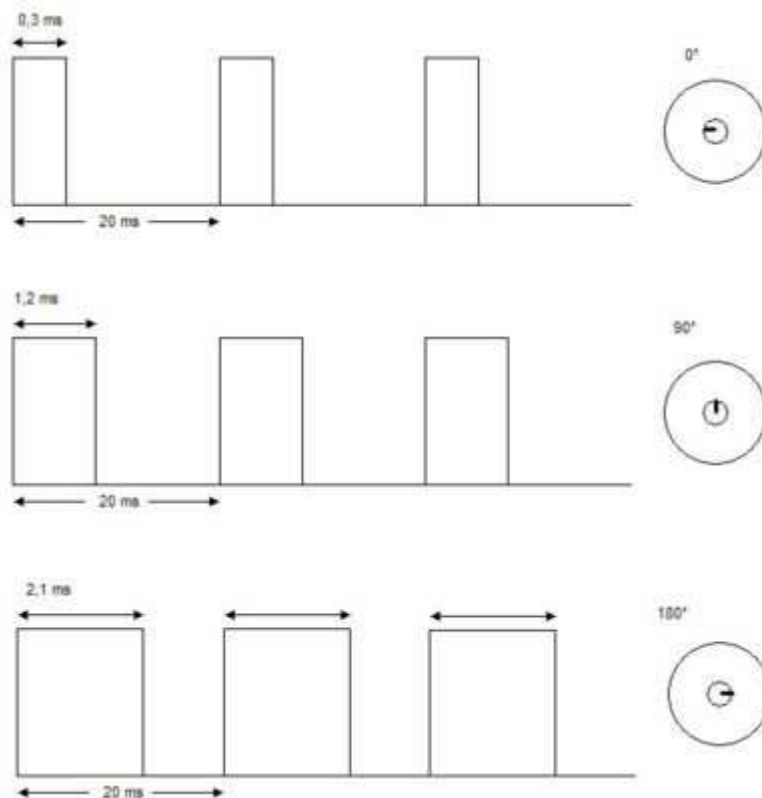


FIGURA 3.5 – Movimentos do servo em função do sinal recebido.
 FONTE - <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/c/cb/Servos.JPG/400px-Servos.JPG> (05/2007)

Se o servo recebe impulsos de 1,2 ms, a sua engrenagem de saída rodará até ficar estável no centro do intervalo de rotação nos 90°. Se receber impulsos de 0,3ms, rodará no sentido anti-horário até atingir o limite do intervalo de rotação correspondente a 0°. Se receber impulsos de 2ms, rodará no sentido horário até atingir o outro limite do intervalo de rotação correspondente a 180°. Impulsos ente 1ms e 1.5 ms farão com que o servo rode no sentido horário para posições intermédias entre 0° e 90°, enquanto que impulsos entre 1.5 ms e 2 ms farão com que o servo gire para posições intermédias entre 90° e 180°. O sistema interno de realimentação, que faz com que o servo rode para uma determinada posição em resposta a um determinado trem de impulsos, é constituído por um potenciômetro conectado à engrenagem do servo, que funciona como sensor de posição, e por um circuito eletrônico de controle. O circuito eletrônico compara o valor do potenciômetro com a amplitude dos impulsos que recebe pela linha de controle, ativando o motor para corrigir qualquer diferença que exista entre ambos. Ao se tentar rodar a engrenagem do servo, o circuito de controle detectará uma diferença entre o valor do potenciômetro e a amplitude dos impulsos e ativará o motor para tentar corrigir. Este processo é tão rápido que apenas se sente o servo a resistir à tentativa de

alterar a sua posição de rotação. A informação que o servo recebe do potenciômetro designa-se por *feedback* ou realimentação. A comparação entre o valor do potenciômetro e a amplitude dos impulsos, e as correções que origina, são as componentes de um processo de controlo designado por controle em malha fechada. (http://www.ipg.pt/estg/robobombeiro/_private/Docs/Docs%20t%C3%A9cnicos/BX24_Servos.pdf) (05/2007)

3.8 PWM

A Modulação por largura de pulso (MLP) - mais conhecida por sua sigla em inglês, "PWM" (*Pulse-Width Modulation*) - de um sinal ou em fontes de alimentação envolve a modulação de sua razão cíclica para transportar qualquer informação sobre um canal de comunicação ou controlar o valor da alimentação entregue a carga.

Para controlar o ângulo dos dedos da prótese usa-se a saída digital da placa de aquisição de dados (DAQ). Este sinal de saída fornecerá um sinal PWM que será a entrada controle servo do motor. Para se controlar a força de apreensão controla-se a corrente que passa no motor DC do servomotor. A corrente que passar em um motor DC é diretamente proporcional ao torque e o torque do motor é diretamente proporcional a força de apreensão dos dedos da prótese. Este esquema usado para controlar o atuador é mostrado na FIG 3.6.

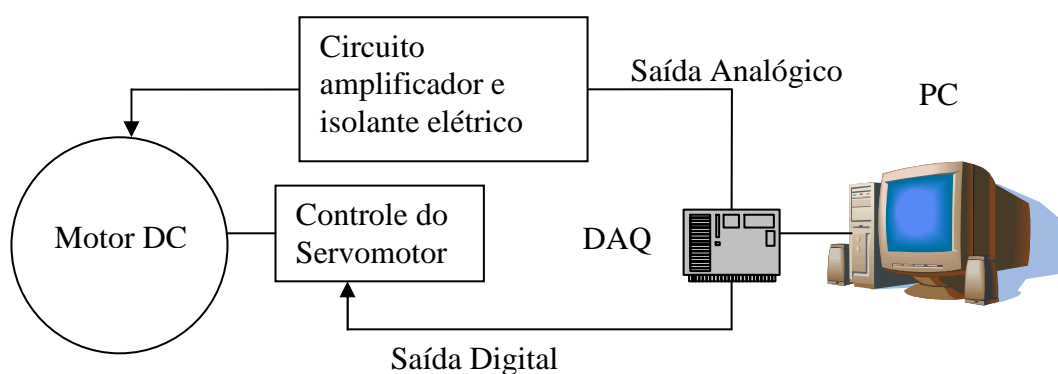


FIGURA 3.6. Esquema utilizado para controlar o servomotor usado como atuador.

O controle de posição é feito pela saída digital no DAQ conectada na entrada padrão do servomotor. O controle de torque é feito pela saída analógica do DAQ conectada diretamente na entrada do motor DC do servomotor.

Um programa de simulação foi implementado em C++ Builder. Este programa simula o comportamento da prótese. Os valores dos sensores são digitados na interface gráfica apresentada na FIG 3.7 e os valores de saídas são mostrados, como também em qual estado a prótese se encontra.

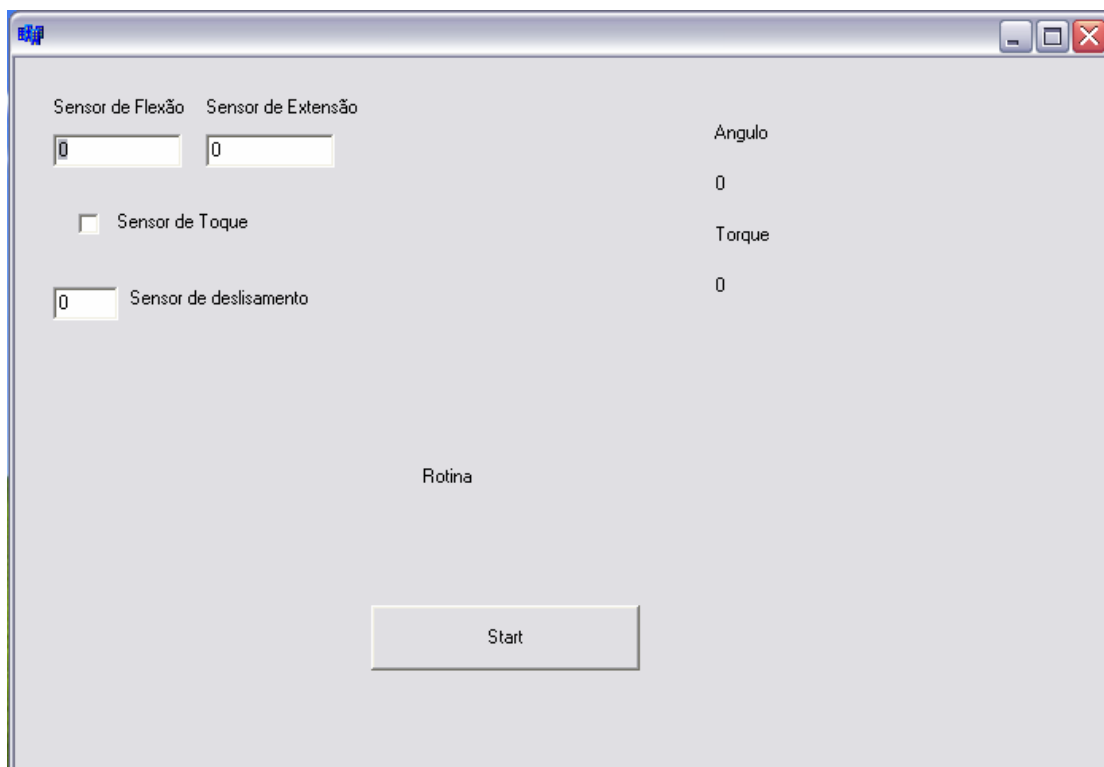


FIGURA 3.7. A interface do programa de simulação do algoritmo da prótese. À esquerda encontra-se as entradas. À direita encontra-se as saídas à embaixo a função em que a prótese se encontra.

Desta forma pode-se simular o comportamento da inteligência artificial da prótese de mão digitando-se as entradas e analisando as saídas.

3.9 O módulo automático

O controle da prótese possui um modulo automático que mimetiza o reflexo natural da mão humana de segurar objetos. Uma bancada de teste foi construída para testar a viabilidade do comportamento automático da prótese de mão. O controle de força e posição como também a tomada de decisão de qual função a prótese deve executar é feito de maneira automática. Mas depende da intenção do usuário. Ou seja,

depende da ativação muscular além dos outros sensores. A função “Hold” é completamente automática, depende apenas dos sensores que não são controláveis pelo usuário. Esta função mantém um objeto segurado sem qualquer necessidade de atenção ou ativação muscular do usuário. Na verdade, uma ativação muscular enquanto a prótese estiver executando esta função faria com que a mão artificial execute outra função. Se detectado uma ativação muscular para fletir os dedos a prótese entraria na função “Squeeze”, se for detectado para estender os dedos ela entraria na função “Position”.

A bancada, mostrada na FIG 3.8, consiste em um tubo de PVC que representa o objeto a ser segurado; dois mancais de teflon, que faz com que o tubo se desloque somente na direção vertical com o menor atrito possível; um motor DC; um sensor de deslizamento; um dedo artificial com sua parte de contato recoberto por uma borracha, para aumentar o coeficiente de atrito e uma estrutura de metal para sustentar as partes.

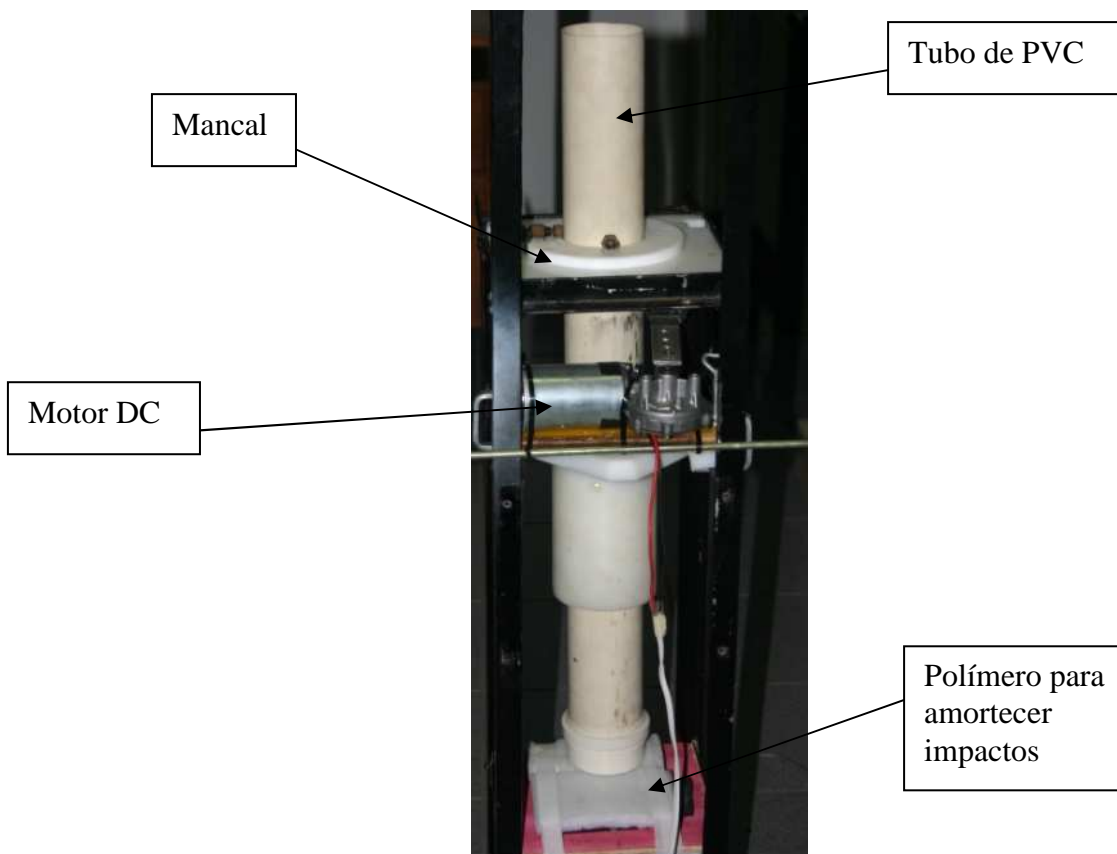


FIGURA 3.8. A bancada de testes.

O dedo artificial não possui o seu opositor. As forças de reação do dedo são feitas pelos dois mancais. Os mancais foram feitos com material de baixo coeficiente de atrito e as componentes verticais das forças de reação dos mancais foram desprezadas. Então as únicas forças verticais são: a força de atrito no contato do tubo com o dedo artificial e a força de gravidade.

3.9.1 O tubo de PVC

O tubo de PVC FIG 3.9 representa o objeto. Este tubo possui 75 mm de diâmetro, um comprimento de 740 mm, pesa 490 gramas. Ele possui uma extremidade livre e a outra fechada. Pode-se aumentar o peso deste objeto acrescentando água dentro dele.



FIGURA 3.9. O tubo de PVC usado nos testes.

3.9.2 O motor DC

Para atuar o motor DC foi usada a seguinte estratégia mostrada na FIG 3.10. Esta estratégia foi usada para isolar a parte de potência da parte de controle.

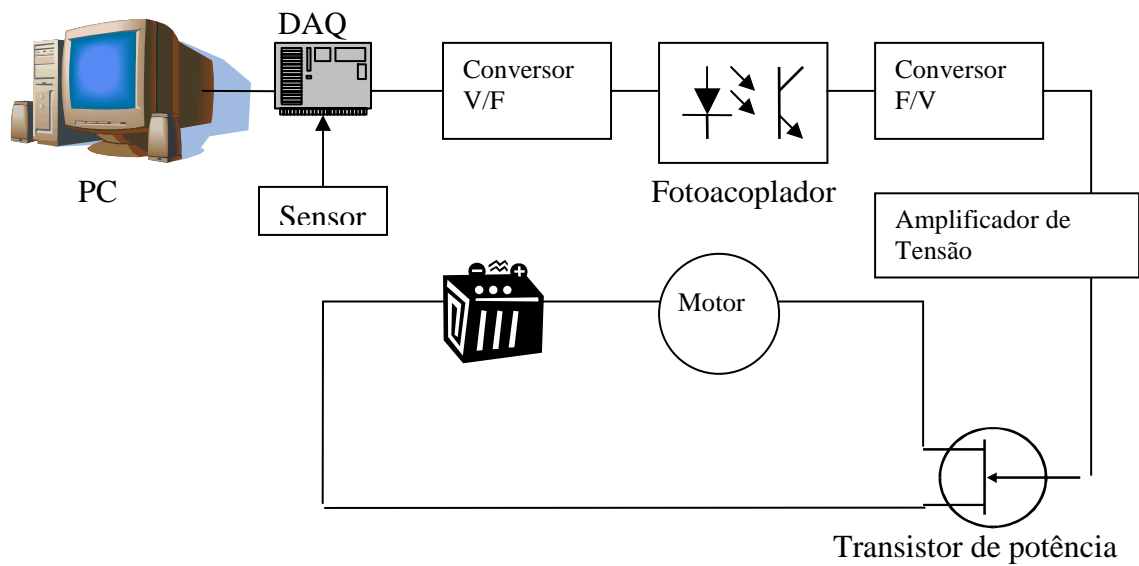


FIGURA 3.10. Esquema usado para controlar o motor DC nos testes do módulo automático do controle.

3.9.3 O dedo artificial

O dedo artificial, FIG 3.11, usado no teste, é uma simples chapa de metal presa ao eixo do motor e possui uma barra de borracha enrolada na chapa na região de contato com o objeto. Esta borracha é usada para aumentar o coeficiente de atrito entre o dedo artificial e o tubo.

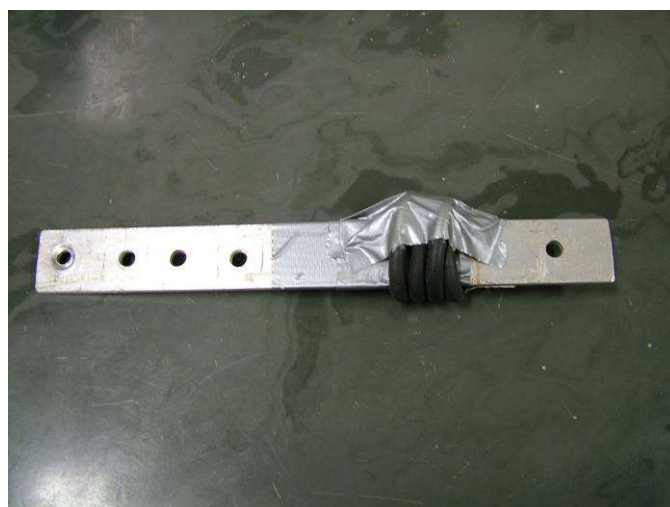


FIGURA 3.11. O dedo artificial.

Uma borracha foi adicionada a chapa de alumínio para aumentar o coeficiente de atrito entre o dedo artificial e o objeto.

3.9.4 O mancal

A bancada de teste não possui um dedo opositor. As forças de oposição ao dedo artificial são feitas pelos dois mancais. Seria interessante no ponto de vista matemático que estes mancais possuam baixíssimo coeficiente de atrito. Pois assim as componentes verticais das forças de reação dos mancais poderiam ser desprezadas. E somente a força de atrito do dedo artificial com o objeto seria estudada. Para isso foram usados mancais feitos com resina de teflon FIG 3.12.



FIGURA 3.12. O mancal de teflon.

3.9.5 O sensor de deslizamento

O sensor de deslizamento usado foi o encoder incremental. Foi usada a parte estrutural de um mouse comum e conectado um fio para retirar o valor do sensor óptico FIG 3.2. O sensor óptico do *encoder* retorna um valor de tensão de 0,8 V a 2,5 V. O valor máximo representa que o furo do disco está alinhado com o feixe de luz, deixando passar a maior quantidade de luz possível. O valor mínimo representa que o disco está impedindo a passagem da luz e a intensidade de luz recebida é a menor possível. O disco do *encoder* usado possui 50 furos distribuídos uniformemente. Dividindo o número de furos pelos 360° de uma volta completa achamos o espaçamento em ângulos dos furos. Os furos estão espaçados 7,2 graus entre eles, o que representa 0,12 radianos.

3.10 A placa de aquisição de dados

A placa de aquisição de dados usada foi a USB-6009 da National Instruments FIG 3.13, seu *datasheet* pode ser encontrado em <http://www.ni.com/pdf/products/us/20043762301101dlr.pdf> (05/2007)



FIGURA 3.13. A placa de aquisição. USB-6009 da National Instruments.
FONTE- www.ni.com (05/2007)

Esta placa possui 8 canais analógicos *single ended* ou 4 canais analógicos diferenciais de -10 a 10V, duas saídas analógicas de 5V. Possui uma resolução de 14 bits, uma taxa de amostragem máxima de 48KS/s (48.000 amostras por segundo) e 12 bits e entrada e saída (I/O). Possui, também, duas fontes de 5 e 2,5 V.

3.11 O conversor V/F

O conversor V/F é um circuito usado para gerar um trem de pulsos com uma frequência proporcional a uma tensão contínua de entrada. O conversor V/F usado foi o LM331. O diagrama do bloco simplificado é mostrado na FIG 3.14.

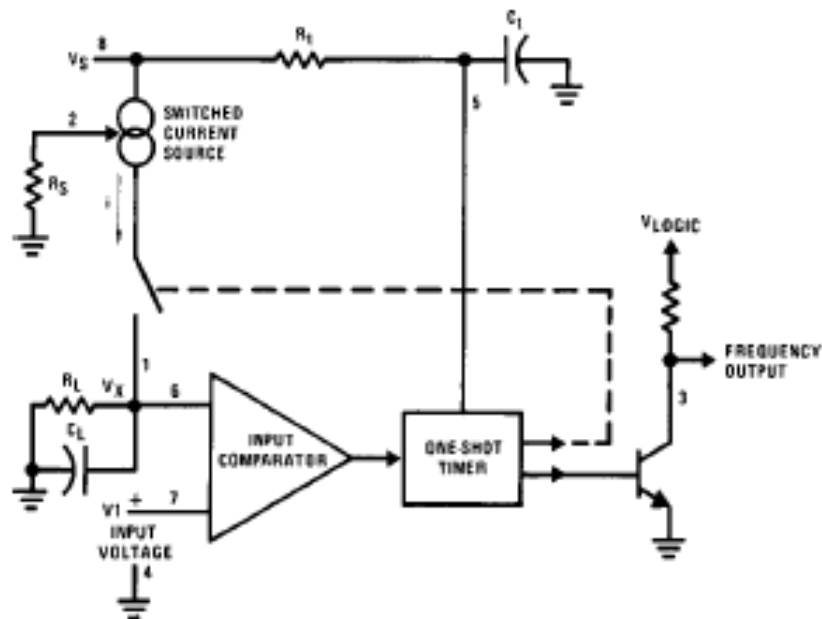


FIGURA 3.14. Diagrama de blocos simplificado do CI LM331.

FONTE- Adaptado de

http://www.datasheetcatalog.net/pt/datasheets_pdf/L/M/3/3/LM331.shtml

(05/2007)

O comparador de tensão compara a tensão positiva de entrada, V_1 no pino 7 com a tensão V_x no pino 6. Se V_1 é maior, o comparador irá ativar o *one-shot timer*. A saída do *timer* irá ativar tanto o transistor de saída de frequência quanto irá chavear a fonte de corrente por um período $t = 1.1 R_1 C_1$. Durante este período a corrente irá fluir e fornecerá uma quantidade de carga fixa, $Q = i \times t$, no capacitor C_1 . Isso, normalmente irá aumentar o valor de V_x acima de V_1 . No final deste período, a corrente i irá cessar e o *timer* se resetará. Agora que não há corrente fluindo para o pino 1, o capacitor C_1 será gradualmente descarregado por R_1 até que V_x caia para o mesmo valor de V_1 . Então o comparador irá acionar o *timer* e começará um novo ciclo.

A configuração usada para este CI funcionar como um conversor V/F é mostrada na FIG 3.15.

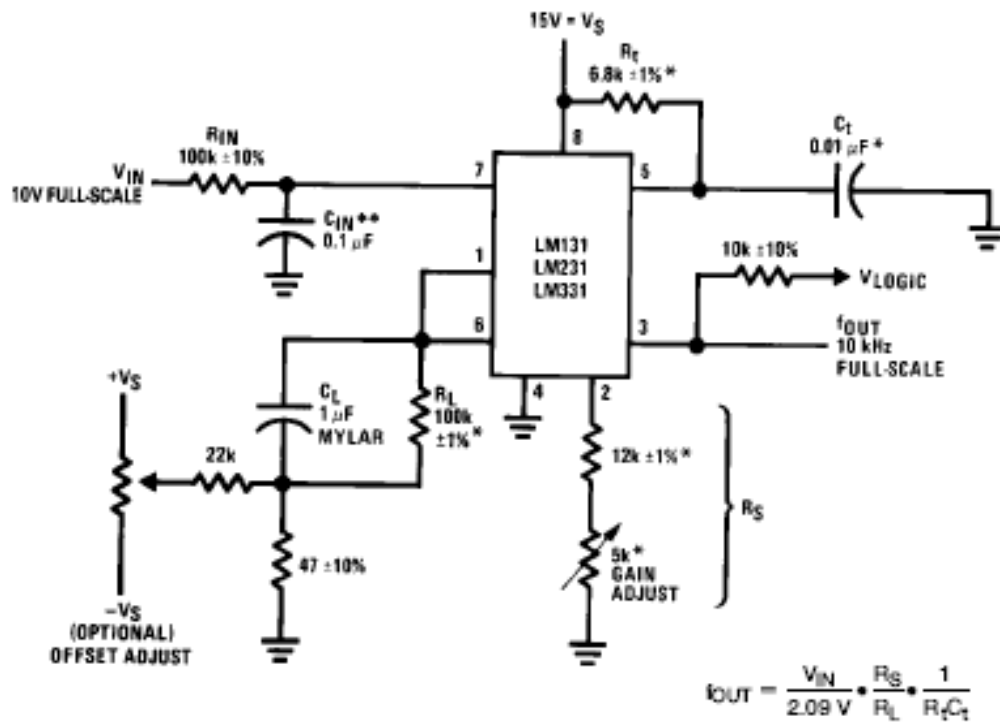


FIGURA 3.15. Circuito usado como conversor V/F.

FONTE-

http://www.datasheetcatalog.net/pt/datasheets_pdf/L/M/3/3/LM331.shtml
(05/2007)

3.12 O fotoacoplador

O fotoacoplador é basicamente em um LED e um transistor fotossensível. Com isso não existe nenhum contato elétrico entre a entrada e a saída do CI. O CI usado foi o 6N138, seu esquema é mostrado na FIG 3.16.

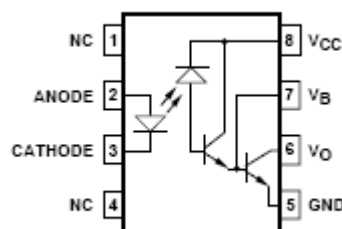


FIGURA 3.16. Pinagem do fotoacoplador 6N138.

FONTE-

http://www.datasheetcatalog.com/datasheets_pdf/6/N/1/3/6N138.shtml
(05/2007)

A configuração usada é mostrada na FIG 3.17.

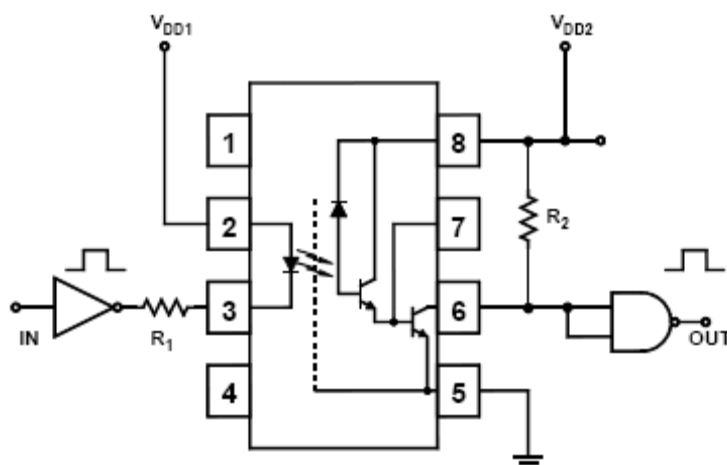


FIGURA 3.17. Configuração usada para fazer uma isolação galvânica. Esquema de um fotoacoplador não inversor.

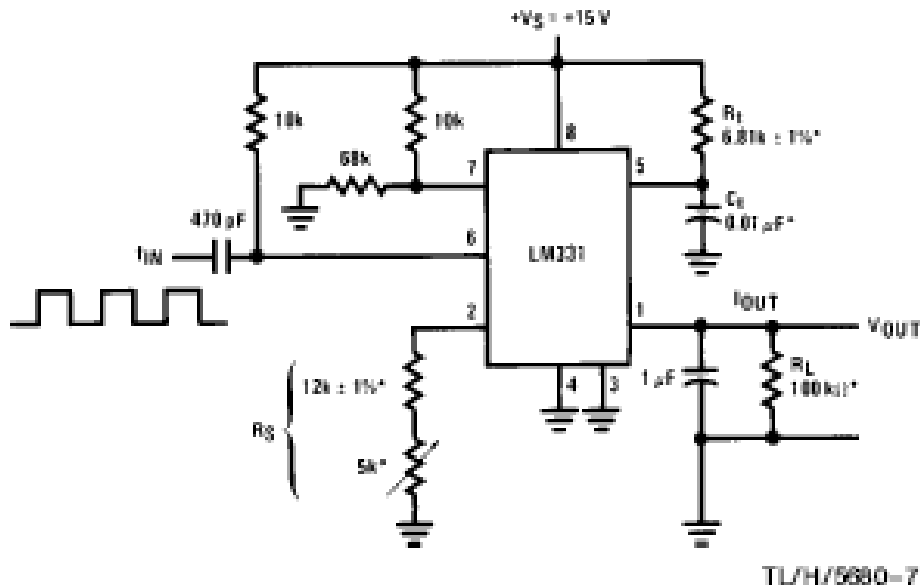
FONTE-

http://www.datasheetcatalog.com/datasheets_pdf/6/N/1/3/6N138.shtml
(05/2007)

Desta for o circuito fica na configuração não-inversora. O sinal de entrada fica igual ao sinal de saída.

3.13 O conversor F/V

O conversor F/V transforma o trem de pulsos gerado no conversor V/F em uma tensão continua novamente. Mas esta tensão esta completamente isolada da tensão gerada pelo circuito de controle com outra fonte de alimentação, que no caso possui uma potencia muito maior e outro aterramento. Este circuito utiliza o mesmo CI do conversor V/F que tem o seu diagrama de bloco simplificado mostrado na FIG 3.14 Mas usa a configuração mostrada na FIG 3.18 para funcionar como conversor F/V.



$$V_{OUT} = I_{IN} \times 2.09V \times \frac{R_L}{R_3} \times (R_1 C_1)$$

FIGURA 3.18. Circuito usado como um conversor F/V.

FONTE-

http://www.datasheetcatalog.net/pt/datasheets_pdf/L/M/3/3/LM331.shtml
(05/2007)

3.14 O amplificador de tensão

O amplificador de tensão foi necessário porque o transistor de potencia mostrada na seção seguinte, trabalha com uma faixa de tensão de entrada maior do que a faixa fornecida pelo circuito de controle. Foi usado o amplificador operacional LF151. O esquema do amplificador e a configuração do circuito usado são mostrados na FIG 3.19.

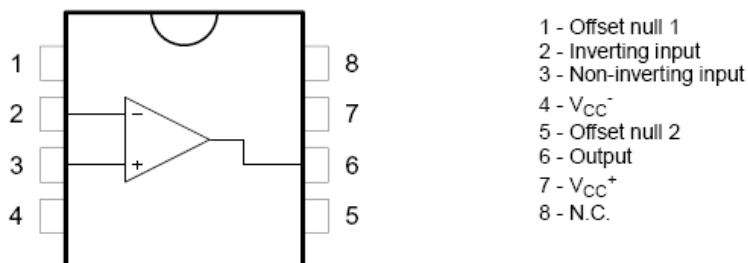


FIGURA 3.19. Pinagem do amplificador operacional LF151.

FONTE-<http://www.datasheetcatalog.net/cgi-in/helo.pl?field=Nume&type=C&text=lf151> (05/2007)

3.15 O transistor de potência

O transistor de potencia foi usado para controlar a corrente no motor. O transistor escolhido foi o MOSFET por, principalmente, funcionar como uma fonte de corrente controlada por tensão.

O transistor usado foi o IRFP350A. Este foi escolhido entre outros por possuir uma corrente continua de dreno de 10A a 100°C. E por possuir uma curva tensão de porta versus corrente de dreno FIG 3.20 menos exponencial do que os outros transistores encontrados.

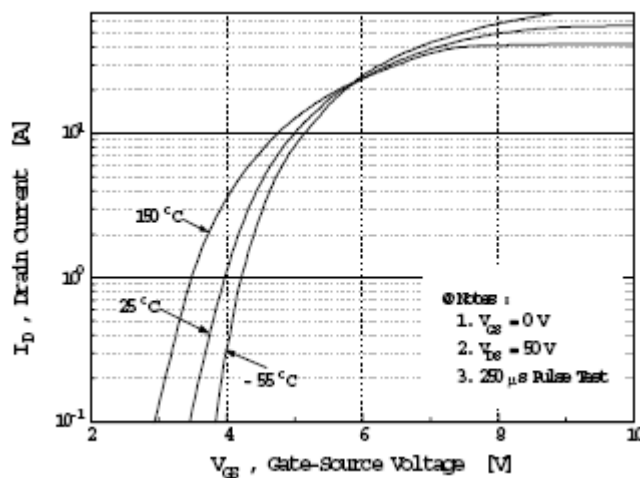


FIGURA 3.20. Relação da tensão na porta com a corrente de dreno do MOSFET IRFP350A.

FONTE- http://www.datasheetcatalog.com/datasheets_pdf/I/R/F/P/IRFP350A.shtml (05/2007)

3.16 O algoritmo de controle

A relação entre a tensão de saída da placa de aquisição de dados (DAQ) e a corrente que passa pelo motor pode ser observada pelo Gráfico 1.

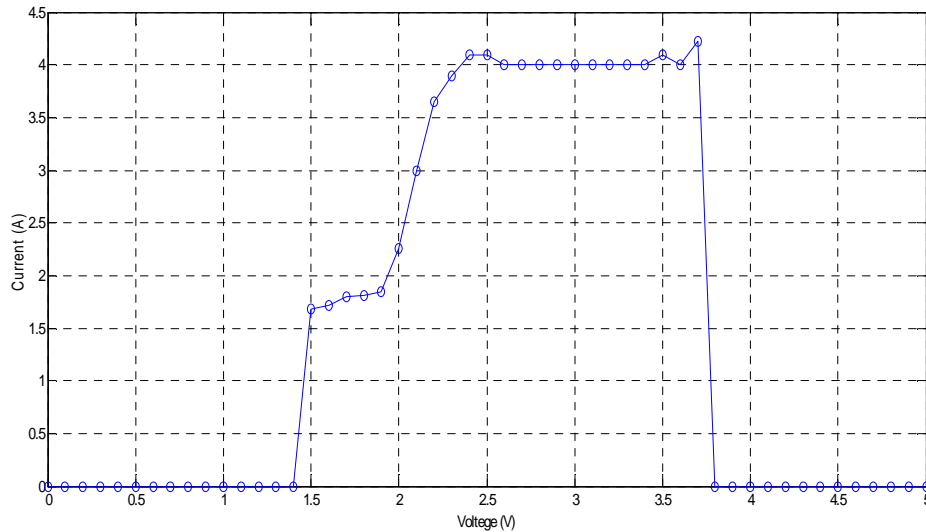


GRÁFICO 1. Relação da tensão de saída da DAQ com o corrente apresentada no motor na bancada de teste.

Observa-se uma queda na corrente para uma tensão de entrada maior do que 3,7 V. Isso ocorre porque o conversor V/F não se comporta de forma adequada com tensões de entrada próximas à sua tensão de alimentação. Este conversor V/F é alimentado pela DAQ com uma tensão de 5 V, uma tensão de entrada maior do 3,7 V faz com que o conversor V/F não consiga converter este valor para um sinal com uma frequência determinada, ao invés disso retorna um sinal constante. O conversor F/V reconhece este sinal como um corte na tensão, retornando um sinal nulo, fazendo com que o transistor corte a corrente no motor.

No Gráfico 1 observa-se a faixa de variação da corrente. A corrente varia de 1,68 A a 4,01 A com uma variação de 1,5 V a 2,4 V. Esta faixa de valores foi retirada da curva, invertida, e uma relação matemática foi aproximada, usando a função *basic filtering* do MatLab 2006. Esta aproximação matemática é mostrada no Gráfico 2.

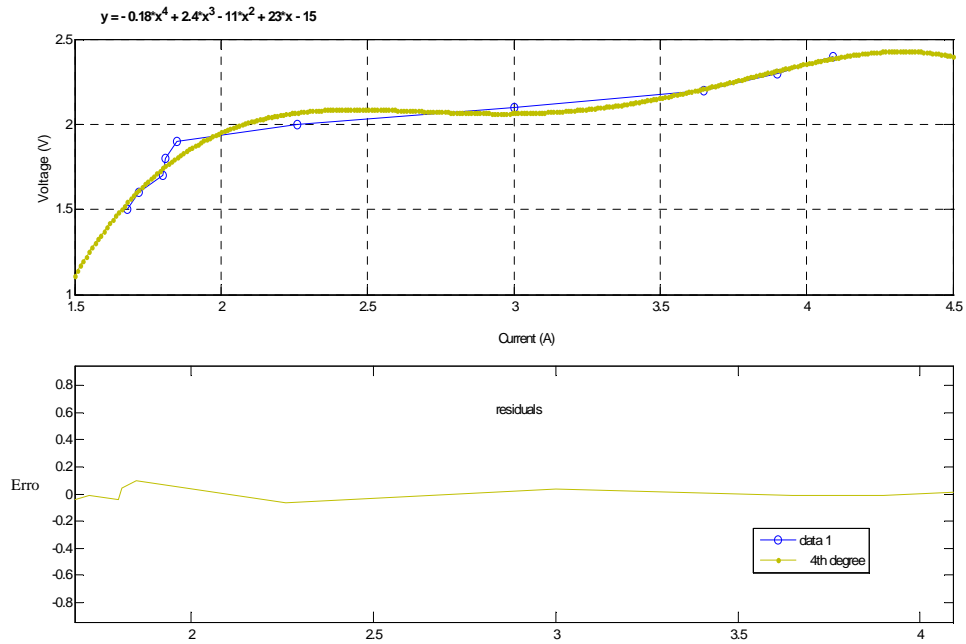


GRÁFICO 2. Aproximação matemática da parte controlável da curva apresentada no gráfico 1. Abaixo, o erro residual calculado pelo MatLab.

A relação corrente versus tensão foi invertida, pois a intenção é fazer o incremento de corrente no motor ser diretamente proporcional a velocidade de escorregamento do objeto. Com essa relação matemática, equação 3.3, pode-se retirar o incremento necessário de tensão para causar o incremento requerido de corrente.

$$y = 0,18x^4 + 2,4x^3 - 11x^2 + 20x + 16 \quad (3.3)$$

3.16.1 O cálculo da velocidade

A distância em que o objeto se deslocou é sentida pelo sensor de deslizamento. Este sensor de deslizamento é esquematizado pela FIG 3.21.

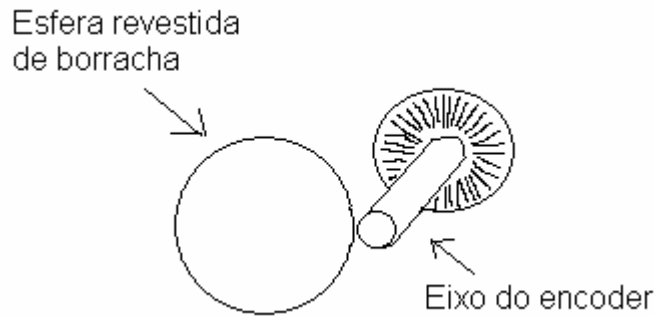


FIGURA 3.21. Esquema do dispositivo do sensor de deslizamento usado nos testes.

Supõe-se que a distância percorrida pela esfera é a mesma distância percorrida pelo eixo do *encoder*, desde que não haja escorregamento entre eles. O disco do *encoder* possui 50 furos igualmente espaçados. O diâmetro do eixo do *encoder* é de 3,5 mm. O comprimento da circunferência é $2\pi r$. Então podemos saber a distância percorrida pelo o objeto através da equação 3.4.

$$L = \frac{N \times 2\pi}{\frac{50 \times 0,0035}{2}} \quad (3.4)$$

Onde N é o numero de pulsos contados pelo *encoder*. O sinal retornado pelo sensor é um valor de tensão que varia de 0,8V a 2,5V.

Este sinal é deslocado para que ele possa passar pelo zero. O numero de pulsos N é contado toda vez que o valor do sinal passa de positivo para negativo.

Para saber a taxa de amostragem necessária, foi determinado para os testes que o objeto poderia se deslocar no máximo 30 cm. Supondo que o objeto cai em queda livre, usamos a equação 3.5 para determinar o tempo de queda.

$$D = \frac{1}{2} \times a \times t^2 \quad (3.5)$$

Substituindo “D” por 0,3m e “a” por $9,81\text{m/s}^2$, calcula-se que o objeto demoraria 0,247s para cair. Isto implica que o tempo em que a prótese demora para atuar, não pode ser superior a este valor, caso contrário o objeto cairia totalmente antes de que qualquer ação seja tomada. Mas devemos lembrar que este é um valor teórico, na verdade uma força de apreensão mínima já é aplicada ao objeto antes deste modulo

automático entrar em ação o que diminuiria sua aceleração. Pela equação 3.6 calculamos a velocidade máxima atingida pelo objeto em queda livre.

$$v(t) = v_0 + g \times t \quad (3.6)$$

Sabe-se então que o objeto não passaria da velocidade de 2.42 m/s. Usando a equação 3.4 e fazendo N ser igual a 1, tiramos que a distancia percorrida por cada pulso contado pelo *encoder* é de 0,2mm. Portanto na velocidade máxima, o *encoder* contaria 12.115 pulsos por segundo. A taxa de amostragem deve ser no mínimo 2 vezes o valor de freqüência máxima do sistema. Então a freqüência de amostragem deveria ser de no mínimo 24.230 Hz. Como dificilmente o objeto não atingiria esta velocidade e para facilitar os cálculos foi usado uma taxa de amostragem de 20.000 Hz. O sensor de deslizamento será amostrado com uma taxa de 20000 amostras por segundo e serão retiradas 1000 amostras por vez. Ou seja, o algoritmo gastará 0,05 segundos lendo o sensor a cada vez. O algoritmo analisará esta amostra e tomará a ação necessária. Usando esta janela de amostragem, velocidades menores do que 4mm/s não serão corretamente percebidas pelo algoritmo.

O algoritmo faz o incremento da força de apreensão ser diretamente proporcional a velocidade de escorregamento do objeto. A força de apreensão é diretamente proporcional ao torque do motor. O torque do motor é diretamente proporcional a corrente consumida. Controla-se o incremento de torque pela corrente liberada para o motor, esta relação entre a velocidade de escorregamento e o incremento da corrente é mostrado no Gráfico 3.

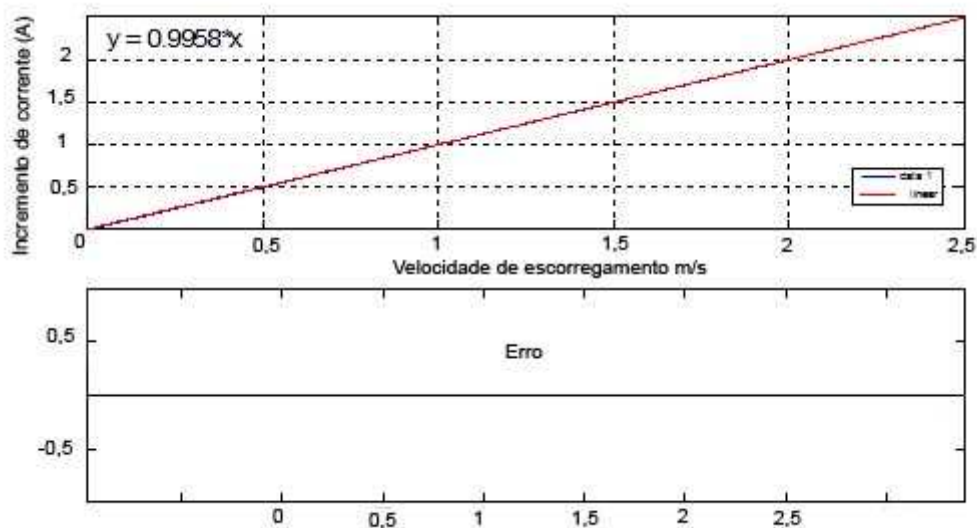


GRÁFICO 3. Relação linear determinada para o incremento da corrente no motor e a velocidade de deslizamento do objeto. A curva aproximada gerada pelo MatLab e o erro residual.

Observa-se pelo Gráfico 1 que a corrente no motor varia 1,68 A até 4,01 A. Então o incremento máximo de corrente é de 2,33 A. O valor de corrente mínimo é de 1,68 A porque o transistor que controla esta corrente precisa de uma tensão mínima de ativação para permitir a passagem de corrente. Alimentando o transistor com esta tensão mínima esta corrente de 1,68 A é a corrente mínima consumida pelo motor, ou seja, para correntes menores que este valor o transistor abre o canal, não permitindo passagem nenhuma de corrente.

O algoritmo então calcula a velocidade de escorregamento do objeto e pela equação do Gráfico 3, calcula o incremento na corrente. Pela equação 3.3 o algoritmo determina qual será a tensão de saída da DAQ correspondente a corrente requerida já com o incremento embutido. Na prática pode-se desejar que a atuação seja agressiva de modo a minimizar o deslocamento do objeto. Desta forma, um ganho foi acrescentando ao incremento de corrente no motor. Nos nossos testes para ajustar o ganho, a atuação foi impedida de agir e o objeto sofreu uma queda livre. O resultado deste teste com um ganho de 3 é mostrado no Gráfico 4.

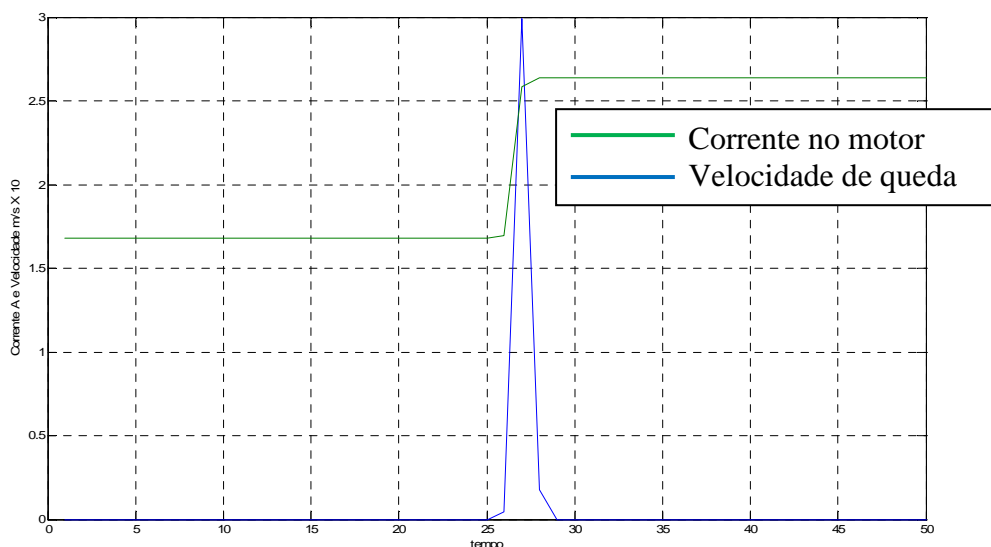


GRÁFICO 4. Velocidade de queda do objeto sem atuação do motor e corrente atingida, com um ganho de 3.

Outros testes com ganhos diferentes foram feitos de forma que na queda livre do objeto, até que ele atinja o seu fim de curso, o motor atue com força máxima. Pelo Gráfico 1 pode-se ver que a força máxima de apreensão refere a uma corrente de 4.01A.

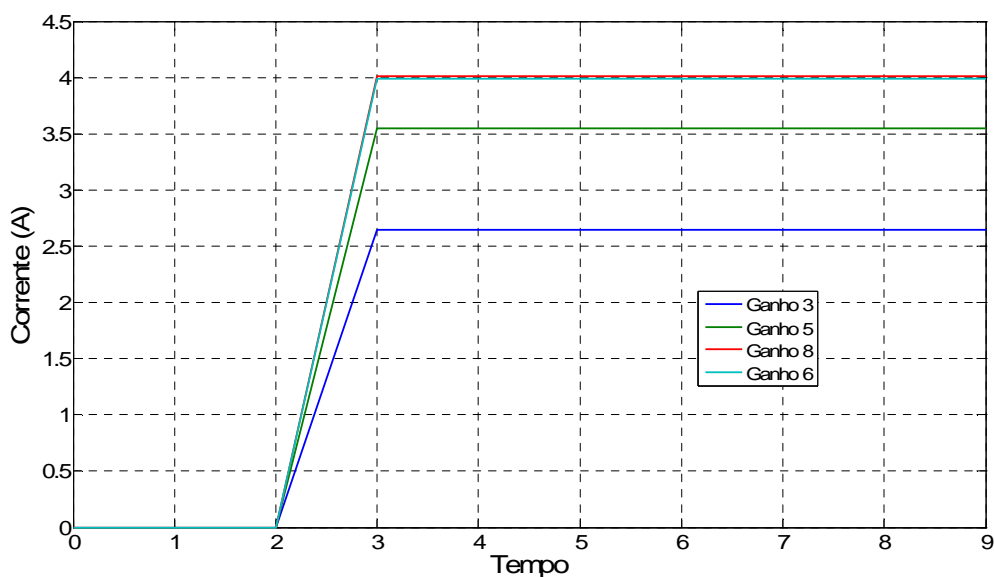


GRÁFICO 5. Diferentes comportamentos de corrente devido ao ajuste no ganho.

O ganho, então, foi ajustado para 6. Este é o menor ganho em que o motor atua em sua força máxima quando o objeto atinge a sua velocidade máxima na bancada de teste usada.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Como o coeficiente de atrito estático é diferente do coeficiente do atrito cinético. Isso gera uma descontinuidade nas relações matemáticas. O tubo de PVC não possui um diâmetro contínuo. Seu diâmetro varia consideravelmente ao longo de seu comprimento. Além disso, a superfície do tubo, também, não possui uma superfície uniforme. Pode-se ver pela FIG 3.9 que o tubo apresenta algumas manchas pretas. Estas marcas pretas são resíduos de borracha, provenientes da borracha presente no dedo artificial. Estas regiões possuem um coeficiente de atrito diferente.

O tubo vazio foi posicionado na posição mais alta, presa pelo dedo artificial com uma força mínima de apreensão. Uma quantidade determinada de água foi jogada no tubo de forma suave para que o fluxo de água cause pouco impacto no fundo deste. Foram acrescentados 100ml de água o que corresponde um incremento no peso do objeto de 0,100Kgf. O comportamento da corrente no motor e a velocidade de escorregamento do objeto foram monitorados. Depois foi acrescentado mais 100ml depois mais 200ml e assim sucessivamente ate que o dedo artificial não consiga mais segurar o objeto. Estes testes são mostrados nos gráficos seguintes.

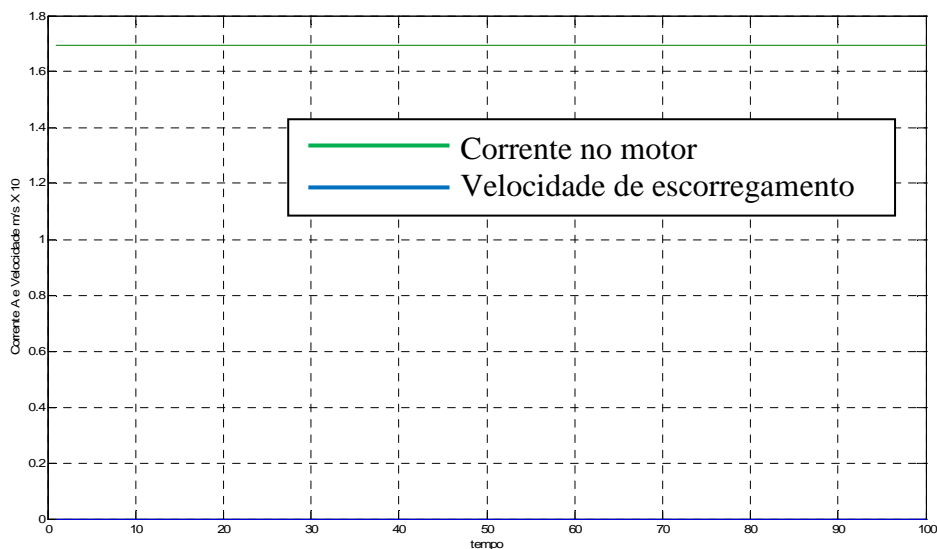


GRÁFICO 6. Foi acrescentado ao tubo 100 ml de água que equivale a 0,100 Kgf. O peso total do objeto é de 0,590 Kgf. O objeto não deslizou.

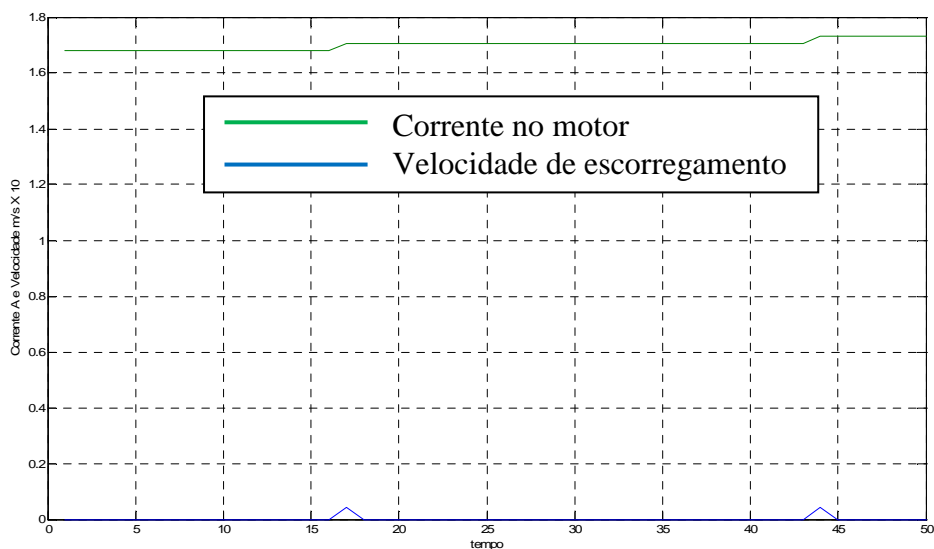


GRÁFICO 7. Foi acrescentado ao tubo 200 ml de água que equivale a 0,200 Kgf. O peso total do objeto é de 0,690 Kgf. Não foi detectado um deslocamento do objeto.

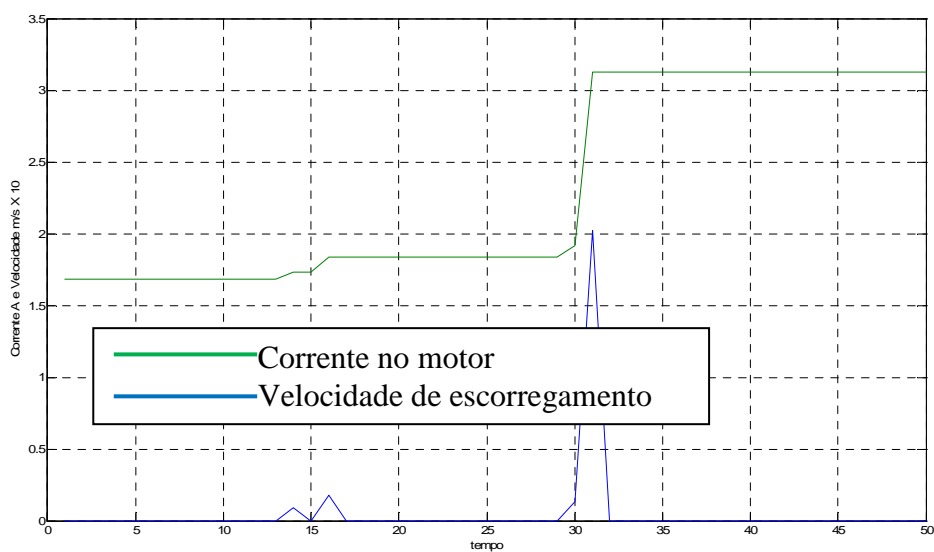


GRÁFICO 8. Foi acrescentado ao tubo 300 ml de água que equivale a 0,300 Kgf. O peso total do objeto é de 0,790 Kgf. Foi detectado um deslocamento de 1 cm.

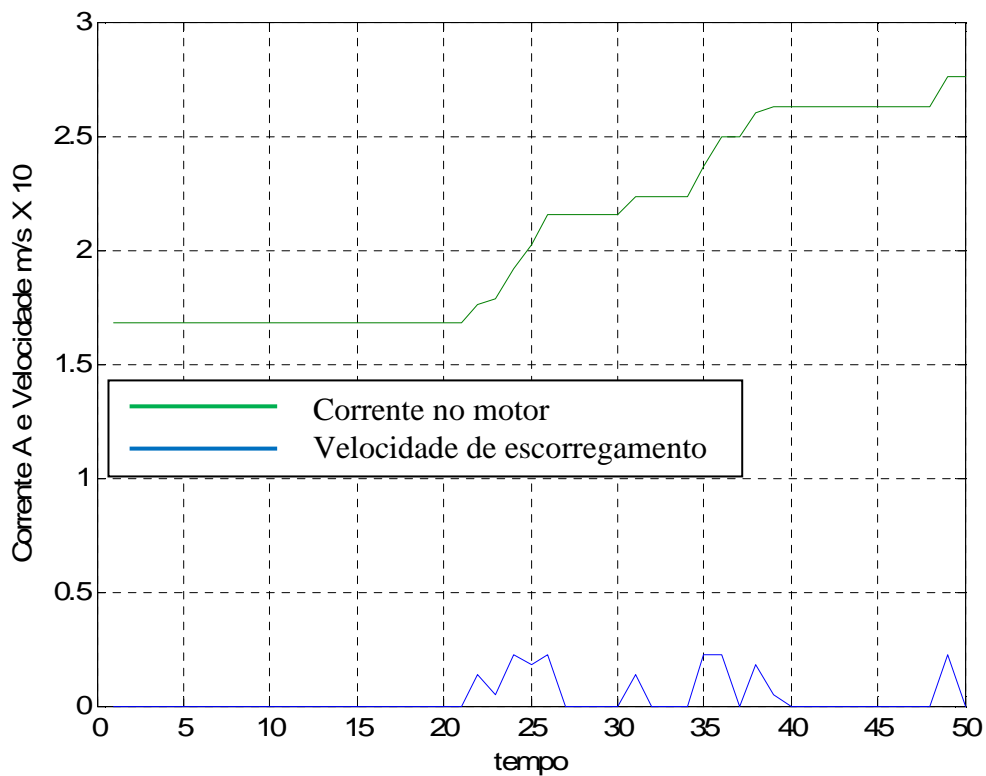


GRÁFICO 9. Foi acrescentado ao tubo 400 ml de água que equivale a 0,400 Kgf. O peso total do objeto é de 0,890 Kgf. Foi detectado um deslocamento de 4 cm.

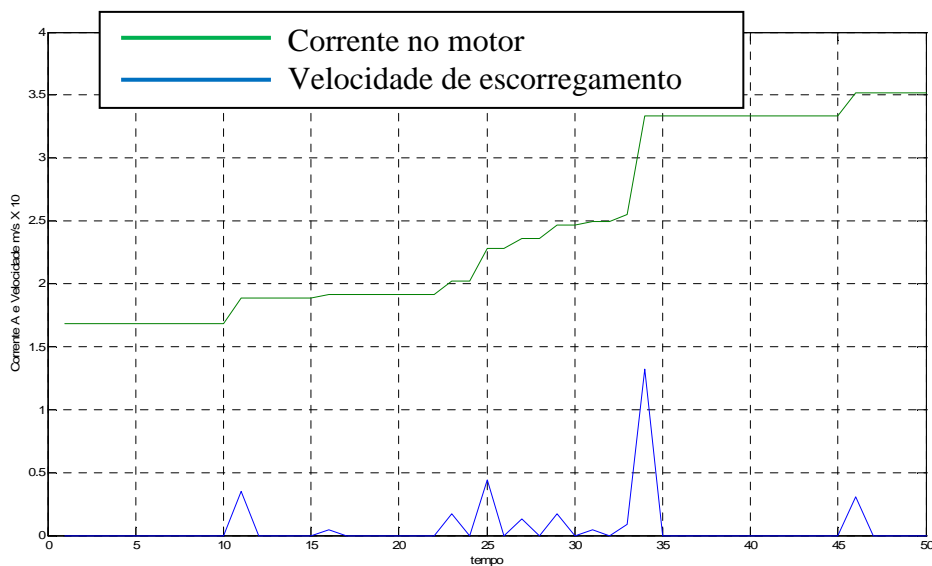


GRÁFICO 10. Foi acrescentado ao tubo 500 ml de água que equivale a 0,500 Kgf. O peso total do objeto é de 0,990 Kgf. Foi detectado um deslocamento de 2 cm.

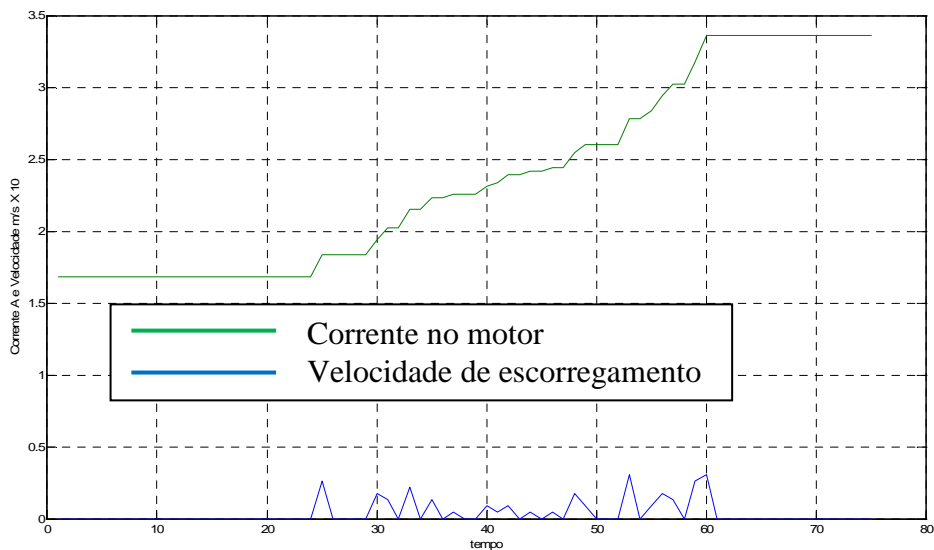


GRÁFICO 11. Foi acrescentado ao tubo 600 ml de água que equivale a 0,600 Kgf. O peso total do objeto é de 1,090 Kgf. Foi detectado um deslocamento de 3 cm.

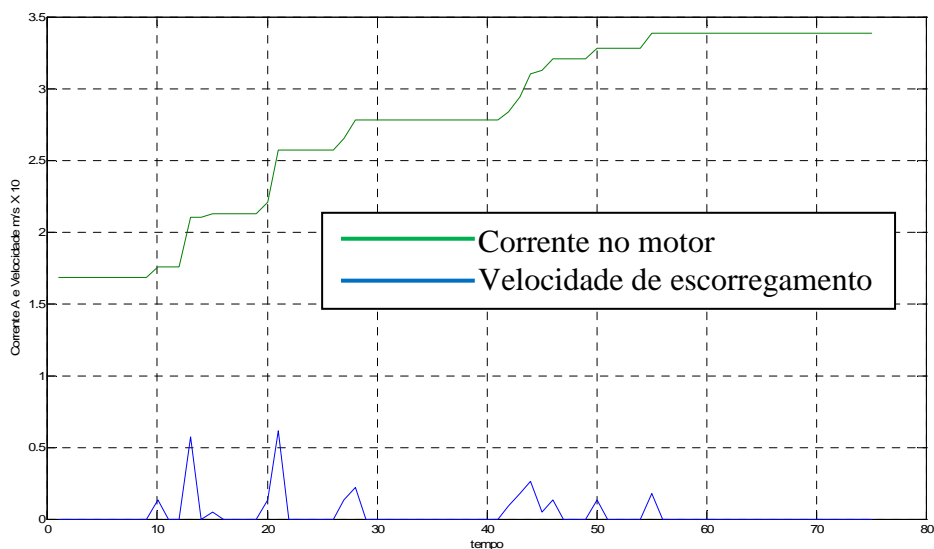


GRÁFICO 12. Foi acrescentado ao tubo 700 ml de água que equivale a 0,700 Kgf. O peso total do objeto é de 1,190 Kgf. Foi detectado um deslocamento de 3 cm.

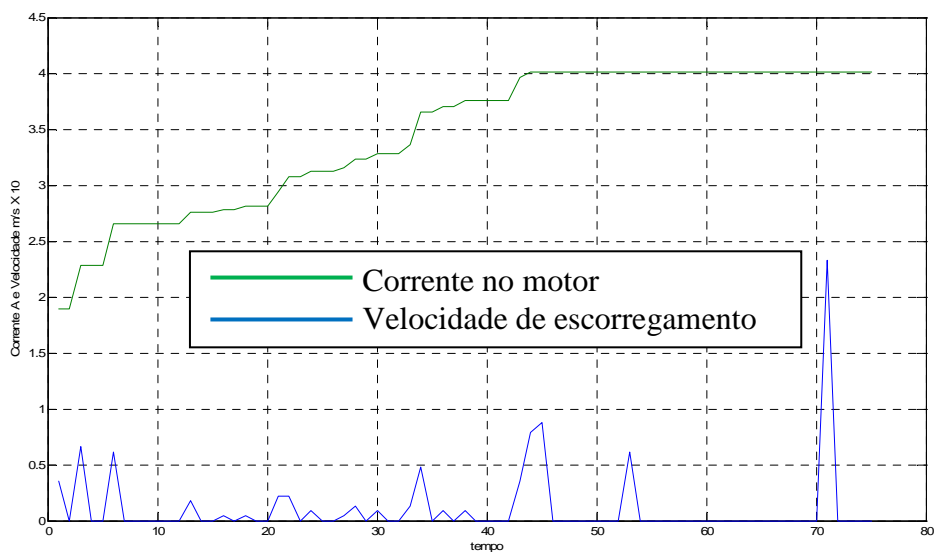


GRÁFICO 13. Foi acrescentado ao tubo 800 ml de água que equivale a 0,800 Kgf. O peso total do objeto é de 1,290 Kgf. Foi detectado um deslocamento de 5 cm. Pode-se notar um escorregamento após a ocorrência da corrente máxima. Mas o objeto se manteve em repouso após este escorregamento na atuação máxima.

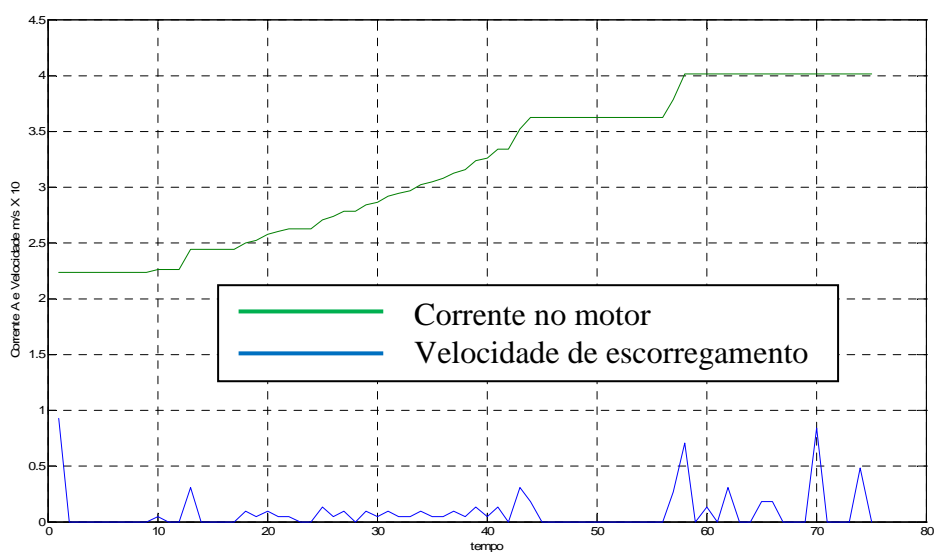


GRÁFICO 14. Foi acrescentado ao tubo 900 ml de água que equivale a 0,800Kgf. O peso total do objeto é de 1,390 Kgf. Foi detectado um deslocamento de 9 cm. Após este deslocamento de 9 cm o objeto continuou a se deslocar em uma pequena velocidade ate a atingir o fim de curso.

Nos testes feitos não foi possível encontrar, a priori, uma relação entre o peso do objeto e a distância percorrida por ele. Isto por ser devido à superfície não homogênea do tubo. Isto faz com que o coeficiente de atrito entre o tubo e o dedo

artificial seja imprevisível. Sendo um valor para cada ponto ao longo da superfície. Desta forma, se o dedo artificial atingir um ponto com um alto coeficiente de atrito, o escorregamento do objeto cessa mesmo com uma força de apreensão menor do que a força feita em outros testes em que estes pontos de altos coeficientes não sejam atingidos.

O algoritmo de controle se comportou de maneira adequada. Quando detectado o escorregamento do objeto é aumentada a corrente no motor de forma proporcional a este escorregamento, este comportamento é visto nos gráficos. Exceto nos gráficos 13 e 14. Nestes gráficos a força de apreensão chegou ao valor máximo e o objeto continuou a se mover. Isto ocorreu porque o peso do objeto atingiu 0,490 kgf (peso do tubo vazio) mais 0,800 Kgf (peso da água) em um total de 1,290 Kgf. Este peso está acima da capacidade do sistema de segurar o objeto. Então pode-se dizer que a capacidade do sistema é de segurar objetos de no máximo 1,190 Kgf. Estes testes visam avaliar de forma qualitativa e não quantitativa o comportamento do sistema proposto. Este sistema de controle pode ser implantado, tanto em próteses como em órteses.

Publicações sobre o uso de um sistema automático de apreensão de um objeto que ajuste a força de apreensão de forma proporcional a velocidade de deslizamento do objeto são raras. Outras próteses usam um sistema de detecção de deslocamento usando um sensor que detecta vibração, como microfones ou sensores piezelétricos. Publicações que fale da possibilidade de estimar a velocidade de deslizamento de um objeto através da detecção da vibração causada pelo deslizamento são igualmente raras. Estas próteses aumentam a força de apreensão em um valor pré-determinado uma vez detectado o escorregamento. O uso de um sensor de deslocamento baseado em *encoder* propicia a estimativa da velocidade, mas necessita de um contato adicional com o objeto. Este contato adicional não poderá ser usado como contato necessário a apreensão porque o sensor de deslizamento não pode dificultar o deslocamento do objeto, pois se este deslizar sob sua superfície a leitura do sensor não será conivente com a realidade. Enquanto os sensores de vibração podem ser acoplados nos dedos da prótese sem a necessidade de um ponto específico de contato do dedo com o objeto.

O deslocamento causado pelo aumento de peso do objeto foi mínimo, sendo bem satisfatório em situações do cotidiano.

5. CONCLUSÕES

Uma estratégia de controle de um motor elétrico para controlar apreensão de objetos foi desenvolvida. Foi criado um ambiente de simulação em C++. As simulações feitas mostram que a estratégia se comporta da maneira prevista.

Uma bancada de testes foi construída para testar a viabilidade do controle automático de apreensão de objetos. O protótipo foi capaz de conter de forma adequada o deslizamento do objeto de teste de 0,490 Kgf de peso mais um adicional de até 0,700Kgf de água. O protótipo mostrou-se capaz de apreender objetos frágeis sem esmagá-los, aplicando sempre a força mínima necessária mesmo quando este objeto aumenta de peso.

6-PERSPECTIVAS FUTURAS

Avaliar o comportamento do protótipo de forma quantitativa. Podendo, então, aperfeiçoar a escolha do atuador e dos materiais.

Minimizar o consumo de energia do protótipo.

Desenvolver um sistema de controle *compliance* para substituir o controle proporcional deste trabalho.

Implementar este sistema em uma prótese ou órtese real e testa-la em situações reais.

ABSTRACT

The objective of this work is to contribute to the control system project of the prosthetic hand in development at UFMG. From a literature review on the control strategies used in hand prostheses, a control system was developed. An environment of simulation was created to assess the performance of routines implemented in the system. A bench testing was established to validate and verify the performance of the control system implemented. In this study, tests were conducted to simulate the slipping of an object in prosthetic hand and the performance of the control system to prevent it. The results showed that the control acted in a satisfactory manner, proving the feasibility of the strategies adopted in the project.

Key words: *Prosthesis, control, robotic prosthesis, apprehension control, upper limb prosthesis.*

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Abboudi, Rochel L.; Carey A. Glass, Nicki A. Newby, James A. Flint, and William Craelius, 1999, “A Biomimetic Controller for a Multifinger Prosthesis”, IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING, VOL. 7, NO. 2, JUNE 1999.
- 2 Bronzino J. D., 2000, “The Biomedical Engineering HandBook”, Second Edition, Boca Raton: CRC Press LLC.
- 3 CARROZZA, M.C.; C. SUPPO, F. SEBASTIANI, B. MASSA AND F. VECCHI, R. LAZZARINI, M.R. CUTKOSKY, P. DARIO, 2004, “The SPRING Hand: Development of a Self-Adaptive Prosthesis for Restoring Natural Grasping”, Autonomous Robots 16, 125–141, 2004 Kluwer Academic Publishers. Manufactured in The Netherlands.
- 4 Cascão, Carlos Alberto Jr.; Renan Utida Ferreira, Ener Diniz Beckmann, Geovany Araújo Borges, João Yoshiyuki Ishihara, Adson Ferreira da Rocha, 2005, “ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE ATIVA DE PERNA COMANDADA POR SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS”, VII SBAI/ II IEEE LARS. São Luís, setembro de 2005.
- 5 Cranny, A.; D.P.J. Cotton, P.H. Chappell, S.P. Beeby, N.M. White, 2005, “Thick-film force and slip sensors for a prosthetic hand”, Sensors and Actuators A 123–124 (2005) 162–171.
- 6 Cunha, Fransergio Leite da, 2002, ”Mão de São Carlos uma prótese multifunção para membros superiores: Um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores”, Tese apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo.
- 7 DARIO, PAOLO; MARIA CHIARA CARROZZA, EUGENIO GUGLIELMELLI, CECILIA LASCHI, ARIANNA MENCIASSI, SILVESTRO MICERA, AND FABRIZIO VECCHI, 2005, “Robotics as a Future and Emerging Technology”, IEEE Robotics & Automation Magazine 2005.
- 8 Englehart K., Hudgins B., Parker P. and Stevenson M., 1998, “Time-Frequency Representation For Classification of Transient MYOELECTRIC Signals”, Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.
- 9 Haulin, E. Ngale; R. Vinet, 2002, “Multiobjective optimization of hand prosthesis mechanisms”, Mechanism and Machine Theory 38 (2003) 3–26.
- 10 Joyce, Thomas J.; 2006, “Prediction of lubrication regimes in two-piece metacarpophalangeal prostheses”, Medical Engineering & Physics xxx (2006) xxx–xxx.
- 11 Kyberd, Peter J.; Owen E. Holland, Paul H. Chappell, Simon Smith, Robert Tregidgo, Paul J. Bagwell, and Martin Snaith, 1995, “MARCUS: A Two Degree of

Freedom Hand Prosthesis with Hierarchical Grip Control”, IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING, VOL. 3, NO. 1, MARCH 1995.

12 Lifchez , Scott D.; MD, Judith Marchant-Hanson, BS, Hani S. Matloub, MD, James R. Sanger, MD, William W. Dzwierzynski, MD, Hanh H. Nguyen, MD, Milwaukee, WI, 2005, “Functional Improvement With Digital Prosthesis Use After Multiple Digit Amputations”, The Journal of Hand Surgery / Vol. 30A No. 4 July 2005.

13 Light, C.M.; P.H. Chappell, 2000, “Development of a lightweight and adaptable multiple-axis hand Prosthesis”, Medical Engineering & Physics 22 (2000) 679–684.
Mauquardt, Ernst, Hidenberg, 1965, “THE HEIDELBERG PNEUMATIC ARM PROSTHESIS”, IHE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY, VOL. 47 B, NO. 3, AUGUST 1965.

14 Manurangsee, P.; MD, C. Isariyawut, MD, V. Chatuthong, MD, S. Mekraksawanit, MD, Bangkok, Thailand, 2000, “Osseointegrated Finger Prosthesis: An Alternative Method for Finger Reconstruction”, The Journal of Hand Surgery / Vol. 25A No. 1 January 2000.

15 Maruishi, Masaharu; Yoshiyuki Tanaka, Hiroyuki Muranaka, Toshio Tsuji, Yoshiaki Ozawa, Satoshi Imaizumi, Makoto Miyatani, Junichiro Kawahara, 2003, “Brain activation during manipulation of the myoelectric prosthetic hand: a functional magnetic resonance imaging study”, NeuroImage 21 (2004) 1604–1611

16 MOORLEGHEM, 2004, “The MANUS-HAND □ Dextrous Robotics Upper Limb Ortolan

17 Prosthesis: Mechanical and Manipulation Aspects”, Autonomous Robots 16, 143–163, 2004 c 2004 Kluwer Academic Publishers. Manufactured in The Netherlands.

18 PILLET, J.; A. DIDIERJEAN-PILLET, 2001, “AESTHETIC HAND PROSTHESIS: GADGET OR THERAPY? PRESENTATION OF A NEW CLASSIFICATION”, Journal of Hand Surgery (British and European Volume, 2001) 26B: 6: 523-528.

19 Piveteau, J, 1955, “La Genèse humaine” en biologie (Enciclopédie de la Pléiade: Paris)

20 PONS, J.L.; E. ROCON AND R. CERES, D. REYNAERTS, B. SARO, S. LEVIN, W. VAN OKUNO, RYUHEI; MASAKI YOSHIDA, AND KENZO AKAZAWA, 2005, “Compliant Grasp in a Myoelectric Hand Prosthesis”, IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE JULY/AUGUST 2005.

21 Sedra, AS, Smith, KC, 2000, “Microeletrônica”, MAKRON Books.

22 Shim, Jae-Ho; MD, Young-Hee Lee, MD, Jong-Min Lee, MD, Jeong Mee Park, MD, Jae-Ho Moon, MD, 1998, “Wrist-Driven Prehension Prosthesis for Amputee Patients With Disarticulation of the Thumb and Index Finger”, American Congress of

Sousa, Vagner Ribeiro de, Marco Aurélio da Silva e Souza, Jesus Franklin Andrade Romero, 2006, “CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS

ELETROMIOGRÁFICOS”, Anais do 120 Encontro de Iniciação Científica e Pós-Graduação do ITA – XII ENCITA / 2006

23 Rehabilitation Medicine and the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation 0003-9993/98/7907-461753.00/0.

24 Silva, Jorge; MASc, Winfried Heim, CP(c), Tom Chau, PhD, PEng, 2005, “A Self-Contained, Mechanomyography-Driven Externally Powered Prosthesis”, American Congress of Rehabilitation Medicine and the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation Vol 86, October 2005.

25 Thieffry, S, 1973, La main de l’homme (Hachette Littérature: Paris)

26 Ton-Tai Pan, Ping-Lin Fan, Huihua Kenny Chiang, Member, IEEE, Rong-Seng Chang, and Joe-Air Jiang, 2004, “Mechatronic Experiments Course Design: A Myoelectric Controlled Partial-Hand Prosthesis Project”, IEEE TRANSACTIONS ON EDUCATION, VOL. 47, NO. 3, AUGUST 2004.

27 Valery, P, 1938, Discours d’overture au Congrès de Chirurgie (Nouvelle Revue Française: Paris)

28 Yang, Jingzhou; Esteban Peña Pitarch, Karim Abdel-Malek, Amos Patrick, Lars Lindkvist, 2004, “A multi-fingered hand prosthesis”, Mechanism and Machine Theory 39 (2004) 555–581.

29 Zheng, Y.P.; M.M.F. Chan, J. Shi, X. Chen, Q.H. Huang, 2004, “Sonomyography: Monitoring morphological changes of forearm muscles in actions with the feasibility for the control of powered prosthesis”, Medical Engineering & Physics 28 (2006) 405–415