



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

**PROJETO DE UMA PRÓTESE DE MÃO SUB-ATUADA:
MECANISMO, INTERFACE E SISTEMA DE CONTROLE.**

TÁLITA SAEMI PAYOSSIM SONO

Belo Horizonte, 14 de Março de 2012

TÁLITA SAEMI PAYOSSIM SONO

**PROJETO DE UMA PRÓTESE DE MÃO SUB-ATUADA:
MECANISMO, INTERFACE E SISTEMA DE CONTROLE.**

Documento apresentado ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciências em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Marcos Pinotti (UFMG)

Co-orientador: Prof. Dr. Luciano Menegaldo (UFRJ)

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2012

Aos meus pais, Áureo e Ângela,

com amor e gratidão

AGRADECIMENTOS

Agradeço inicialmente a Deus por ter me acompanhado e me iluminado durante mais essa trajetória, e pela força ao enfrentar fases difíceis, que também foram matérias primas de aprendizado.

Agradeço a minha mãe Ângela pela educação que me fez tornar hoje quem eu sou e por me apoiar sempre em todas as minhas decisões. Agradeço também de forma especial ao meu pai Áureo que acompanhou grande parte dessa jornada com aquele orgulho de pai e hoje brilha como mais uma estrela no céu e que, mesmo ausente, sei que continua torcendo por mim.

Às minhas irmãs por sempre estarem ao meu lado, tanto nos momentos de brincadeiras quanto em momentos de tristeza. Aos meus avos, tios, primos por sempre estarem próximos quando necessário.

Aos professores e toda a turma do LabBio que durante esse tempo se tornou uma família onde sempre pude encontrar confiança e apoio, pelas experiências compartilhadas que foram importantes para o aprendizado, pelos momentos de ajuda e discussões sobre o trabalho e especialmente pela amizade.

Aos grandes amigos americanos que me acompanharam durante o Doutorado Sanduiche, em especial ao meu orientador americano Adrian Stoica por toda compreensão, aprendizado e grande recepção.

Ao Prof. Luciano Menegaldo que sempre me deu apoio desde quando tudo começou e por compartilhar sua experiência e valiosos conhecimentos. Obrigada por toda a confiança depositada durante esses anos de trabalho.

Ao Prof. Marcos Pinotti pela oportunidade incrível, pelo privilégio de sua orientação durante a elaboração deste trabalho, pelo incentivo e conselhos que foram muito importantes não só durante a realização do trabalho, mas conselhos que servirão por toda a vida.

Agradeço ao CNPq pelo apoio financeiro e colaboração com a bolsa de doutorado, e a CAPES que proporcionou o financiamento do Doutorado Sanduiche.

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	1
1.1	- Objetivo Geral.....	6
1.1.1	- Objetivos específicos.....	6
2.	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	8
2.1	– Próteses de mão e seus mecanismos	8
2.2	– Controle de movimentos de próteses de mão.....	20
2.3	– Controle de força de próteses de mão e seus sistemas de sensoriamento	28
3.	METODOLOGIA.....	34
3.1	- Projeto do protótipo biomecânico	34
3.1.1	- Projeto mecânico do protótipo 1	34
3.1.2	- Projeto mecânico do protótipo 2.....	44
3.2	– Desenvolvimento de uma interface de controle entre o usuário e a prótese de mão	49
3.2.1	. Interface EMG	49
3.2.2	. Interface EEG	53
3.3	– Desenvolvimento de uma estratégia de controle de movimento para a prótese de mão	56
3.3.1	– Utilizando interface EMG	56
3.3.2	– Utilização da interface EEG	58
3.4	– Desenvolvimento de uma estratégia de controle de força por meio da medição da corrente do motor	60
3.4.1	– Sensor de força	60
3.4.2	– Estratégia de controle de força	61
3.5	- Desenvolvimento um sistema de realimentação de força para o usuário	62
4.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	64
4.1	– Protótipo Biomecânico	64
4.1.1	– Protótipo 1	64
4.1.2	– Protótipo 2	65
4.2	– Interface de controle	74

4.2.1 – Interface EMG	74
4.2.2 – Interface EEG	81
4.3 – Estratégia de controle de força	91
4.4 – Realimentação de força	93
5. CONCLUSÕES	96
6. TRABALHOS FUTUROS	98
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	100

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - <i>IOWA HAND</i>	8
FIGURA 2 - Dedo da <i>Iowa Hand</i>	9
FIGURA 3 - Sistema de construção de um dedo da <i>Ultralight Antropomorphic Hand</i> (Adaptado de SCHULZ et al., 2001).....	10
FIGURA 4 - <i>Southampton Hand</i>	11
FIGURA 5 - Mecanismo <i>whiffle-tree</i> (Adaptado de KYBERD et al., 2001).....	11
FIGURA 6 - Manus Hand (Adaptado de PONS et al., 2004).....	12
FIGURA 7 - Mecanismo com polias e correias cruzadas	13
FIGURA 8 - Mecanismo 'Geneva wheel'	13
FIGURA 9 - Mecanismo do dedo indicador (Adaptado de JUNG et al., 2008).	14
FIGURA 10 - Mecanismo do polegar (Adaptado de JUNG et al., 2008)	14
FIGURA 11 - Modelo do dedo protético biomimético	15
FIGURA 12 - Fio SMA acoplado no tensão.....	16
FIGURA 13 - Modelos iniciais do projeto Cyberhand. (a) RTR I; (b) RTR II; (c) Spring Hand.....	16
FIGURA 14 - (a) Protótipo de Silicône. (b) Protótipo de Poliuretano.....	18
FIGURA 15 - Protótipo do mecanismo sub-atuado desenvolvido por SONO et al. (2007).....	19
FIGURA 16 - Mão de São Carlos. (a) Dedo da Mão de São Carlos com cabos para transmitir o movimento. (b) Detalhe das polias. (c) Ilustração para o futuro protótipo da Mão de São Carlos	20
FIGURA 17 - Configuração geral do sistema de controle	21
FIGURA 18 - O protótipo da mão mioelétrica e algumas das posições permitidas pelo controle (Adaptado de CHU et al, 2005).....	21
FIGURA 19 - Diagrama do controle implementado no software <i>simulink</i> . Adaptado de RAHATABAD et al. (2007).....	23
FIGURA 20 - Estrutura do protótipo da prótese de mão (Adaptado de ZHAO et al, 2006).....	24
FIGURA 21 - Estrutura mecânica do protótipo. da prótese de mão (ANDRADE et al, 2007).....	25
FIGURA 22 - Diagrama do circuito de controle (Adaptado de ANDRADE et al, 2007).....	26
FIGURA 23 - Movimentos particulares da mão (Adaptado de JUNG et al., 2008)	27
FIGURA 24 - Diferentes tipos de garras produzido pela prótese	28
FIGURA 25 - Leitura dos sensores de posição e força durante uma típica garra.	31
FIGURA 26 - Resultados experimentais: (a) Controle em malha aberta. (b) Controle em malha fechada (SONO e MENEGALDO, 2009)	32
FIGURA 27 - Diagrama de blocos dos módulos do sistema	34

FIGURA 28 - Desenho no SolidWorks® do protótipo 1 do dedo mecânico.....	35
FIGURA 29 - Polias do mecanismo.....	36
FIGURA 30 - Eixos guias	37
FIGURA 31 - Detalhe do mecanismo de parada.....	38
FIGURA 32 - Espaçadores do dedo mecânico.....	38
FIGURA 33 - Mecanismo diferencial para o dedo indicador.....	39
FIGURA 34 - Protótipo do dedo mecânico construído	40
FIGURA 35 - Protótipo comparado ao dedo humano.....	41
FIGURA 36 - Desenho do polegar	41
FIGURA 37 - Polegar acoplado ao dedo mecânico.....	42
FIGURA 38 - Protótipo da prótese de mão	43
FIGURA 39 - Mecanismo diferencial	44
FIGURA 40 - Desenho do dedo mecânico do protótipo 2	45
FIGURA 41 - Sistema diferencial conectado às polias motoras.....	47
FIGURA 42 - Conexão do atuador com o sistema diferencial.....	48
FIGURA 43 - Protótipo 2 da prótese de mão. (a) Vista lateral; (b) Vista frontal	49
Figura 44 - Diagrama de blocos da interface.....	50
FIGURA 45 - Capacete Emotiv EPOC	54
FIGURA 46 - Fluxograma do funcionamento do algoritmo de controle de movimento	58
FIGURA 47 - Fluxograma do controle de força	62
FIGURA 48 - Movimento livre do dedo.....	64
FIGURA 49 - Movimento de pinça do dedo.....	65
FIGURA 50 - Movimento de garra do dedo.....	65
FIGURA 51 – Movimento de pinça do protótipo 2.....	66
FIGURA 52 - Movimento livre do protótipo 2.....	67
FIGURA 53 - Movimento de garra dos dedos	68
FIGURA 54 - Movimento da prótese quando um dedo é restrito e o outro está livre	68
FIGURA 55 - Movimento livre: (a) Protótipo 1; (b) Protótipo 2	69
FIGURA 56 - Trajetória das articulações no protótipo 1.....	70
FIGURA 57 - Trajetória das articulações no protótipo 2.....	71
FIGURA 58 - Movimento de pinça: (a) Protótipo 1; (b) Protótipo 2	72
FIGURA 59 - Movimento de garra: (a) Protótipo 1; (b) Protótipo 2.....	73
FIGURA 60 - Mecanismo de atuação: (a) Protótipo 1; (b) Protótipo 2	74
FIGURA 61 - Método de captação do sinal EMG.....	75
FIGURA 62 - Sinal EMG na entrada comparado com sua envoltória.....	76
FIGURA 63 - Sinal de entrada EMG que comanda a flexão da prótese e PWM para a posição 0 graus, correspondente à extensão total dos dedos.....	79
FIGURA 64 - (a) Sinal de entrada do músculo; (b) Sinal de saída PWM	80
FIGURA 65 - Teste 1 – Expressões ‘neutro’ e ‘smile’ sendo reconhecidas	84
FIGURA 66 – Expressões ‘Smile’, ‘Clench’, ‘Eyebrow Raise’ e ‘Smirk Left’ sendo reconhecidas.....	85
FIGURA 67 - Teste com ação cognitiva	87

FIGURA 68 - Teste com 2 usuários	88
FIGURA 69 - Resultado do controle de movimento do protótipo com interface EEG: (a) Sinal PWM; (b) Amplitude do sinal da ação 'push'; (c) Amplitude do sinal da expressão 'smile'	90
FIGURA 70 - Detalhe do sinal PWM	91
FIGURA 71 - Teste de força realizado com uma bexiga	92
FIGURA 72 – Nível de força normalizada (saída) comparada ao sinal EMG normalizado (entrada).....	93
FIGURA 73 - (a) Corrente normalizada do motor; (b) Amplitude de vibração do sistema de realimentação	94

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EMG – eletromiográfico

ECG - eletroencefalográfico

FD – falange distal

FM – falange média

FP – falange proximal

FDM – falange distal-média

IF – interfalangeana

IFD – interfalangeana distal

IFM – interfalangeana média

IFP – interfalangeana proximal

MCP – metacarpofalangeana

SMA – Liga de memória de forma

DC –corrente contínua

PWM - modulação por largura de pulso

MVC - máxima contração voluntária

RESUMO

A mão é uma das partes do corpo humano mais importante para a realização da maioria das atividades diárias do homem. Sua versatilidade fornece uma grande motivação para pesquisas na área de mãos artificiais. A capacidade de preensão, realização de diferentes tipos de garras e manipulação de objetos, realizadas por mãos artificiais, é de grande interesse, principalmente no desenvolvimento de próteses de mão.

Diversos trabalhos que tratam do projeto e construção de próteses para o membro superior têm mostrado um grande progresso nos últimos anos, algumas delas com interessantes soluções mecânicas ou eletrônicas e outras com boas estratégias de controle. Entretanto, as atuais próteses de mão comercialmente disponíveis, particularmente as mais acessíveis do ponto de vista econômico, possuem movimentos simples, são pesadas e não reproduzem de maneira satisfatória as habilidades da mão humana. Geralmente elas não são capazes de se adaptarem a objetos de diferentes formas.

A solução para estes problemas citados seria possível com esforços de pesquisa no desenvolvimento de um projeto mecânico que atenda as especificações requeridas para a prótese, unido às estratégias de controle que permite uma interface natural entre o paciente e a prótese.

Este trabalho apresenta o desenvolvimento conceitual de dois diferentes mecanismos de um dedo protético que será usado para a construção de dois diferentes protótipos de uma prótese de mão, bem como seu projeto de controle, que pode ser realizada por dois diferentes tipos de sinais: sinal eletromiográfico ou sinal eletroencefalográfico, oriundos do usuário. Os vários graus de liberdade de ambos os protótipos de prótese são acionados por um único motor, caracterizando um sistema mecânico sub-atuado. Para o monitoramento da força de preensão foi utilizado um circuito eletrônico capaz de medir a corrente do motor, que por sua vez depende da força que os dedos aplicam sobre o objeto. Um sistema que fornece ao usuário a realimentação da força aplicada pelos dedos no objeto também foi desenvolvido.

1. INTRODUÇÃO

A mão é uma das partes mais importantes do corpo humano, pois permite a execução de um elevado número de funções, tais como: preensão, percepção, exploração, manipulação, sendo responsável pela maioria das atividades diárias do homem (CHAO *et al.*, 1989). Ela é capaz de configurar-se rapidamente a objetos de diferentes formas, permitindo tanto a manipulação de objetos delicados como o transporte de objetos pesados. Sua atuação compreende desde a realização de tarefas básicas do dia a dia, como alimentar-se, no trabalho ao operar uma máquina ou na realização de tarefas de grande precisão.

A perda da mão gera problemas tanto de ordem psicológica quanto funcional, pois além do indivíduo tornar-se incapaz de realizar as funções de garra e manipulação, limitando sua capacidade de realizar grande parte das tarefas diárias, ocorre um abalo psicológico pela alteração em sua aparência (PILLET e DIDIER, 2001).

As próteses são dispositivos artificiais desenvolvidos para substituir um membro perdido, na tentativa de restabelecer algumas das funções que foram restritas devido à falta do membro. Um dos maiores objetivos no desenvolvimento de próteses de mão é a restauração da funcionalidade da mão, a fim de recuperar as amplitudes e movimentos necessários na realização das principais atividades diárias (NAGEM, 2009).

Nas últimas décadas, houve um grande desenvolvimento de mãos robóticas que realizam preensão, manipulação e capacidade de sensoriamento da mão humana tem sido desenvolvidas (SIEGEL *et al.*, 1985; VENKATARAMAN e IDERALL, 1990; GUO *et al.*, 1991). A metodologia e o conhecimento gerados por estes projetos têm sido úteis para a concepção das novas gerações de próteses de mão de melhor desempenho. Entretanto, a destreza das mãos robóticas requer o uso de atuadores e mecanismos de transmissão complexos para permitir os movimentos com vários graus de liberdade. Isto torna a

prótese volumosa e mais pesada, o que fere umas das principais diretrizes de projeto deste tipo de dispositivo que é exatamente a redução de volume (questões estéticas) e de peso (questões de usabilidade). De fato, próteses de mão têm especificações de projetos desafiantes e conflitantes entre si que frequentemente não podem ser atendidas usando tecnologias das mãos robóticas existentes (BUNDHOO e PARK, 2005).

Para o desenvolvimento de um projeto de prótese de mão, uma série de características devem ser levados em conta: baixa complexidade de construção e controle, tamanho e peso reduzidos, baixo consumo de energia, ser de fácil manipulação, ter a capacidade de preensão de objetos, baixo custo, ser antropomórfica, apresentar interface de comunicação com o usuário, entre outros (ATKINS *et al.*, 1996; PONS *et al.*, 2005).

Um dos maiores obstáculos encontrados no desenvolvimento de próteses para mimetizar algumas das características da mão humana é a integração dos atuadores, sistemas de movimentação, fontes de energia, sensores e controladores em um projeto leve e compacto. Nas próteses de mão, a dimensão do conjunto dos seus componentes deve ser o mais semelhante possível ao tamanho, peso e forma de uma mão humana.

É um grande desafio reunir todos os requisitos em um único projeto de prótese de mão. Vários trabalhos de projetos de próteses estão sendo desenvolvidos visando alcançar esses objetivos. Dentre os vários projetos de próteses que estão hoje em desenvolvimento no meio acadêmico pode-se destacar: Mão de São Carlos (CUNHA *et al.*, 2000), “Manus Hand” (PONS *et al.*, 2004), “Southampton Hand” (KYBERD *et al.*, 2001), “Iowa Hand” (YANG *et al.*, 2004), “Spring Hand” (CARROZZA *et al.*, 2004), entre outros.

Ainda, algumas próteses de mão também se encontram disponíveis comercialmente. São elas: “Vasi Hand”, “Otto Bock Sensor Hand” (OTTO BOCK), o braço de Utah (DHILLON e HORCH, 2005), a “iLimb Hand” da “Touch Bionics” (CONNOLLY, 2008), mostrando que nos últimos anos a tecnologia teve um grande avanço e é uma área em constante evolução. Entretanto, as próteses de mão comercialmente disponíveis no Brasil, que são

de baixo custo, muitas vezes realizam apenas movimentos simples, com um ou dois graus de liberdade, não têm controle e realimentação de força, são pesadas e não reproduzem de forma satisfatória a destreza da mão humana. Tipicamente, estas próteses fornecem restauração funcional mínima da perda da mão com um simples movimento de abrir e fechar. Normalmente, elas não são capazes de se adaptarem a objetos de diferentes formas devido à falta de articulações entre as falanges dos dedos da prótese, fornecendo apenas movimentos elementares de pinça. Essas próteses de mão também são relativamente pesadas quando comparadas com a mão natural devido aos atuadores e sistemas de transmissão complexos. Além do mais, o número limitado de graus de liberdade das próteses convencionais provoca movimentos não fisiológicos, resultando em próteses comercialmente não atraentes aos usuário (CARROZZA *et al.*, 2002).

Algumas das próteses comerciais, como é o caso de algumas comercializadas pela OTTO BOCK, não são feitas para realizar alguma função. Em geral, muitas servem apenas para substituírem a mão humana por questões estéticas, causando assim um alto índice de rejeição por parte dos pacientes.

A fim de diminuir o peso e o tamanho das próteses, uma possível solução que tem sido estudada por alguns projetistas é o emprego de mecanismos sub-atuados. Um mecanismo sub-atuado é aquele que tem menos atuadores do que graus de liberdade. Esse mecanismo aplicado em próteses de mão, além de permitir a redução do número de atuadores deixando o sistema menor e mais leve, sem reduzir o número de graus de liberdade, permite que os dedos da prótese sejam capazes de se adaptarem automaticamente ao formato do objeto utilizando estratégias de controle relativamente simples.

Na verdade, como mecanismos sub-atuados especificamente concebidos com esse propósito realizam automaticamente uma adaptação à forma do objeto, não é necessário que haja uma coordenação do movimento das falanges, prescindindo assim da necessidade de coordenação para o controle do motor. Dessa forma, a flexibilidade da prótese torna-se maior, o controle torna-se mais simples, além de reduzir o peso, volume e a potência consumida. Este tipo de

mecanismo possui aspectos funcionais que os aproximam do sistema biológico, quando comparados com sistemas de atuação completa (BIRGLEN E GOSSELIN, 2004). Desta maneira, com o uso do mecanismo sub-atuado muitos dos requisitos do projeto de próteses podem ser alcançados.

Em um mecanismo sub-atuado, como não há um atuador para cada grau de liberdade, é necessário que haja um mecanismo para a transmissão do torque entre o atuador e cada uma das articulações do dedo da prótese. Para isso, podem ser introduzidos elementos passivos para fazer a atuação indireta das juntas, bem como mecanismos de parada, responsáveis por limitar o movimento de cada falange do dedo.

Alguns dedos mecânicos sub-atuados, com diferentes tipos de mecanismos de transmissão, têm sido encontrados na literatura. Alguns deles são baseados em mecanismos de barras rígidas (BARTHOLET, 1992; LALIBERTÉ E GOSSELIN, 2000), enquanto outros utilizam transmissão por cabos (MASSA *et. al.*, 2002; CAROZZA *et. al.*, 2004). Uma vantagem que o mecanismo de barras rígidas apresenta é que este permite que o dedo produza grande quantidade de força de garra durante a apreensão de um objeto. Porém, os sistemas com transmissão por cabos e polias são os mais adequados para a aplicação desejada, por se tratarem de mecanismos mais simples e compactos.

Ainda, a fim de melhorar a funcionalidade e utilidade de uma mão protética, é desejável que esses dispositivos apresentem um sistema de sensoriamento e um controle de força preciso para segurar objetos delicados com uma quantidade adequada de força. Para isso, é necessário que esses dispositivos possuam diversos tipos de sensores, como sensores de posição dos dedos, sensores de deslizamentos, de temperatura e sensores de força, que promovam uma realimentação para o sistema de controle e para o usuário. Cada sensor deve ser posicionado em um local adequado na estrutura da prótese de mão, além da necessidade que este seja o menor possível, visto que o tamanho reduzido é um dos requisitos de projetos de próteses (CHAPPELL e ELLIOTT, 2003).

O controle de força para prótese de mão é um item extremamente importante para garantir a execução de movimentos precisos e delicados (CRANNY *et al.*, 2005). Um problema existente nas próteses de mão é a sua incapacidade de agarrar de forma rápida e consistente objetos extremamente delicados, sem causar danos (ENGERBERG e MEEK, 2008). As próteses de mão comerciais típicas não têm controle de força e não possuem uma realimentação para o usuário. Ainda, apenas alguns projetos têm sensores embutidos em sua estrutura (CHAPPELL e ELLIOTT, 2003).

Alguns trabalhos que lidam com este tipo de controle são relatados na literatura (CHAPPELL AND ELLIOTT, 2003; CIPRIANI *et al.*, 2006; ENGERBERG E MEEK, 2008). Os sensores de força para a aplicação em próteses de mão devem ser pequenos, robustos, de baixa potência, baratos e fáceis de instalar (CHAPPELL AND ELLIOTT, 2003). Para uma mão antropomórfica, os sensores de força devem ser localizados na face palmar, especialmente na ponta dos dedos. Nenhum método simples ainda é apropriado para a detecção de força (D'AMICO E NATALE, 2001) e estudos são necessários para selecionar uma tecnologia adequada com o mínimo de deficiências. A maioria das pesquisas que lidam com sensoriamento de força foram realizadas na área da robótica. Infelizmente, isso tem uma aplicação restrita em próteses devido ao tamanho, precisão e potência consumida, entre outras características.

Sensores resistivos de força (FSR) encontram bastantes aplicações na engenharia biomédica (TISE, 1988) e são os mais utilizados para a aplicação desejada. Eles são devidamente finos e pequenos e possuem uma interface simples. ZHU e SPRONCK (1992) relataram que sensores táteis capacitivos também se tornam uma tecnologia atraente para a aplicação, apesar de apresentarem dificuldades de fixação. Porém, esses tipos de sensores requerem algum espaço na superfície do dedo e só podem medir forças aplicadas diretamente sobre o sensor, supondo que ele é o ponto de contato da prótese com o objeto, limitando seu posicionamento e aumentando a complexidade do sistema (NAGEM, 2009).

A solução para muitos destes problemas citados seria possível com esforços de pesquisa no desenvolvimento de um projeto mecânico e um sistema de sensoriamento que atenda às especificações requeridas para a prótese, unidos às estratégias de controle que permite uma interface natural entre o paciente e a prótese. Este fato, aliado à importância do assunto, foi a motivação deste trabalho que visa desenvolver um protótipo de uma prótese de mão utilizando um mecanismo sub-atuado específico, desenvolver uma interface de controle para a prótese proveniente do sinal eletromiográfico (EMG) e do sinal eletroencefalográfico (EEG), além de realizar uma estratégia de controle de força com realimentação fornecida para o usuário.

1.1 - OBJETIVO GERAL

O objetivo geral do trabalho é desenvolver um mecanismo e um sistema de controle para uma prótese de mão.

1.1.1 - Objetivos específicos

1. Gerar dois diferentes tipos de mecanismos sub-atuados para um dedo com 3 graus de liberdade, considerando as características anatômicas de um dedo da mão humana:

- Projetar e construir um protótipo de prótese de mão composto por um polegar e o dedo indicador utilizando o mecanismo sub-atuado do tipo 1.
- Projetar e construir um protótipo de prótese de mão composto por um polegar e dois dedos mecânicos utilizando o mecanismo sub-atuado do tipo 2.

2. Desenvolver interfaces de controle entre o usuário e a prótese de mão:

- Interface EMG
- Interface EEG

3. Desenvolver estratégias de controle para a prótese de mão:

- Utilizando interface EMG

- Utilizando interface EEG
4. Desenvolver uma estratégia de controle de força por meio da medição da corrente do motor.
 5. Desenvolver um sistema de realimentação de força para o usuário.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 – PRÓTESES DE MÃO E SEUS MECANISMOS

Observa-se a preferência da utilização de mecanismos sub-atuados em projetos de próteses de mão pois permitem flexibilidade dos dedos com um menor número de atuadores e, conseqüentemente, menor peso, tamanho e consumo de energia. É interessante notar que até mesmo algumas mãos robóticas já utilizam esse tipo de mecanismo para movimentar suas articulações (BUTTERFASS *et al.*, 2001; MOURI *et al.*, 2002; LOTTI *et al.*, 2004).

A *IOWA HAND* (YANG *et al.*, 2004; YANG *et al.*, 2005) é um projeto de prótese de mão, constituída por 5 dedos dotados de grande flexibilidade, visto na FIG 1.



FIGURA 1 - *IOWA HAND*

Cada dedo é composto por um sistema de molas, ligações de compressão, cabos e conduítes, de modo que cada mola representa uma articulação (FIG 2). Por meio do sistema de cabos e conduítes, as molas são deformadas e provocam o movimento das falanges, imitando o movimento das juntas dos dedos da mão humana.



FIGURA 2 - Dedo da *Iowa Hand*

De acordo com YANG *et al.* (2004), essa prótese apresenta inúmeras vantagens como o uso de atuadores em qualquer parte do corpo, visto que o mecanismo de atuação é composto por cabos e conduítes, além das características de leveza, garra ajustável devido ao desenho inovador, movimentos antropomórficos e sistema de atuadores independentes.

SCHULZ *et al.* (2001) apresentaram um novo modelo de mão antropomórfica, a *ULTRALIGHT ANTROPOMORPHIC HAND*, que possui 13 graus de liberdade independentes acionados por um tipo de atuador inovador, podendo ser utilizada tanto como mão robótica, quanto como uma prótese de mão. Esse sistema de atuação é projetado pela integração de um sistema hidráulico a pequenos atuadores flexíveis montados sobre as articulações dos dedos (FIG 3) e que, quando inflados, provocam a flexão das falanges. O estado de flexão de cada falange é identificado por um sensor de flexão.

No metacarpo ficam localizadas microválvulas, que realizam a distribuição e o controle da pressão sobre cada atuador, fonte de alimentação e uma microbomba que fornece energia aos atuadores.

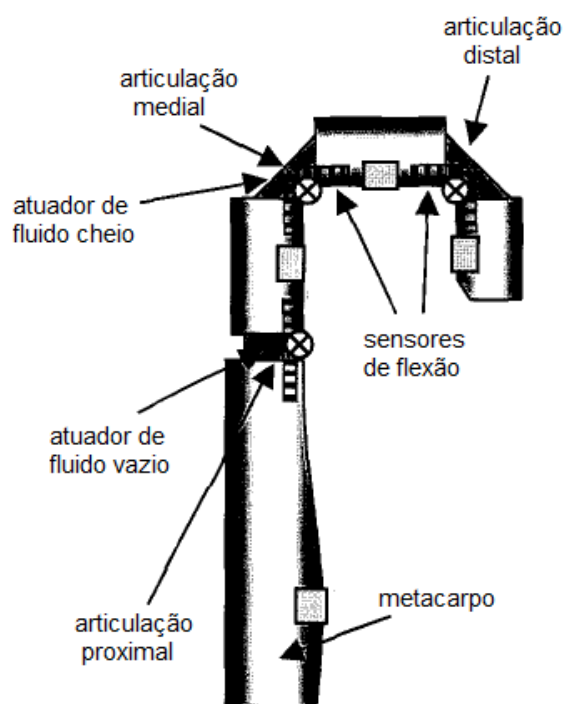


FIGURA 3 - Sistema de construção de um dedo da *Ultralight Antropomorphic Hand* (Adaptado de SCHULZ et al., 2001)

Um dos resultados alcançados com o desenvolvimento desta prótese, de acordo com SCHULZ *et al.*, 2005, foi o aumento da área de contato entre a prótese e o objeto. Devido às características de construção, a prótese apresentou mobilidade que mimetiza a mão humana adaptando-se ao objeto agarrado, atingindo uma área de contato de aproximadamente 60% da área de contato total da mão humana.

Com o objetivo de aprimorar o movimento de preensão cilíndrica, torná-lo antropomórfico e reduzir o número de atuadores (KYBERD *et al.*, 2001; LIGHT e CHAPPELL, 2001), a *SOUTHAMPTON HAND* (FIG 4) possui um mecanismo de movimentação denominado *whiffle-tree*. Este mecanismo (FIG 5) é capaz de movimentar vários dedos ao mesmo tempo com um único atuador, além de permitir o movimento dos outros dedos mesmo quando pelo menos um deles é restrito por um objeto.

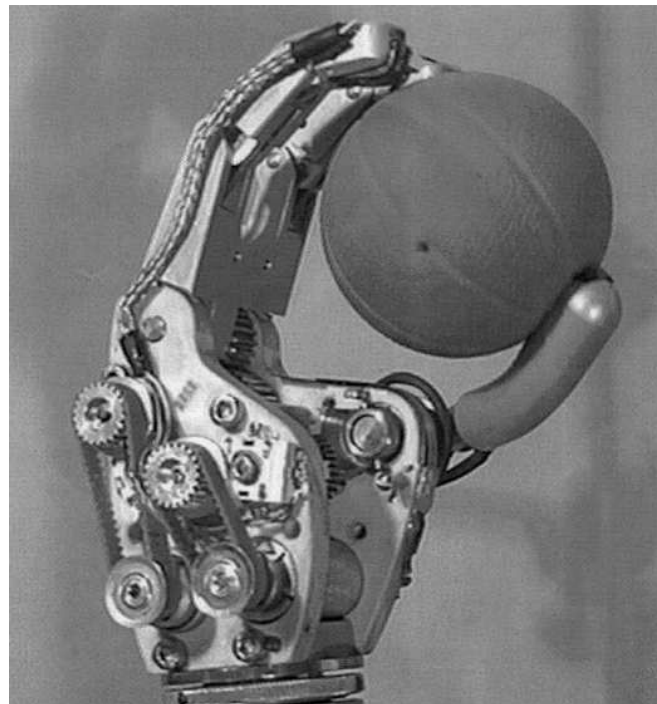


FIGURA 4 - *Southampton Hand*

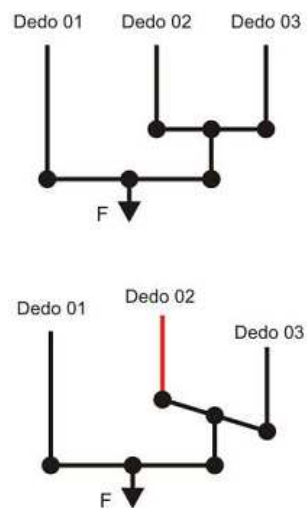


FIGURA 5 - Mecanismo *whiffle-tree* (Adaptado de KYBERD et al., 2001)

Além do mecanismo *whiffle-tree*, aplicado na movimentação dos diferentes dedos, o movimento da falange distal está conectada diretamente ao movimento da falange média por meio de um mecanismo de quatro barras e, por um sistema similar é conectada ao movimento da falange proximal. Essa

configuração permite a diminuição do número de atuadores necessários para a movimentação do sistema.

O projeto *MANUS HAND* (PONS *et al.*, 2004) é uma prótese multifuncional que apresenta vários tipos de garra, sensores e um mecanismo sub-atuado com uma característica de montagem diferente das demais (FIG 6).

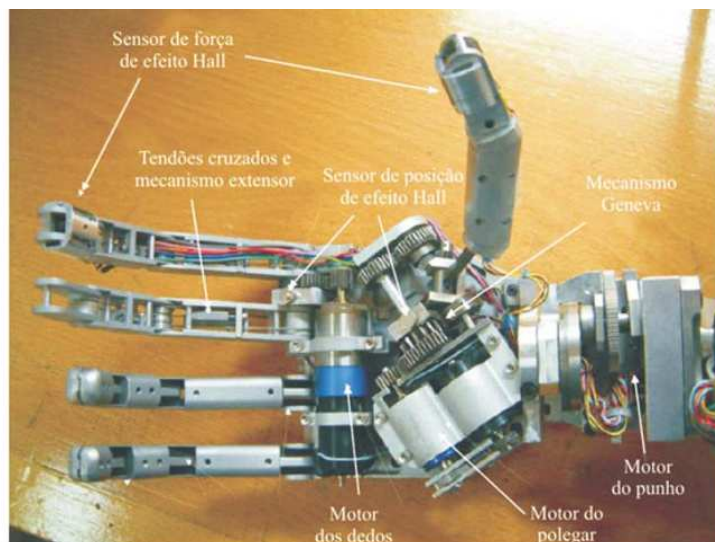


FIGURA 6 - Manus Hand (Adaptado de PONS *et al.*, 2004)

O mecanismo é constituído por um sistema de polias e correias cruzadas, como visto na FIG 7. Cada dedo da prótese possui três graus de liberdade, mas apenas o dedo indicador, o dedo médio e o polegar podem ser movimentados. O dedo indicador e o médio são atuados por um único motor, de modo que as juntas proximais dos dedos são interligadas.

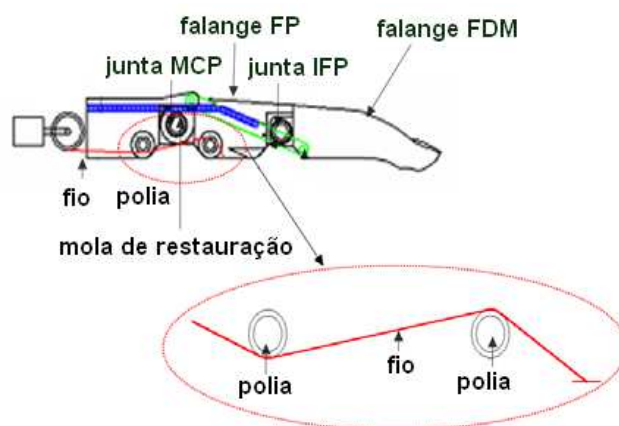


FIGURA 9 - Mecanismo do dedo indicador (Adaptado de JUNG et al., 2008)

No caso do polegar, esse mecanismo de ligação foi instalado na junta interfalangeana (IF). Este mecanismo faz com que a falange distal-média atue de modo síncrono com a falange proximal (FP), como visto na FIG 10.

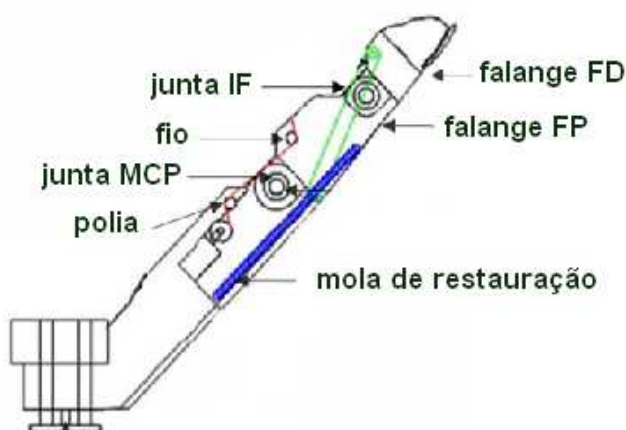


FIGURA 10 - Mecanismo do polegar (Adaptado de JUNG et al., 2008)

A flexão do dedo é realizada puxando o fio que atua como um tendão e sua extensão é realizada por um elástico composto de um mecanismo de restauração de mola. Com base nestas técnicas, o projeto do dedo da mão pode executar os movimentos de flexão e extensão com um único motor. O movimento de adução/abdução do polegar é diretamente realizado por outro motor, que é fixo sobre a palma da mão. Os dedos médio, anelar e mínimo são atuados de maneira simultânea por um conjunto motor-engrenagem-fio acoplado no mecanismo. Como resultado, a prótese de mão tem seis graus da

liberdade, que se referem ao movimento de flexão/extensão de cada dedo e o movimento de adução/abdução do polegar.

BUNDHOO e PARK, 2005 apresentam o projeto de um dedo que imita o tamanho e a cinemática do dedo humano e que possui 4 graus de liberdade, onde 3 são correspondentes ao movimento de flexão/extensão de cada falange e o 4º corresponde ao movimento de adução/abdução do dedo. Este projeto propõe o uso de fios conectados a ligas de memória de forma (SMA), atuando como um músculo artificial, que são diretamente ligados na estrutura do dedo, de maneira similar aos tendões e músculos naturais (FIG 11).

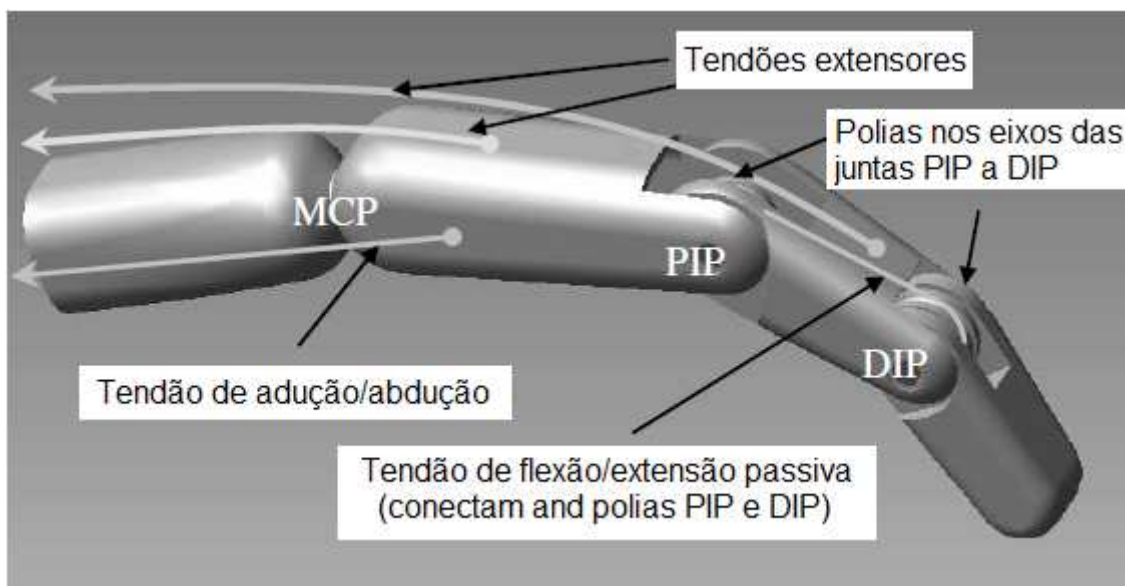


FIGURA 11 - Modelo do dedo protético biomimético

Um mecanismo de atuação foi proposto, onde as juntas MCP e IFP são diretamente atuadas e a junta interfalangeana distal (IFD) é passivamente conectada na junta IFP por um mecanismo utilizando polia. Os tendões são fios inextensíveis conectados na estrutura do dedo numa localização similar aos do dedo da mão humana. Funcionalmente, estes tendões artificiais imitam a ação dos tendões extrínsecos e músculos intrínsecos. Os fios do tendão são conectados a um músculo artificial (fio SMA), conforme visto na FIG 12.

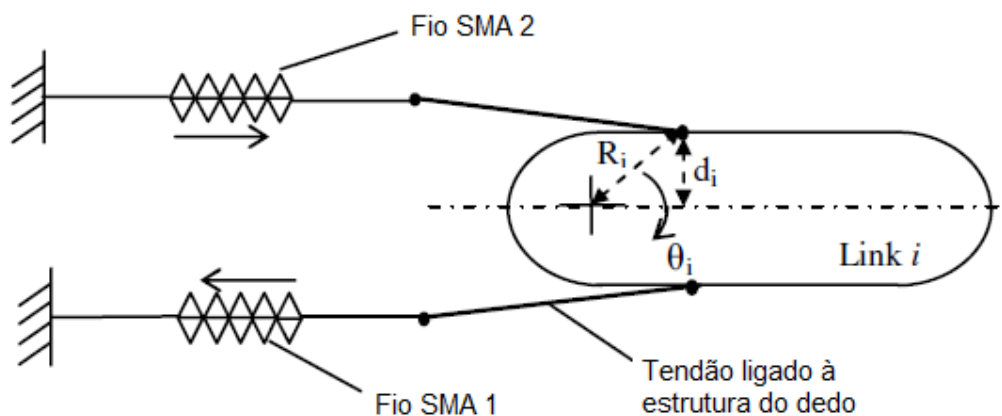


FIGURA 12 - Fio SMA acoplado no tendão

Um mecanismo agonista/antagonista é empregado usando dois fios SMA em oposição. O estudo da cinemática do dedo definiu a relação entre a extensão e a contração dos fios SMA e os ângulos das juntas do dedo. Assim, uma configuração particular do dedo pode ser realizada controlando adequadamente o comprimento dos fios agonista e antagonista de cada articulação.

O CYBERHAND pode ser considerado hoje um dos mais importantes projetos de próteses realizados na comunidade europeia (CYBERHAND, 2009). É possível destacar o desenvolvimento inicial de três modelos de mãos (FIG 13): a RTR I (CAROZZA *et al.*, 2002), RTR II (MASSA *et al.*, 2002) e SPRING HAND (CAROZZA *et al.*, 2004).

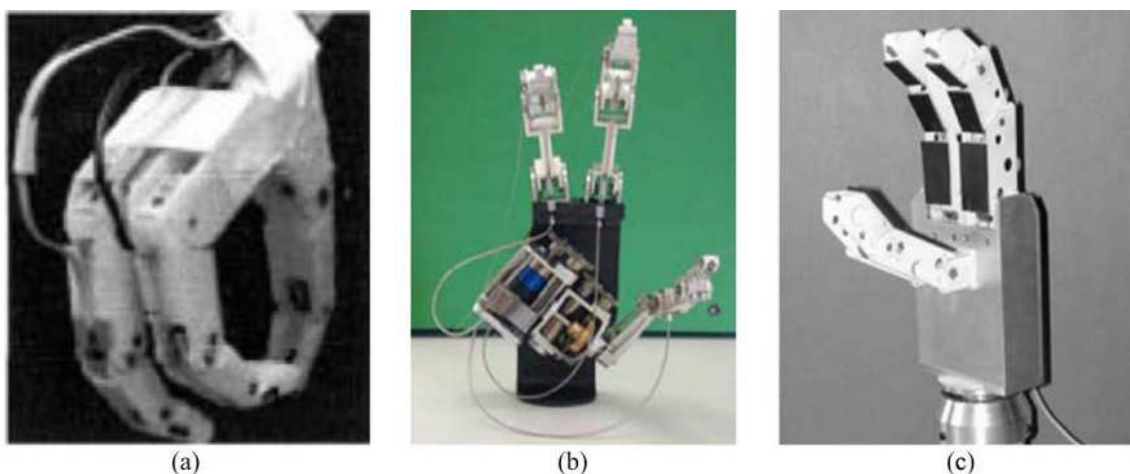


FIGURA 13 - Modelos iniciais do projeto *Cyberhand*. (a) RTR I; (b) RTR II; (c)

Spring Hand

A RTR I (CAROZZA *et al.*, 2002) é um protótipo composto por três dedos, onde 2 são compostos de três falanges e o terceiro, que está em oposição (polegar), é formado por duas falanges. A mão possui seis atuadores, com seis graus de liberdade independentes e 2 passivos, somando um total de 8 graus de liberdade. Cada atuador é conectado diretamente nas articulações MCP e IFP e o movimento é transmitido para a articulação IFD por meio de um mecanismo de quatro barras. O sistema de sensoriamento é composto de 6 sensores de posição para detectar o deslocamento angular das juntas ativas e 3 sensores de força na ponta dos dedos.

O projeto RTR II (MASSA *et al.*, 2002) é baseado em um mecanismo sub-atuado permitindo vários comportamentos de garra da mão humana sem aumentar a complexidade mecânica e de controle. Um protótipo da mão foi desenvolvido com os três dedos: médio, indicador e polegar. Cada dedo tem três graus de liberdade e é composto por um sistema com um cabo e três polias que são responsáveis pela movimentação de cada falange do dedo. Cada cabo é fixo em um mecanismo denominado *slider*, que permite que com um único motor os três dedos, além de se movimentarem, continuem se movimentando mesmo quando algum deles é restrito por um objeto. Um único motor é responsável pelo movimento de flexão dos dedos, ao passo que um segundo motor faz a adução e abdução do polegar. O movimento de extensão dos dedos é realizado por molas de torção. Um sistema baseado em molas de compressão permite que, mesmo que uma das falanges do dedo seja interrompida por um objeto, as outras falanges possam se movimentar.

A Spring Hand (CARROZZA *et al.*, 2004) é uma mão que possui os dedos indicador, médio e polegar. Os dedos são compostos por um mecanismo com três cabos, três polias e duas molas de compressão, que diferentemente da RTR II, encontram-se alojadas nas falanges proximal e média, e são comprimidas quando a respectiva falange é restrita por um objeto. Essas molas, quando comprimidas, permitem o movimento da falange seguinte, garantindo uma adaptação do dedo ao formato do objeto. Um sistema para

movimentação simultânea de todos os dedos é proposto utilizando um dispositivo de transmissão composto por: correias, polias e um sistema de redução. Este dispositivo converte o movimento de rotação do motor em um movimento linear que atua sobre os cabos responsáveis pela movimentação das falanges do dedo.

De acordo com uma análise de desempenho realizada por SEBASTIANI *et al.* (2003), entre os três modelos do projeto CYBERHAND, o RTR II foi selecionado para servir de base para o protótipo final da CYBERHAND, chamada de mão PALOMA.

Outro modelo de prótese desenvolvido por CAROZZA (2005), a COSMETIC PROSTHETIC HAND, tem como objetivo a redução de custo e a produção seriada. Foram feitos dois modelos para testes, um em silicone e outro em poliuretano, que podem ser observados na FIG 14.

Para realizar o movimento de garra, um tendão, preso na ponta dos dedos, percorre todo o interior da mão, semelhante anatomicamente ao flexor profundo dos dedos. A movimentação desse modelo deve-se ao fato de que, em pontos específicos da prótese, como nas articulações, a espessura do material é reduzida e, conseqüentemente, a resistência à flexão é mínima permitindo o movimento.



FIGURA 14 - (a) Protótipo de Silicone. (b) Protótipo de Poliuretano

No Brasil, algumas pesquisas sobre próteses de membro superior também estão em andamento. Dentre elas pode-se destacar o trabalho apresentado por SONO *et al.* (2007), no qual foi desenvolvido um dedo sub-atuado para o uso em prótese, e o projeto desenvolvido por CURA *et al.* (2002), a MÃO DE SÃO CARLOS.

O mecanismo elaborado por SONO *et al.* (2007) possui três segmentos unidos por polias fixadas na região proximal de cada falange, onde o eixo central de cada polia coincide com o centro de cada articulação do dedo (FIG 15). Um cabo é fixado na ponta do último segmento e, contornando totalmente cada uma das polias, é levado a uma polia motora que é conectada ao motor. Quando o cabo é tracionado, a primeira articulação se movimenta devido ao atrito entre o fio e a primeira polia. Quando essa articulação é travada, ocorre então o escorregamento desse fio sobre a polia e a próxima falange começa a se movimentar. Este mecanismo não utiliza molas para a extensão dos dedos, uma vez que o movimento é acionado pelo mesmo motor que faz a flexão do dedo.

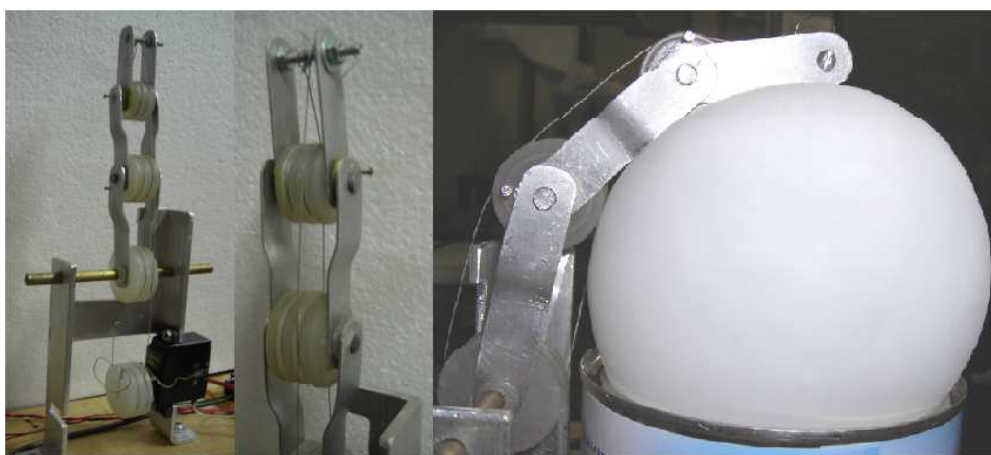


FIGURA 15 - Protótipo do mecanismo sub-atuado desenvolvido por SONO *et al.* (2007)

A “MÃO DE SÃO CARLOS” (CUNHA *et al.*, 2000) é uma prótese multifuncional composta por diversos tipos de sensores (FIG 16b). O movimento dos dedos se aproxima bastante do movimento dos dedos humanos, pois neste trabalho o autor determina as relações entre as articulações interfalangeanas durante o movimento do dedo humano e tenta reproduzir o movimento em cada dedo da

prótese através de um sistema de cabos e polias (FIG 16a). O sistema de movimentação da prótese de São Carlos é baseado em motores elétricos e polias que, em diferentes configurações de atuação, realizam o movimento dos cabos que transmitem o movimento para os dedos (FIG 16c). Aqui, cada fio é atuado por um motor, não apresentando um mecanismo sub-atuado.

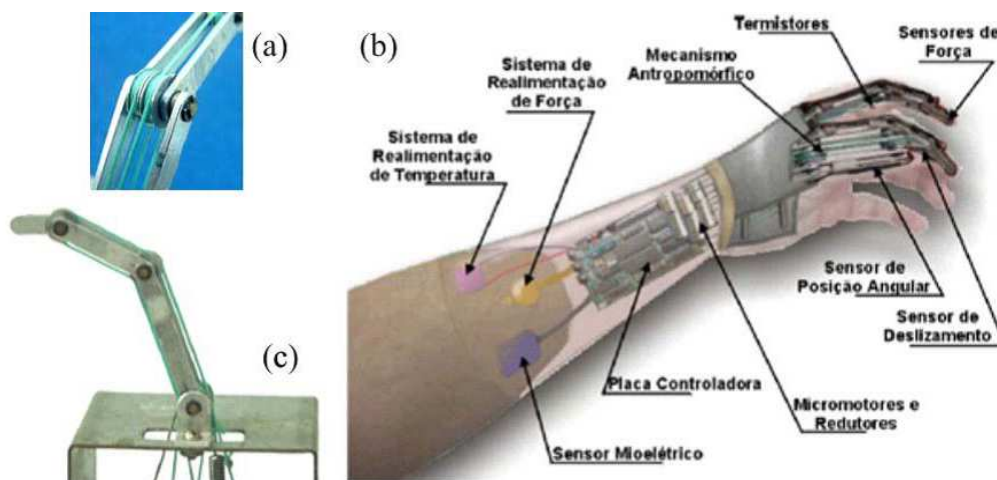


FIGURA 16 - Mão de São Carlos. (a) Dedo da Mão de São Carlos com cabos para transmitir o movimento. (b) Detalhe das polias. (c) Ilustração para o futuro protótipo da Mão de São Carlos

2.2 – CONTROLE DE MOVIMENTOS DE PRÓTESES DE MÃO

Alguns trabalhos lidam com controle de posicionamento dos dedos e punhos das próteses, e outros com controle de força. Alguns ainda tratam apenas do sensoriamento das próteses a fim de realizar boas estratégias de controle. Nesta seção são abordados alguns dos tipos de controle de movimentos existentes em projetos de próteses e/ou mãos robóticas.

O reconhecimento de padrões tem sido realizado no contexto de sinais EMG para uma variedade de aplicações. Padrões EMG foram usados por HAN et al. (2000), para ajudar pessoas idosas no controle de um braço robótico de reabilitação. Eles implementaram a técnica de reconhecimento de padrões baseada na lógica *fuzzy* e ferramentas de teoria de conjunto para identificar um conjunto de características essenciais no sinal EMG com a independência do usuário. A configuração geral do sistema usado pelos autores pode ser visto na FIG 17.

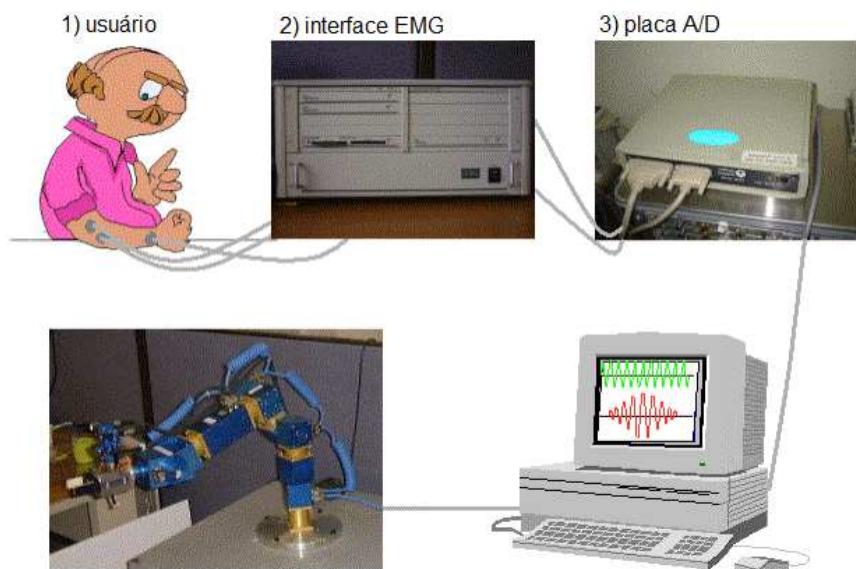


FIGURA 17 - Configuração geral do sistema de controle

Em CHU *et al* (2005), os autores usaram o método de reconhecimento de padrão do sinal EMG e implementaram um controle em tempo real para uma mão mioelétrica multifuncional desenvolvida para o estudo. A mão tem 4 graus de liberdade, incluindo pronação e supinação do punho, flexão ulnar e radial, flexão e extensão do punho e abertura e fechamento da mão. Cada junta foi atuada por um servomotor. A FIG 18 mostra a mão mioelétrica controlada por sinais EMG.

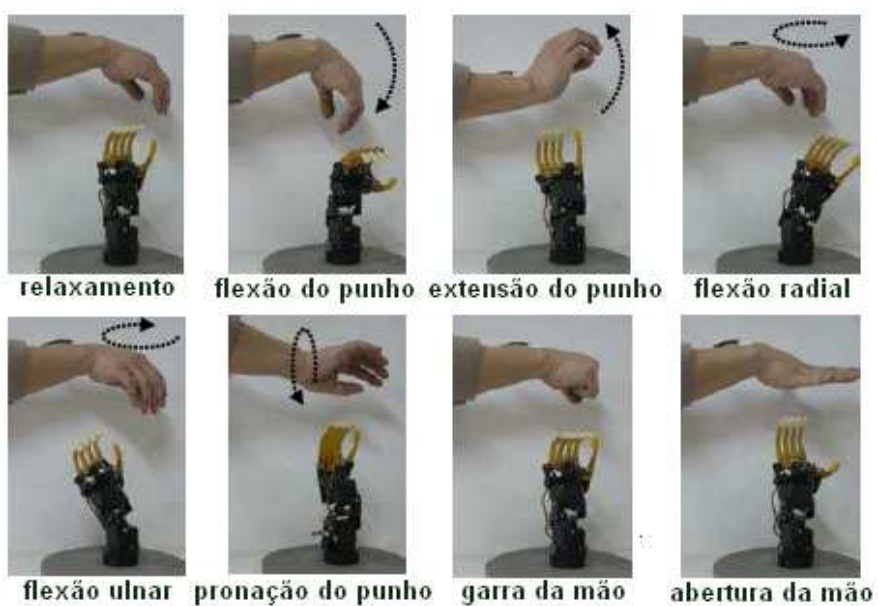


FIGURA 18 - O protótipo da mão mioelétrica e algumas das posições

permitidas pelo controle (Adaptado de CHU et al, 2005)

Os resultados mostram que o tempo de processamento total foi menos do que 300 ms, e o método proposto é aplicável para o controle da mão em tempo real.

O trabalho realizado por BARRERO *et al.* (2001) propõe um dispositivo que reconhece a intenção de movimento para o controle de próteses utilizando redes neurais. Os autores já desenvolveram uma prótese de membro superior que realiza os movimentos de flexão e extensão com o comando de contração do bíceps e tríceps e, neste trabalho, propuseram adicionar os movimentos de pronação e supinação para controle da prótese. A rede neural é usada para aprender a relação entre o espectro de potência e um comando específico desejado. A rede neural empregada no trabalho foi capaz de reconhecer 7 diferentes ações de comando com 4 canais de entrada vindo dos eletrodos. A análise espectral é realizada para cada indivíduo, visto que os padrões encontrados foram diferentes para cada um. A rede neural foi testada e implementada em software.

Em RAHATABAD *et al.* (2007) o objetivo principal foi controlar uma prótese de membro superior, constituída da mão e cotovelo, por um sinal de comando no qual a entrada do sistema é a posição angular desejada vinda do usuário e a saída é a variação do ângulo da articulação do cotovelo. O objetivo dos autores foi projetar um controle adequado, baseado na teoria de redes neurais, a fim de atender o mapeamento requerido.

O modelo do sistema foi identificado com o objetivo de projetar um método de controle inteligente baseado em rede neural. A versão final foi constituída do modelo de um motor DC, cuja entrada é um valor de posição desejada e a saída é o torque fornecido, unido ao modelo do antebraço e cotovelo, cuja entrada é o torque fornecido pelo motor e tem como saída o ângulo de variação do cotovelo. O modelo foi simulado no software *simulink*, e um controlador baseado em rede neural foi projetado e implementado em uma malha de controle fechada (FIG 19). O controlador não foi projetado no sistema real, mas

o modelo simulado mostrou-se eficiente para a realização do controle dos movimentos de flexão e extensão.

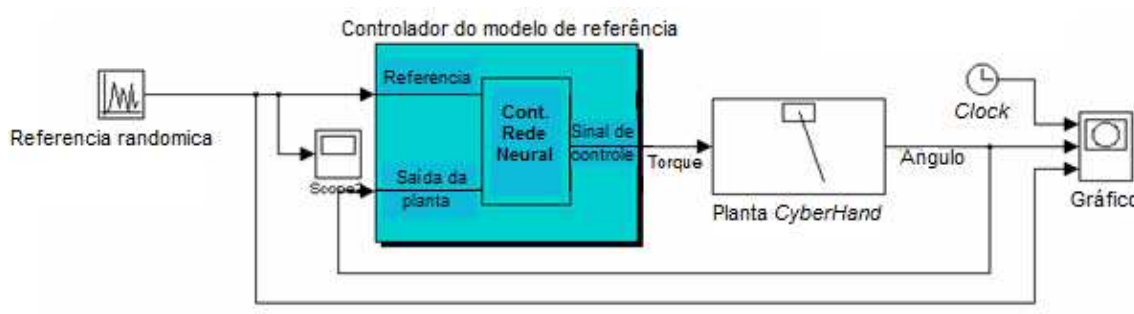


FIGURA 19 - Diagrama do controle implementado no software *simulink*. Adaptado de RAHATABAD et al. (2007)

Em (ZHAO *et al*, 2006) é apresentada uma mão protética subatuada de 5 dedos controlada pelos sinais EMG. O controle da mão protética é baseado em um classificador de padrão de movimento do sinal EMG. Este classificador pode identificar com sucesso os movimentos de flexão e extensão do polegar, dedo indicador e dedo médio através do sinal EMG. O sinal é detectado por três eletrodos ativos que são digitalizados por um conversor A/D e processados com um filtro de ganho ajustável.

A mão protética usada no sistema de controle é mostrada na FIG 20. Apesar de ter 5 dedos, apenas o polegar, o dedo indicador e o médio são atuados por 3 motores de passo separadamente. Os anular e mínimo são acoplados ao dedo médio. Cada dedo tem 3 juntas. Na base de cada dedo atuado há sensores de torque e de posição angular. O circuito de controle baseado em DSP é integrado na palma da mão.

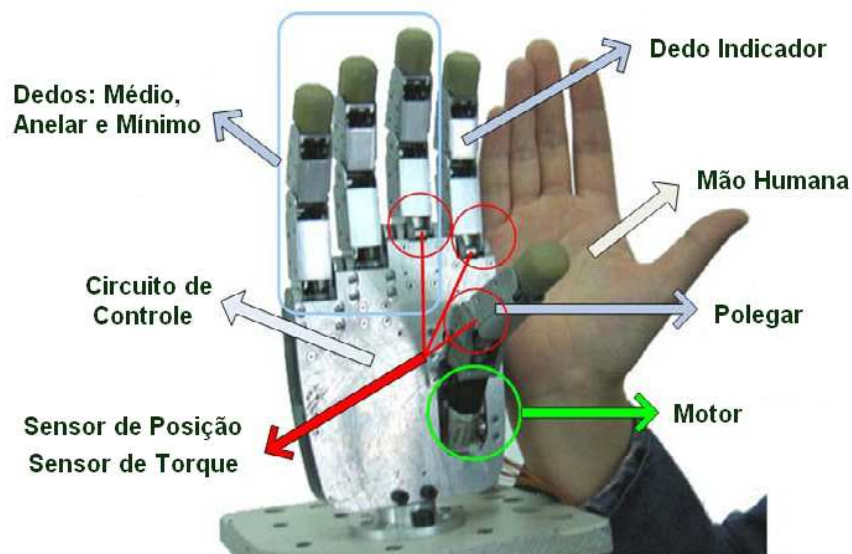


FIGURA 20 - Estrutura do protótipo da prótese de mão (Adaptado de ZHAO et al, 2006)

O controlador da mão determina a intenção de movimento realizado pelo usuário, baseado no reconhecimento padrão EMG, e controla o movimento do dedo da mão protética. O movimento da mão é determinado e controlado com base na saída da rede neural, que indica a intenção de movimento do operador correspondente. Este controlador permite que apenas o movimento de um dedo seja controlado em cada tempo. Para controlar mais dedos é necessário flexionar ou estender seqüencialmente os dedos correspondentes, e não ao mesmo tempo, podendo assim realizar uma garra. O tempo de atraso entre dois movimentos contínuos foi de aproximadamente 300 ms.

Em (ANDRADE *et al*, 2007) é descrito o desenvolvimento de uma prótese de mão de baixo custo para uso em pacientes com amputação da mão. O trabalho abrange os aspectos construtivos de ambos os projetos mecânicos e eletrônicos. O projeto mecânico procurou manter as características antropomórficas. O protótipo apresenta 3 dedos ativos, e apenas 1 grau de liberdade correspondente à flexão/extensão conjunta dos dedos (FIG 21). Um servo motor foi escolhido como atuador. O modelo foi feito de resina por uma máquina de prototipagem.

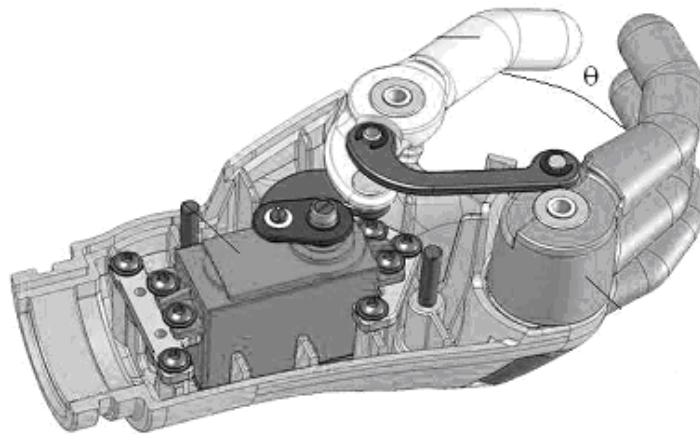


FIGURA 21 - Estrutura mecânica do protótipo. da prótese de mão (ANDRADE et al, 2007)

O protótipo é controlado por sinais mioelétricos medidos na parte restante do membro amputado do paciente através de eletrodos fixados na superfície da pele. O projeto eletrônico inclui a captação e processamento do sinal EMG, obtendo um sinal com frequências na faixa de 50 a 500 Hz, exceto as de 60 Hz que foi retirados com um filtro *Notch*. Após a filtragem do sinal, componentes analógicos foram usados para retificar o sinal e realizar sua envoltória, que é o sinal de entrada para o circuito de controle. O controle foi implementado com transistores e portas lógicas, acoplados a uma ponte H com reversão. O ângulo de abertura é controlado pelo servomotor, cuja amplitude de movimento é 100 graus e seu valor é proporcional à amplitude e à duração do sinal. Quanto maior a amplitude do sinal, maior a velocidade de abertura. O comando de abertura e fechamento da prótese é feito pelo paciente, com *feedback* visual. O diagrama do circuito de controle pode ser visto na FIG 22. Este apresentou-se um método de controle bastante simples e fácil de ser implementado, porém o sistema mecânico permitiu apenas um movimento com um grau de liberdade.

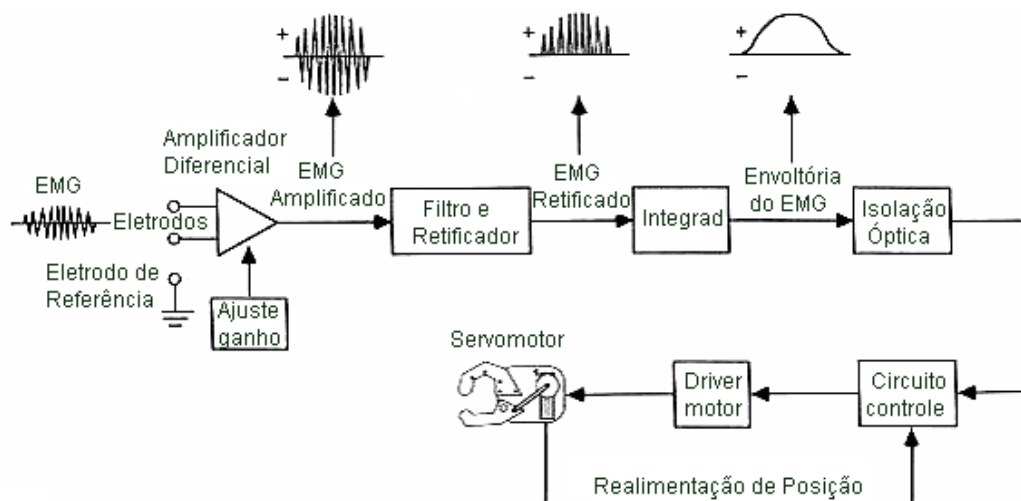


FIGURA 22 - Diagrama do circuito de controle (Adaptado de ANDRADE et al, 2007)

Em (JUNG *et al.*, 2008), a prótese de mão proposta tem 5 dedos atuados pelo mecanismo motor-fio, apresentando 6 graus de liberdade. O dedo indicador e o polegar foram atuados, cada um por um motor, para o movimento de flexão. Os movimentos de flexão para os dedos médio, anelar e mínimo foram acionados de modo simultâneo por um motor e por de um mecanismo engrenagem-motor-fio. Para o movimento de adução/abdução do polegar outro motor foi utilizado. A amplitude de movimento dos dedos é de 90 graus, que é controlada pelo motor que atua na junta MCP e IFD de maneira sincronizada.

Para controlar o movimento de adução/abdução do polegar foi utilizado um servomotor cujo ângulo de rotação é controlado pelo sinal PWM. Vários movimentos da mão podem ser realizados controlando o ângulo de cada um dos motores, de modo que foram estabelecidos valores de ângulos de entradas para cada motor para a realização de movimentos particulares da mão. A mão desenvolvida realizou diversas funções, tais como: garra de ponta a ponta, garra de precisão e garra lateral. A FIG 23 mostra os resultados do controle de movimento da mão. Os autores apontaram o controle de força de preensão como o próximo estudo a ser realizado.

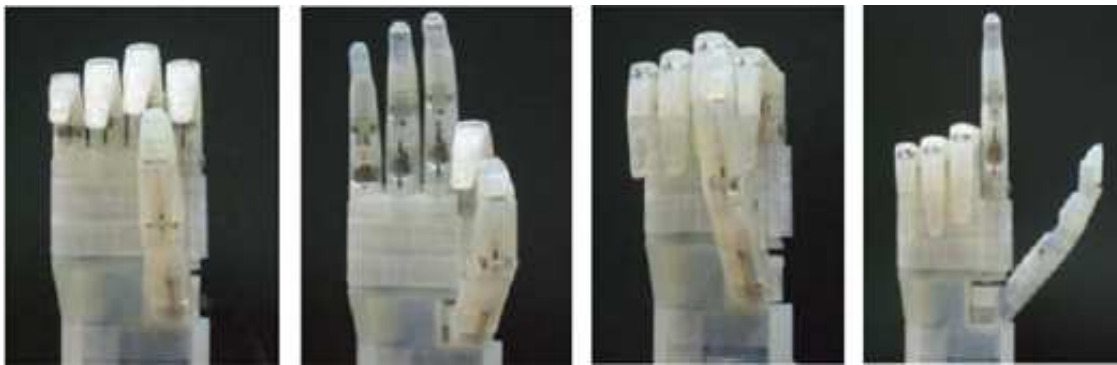


FIGURA 23 - Movimentos particulares da mão (Adaptado de JUNG et al., 2008)

Em (ZOLLO *et al.*, 2007) é proposto um projeto biomecatrônico de uma mão artificial que tenta imitar a mão humana e reproduzir as funções essenciais de garra com movimento antropomórfico. A mão artificial possui 3 dedos com 3 graus de liberdade, onde cada dedo é atuado cada um por um motor. Esse protótipo é uma evolução da mão protética RTR II, onde o mecanismo é realizado por cabos e polias, com molas de torção para realizar o movimento de extensão. Para o sistema de controle, o comportamento humano dos dedos durante o movimento de fechamento da mão para a garra de um objeto cilíndrico foi explorado, com particular atenção para a ponta do dedo e juntas. Duas estratégias de controle de movimento dos dedos foram propostas: a primeira visou controlar posição, velocidade e aceleração do mecanismo *slider* e a outra controlar posição, velocidade e aceleração da junta ativa (junta que é diretamente atuada) dos dedos. Um controlador PD foi projetado em ambos os casos. No primeiro, o controle forneceu uma tensão no cabo necessária para mover o *slider* como desejado. Na segunda estratégia, um comando de torque para a primeira junta foi gerado, convertendo-se em tensão aplicado nos cabos.

Outro trabalho (CIPRIANI *et al.*, 2006) apresentou um controlador para uma prótese de mão sub-atuada, com mecanismo baseado na transmissão por meio de tendões. A arquitetura de controle foi implementada em duas fases subseqüentes e diferentes. A primeira é definida pelo tipo de garra desejada, implementada por um controlador de movimento usando um algoritmo de controle de posição PID. A segunda é o controle de força, onde o valor de força de preensão desejado é calculado de acordo com o tipo de garra da mão.

Nesta fase os dedos envolvem o objeto e a força de preensão se distribui entre os dedos.

A prótese de mão utilizada no referido trabalho tem 16 graus de liberdade atuados por 6 motores - 1 para cada dedo e 2 para o polegar. Ela possui extensômetros para medir a deformação no tendão, sensores Hall para medir posicionamento das falanges e sensores de força tridimensional. O tipo de garra é selecionado de acordo com a forma e tamanho do objeto. Depois de selecionado o tipo de garra, a mão se movimenta até que todas as falanges dos dedos alcancem a posição estabelecida (FIG 24).

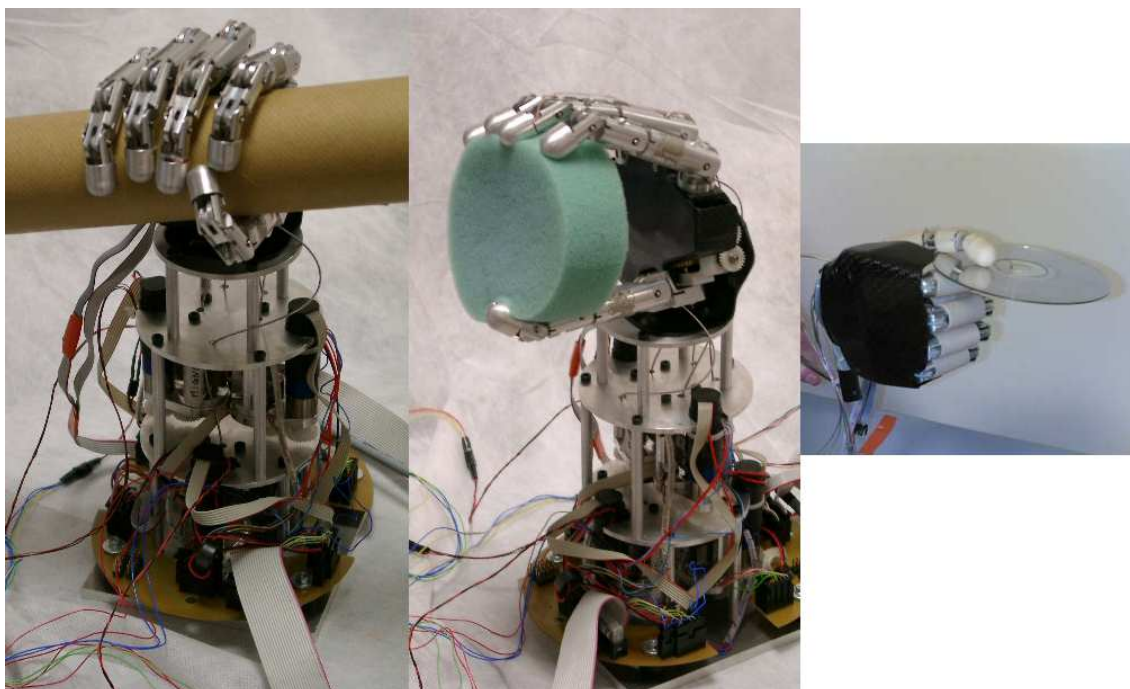


FIGURA 24 - Diferentes tipos de garras produzido pela prótese

2.3 – CONTROLE DE FORÇA DE PRÓTESES DE MÃO E SEUS SISTEMAS DE SENSORIAMENTO

O papel dos mecanorreceptores da pele durante a garra, o mecanismo de coordenação motora, bem como as estratégias usadas em seres humanos para evitar deslizamento de objetos foram amplamente exploradas por alguns pesquisadores (WESTLING e JOHANSSON, 1987; SRINIVASAN *et al.*, 1990; MACEFIELD *et al.*, 1996).

Após a adaptação da força da garra, quando ocorre o atrito entre a pele e o objeto, que acontece nos primeiros instantes após o contato entre o objeto e os dedos (JOHANSSON e WESTLING, 1984), ajustes secundários do equilíbrio de força podem ocorrer ao levantar o objeto, devido à presença de curto tempo de deslizamento, revelado como vibrações (JOHANSSON E WESTLING 1987). Pesquisas sobre a presença de deslizamento ao levantar um objeto foram introduzidas em JOHANSSON e WESTLING (1987) para indicar que as microvibrações nas regiões periféricas da área de contato dos dedos aparecem um pouco antes do deslizamento ocorrer. A detecção dessas vibrações de pequeno porte é um dos dois métodos utilizados para garantir a estabilidade de garra em robótica.

HOWE e CUTKOSKY (1989) propuseram o uso de sensores dinâmicos (tiras piezoelétricas) para detecção desse deslizamento; YAMADA *et al.* (2002) apresentaram o projeto de uma pele artificial complacente do dedo no qual duas tiras de fluoreto de polivinilideno (PVDF) foram incorporadas para detecção de deslizamento. Um método diferente para garras robóticas estáveis, proposto em BICCHI *et al.*, (1993), foi baseado na medida de coeficiente de atrito entre o objeto e os dedos, e, em HOLWEG *et al.* (1996) são apresentadas duas propostas para a detecção de deslizamento, com base na análise de frequência de conteúdo no conjunto de sensores.

Em um trabalho posterior (CANEPA *et al.*, 1998), uma outra abordagem para a detecção de deslizamento foi proposta com base no uso combinado de sensores sensíveis de tensão e redes neurais artificiais; GLOSSAS e ASPRAGATHOS (2001) propuseram um controlador *fuzzy* para garras estáveis: as entradas para o controlador são a aceleração e velocidade relativa entre o objeto e os dedos, bem como o conteúdo de frequência da distribuição da força sobre a matriz obtida por meio de sensores capacitivos com a análise da transformada rápida de Fourier (FFT), enquanto que suas saídas são velocidades de fechamento dos dedos. De modo similar a HOLWEG *et al.* (1996), as principais desvantagens destes métodos são os seus altos requisitos computacionais que os tornam menos adequados para uso em tempo real do controle e reação da mão. Mais recentemente, KURITA *et al.* (2005) detectou o

deslizamento utilizando análise da visão baseada na deformação da ponta do dedo.

Com relação ao controle de manipulação hábil, CUTKOSKY e HYDE (1993) propuseram o uso de tiras PVDF como sensores para detectar eventos dinâmicos táteis, como o aparecimento ou deslocamento de contato entre o dedo e o objeto, micro vibrações durante o início de um evento de deslizamento ou em fase de perturbações externas.

Avanços nos últimos anos na fabricação e miniaturização de sensores táteis e matrizes de sensores foram significativos, entretanto, uma aplicação capaz de controlar operações de uma mão robótica em tempo real com um grande número de sensores, ainda é uma área de pesquisa aberta (KEMP *et al.*, 2007). Muitos desafios em termos de extração de informações eficientes e o uso de grandes números de sensores parecem, em grande medida, ainda sem solução. Isto parece, portanto, bem motivada a pesquisa sobre abordagens alternativas.

CHAPPELL e ELLIOTT (2003) desenvolveram um sensor de força de contato para mãos artificiais que utiliza efeitos de capacitância para medir a tensão sobre uma espuma de polímero elástico. O sensor apresentou baixo consumo de energia resultando em um dispositivo que pode ser alimentado por uma bateria. Um modelo não-linear descreve a característica do sensor, que exige a estimativa de apenas três parâmetros. O dispositivo foi testado em até 20 N, mas é capaz de medição de forças maiores.

Em CURA (2005) foi proposto um controle de força de um dedo mecânico que fornece realimentação de força e temperatura tanto para o usuário quanto para o sistema de controle. Sensores resistivos de força (FSR) e sensores de deslizamento foram instalados no dedo. O sensor de força quantifica a força aplicada, e o sensor de deslizamento detecta se é necessário aumentar a força aplicada.

Em CIPRIANI *et al.* (2006), a realimentação do controle de força é fornecida por extensômetros que são fixados nos tendões de cada dedo, fornecendo a

tensão aplicada por estes. A força de aperto total é calculada pela somatória das forças envolvidas em todos os dedos durante a tarefa de garra e a força desejada é selecionada de acordo com a forma e o peso do objeto a ser agarrado. Entretanto, apenas dois níveis de força são permitidos para cada tipo de garra que a prótese pode executar.

Em PONS *et al.* (2004), os sinais EMG do usuário são utilizados *off-line* para comandar dos modos de garra da *MANUS HAND*, enquanto que o controlador da mão implementa garras estáveis baseadas em uma estratégia de controle da complacência. A força exercida por cada dedo na garra pode ser modelada pela Lei de Hooke, portando-se como uma mola, onde a deformação da mola controla da força de preensão. Uma adaptação para a rigidez do objeto é presente, de modo que um equilíbrio é alcançado, onde as forças do dedo e polegar se combinam. A FIG 25 mostra as leituras do sensor de posição e de força durante um típico aperto cilíndrico. Enquanto uma resposta de posição bastante suave é obtida, pode ser visto que um *overshoot* de força logo após o contato foi alcançado. No entanto, foi verificado que a estabilização de força foi rápida o suficiente para permitir um atraso de bloqueio dos atuadores após o contato ser atingido e nenhuma separação entre as superfícies de contato foi notada.

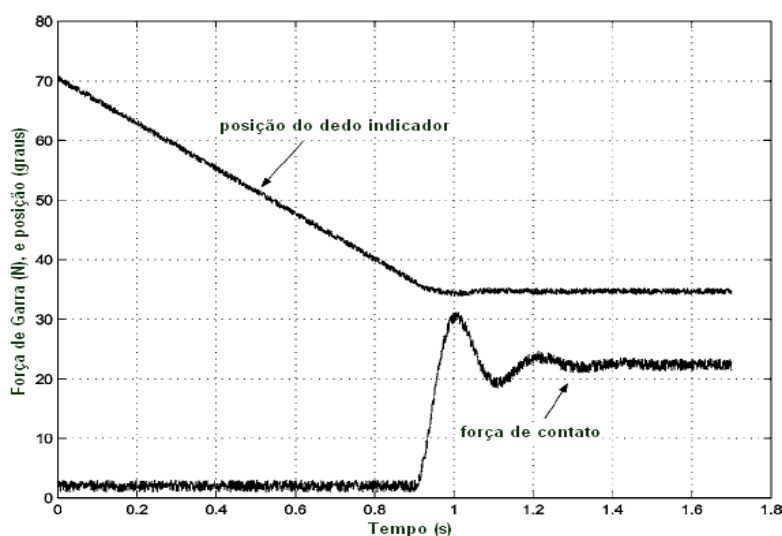


FIGURA 25 - Leitura dos sensores de posição e força durante uma típica garra.

Em SONO e MENEGALDO (2009) é apresentado um controle de força em malha fechada de um dedo mecânico comandado pelo sinal EMG. O esquema de controle foi implementado e testado em um protótipo de dedo sub-atuado, com três graus de liberdade e um único atuador. Uma estimação indireta em tempo real da força de prensão foi obtida pela medição da corrente do motor DC e a força de prensão desejada é inferida pela amplitude normalizada do sinal EMG. Um modelo da planta compreendendo conjunto do dedo protético foi identificado e validado. Um compensador por avanço de fase foi projetado e implementado em software. O dedo mecânico controlado em malha fechada foi capaz de fornecer uma modulação de força de prensão mais precisa durante a garra de um objeto complacente quando comparado com o controle em malha aberta. A FIG 26 mostra alguns resultados dos testes realizados, no qual o controle em malha aberta (FIG 26a) é comparado com as curvas de resposta do controle em malha fechada (FIG 26b), onde a linha cheia representa a entrada do sistema (amplitude normalizada do sinal EMG) e a linha pontilhada a saída (nível de corrente normalizado).

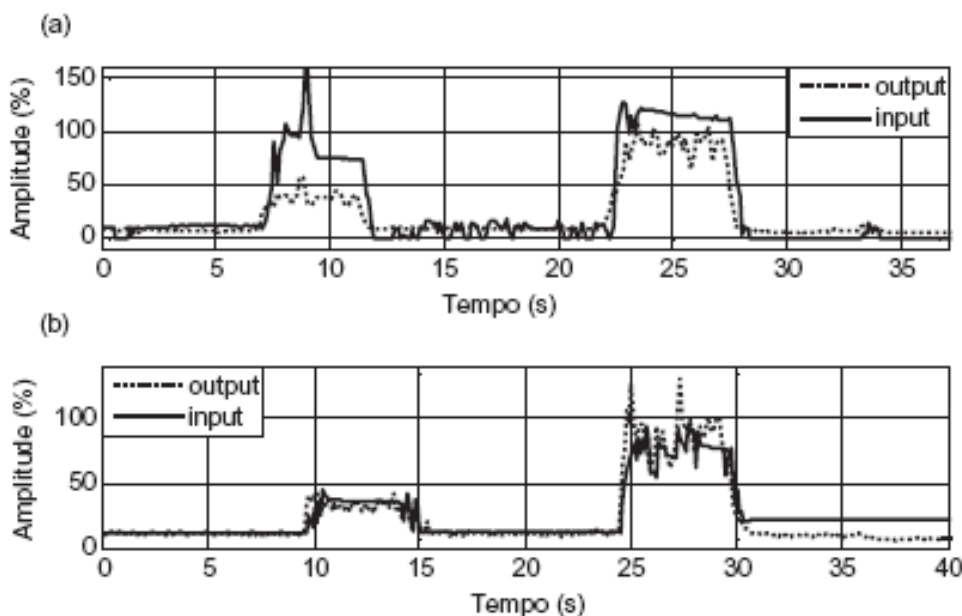


FIGURA 26 - Resultados experimentais: (a) Controle em malha aberta. (b) Controle em malha fechada (SONO e MENEGALDO, 2009)

É característica comum da maioria dos trabalhos mostrados nesta revisão a preocupação em aperfeiçoar algum aspecto específico das próteses de

membros superiores, geralmente relacionados aos mecanismos que geram o movimento dos dedos nas próteses de mão, à estratégia para o controle da prótese ou aos sensores para melhorar a interação da prótese com os objetos a serem manipulados. No entanto, é difícil encontrar todos esses aspectos de aperfeiçoamento em um único projeto.

Este trabalho propõe contribuir com o desenvolvimento de dois mecanismos sub-atuados, diferentes dos existentes na literatura, que apresentam características desejadas de peso e tamanho reduzidos a partir da redução do número de atuadores, mantendo os 3 graus de liberdade de cada dedo. Além disso, visto que os estudos para selecionar uma tecnologia adequada para a medição da força de aperto em próteses de mão ainda mostram-se deficientes na literatura, o trabalho também propõe um método de sensoriamento e realimentação das informações de força para o usuário de maneira eficiente.

Os mecanismos propostos permitem flexibilidade das falanges que são capazes de se adaptarem ao formato de um objeto e apresentam simplicidade em sua construção, o que torna o projeto acessível economicamente, atendendo mais um dos requisitos no projeto de próteses.

3. METODOLOGIA

A prótese de mão será composta por diferentes módulos: dedo articulado, atuador, dispositivo para decodificar a intenção do paciente em controlar a prótese por meio de sinais biológicos, um sistema de sensoriamento que mede a força exercida pela prótese com realimentação fornecida ao usuário e um sistema de controle que gera sinais para o atuador, que por sua vez realiza o movimento desejado dos dedos. A FIG. 27 mostra o diagrama dos módulos que compõem a prótese de mão.

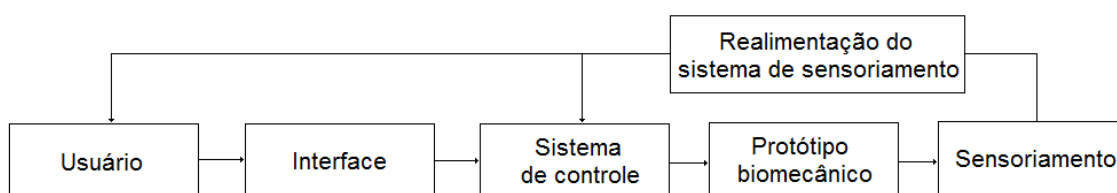


FIGURA 27 - Diagrama de blocos dos módulos do sistema

3.1 - PROJETO DO PROTÓTIPO BIOMECÂNICO

Tomando como referência as características anatômicas de um dedo da mão humana, contendo três graus de liberdade, foram realizados o estudo, projeto e a construção de dois diferentes tipos de mecanismos sub-atuados para o protótipo do dedo mecânico.

3.1.1 - Projeto mecânico do protótipo 1

O protótipo 1 do dedo mecânico foi projetado no software SolidWorks®, com base nas características anatômicas de um dedo indicador. A construção do dedo indicador foi escolhida devido a sua oposição com o polegar e, em conjunto com este, ser um dos dedos mais ativos nas diversas funções realizadas pela mão (KAPANDJI, 1990). Além disso, integrando-o na mão, cópias do mecanismo de um dedo podem para os outros dedos, desde que sejam respeitados os tamanhos de cada segmento dos dedos se for desejável o antropomorfismo da mão mecânica.

O dedo mecânico proposto aqui possui três segmentos, representando as três falanges do dedo: proximal, média e distal; e seus comprimentos foram baseados em dimensões próximas de um dedo indicador humano de um adulto, segundo BUNDHOO e PARK (2005), com dimensões de comprimentos iguais a 4,5; 3,0 e 2,4 cm, respectivamente. Na FIG. 28 é possível ver o desenho do protótipo do dedo mecânico no SolidWorks® com as três falanges, além de um quarto segmento que serve como base, análogo ao osso do metacarpo, que é posicionado na palma da mão.

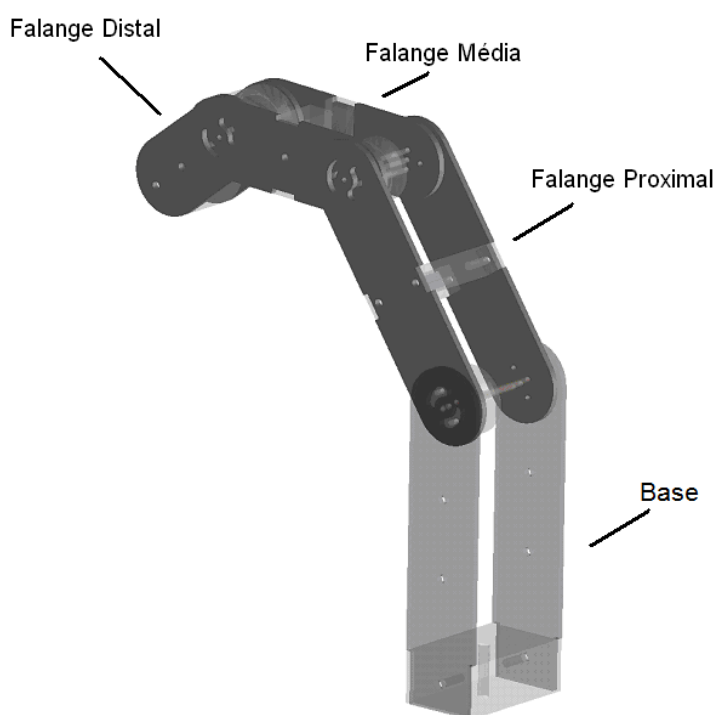


FIGURA 28 - Desenho no SolidWorks® do protótipo 1 do dedo mecânico

Esses segmentos são unidos uns aos outros por polias que estão rigidamente conectadas na parte proximal de cada falange do dedo e por eixos que determinam o centro de rotação das articulações e conectam a parte proximal de uma falange à parte distal da falange anterior. Esses eixos são fixados no centro de cada polia e dão origem às juntas do dedo. A FIG 29 mostra as polias em detalhe.

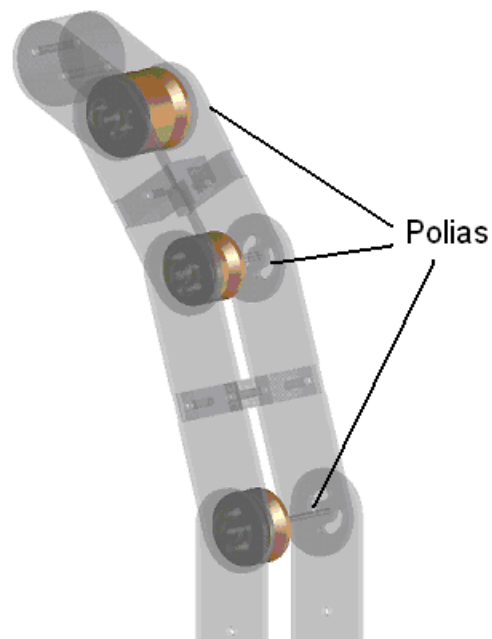


FIGURA 29 - Polias do mecanismo

Os valores dos raios das polias foram escolhidos de modo que todas as falanges atinjam seu alcance máximo de flexão ao mesmo tempo quando o dedo realiza um movimento livre.

Um fio não-elástico, que será chamado aqui de tendão, é fixado em cada polia e, passando por eixos guias, são levados a um mecanismo diferencial localizado na base do dedo. Os eixos guias, mostrados em detalhe na FIG 30, são conectados nas polias, paralelo ao eixo principal e têm a função de alinhar os tendões no eixo central do dedo, visto que os tendões passam por entre os eixos para serem guiados ao mecanismo diferencial, evitando que estes passem por fora da estrutura do dedo.

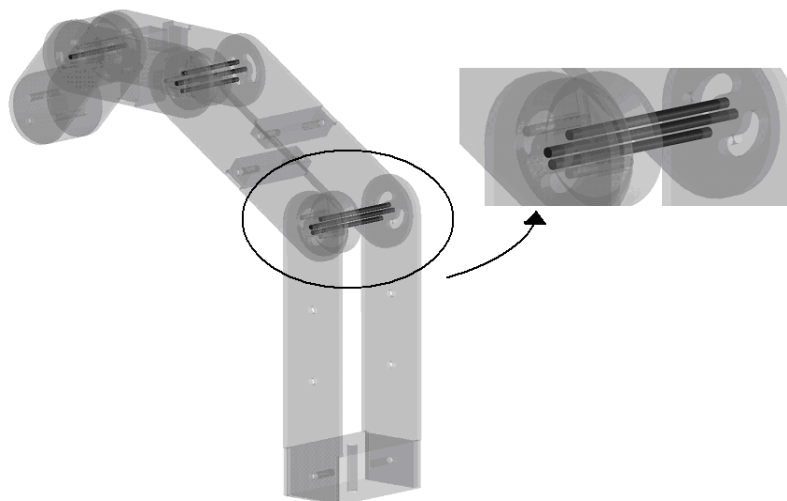


FIGURA 30 - Eixos guias

Essa configuração de ligação de tendões é montada no dedo de maneira oposta e paralela, de modo que uma configuração de três tendões é montada na parte frontal do dedo, e cada um tem a função de flexionar uma falange, enquanto a outra configuração é montada usando as mesmas polias, na parte dorsal do dedo, com a função de estender cada falange.

De acordo com BUNDHOO e PARK (2005), baseado em estudos realizados com uma população adulta, as articulações do dedo indicador têm as seguintes amplitudes máximas aproximadas de flexão: 90 graus na junta metacarpofalangeana proximal (IFP), 100 a 110 graus na junta interfalangeana média (IFM) e 80 graus na junta interfalangeana distal (IFD). Logo, a fim de reproduzir o comportamento do dedo humano e limitar a amplitude de movimento das falanges no protótipo, mecanismos de parada foram inseridos no projeto do dedo mecânico restringindo o movimento de alcance de flexão para 90, 100 e 80 graus nas juntas proximal, distal e média, respectivamente. A FIG 31 mostra o detalhe dos batentes utilizados no projeto que permitem a restrição da amplitude do movimento no dedo mecânico. Esses mecanismos também são utilizados para evitar a hiperextensão dos dedos. O diâmetro de cada polia foi selecionado de modo que todas as juntas IFP, IFM e IFD alcancem seus limites de flexão máximos simultaneamente quando seus tendões são acionados com a mesma velocidade.

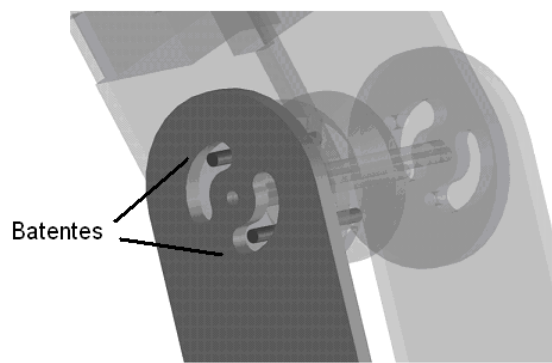


FIGURA 31 - Detalhe do mecanismo de parada

Para garantir um espaçamento fixo entre as falanges do dedo e ainda deixar o sistema mais rígido, espaçadores foram introduzidos no projeto mecânico e são mostrados na FIG 32.

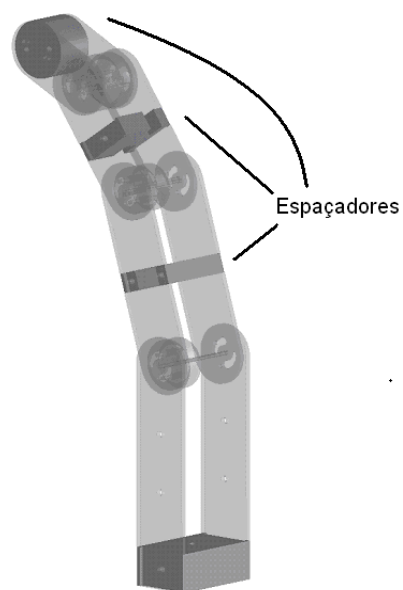


FIGURA 32 - Espaçadores do dedo mecânico

O mecanismo diferencial do dedo indicador é o responsável por atuar nos tendões que realiza o movimento de flexão e extensão das falanges do dedo. Como visto na FIG 33, este mecanismo é composto por dois diferenciais - A e B. Cada diferencial possui uma entrada e duas saídas e são interligados de modo que a saída A' do diferencial A é conectado na entrada do diferencial B, permitindo que o sistema tenha uma entrada e três saídas (A'', B', B''). Logo,

cada par de tendões de cada falange é atuado por cada saída do mecanismo diferencial.

Para acoplar os tendões às saídas do mecanismo, polias foram acopladas nos eixos de saída e os valores de seus diâmetros foram determinados de modo que todos os tendões são atuados ao mesmo tempo com a mesma velocidade quando o movimento do dedo é livre.

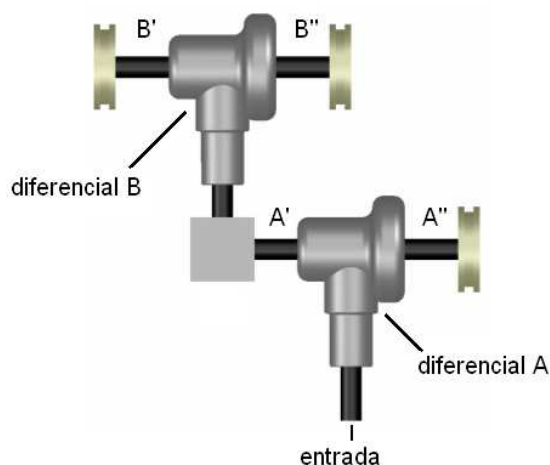


FIGURA 33 - Mecanismo diferencial para o dedo indicador

Na entrada do mecanismo diferencial, um atuador é conectado de modo que quando este gira para um lado ou para outro, ao mesmo tempo em que o mecanismo tensiona a configuração de tendões de uma das faces do dedo, os tendões conectados na face oposta são liberados para que o dedo mecânico possa realizar o movimento de flexão ou extensão. Desta forma, a força é transmitida para as falanges através dos tendões e convertidos em movimentos de flexão e extensão por meio das polias. Além disso, esse mecanismo diferencial permite que as falanges do dedo se movimentem até entrarem em contato com algum objeto ou alcançarem seu limite de flexão. Neste mecanismo, mesmo que o movimento de uma das saídas, ou seja, de uma das falanges seja restrito por um objeto, as falanges que estão livres continuam se movimentando até serem restritas por um objeto, permitindo uma adaptação completa do dedo com o formato do objeto.

Aqui, diferentemente dos dedos mecânicos propostos na literatura, onde somente o movimento de flexão é realizado pelo motor e a extensão é feita por molas, ambos os movimentos são realizados quando o motor gira nos dois sentidos. Dessa maneira, o torque produzido pelo motor será transmitido diretamente para o dedo, não havendo o consumo de parte da energia do motor para deformar as molas, como ocorre nos mecanismos existentes. Uma das vantagens desse mecanismo é a escolha de um atuador com menor torque, fazendo com que o sistema consuma menos energia e ainda torne-se mais barato, ou mesmo permitir uma força de prensão maior usando um motor com as mesmas especificações de torque dos mecanismos convencionais.

3.1.1.1 - Construção do protótipo 1

As falanges do dedo foram construídas por corte a laser a partir do desenho das peças projetadas no SolidWorks® utilizando material aço inox com espessura de 1mm; e as polias e os separadores foram usinados em material poliacetal. Os eixos foram feitos por meio de arames de aço com diâmetros de 1 mm. A FIG 34 mostra o protótipo do dedo mecânico construído com todos os seus componentes e na FIG 35 pode ser visto o protótipo do dedo mecânico comparado ao dedo humano.

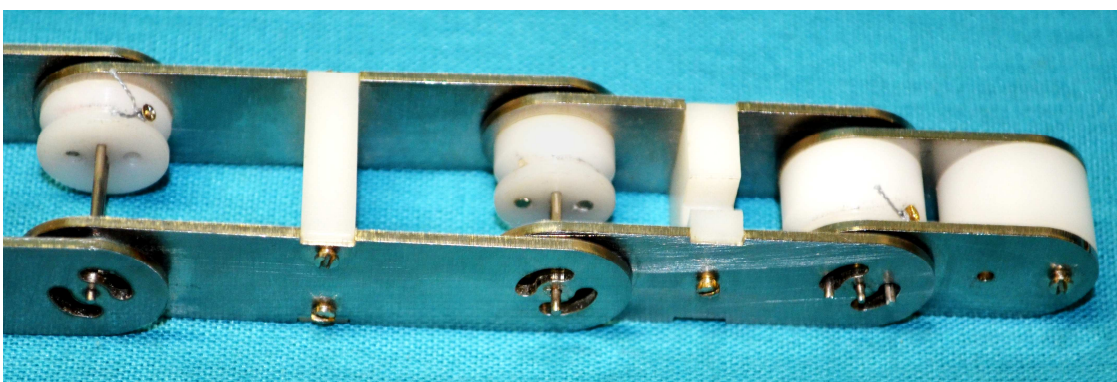


FIGURA 34 - Protótipo do dedo mecânico construído

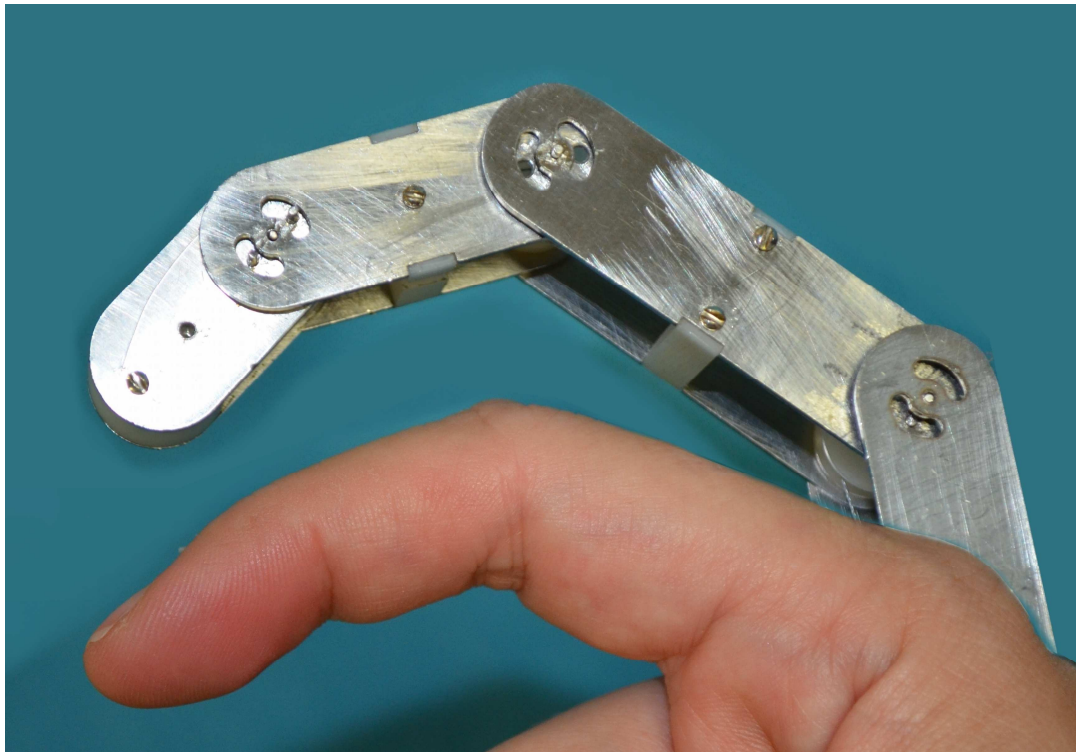


FIGURA 35 - Protótipo comparado ao dedo humano

Dada a importância do polegar nas tarefas de preensão, um protótipo estático do polegar foi construído com medidas antropométricas para ser acoplado junto ao dedo mecânico e seu desenho pode ser visto na FIG 36. O polegar, por sua configuração, permite opor-se a todos os outros dedos e a palma da mão (KAPANDJI, 1990) e serve como apoio de um objeto durante o movimento de preensão. Ainda, de acordo com PARDINI (1990), devido a esta configuração, o polegar é responsável por 50% da funcionalidade da mão.

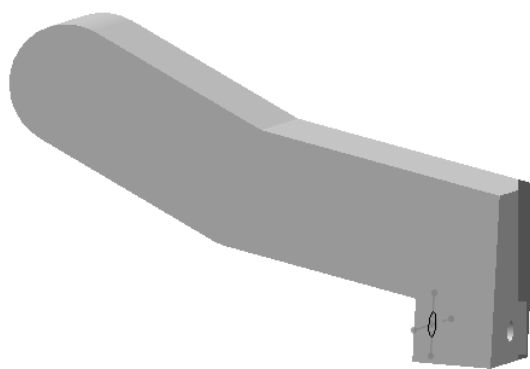


FIGURA 36 - Desenho do polegar

O polegar foi projetado com duas falanges: proximal e distal, com medidas iguais a 3,2 e 2,5 cm, respectivamente. Como o polegar é estático, ele precisa ser estabilizado em uma posição que seja funcional para realizar o movimento de garra. As falanges distal e proximal foram, então, moldadas em uma posição de semi-flexão com um valor de inclinação igual a 10 graus para a falange proximal e 25 graus na falange distal. Os valores dos ângulos de flexão das falanges foram determinados de maneira que, quando o dedo indicador flexiona livremente, a ponta do polegar se encontra com a ponta do dedo fornecendo um movimento de pinça, conforme visto na FIG 37, permitindo tarefas de precisão como pegar uma chave ou uma folha de papel. O polegar foi moldado em material nylon.

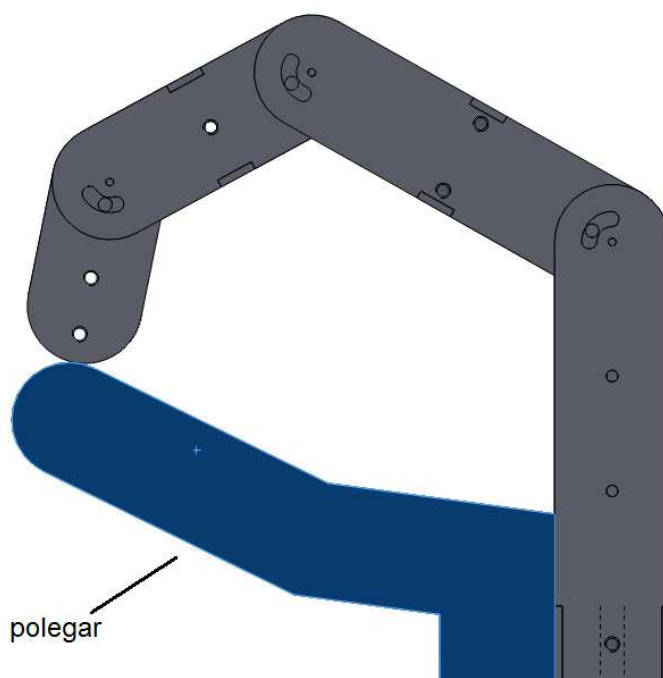


FIGURA 37 - Polegar acoplado ao dedo mecânico

O polegar foi acoplado ao protótipo do dedo mecânico e o protótipo da prótese pode ser visto na FIG 38.

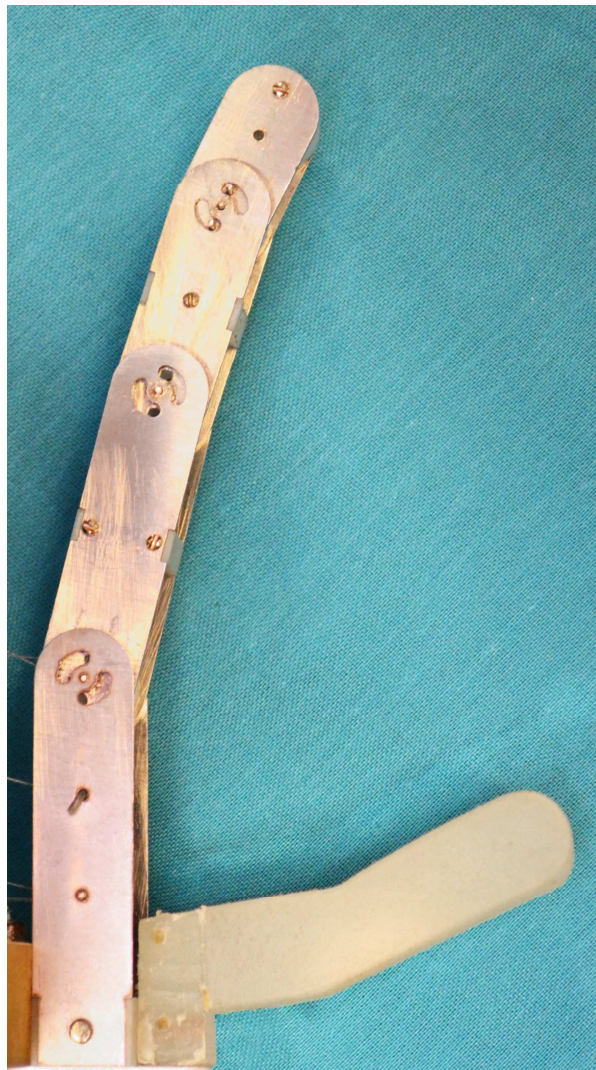


FIGURA 38 - Protótipo da prótese de mão

O mecanismo diferencial foi construído por diferenciais utilizados em peças de automodelismo, com material em aço e, a princípio, não foi escolhido um diferencial de dimensões reduzidas, visto que o objetivo foi apenas testar e validar o mecanismo 1 proposto.

Três polias foram adaptadas nas saídas do mecanismo diferencial e hastes foram utilizadas para guiar os tendões da base do dedo mecânico até as polias. Cada par de tendões, responsáveis pelo movimento de flexão e extensão de uma mesma falange, foram fixados em cada polia. A FIG 39 mostra o protótipo do mecanismo diferencial construído.

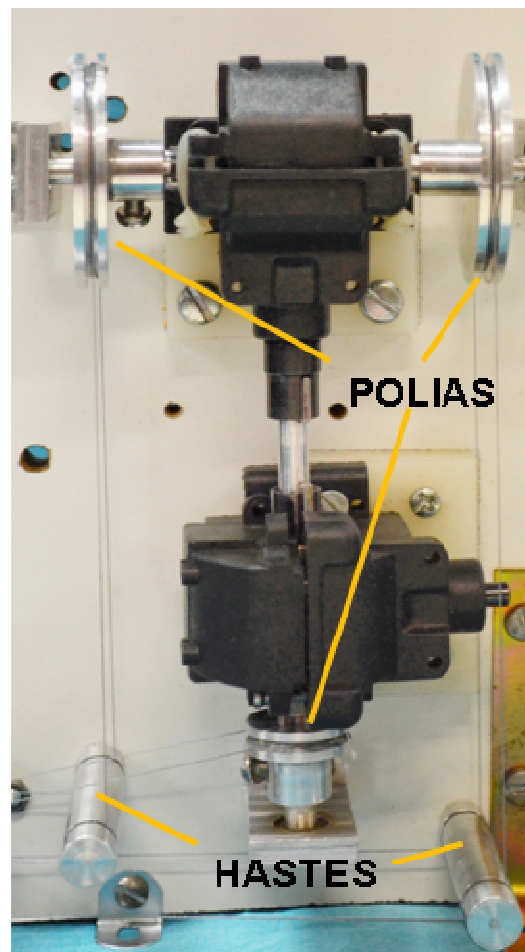


FIGURA 39 - Mecanismo diferencial

Para o sistema de movimentação, um servomotor de alto torque foi utilizado. A vantagem de se utilizar servomotores é sua integração com o sistema de controle de posição e redução, facilitando o controle da prótese e tornando o sistema mais integrado e reduzido. Além disso, têm menor custo em relação aos micromotores DC, já que este necessita ser acoplado a um sistema de redução.

3.1.2 - Projeto mecânico do protótipo 2

O projeto mecânico do protótipo 2 foi baseado no mecanismo desenvolvido por SONO (2008). O dedo mecânico do protótipo 2 proposto possui três segmentos, representando as falanges do dedo, que são unidos por polias, como pode ser visto na FIG 40. Este protótipo apresenta as mesmas medidas antropométricas utilizadas no protótipo 1, bem como as medidas de limite de flexão, apresentando também mecanismos de paradas similares e um projeto

utilizando cabos e polias. No entanto, este protótipo apresenta um mecanismo sub-atuado diferente do proposto no protótipo 1.

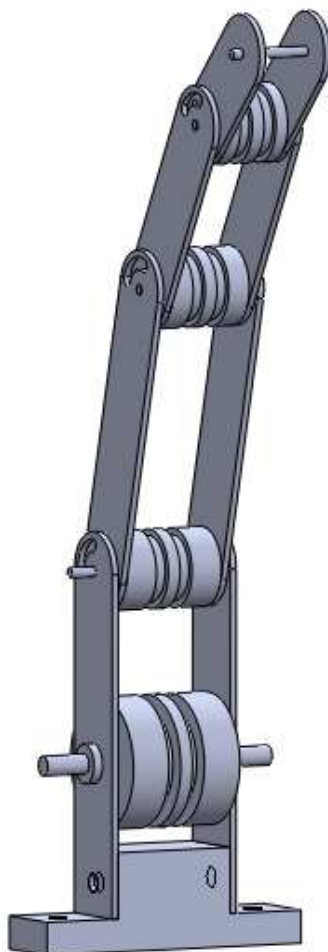


FIGURA 40 - Desenho do dedo mecânico do protótipo 2

Essas polias estão rigidamente conectadas na articulação proximal de cada falange do dedo. Na articulação distal de cada falange, a seguinte falange é conectada de modo que esta falange, com a polia fixada em sua articulação proximal, gira livremente em torno do eixo referente à articulação distal da falange anterior, e assim sucessivamente.

Um fio não-elástico (tendão) é fixado na ponta da falange distal do dedo e, contornando totalmente cada uma das polias, é levado e fixado à polia motora que fica na base do dedo e está conectada a um sistema diferencial de atuação. Uma mesma configuração de ligação do fio foi montada no dedo de maneira oposta e paralela, usando as mesmas polias. Assim, quando a polia

motora gira para frente ou para trás, ao mesmo tempo em que ela enrola um dos fios, o outro fio é liberado para que o dedo mecânico possa realizar o movimento de flexão ou extensão, apresentando as mesmas vantagens mencionadas no protótipo 1.

Esse mecanismo permite que quando uma falange é restrita por um objeto, o fio desliza pela polia da articulação que é responsável por movimentar a falange restrita e o fio atua movendo a falange seguinte. Dessa forma as falanges se movem de maneira sequencial até que todas alcancem seus limites de flexão ou sejam restritas por um objeto. Assim, o dedo é capaz de se adaptar ao formato do objeto agarrado.

O mecanismo foi testado e validado durante o trabalho anterior e, por apresentar um bom desempenho, o protótipo construído para o presente trabalho foi composto por dois dedos mecânicos idênticos e um polegar estático. Para que os dois dedos mecânicos pudessem ser atuados ao mesmo tempo e por um único atuador, um sistema diferencial que possui uma entrada e duas saídas foi conectado entre as polias motoras de cada dedo de forma que cada eixo de saída do diferencial é unido ao eixo que gira cada uma das polias motoras, como mostrado no desenho da FIG 41.

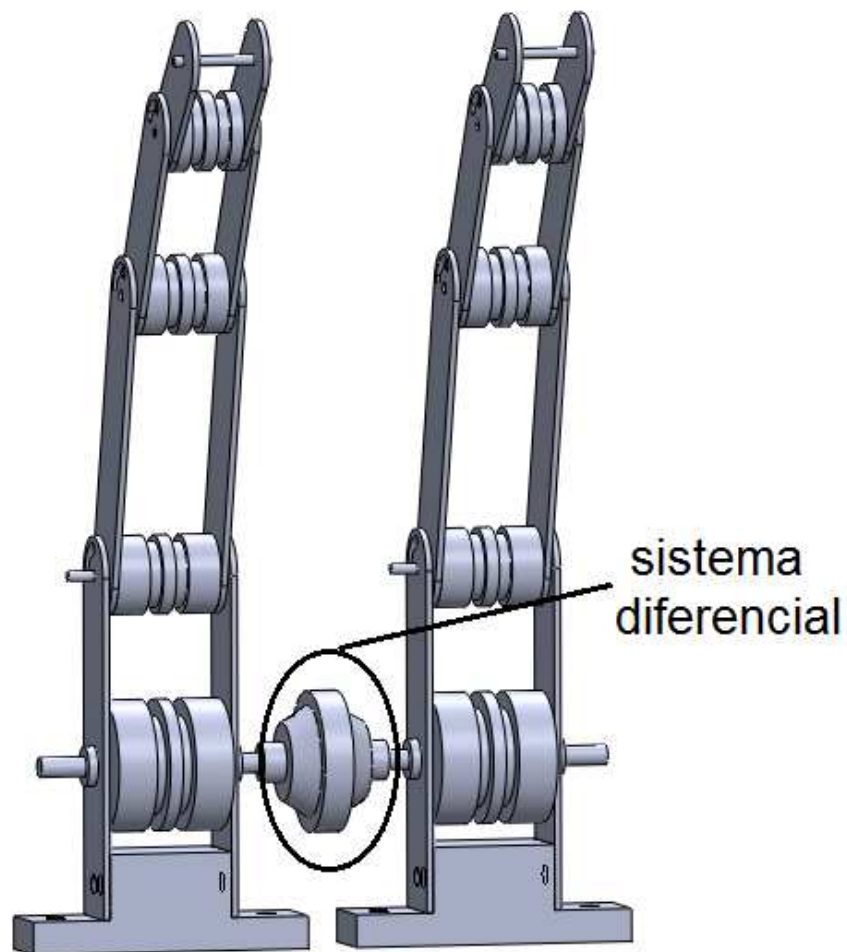


FIGURA 41 - Sistema diferencial conectado às polias motoras

3.1.2.1 - Construção do protótipo 2

Os dedos mecânicos foram construídas por corte a laser a partir do desenho das peças projetadas no SolidWorks® utilizando material alumínio com espessura de 1 mm; e as polias foram usinados em poliacetal (Delrin).

Para conectar o motor ao sistema diferencial, um suporte foi construído com uma engrenagem e um eixo que é conectado ao motor, como visto na FIG 42. O motor utilizado neste protótipo é o mesmo do protótipo 1.

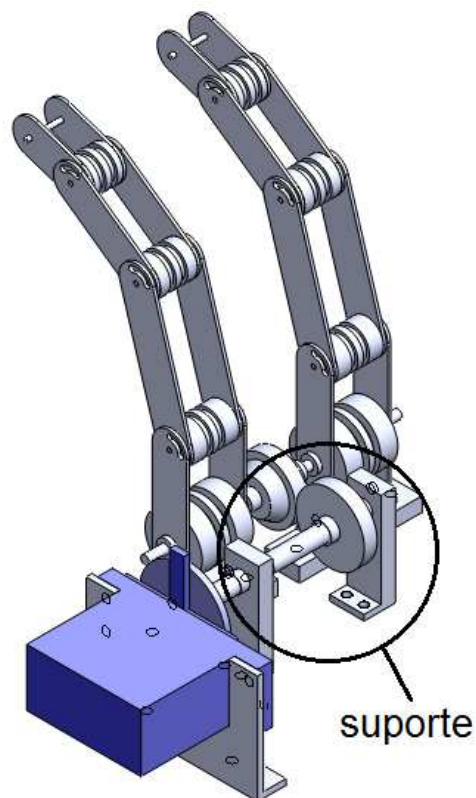


FIGURA 42 - Conexão do atuador com o sistema diferencial

Essa configuração permite que os dois dedos sejam atuados por um único motor de forma que ambas as polias motoras são acionadas e, mesmo que um dedo seja restrito por ter sido envolvido em um objeto o outro continua se movimentando até que este seja também restrito pelo objeto ou alcance sua posição limite de flexão das falanges.

Assim, ao mesmo tempo em que ambos os dedos se movimentam e a restrição de um deles não impede o outro de se movimentar, as falanges também se movimentam até todas serem restritas pelo objeto permitindo uma completa adaptação dos dedos com o formato do objeto agarrado.

O polegar estático foi posicionado de maneira oposta aos dois dedos e em posição funcional que permite que este sirva de apoio aos objetos quando um movimento de garra é realizado. O polegar utilizado foi construído a partir do mesmo projetado no protótipo 1. O protótipo final da prótese de mão pode ser visto na FIG 43.

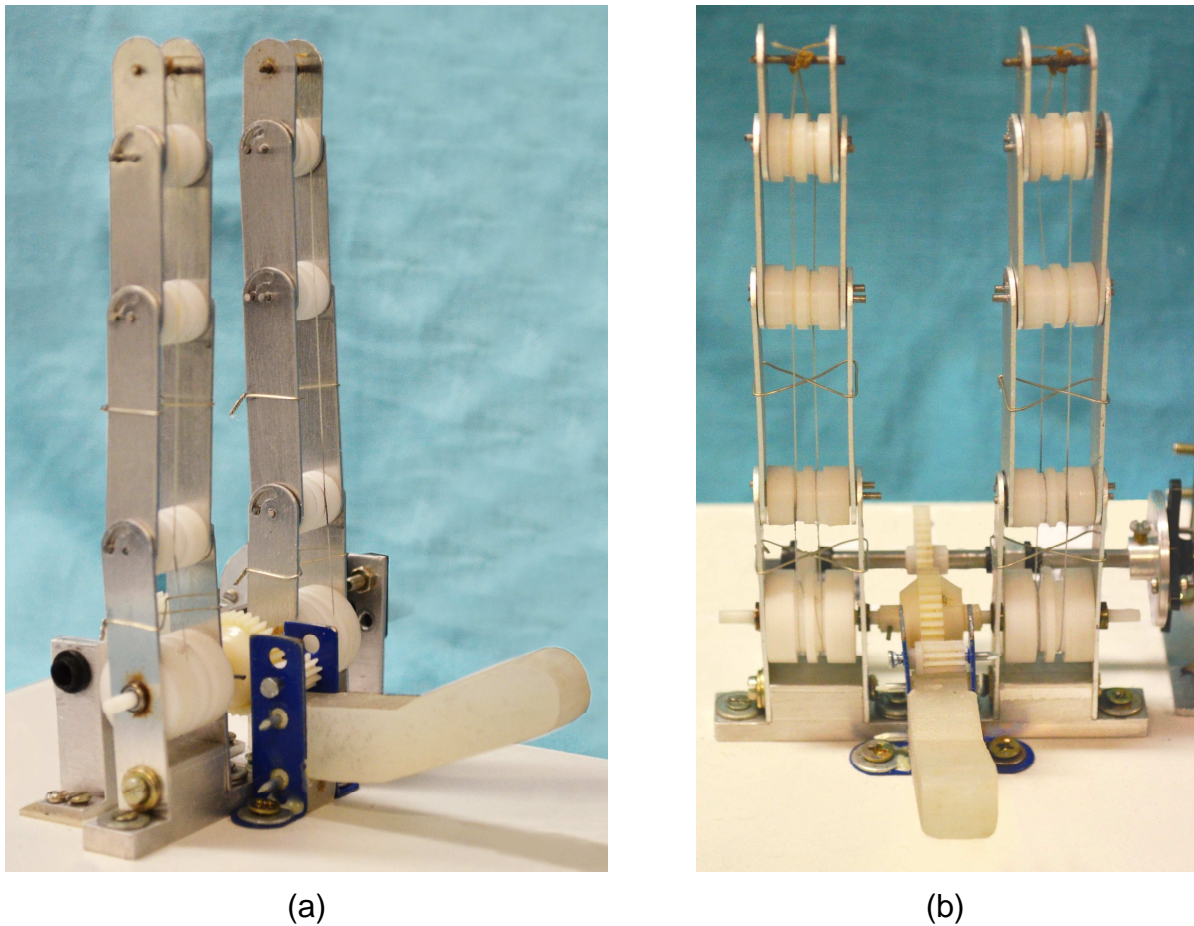


FIGURA 43 - Protótipo 2 da prótese de mão. (a) Vista lateral; (b) Vista frontal

3.2 – DESENVOLVIMENTO DE UMA INTERFACE DE CONTROLE ENTRE O USUÁRIO E A PRÓTESE DE MÃO

3.2.1. Interface EMG

Eletromiografia é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação das células do tecido muscular induzidos no tecido muscular (utilizando eletrodos de agulha) ou epitelial (quando empregados eletrodos superficiais). O sinal mioelétrico ou eletromiográfico (EMG) é a somatória algébrica de todos os sinais detectados em determinada área, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pela instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais (ENOKA, 2000).

Para que o usuário possa controlar o protótipo da prótese de mão, foi desenvolvida uma interface que permite que o paciente envie sinais biológicos para comandar os movimentos dos dedos mecânicos. O sinal biológico utilizado para fazer o controle do dedo é o sinal eletromiográfico.

O sinal EMG é captado por meio de eletrodos que são posicionados suficientemente próximos ao músculo a ser contraído e, para ser usado no controle de um dispositivo, é necessário que este sinal seja processado. A FIG 44 apresenta o diagrama de blocos correspondente às etapas de processamento do sinal.

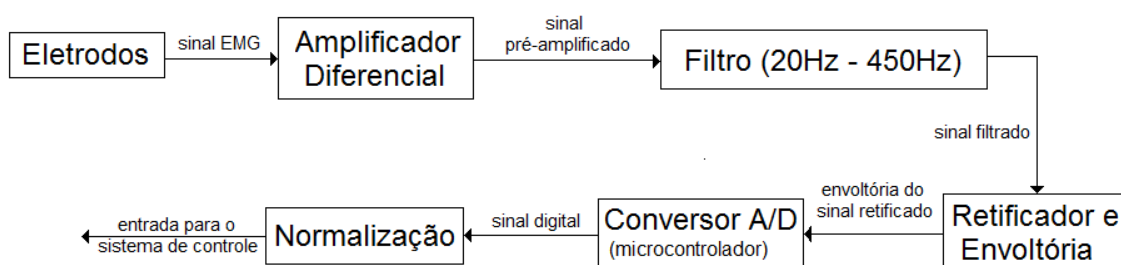


Figura 44 - Diagrama de blocos da interface

3.2.1.1. Amplificador Diferencial

O sinal EMG pode ser obtido por meio de configuração monopolar ou bipolar. A aquisição do sinal EMG por meio da configuração bipolar é a mais utilizada em estudos que envolvem exercícios de contração voluntária (MARCHETTI AND DUARTE, 2006). Nesta configuração, são obtidos dois sinais em relação a uma referência e esses sinais são subtraídos.

As amplitudes máximas do sinal EMG variam entre 50 μV e 5 mV (KONRAD, 1995). Em função da baixa amplitude do sinal, durante a aquisição, é necessário que o sinal seja amplificado para posteriormente ser processado. O amplificador diferencial tem a função de subtrair esses sinais vindos do par de eletrodos, além de realizar uma pré-amplificação do sinal resultante.

O principal interesse em tal configuração está relacionado aos benefícios de uma alta taxa de rejeição de modo comum (CMRR), podendo a detecção diferencial ser empregada para eliminar potencialmente grandes ruídos. O sinal

é detectado em dois locais e, como resultado, qualquer sinal que é comum a ambos os locais de detecção será removido, ao passo que os sinais que são diferentes nos dois locais serão amplificados (DE LUCA, 1997).

3.2.1.2. Filtro

Visto que o sinal EMG de interesse apresenta frequências entre aproximadamente 20 a 450 Hz (KONRAD, 2005), o sinal vindo do amplificador diferencial passou por um processo de filtragem. Esse processo de filtragem foi dividido em 2 etapas: utilização de um filtro passa-baixa com frequência de corte de 450 Hz e em seguida um filtro passa-alta de 20 Hz. Em ambos os processos de filtragem foi utilizado um filtro do tipo Butterworth de 4ª ordem, implementados por componentes analógicos.

3.2.1.3 Retificação e Envoltória

A retificação consiste em considerar o valor absoluto do sinal podendo ser feito de duas formas: retificação de meia onda e retificação de onda completa. A retificação de onda completa utiliza o valor absoluto do sinal eletromiográfico, rebatendo as amplitudes negativas, enquanto a retificação de meia onda remove os valores negativos do sinal bruto, considerando assim apenas seu valor positivo.

O nível de atividade do sinal pode ser analisado através da envoltória do sinal retificado, visto que o sinal EMG se apresenta, como característica, por um sinal ruidoso. A envoltória pode ser observada através de um filtro passa baixa, eliminando as flutuações de altas frequências, permitindo uma avaliação clara da amplitude do sinal eletromiográfico em função do tempo (ROBERTSON et. at., 2004)

Um retificador de precisão utilizando amplificadores operacionais em série com um filtro passa baixa foram implementados no circuito para obter a envoltória do sinal EMG que é o sinal de entrada enviado para o microcontrolador. Esses retificadores são circuitos capazes de retificar um sinal de amplitude qualquer sem as perdas inerentes aos retificadores convencionais a diodo. Até aqui, o

processamento do sinal é realizado apenas por componentes analógicos. O ANEXO I mostra o esquemático do circuito utilizado na interface EMG.

3.2.1.4 Conversor A/D

A partir dessa etapa, o sinal pode ser visto pela envoltória do EMG como um sinal de tensão positivo em função do tempo, onde quanto maior a amplitude do sinal, maior a contração muscular que o músculo está exercendo.

Este é um sinal analógico e, visto que esse sinal será utilizado pelo microcontrolador para que posteriormente o controle seja realizado, o sinal foi adquirido pelo conversor A/D (10-bit) do microcontrolador (MICROCHIP – PIC18F4550) a uma taxa de 3500 Hz.

3.2.1.5 Normalização

Os valores da amplitude do sinal EMG variam de acordo com o tipo de músculo analisado, o nível de contração muscular, a localização dos eletrodos, a quantidade de tecido entre o músculo e o eletrodo, entre outros. Dessa forma, o sinal não pode ser analisado diretamente. Para tanto, é necessário recorrer às técnicas de normalização, onde valores absolutos da amplitude são transformados em valores relativos referentes a um valor de amplitude caracterizada como 100% (DE LUCA, 1997). Esta é a chamada MVC, *Maximum Voluntary Contraction*, ou Contração Voluntária Máxima. Da mesma forma, um sinal residual pode aparecer mesmo que o músculo esteja relaxado - offset, e precisa ser evitado.

Aqui, a normalização é realizada via software pelo microcontrolador que será utilizado para o controle do dispositivo, e o usuário precisa calibrar o sistema toda a vez que este é ligado. A calibração é realizada por 2 de etapas:

- 1) Assim que o microcontrolador é ligado, um sinal sonoro é dado alguns segundos após, e, nesse instante, o músculo precisa estar relaxado. Uma quantidade de 10000 amostras é adquirida pelo microcontrolador até que um próximo sinal sonoro é emitido indicando que as amostras foram adquiridas. Uma média das amostras com o músculo relaxado é realizada e esse valor indica o valor médio do offset que deve representar o nível 0% de tensão do

músculo. Para que isso seja realizado, esse valor será subtraído posteriormente do sinal EMG.

2) 5 segundos após a primeira etapa de calibração, um novo sinal sonoro é emitido e, neste momento, o usuário precisa realizar sua máxima contração muscular. Da mesma forma, até que um novo sinal sonoro seja emitido novamente para que o músculo possa ser relaxado, uma quantidade de 10000 amostras do sinal é adquirida com o músculo contraído. A média desses valores, subtraído pelo valor da média do *offset*, representa o valor do MVC em volts, e, dividindo-se 100 pelo valor da média dessas amostras, um fator *K* é encontrado para ser multiplicado no sinal a ser adquirido, transformando o sinal numa escala de 0 a 100%.

O código do programa implementado no microcontrolador está detalhado no ANEXO II.

3.2.2. Interface EEG

Foi realizado um Doutorado Sanduiche no período de Maio à Agosto de 2011, no *California Institute of Technology*, nas instalações do JPL/NASA, onde foi realizado um estudo sobre o sinal eletroencefalográfico (EEG). O tema do estudo foi escolhido devido ao fato que ainda existe uma quantidade limitada de trabalhos relacionada nesta área. Algumas pesquisas (FARWELL e DONCHIN, 1988; XU *et al.*, 2004; LI *et al.*, 2009) oferecem dispositivos EEG de alta qualidade, mas são caros e são baseados em capacetes com fio.

O estudo da metodologia para captação do sinal EEG consistiu do estudo aprofundado do funcionamento de um capacete de sensores (Emotiv EPOC), comercializado pela EMOTIV, composto de 14 sensores e um receptor USB para aquisição dos sinais EEG via Bluetooth (FIG 45); e do estudo do software Visual Studio 2008 para a implementação do algoritmo para aquisição dos sinais e reconhecimento de expressões. Esses capacetes EEG são consideravelmente mais baratos, mas ao mesmo tempo são mais voltados para aplicações de jogos, o que não impede o uso para o controle de dispositivos, que é o objetivo neste trabalho. Além disso, esses capacetes são sem fio, permitindo uso móvel.

Alguns trabalhos recentes vêm sendo desenvolvidos com o uso desse capacete. Andrew *et al.* (2010) utilizaram o capacete onde os dados dos sensores podem ser vistos em uma tela de um celular e, em uma aplicação bem simples, enquanto o telefone exibe seus contatos basta apenas piscar um olho quando um contato desejado aparece na tela para que uma chamada seja iniciada. Outro trabalho denominado *Brain-Controlled Wheelchair* utiliza o capacete em substituição a um *joystick* para o controle de uma cadeira de rodas, onde os sinais de comando passam a vir dos sinais EEG quando expressões realizadas pelo usuário são convertidas em diversos tipos de movimentos na cadeira de rodas.



FIGURA 45 - Capacete Emotiv EPOC

A partir de um conjunto de bibliotecas disponibilizadas pelo produto, foi implementado no software Visual Studio 2008 um algoritmo para aquisição dos sinais EEG, treinamento e reconhecimento de expressões e estados cognitivos para um e dois usuários.

O código implementado no software Visual Studio 2008 (ANEXO III) possui 3 etapas. A primeira consiste no reconhecimento do dispositivo que está sendo utilizado, visto que o programa é capaz de adquirir sinais de até 2 capacetes ao mesmo tempo, e na aquisição dos sinais vindos dos eletrodos. A segunda etapa consiste no treinamento das expressões que serão utilizadas para futuro controle, e a terceira etapa consiste no reconhecimento das expressões que

foram treinadas. A partir daí, expressões realizadas por um usuário podem gerar tarefas de comando para controlar um ou mais dispositivos.

O programa é capaz de reconhecer até 12 diferentes expressões faciais e 4 entre 13 diferentes estados de ações cognitivas. Entre as expressões faciais, 7 expressões que incluem: sorrir, dar risada, cerrar os dentes, levantar a sobrancelha, franzir a sobrancelha, sorrir sutilmente para a esquerda e sorrir sutilmente para a direita podem ser reconhecidos ambos por um número binário, que representa apenas a ausência ou presença da expressão, e/ou por um valor entre 0,0 a 1,0 associado com o grau da amplitude do movimento. Para que as expressões sejam apenas reconhecidas por um número binário, um limiar de amplitude do movimento é estabelecido e qualquer movimento com amplitude acima desse limiar é considerado como presença da expressão. Da mesma forma, um movimento com amplitude abaixo desse limiar é considerado como expressão ausente. Expressões como: piscar os olhos, olhar para esquerda/direita, piscar o olho esquerdo e piscar o olho direito são reconhecidos apenas por um valor binário.

Estados cognitivos são ações que podem ser realizadas mentalmente, como por exemplo: a partir da concentração do usuário em um objeto, que pode ser uma caixa, ações feitas pela mente como: empurrar para frente, puxar, levantar, levar para os lados, entre outros, podem ser treinadas e reconhecidas. Cada uma dessas ações podem também ser reconhecidas por um número binário e/ou um valor entre 0,0 e 1,0, como nos casos citados anteriormente.

Antes de cada expressão ser treinada, a expressão “neutro” precisa ser calibrada para que o sistema tenha um sinal de referência. Cada expressão leva em torno de 8 minutos para ser treinada e o usuário é permitido treinar cada expressão quantas vezes achar necessário. Quanto maior a quantidade de dados obtida durante o treinamento de uma expressão, mais precisamente a expressão será reconhecida.

Testes foram realizados para analisar a habilidade do programa em treinar e reconhecer expressões. Além disso, foi também analisada a possibilidade de

combinar dois sinais EEG (2 usuários) a fim de obter um ou mais comandos de entrada para o controle de dispositivos robóticos complexos ou na tomada de decisão de tarefas.

3.3 – DESENVOLVIMENTO DE UMA ESTRATÉGIA DE CONTROLE DE MOVIMENTO PARA A PRÓTESE DE MÃO

3.3.1 – Utilizando interface EMG

O controle de movimento da prótese consiste na execução dos comandos enviados pelo paciente, através do sinal EMG, que deve representar a intenção do paciente de executar uma determinada tarefa onde, neste caso, pode ser estender ou flexionar o dedo. O movimento do dedo é gerado a partir do acionamento do atuador que, através do mecanismo proposto, transfere o movimento para o dedo mecânico.

O sinal usado para realizar o controle de movimento da prótese foi o sinal EMG normalizado, descrito anteriormente. Foram utilizados como sinal de entrada 2 sinais vindos de 2 diferentes músculos. A ativação de um músculo é responsável por comandar o movimento de flexão enquanto o outro comanda o movimento de extensão.

A estratégia de controle de movimento implementada no protótipo da prótese de mão funciona da seguinte forma: quando o nível da amplitude do sinal EMG normalizado do músculo responsável pela flexão ultrapassa um limiar, neste caso 20% do MVC, e o nível da amplitude do sinal EMG do músculo responsável pela extensão está abaixo do valor do limiar, o dedo então começa a flexionar. Quando ocorre o contrário, ou seja, o sinal do músculo que comanda a extensão ultrapassa o limiar estabelecido e o sinal do músculo da flexão não, o dedo estende. No caso onde nenhum dos dois sinais ultrapassa o limiar, ou então ambos ultrapassam, o dedo permanece na posição que está.

Neste caso, enquanto o músculo está sendo contraído, o dedo é flexionado. A partir do momento que o músculo para de ser contraído, o dedo para de flexionar e permanece na posição em que está. Se o músculo antagonista é

contraído, o dedo começa a se estender, e, da mesma forma, quando este para de ser contraído, o dedo para na posição atual.

Com essa forma de controle, quando o usuário agarra um objeto é possível que se tenha controle voluntário do quanto se deseja que o dedo aperte um objeto ou quando se deseja soltá-lo. A vantagem desse tipo de controle é que no momento em que o dedo segura um objeto, o usuário não precisa manter o músculo contraído. Basta contrair o músculo até que o dedo envolva e aperte o objeto, e relaxar o músculo para o dedo permanecer na posição.

Para gerar o comando para o motor, um sinal PWM foi gerado a partir do microcontrolador, com frequência de 50 Hz e *duty cycle* variando de 1 a 2%, onde o valor mínimo representa a posição 0 graus do eixo do motor (dedo completamente estendido) e o valor máximo do *duty cycle* representa 200 graus (dedo completamente flexionado). A precisão da variação da posição do motor é de 1 grau, correspondendo a 200 posições de flexão total do dedo.

Quando o sistema é ligado, o dedo vai para a posição de extensão total (0 graus). Quando o usuário contrai o músculo responsável pela flexão, o *duty cycle* começa a aumentar de forma que o ângulo do motor vai sendo incrementado e o dedo começa a flexionar. Quando nenhum músculo está contraído, ou os dois estão contraídos, o *duty cycle* permanece com o mesmo valor. Da mesma maneira, quando o músculo responsável pela extensão é contraído, o *duty cycle* começa a ser decrementado a partir do seu valor atual, fazendo com que o dedo comece a se estender.

A FIG 46 mostra o fluxograma do algoritmo de controle de movimento implementado no microcontrolador e o código do programa pode ser visto no ANEXO II.

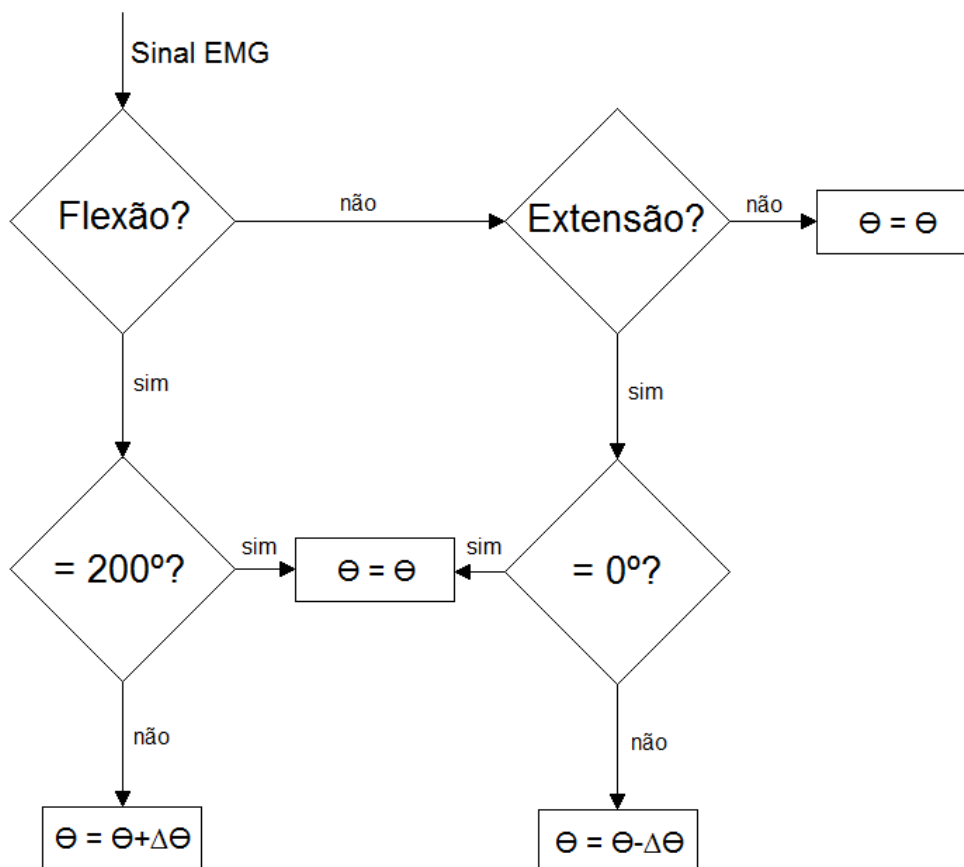


FIGURA 46 - Fluxograma do funcionamento do algoritmo de controle de movimento

3.3.2 – Utilização da interface EEG

O controle pelo sinal EEG pode ser realizado por meio das expressões que são reconhecidas e convertidas em sinais de comando para a prótese. Da mesma forma que na interface EMG foram necessários diferentes músculos para comandar cada movimento da prótese. Além disso, na interface EEG foi também necessário a escolha de duas diferentes expressões para controlar os movimentos de flexão e extensão. Essas expressões podem ser escolhidas, dentre as 7 estabelecidas, pelo próprio usuário visto que o programa é capaz de realizar o treinamento e reconhecimento de todas elas.

Na interface EEG o sinal não precisa ser normalizado, pois, durante o treino de cada expressão, os valores máximos e mínimos são estabelecidos pelo

programa e o valor resultante da amplitude do movimento de cada expressão é dado por um valor numérico entre 0 e 1.

A estratégia de controle do movimento da prótese de mão funciona da mesma forma como realizado para a interface EMG. Quanto o nível de amplitude de uma expressão reconhecida, responsável pelo movimento de flexão, ultrapassar o limiar de 20% (neste caso o sinal que varia de 0 a 1 deverá estar acima da amplitude de 0,2) e o nível de amplitude da expressão, que é responsável pela extensão da prótese, estiver abaixo desse limiar, o dedo então começa a flexionar. Quando ocorre o contrário, ou seja, a expressão responsável pela extensão for reconhecida com um valor acima do limiar e a expressão do movimento antagonista não, o dedo estende. E, por fim, uma situação onde nenhuma das expressões forem reconhecidas, ou ambas forem reconhecidas com nível de amplitude acima do limiar, o dedo permanece na posição em que está.

A estratégia de controle apresentada possui as mesmas vantagens oferecidas durante o controle do protótipo com a interface EMG quando se diz respeito ao controle de força. O usuário não precisa manter a expressão realizada durante o tempo que a prótese faz força em um objeto. Basta que se controle o movimento de flexão do dedo até que a força necessária para segurar um objeto seja alcançada e permanecer em seu estado neutro. Dessa maneira, o usuário precisa apenas se manter sob certa condição de concentração durante o tempo em que a prótese está em movimento.

Ainda como parte da interface EEG, os sinais dos sensores são adquiridos por meio do receptor USB e todo o algoritmo de reconhecimento de expressões foi realizado no software Labview. Apesar de ter sido utilizado outro software para a programação do algoritmo durante o estágio no exterior, foi escolhido utilizar o software Labview para continuar o trabalho, desde que é um software disponível no Laboratório de Bioengenharia (LabBio) e a lógica do algoritmo implementado é a mesma. Os dados gerados pelo Labview são enviados para o microcontrolador por meio da interface USB do computador.

Toda a etapa de geração do sinal PWM e a lógica para a variação do *duty cycle*, a fim de controlar a posição do protótipo, é o mesmo utilizado na interface EMG, descrito anteriormente.

3.4 – DESENVOLVIMENTO DE UMA ESTRATÉGIA DE CONTROLE DE FORÇA POR MEIO DA MEDIÇÃO DA CORRENTE DO MOTOR

Uma estratégia de controle de força a partir da força desejada pelo usuário foi também realizada. Essa estratégia de controle é iniciada após o dedo realizar seu controle de movimento e se envolver com algum objeto. A idéia é fazer com que a prótese realize uma força no objeto proporcional à força que o usuário deseja, estimada pelo nível de amplitude do sinal EMG que diz que quanto maior a amplitude, maior a força de contração.

3.4.1 – Sensor de força

Para realização do controle, a força que a prótese realiza no objeto precisa ser medida. Neste trabalho foi proposto um método de medição de força onde que não foi necessário acoplar sensores de força sobre a palma da mão.

Para o sistema de medição de força, este trabalho propôs utilizar a corrente do motor para fazer o monitoramento da força aplicada pela prótese de mão, considerando que o torque produzido pelo motor DC é proporcional à sua corrente. Essa variável foi usada como sinal de realimentação no controle de força. A medição da corrente do motor foi realizada por meio de um *shunt* de corrente, visto que este é um método de baixo custo e fácil de ser implementado.

O *shunt* foi instalado em série com o circuito de alimentação do motor. Para se obter a corrente, o valor da resistência do *shunt* é conhecida e o valor da queda de tensão sobre o shunt é adquirida pelo sistema de aquisição de dados realizado pelo conversor A/D do microcontrolador. Assim, utilizando a Lei de Ohm, onde a corrente é igual ao valor da queda de tensão dividido pelo valor do resistor, foi possível obter o valor da corrente. O circuito usado para medir a força da prótese pode ser visto no ANEXO IV.

A vantagem de utilizar este método para a presente aplicação é que aqui não será necessária a instalação de sensores sobre os dedos. Assim, não haverá restrição de contato do dedo com o objeto, nem a necessidade de prever algum espaço sobre o dedo para a instalação de sensores, tornando o sistema mais simples.

Esse método de medição indireta de força foi explorado por SONO e MENEGALDO, (2009) onde também foram realizados experimentos que relacionam a força aplicada no dedo, medida por um sensor FSR, e a corrente do motor.

3.4.2 – Estratégia de controle de força

A estratégia de controle de força inicia-se após os dedos se envolverem com um objeto. Quando o dedo já está completamente envolvido em um objeto, a partir daí o movimento do dedo para frente indica que a prótese irá produzir uma força no objeto de forma que quanto maior for o ângulo de flexão, maior a força exercida pela prótese. O inverso ocorre quando os dedos começam a ser estendidos.

A distinção entre o momento em que a prótese está livre e o momento em que se envolveu em um objeto foi feita através do nível de corrente medido do motor. Quando o dedo envolve um objeto por completo, o motor alcança certo nível de corrente que é usado para identificar quando a estratégia de controle de força deve iniciar. A partir daí, a corrente do motor começa a aumentar de acordo com a força que o dedo aplica sobre o objeto. Assim, até que o motor atinja tal nível de corrente, o dedo deverá operar apenas em seu controle de movimento, reproduzindo as ações de flexão e extensão conforme desejado pelo usuário. Quando a corrente medida no motor ultrapassar o limiar de corrente, o dedo entrará no regime de controle de força que proporcionará um nível de força adequado da prótese no objeto, que é correspondente ao nível de força desejado pelo usuário.

A FIG 47 mostra o fluxograma do funcionamento do algoritmo de controle de força da prótese. O ANEXO II mostra o código do programa implementado no microcontrolador.

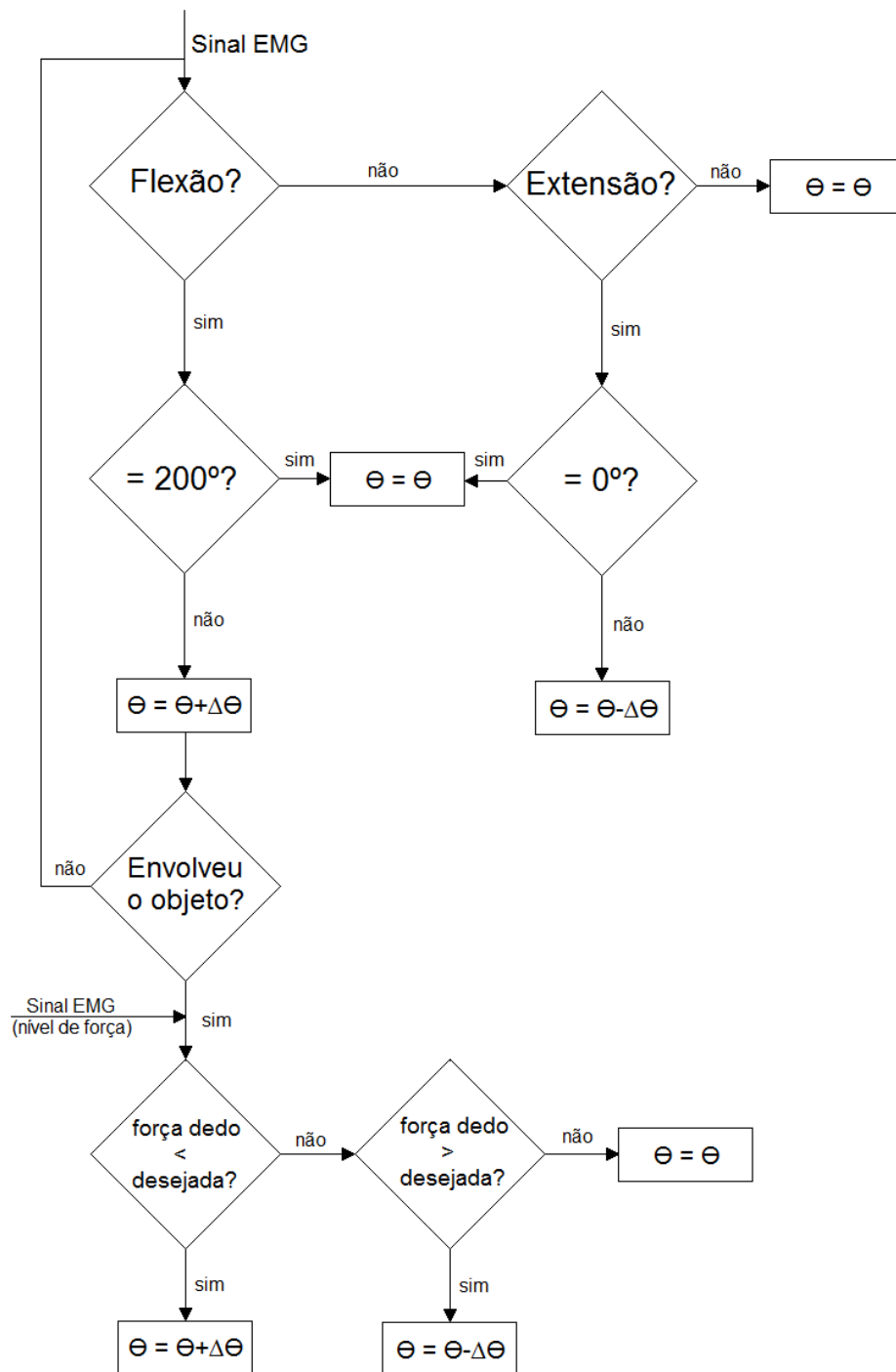


FIGURA 47 - Fluxograma do controle de força

3.5 - DESENVOLVIMENTO UM SISTEMA DE REALIMENTAÇÃO DE FORÇA PARA O USUÁRIO

Para que o usuário possa ter um maior controle sobre a força que está sendo exercida no objeto, visto que a prótese não fornece sensação alguma, foi

desenvolvido um sistema de *feedback* que retorna ao usuário a quantidade de força que está sendo aplicada no objeto. Esta realimentação de força foi realizada por meio de vibração, onde um sistema que vibra proporcionalmente à intensidade da força aplicada pelo dedo é conectado ao usuário. Em (SONO E MENEGALDO, 2009) foi demonstrada a importância da realimentação da força aplicada pela prótese de mão para o usuário.

O sistema vibrador é um micromotor DC que apresenta uma carga desbalanceada em seu eixo (micromotores tipicamente usados em *vibracall* de celulares), e devido a sua construção ele vibra ao girar. Um sinal PWM com frequência de 700 Hz e *duty cycle* variável, cujo valor mínimo é 20% e o valor máximo é 100%, é enviado ao motor pelo microcontrolador como sinal de controle. Através do sistema de medição de corrente, que fornece a quantidade de força que a prótese está realizando, o valor do *duty cycle* varia de modo que este aumenta com o aumento da força e, conseqüentemente, o sistema vibra com intensidade maior quanto maior for a força que está sendo aplicada na prótese. O ANEXO V mostra o circuito usado para construir o sistema de realimentação de força.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 – PROTÓTIPO BIOMECÂNICO

4.1.1 – Protótipo 1

O protótipo 1 foi testado para verificar o comportamento do dedo durante o movimento de flexão em duas situações distintas: movimento livre até oposição com o polegar e movimento restringido por um objeto.

A FIG 48 mostra o dedo durante o movimento de flexão livre. Foi verificado que todas as falanges se movimentam ao mesmo tempo e que, ao final do movimento livre, as pontas do polegar e do dedo indicador se encontram, conforme projetado.



FIGURA 48 - Movimento livre do dedo

Em relação ao movimento restringido, foram testadas duas situações: movimento de pinça (mostrado na FIG. 49) e garra cilíndrica (ilustrada na FIG. 50). A FIG 49 mostra que o dedo foi capaz de segurar um objeto fino sem precisar que seja envolvido pelas falanges do dedo. Este tipo de objeto pode ser uma chave, um papel ou até mesmo uma caneta. A partir do momento em que as pontas dos dedos se encontram, as falanges não se movimentam mais, visto que a restrição da falange distal impede o movimento das demais. A partir daí, uma tentativa de flexão do dedo fará aumentar a força de aperto fornecida pela prótese.

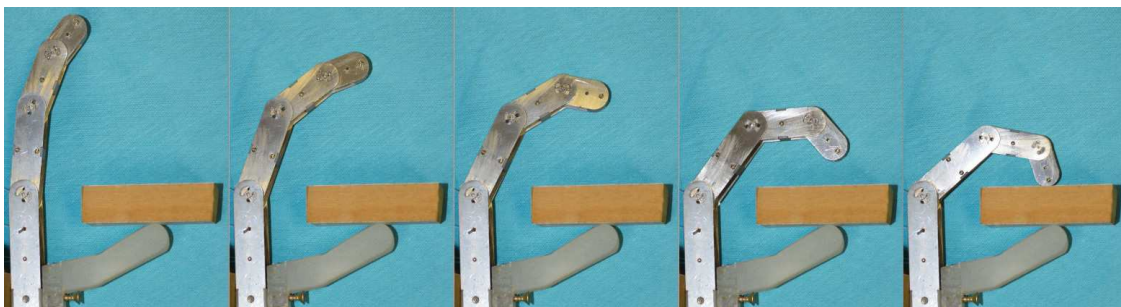


FIGURA 49 - Movimento de pinça do dedo

Para testar o movimento de garra, foi utilizado um objeto cilíndrico apoiado no polegar e o dedo foi, então, flexionado. A FIG 50 mostra o movimento das falanges quando encontram o objeto. Nota-se que, mesmo que a falange proximal foi restrita pelo objeto, as falanges seguintes continuaram o movimento de maneira que o dedo foi capaz de envolver completamente o formato do objeto, adaptando-se à sua geometria. A presença do polegar em oposição, mesmo que não seja articulado, é essencial para a realização dos movimentos de pinça e de garra.

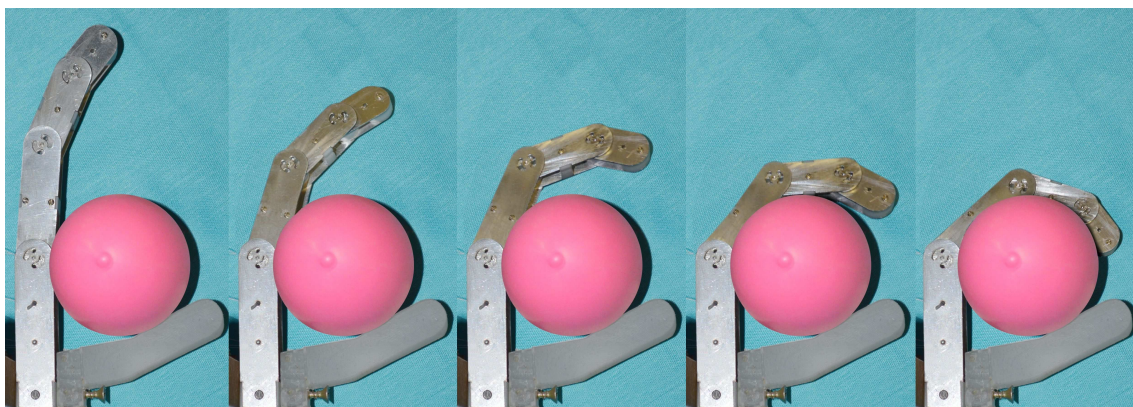


FIGURA 50 - Movimento de garra do dedo

4.1.2 – Protótipo 2

O protótipo 2 também foi submetido à mesma sequência de testes realizados com o protótipo 1: movimento livre até oposição com o polegar e movimento restringido por um objeto. Aqui, porém, como pode ser visto na FIG 51, desde que o polegar se encontre em oposição e no mesmo plano do dedo indicador, este protótipo não é capaz de fornecer o movimento de pinça corretamente,

onde as pontas dos dedos deveriam se encontrar. Isto ocorre porque a flexão das falanges é realizada de forma sequencial

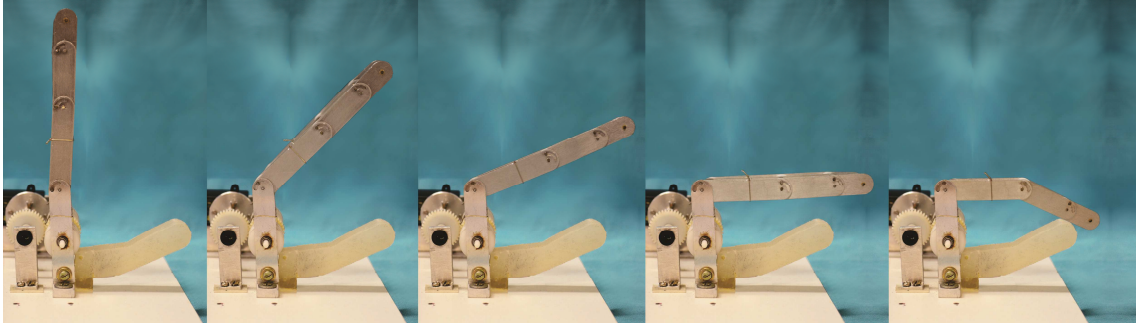


FIGURA 51 – Movimento de pinça do protótipo 2

Como consequência disto, o protótipo 2 foi construído com o polegar localizado na direção oposta, porém, não no mesmo plano do dedo indicador, situando-se entre os dois dedos. Sendo assim, durante seu movimento livre, os dedos não tocam o polegar e, movendo-se de maneira sequencial, flexionam livremente até alcançarem seus limites de flexão, como pode ser visto na FIG 52.

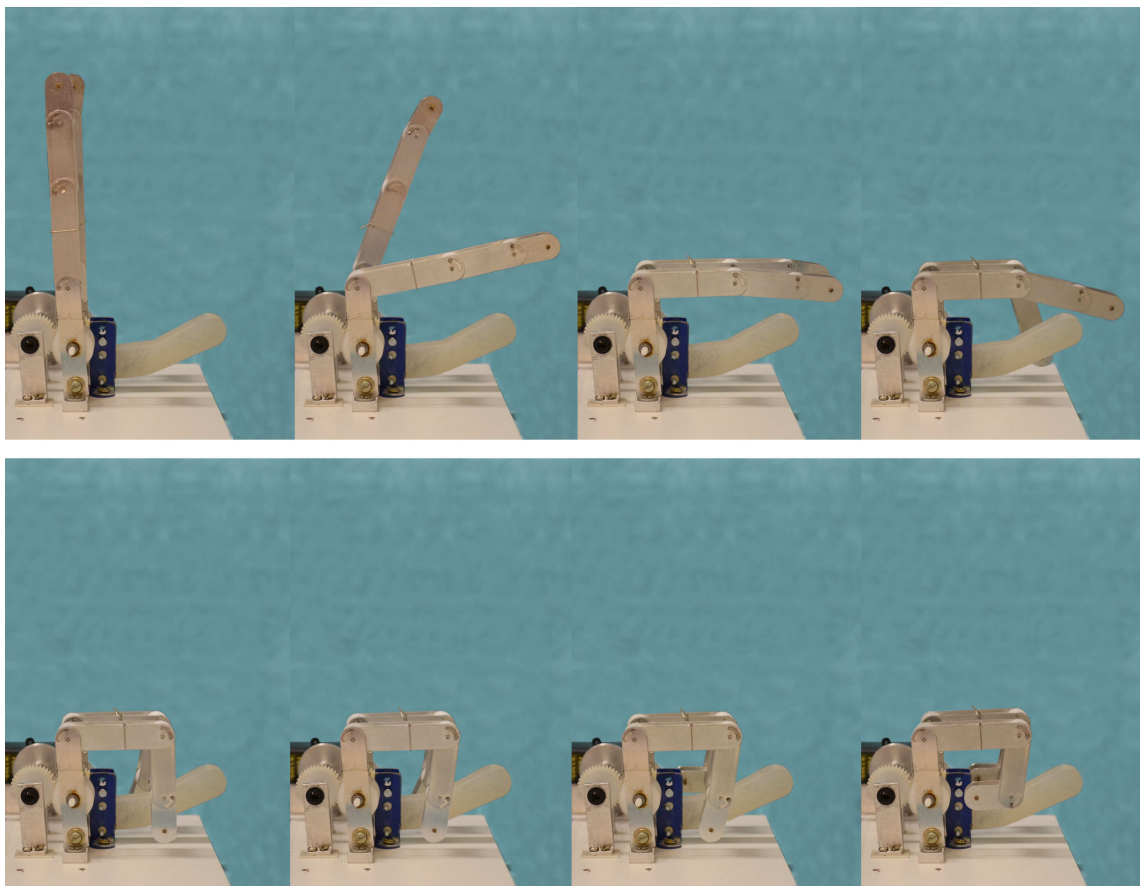


FIGURA 52 - Movimento livre do protótipo 2

Em relação ao movimento restringido, foram testadas duas situações: movimento quando o objeto restringe os dois dedos (mostrado na FIG. 53) e movimento quando o objeto restringe apenas um dos dedos e o outro permanece livre (ilustrada na FIG. 54).

Para testar a primeira situação, um objeto com formato irregular foi apoiado no polegar de maneira que ambos os dedos, quando flexionados, fossem restringidos pelo objeto. A FIG 53 mostra o comportamento dos dedos do protótipo quando encontram o objeto. Pode ser observado que a falange distal só se movimenta quando a falange proximal é restrita por um objeto e, dessa forma, cada dedo se move de acordo com o formato do objeto e ambos os dedos se adaptam ao seu formato.

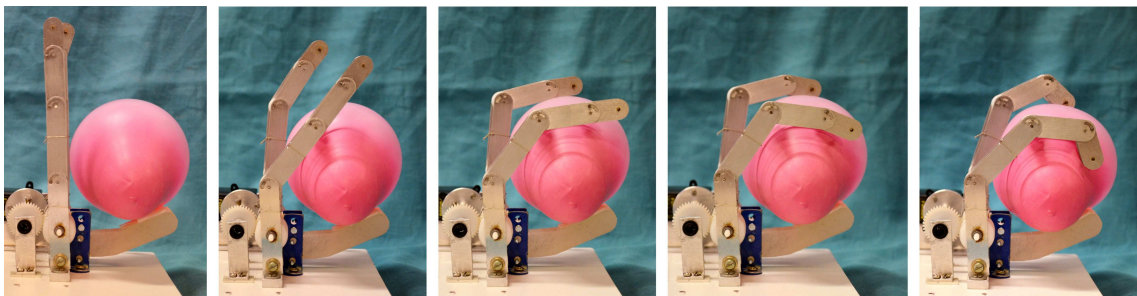


FIGURA 53 - Movimento de garra dos dedos

Outra situação onde apenas um dos dedos é restrito e o outro permanece livre foi também testado para verificar a ação do mecanismo sub-atuado não só entre as falanges, mas também entre os dedos. Um objeto foi apoiado ao polegar de maneira que, quando os dedos são flexionados, apenas um deles é restrito pelo objeto. Na FIG 54 pode ser visto o movimento dos dedos quando um deles encontra o objeto e o outro permanece livre. Nota-se que, mesmo que um dedo é restrito pelo objeto, o outro continua se movimentando, mostrando que é possível a ação do mecanismo sub-atuado entre os dedos. Ainda, o dedo livre se movimenta até alcançar seu limite de flexão total enquanto o dedo que possui movimento restringido se movimenta de acordo com o formato do objeto.

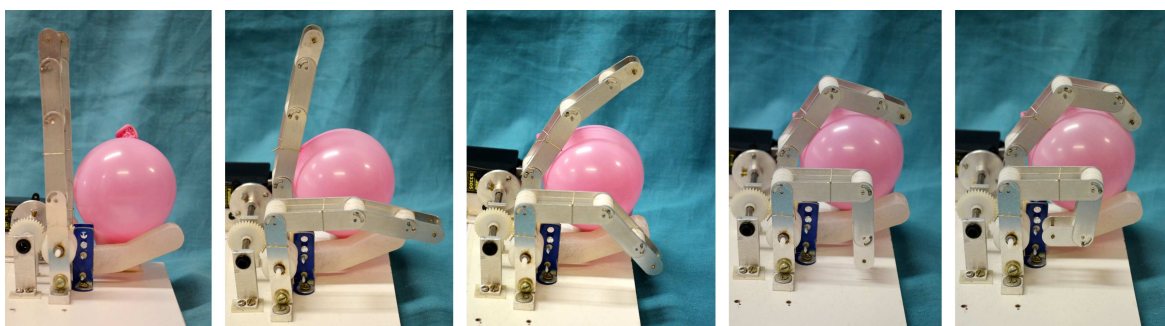


FIGURA 54 - Movimento da prótese quando um dedo é restrito e o outro está livre

Ambos os mecanismos, apesar de apresentarem suas características próprias, mostraram um bom desempenho quando se trata do movimento das falanges na presença de um objeto.

O protótipo 1 apresentou a vantagem de oferecer um movimento mais mimético aos movimentos dos dedos da mão humana quando comparado ao segundo

protótipo onde as falanges se movem de maneira seqüencial. Como pode ser visto na FIG 55a, as falanges do protótipo 1 se movem em conjunto quando estão em um movimento livre, onde a razão do movimento entre as falanges é dada pelo valor dos raios das polias que compõem o projeto, como descrito no item 3.1.1. Já na FIG 55b, é possível ver o movimento das falanges do protótipo 2 quando o dedo está em um movimento livre. Neste caso, a falange distal só inicia o movimento de flexão quando a falange proximal alcançou seu limite de flexão.

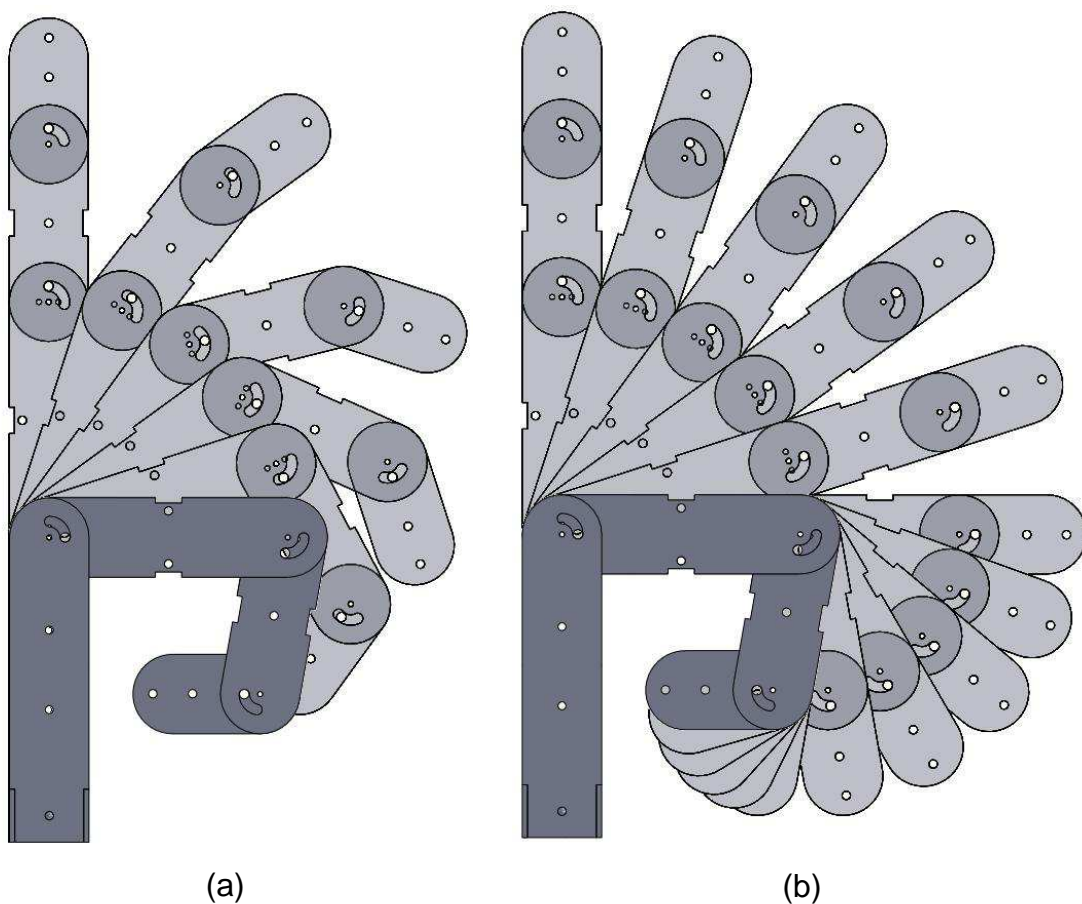


FIGURA 55 - Movimento livre: (a) Protótipo 1; (b) Protótipo 2

O incremento do movimento das falanges para ambos os protótipos, mostrado na FIG 55, corresponde ao movimento dos dedos nas mesmas condições de incrementos de ângulos de entrada no sistema que seria dado pelo motor.

A curva da trajetória realizada por cada articulação durante o movimento livre pode ser vista nas FIG 56 e 57, onde a FIG 56 mostra a trajetória das

articulações do dedo do protótipo 1, enquanto na FIG 57 pode ser vista a trajetória das articulações do protótipo 2. É possível notar que, em ambos os protótipos, o ângulo final de cada articulação é igual a 90, 100 e 80 graus para as articulações proximal, média e distal, respectivamente.

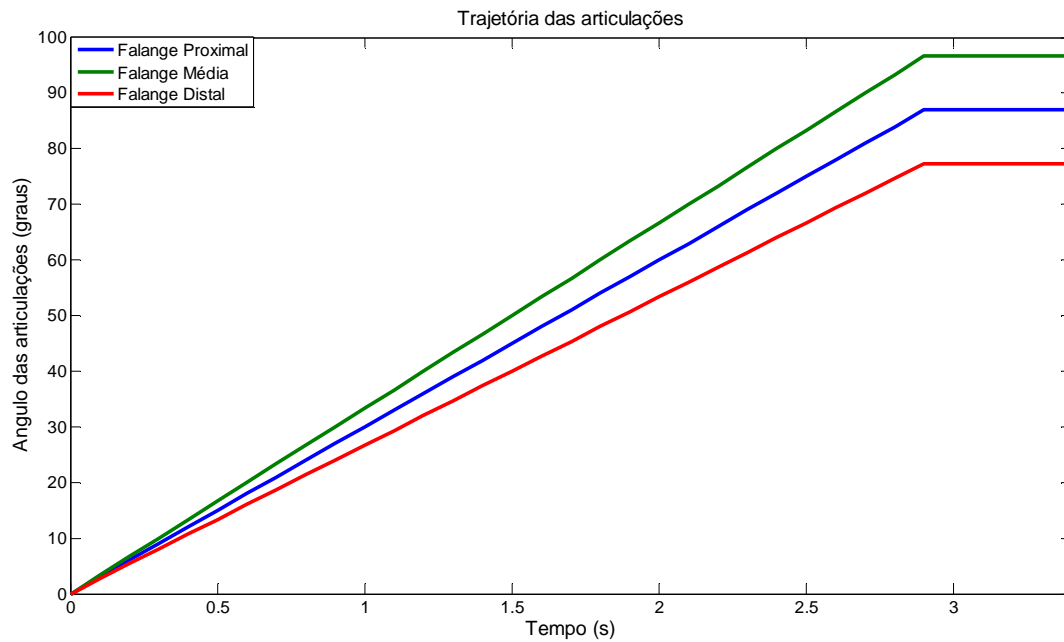


FIGURA 56 - Trajetória das articulações no protótipo 1

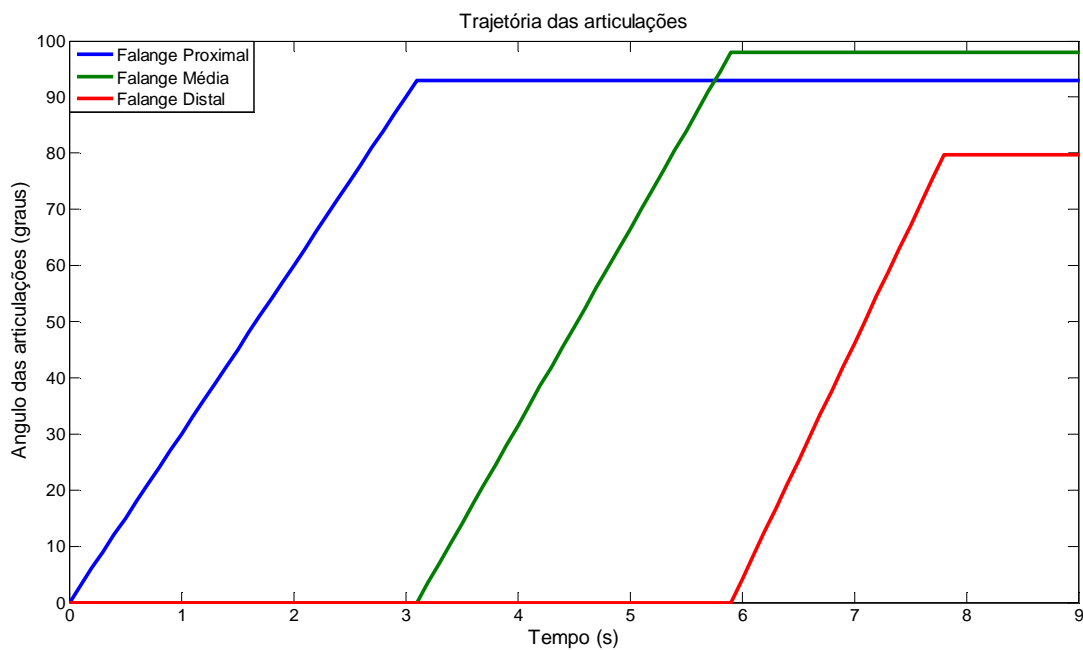


FIGURA 57 - Trajetória das articulações no protótipo 2

Outra vantagem oferecida pelo protótipo 1 foi a capacidade de fornecer o movimento de pinça corretamente, o que não foi possível obter no protótipo 2 devido às características de movimentação das falanges. Como visto na FIG 58a, quando o polegar está presente e o movimento de flexão livre é realizado, as falanges se movem em conjunto até que as pontas dos dedos do protótipo 1 se tocam fornecendo o movimento de pinça. Já no protótipo 2 (FIG 58b), esse movimento não é realizado corretamente, visto que as pontas dos dedos não se encontram. Apesar disso, novos projetos do polegar podem ser realizados futuramente alterando sua posição e, se necessário, algumas de suas medidas podem ser modificadas para que um movimento de pinça mais próximo ao movimento do dedo humano possa ser realizado pelo protótipo 1.

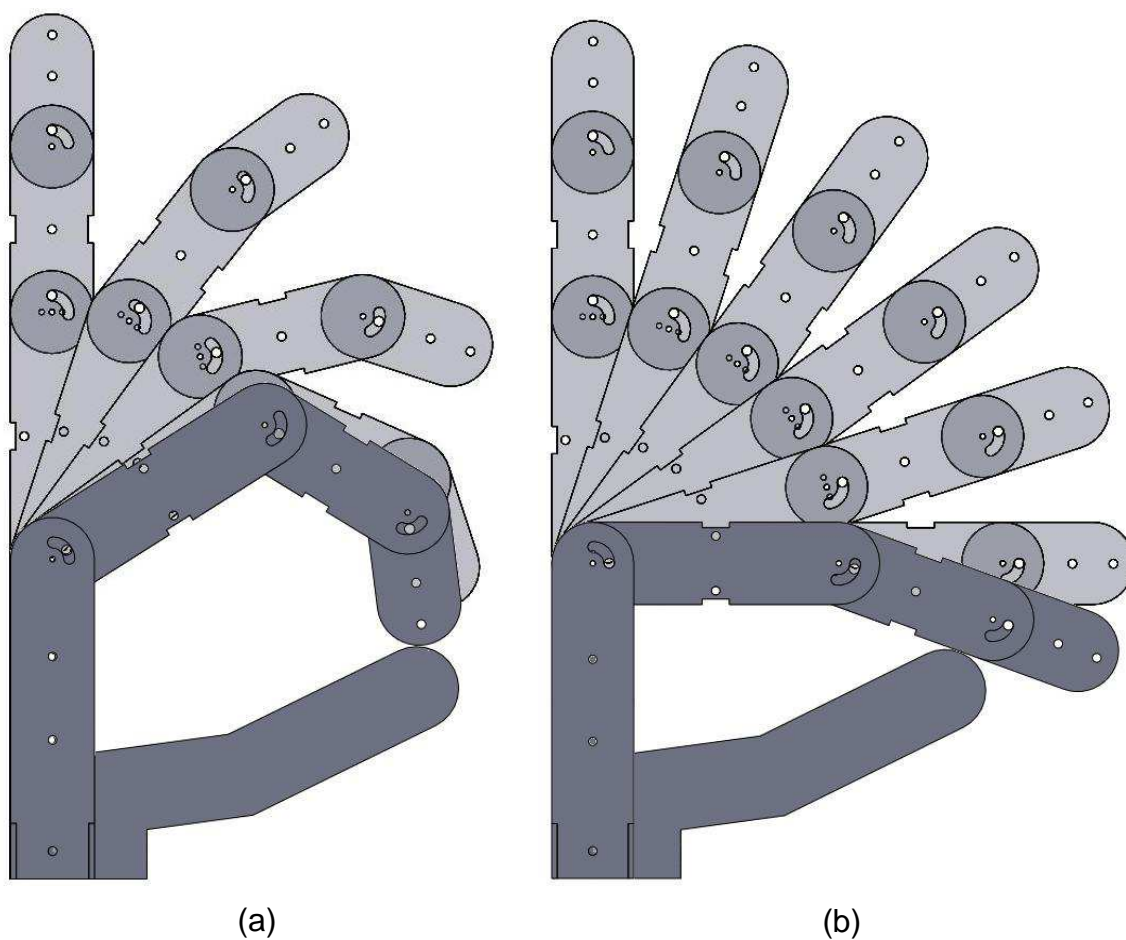


FIGURA 58 - Movimento de pinça: (a) Protótipo 1; (b) Protótipo 2

A respeito do movimento de garra, os dois protótipos mostraram que as falanges dos dedos foram capazes de se adaptar ao formato do objeto agarrado, como apresentado na FIG 59. É possível notar que, independente das trajetórias que cada falange realizou durante o movimento, os dedos apresentaram a mesma configuração final de garra de um objeto com as mesmas dimensões.

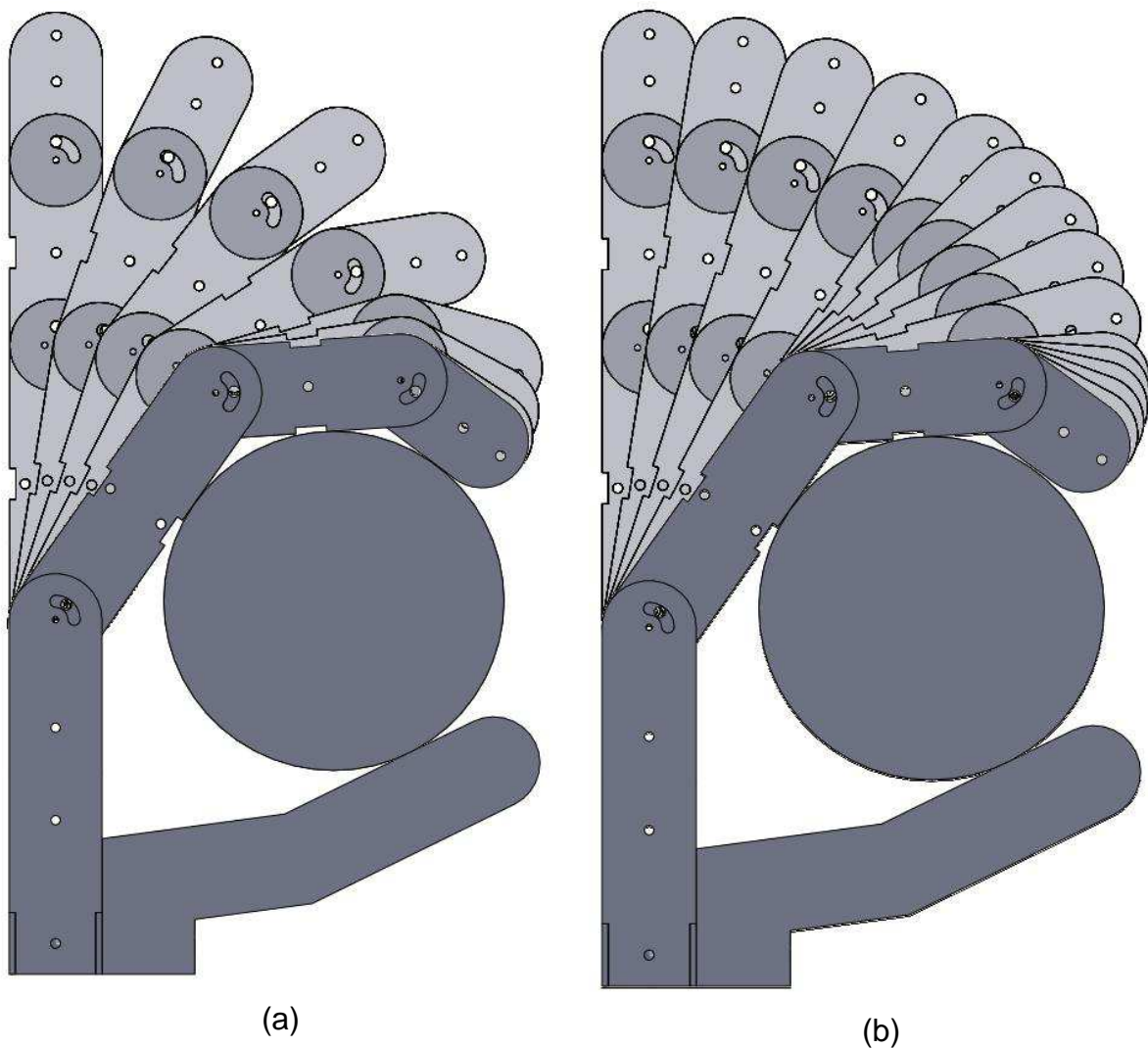


FIGURA 59 - Movimento de garra: (a) Protótipo 1; (b) Protótipo 2

O protótipo 2 apresentou a vantagem de maior simplicidade na construção do mecanismo, onde o sistema com dois dedos e um polegar foi mais fácil de ser implementado apresentando menor peso e tamanho comparando-se ao protótipo 1 onde o sistema com apenas um dedo e um polegar que apresentou-se mais volumoso. Isto se deve à simplicidade do sistema de atuação utilizado no protótipo 2, onde o mecanismo é composto apenas por um diferencial e suas saídas são acopladas diretamente à polia motora dos dedos e ligado diretamente ao motor. No protótipo 1 foram utilizados dois diferenciais, acarretando a necessidade de um sistema composto por hastes e polias para conectar os tendões ao sistema de atuação acrescentando peso e volume as

sistema. A FIG 60 mostra a comparação dos sistemas de atuação dos protótipos, onde a escala da figura é a mesma em ambos os protótipos.

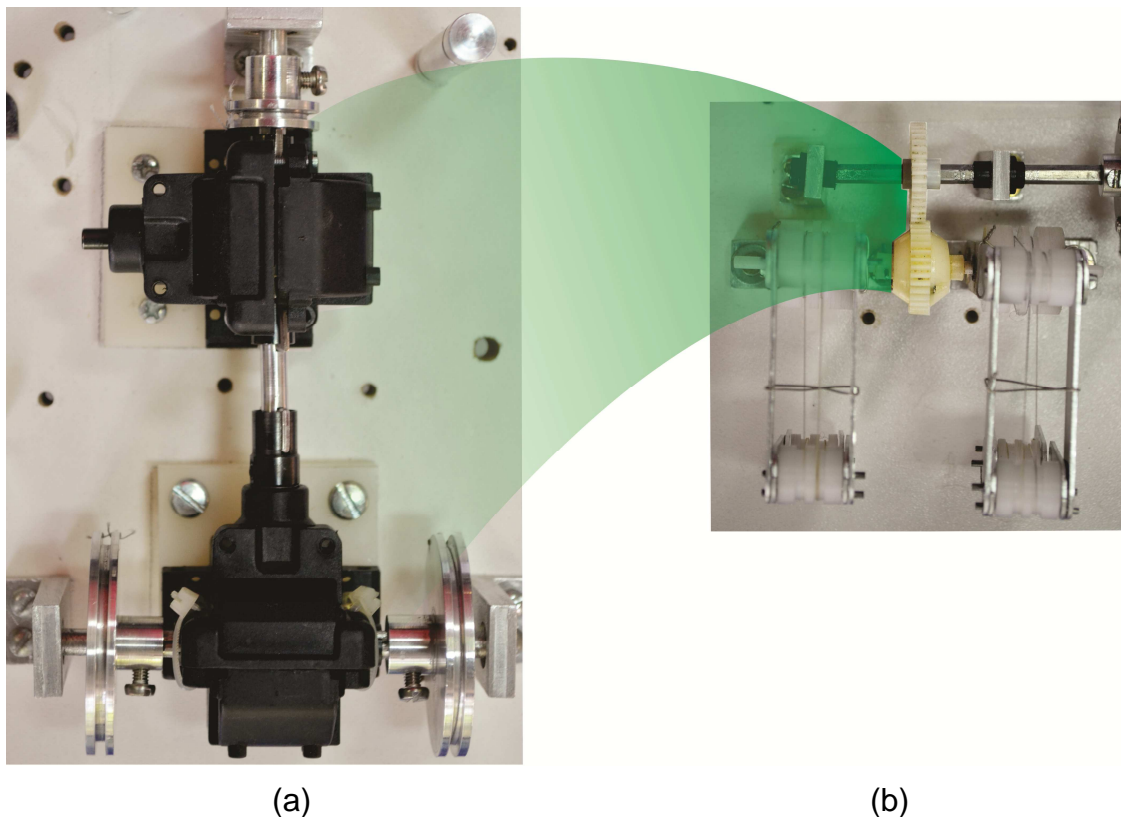


FIGURA 60 - Mecanismo de atuação: (a) Protótipo 1; (b) Protótipo 2

4.2 – INTERFACE DE CONTROLE

4.2.1 – Interface EMG

O sinal EMG foi obtido por meio da configuração bipolar, onde dois sinais, em relação a uma referência, são subtraídos. Esses sinais oriundos de um par de eletrodos colocados próximos ao músculo e alinhados na direção de suas fibras musculares, conforme procedimento recomendado no projeto SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*). Para o controle da interface, os músculos escolhidos foram o bíceps de ambos os braços por representarem um ponto de fácil acesso para a colocação dos eletrodos, visto que o objetivo é apenas tornar o sinal EMG apropriado para o controle e, independente do músculo escolhido, o processamento realizado no sinal é o mesmo. O eletrodo usado para referência foi colocado na face dorsal da palma da mão. A FIG 61 ilustra o método de captação do sinal EMG.

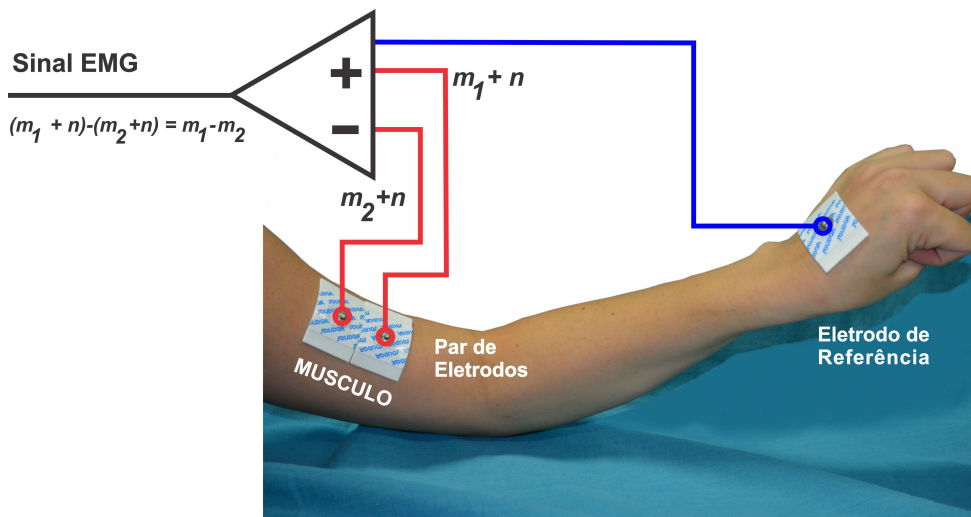


FIGURA 61 - Método de captação do sinal EMG

Para a aquisição diferencial, o amplificador INA118 (Texas Instruments) foi utilizado. Os filtros do tipo Butterworth de 4ª ordem, como recomendado por DELSYS (1996) para a aquisição do completo espectro do sinal foi implementado com as seguintes configurações: filtro passa-baixa de 450 Hz, para filtrar os ruídos de alta frequência, e passa-alta de 20 Hz devido a instabilidade dos sinais de frequência entre 0 e 20 Hz, e para retirar a componente DC do sinal, utilizando amplificadores operacionais de precisão OPA27 (Burr Brown).

Todas essas etapas de processamento do sinal EMG foram baseados de acordo com os procedimentos padrões realizados por estudos disponíveis na literatura (KONRAD, 1995; DELSYS, 1996)

Para detectar o nível de atividade do sinal EMG, MARCHETTI e DUARTE (2006) propuseram 3 diferentes métodos: retificação e envoltória, RMS (*Root Mean Square*) e integração, onde o primeiro encontra-se o mais adequado para a aplicação desejada, visto que o segundo método não é aconselhável para contrações dinâmicas e o terceiro, além de não discriminar sinal e ruído, apenas acumula o nível de atividade do músculo por um período de tempo. Para detectar a envoltória do sinal EMG, um retificador de onda completa integrado com um filtro passa baixa foi implementado na saída dos filtros

utilizando um amplificador operacional com resistores, capacitores e diodos, formando um retificador de precisão (ANEXO I).

Essas primeiras etapas do processamento do sinal foram realizadas por componentes analógicos e, a partir dessa etapa, a tarefa de normalização foi realizada pelo microcontrolador. A interface do sinal EMG foi construída em duplicidade, visto que no trabalho foram usados dois diferentes canais de sinais EMG para o controle da prótese.

A interface foi capaz de conferir ao microcontrolador um sinal de baixa frequência que representa a envoltória do sinal EMG, onde maior a amplitude, maior a contração muscular. A FIG 62 mostra uma amostra do sinal EMG adquirido na saída do pré-amplificador comparado ao sinal que é entregue ao microcontrolador, onde é possível ver que a envoltória é correspondente ao sinal de entrada EMG, porém de uma forma muito mais simples e com uma quantidade muito menor de ruídos.

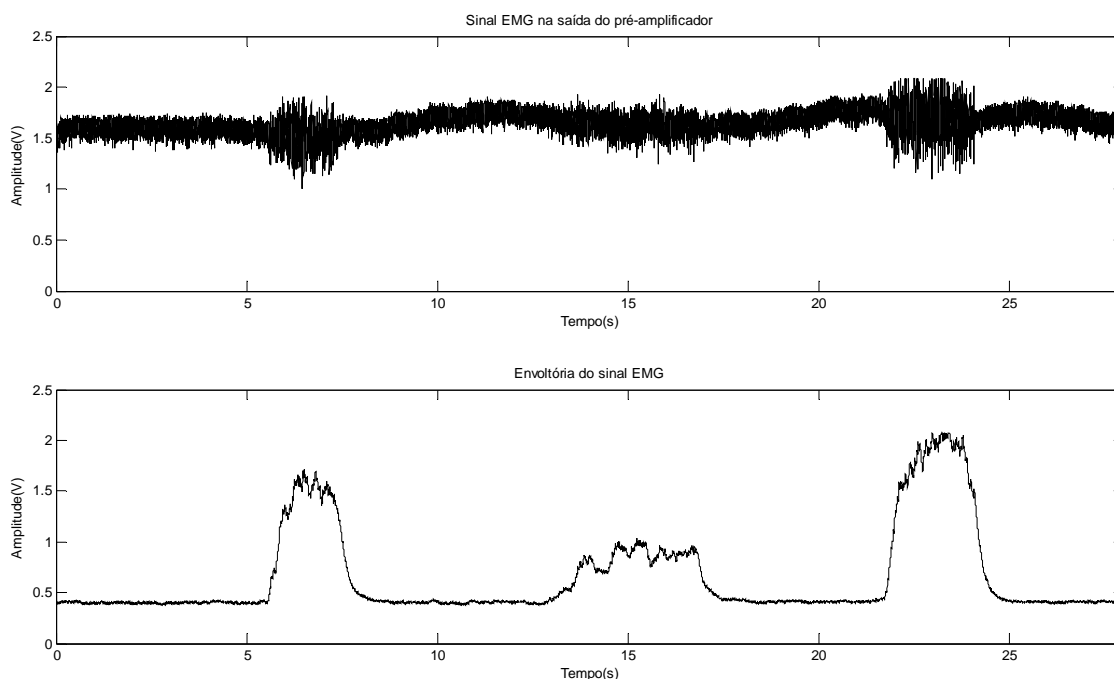


FIGURA 62 - Sinal EMG na entrada comparado com sua envoltória

Para se analisar e comparar sinais EMGs de diferentes indivíduos, músculos ou aquisições, faz-se necessário a utilização de técnicas de normalização

transformando os valores absolutos da amplitude em valores relativos referentes a um valor de amplitude caracterizada como 100%.

A normalização foi realizada pelo MVC, descrito no Capítulo Metodologia, onde, em geral, este método utiliza como referência o maior valor encontrado em uma contração isométrica (WINTER, 1990; BURDEN e BARLETT, 1999). Esse procedimento foi realizado via software (o código do programa implementado pode ser visto no ANEXO II), onde, ao iniciar o microcontrolador o sinal passa por um processo de calibração. Uma amostra de 10000 dados do sinal com o músculo relaxado é realizada para detectar o *offset* do sinal e, por meio do valor médio das amostras, o valor do *offset* é relacionado a 0% do MVC. Em seguida, o microcontrolador realiza aquisição de uma amostra de 10000 dados do sinal quando o músculo está realizando uma contração isométrica voluntária máxima, definindo a média (menos os valor médio do *offset*) como o valor referente a 100%.

A vantagem de realizar a calibração via software é que o ajuste é feito automaticamente, onde um tempo de aproximadamente 15 segundos é necessário para tornar o sistema apto a controlar o dispositivo. Quando um novo usuário é conectado ao sistema, a calibração é novamente realizada. Alguns desses ajustes são geralmente realizados *off-line*, como em FAVIEIRO (2009), onde o valor da média do sinal durante uma contração isométrica máxima voluntária é calculada por meio de testes realizados anteriormente e o valor do ganho do sinal para a normalização é ajustado manualmente no sistema. Outros autores realizam o ajuste por meio de potenciômetros que, de acordo com o valor da resistência, controlam o valor do ganho do amplificador no sistema de aquisição do sinal, como em MENESES (2008). Esse tipo de calibração requer um maior tempo de ajuste do sinal e também é realizado manualmente.

Futuramente, toda a interface EMG pode ser substituída por *chips* dedicados com redução significativa no tamanho do sistema que reduzem também o consumo de energia e promovem o aumento da velocidade de processamento do sinal, além de facilitar a produção em escala, reduzindo os custos. Dessa

forma, o objetivo de alcançar os requisitos no projeto de próteses torna-se cada mais próximo.

4.2.1.1 – Estratégia de controle EMG

A estratégia de controle de movimento, utilizando o sinal EMG, foi implementada no microcontrolador de acordo com o fluxograma descrito na FIG 46, no Capítulo 3 e testada, funcionando da seguinte forma: quando o sistema é ligado e o sinal EMG calibrado, o valor da posição inicial do motor é 0 graus, correspondente tanto à 1% do *duty cycle*, quanto à extensão total dos dedos da prótese. Nesse momento os músculos responsáveis pelo comando da prótese encontram-se relaxados. A FIG 63 mostra o sinal PWM e o sinal de entrada vindo do EMG, antes da prótese começar a se mover. O sinal PWM permanece com o valor do *duty cycle* constante.

Quando o músculo responsável pelo movimento de flexão realiza uma contração, o *duty cycle* do PWM começa a ser incrementado até que, no movimento livre, a posição de flexão total seja alcançada, ou até que o músculo seja relaxado. A posição do motor na flexão completa, correspondente à 200 graus do motor, é correspondente também à 2% do *duty cycle* do PWM.

A FIG 64 mostra o sinal de entrada do músculo responsável pela flexão e o sinal PWM durante o tempo em que o dedo foi completamente flexionado. Pode ser visto que o *duty cycle* do PWM foi aumentando e, quando a contração muscular parou de ser realizada, o *duty cycle* permaneceu constante com o mesmo valor. Esse valor só será decrementado quando o músculo antagonista realizar uma contração muscular.

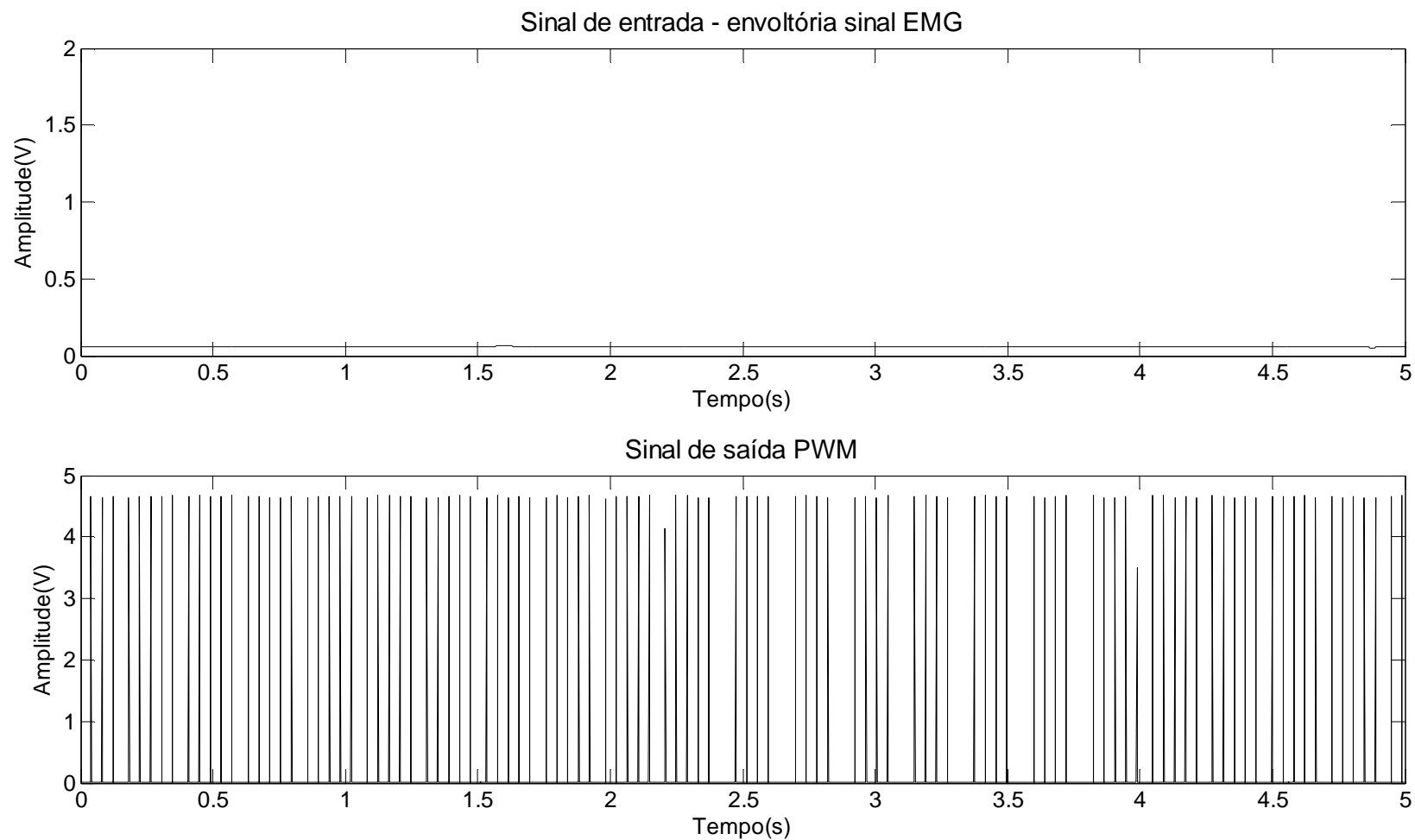


FIGURA 63 - Sinal de entrada EMG que comanda a flexão da prótese e PWM para a posição 0 graus, correspondente à extensão total dos dedos

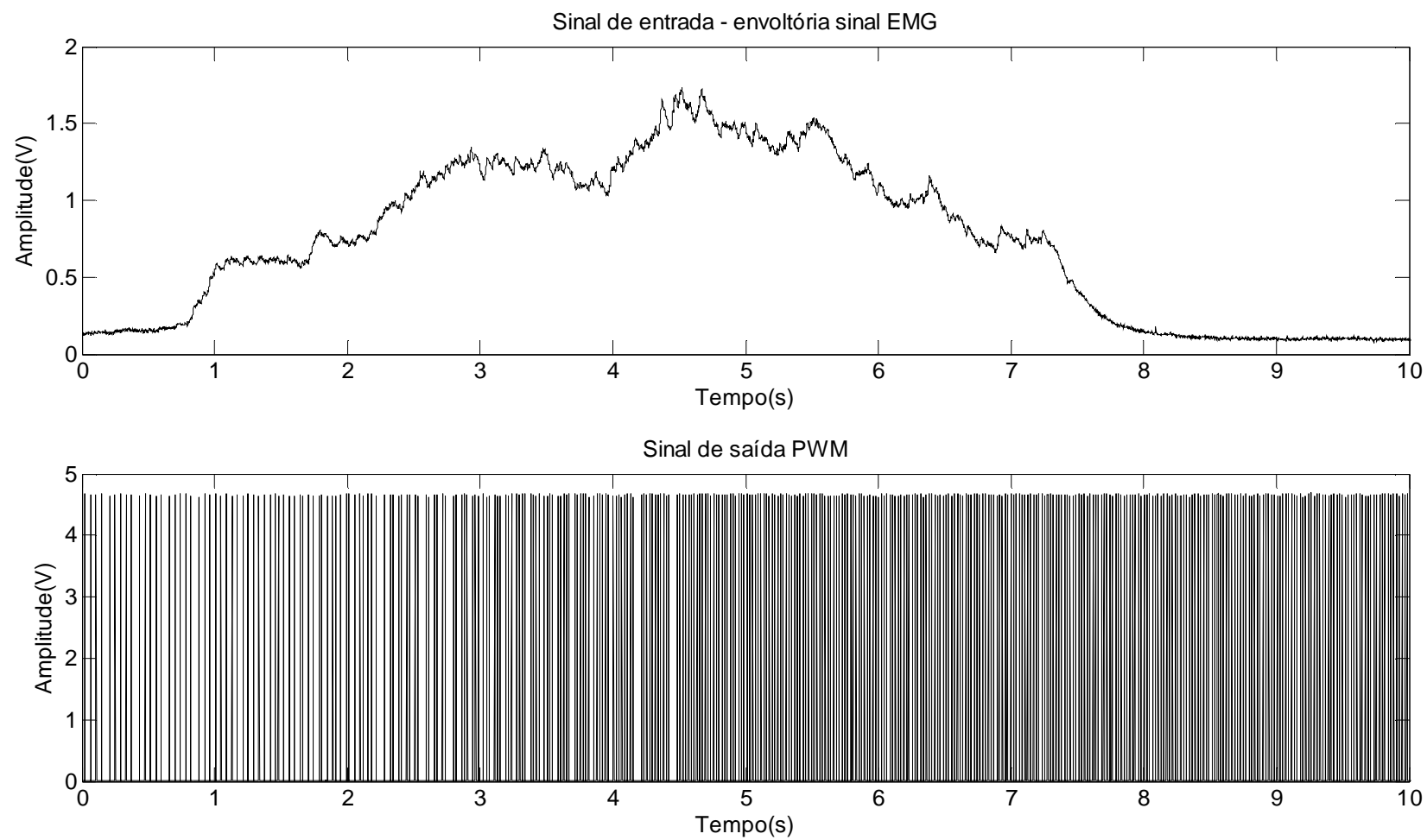


FIGURA 64 - (a) Sinal de entrada do músculo; (b) Sinal de saída PWM

O valor do limiar do sinal de entrada de 20% do MVC para comando da prótese foi escolhido levando-se em consideração que o usuário não precisa realizar um grande esforço de contração para movimentar a prótese, ao mesmo tempo em que os sinais considerados como involuntários, resultantes de uma simples movimentação do músculo, pudessem influenciar no movimento da prótese

A vantagem de se utilizar esse tipo de controle para a prótese é que, no momento que o dedo segura um objeto, o usuário não precisa manter o músculo contraído para que a prótese mantenha uma força de preensão no objeto. Neste caso, somente é necessário que o usuário contraia o músculo até que a prótese envolva e aperte o objeto, e relaxe o músculo para os dedos permanecerem em uma determinada posição.

4.2.2 – Interface EEG

O algoritmo para treinamento e reconhecimento de expressões foi implementado no programa Visual Studio. Testes foram realizados a fim de verificar a habilidade do programa em reconhecer expressões feitas pelos usuários. As expressões, exceto as realizadas com os olhos, como piscar o olho ou olhar para os lados, precisam ser treinadas para que o programa seja capaz de reconhecê-las. No programa é possível treinar uma ou mais expressões, de acordo como desejado.

A primeira etapa do programa consiste em treinar as expressões a serem reconhecidas. O treino de cada expressão, incluindo a expressão neutra, é realizado por 8 segundos e a cada treino o usuário é capaz de escolher se deseja que os dados da expressão treinada sejam validados para entrar no banco de dados ou não. Quanto maior o número de vezes que cada expressão é treinada e os dados levados ao banco de dados, mais preciso o programa se torna no reconhecimento das expressões. O usuário ainda pode testar se as expressões treinadas estão sendo reconhecidas corretamente ou se ainda é necessário mais treino antes de desejar seguir para o próximo passo que é reconhecer as expressões para que sinais de comando sejam gerados.

Testes foram realizados onde diferentes números de expressões foram treinadas e reconhecidas, a fim de verificar tanto a habilidade do programa em

reconhecer um número maior de expressões, quanto para verificar quando possivelmente o programa pudesse reconhecer erroneamente diferentes ações realizadas, até que por fim 6 expressões foram treinadas e reconhecidas.

A TAB 1 mostra os testes realizados. Cada teste foi numerado e realizado 2 vezes (reconhecidos pelas letras 'a' e 'b' na TAB 1). As expressões sorrir, dar risada, cerrar os dentes, levantar a sobrancelha, franzir a sobrancelha, sorrir sutilmente para a esquerda e sorrir sutilmente para a direita são relacionadas na tabela por seus termos em inglês, como: *Smile*, *Laugh*, *Clench*, *Eyebrow Raise*, *Furrow*, *Smirk Left* e *Smirk Right*, respectivamente. Ainda, para facilitar a visualização, cada expressão corresponde a uma diferente cor na tabela. A tabela exibe, em suas primeiras colunas, as expressões que foram treinadas em cada teste (primeira etapa do programa), identificadas com um X, e nas últimas colunas as expressões que foram usadas pelo usuário para serem reconhecidas (segunda etapa do programa).

TABELA 1 - Testes

Teste	Expressões Treinadas							Expressões Reconhecidas						
	Smile	Laugh	Clench	Smirk L	Smirk R	E. Raise	E.Furrow	Smile	Laugh	Clench	Smirk L	Smirk R	E. Raise	E. Furrow
1a	X							X						
1b	X							X						
2a	X	X						X						
2b	X	X						X						
3a	X	X	X					X						
3b	X	X	X							X				
4a	X	X	X			X							X	
4b	X	X	X			X		X						
5a	X	X	X			X	X	X						
5b	X	X	X			X	X						X	
6a	X	X	X	X		X	X	X						
6b	X	X	X	X		X	X			X				
7a	X	X						X	X					
7b	X		X					X		X				
8a	X	X	X						X	X				
8b	X		X			X		X					X	
9a	X	X	X			X				X			X	
9b	X	X	X			X		X					X	
10a	X	X	X			X	X	X					X	
10b	X	X	X			X	X	X		X				
11a	X	X	X	X		X	X	X					X	
11b	X	X	X	X		X	X	X		X				
12a	X	X	X					X	X	X				
12b	X	X				X		X	X				X	
13a	X	X	X			X		X		X			X	
13b	X	X	X			X		X		X			X	
14a	X	X	X			X	X	X		X			X	
14b	X	X	X			X	X	X		X			X	
15a	X	X	X	X		X	X	X		X			X	
15b	X	X	X	X		X	X	X		X			X	
16a	X	X	X			X		X	X	X			X	
16b	X	X	X			X		X	X	X			X	
17a	X	X	X			X	X	X		X			X	X
17b	X	X	X			X	X	X		X			X	X
18a	X	X	X	X		X	X	X		X	X		X	
18b	X	X	X	X		X	X	X		X	X		X	
19a	X	X	X	X		X	X	X	X	X	X		X	
19b	X	X	X	X		X	X	X	X	X	X		X	
20a	X	X	X	X		X	X	X	X	X	X		X	X
20b	X	X	X	X		X	X	X	X	X	X		X	X

As expressões realizadas com os olhos não foram usadas com o propósito de reconhecimento, visto que foi verificado que essas expressões podem ocorrer involuntariamente, pois os indivíduos estão a todo o momento piscando e mexendo os olhos sem perceber.

O protocolo de testes consistiu dos seguintes passos: depois de realizada a fase de treinamento, para que as expressões fossem reconhecidas, o usuário foi alternando cada expressão a ser reconhecida com a expressão neutro, tentando manter cada uma por um tempo aproximadamente igual a 2 segundos.

Uma vez que o programa reconhece uma expressão realizada, é enviado um código decimal pré-definido na variável de saída, onde cada código é correspondente a uma expressão reconhecida.

As FIG 65 e 66 demonstram uma amostra dos resultados obtidos nos testes. Na FIG 65 é possível ver o Teste 1 da TAB 1 realizado duas vezes, quando a expressão 'sorrir' foi treinada e reconhecida. A curva representa a variável de saída do programa que tem como resultado um vetor com códigos decimais correspondentes às expressões que foram reconhecidas. Neste caso, o valor de amplitude 2 da curva, identificado pela cor azul, representa que a expressão 'sorrir' foi reconhecida e 0 a expressão neutro. É ainda possível ver alguns pontos isolados da curva próximos ao valor de amplitude 1, significando quando algum movimento/expressão realizado com os olhos foi também reconhecido.

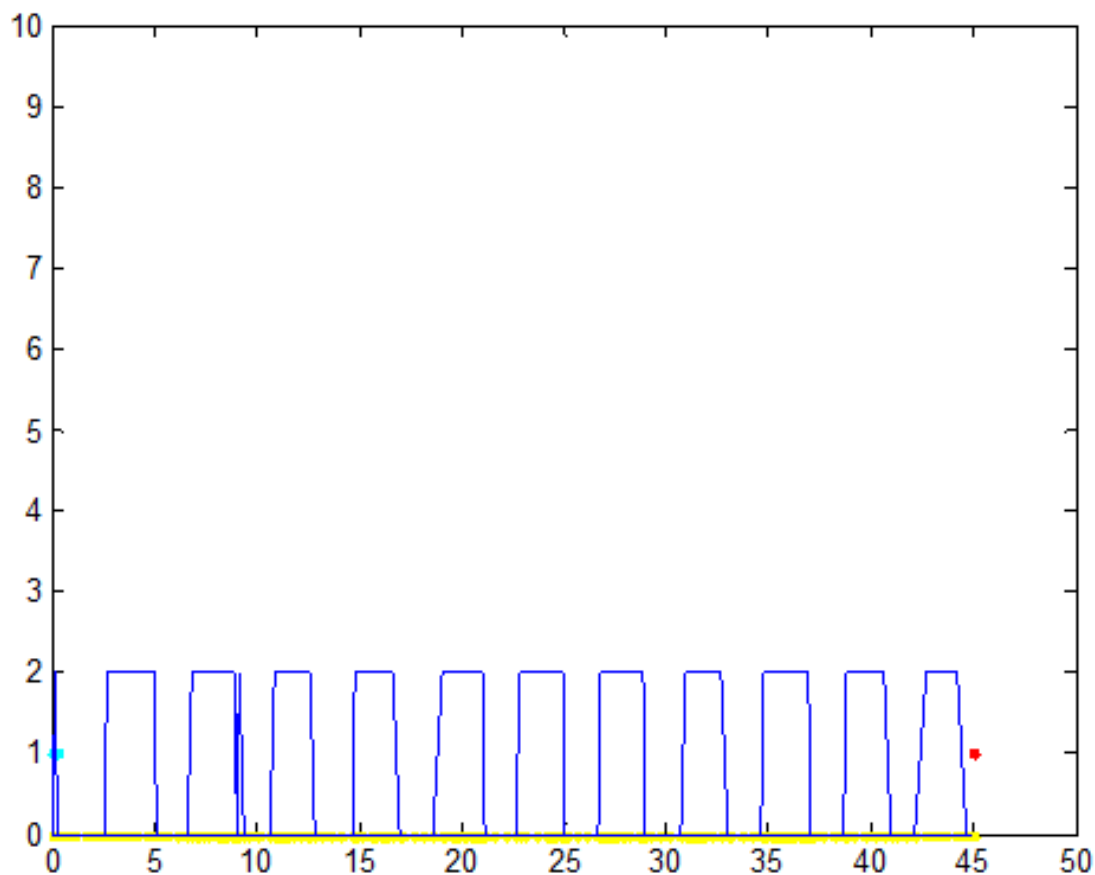


FIGURA 65 - Teste 1 – Expressões 'neutro' e 'smile' sendo reconhecidas

A FIG 66 mostra o Teste 18 realizado também duas vezes. Nesse teste 6 expressões foram treinadas e apenas 4 foram realizadas pelo usuário na etapa do reconhecimento de expressões. Cada amplitude da curva, com sua cor correspondente à da TABELA 1 corresponde a uma expressão reconhecida pelo programa e dada pela variável de saída. Os demais dos testes realizados podem ser vistos no ANEXO VI.

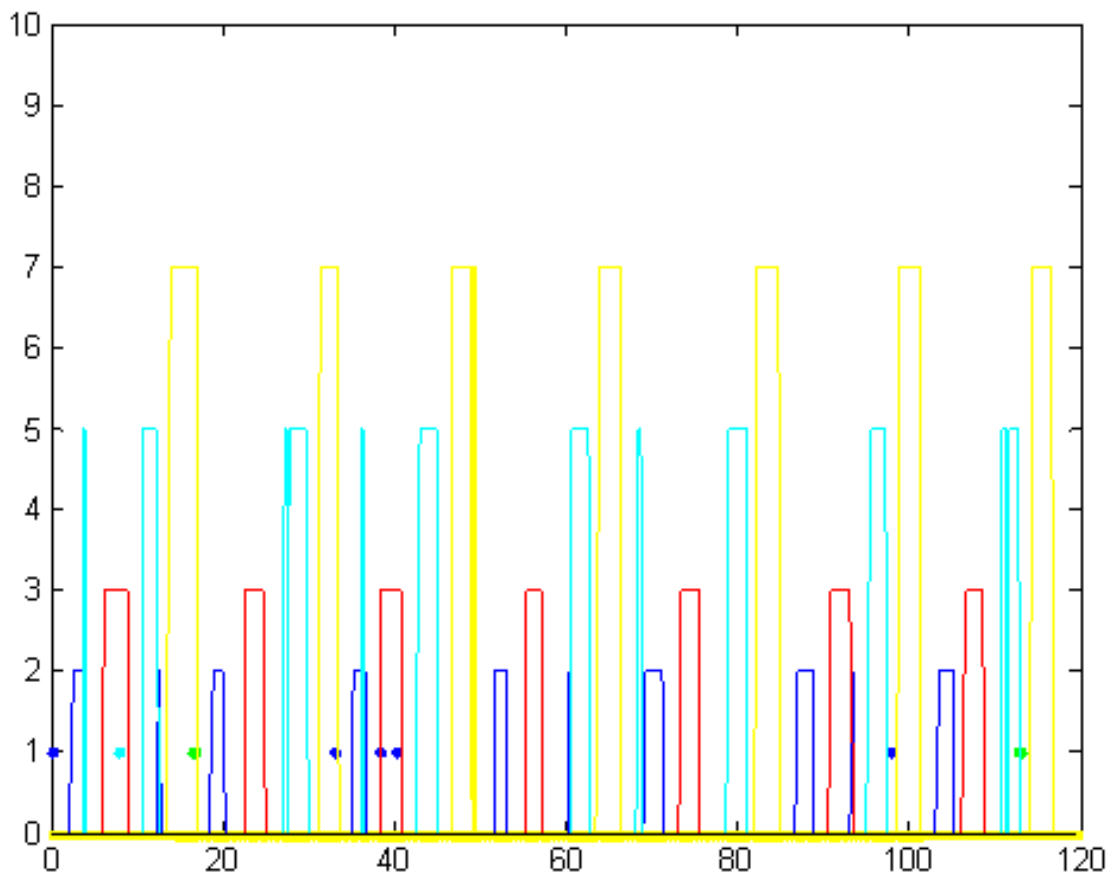


FIGURA 66 – Expressões ‘Smile’, ‘Clench’, ‘Eyebrow Raise’ e ‘Smirk Left’ sendo reconhecidas

Constatou-se que o programa apresentou um bom desempenho no reconhecimento das expressões, apesar de ter sido notado que quanto maior o número de expressões treinadas e reconhecidas, maior a possibilidade do programa apresentar-se menos exato. Além disso, foi verificado que o aumento do número de expressões aumenta a possibilidade do usuário apresentar dificuldade em lidar com grande número de expressões para controle. Testes onde as 7 expressões pudessem ser treinadas e reconhecidas não foram

realizadas diante dessa dificuldade pois, apesar dos testes utilizando 6 expressões terem mostrado um bom desempenho, foi visto que a dificuldade de concentração do usuário foi aumentando a cada aumento do número de expressões e, nesta etapa, foi verificado que 6 expressões já exigiam bastante concentração por parte do usuário. Ainda, visto que o programa reconhece até 7 diferentes expressões, o usuário é permitido escolher as 6 de expressões que são mais convenientes.

Foi visto também que quanto maior o número de expressões treinadas, mesmo que elas não serão realizadas no momento do reconhecimento de expressões, maior a probabilidade do programa identificar uma expressão erroneamente se comparado com os casos onde todos os números de expressões treinadas foram usadas no reconhecimento. Isso indica que, antes do usuário treinar as expressões, ele precisa saber qual pretende utilizar para realizar algum controle e então treinar as expressões realmente necessárias.

Ainda, em alguns casos podem ser vistos que as expressões mais parecidas, como por exemplo '*smile*' e '*smirk left*' podem ser mais facilmente confundidas pelo programa, ou mesmo pelo próprio usuário que ao realizar uma expressão, acaba realizando parte de outra expressão em conjunto, como visto na FIG 65, onde a curva de amplitude 5 (cor azul claro) foi algumas vezes reconhecida junto com a curva de amplitude 2 (cor azul). Neste caso, quando expressões semelhantes não puderem ser evitadas na escolha, um tempo de treino maior para cada expressão ou ainda a consideração de um tempo maior de duração da expressão na variável de saída pode tornar o sistema com uma resposta mais confiável.

4.2.2.1 – Ações Cognitivas

O mesmo algoritmo de reconhecimento de expressões pode ser utilizado para o reconhecimento de ações cognitivas. Esse tipo de teste requer mais concentração e um tempo maior de treinamento até que o usuário esteja apto a realizar o comando. Da mesma forma como realizado nos testes anteriores utilizando expressões faciais, uma ação cognitiva onde o usuário se concentra

em um objeto e, com sua mente, pensa em empurrar esse objeto, foi usada para teste.

O protocolo de teste foi o mesmo utilizado nos demais testes, com exceção de que o tempo de cada ação foi mantida por um tempo maior. É possível ver na FIG 67 o resultado obtido quando a ação cognitiva de empurrar um objeto foi reconhecida, correspondendo ao valor de amplitude 2 da curva, alternando-se com o estado neutro.

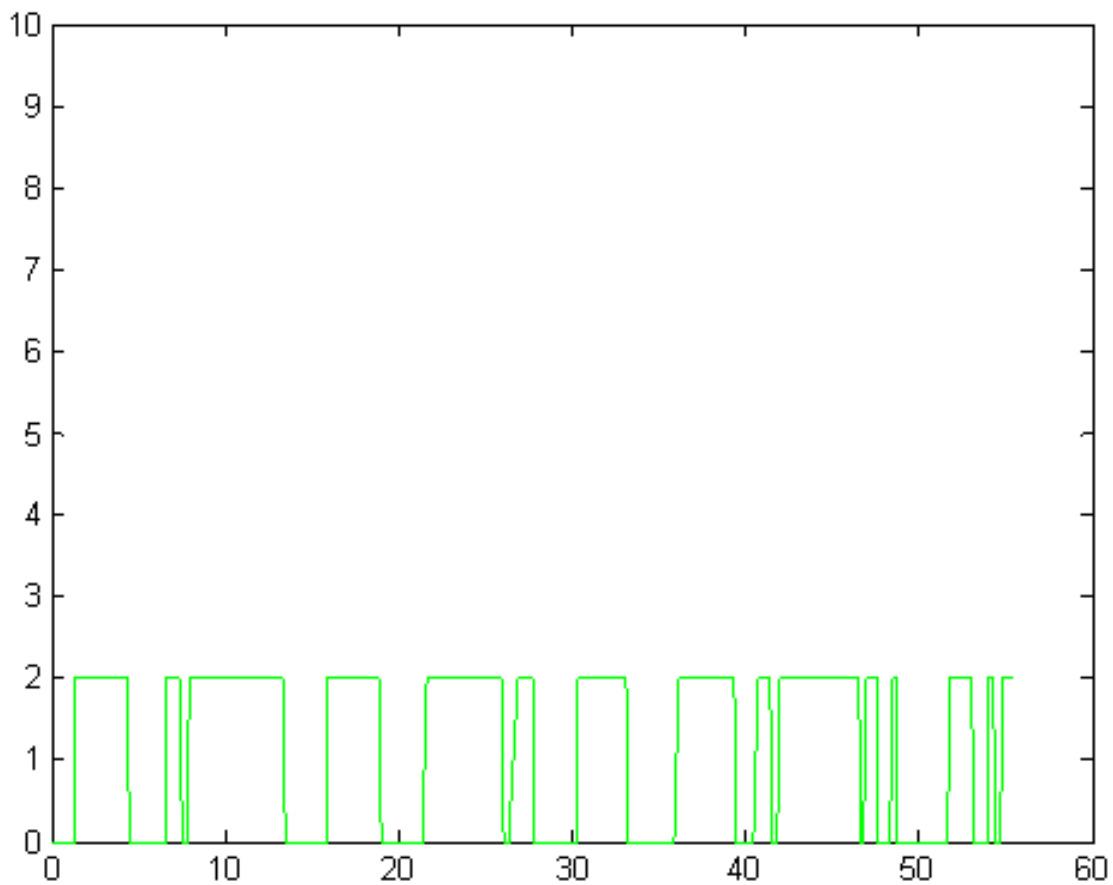


FIGURA 67 - Teste com ação cognitiva

Foi também analisada a possibilidade de combinar dois sinais EEG de dois diferentes usuários (2 capacetes) ao mesmo tempo com o intuito de gerar mais de um tipo de comando de entrada para o controle de um dispositivo ou combinar os dois diferentes sinais EEG e gerar um único comando de controle proveniente do estado cognitivo de ambos os usuários. Neste último caso, uma

aplicação seria quando dois diferentes controladores precisam tomar uma única decisão para o controle de uma tarefa.

Para realizar esse teste, dois diferentes indivíduos utilizando diferentes capacetes treinaram as expressões 'smile' e 'laugh'. Essas expressões foram escolhidas, pois os testes foram realizados durante a mostra de uma sessão de *slides* engraçados, onde a expressão 'laugh' corresponde um estado 'bastante engraçado' dos indivíduos e a expressão 'smile' corresponde ao estado 'pouco engraçado'. A partir da combinação dos estados dos diferentes usuários, um único resultado pode ser gerado. A sessão de *slides* foi realizada alternando-se *slides* com figuras de vários níveis de engraçado com *slides* em branco. Os sinais do EEG de dois indivíduos foram adquiridos ao mesmo tempo e as expressões reconhecidas durante os testes.

A FIG 68a mostra em vermelho a curva que representa o estado do usuário 1 e, em verde, o estado do usuário 2 durante o teste, onde a expressão 'smile' reconhecida é representada pelo nível de amplitude 1 e a expressão 'laugh' representa o nível de amplitude 2. Na FIG 68b é possível ver a amplitude de movimento da expressão que está sendo realizada ('smile' ou 'laugh') numa escala de 0 a 1, onde 0 representa um nível máximo de potência do sinal e 0 o nível mínimo.

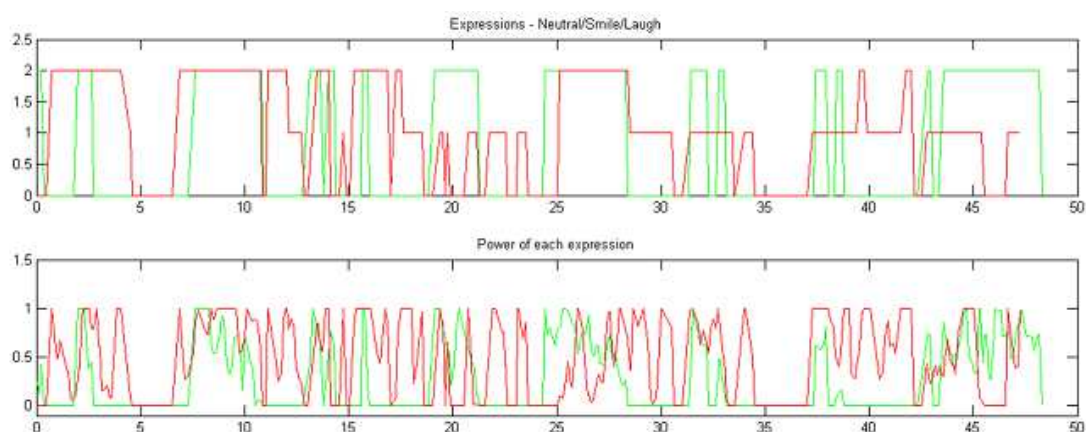


FIGURA 68 - Teste com 2 usuários

Os testes de treinamento e reconhecimento de ações/expressões realizados foram necessários para verificar o desempenho da interface EEG. Esses dados

serão usados no comando de entrada para controle do protótipo da prótese de mão.

4.2.2.2 – Estratégia de controle EEG

A aquisição dos sinais para a realização da estratégia de controle de movimento foi implementada no software Labview por meio de bibliotecas disponíveis que funcionam com a mesma lógica do programa implementado no software Visual Studio. Os sinais referentes a expressões reconhecidas, adquiridos pelo Labview, foram enviados ao microcontrolador por meio da interface USB, onde o sinal de cada expressão/ação cognitiva reconhecida é representado por uma amplitude que vai de 0 a 1, referente ao grau de potencia da ação realizada.

Para o controle de movimento apenas duas ações foram necessárias, onde uma é responsável pelo comando de flexão e outra pela extensão do dedo. A lógica de controle é a mesma realizada com o sinal EMG, descrito anteriormente, com limiar de amplitude para início do movimento igual a 0,2, correspondente a 20% da amplitude máxima do sinal. Da mesma forma, o código implementado na interface EMG é também o mesmo utilizado nessa interface, onde o *duty cycle* do PWM é incrementado ou decrementado de acordo com o sinal de comando, resultando na flexão ou extensão do dedo.

Para realizar um teste de controle da prótese de mão por meio dos sinais vindos dos sensores EEG, a ação cognitiva '*push*', onde o usuário pensar em empurrar um objeto, foi utilizada para comandar o movimento de flexão dos dedos. Para a realização do movimento de extensão, a expressão '*smile*' foi treinada para gerar o comando de controle correspondente.

A FIG 69 mostra o sinal PWM (FIG 69a) e os dois sinais de entrada (FIG 69b e FIG 69c) correspondente à amplitude da ação realizada. Pode ser visto que o *duty cycle* do sinal PWM foi aumentando quando a amplitude do sinal da ação '*push*' atingiu o valor limiar 0,2, resultando no movimento de flexão dos dedos. No mesmo gráfico, pode ser visto também que o *duty cycle* do PWM começou a diminuir quando a expressão '*smile*' foi reconhecida com amplitude superior a 0,2.

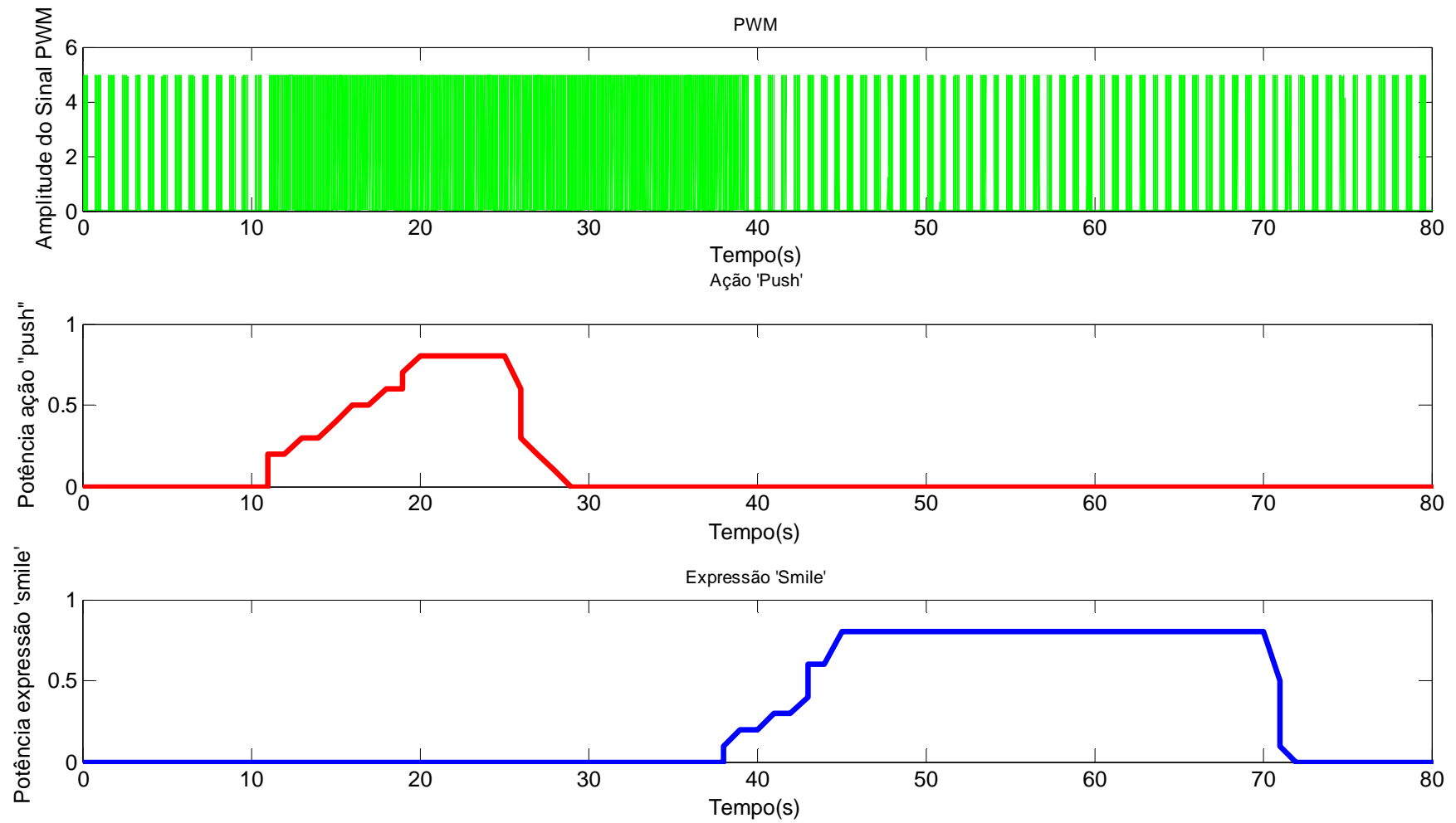


FIGURA 69 - Resultado do controle de movimento do protótipo com interface EEG: (a) Sinal PWM; (b) Amplitude do sinal da ação 'push'; (c) Amplitude do sinal da expressão 'smile'

Devido ao sinal PWM ser de alta frequência, o sinal não pode ser visualizado com detalhes na FIG 69. No entanto, um maior detalhe do sinal PWM pode ser visto na FIG 70.

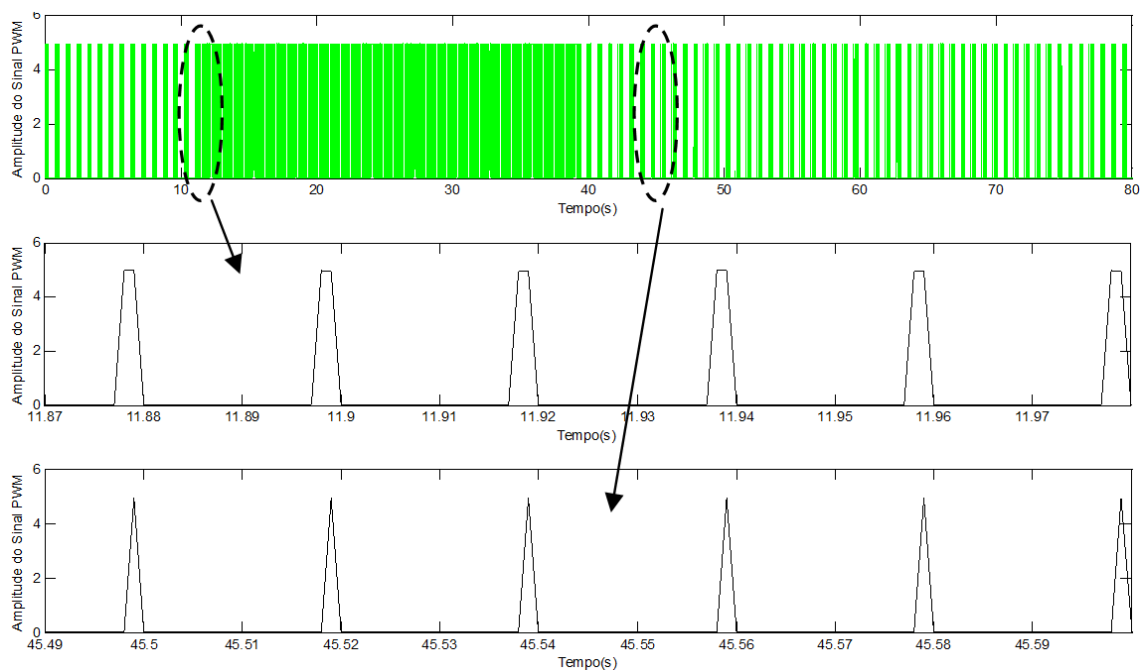


FIGURA 70 - Detalhe do sinal PWM

Como parte da estratégia de controle, o dedo permanece parado quando nenhuma ação treinada para o comando está sendo realizada. Assim, quando o dedo se envolve e segura um objeto, nenhuma ação precisa ser realizada para que a prótese mantenha o objeto segurado. Essa vantagem é obtida a partir da estratégia de controle realizada, independentemente do tipo de interface utilizada para o comando do protótipo.

4.3 – ESTRATÉGIA DE CONTROLE DE FORÇA

Apesar de o usuário conseguir controlar de uma forma indireta, por meio do controle de movimento, a quantidade de força que a prótese segura um objeto, foi desenvolvido também uma estratégia de controle onde a força aplicada na prótese se demonstrou ser proporcional à força exercida pelo músculo no momento da sua contração. A vantagem de se utilizar esse tipo de estratégia é

que o controle de força se torna muito mais natural e intuitivo, pois é dessa maneira que ocorre naturalmente quando se segura um objeto.

A estratégia de controle foi implementada no microcontrolador e testada no protótipo do dedo. Foi então colocado um objeto complacente, uma bexiga, para que a prótese conseguisse segurá-la realizando uma quantidade de força que pudesse ser aumentada gradativamente e suavemente enquanto estivesse sendo apertada (FIG 71).

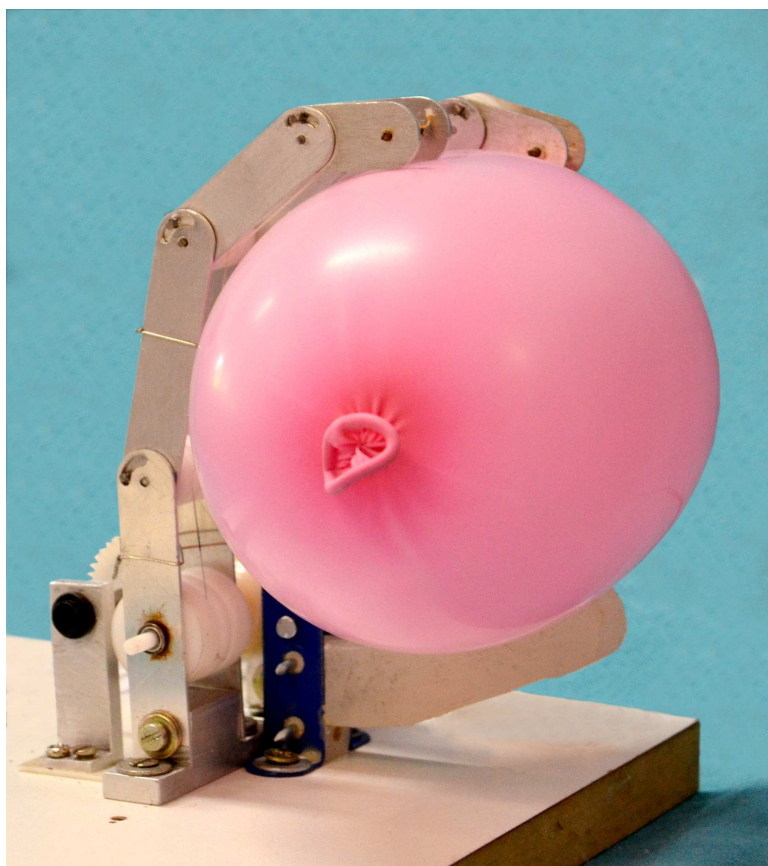


FIGURA 71 - Teste de força realizado com uma bexiga

O teste consistiu em fazer com que o usuário realizasse uma contração muscular que fosse aumentando gradativamente até alcançar sua força máxima, ou seja, 100% do MVC, para apertar a bexiga. A seguir, na FIG 72 é possível ver o gráfico que relaciona o sinal de entrada vindo do EMG com o sinal de corrente do motor a partir do momento em que o dedo está envolvido com a bexiga e começa a apertá-la. É possível notar no gráfico que o sinal de saída, que representa a quantidade de força de aperto, acompanha o nível do

signal de entrada oriundo do usuário. Ambos os sinais estão normalizadas de 0 a 100%.

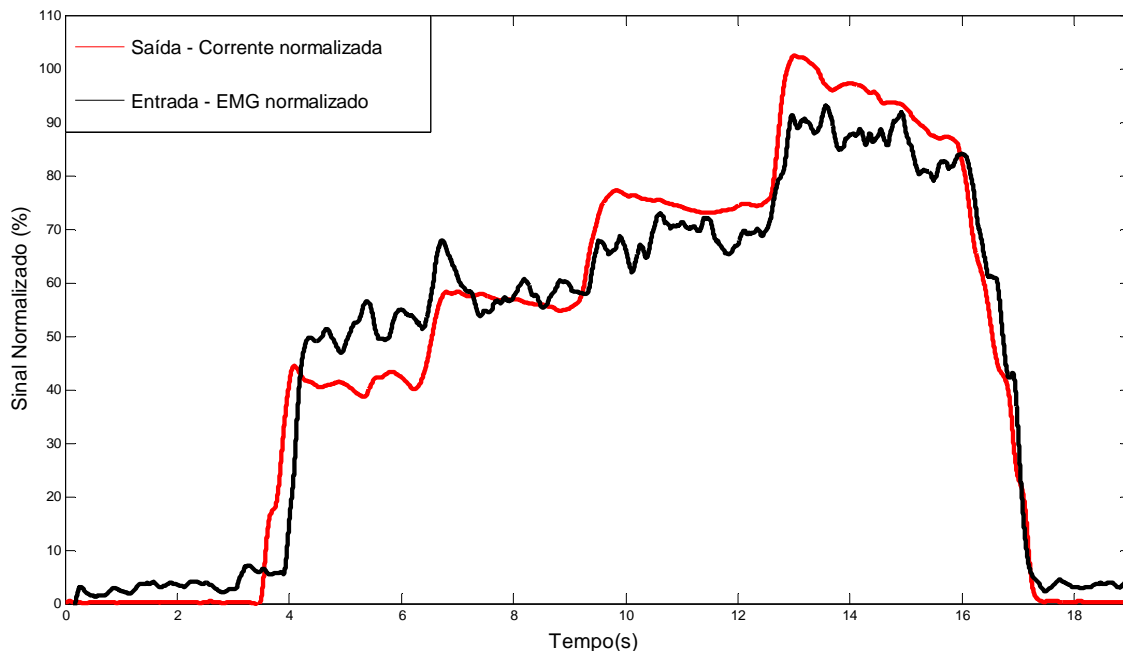


FIGURA 72 – Nível de força normalizada (saída) comparada ao sinal EMG normalizado (entrada)

A estratégia de controle foi facilmente implementada e o sistema de medição se mostrou adequado para qualificar o nível da força aplicada.

4.4 – REALIMENTAÇÃO DE FORÇA

O circuito de realimentação de força, juntamente com o sistema vibrador foi implementado na prótese. O sistema vibrador é colocado junto ao usuário para permitir realimentação sensorial do nível da força que a prótese está realizando no objeto por meio da amplitude da vibração. Quando maior a força exercida, maior a amplitude de vibração do motor, que pode ser facilmente notada pelo usuário.

O sistema vibrador foi instalado sobre uma pequena bancada contendo um acelerômetro que foi montado para que medidas da vibração do motor pudessem ser observadas.

Durante um teste onde uma bexiga estava sendo apertada pela prótese, o sinal correspondente à corrente do motor foi sendo adquirido juntamente com os valores de aceleração do sistema de realimentação obtidos pelo acelerômetro. Visto que o acelerômetro possui 3 canais de saída, correspondente à aceleração nos três eixos, x, y e z, o sinal resultante da curva de vibração é inferida pela soma da envoltória do valor absoluto dos sinais obtidos nos 3 eixos de saída. O gráfico da FIG 73 mostra o resultado do experimento realizado, onde é possível ver que a amplitude de vibração do sistema de realimentação (FIG 73b) aumenta de acordo com o valor da corrente normalizada do motor (FIG 73a), que é proporcional à força aplicada no objeto.

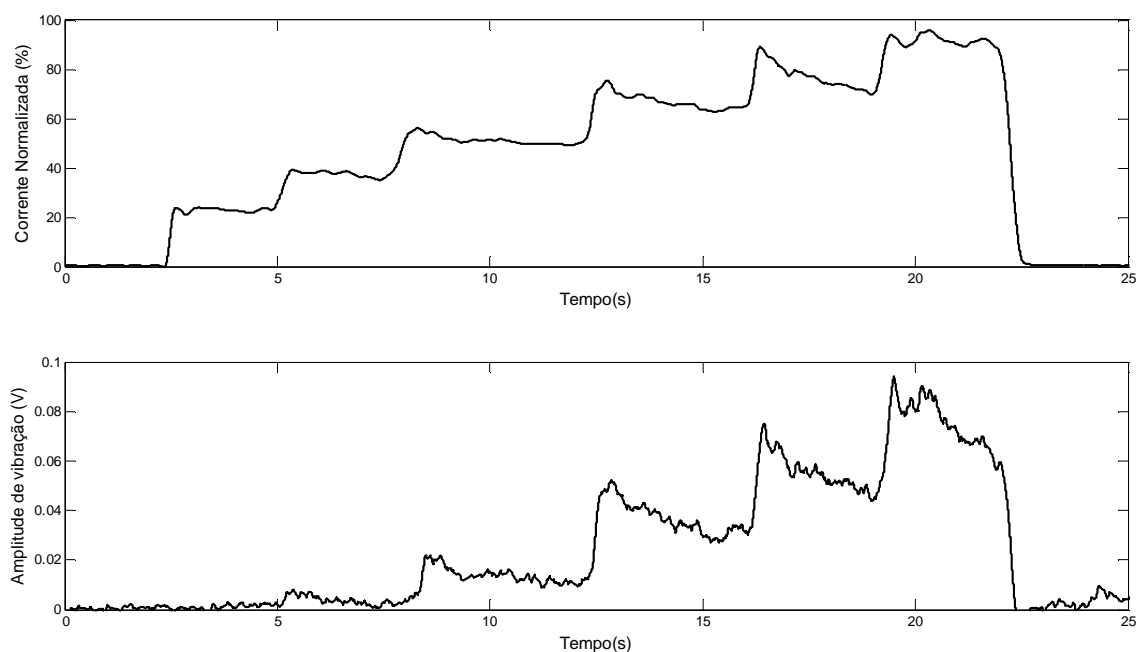


FIGURA 73 - (a) Corrente normalizada do motor; (b) Amplitude de vibração do sistema de realimentação

A implementação do sistema de realimentação de força é de grande importância para o projeto de próteses. Visto que usuários de próteses de mão não possuem sensações táteis, o *feedback* de qualquer informação tátil é muito importante não só para que o usuário tenha maior controle sobre os objetos manipulados, mas também para que a prótese consiga suprir, tão quanto possível, a falta da mão de maneira mais natural.

As interfaces descritas, as estratégias de controle de movimento e força, e o sistema de realimentação de informações táteis podem ser utilizados em ambos os protótipos obtendo-se os mesmos resultados. Os diferentes mecanismos são acoplados ao mesmo sistema de atuação composto pelo motor e placa de controle. A diferença entre ambos os protótipos está apenas na construção mecânica que, por meio de um único motor, promove a atuação das falanges dos dedos que apresentam movimentos distintos.

Os resultados obtidos no trabalho mostram uma importante contribuição na área de próteses de mão, especialmente no desenvolvimento de novos mecanismos sub-atuados. Foi demonstrado o estudo e funcionamento de dois diferentes mecanismos sub-atuados que são facilmente construídos e apresentam flexibilidade nas falanges dos dedos que possuem os três graus de liberdade de um dedo humano com características antropométricas. Uma diferente metodologia para aquisição de força, sem a utilização da medição direta dessas informações por meio de sensores acoplados na face palmar da mão, unido ao sistema de realimentação sensorial também foram explorados por apresentarem características inovativas.

5. CONCLUSÕES

Os mecanismos propostos mostraram que as falanges dos dedos foram capazes de se adaptar ao formato de um objeto. O protótipo 1 apresentou a vantagem de oferecer o movimento das falanges mais similar ao movimento dos dedos da mão humana quando comparado ao segundo protótipo onde as falanges se movem de maneira sequencial. Ainda, este protótipo foi capaz de fornecer o movimento de pinça, o que não foi possível obter adequadamente no protótipo 2. Apesar disso, o protótipo 2 apresentou vantagem de maior simplicidade na construção do mecanismo, onde o sistema com dois dedos e um polegar foi mais fácil de ser implementado. Ainda, este mecanismo apresentou-se menor e mais leve que o mecanismo construído no protótipo 1.

A interface EMG foi capaz de reconhecer uma contração muscular e enviar ao sistema de comando um sinal de baixa frequência que representa a envoltória do EMG, onde quanto maior a amplitude, maior o nível de contração muscular. Além disso, desde que a calibração do sinal é realizada pelo microcontrolador por um processo fácil de auto ajuste, qualquer músculo pode ser escolhido para enviar o comando para o protótipo. A implementação desse processo também diminui o tempo de treinamento para o usuário.

A interface EEG mostrou-se capaz de realizar o reconhecimento de uma expressão ou ação para controlar o protótipo. Apesar do uso dessa interface levar um tempo, concentração e dedicação maiores para o treinamento dos comandos, esse tipo de interface apresenta-se mais natural quando comparado com a interface EMG, visto que o controle por EEG pode ser realizado de uma maneira mais intuitiva.

A estratégia de controle utilizada é bem simples e tem definida como entrada de comando 2 sinais que podem ser originados tanto da interface EMG como da interface EEG, onde um sinal controla a intenção de flexionar a prótese e o outro controla o movimento de extensão. Sendo assim, qualquer interface de comando pode ser utilizada no sistema de controle utilizando o mesmo código implementado no microcontrolador.

O sistema de *feedback* de força implementado no protótipo foi capaz de devolver ao usuário, por meio da intensidade de vibração do sistema vibrador, a quantidade de força realizada pela prótese. Esse sistema permite que o usuário possa ter mais controle sobre os objetos manipulados. Visto que a falta de informações táteis das próteses de mão é característica comum na literatura, a implementação do sistema foi de grande contribuição.

6. TRABALHOS FUTUROS

Trabalhos que estão em andamento incluem o modelo dos protótipos 1 e 2 da prótese de mão em 3D, simulação e comparação do comportamento do movimento das falanges para a medição da força de contato e análise de ambas as estruturas através do Método de Elementos Finitos (MEF). Os valores das forças obtidos na simulação serão comparados com os valores da força obtidos nos protótipos por meio da medição direta utilizando sensores de força resistivos em cada falange. Os resultados serão utilizados para o aprimoramento dos mecanismos propostos para a prótese. Além disso, validado o modelo 3D, muitos testes necessários para o aprimoramento do protótipo poderão ser realizados computacionalmente, ao invés de serem realizados em bancada.

Outra proposta para trabalhos futuros é expandir a utilização da interface EEG para o controle de outros dispositivos de reabilitação disponíveis no LabBio. Além do mais, desde que a interface apresentou um grande número de comandos de saída, pois o algoritmo foi capaz de reconhecer um grande número de expressões, a interface pode ser utilizada para o controle de dispositivos que apresentam diversas variáveis de entrada de comando.

Novos estudos também poderão ser realizados utilizando o sinal dos sensores do capacete na identificação de diferentes padrões no sinal EEG em indivíduos que apresentam algum tipo de deficiência quando comparados com padrões obtidos em sinais EEG de indivíduos normais. Isso é possível visto que os sinais dos 14 sensores do capacete podem ser adquiridos e analisados separadamente.

Futuramente, toda a interface EMG e sistema de controle poderão ser substituídos por *chips* dedicados com redução significativa no tamanho do sistema que reduzem também o consumo de energia, promovem o aumento da velocidade de processamento do sinal e diminuem os ruídos, além de facilitar a produção em escala que faz reduzir os custos.

Com relação ao controle de força, novas propostas para um controle mais refinado com a realimentação de outras sensações táteis, como informações de temperatura, poderão ser implementados na prótese a fim de aperfeiçoar cada vez mais o dispositivo protético.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANDRADE ,N. A., BORGES, G. A., NASCIMENTO, F. A. DE O., ROMARIZ, A. R.S. and ROCHA. A. F. **A NEW BIOMECHANICAL HAND PROSTHESIS CONTROLLED BY SURFACE ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS.** Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS. 23-26 August. (2007)
- ATKINS, D. J.; HEARD, D. C. Y. and DONOVAN, W. H. **EPIDEMIOLOGIC OVERVIEW OF INDIVIDUALS WITH UPPER-LIMB LOSS AND THEIR REPORTED RESEARCH PRIORITIES.** Journal of Prosthetics and Orthotics, v. 8, n. 1, p. 2-11. (1996)
- BARRERO, V.; GRISALES, V.; ROSAS, F.; SANCHEZ, C. and LEON, J. **DESIGN AND IMPLEMENTATION OF AN INTELLIGENT INTERFACE FOR MYOELECTRIC CONTROLLED PROSTHESIS.** Proceedings of the IEEE International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society, vol. 4, pp. 3352-3355. (2001)
- BARTHOLET, S.J. **RECONFIGIBLE END EFFECTOR,** U.S. Patent 5 108 140. (1992)
- BICCHI, A.; SALISBURY J. K. and BROCK, D. L. **EXPERIMENTAL EVALUATION OF FRICTION CHARACTERISTICS WITH AN ARTICULATED ROBOTIC HAND.** The 2nd International Symposium on Experimental Robotics II, Springer, Berlin, pp 153–167. (1993)
- BIRGLEN, L., and GOSSELIN, C.M. **KINETOSTATIC ANALYSIS OF UNDERACTUATED FINGERS.** IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol. 20, n. 2, p. 211-220. (2004)
- Brain-Controlled Wheelchair - Instructables. Disponível em <http://www.instructables.com/id/Brain-Controlled-Wheelchair/> . Acesso em 19 de Fevereiro de 2012
- BUNDHOO, V. and PARK E. J. **DESIGN OF AN ARTIFICIAL MUSCLE ACTUATED FINGER TOWARDS BIOMIMETIC PROSTHETIC HANDS.** *Proceedings of the IEEE International Conference on Advanced Robotics*, Seattle, pp. 368-375, WA (2005)
- BURDEN, A. and BARTLETT, R. **NORMALIZATION OF EMG AMPLITUDE: AN EVATUATION AND COMPARISON OF OLD AND NEW METHODS.** Medical Engineering and Physics. 21:247-257. 1999

- BUTTERFASS, J.; GREBENSTEIN, M.; LIU, H. and HIRZINGER, G. **DLR-HAND II: NEXT GENERATION OF A DEXTRIOUS ROBOT HAND**. Robotics and Automation, 2001.Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on, v1. (2001)
- CAMPBELL, A.; CHOUDHURY, T; HU, S.; LU, H.; MUKERJEE, M. K; RABBI, M; RAIZADA, R. D. S. **NEUROPHONE: BRAIN-MOBILE PHONE INTERFACE USING A WIRELESS EEG HEADSET**. In: Proc. Of MobiHeld 2010. pp. 3-8. ACM Press, New York (2010)
- CANEPA, G.; PETRIGLIANO, R. and CAMPANELLAM, R. D. **DETECTION OF INCIPIENT OBJECT SLIPPAGE BY SKIN-LIKE SENSING AND NEURAL NETWORK PROCESSING**. Systems Man Cybernet B, IEEE Transactions on 28(3):348–356. (1998)
- CARROZZA, M.C.; MASSA, B.; MICERA, S.; LAZZARINI, R.; ZECCA, M. and DARIO, P. **THE DEVELOPMENT OF A NOVEL PROSTHETIC HAND – ONGOING RESEARCH AND PRELIMINARY RESULTS**, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 7, no. 2, pp. 108-114, June. (2002)
- CARROZZA, M. C.; SUPPO, C.; SEBASTIANI, F.; MASSA, B.; VECCHI, F.; LAZZARINI, R.; CUTKOSKY, M. R.; and DARIO, P. **THE SPRING HAND: DEVELOPMENT OF A SELF-ADAPTIVE PROSTHESIS FOR RESTORING NATURAL GRASPING**. Autonomous Robots 16, p.125-141. (2004)
- CARROZZA, M. C. CAPPIELLO, G.; STELLIN, G.; ZACCONE, F.; VECCHI, F.; MICERA, S. AND DARIO, P. **A COSMETIC PROSTHETIC HAND WITH TENDON DRIVEN UNDER-ACTUATED MECHANISM AND COMPLIANT JOINTS: ONGOING RESEARCH AND PRELIMINARY RESULTS**. Robotics and Automation, 2005.Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on, p. 2661-2666. (2005)
- CHAO, E. Y. S.; AN, K.; COONEY, W. P. E; and LINSCHIED, R. **BIOMECHANICS OF THE HAND**, Teaneck, NJ. USA: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., pp. 5-75. (1989)
- CHAPPELL, P. H. and ELLIOTT, J. A. **CONTACT FORCE SENSOR FOR ARTIFICIAL HANDS WITH A DIGITAL INTERFACE FOR A CONTROLLER**. Meas. Sci. Technol. 14 1275-1279. (2003)
- CHU, J.; MOON, I; KIM, S. and MUN, M. **CONTROL OF MULTIFUNCTION MYOELECTRIC HAND USING A REAL-TIME EMG PATTERN RECOGNITION**. Intelligent Robots and Systems, pp 3511- 3516 (IROS 2005). (2005)
- CIPRIANI, C.; ZACCONE, F.; STELLIN, G.; BECCAI, L.; CAPPIELLO, G.; CARROZZA, M.C. AND DARIO, P. **CLOSED-LOOP CONTROLLER FOR A BIO-INSPIRED MULTI-FINGERED UNDERACTUATED PROSTHESIS**. Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Orlando, FL;2111–6. (2006)

- CYBERHAND **THE SMART BIO-ADAPTIVE HAND PROSTHESIS.**, <[05] Last Update>. Disponível em: <http://www.cyberhand.org>. Acesso em 20-8-2009.
- CRANNY, A.; COTTON, D. P. J.; CHAPPELL, P. H.; BEEBY, S. P. and WHITE, N. M. **THICK-FILM FORCE, SLIP AND TEMPERATURE SENSORS FOR A PROSTHETIC HAND.** *Meas Sci Technol*;16:931–41. (2005)
- CONNOLLY, C. **PROSTHETIC HANDS FROM TOUCH BIONICS.** *Ind Robot*, 35:290–3. (2008)
- CUNHA, F. L.; SCHNEEBELI, H. A.; and DYNNIKOV, V. I. **DEVELOPMENT OF ANTHROPOMORPHIC UPPER LIMB PROSTHESES WITH HUMAN-LIKE INTERPHALANGIAN AND INTERDIGITAL COUPLINGS.** *Artificial Organs* 24, p.193-197. (2000)
- CURA V. O. **ACIONAMENTO E CONTROLE DE DEDO DE UMA PRÓTESE PARA MEMBRO SUPERIOR COM REALIMENTAÇÃO PROPRIOCEPTIVA DE FORÇA E TEMPERATURA.** Dissertação de Mestrado USP, Escola de Engenharia de São Carlos. (2005)
- CURA, V. O.; CUNHA, F. L.; AGUIAR, M. L. and CLIQUET JR, A. **IMPLEMENTAÇÃO DAS EQUAÇÕES INTERFALANGEANAS NO DEDO DA MÃO DE SÃO CARLOS, UMA PRÓTESE MULTIFUNÇÃO.** XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, (pp. 238-241). São Jose dos Campos – SP. (2002)
- CUTKOSKY, M. AND HYDE, J. **MANIPULATION CONTROL WITH DYNAMIC TACTILE SENSING.** In: 6th ISRR, Hidden Valley, Pennsylvania (1993)
- D'AMICO, A. and NATALE, C. **A CONTRIBUTION ON SOME BASIC DEFINITIONS OF SENSORS PROPERTIES.** *IEEE Sensors* 183–90. (2001)
- DE LUCA, C. J. **THE USE OF SURFACE ELECTROMYOGRAPHY IN BIOMECHANICS.** *Journal of Applies Biomechanics*, Champaign, v.13, p. 135-163, 1997.
- DELSYS. NEUROMUSCULAR RESEARCH CENTER. Boston University. Disponível em: <http://www.delsys.com/library/papers>. Acesso em 26 de novembro de 2007
- DHILLON, G. S.; and HORCH, K.W. **DIRECT NEURAL SENSORY FEEDBACK AND CONTROL OF A PROSTHETIC ARM.** *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*; 13:468–72. (2005)
- EMOTIV – EmotivSystems - brain computer interface technology EEG System. Disponível em <http://emotiv.com/>. Acesso em 10-01-2012.

- ENGBERG, E.D. and MEEK, S. D. **IMPROVED GRASP FORCE SENSITIVITY FOR PROSTHETIC HANDS THROUGH FORCE-DERIVATIVE FEEDBACK**, IEEE Transactions on Biomedical Engineering 55, pp. 817-821. (2008)
- ENOKA, R. M. **BASES NEUROMECÂNICAS DA CINESIOLOGIA**. São Paulo: Manole. 2000.
- FARWELL, L and DONCHIN, E. **TALKING OFF THE TOP OF YOUR HEAD: TOWARD A MENTAL PROSTHESIS UTILIZING EVENT-RELATED BRAIN POTENTIALS**. Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 70(6):510–523, 1988.
- FAVIEIRO, G. W. **CONTROLE DE UMA PROTESE EXPERIMENTAL DO SEGMENTO MÃO-BRAÇO POR SINAIS MIOELÉTRICOS E REDES NEURAIS ARTIFICIAIS**. Trabalho de diplomação, Rio Grande do Sul, 2009
- GLOSSAS, N. and ASPRAGATHOS, N. **FUZZY LOGIC GRASP CONTROL USING TACTILE SENSORS**. Mechatronics 11(7):899–920 (2001)
- GUO, G.; GRUVER, W.A. and QIAN, X., **A ROBOTIC HAND MECHANISM WITH ROTATING FINGERTIPS AND MOTOR-TENDON ACTUATION**, Proc. of the 1991 IEEE International Conference of Systems, man and Cybernetics, vol.2, pp. 1023-1028, Charlottesville, VA, Oct (1991)
- HAN, J., SONG, W., KIM, J., BANG, W., LEE, H., AND ZENN BIEN, Z. **NEW EMG PATTERN RECOGNITION BASED ON SOFT COMPUTING TECHNIQUES AND ITS APPLICATION TO CONTROL OF A REHABILITATION ROBOTIC ARM**. In Proc. of 6th International Conference on Soft Computing (IIZUKA2000), Iizuka, Japan, pp. 890–897. (2000)
- HOLWEG, E.; HOEVE, H.; JONGKIND, W.; MARCONI, L.; MELCHIORRI, C. and BONIVENT, C. **SLIP DETECTION BY TACTILE SENSORS: ALGORITHM AND EXPERIMENTAL RESULTS**. Robotics and Automation, 1996. Proceedings., IEEE International Conference on, vol 4, pp 3234–3239. (1996)
- HOWE, R. D.; CUTKOSKY, M. R. **SENSING SKIN ACCELERATION FOR SLIP AND TEXTURE PERCEPTION**. Proceedings of the 1989 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Scottsdale, Arizona, pp 145–150. (1989)
- JOHANSSON, R. AND WESTLING, G. **ROLES OF GLABROUS SKIN RECEPTORS AND SENSORIMOTOR MEMORY IN AUTOMATIC CONTROL OF PRECISION GRIP WHEN LIFTING ROUGHER OR MORE SLIPPERY OBJECTS**. Exp Brain Res 56(3): 550–564. (1984)
- JOHANSSON, R. and WESTLING, G. **SIGNALS IN TACTILE AFFERENTS FROM THE FINGERS ELICITING ADAPTIVE MOTOR RESPONSES**

- DURING PRECISION GRIP.** Exp Brain Res 66(1):141–154. doi:10.1007/BF00236210. (1987)
- JUNG, S.; KANG, S. E MOON, I. **DESIGN OF BIOMIMETIC HAND PROSTHESIS WITH TENDON-DRIVEN FIVE FINGERS.** Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics Scottsdale, AZ, USA, October 19-22. (2008)
- KAPANDJI, I. A. **FISIOLOGIA ARTICULAR, VOLUME I: MEMBRO SUPERIOR.** São Paulo: Manole. (1990)
- KEMP, C.; EDSINGER, A. and TORRES-JARA, E. **CHALLENGES FOR ROBOT MANIPULATION IN HUMAN ENVIRONMENTS [GRAND CHALLENGES OF ROBOTICS].** Robot Autom Mag IEEE 14(1):20–29. (2007)
- KONRAD, P. **THE ABC OF EMG.** A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography, Version 1.0, April, 2005.
- KURITA. Y.; IKEDA, A.; UEDA, J. and OGASAWARA, T. **A FINGERPRINT POINTING DEVICE UTILIZING THE DEFORMATION OF THE FINGERTIP DURING THE INCIPIENT SLIP.** Robot IEEE Trans 21(5):801–811. (2005)
- KYBERD, P. J.; LIGHT, C.; CHAPPELL, P. H.; NIGHTINGALE, J. M.; WHATLEY, D. and EVANS M. **THE DESIGN OF ANTHROPOMORPHIC PROSTHETIC HANDS: A STUDY OF THE SOUTHAMPTON HAND.** Robotica 19, p. 593- 600. (2001)
- LALIBERTÉ, T., and GOSSELIN C. M. **DEVELOPMENT OF A THREE-DOF UNDERACTUATED FINGER.** Departement de Genie Mecanique, Universite Laval, Canadá (2000)
- LI, K.; SANKAR, R.; ARBEL, Y. and DONCHIN, E. **P300 BASED SINGLE TRIAL INDEPENDENT COMPONENT ANALYSIS ON EEG SIGNAL.** Foundations of Augmented Cognition. Neuroergonomics and and Operational Neuroscience, pages 404–410, 2009.
- LIGHT, C. M.; CHAPPELL, P. H. **DEVELOPMENT OF A LIGHTWEIGHT AND ADAPTABLE MULTIPLE-AXIS HAND PROSTHESIS.** Medical Engineering & Physycs, v. 22, p. 679-684. (2001)
- LOTTI, F.; TIEZZI, P.; VASSURA, G.; BIAGIOTTI, L. and MELCHIORRI, C. **UBH 3: AN ANTHROPOMORPHIC HAND WITH SIMPLIFIED ENDO-SKELETAL STRUCTURE AND SOFT CONTINUOUS FINGERPADS.** ICRA 04.2004, (pp. 4736-4741), Italy. (2004)
- MACEFIELD, V.; HÄGER-ROSS, C. and JOHANSSON, R. **CONTROL OF GRIP FORCE DURING RESTRAINT OF AN OBJECT HELD BETWEEN FINGER AND THUMB: RESPONSES OF CUTANEOUS**

- AFFERENTS FROM THE DIGITS.** Exp Brain Res 108(1):155–171. doi:10.1007/BF00242913 (1996)
- MARCHETTI, P. H., and DUARTE, M. **INSTRUMENTAÇÃO EM ELETROMIOGRAFIA.** Tese de Doutorado. São Paulo, 2006
- MASSA, B.; ROCELLA, S.; CAROZZA, M. C., and DARIO, P. **DESIGN AND DEVELOPMENT OF AN UNDERACTUATED PROSTHETIC HAND.** Proceedings of the IEEE, Washington, Março (2002)
- MENESES, K, V, P. **AVALIAÇÃO FUNCIONAL DE UMA ÓRTESE PARA MÃO EM PACIENTES COM LESÃO DE PLEXO BRAQUIAL.** Tese de doutorado. Belo Horizonte, 2008
- MOURI, T.; KAWASAKI, H.; YOSHIKAWA, K.; TAKAI, J. and ITO, S. **ANTHROPOMORPHIC ROBOT HAND: GIFU HAND III.** Proc.of Int. Conf. ICCAS2002, pp. 1288-1293, 2002 p. 1288-1293. (2002)
- NAGEM, D. A. P. **ELEMENTOS PARA O DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE DE MÃO. GEOMETRIA, MECANISMOS DE TRANSMISSÃO E SENSORIAMENTO DO MOVIMENTO APLICADOS AO DEDO POLEGAR.** Tese de Doutorado, Programa de Pós graduação em Engenharia Mecânica, UFMG. (2009)
- OTTOBOCK QUALITY FOR LIFE. Disponível em: <<http://www.ottobock.com.br/>> Acesso em 10-10-2011.
- PARDINI, A. G. JR. **CIRURGIA DA MÃO - LESÕES NÃO TRAUMÁTICAS.** Rio de Janeiro: Medsi, 35 p. ISBN 85-7199-0004-2. (1990)
- PILLET, J. and DIDIER, A. **AESTHETIC HAND PROSTHESIS: GADGET OR THERAPY? PRESENTATION OF A NEW CLASSIFICATION.** Journal of Hand Surgery, British and European Volume, p. 523-528. (2001)
- PONS, J. L.; CERES, R; ROCON, E; REYNAERTS, D; SARO, B; LEVIN, S; and VAN MOORLEGHEM, W. **OBJECTIVES AND TECHNOLOGICAL APPROACH TO THE DEVELOPMENT OF THE MULTIFUNCTIONAL MANUS UPPER LIMB PROSTHESIS.** Robotica, v. 23, n. 03, p. 301-310. (2005)
- PONS, J. L., ROCON, E., CERES, R., REYNAERTS, D., SARO, B., LEVIN, S., and VAN MOORLEGHEM, W. **THE MANUS-HAND* DEXTRIOUS ROBOTICS UPPER LIMB PROSTHESIS: MECHANICAL AND MANIPULATION ASPECTS.** Autonomous Robots 16, p. 143-163. (2004)
- SCHULZ, S.; PYLATIUK, C. and BRETTHAUER, G. **A NEW ULTRALIGHT ANTHROPOMORPHIC HAND,** Proc. of the 2001 IEEE International Conference on Robotics & Automation, vol. 3, pp. 2437-2441, Seoul, Korea, May. (2001)

- SCHULZ, S.; PYLATIUK, C.; REISCHL, M.; MARTIN, J.; MIKUT, R. AND BRETTHAUER, G. **A HYDRAULICALLY DRIVEN MULTIFUNCTIONAL PROSTHETIC HAND**. *Robotica*, v. 23, n. 03, p. 293-299. (2005)
- SEBASTIANI, F.; ROCCELLA, F.; VECCHI, F.; CAROZZA, M. C. and DARIO, P. **EXPERIMENTAL ANALYSIS AND PERFORMANCE COMPARISON OF THREE DIFFERENT PROSTHETIC HANDS DESIGNED ACCORDING TO A BIOMECHATRONIC APPROACH**. Proceedings of the 2003 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2003). (2003)
- SENIAM - Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Disponível em <http://www.seniam.org/>. Acesso em 10 de fevereiro de 2012
- SIEGEL, D.M.; KRIEGMAN, D. J.; NARASIMHAN, S.; GERPHEIDE, G. E. and HOLLERBACH, J. M. **COMPUTATIONAL ARCHITECTURE FOR THE UTAH/MIT HAND**. Proc. of the 1985 IEEE International Conference on Robotics and Automation, vol. 2, pp. 918-924, Mar (1985)
- SONO, T. S. P. **PROJETO DE UM SISTEMA DE CONTROLE SUB-ATUADO PARA UMA PRÓTESE DE MÃO**. Dissertação de Mestrado, Departamento de Engenharia Mecânica e de Materiais, IME. (2008)
- SONO, T. S. P. and MENEGALDO, L. L. **MYOELECTRIC HAND PROSTHESIS FORCE CONTROL THROUGH SERVO MOTOR CURRENT FEEDBACK**. *Artificial Organs*, v. 33, p. 871-876. (2009)
- SONO, T. S. S.; LUCIANO, L; NAGEM, D. A. P. and PINOTTI, M. **DEVELOPMENT OF AN UNDERACTUATED FINGER MECHANISM FOR A HAND PROSTHESIS**. 18th International Congresso of Mechanical Engineering - COBEM, Brasilia (2007).
- SRINIVASAN, M.; WHITEHOUSE, J. and LAMMOTE, R. **TACTILE DETECTION OF SLIP: SURFACE MICROGEOMETRY AND PERIPHERAL NEURAL CODES**. *J Neurophysiol* 63:1323–32. (1990)
- RAHATABAD, F. N.; NEKOU, M. A.; MGOLPAYGANI, M. R. H.; FALLAH, A. and NARBAT, M. K. **TOWARDS CYBERNETIC HAND: A NEURAL NETWORK METHOD FOR HAND PROSTHESIS CONTROL**. Proceedings of the 15th Mediterranean Conference on Control & Automation, Athens – Greece, July 27-29. (2007)
- ROBERTSON, D. G. E., CALDWELL, G. E., HAMILL, J., KAMEN G., and WHITTLESEY, S. N. **RESEARCH METHODS IN BIOMECHANICS**. United States: Human Kinetics, 2004
- TISE, B. **A COMPACT HIGH RESOLUTION PIEZORESISTIVE DIGITAL TACTILE SENSOR**. Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation vol 7 (Piscataway, NJ: IEEE) pp 760–4. (1988)

- VENKATARAMAN, S. T. and IDERALL, T. **DEXTEROUS ROBOT HANDS**, New York, NY: Springer-Verlag New York Inc., pp. 136-149. (1990)
- WINTER, D. A. **BIOMECHANICS AND MOTOR CONTROL OF HUMAN MOVEMENT**. 2. Ed. Toronto: Wiley Interscience. 1990.
- WESTLING, G.; JOHANSSON, R. S. **RESPONSES IN GLABROUS SKIN MECHANORECEPTORS DURING PRECISION GRIP IN HUMANS**. *Exp Brain Res* 66: 128–140 (1987)
- XU, N.; GAO, X.; HONG, B.; MIAO, X.; GAO, S. and YANG, F. **BCI COMPETITION 2003-DATA SET IIB: ENHANCING P300 WAVE DETECTION USING ICA-BASED SUBSPACE PROJECTIONS FOR BCI APPLICATIONS**. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(6):1067–1072, 2004.
- YAMADA, Y.; MAENO, T.; FUJIMOTO, I.; MORIZONO, T. and UMETANI, Y. **IDENTIFICATION OF INCIPIENT SLIP PHENOMENA BASED ON THE CIRCUIT OUTPUT SIGNALS OF PVDF FILM STRIPS EMBEDDED IN ARTIFICIAL FINGER RIDGES**. *Proceedings of the SICE Annual Conference*, pp 3272–3277. (2002)
- YANG, J.; ABDEL-MALEK, K. AND POTRATZ, J. **DESIGN AND PROTOTYPING OF AN ACTIVE HAND PROSTHETIC DEVICE**. *Industrial Robot: An International Journal*, Volume 32 · Number 1· 71–78 (2005)
- YANG, J.; PITARCH, E. P.; MALEK, K.; PATRICK, A.; and LINDKVIST, L. **A MULTIFINGERED HAND PROSTHESIS**. *Mechanism and Machine Theory* 39, p. 555 581. (2004)
- ZHAO, J.; XIE, Z.; JIANG, L.; CAI, H.; LIU, H. AND HIRZINGER, G. **A FIVE-FINGERED UNDERACTUATED PROSTHETIC HAND CONTROL SCHEME**. *The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2006 pp. 995 - 1000. (2006)
- ZHU, F. and SPRONCK, J. W. **A CAPACITIVE TACTILE SENSOR FOR SHEAR AND NORMAL FORCE MEASUREMENTS**. *Sensors Actuators A* 31 115–20. (1992)
- ZOLLO, L.; ROCCELLA, S.; GUGLIEMELLI, E.; CARROZZA, M. C. and DARIO, P. **BIOMECHATRONIC DESIGN AND CONTROL OF AN ANTHROPOMORPHIC ARTIFICIAL HAND FOR PROSTHETIC AND ROBOTIC APPLICATIONS**. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 12, 418–429. (2007)

