

UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL

LUCAS THOMAZONI

ANÁLISE E IMPLEMENTAÇÃO DE PROTÓTIPO DE MÃO ROBÓTICA

CAXIAS DO SUL

2015

LUCAS THOMAZONI

ANÁLISE E IMPLEMENTAÇÃO DE PROTÓTIPO DE MÃO ROBÓTICA

Relatório de conclusão do curso de Engenharia de Controle e Automação da Universidade de Caxias do Sul, apresentado ao Centro de Ciências Exatas e Tecnologias.

Orientador Prof. Dr. Mauricio Zardo Oliveira

CAXIAS DO SUL

2015

LUCAS THOMAZONI

ANÁLISE E IMPLEMENTAÇÃO DE PROTÓTIPO DE MÃO ROBÓTICA

Relatório de conclusão do curso de Engenharia de Controle e Automação da Universidade de Caxias do Sul, apresentado ao Centro de Ciências Exatas e Tecnologias.

Aprovado em 07 / 12 / 2015

Banca Examinadora

Prof. Dr. Mauricio Zardo Oliveira
Universidade de Caxias do Sul – UCS

Prof. Dr. Carlos Alberto Costa
Universidade de Caxias do Sul – UCS

Prof. Dr. Renato Gonçalves Ferraz
Universidade de Caxias do Sul – UCS

RESUMO

O presente trabalho apresenta um projeto de uma mão robótica com atuadores individuais para cada dedo, cuja estrutura é prototipada em impressora 3D. Inicialmente, são abordados pontos cruciais na idealização deste projeto, como um estudo histórico e conceitual sobre próteses para membros superiores, além dos principais elementos que as compõem e um levantamento sobre os principais modelos disponíveis atualmente. A partir deste contexto, é realizada a impressão da mão utilizando projeto previamente estabelecido e desenvolve-se uma plataforma onde o protótipo é disposto. A atuação e execução dos movimentos são objetivos principais deste projeto, sendo que a movimentação individual, bem como, a execução de funções estáticas pré-programadas são detalhadas. Além disto, é realizada a análise dos resultados alcançados, explicitando a montagem, programação e testes práticos.

Palavras-chaves: Mão Robótica. Impressão 3D. Instrumentação. Engenharia Biomédica. Próteses para Membros Superiores.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Estrutura Óssea da Mão Humana.....	14
Figura 2 – Músculos Intrínsecos da Mão.....	16
Figura 3 – Músculos Extrínsecos da Mão	17
Figura 4 – Funções Estáticas da Mão Humana.....	19
Figura 5 – Prótese de mão planejada por Ambroise Paré.....	21
Figura 6 – Classificação das próteses para membros superiores de acordo com a fonte de energia e funcionalidade	22
Figura 7 – Próteses Passivas.....	23
Figura 8 – Próteses Ativas por Força Própria.....	24
Figura 9 – Sistema de Transmissão Articulado	29
Figura 10 – Sistema de Manivela Deslizante	30
Figura 11 – Transmissão por Mecanismo de Acomodação	30
Figura 12 – Mecanismo Múltiplo de Transmissão	31
Figura 13 – Mecanismos CTArm Tipo 1 (a) e Tipo 2 (b)	32
Figura 14 – Transmissão por Engrenagens	32
Figura 15 – Transmissão por Liga com Memória de Forma.....	33
Figura 16 – Force Resisting Sensor (FSR).....	34
Figura 17 – Shape Sensor Aplicado em um Dedo Artificial.....	34
Figura 18 – Termistor para Próteses.....	35
Figura 19 – Cerâmica Piezelétrica para uso como Sensor de Deslizamento.....	36
Figura 21 – Atuador Proprioceptivo de Força.....	37
Figura 22 – Módulo de Efeito Peltier	38
Figura 23 – Representação da geração do SME de um músculo	39
Figura 24 – Funcionamento de um Eletrodo Ativo de Superfície Diferencial	40
Figura 20 – Localização Usual da Bateria em Próteses de Mão.....	43
Figura 25 – Prótese de Mão Comum	44
Figura 26 – Processo de impressão concluído da InMoov Hand	48
Figura 27 – Montagem parcial da mão.....	49
Figura 28 – Transmissão por cabos implementada.....	50
Figura 29 – InMoov Hand 1 fixada em sua base junto a seus componentes	51
Figura 30 – Servomotor TowerPro MG996R	52
Figura 31 – Arduino Uno R3.....	53

Figura 32 – Bateria LiPo Turnigy nano-tech 1300 mAh 2S	54
Figura 33 – UBEC Turnigy 15 A	55
Figura 34 – Esquema elétrico da plataforma.....	56
Figura 35 – Operação do Controle Remoto	58
Figura 36 – Funções Implementadas no Protótipo.....	59

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Especificações de próteses comerciais e mãos robóticas *open-source*.45

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DC	<i>Direct Current</i>
DOF	<i>Degrees of Freedom</i>
EEG	Eletroencefalografia
EEPROM	<i>Electrically Erasable Programmable Read Only Memory</i>
EMG	Eletromiografia
FSR	<i>Force Resisting Sensor</i>
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatísticas
ICES	Instituição Comunitária de Ensino Superior
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
LPRA	Laboratório de Prototipagem Rápida
MDF	<i>Medium Density Fiberboard</i>
MMG	Mecanomiografia
MUAP	<i>Motor Unity Action Potential</i>
MUAPT	<i>Motor Unity Action Potential Train</i>
PAM	Poliacrilamida
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i>
RC	Rádio Controlado
SME	Sinal Mioelétrico
SRAM	<i>Static Random Access Memory</i>
UBEC	<i>Universal Battery Eliminator Circuit</i>
UCS	Universidade de Caxias do Sul
USB	<i>Universal Serial Bus</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	10
1.1	JUSTIFICATIVA DO TRABALHO.....	11
1.2	OBJETIVOS	11
1.2.1	Objetivo Geral	11
1.2.2	Objetivos Específicos	12
1.3	ÁREA DE TRABALHO	12
2	A MÃO HUMANA	13
2.1	ANATOMIA.....	13
2.2	FUNÇÕES ESTÁTICAS	18
3	PRÓTESES PARA MEMBROS SUPERIORES	21
3.1	CLASSIFICAÇÃO E ATUAÇÃO	22
3.2	PRÓTESES ELÉTRICAS	25
3.2.1	Atuadores	25
3.2.2	Mecanismos de Transmissão	29
3.2.3	Sensoriamento	33
3.2.4	Integração entre prótese e usuário	36
3.2.5	Unidade Controladora e Alimentação	42
3.3	PRINCIPAIS PRÓTESES DISPONÍVEIS NO MERCADO	44
3.4	CONSIDERAÇÕES	46
4	PROTÓTIPO IMPLEMENTADO	47
4.1	IMPRESSÃO E MONTAGEM.....	47
4.2	HARDWARE.....	52
4.3	SOFTWARE	57
4.4	OPERAÇÃO	57
4.5	TESTES	58
4.6	TRABALHOS FUTUROS	60

5	CONCLUSÃO	62
	REFERÊNCIAS.....	63
	ANEXO A – PROGRAMAÇÃO DA PLATAFORMA.....	67

1 INTRODUÇÃO

Conforme o Censo Demográfico 2010, realizado pelo IBGE, mais de 45 milhões de pessoas declaram ter ao menos uma das deficiências investigadas (visual, auditiva, motora, mental ou intelectual), correspondente a 23,9% da população brasileira. Dentre estas, aproximadamente 30% possuem dificuldades ou impossibilidades motoras (CENSO, 2010). No Brasil, estudos indicam que anualmente ocorram cerca de 13,9 amputações para cada 100.000 habitantes (SPICHLER, 2001), seja ela um procedimento cirúrgico ou acidental. Além disso a ausência de um membro pode ocorrer por deformação congênita (KOTTKE, 1994).

Dentre os membros superiores, a ausência da mão torna-se um limitante para o indivíduo, tendo em vista a necessidade deste órgão para a realização de grande parte das atividades regulares realizadas pelo ser humano. Os movimentos das mãos, associados aos da face, criaram uma das mais desenvolvidas formas de interação social que é a comunicação, por meio da escrita ou pela linguagem de sinais (AIRES, 2008).

Para tentar suprir a necessidade da mão humana, em caso da perda ou ausência do membro, utilizam-se próteses, que buscam reproduzir as funções motoras e antropomórficas. Atualmente, esses dispositivos possuem construção mecânica satisfatória e elevado funcionalismo, porém deixam a desejar no aspecto estético e funções táteis, além de terem um alto custo para aquisição (DA CUNHA, 1999).

Esses fatores acabam sendo determinantes na rejeição de próteses para membros superiores. Estima-se que a aceitação esteja próxima dos 30%, muito abaixo das próteses para membros inferiores, evidenciando que o quesito antropomórfico se sobrepõe à funcionalidade de uma prótese, tendo em vista que uma prótese de mão se torna mais visível à de uma perna (CARVALHO, 2004). Portanto, o principal motivo da não aceitação de uma prótese de mão deve-se ao fator psicológico (GIRAUDET, 1978).

Este trabalho busca contribuir neste sentido, apresentando um estudo sobre o desenvolvimento e evolução das próteses para membros superiores, e propondo um protótipo com tecnologias e mecanismos simplificados e acessíveis, com o objetivo de fornecer subsídios para futuros estudos na área que possam sugerir melhorias ao modelo apresentado.

1.1 JUSTIFICATIVA DO TRABALHO

Sendo considerado um mercado promissor e com um campo de estudo crescente nas últimas décadas, a Engenharia Biomédica engloba todas as fases da assistência médica, sendo elas: o diagnóstico, a recuperação terapêutica, o acompanhamento dos pacientes e a reabilitação. O objetivo é desenvolver dispositivos que auxiliem na solução eficaz de um diagnóstico e na prevenção de problemas de saúde (KUTZ, 2003). Portanto, é uma área multidisciplinar, que engloba as ciências da saúde e as ciências exatas.

O desenvolvimento de uma mão robótica concebida em uma impressora 3D e controlada por dispositivos de baixo custo surge como uma forma de propiciar aos alunos da Engenharia de Controle e Automação (e cursos afins) da UCS o contato com uma plataforma dificilmente encontrada no meio acadêmico, possibilitando o desenvolvimento de melhorias no controle das funções motoras e mecânicas do protótipo, além de incentivar o interesse pela integração entre as ciências exatas e humanas.

Com o intuito de aplicar e desenvolver as teorias e métodos presentes no curso, o projeto de uma mão robótica também oportuniza aos acadêmicos depararem-se com as dificuldades inerentes ao desenvolvimento de qualquer projeto de automação, além de utilizar recursos inovadores, como a impressão 3D, e incentivar o desenvolvimento de projetos didáticos voltados ao meio acadêmico.

1.2 OBJETIVOS

Conforme visto anteriormente, cabe salientar que o presente trabalho não tem como objetivo a integração ou aplicação do protótipo à um ser humano. Sendo assim, a seguir são apresentados o objetivo geral e os objetivos específicos, propostos para o desenvolvimento do presente trabalho.

1.2.1 Objetivo Geral

Implementação de uma mão robótica com impressão 3D e movimentação individual dos dedos.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Analisar as características anatômicas e as funções da mão humana;
- Definir o projeto a ser impresso para o desenvolvimento do protótipo;
- Estabelecer parâmetros e implementar o protótipo;
- Estabelecer o alcance das articulações da mão;
- Integrar o sistema mecânico e eletroeletrônico a fim de caracterizar as principais funções motoras da mão robótica;
- Realizar testes e propor melhorias do sistema proposto;
- Propiciar a integração entre as ciências da saúde e ciências exatas, com o intuito de incentivar o desenvolvimento de dispositivos que auxiliem nas deficiências motoras, como a ausência de membros.

1.3 ÁREA DE TRABALHO

O trabalho é realizado junto ao Laboratório de Prototipagem Rápida (LPRA) e Laboratório de Eletrônica, localizados no Bloco D, integrante do Centro de Ciências Exatas e Tecnologia da Universidade de Caxias do Sul, Instituição Comunitária de Educação Superior (ICES) fundada em 10 de fevereiro de 1967.

O laboratório LPRA disponibilizado pela UCS conta uma impressora 3D, tecnologia *Polyjet*, marca *Objet Eden 350V*, onde se dá o desenvolvimento do protótipo da mão robótica e, em conjunto com o Laboratório de Eletrônica, são encontrados todos os equipamentos necessários para a elaboração, análise e testes propostos neste trabalho.

Para a concepção da plataforma proposta no presente trabalho são utilizados dispositivos mecânicos e eletroeletrônicos adquiridos para uso exclusivo da mão, havendo, portanto, a integração facilitada do projeto com diferentes ambientes de trabalho.

2 A MÃO HUMANA

Considerada o órgão motor mais importante presente no corpo humano, a mão do homem é responsável pela execução de tarefas complexas e, por intermédio do tato, pelo mapeamento das características do ambiente. Está localizada na parte final de cada membro superior (o braço), possibilitando o manuseio de objetos em qualquer posição ou orientação (DA CUNHA, 2002). O restante do membro superior é responsável apenas pelo posicionamento da mão no espaço, de acordo com a tarefa a ser executada. Além disso, a mão é utilizada na comunicação, por meio dos gestos (PILLET, 2001).

Devido à existência de diversos músculos de alta precisão na mão, este órgão é o que possui a área com maior representação no cérebro humano (SANTOS, 2002). Graças à sua eficácia e precisa adaptação a diferentes propósitos, a mão tornou possível o desenvolvimento e utilização de diferentes instrumentos, a fim de defender-se ou para modificar o meio ambiente para sua sobrevivência (LAW, 1996).

Grande parte dos manipuladores robóticos são baseados em membros superiores humanos, desde a constituição mecânica até às funções estáticas, ao mesmo tempo em que, as próteses para suprir a ausência deste membro utilizam parâmetros e funcionalidades desenvolvidas para a robótica em ambiente industrial, sendo então, campos de estudo correlacionados que contribuem entre si para a evolução e aperfeiçoamento dos produtos propostos (DA CUNHA, 2002) (CRAIG, 2012). Portanto, torna-se interessante apresentar um breve estudo sobre a anatomia da mão humana, apresentado a seguir.

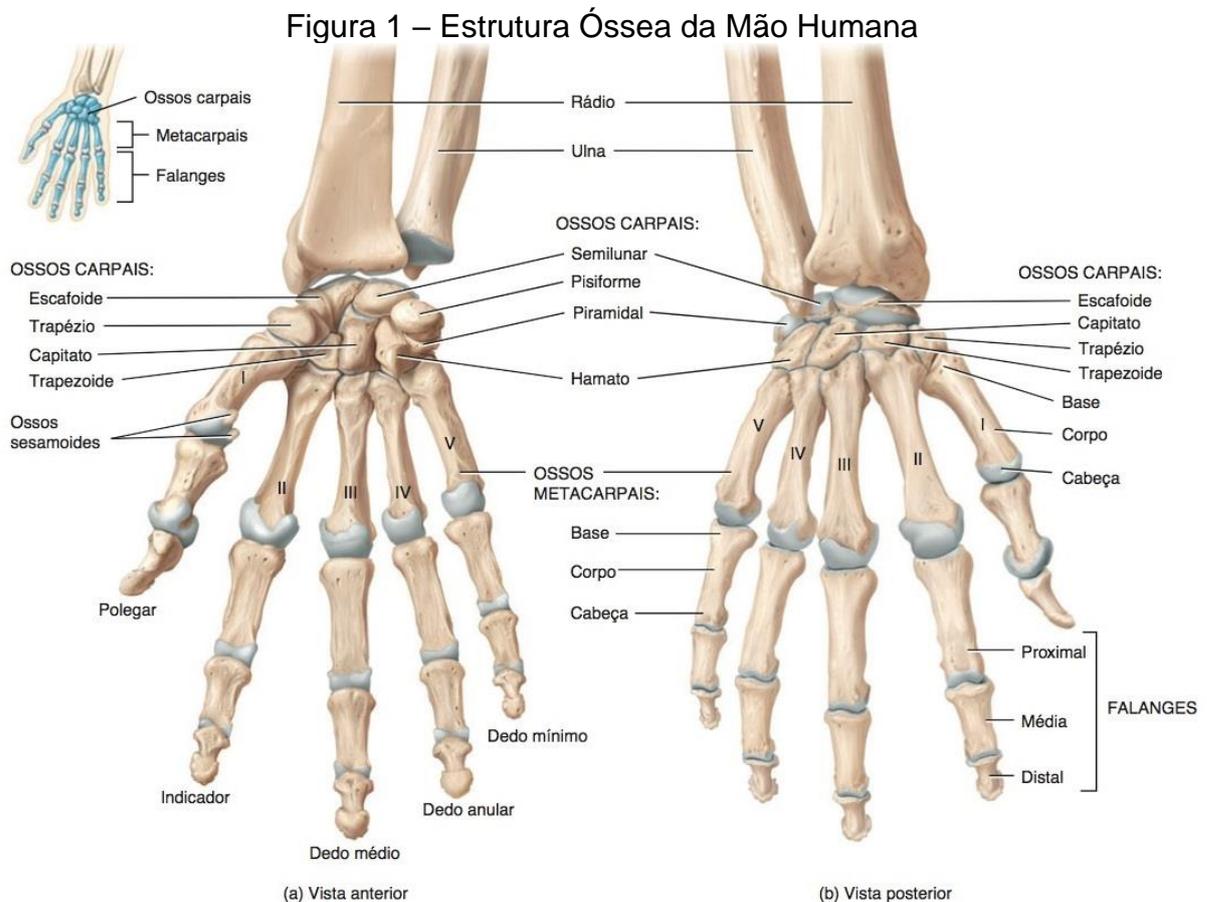
2.1 ANATOMIA

A capacidade da mão de adaptar-se a diferentes tipos de objetos mantendo sua funcionalidade deve-se ao fato da existência de 27 ossos, 17 articulações e 19 músculos presentes no órgão. Estes elementos, em conjunto, possibilitam 23 graus de liberdade (DOF – *degrees of freedom*), sendo cinco para o polegar, quatro para cada um dos outros dedos e dois para a palma da mão (BUNDHOO, 2005).

O polegar é caracterizado como sendo um dedo oponível, por possuir a capacidade de colocar sua extremidade em contato com qualquer outro dedo e por

estar posicionado ligeiramente mais distante dos restantes, proporcionando a manipulação de objetos com diferentes tamanhos e com precisão (DE CAMARGO, 2008).

A estrutura esquelética da mão pode ser dividida em três grupos ósseos. Os ossos carpais, constituintes do carpo (parte do pulso), são oito pequenos ossos interligados por ligamentos, nomeados com base em suas formas e estão na região proximal da mão. Devido a sua maleabilidade, possibilita uma adaptação óssea às movimentações. Os ossos metacarpais são equivalentes à região intermediária da mão (denominada metacarpo ou popularmente a palma da mão), são numerados de I a V, iniciando pelo polegar. E, por fim, as falanges, que são os quatorze ossos dos dedos, duas para o polegar e três para cada um do restante dos dedos. O primeiro grupo de falanges é a chamada fileira proximal, o segundo grupo (inexistente no polegar) é a fileira medial e o terceiro grupo é a fileira distal (MOORE, 2013), conforme pode ser visualizado na Figura 1.

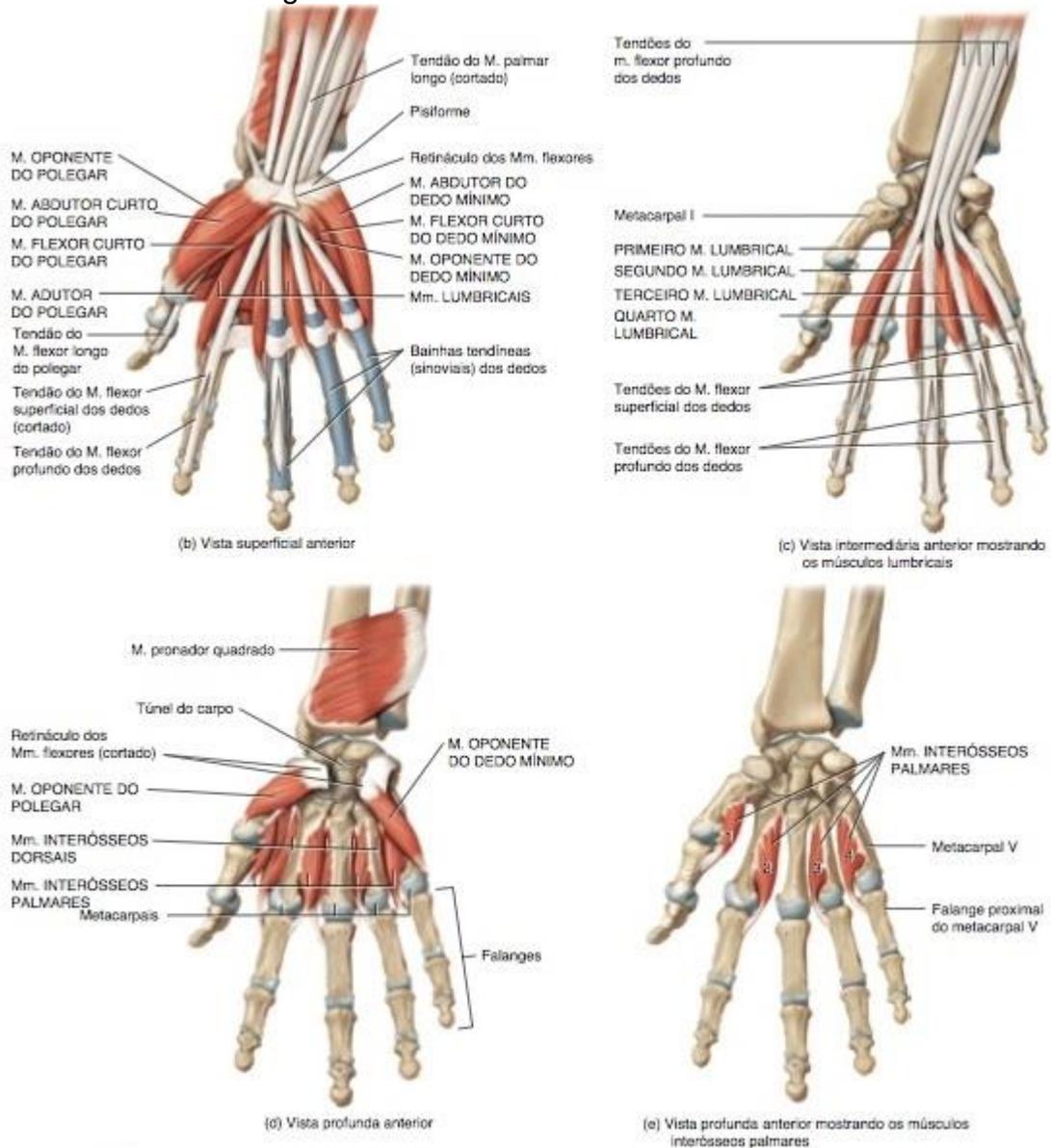


Fonte: TORTORA (2013).

Os movimentos da mão humana são controlados pelos músculos intrínsecos e pelos músculos extrínsecos. Esses músculos são muitos e variados, ligados ao membro ao qual são responsáveis pelas movimentações por meio dos tendões. Seus nomes normalmente dão indicação da ação do músculo.

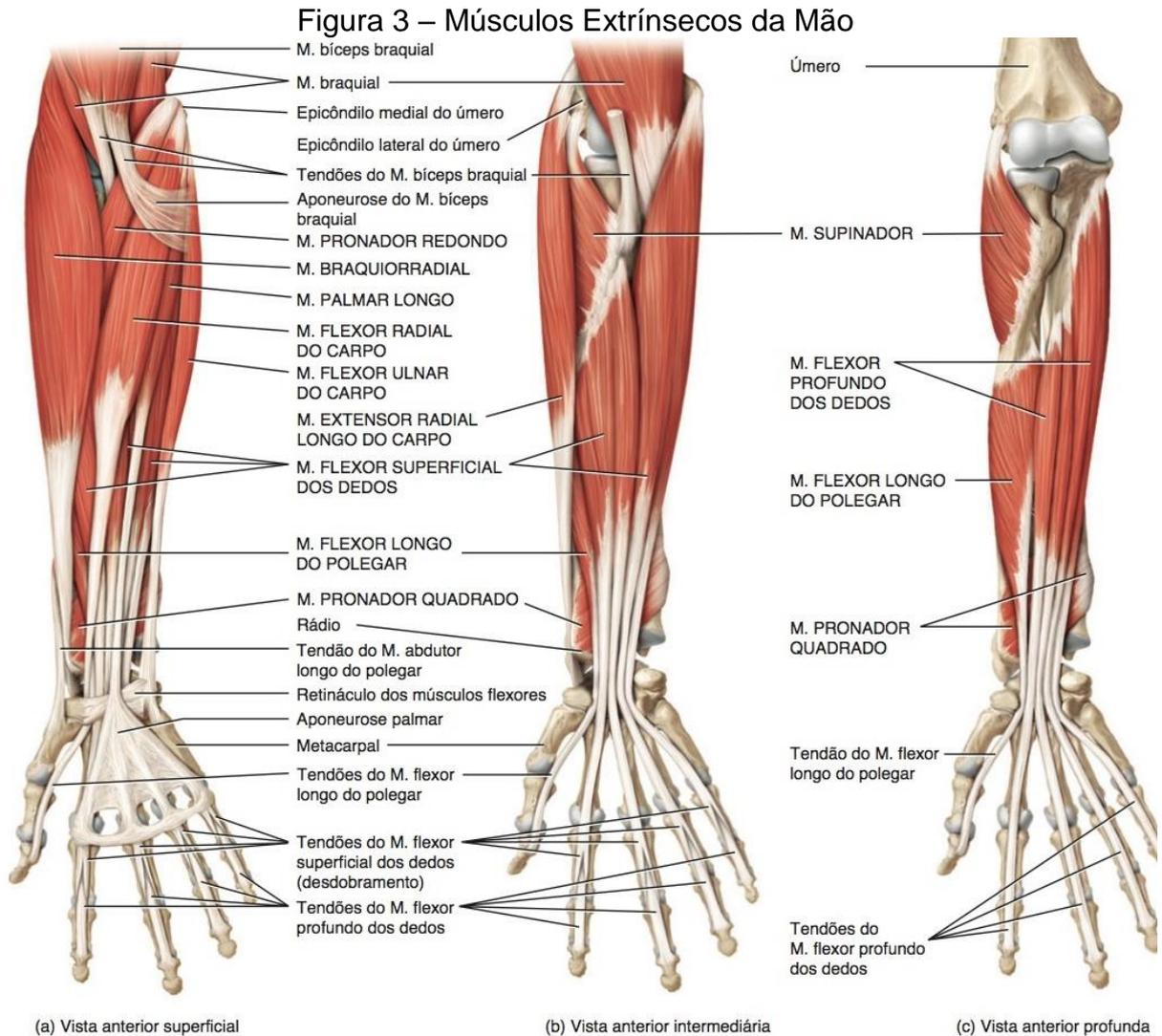
Os músculos intrínsecos (Figura 2) são assim chamados por serem originados dentro da mão. São responsáveis pelos movimentos precisos e complexos, porém fracos, e são divididos em três grupos: tenares (quatro músculos ligados ao polegar), hipotenares (quatro músculos ligados ao dedo mínimo) e intermediários (onze músculos situados na palma da mão). A importância desse grupo muscular é facilmente notada quando temos a necessidade de executar uma atividade de preensão forte, manipulação precisa e pinçamento, atividades que requerem a força ou exatidão do polegar.

Figura 2 – Músculos Intrínsecos da Mão



Fonte: TORTORA (2013).

Os músculos extrínsecos (Figura 3) também estão relacionados às movimentações da mão, porém estão situados no antebraço e se inserem no órgão em estudo. Atuam nos movimentos vigorosos, porém grosseiro, dos dedos. Por sua vez, estão divididos em dois grupos: os do compartimento anterior (oito músculos que atuam basicamente como flexores) e os do compartimento posterior (doze músculos que agem essencialmente como extensores). Como citado anteriormente, as movimentações são transmitidas pelos músculos por intermédio dos tendões, fixados ao punho ou continuados até a mão (TORTORA, 2013).



Fonte: TORTORA (2013).

Além dos sistemas esquelético e muscular, ressalta-se a importância do sistema tegumentar, a pele humana, que se molda ao objeto manipulado proporcionando uma maior área de contato, dessa forma aumentando o atrito e diminuindo o deslizamento do artefato agarrado. Nela encontramos as reentrâncias concêntricas, comumente chamadas de “digital” que, em conjunto com a unha, tem função de fornecer resistência à parte mais distal dos dedos e, associada às glândulas sudoríparas, oferece mais aderência à pele (TUBIANA, 1981).

A pele também é responsável por captar informações das condições em torno da mão, possível em razão da presença de diversos receptores cutâneos, encontrados sobre a epiderme e com a capacidade de processar estímulos térmicos, mecânicos ou dolorosos (DE CAMARGO, 2008).

2.2 FUNÇÕES ESTÁTICAS

O conhecimento e especificação das principais funções motoras de uma mão humana tornam-se essenciais no projeto de uma mão robótica, considerando-se o propósito do protótipo que é reproduzi-las.

Basicamente, os dedos executam movimentos de flexão, extensão, abdução (afastamento lateral) e adução (aproximação lateral), quando combinados, estes permitem à mão diferentes formas de agarramento (NAPIER, 1956), sendo que a amplitude das articulações varia entre os indivíduos. O agarramento pode ser definido como a união temporária da mão com objetos, e varia de acordo com as características geométricas (forma e tamanho) e físicas (peso, temperatura e material) (TUBIANA, 1981).

As principais funções estáticas da mão humana podem ser divididas entre pinças e garras, e, com base nestas configurações, uma grande quantidade de ferramentas foi desenvolvida, com o intuito de aumentar as forças empregadas ou para preservar a integridade da mão (DA CUNHA, 2002) (TUBIANA, 1981) (NAPIER, 1956) (BOCCOLINI, 1990).

A pinça de força (Figura 4 – a) utiliza o polegar em oposição ao dedo indicador, com uma grande parte das falanges distais de ambos em contato entre si, comumente utilizada para agarrar esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros, paralelepípedos com dimensões reduzidas e lâminas. Mesma aplicação da pinça de precisão (Figura 4 – b), com a diferença de que o contato entre os dois dedos se faz por meio das pontas das falanges distais. A pinça tridigital (Figura 4 – c), aplica-se aos mesmos objetos, com exceção das lâminas, utiliza o dedo médio, além do polegar e indicador, e caracteriza-se pelo contato entre a ponta dos três dedos, com o polegar em oposição aos outros dois.

Figura 4 – Funções Estáticas da Mão Humana



Fonte: O AUTOR (2015).

A garra composta (Figura 4 – d) é uma combinação entre pinça e garra, já que o polegar em abdução faz contato com a falange medial do dedo indicador para agarrar os objetos já citados, principalmente lâminas. Por sua vez a garra de força (Figura 4 – e) utiliza todos os cinco dedos, os quatro últimos envolvendo o objeto (anular e mínimo servem para imprimir estabilidade) e o polegar em oposição aos outros, mantendo a garra fechada, aplicada em cilindros, troncos de cone e paralelepípedos com dimensões maiores que a abrangência da mão. A garra em gancho (Figura 4 – f) é similar a garra de força, porém o sentido da força aplicada pelo objeto é axial em relação ao braço, é utilizada em objetos usados como alças. A garra palmar (Figura 4 – g) utiliza o mesmo princípio da pinça tridigital, porém, todos os dedos envolvem o objeto, pressionando-o contra a palma da mão, aplicada em esferas, paralelepípedos, troncos de cone e cilindros que se restrinjam aos limites da mão humana. Por fim, a garra plataforma (Figura 4 – h) é quando o objeto permanece apoiado sobre todos os dedos, podendo envolver também a palma da mão, normalmente utilizada para carregar bandejas.

Além das funções estáticas a mão humana é capaz de exercer outras funções essenciais por meio da sua múltipla possibilidade de movimentações, podemos utilizá-la para percussões, contato, expressões gestuais e, principalmente,

para a execução das preensões ativas, que combinam as funções estáticas à uma ação com o objeto permanecendo na mão (como, por exemplo, a ação de acender um isqueiro ou cortar com uma tesoura) (KAPANDJI, 2000).

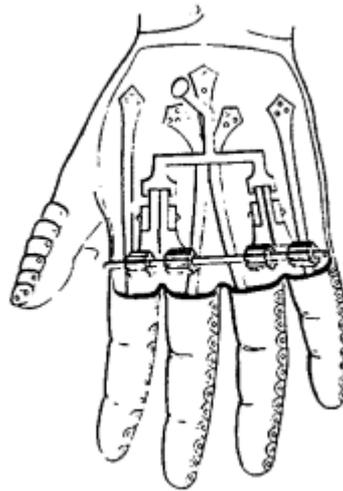
O objetivo de uma prótese de mão ideal é reproduzir todas funções supracitadas com fidelidade das movimentações, sendo ativada pela vontade do paciente e conferindo antropomorfismo¹ ao órgão artificial. Portanto, este trabalho aborda a seguir as principais tecnologias empregadas em próteses, com o intuito de que o uso desta não seja percebido por terceiros e que forneça subsídios para o usuário desenvolver todas as atividades as quais necessitar.

¹ É a forma de pensamento que atribui características e sentimentos humanos a objetos inanimados ou a animais irracionais.

3 PRÓTESES PARA MEMBROS SUPERIORES

Há muitos anos a humanidade constatou a necessidade do desenvolvimento de membros artificiais, com o intuito de substituir membros ausentes ou oriundos de má formação congênita. Os primeiros registros são datados aproximadamente 500 a.C. em que esculturas e desenhos registram pessoas utilizando pilões de madeira como forma de apoio em substituição a membros inferiores, mas o marco inicial dos esforços voltados a construção de próteses foi no século XV e XVI. Dentre os que se destacam, estão Leonardo da Vinci e Ambroise Paré, que elaboraram próteses bastante funcionais (Figura 5), baseado nas tecnologias disponíveis na época (BOCCOLINI, 1990).

Figura 5 – Prótese de mão planejada por Ambroise Paré



Fonte: BOCCOLINI (2000).

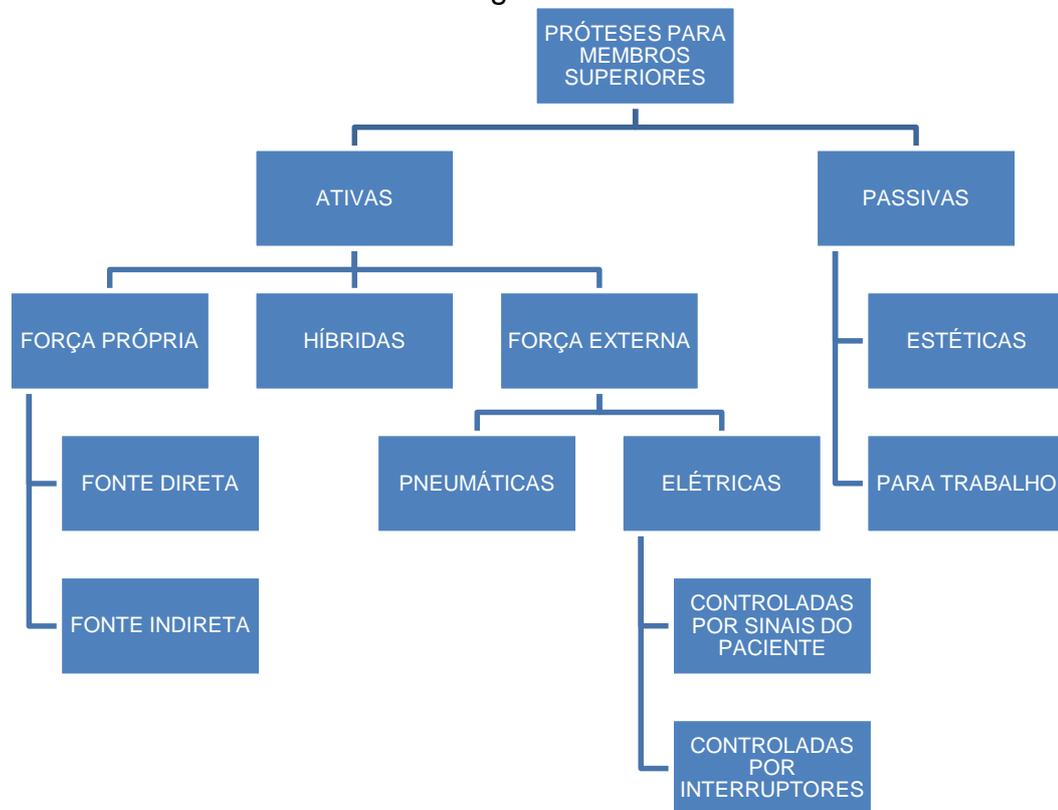
A partir do final da década de 30 e meados da década de 40 (século XX), observa-se um significativo aumento nos esforços voltados ao desenvolvimento de próteses mais funcionais e antropomórficas (DE CAMARGO, 2008). Tal fato deve-se principalmente à Segunda Guerra Mundial, onde houveram diversas mutilações em militares e civis e, por consequência, amputações.

Por outro lado, atualmente nota-se que, apesar do alto nível de rejeição das próteses para membros superiores por parte dos usuários, aproximadamente 70% (CARVALHO, 2004), os membros artificiais têm o papel de reintegrar o paciente à sociedade, de modo que ele possa voltar a realizar suas atividades normalmente, gerando maior autonomia e um em qualidade de vida (DEL CURA, 2005).

3.1 CLASSIFICAÇÃO E ATUAÇÃO

Devido à grande quantidade de modelos e tecnologias voltadas a próteses disponíveis atualmente, é necessário classificá-las. A principal divisão se dá de acordo com o nível de amputação, já que cada paciente possui um caso específico (BLOHMKE, 1994), porém, do ponto de vista da Engenharia, costuma-se classificar as próteses em relação a sua fonte de energia (DA CUNHA, 2002), conforme exposto na Figura 6.

Figura 6 – Classificação das próteses para membros superiores de acordo com a fonte de energia e funcionalidade



Fonte: Adaptado de DA CUNHA (2002).

As próteses passivas são estáticas, ou seja, não possuem a capacidade de realizar movimentos, portanto não são controladas pelo usuário. Dentro desse grupo, as próteses estéticas (Figura 7 – a) têm a finalidade de apenas imitar a antropomorfia de uma mão humana, devendo apresentar leveza e conforto já que o objetivo é de apenas reestabelecer o aspecto visual do membro. Já as próteses passivas para o trabalho (Figura 7 – b) visam apenas a funcionalidade,

apresentando uma ferramenta acoplada a parte mais distal da mesma, as mais antigas e conhecidas são as próteses que têm um gancho em sua extremidade. Essa classificação de prótese é obsoleta e atualmente encontra-se em desuso (GIRAUDET, 1978) (BOCCOLINI, 1990) (BLOHMKE, 1994).

Figura 7 – Próteses Passivas



a) Prótese Estética b) Prótese Passiva para Trabalho

Fonte: DE CAMARGO (2008).

As próteses ativas, por sua vez, possuem algum tipo de mobilidade e são acionadas de alguma maneira pelo próprio paciente. São subdivididas de acordo com a fonte da movimentação, sendo elas: ativas por força própria, ativas por fonte externa ou a combinação das duas, que são chamadas de próteses híbridas (BLOHMKE, 1994).

Particularmente, a classe de próteses ativas é abordada com maior ênfase neste trabalho. Neste contexto, próteses ativas por força própria, ou próteses mecânicas ou de tração, utilizam o movimento ou a força do paciente para gerar outro movimento. Pode-se destacar dois grupos entre as próteses ativas por força própria, a de fonte direta (Figura 8 – a), que, com determinados movimentos aciona a funcionalidade da prótese, como abrir ou fechar uma mão mecânica, e a de fonte indireta (Figura 8 – b), caracterizada pela transmissão dos movimentos por meio de cabos ou tirantes presos de alguma forma a outro membro presente no paciente, como por exemplo, a movimentação do ombro ou do coto gerar uma articulação na prótese (CARVALHO, 2004).

Figura 8 – Próteses Ativas por Força Própria



a) Fonte Direta

b) Fonte Indireta

Fonte: SILVA (2008).

Esse tipo de prótese demanda um treinamento intenso do paciente, já que os movimentos não são naturais, costumam não ser antropomórficos e requerem grande esforço muscular, motivos que acentuam o número de rejeição ou desistência do uso. Porém, as próteses ativas por força própria, costumam ser funcionais e acessíveis, sendo aplicáveis em praticamente todos os níveis de amputação (DE CAMARGO, 2008).

Por outro lado, as próteses ativas por força externa são classificadas por possuírem inerentes às mesmas a energia necessária para a geração dos movimentos. Os comandos são provenientes do paciente e representam a vontade do usuário no desempenho de determinada ação do órgão artificial (DEL CURA, 2005). Na sua maioria, são as próteses que possuem maior semelhança com os membros naturais (DA CUNHA, 2002).

São divididas pela fonte de energia agregada ao membro e, também, pela forma de controle dos comandos enviados à prótese. Usualmente, nesta subclasse pode-se observar maior ênfase em próteses pneumáticas e elétricas. Particularmente, as primeiras possuem um reservatório de ar comprimido ou CO₂, normalmente localizado na região da axila, e, ao comando das contrações musculares situadas no coto, faz com que os atuadores pneumáticos exerçam suas movimentações (BOCCOLINI, 1990). Essa classe de próteses é raramente encontrada, devido a elevada emissão de ruídos, baixa autonomia e precisão, seu peso elevado e pela impossibilidade ou complexidade de controle da força e velocidade empregada na movimentação (GARRIDO, 2008). Diferentemente, próteses elétricas estão em amplo desenvolvimento e este caso é enfatizado a seguir, bem como os elementos gerais que as compõem.

3.2 PRÓTESES ELÉTRICAS

Apesar de ainda não possuírem um preço competitivo, as próteses elétricas para membros superiores estão evoluindo progressivamente e aumentando sua parcela de participação no mercado de próteses, devido à alta relação peso/potência dos sistemas armazenadores de energia elétrica em conjunto com os atuadores, bem como, os constantes estudos voltados ao controle de sinais elétricos (GARRIDO, 2008).

Além disso, são considerados membros artificiais eficientes e silenciosos, além de apresentarem antropomorfia satisfatória. Com a capacidade de reconhecer os comandos do paciente para a idealização de uma determinada tarefa, essa classe de próteses possui grande potencial (DEL CURA, 2005).

No desenvolvimento de uma prótese para membros superiores recomenda-se a avaliação e seleção dos elementos (por exemplo: mecanismos, atuadores, etc) de acordo com o objetivo do projeto. No entanto, recomenda-se principalmente, dar preferência aos componentes que possuam menor tamanho, peso, histerese e não repetibilidade, consumo de energia e custo. Outros requisitos desejados são o antropomorfismo, maior flexibilidade, aplicabilidade, precisão, eficiência, densidade de potência, entre outros (DA CUNHA, 2002). Neste sentido, com os constantes avanços tecnológicos torna-se essencial manter-se atualizado, principalmente na área do desenvolvimento de dispositivos biomédicos, tendo em vista o alto índice de rejeição ou falta de interesse por membros artificiais (CARVALHO, 2004). A seguir os principais elementos e características relacionadas a próteses elétricas são apresentadas.

3.2.1 Atuadores

Os atuadores são elementos responsáveis pela conversão de um tipo de energia em outro, para o projeto em estudo, usualmente se tem a transformação de energia elétrica em mecânica. Dentre as diversas opções disponíveis no mercado, deve-se restringir à seleção atuadores aptos a serem implementados em uma prótese, portanto, devendo atender a requisitos de tamanho reduzido, torque elevado, rápida e precisa resposta (DE CAMARGO, 2008).

Baseado no princípio com que o atuador executa a transformação do potencial elétrico em potencial mecânico podemos dividi-los em dois grupos: os atuadores convencionais e os não-convencionais (DA CUNHA, 2002). Particularmente, os atuadores convencionais englobam o grupo cujo funcionamento baseia-se no fenômeno eletromagnético, tendo como parte componente alguma classe de motor DC, podendo ser os micromotores DC (*coreless* e *brushless*), servomotores RC e os músculos artificiais.

Os micromotores DC *coreless* apresentam núcleo oco no qual a bobina é fixada, formando um cilindro oco e um estator feito de imã permanente. Esses motores apresentam alta rotação e baixo torque, dessa forma, necessitando o acoplamento de um redutor para torná-lo útil à aplicação desejada. Apesar de ser encontrado por preços atraentes, esse tipo de motor possui desgaste nas escovas (feitas de ligas metálicas especiais), exigindo manutenção, fato que limita sua utilização em membros artificiais (DEL CURA, 2005). A aplicação deste atuador pode ser vista em (VENTIMIGLIA, 2012), onde um motor da Pololu com redução integrada de 250:1 é inserido na palma de uma mão protésica.

Os micromotores DC *brushless* possuem o imã permanente junto ao rotor, a bobina da armadura é localizada no estator, e nenhuma escova é necessária para seu acionamento, dessa forma, sendo considerados melhores para a aplicação em uma mão artificial já que a comutação é realizada eletronicamente, livrando-o de manutenção, além de serem menores e compactos, facilitando sua fixação no interior da prótese. Para a movimentação dos mecanismos também se faz necessário o uso de redutores acoplados ao eixo do motor (DA CUNHA, 2002). Seu reduzido tamanho permite o aumento do número de juntas ativas na prótese, sendo possível implementá-los na palma da mão, porém deve-se atentar à relação peso/funcionalidade e ao ruído produzido pelos motores, característica inconveniente aos pacientes. Em (CARROZZA, 2000), utiliza-se um motor *brushless* bidirecional no desenvolvimento de um sistema atuador voltado a próteses de membros superiores.

Os servomotores RC consistem da associação de um micromotor DC, um redutor e um sistema de controle, são utilizados em aplicações onde devem ser realizadas movimentações exatas, portanto tendo a capacidade de posicionar o eixo de saída com precisão. O sistema interno de *feedback* consiste, normalmente, em um potenciômetro acoplado ao eixo do motor por meio de uma engrenagem

funcionando como um sensor de posição. O controle da posição do eixo do servomotor é realizado por meio de um trem de impulsos, normalmente por meio da modulação por largura de pulso (PWM), determinando a posição angular de acordo com a largura do sinal, até que o potenciômetro iguale seu valor ao recebido pela linha de controle (GARRIDO, 2008). Um estudo sobre o controle desta classe de atuadores voltada ao uso em órteses e próteses pode ser encontrada em (GARRIDO, 2008).

Os músculos artificiais consistem de um micromotor DC com redução associado a um sistema porca/parafuso que transforma o movimento rotacional em movimento linear, o avanço linear da porca está agregado ao pistão de um cilindro preenchido com fluido hidráulico, dessa forma, com a rotação do motor o fluido é comprimido. A energia hidráulica gerada fornece força a um micro músculo artificial de borracha, este que é capaz de realizar movimentos suaves e atua contraindo-se com grande similaridade a um músculo do corpo humano. Tem como vantagens a leveza do sistema, a grande força que é capaz de gerar e sistema de controle compacto, no entanto, pela baixa geração de fluxo da micro bomba, torna-se difícil controlar a velocidade das movimentações. Em (LEE, 2000), encontra-se o desenvolvimento de um micro músculo artificial de borracha controlado por um micro compressor, orientado a membros artificiais.

Por sua vez, os atuadores não-convencionais têm como princípio de funcionamento baseados nos fenômenos ligados à estrutura atômica do material, como certas propriedades de algumas ligas metálicas, materiais piezoelétricos e compostos químicos do tipo polímero gel (DA CUNHA, 2002). Representam uma classe de atuadores que apresentam grande densidade de potência com reduzido tamanho e massa, porém o elevado custo de aquisição e a complexidade do acionamento tornam-se um empecilho no emprego destes em próteses (DEL CURA, 2005).

Adicionalmente, motores piezoelétricos utilizam a propriedade de alguns cristais e cerâmicas que ao serem expostos aos efeitos de um campo elétrico deformam-se (efeito piezoelétrico). Normalmente são constituídos de um estator ativo e um rotor passivo, ao sofrer uma diferença de potencial o estator deforma-se linearmente para frente e sua extremidade, ao gerar grande atrito, faz o rotor girar. Para tornar o movimento contínuo, aplicam-se oscilações elétricas e, por diminuir o atrito no retorno, não permite que o rotor gire no sentido contrário (LAVRINENKO,

1980). Possuem um grande potencial de aplicação em próteses devido à alta relação torque/peso e o baixo consumo energético, o inconveniente acaba se tornando o custo elevado e a dificuldade construtiva (DA CUNHA, 1999).

Os motores ultrassônicos valem-se de vibrações mecânicas na região acima dos 20 kHz para a geração de uma onda de propagação flexural em um anel elástico ou disco, composto de material piezoelétrico, que conduz a um movimento elíptico das partículas na superfície do sólido (chamado de estator), sendo esse movimento conduzido ao rotor por contato direto (SASHIDA, 1993). Baseado no seu princípio de funcionamento, as mais relevantes vantagens são sua alta densidade de potência, funcionamento silencioso e inércia desprezível. Entretanto, por necessitar de uma alta frequência da fonte de energia, ter desgaste entre as superfícies de contato e apresentar pequena eficiência, seu uso não se tornou popular em membros artificiais, até então. Um estudo sobre sua possível aplicação em próteses de mão e tendências nesta classe é apresentada em (PONS, 2001).

A liga com memória de forma é um atuador composto por ligas metálicas (sendo a mais comum de Nitinol – NiTi) caracterizadas por assumir fases ou formas diversas quando expostas a diversas temperaturas, têm a capacidade de retornar a uma forma pré-estabelecida quando aquecidas. O controle é realizado por meio da passagem de corrente elétrica pela liga já deformada, que gerando um aquecimento no material, altera sua estrutura cristalina e se contrai, retornando à sua posição fundamental. Sua utilização em forma de fios facilita a aplicação em próteses para membros superiores, além de apresentar menor massa e preço em relação aos motores eletromagnéticos. No entanto, por necessitar de altas temperaturas (55 a 100 °C) e pelas próteses não apresentarem uma boa taxa de troca de calor, a frequência de funcionamento acaba não sendo a esperada para a aplicação em questão. O emprego deste atuador pode ser visto em (DE LAURENTIS, 2002), onde o autor propõe um *design* mecânico para a utilização de ligas com memória de forma em uma mão artificial.

O polímero gel contrátil representa um método de atuação alternativo, sendo composto por material capaz de sofrer abrupta deformação volumétrica mediante a aplicação de um estímulo de temperatura, químico ou elétrico. O polímero gel estimulado por campo elétrico, e aplicado em projetos de reabilitação, é o poli(acrilamida) (PAM). Esse atuador se destaca em aplicações de membros artificiais por ocupar espaço reduzido, possuir facilidade de controle e apresentar elevada

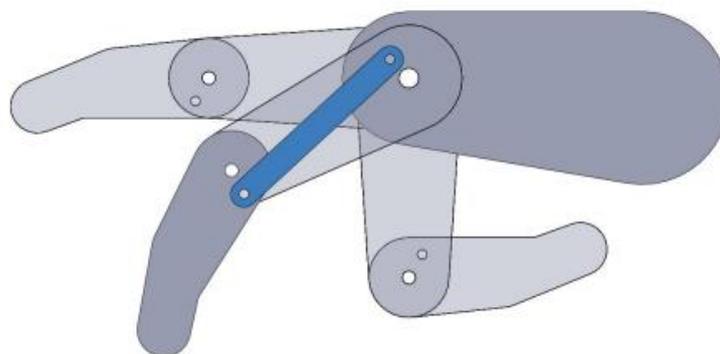
redução de massa, aumentando a possibilidade de juntas ativas no membro e sendo considerado um músculo artificial, devido às semelhanças em aspectos funcionais importantes, mostrando-se uma alternativa com elevado potencial (DE CAMARGO, 2008). Um estudo do comportamento eletromecânico de polímeros à base de acrilamida, visando o acionamento de uma prótese mioelétrica de mão é apresentada em (SAKAMOTO, 1994).

3.2.2 Mecanismos de Transmissão

Geralmente os atuadores empregados em membros artificiais ativos por força externa não produzem o movimento desejado à função a qual estão incumbidos, necessitando a transformação desse por meio dos mecanismos de transmissão. Acoplados ao sistema motor, também dispõem de variadas configurações, e a correta escolha do mecanismo torna-se essencial para o antropomorfismo e eficiência da prótese desenvolvida (DA CUNHA, 2002).

Os sistemas articulados (Figura 9) são compostos, basicamente, de um sistema de alavancas e articulações a fim de reproduzir os movimentos da mão humana. Apesar da relativa simplicidade construtiva, e por consequência menor números de juntas ativas, os sistemas dessa classe diminuem o custo e facilitam o controle do projeto, sendo um dos mecanismos mais populares nas próteses encontradas comercialmente (DE CAMARGO, 2008).

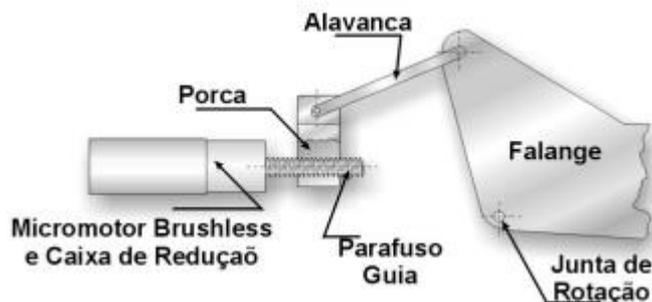
Figura 9 – Sistema de Transmissão Articulado



Fonte: VENTIMIGLIA (2012).

Conhecido como manivela deslizante (Figura 10), que consiste em um sistema de alavanca articulada acoplada a um conjunto de movimentação linear, composta de parafuso/porca ligados ao eixo de um micromotor DC com caixa de redução integrada, impondo a movimentação diretamente à falange desejada. Mesmo obtendo-se uma redução de tamanho e massa, esse mecanismo não consegue fornecer grande força à mão, sendo inviável sua aplicação para determinadas funções estáticas (CARROZZA, 2000).

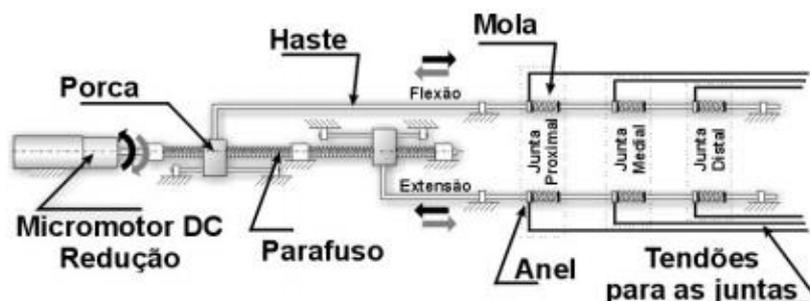
Figura 10 – Sistema de Manivela Deslizante



Fonte: DA CUNHA (2002).

O mecanismo de acomodação (Figura 11) é constituído pelos mesmo componentes da manivela deslizante, porém ao invés da alavanca, temos duas hastes que atuam como os tendões de uma mão humana, uma para a flexão e a outra para a extensão. Com esse sistema, tem-se a possibilidade de movimentar três DOF utilizando apenas um atuador e possibilitando sua acomodação na cavidade protética, apesar do inconveniente de não admitir o aumento de graus de liberdade deste mecanismo.

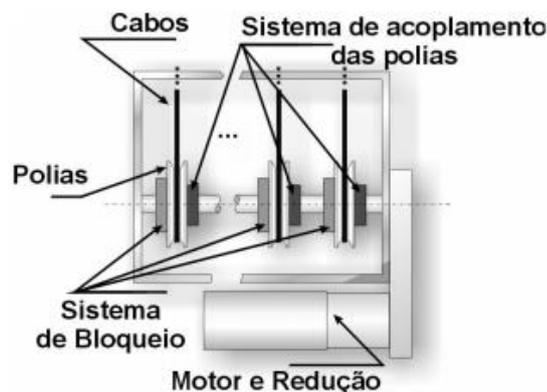
Figura 11 – Transmissão por Mecanismo de Acomodação



Fonte: DA CUNHA (2002).

O mecanismo múltiplo de transmissão (Figura 12) é capaz de exercer a tração em diversos cabos por meio de polias, possibilitando a movimentação independente ou conjunta destas, por meio de apenas um atuador. As polias são desacopladas ao eixo de saída do motor, sendo responsável pela união o sistema de acoplamento, que permitirá o movimento da respectiva falange. Ao atingir a posição desejada, o sistema de bloqueio trava o movimento da polia e torna o eixo livre novamente. Sua principal vantagem é a leveza associada ao grau de antropomorfismo conferido à mão, porém devido aos sistemas de acoplamento e bloqueio, pode apresentar dimensões que não possibilitem sua acomodação no interior da mão (DA CUNHA, 2002).

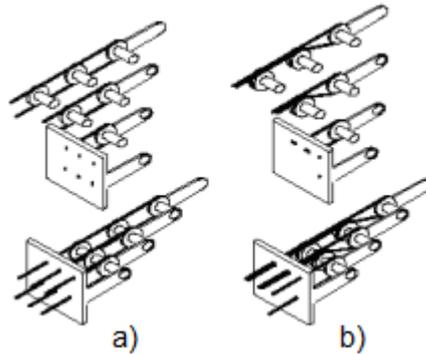
Figura 12 – Mecanismo Múltiplo de Transmissão



Fonte: DA CUNHA (2002).

Os mecanismos do CTArm tipo 1 e 2 são compostos por um conjunto de polias e cabos, atuando diretamente nas falanges da mão. Este sistema apresenta três polias na falange proximal, duas polias na falange média e apenas uma polia na falange distal, sendo que apenas a polia que atua no movimento da respectiva falange está acoplada à mesma, o restante das polias encontra-se livre e trabalham como guias, portanto sua principal vantagem é a redução da força de tração nos cabos, além do facilitado aumento de DOF e movimento similar ao da mão humana (MA, 1993). Os tipos 1 e 2 do CTArm diferem-se pela forma como os cabos são guiados, e podem ser vistos por meio da Figura 13.

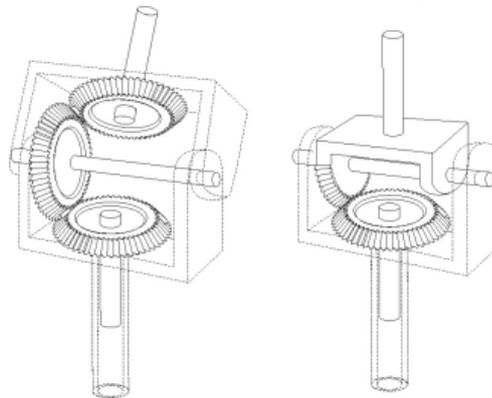
Figura 13 – Mecanismos CTArm Tipo 1 (a) e Tipo 2 (b)



Fonte: Adaptado de MA (1993).

A transmissão por meio de engrenagens (Figura 14) não é muito popular em próteses de mão devido à complexidade de implementação e pela falta de antropomorfismo do mecanismo, porém podem ser utilizadas engrenagens cônicas para esse fim, devendo atentar-se que a transmissão dessa forma inverte a rotação a cada estágio (PETROV, 1984).

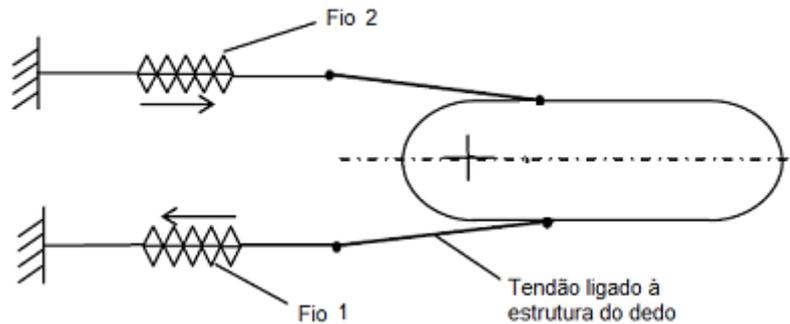
Figura 14 – Transmissão por Engrenagens



Fonte: DA CUNHA (1999).

Por fim, um mecanismo pouco difundido, mas com grande potencial é a transmissão por liga com memória de forma (Figura 15), empregado usando dois fios em oposição que, por meio do controle do fluxo de corrente por estes, enquanto um contrai o outro se estende, gerando a movimentação das juntas do dedo. Destaca-se, principalmente, pela leveza e facilidade de implementação, já que é utilizado em forma de fios (SONO, 2012).

Figura 15 – Transmissão por Liga com Memória de Forma



Fonte: Adaptado de SONO (2012).

3.2.3 Sensoriamento

A aplicação de sensores em próteses para membros superiores, apesar de estar presente apenas nos modelos de alto custo, é fundamental para se obter um maior controle sobre os movimentos e a sua utilização, aumentando o antropomorfismo do órgão artificial.

Atualmente, as próteses comerciais mais comuns trabalham em um sistema de malha aberta (OGATA, 2003), sendo o único retorno de informação a visão do paciente, e tornando a prótese um sistema de malha fechada, com realimentação de sensores, acredita-se que a rejeição da utilização de membros protéticos diminua (DE CAMARGO, 2008). Além disto, os requisitos desejados em sensores com aplicação em próteses de membros superiores são tamanho e massa reduzidos, baixa histerese, flexibilidade, média precisão e espera-se que sejam de baixo custo (DEL CURA, 2005).

Particularmente, os sensores de força são responsáveis pela quantificação da força exercida pelo dedo na manipulação de objetos, informação de extrema importância para o sucesso em uma movimentação envolvendo a permanência de um item na mão. Para este fim, os sensores mais comumente utilizados são do tipo *strain gages* e de efeito Hall, mas o que atende os requisitos com maior eficácia é o Force Resisting Sensor (FSR – Figura 16), composto de três finas camadas (uma de polímeros semicondutores, uma de espaçadores e uma de eletrodos) que juntos geram uma diminuição da resistência conforme o aumento de força aplicado à superfície do sensor. Os principais motivos da sua preferência para aplicação em

próteses é o peso e volume reduzidos, além da capacidade de deformar-se e apresentar possibilidade de linearização da resposta dentro de certos limites.

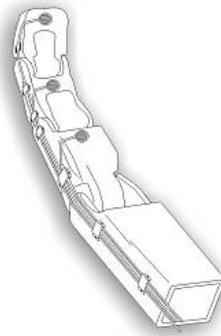
Figura 16 – Force Resisting Sensor (FSR)



Fonte: INTERLINK ELECTRONICS (2015).

Por outro lado, sensores de posição angular, em um sistema de malha fechada, tornam possível movimentos com velocidade e precisão. Esses dispositivos medem a posição (ou variação) angular de uma parte móvel em relação a uma referência. São aplicados aos projetos: potenciômetro, *encoder*, sensores indutivos ou de efeito Hall, etc. Entretanto, os tais sensores apresentam problemas relativos à construção de dispositivos específicos à necessidade de serem acoplados na cavidade protética. Sendo assim, os sensores baseados na deflexão de fibras óticas (*Shape Sensors* – Figura 17), mostram-se mais atraentes, por serem leves, flexíveis e por possibilitarem que o processamento do sinal lido esteja distante do ponto onde o ângulo é medido (DA CUNHA, 2002).

Figura 17 – Shape Sensor Aplicado em um Dedo Artificial



Fonte: JACOBSEN (1984).

Apesar de raramente aplicados em próteses, os sensores de temperatura são importantes quando o paciente manipula objetos que podem vir a danificar a prótese devido à alta temperatura, além dos casos onde o objeto está sendo levado até a pele do usuário por meio da prótese, como por exemplo levar um alimento até a boca. Com a inserção destes dispositivos torna-se possível também, adicionar um mecanismo de reflexo à mão, por intermédio da abertura involuntária do órgão ao entrar em contato com elevadas temperaturas. Apesar dos termopares e termômetros de resistência serem destinados a esse fim, recomenda-se a utilização de termistores (Figura 18), fabricados de materiais semicondutores e que apresentam pequenas dimensões, viabilizando sua aplicação em próteses para membros superiores (MACHADO, 2000).

Figura 18 – Termistor para Próteses



Fonte: DA CUNHA (2002).

Por fim, os sensores de deslizamento são responsáveis pela detecção do escorregamento dos objetos manipulados pela mão, indicando ao controlador que mais força deve ser empregada no movimento para evitar danos ao paciente ou ao objeto, ou então garantir que a força exercida é o suficiente para manter o objeto estático. A técnica mais simples é observar a corrente do motor de uma ou mais juntas, sendo que ao elevar um objeto a corrente aplicada ao motor tende a aumentar em função do aumento da carga. Caso isso não aconteça, deve-se retornar à posição inicial e aumentar a força, apesar de ser um sistema simples não pode ser considerado confiável e de resposta rápida, portanto não se recomenda o uso em membros artificiais (DE CAMARGO, 2008).

Outras soluções com potencial de aplicação são os sensores capacitivos e os (mini) microfones. Entretanto, nota-se que o sensor piezelétrico (Figura 19) é o dispositivo mais recomendado para uso em próteses, por atender às especificações exigidas e possuir custo reduzido em relação aos demais. Esse tipo de sensor possui uma pequena película de material piezelétrico depositada sobre um substrato, e fornece uma tensão na saída relativa à força aplicada (DA CUNHA, 1999).

Figura 19 – Cerâmica Piezelétrica para uso como Sensor de Deslizamento



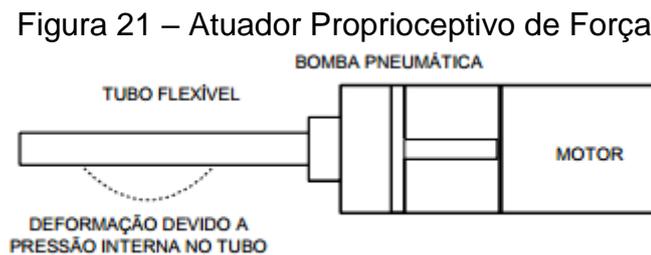
Fonte: DA CUNHA (2002).

3.2.4 Integração entre prótese e usuário

A partir da subseção anterior, nota-se a importância da interface entre a prótese para membros superiores e o usuário. Por exemplo, a habilidade tátil presente em nosso sistema tegumentar é capaz de transmitir informações do ambiente ao corpo humano por meio de diversos receptores. Devolver essa capacidade perdida junto à perda do órgão é uma grande evolução almejada no ramo dos membros artificiais. Desta forma, o objetivo é fornecer informações sensoriais artificiais ao membro residual do paciente, com o intuito de aperfeiçoar o desempenho do membro protético, oferecer maior antropomorfismo e similaridade ao sistema fisiológico original (DE CAMARGO, 2008). Esse *feedback* da prótese ao corpo do paciente é chamado de propriocepção.

A propriocepção de força torna-se interessante durante o manuseio de objetos que requerem sensibilidade, oferecendo um controle direto ao paciente. Esta ação pode ser feita de diversas formas, por meio de estímulo visual (formado por uma barra de LEDs que vão sendo acesos com o aumento gradual da força aplicada) ou por estímulo acústico (que emite um aviso sonoro proporcional à força aplicada) (DE CAMARGO, 2008). Porém tais formas não são aconselháveis pois geram constrangimento ao usuário e se tornariam motivos para a rejeição do

aparelho. Outra forma de propriocepção de força é por meio de um micromotor DC acoplado a uma micro bomba pneumática (Figura 21), com o aumento da força empregada pela prótese o dispositivo infla um tubo flexível que está em contato com o paciente, conforme a força exercida sobre sua pele aumenta, a força aplicada na mão artificial também torna-se maior. Entretanto sua construção é difícil e demanda um custo considerável (DEL CURA, 2005).

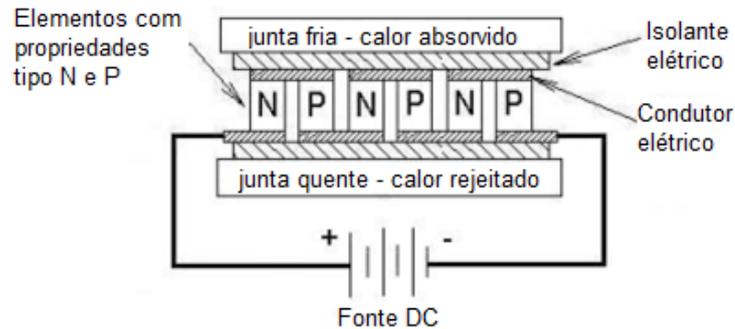


Fonte: DEL CURA (2005).

A solução mais conveniente para implementação em próteses é por estímulo vibratório, sendo utilizado um micromotor DC *Vibracall*, por possuir baixo consumo energético e apresentar características de tamanho e peso reduzidos. A vibração transmitida ao paciente é feita de forma discreta e satisfatória, sendo de fácil assimilação e com resposta instantânea (DE CAMARGO, 2008).

Para aumentar o grau de interação com o ambiente em diversas formas sensitivas, utiliza-se um atuador para fornecer informações do estado térmico atual do objeto ao paciente. Como a informação deve ser tanto quente ou fria, utilizam-se módulos de efeito Peltier (Figura 22) para a propriocepção de temperatura, seu funcionamento consiste na passagem de uma corrente elétrica pela junção de dois materiais semicondutores, de acordo com o sentido do fluxo da corrente uma face resfria-se e a outra esquenta. Apesar de sua superfície cerâmica ser frágil este dispositivo destaca-se pela ausência de ruído ou vibração, tamanho reduzido e alta durabilidade e precisão (DE CAMARGO, 2008).

Figura 22 – Módulo de Efeito Peltier



Fonte: DEL CURA (2005).

Por outro lado, é importante que o usuário possa comandar a prótese semelhantemente ao seu membro original. Por exemplo, uma prótese ativa por força externa tem como objetivo principal fornecer subsídios para o usuário poder acioná-la conforme a sua vontade e a função desejada seja realizada da forma mais antropomórfica possível, a fim de evitar limitações físicas ou consequências psicológicas na sua utilização. Para que isto seja possível deve-se obter um sinal biológico de controle, comumente proveniente do membro residual ou coto (DA CUNHA, 2002).

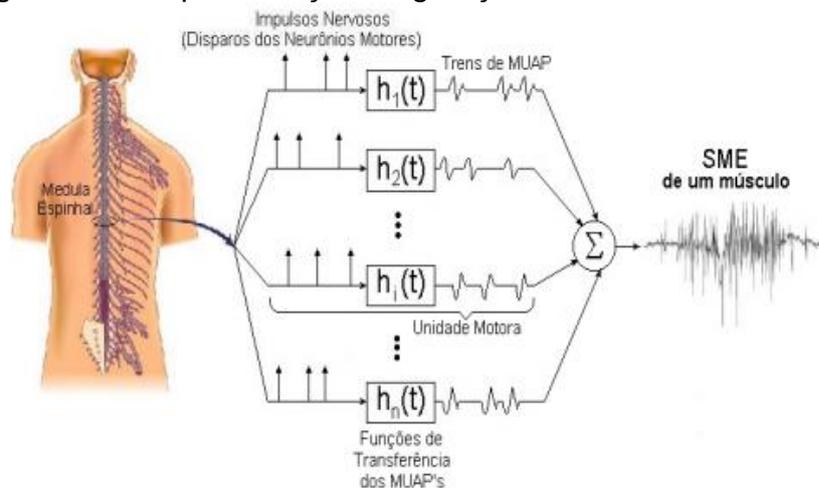
Neste contexto, os principais meios de aquisição e tratamento dos possíveis sinais obtidos para o controle de próteses são: eletromiografia, mecanomiografia, sonomiografia e eletroencefalografia.

Atualmente, as próteses controladas por eletromiografia (EMG) são as que conferem maior grau de antropomorfismo aos membros artificiais, por utilizarem a mesma fonte de controle da mão humana. Impulsos elétricos são enviados pelo cérebro, por meio do sistema nervoso, e recebidos pelos músculos que, por sua vez, movimentam os tendões a fim de executar o movimento ou função da mão desejada pelo paciente (DEL CURA, 2005).

O sinal mioelétrico (SME) muscular é composto por diversos potenciais de ação musculares, os MUAPs (*Motor Unity Action Potential* ou Unidade Potencial de Ação Motora) que tem duração de 2 a 10 ms, com amplitude na faixa de 100 μ V a 2 mV e banda de frequência de 5 Hz a 10 kHz. Para que as unidades motoras possam sustentar uma contração muscular por maiores períodos de tempo, são enviados trens de potencial de ação da unidade motora, essa sequência é chamada de MUAPT (*Motor Unity Action Potential Train*) (ORTOLAN, 2002).

Os MUAPTs, ao percorrer a fibra muscular, geram um campo eletromagnético no seu entorno, que sendo captados por eletrodos detectam o potencial elétrico proporcional à contração muscular e geram os sinais mioelétricos. Os SMEs são compostos pela soma dos vários MUAPTs de um músculo, já que apresentam características diferentes para cada unidade motora do músculo, conforme Figura 23.

Figura 23 – Representação da geração do SME de um músculo



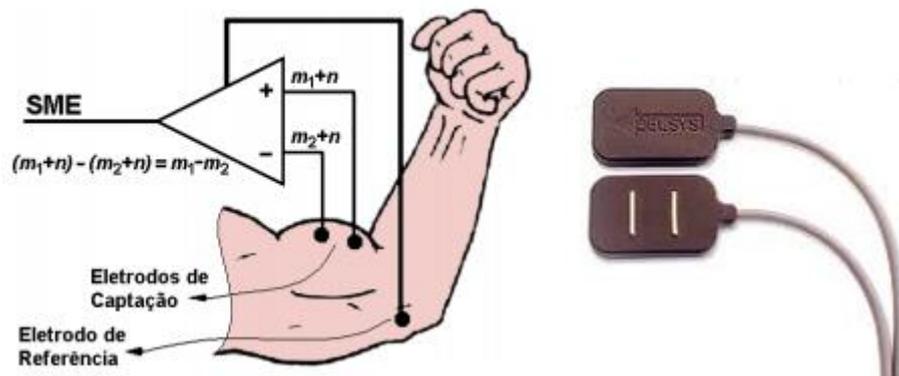
Fonte: ORTOLAN (2002).

O sinal mioelétrico é obtido por meio de eletrodos, em configurações monopolares, que obtêm diferenças de potenciais entre dois pontos onde um é a referência, ou configurações bipolares, que subtrai os potenciais de dois sinais obtidos em relação à uma referência, sendo assim três pontos de detecção. Esses eletrodos podem, ainda, ser invasivos ou não invasivos. Apesar de os eletrodos invasivos (de fio ou de agulha) apresentarem sinais com maiores amplitudes e espectro de potência mais amplo, não costumam ser empregados em próteses por exigirem excelente esterilização e, principalmente, pelo desconforto gerado ao paciente. Portanto, em membros artificiais, utilizam-se eletrodos não invasivos, ou de superfície, que captam a atividade de todo um músculo, produzindo informações mais grosseiras, necessitando um sistema de controle mais complexo (ORTOLAN, 2002).

Em próteses comerciais mais desenvolvidas costumam-se aplicar eletrodos ativos de superfície diferencial (Figura 24), por já possuírem um circuito amplificador

integrado e por não necessitarem o uso de gel condutor, de pasta abrasiva, da retirada dos pelos e por não serem descartáveis. Esses eletrodos possuem três pontos de detecção, sendo dois pontos de captação no músculo em análise (para que o ruído seja induzido nas duas entradas e possa ser subtraído no amplificador) e um ponto de referência que deve estar situado em uma área livre de músculos para não interferir na medida (DE LUCA, 2002).

Figura 24 – Funcionamento de um Eletrodo Ativo de Superfície Diferencial



Fonte: Adaptado de DE LUCA (2002).

A melhor localização do eletrodo de captação é entre a junção neuromuscular e o tendão de inserção do músculo, com as barras de prata perpendiculares às fibras musculares (ORTOLAN, 2002).

O grau de antropomorfismo conferido à prótese depende diretamente, além da correta captação do SME, da implementação de um sistema de filtragem e controle do sinal adquirido. Diversos métodos de controle são sugeridos nas bibliografias estudadas, desde controle *on/off* até sistemas que apresentam alta complexidade, sempre com o intuito de tornar o movimento realizado pela prótese o mais semelhante possível ao de uma mão humana, utilizando como fonte os impulsos elétricos gerados pelo cérebro e enviados ao grupo muscular situado no membro residual ou coto do paciente.

Por sua vez a mecanomiografia (MMG) propõe a medição da atividade mecânica gerada pela contração dos músculos, já que quando uma contração muscular é realizada, nota-se uma variação volumétrica na superfície da pele. Antigamente, próteses utilizavam deste princípio para controlar a abertura ou fechamento da mão, utilizando interruptores para detectar essa atividade muscular

(DA CUNHA, 1999). Porém, atualmente, já se encontram alternativas para se obter sinais com maior grau de informação referente à intenção do paciente em realizar algum movimento da mão artificial. Entre elas está o sensor miocinemétrico, este possui um ímã que ao ser aproximado de um sensor de efeito Hall produz um sinal proporcional à essa variação. Esse transdutor é encapsulado em um disco de plástico a fim de facilitar seu acoplamento à pele (KENNEY, 1999). A leitura da contração muscular pode, ainda, ser realizada por um sensor composto de um microfone enclausurado dentro de um compartimento fechado de ar e um acelerômetro, chamado de CMASP. O microfone mede a vibração de baixa frequência gerada pela atividade muscular e o acelerômetro subtrai deste sinal a interferência externa, produzindo um sinal bastante similar ao SME (SILVA, 2005).

A técnica baseada na utilização de um *scanner* ultrassom para visualizar imagens dinâmicas do grupo muscular situado no antebraço de pessoas que possuem o membro, é chamada de sonomiografia. Baseado nesses dados coletados, desenvolveu-se um sistema de análise que relaciona a mudança morfológica dos músculos com o ângulo do punho, e tendo essa relação, aplicou-se o *scanner* no coto remanescente de um paciente amputado para controlar o ângulo de abertura ou fechamento de uma prótese de mão (ZHENG, 2006).

Por fim, a eletroencefalografia (EEG) consiste na aquisição dos sinais cerebrais desenvolvidos no encéfalo, por meio do emprego de eletrodos superficiais aplicados no couro cabeludo. Por necessitar a utilização de um capacete com um conjunto de sensores, pouco se utiliza esse método de controle para próteses, sendo mais popular entre pacientes paráliticos ou com ausência dos músculos responsáveis pelos movimentos da mão. As expressões faciais realizadas pelo usuário do capacete, determinam os movimentos desenvolvidos pela prótese (SONO, 2012) (WEIR, 2003).

Após a captação dos sinais provenientes do paciente nas diferentes formas supracitadas, com o propósito de realizar um movimento ou função estática da mão, deve-se tratá-los e interpretá-los a fim de satisfazer o desejo do usuário da prótese. A substituição protética ideal deveria fornecer subsídios para a reabilitação motora, estética e tátil. De acordo com o método empregado para aquisição dos sinais de controle têm-se diferentes possibilidades de processamento, sendo as principais citadas a seguir (DA CUNHA, 2002) (DE CAMARGO, 2008).

O mais difundido é o controle em 3-Estados que por meio da amplitude do sinal gerado determina se a mão deve estar aberta, fechada ou desligada. Possibilita ainda o controle da velocidade do movimento por meio da intensidade do sinal processado. Os principais motivos de sua ampla utilização é a simplicidade de implementação e a facilidade de adaptação do usuário, além de ser mais acessível financeiramente. Porém é um método eficiente para próteses com poucos graus de liberdade (DA CUNHA, 2002).

Em se tratando de sistemas multifuncionais, com múltiplos graus de liberdade e alto antropomorfismo, o melhor resultado é obtido utilizando o reconhecimento de padrões. O principal objetivo é poder realizar diversas tarefas com um número reduzido de sinais de controle, problema presente nas próteses de mão, onde torna-se difícil captar sinais na cavidade protética tendo em vista a necessidade particular de cada paciente. Neste método o usuário deve realizar uma série pré-determinada de contrações musculares do membro residual, esta sequência, mesmo parecendo ser antinatural, ao ser reconhecida pelo sistema irá executar o movimento desejado. Essa estratégia associada a outras técnicas pode conferir maior antropomorfismo ao membro artificial e oferecer facilidade de adaptação ao paciente, dentre elas destacam-se: os modelos autoregressivos, reconhecimento de padrões por meio de características estatísticas ou por meio do transiente do sinal e as redes neurais artificiais. Este último, por se tratar de um algoritmo inteligente apresenta diversas vantagens para aplicação em próteses pois possibilita ao paciente um controle mais natural do dispositivo, diminuindo a taxa de rejeição, o algoritmo aprende por meio de exemplos, apresenta tolerância a falhas, capacidade de generalização, facilidade de implementação em *hardware* e possibilita a aplicação em sistema em tempo real mesmo no tratamento de dados com presença de ruído ou onde não se tem o conhecimento explícito. Porém, por se tratar de um sistema de controle mais completo, necessita de um *hardware* com maior robustez, elevando o preço do membro artificial conseqüentemente (DE CAMARGO, 2008).

3.2.5 Unidade Controladora e Alimentação

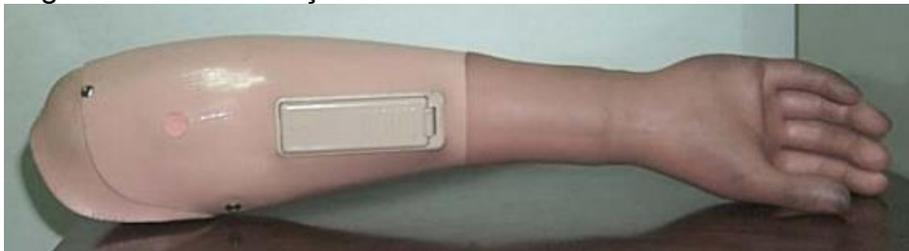
A plataforma de controle representa um sistema capaz de gerenciar todas as ações e informações da prótese (conforme visto anteriormente) sem a intervenção

do paciente. O usuário apenas expressa sua vontade por meio de sinais captados no membro residual ou coto e uma unidade controladora faz a gestão dessas informações, interpretando o desejo do paciente e executando os movimentos solicitados, além de agir por reflexo, a fim de evitar danos ao órgão artificial (DEL CURA, 2005). Atualmente, observa-se larga utilização de microcontroladores neste sentido.

Um projeto dessa natureza requer uma quantidade de entradas analógicas e saídas mínima com suporte à geração de PWM, sendo relativos ao grau de controle e número de juntas ativas presentes na prótese. É relevante também que a prótese apresente uma interface de comunicação acessível para que, se necessário, a reprogramação seja feita sem a remoção de componentes (DEL CURA, 2005). Cabe destacar ainda que, o principal aspecto a ser levado em consideração na escolha da unidade controladora são suas dimensões, já que se deseja implementá-la na cavidade protética (VENTIMIGLIA, 2012). Vide, por exemplo, a acomodação do acumulador de energia (Figura 20), normalmente feita na parte inferior mais proximal da prótese, por motivos antropomórficos e pela facilidade de acesso (CARVALHO, 2004).

Neste contexto, a indústria das próteses acompanha os avanços tecnológicos das baterias recarregáveis desenvolvidas pela indústria dos eletrônicos portáteis, fazendo uso do que julgar aplicável ao seu produto. Portanto, não se pode dizer que exista um armazenamento de carga ideal para uso em membros artificiais, e sim, que depende dos objetivos do projeto e disponibilidade de recursos financeiros.

Figura 20 – Localização Usual da Bateria em Próteses de Mão



Fonte: CARVALHO (2004).

As características da bateria escolhida irão afetar diretamente na autonomia da prótese, sendo o item com maior densidade de peso. Em próteses ativas por

força elétrica, os motores DC são os responsáveis pelo maior consumo de carga, sendo adequado observar os dados de drenagem de corrente média e corrente de *stall* (consumo máximo, quando o eixo se encontra travado enquanto o motor é energizado e o torque é máximo), para determinar os níveis de descarga e verificar se a bateria escolhida atende aos requisitos do projeto.

Como atualmente o interesse está em baterias recarregáveis, deve-se adequar o número de células associadas em série às necessidades de tensão, sendo as mais populares baterias de Níquel Cádmio (NiCd), Níquel Hidreto Metálico (NiMH), Íon Lítio (Li-Ion) e, principalmente, Polímero de Lítio (LiPo), por apresentar alta relação capacidade/tamanho e pelo baixo nível de auto descarga (perda de carga enquanto a bateria está ociosa) (WEIR, 2003).

3.3 PRINCIPAIS PRÓTESES DISPONÍVEIS NO MERCADO

Atualmente as próteses de mão mais populares oferecem funcionalidades simples e limitadas, normalmente a abertura ou fechamento da mão apenas (Figura 25). São pouco antropomórficas, de fácil construção e apresentam três dedos ao invés de cinco. Apesar de suas restrições é a prótese com menor custo, sendo uma alternativa para realizar funções básicas.

Figura 25 – Prótese de Mão Comum



Fonte: VENTIMIGLIA (2012).

Em contrapartida, as próteses mioelétricas comerciais são o que existe de mais avançado no ramo de próteses para membros superiores, oferecendo diversas possibilidades e configurações de diversas marcas e modelos que são atualizados constantemente, porém um fator determinante para sua alta rejeição no Brasil é o fato de os modelos comerciais serem todos desenvolvidos no exterior com preços

médios que variam de U\$ 30.000,00 a U\$ 100.000,00 dificultando o acesso aos membros artificiais (VENTIMIGLIA, 2012). Nos últimos anos, com o advento e popularização da impressão 3D muito se tem desenvolvido com o intuito de popularizar as próteses de mão, em diversos projetos *open-source* de mão robóticas com a possibilidade de uso protético. No Quadro 1 foram caracterizados os principais modelos comerciais e projetos de código aberto encontrados na internet.

Quadro 1 – Especificações de próteses comerciais e mãos robóticas *open-source*

	Número de Dedos	Números de Juntas	Graus de Liberdade	Número de Atuadores	Forma de Transmissão
6 DOF Hand	5	10	6	6	Engrenagens e correias
Dextrus Hand	5	15	6	6	Cabos
InMoov Hand 1	5	17	5	5	Cabos
InMoov Hand 2	4	11	5	5	Engrenagens
Bebionic Hand	5	11	6	5	Parafusos sem fim
iLimb Hand	5	11	6	5	Engrenagens helicoidais
iLimb Revolution	5	11	6	6	Engrenagens helicoidais
SmartHand	5	16	6	6	Cabos
Vincent Hand	5	11	6	6	Engrenagens
Michelangelo Hand	5	6	2	2	Engrenagens
Vanderbilt Hand	5	9	4	4	Cabos
Modular Hand	4	8	1	1	Cabos
iCub Hand	5	19	12	9	Cabos
Athens Hand	2-4	4-12	1	1	Cabos
Alaris Hand	3	6	1	1	Engrenagens
De Beir Hand	5	16	5	5	Cabos
Tact	5	11	6	6	Cabos
SensorHand	3	2	1	1	Alavancas

Fonte: Adaptado de (KRAUSZ, 2015), (SLADE, 2015) e (BELTER, 2013).

3.4 CONSIDERAÇÕES

Fundamentado na revisão teórica e no levantamento sobre os modelos de próteses disponíveis atualmente, limita-se a escolha do modelo a ser implementado apenas a próteses que possuam projeto de código aberto, a fim de que seja possível reproduzi-la fielmente na plataforma. Ainda, como objetivo inicialmente proposto, deseja-se que o projeto adotado viabilize a sua concepção por meio da impressão 3D, em equipamento disponível na instituição, desta forma, limitando a escolha entre os quatro primeiros modelos especificados no Quadro 1.

Vale salientar que, por se tratar de um projeto voltado ao meio acadêmico onde se espera que sejam sugeridas melhorias, inicialmente o protótipo opera em malha aberta, sendo comandado por um sinal de controle externo (não humano), não sendo aplicado o sensoriamento das movimentações realizadas. Sendo, portanto, objeto de estudo para trabalhos futuros, onde se deseja que a mão robótica possa agarrar objetos com segurança e antropomorfismo.

4 PROTÓTIPO IMPLEMENTADO

A partir do referencial teórico previamente apresentado, o presente trabalho adota o modelo InMoov Hand 1 para a aplicação na plataforma desenvolvida. O projeto atual, de código aberto, é fruto da colaboração entre diversos desenvolvedores (INMOOV, 2015). No entanto, InMoov é um projeto pessoal proposto pelo *designer* francês Gaël Langevin, iniciado em 2012 como a primeira mão protética *open source*, que atualmente se tornou o primeiro robô humanoide de tamanho real que pode ser concebido em impressoras 3D caseiras, graças ao conceito baseado no compartilhamento e proposta de melhorias em comunidade (INMOOV, 2015).

A escolha pela InMoov Hand 1 dá-se, principalmente, pelo fato de possuir grande similaridade anatômica com a mão humana, apresentando 17 juntas e 5 graus de liberdade (um para cada dedo da prótese). Além de possibilitar a impressão 3D de todas as peças que a compõem, fator que se tornou excludente para outros modelos estudados, por não se ter acesso a componentes integrantes dos sistemas propostos. Destaca-se ainda, a possibilidade do emprego de componentes paralelos aos originalmente sugeridos, viabilizando a idealização do projeto e tornando-o mais acessível em relação aos demais. Por se tratar de um projeto de código aberto, evidencia-se a satisfatória quantidade de informação relativa à concepção e aplicação da InMoov Hand 1, sendo este, elemento favorável na escolha do modelo escolhido para implementação na plataforma.

Neste capítulo são apresentadas as etapas que compõem a execução do protótipo, inicialmente expondo a concepção do modelo em impressora 3D, detalhando a escolha dos componentes nele aplicados, além de ser apresentada a programação e os resultados experimentados.

4.1 IMPRESSÃO E MONTAGEM

A partir da definição do modelo a ser idealizado, deve-se realizar sua impressão em equipamento adequado. Para essa etapa, o Laboratório de Prototipagem Rápida (LPRA), situado junto ao Bloco D da Universidade de Caxias do Sul, conta com o equipamento da marca Objet Eden 350V, onde se dá a

impressão 3D da mão robótica sugerida na mesa de 340 x 340 x 200 mm da impressora.

No processo de impressão da InMoov Hand 1 (Figura 26), se define, por motivos estéticos e financeiros, a *VeroGray FC850* como resina utilizada, sendo necessário aproximadamente 750 g desta. O processo, estimado em 7:30 h, é feito no modo *High Speed*, que preza primordialmente pelo aumento da velocidade do processo (elevando a espessura de camada para 0,03 mm) e com acabamento *Glossy*, com o intuito de reduzir a resina necessária, porém conferindo uma impressão não homogênea à mão. Conforme especificado pelo fabricante, a resina tem resistência à tração de 65 MPa e resistência à flexão de 95 MPa, apresentando alongamento de 15% na ruptura. Ainda se destaca o limite de 47 °C para que não haja deformação térmica sobre o material (OBJET, 2015).

Figura 26 – Processo de impressão concluído da InMoov Hand



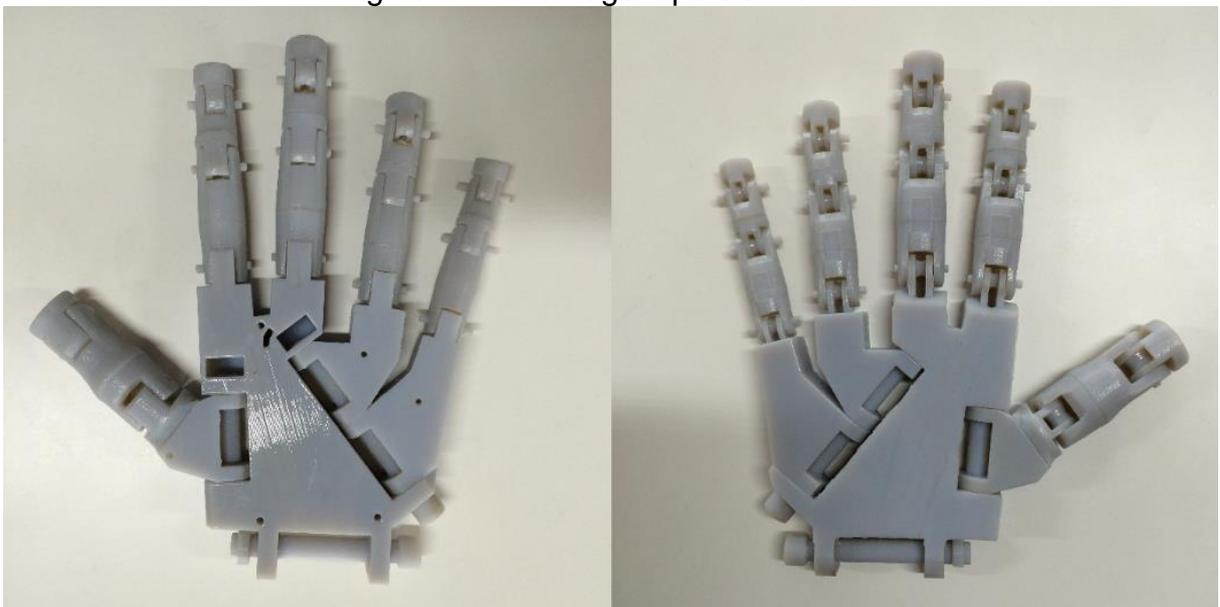
Fonte: O AUTOR (2015).

Com a impressão finalizada, deve-se realizar a remoção do material de suporte, que se trata de uma resina excedente à construção das peças, mas

essencial no processo de impressão para oferecer estrutura a partes mais complexas. O procedimento de limpeza é facilmente executado por jato d'água, equipamento disponível junto ao LPRA da instituição.

Para a montagem, seguem-se os passos descritos em (INMOOV, 2015). Basicamente as peças são unidas por cola de alta aderência ou encaixadas em suas respectivas funções, guiadas por eixos impressos em resina e tendo limitações mecânicas para as suas movimentações, conforme apresentado na Figura 27.

Figura 27 – Montagem parcial da mão



Fonte: O AUTOR (2015).

No modelo escolhido para a plataforma, a transmissão dos movimentos é feita por cabos que atuam como os tendões da mão humana (Figura 28). Para o projeto, utilizam-se linhas multifilamento para pesca, da marca Spectra com 0,48 mm de diâmetro e resistência à tração de aproximadamente 36 kg. É importante salientar que, antes de finalizar a montagem, deve-se inserir os cabos nas guias dispostas na palma da mão e entre as falanges dos dedos, que posteriormente serão responsáveis pela flexão e extensão da InMoov Hand 1.

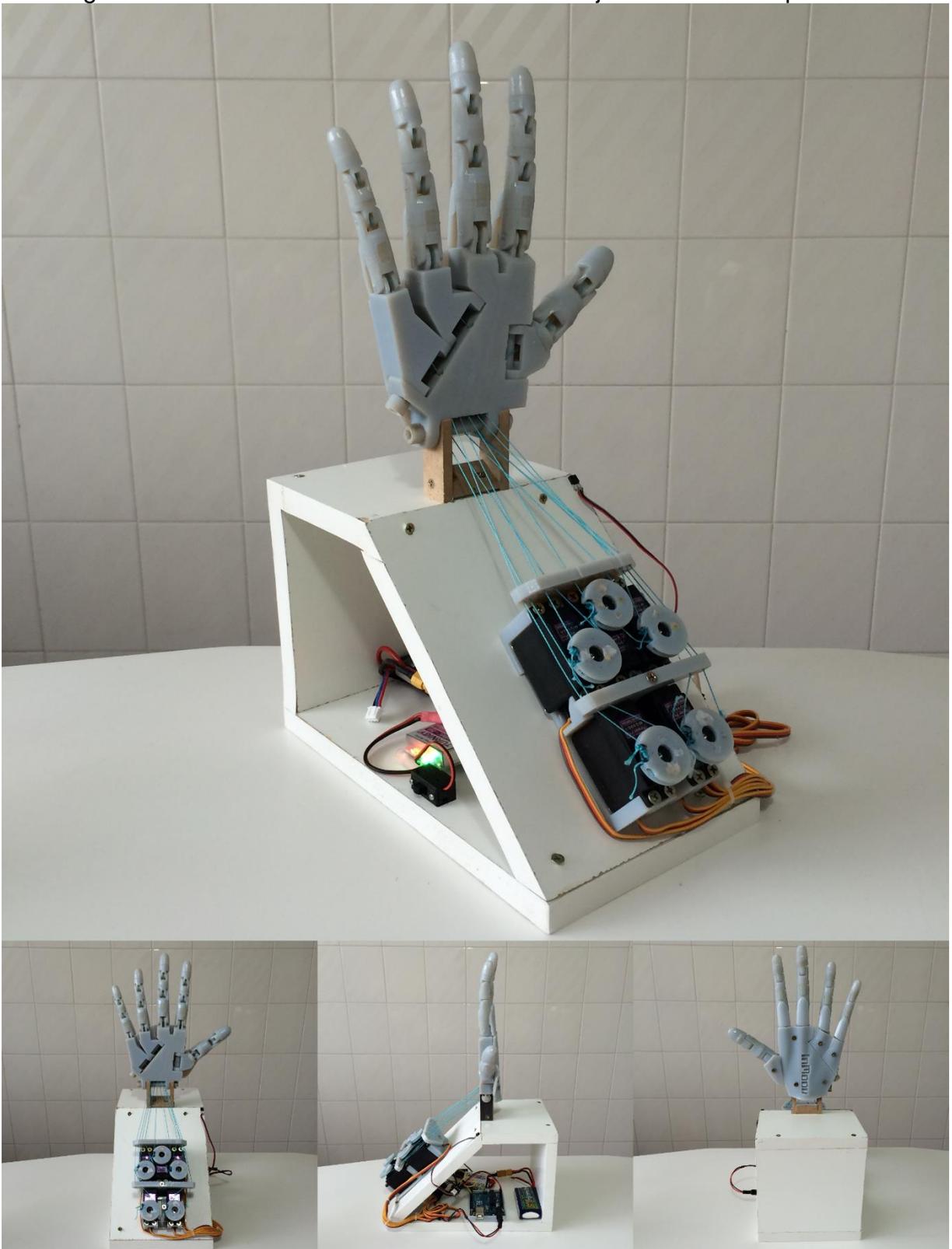
Figura 28 – Transmissão por cabos implementada



Fonte: O AUTOR (2015).

Por se tratar do projeto de uma mão robótica e com o intuito de torná-lo mais acessível, o pulso e o antebraço do humanoide InMoov não são impressos. Assim, há a necessidade de desenvolver uma base para acomodar a mão e os componentes elétricos que a acionam. Logo, se adotou uma base constituída de madeira MDF (*Medium Density Fiberboard*), que confere fixação rígida à mão (não permitindo as movimentações do pulso) e dispendo da face frontal estabelecida em 45°, para melhor transmissão por meio dos cabos e facilitando a visualização do funcionamento do protótipo. Ainda, na parte interna da base, encontra-se espaço suficiente para a fixação de todos os componentes elétricos, oferecendo proteção à choques mecânicos e auxiliando no transporte do projeto. Tais detalhes são apresentados na Figura 29.

Figura 29 – InMoov Hand 1 fixada em sua base junto a seus componentes



Fonte: O AUTOR (2015).

Ainda como componente estrutural de fixação, está a base para os servomotores, impressa conjuntamente à mão e com o objetivo de manter os atuadores estáticos, para que o tensionamento dos cabos não seja alterado e a fim de que não haja colisão na rota de cada linha.

Ao ser estabelecida a estrutura que fornece sustentação ao protótipo, deve-se, baseado nas dimensões estipuladas, realizar a escolha dos componentes responsáveis pelos comandos e atuação da mão robótica.

4.2 HARDWARE

Primeiramente, os atuadores recomendados e aplicados no projeto tratam-se dos servos de alto torque (11 kgf.cm a 6 V) MG996R da TowerPro (Figura 30). Este modelo possui faixa de rotação de 180° e todas suas engrenagens são metálicas, com consumo de corrente médio entre 500 a 900 mA. Apresenta peso de 55 g e sua faixa de operação é de 4,8 V a 6 V. Sua escolha é dada em função de suas especificações, por possuir dimensões desejadas para fixá-lo junto à base dos atuadores e por apresentar preço inferior em relação aos demais indicados pelo autor do projeto InMoov. Na plataforma são utilizados cinco servos (um para cada dedo da mão impressa). Estes são controlados individualmente pelas saídas PWM da unidade controladora e acomodados em estrutura impressa com a mesma resina utilizada na mão. Junto ao eixo dos servos, estão acopladas polias, também impressas, que são responsáveis pela transformação do movimento rotativo em linear e por manter os cabos tensionados durante sua operação.

Figura 30 – Servomotor TowerPro MG996R



Fonte: O AUTOR (2015).

Por sua vez, a unidade controladora adotada para o projeto é o Arduino Uno (Figura 31). Trata-se de uma plataforma de prototipagem eletrônica italiana, de código aberto, em sua versão mais acessível, fornecendo subsídios a projetos amadores e profissionais, por trazer um *hardware* robusto e intuitivo (ARDUINO, 2015). A placa Uno opera a 5 V, no entanto, pode ser alimentada por meio do seu conector Jack P4 de 6 a 20 V (sendo recomendado pelos desenvolvedores manter essa faixa entre 7 a 12V). O modelo escolhido para controlar a mão robótica é baseado no microcontrolador ATmega328P, o qual possui 32 kB de memória *flash* (onde a programação fica armazenada), 2 kB de memória SRAM (*Static Random Access Memory*, onde as variáveis da programação são criadas e manipuladas) e 1 kB de memória EEPROM (*Electrically Erasable Programmable Read Only Memory*, memória destinada a programadores para armazenar informações) (ARDUINO TUTORIALS, 2015).

Figura 31 – Arduino Uno R3



Fonte: O AUTOR (2015).

Por se tratar de uma plataforma portátil, é conveniente que a programação da mão robótica seja prática e acessível, para isso, o Arduino Uno dispõe de conexão USB (*Universal Serial Bus*) integrada à placa. Além disso, sua escolha é dada por ser facilmente encontrado e a um preço atrativo. Por ser fruto da colaboração entre diversos desenvolvedores, destaca-se como uma vantagem a

relevante quantidade de informação referente à sua programação, com bibliotecas que facilitam o emprego dos periféricos escolhidos para o protótipo e, principalmente, por conciliar dimensões e peso reduzidos (25 g distribuídos em 68,6 mm x 53,4 mm).

Para o controle dos atuadores utiliza-se a modulação por largura de pulso (PWM) conforme supracitado, onde um trem de impulsos é gerado pelo microcontrolador do Arduino, com período de 20 ms e amplitude de 5 V. A posição do eixo do servo é determinada pelo período de tempo em que o impulso permanece em estado alto, sendo este tempo, relativo ao posicionamento desejado para o atuador. Portanto, a variação de 0 a 20 ms determina a posição entre 0 a 180° do eixo do servomotor. Sabendo que se utiliza um atuador para cada dedo, a escolha pelo modelo Uno dá-se pelo fato de dispor 14 pinos de entrada/saída digital, dos quais 6 podem ser usados como saídas PWM. Ainda, tem-se 6 entradas analógicas inerentes à unidade controladora, possibilitando a futura inserção da leitura da atividade muscular para controle do protótipo.

Para a alimentação do projeto é utilizada a bateria nano-tech 1300 mAh (quantidade de corrente constante que pode ser fornecida até sua completa descarga em 1 hora) da marca Turnigy, composta de duas células de LiPo que fornecem 7,4 V em sua saída, com capacidade de descarga contínua de 25 C (32,5 A) ou 50 C (65 A) de pico (Figura 32). Especificações que são suficientes ao consumo da plataforma, mesmo com todos os servos em corrente de *stall* (quando o eixo do atuador se encontra bloqueado, 2,5 A segundo o fabricante). Por ser recarregável, a bateria utilizada é estabelecida em local de fácil acesso ao seu conector XT60, junto à parte interior da base do protótipo. Além de suas dimensões de 85 x 34 x 16 mm em um peso de 86 g, outro fator determinante para sua escolha é a densidade de potência de 7,5 kW/kg.

Figura 32 – Bateria LiPo Turnigy nano-tech 1300 mAh 2S



Fonte: HobbyKing (2015).

Para que se obtenha o melhor rendimento, a alimentação recomendada para os servos é de 6 V, e como a bateria oferece 7,4 V em sua saída, deve-se utilizar um UBEC (*Universal Battery Eliminator Circuit*) que realiza essa regulagem de tensão e proporciona uma maior vida útil aos atuadores. O UBEC escolhido é da marca Turnigy, que é capaz de fornecer 8 A contínuos ou picos de corrente de 15 A (Figura 33), possibilitando a escolha entre 5 V ou 6 V constantes na saída. Conforme especificado, os servos apresentam o melhor desempenho a 6 V, valor adotado já que se encontra, também, dentro da faixa de alimentação do Arduino Uno.

Figura 33 – UBEC Turnigy 15 A



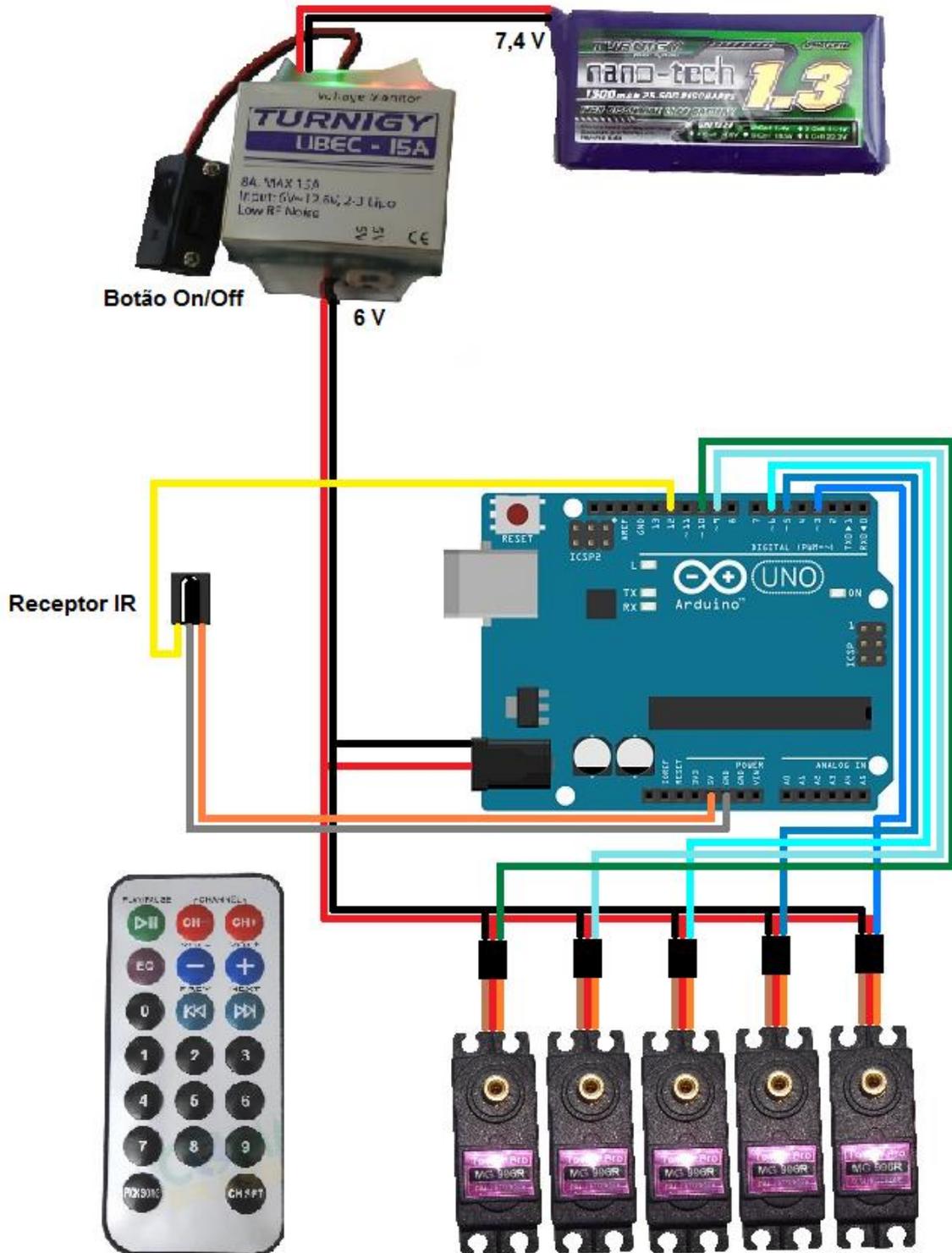
Fonte: HobbyKing (2015).

O regulador de tensão conta com indicador visual de carga acoplado, composto por 4 LEDs que informam gradualmente o nível de tensão da bateria conectada ao mesmo. Possui ainda, uma chave de duas posições para interromper a alimentação do sistema com maior praticidade, além de possuir a função de proteção contra curto circuitos, oferecendo maior segurança à aplicação.

Já para o comando das movimentações da mão, optou-se por utilizar um receptor infravermelho que recebe códigos hexadecimais de um controle remoto. O receptor é alimentado por 5 V por meio da unidade controladora e ligado a uma entrada digital desta, estando situado na face frontal da base, para a recepção facilitada dos comandos enviados pelo usuário por meio do controle remoto. Dessa forma, a principal vantagem é que apenas uma entrada do Arduino é utilizada, mas disponibiliza o emprego dos 20 botões do controle remoto para diferentes funções, além da possibilidade de isolar a plataforma durante a sua utilização, conferindo

maior segurança à sua integridade. Desta forma, fornece subsídios para a inserção futura do sensoriamento da mão sem que haja a necessidade da substituição da unidade controladora.

Figura 34 – Esquema elétrico da plataforma



Fonte: O AUTOR (2015).

Dispondo dos componentes elétricos devidamente fixados à base do protótipo e cabeados corretamente, deve-se estabelecer a programação que posteriormente é transferida ao microcontrolador e desenvolve o comando das movimentações desejadas.

4.3 SOFTWARE

A Arduino IDE (*Integrated Development Environment*) trata-se de uma aplicação multiplataforma escrita em Java onde se realiza o desenvolvimento de software que posteriormente é compilado e carregado à placa via USB, sendo a praticidade um dos motivos pela escolha da plataforma com o microcontrolador ATmega.

Neste momento, são estabelecidas as funções estáticas e dinâmicas que compõem o funcionamento da mão robótica. Por meio da IDE, inicialmente, determina-se qual saída PWM é correspondente a qual servo (consequentemente a um dedo do protótipo) e qual entrada digital receberá os códigos hexadecimais lidos pelo receptor infravermelho.

No código desenvolvido, são incluídas as bibliotecas do servo e do infravermelho, que permitem a utilização de comandos sintetizados para leitura dos códigos hexadecimais recebidos por meio do receptor e para comando do posicionamento dos servomotores. Para o armazenamento da posição atual de cada atuador, são declaradas variáveis que recebem um novo valor a cada comando de mudança de posição do seu dedo correspondente.

Essencialmente, o programa funciona realizando comparações a cada recepção de um novo código hexadecimal proveniente do controle remoto. De acordo com o botão pressionado é feita a seleção dos dedos que são controlados ou automaticamente uma função estática é reproduzida.

A programação desenvolvida para a mão robótica completa e detalhada é apresentada no Anexo A.

4.4 OPERAÇÃO

Essencialmente, o comando da mão robótica é baseado nos botões dispostos no controle remoto apresentado na Figura 35.

Figura 35 – Operação do Controle Remoto



Fonte: O AUTOR (2015).

Primeiramente, os botões de “0” a “5” realizam a seleção individual dos dedos que serão controlados. Por exemplo, ao pressionar o botão 4 de uma vez, o dedo anelar é selecionado. Em seguida, é possível realizar a movimentação (flexão ou extensão) de duas formas: avanço ou recuo (parcial ou total).

Por fim, os botões “6” a “9” são utilizados para desempenhar funções estáticas pré-programadas que serão apresentadas a seguir. Ao pressionar o botão desejado, a mão executa a movimentação instantaneamente.

4.5 TESTES

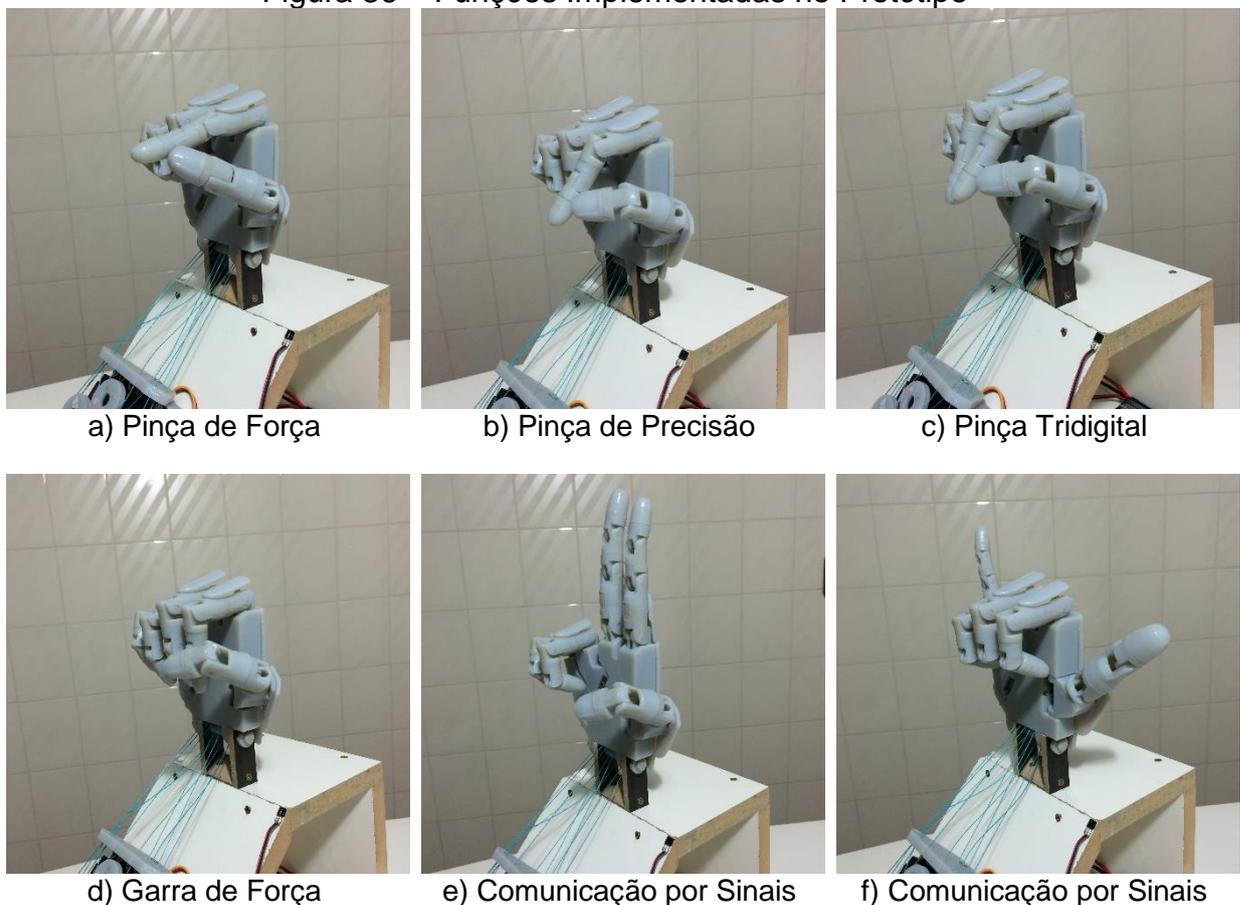
Dispondo da plataforma concluída e a programação transferida à unidade controladora, faz-se necessário examinar as funções e gestos de comunicação executados pelo protótipo desenvolvido, a fim de impor limites de operação para que não haja danos durante o seu funcionamento.

Sabe-se, conforme supracitado, que os servos possuem faixa de rotação de 180°, porém, limita-se esse curso, já que não existe a necessidade de utilizá-lo por

completo e, também, para que sejam evitadas possíveis colisões que possam comprometer o bom funcionamento da InMoov Hand 1. Para cada função estática da mão, se estabelecem diferentes comandos para os servos utilizados, respeitando os limites impostos para o polegar de 80° , para o dedo indicador de 150° , para os dedos médio e anelar de 130° e, por fim, para o dedo mínimo de 120° . Esses limites são determinados por meio de testes de flexão gradual para cada dedo, no momento em que se nota uma flexão da estrutura que apoia a mão, sabe-se que uma tensão maior no cabo pode comprometer o bom funcionamento do protótipo. Já para o polegar, o curso menor em relação aos outros dedos, deve-se ao fato deste estar na rota de colisão com o dedo indicador, e para as funções estáticas realizadas não existe a necessidade do aumento da faixa de trabalho.

Cabe destacar ainda que, para a execução de todas funções estáticas expostas na Figura 4, torna-se fundamental a inserção da adução e abdução dos dedos. Contudo, sabendo que o presente trabalho é limitado neste sentido, os resultados experimentados são apresentados na Figura 36.

Figura 36 – Funções Implementadas no Protótipo



Fonte: O AUTOR (2015).

Cabe enfatizar que a InMoov Hand 1 apresenta movimentações rápidas e com alto torque, especificações dos atuadores aplicados. Porém, evidencia-se por meio dos testes que, embora o servomotor apresente rotações precisas, a flexão dos cabos não mantém a mão estática na mesma posição para a flexão e extensão dos dedos. Por exemplo, se um dedo está completamente estendido e o controlamos até a metade de sua flexão, ele não apresenta o mesmo posicionamento de quando o dedo está completamente flexionado e o controlamos até a metade de sua extensão.

Vale ressaltar também que, o ruído dos atuadores em operação torna inconveniente sua aplicação em uma prótese voltada ao uso em seres humanos.

4.6 TRABALHOS FUTUROS

A partir dos resultados apresentados do projeto, sugere-se algumas implementações a fim de incentivar o desenvolvimento e controle de dispositivos que auxiliem nas deficiências motoras, bem como, proporcionar o contato e propor melhorias à plataforma desenvolvida. Desta forma, é proposto:

1) Controlar a mão robótica pelas movimentações coletadas do órgão semelhante humano, de forma a obter um sinal de entrada com maior afinidade às funções estáticas da mão, oferecendo maior antropomorfismo. Inicialmente, a leitura do sinal pode ser feita por meio de uma luva que disponha de *strain gages*. Desta forma, é feita uma função que relacione a variação de resistência com a amplitude das movimentações e os sinais são tratados pela unidade controladora.

2) Inserir um sistema de propriocepção de força e deslizamento, para que seja possível, além de realizar as principais funções estáticas da mão humana, agarrar objetos com segurança e torná-la, então, aplicável a uma prótese de membro superior.

3) Revestir a mão com prótese estética, com o intuito de tornar os movimentos mais uniformes, além de conferir maior antropomorfismo ao protótipo.

4) Sugere-se ainda o estudo da introdução da adução e abdução dos dedos, principalmente do polegar, função essencial para que a mão possa efetivamente manipular objetos.

5) Por fim, caso o propósito seja o desenvolvimento de uma prótese funcional, deve-se estudar com maior ênfase a leitura da atividade muscular do membro residual, além da inserção dos atuadores na palma da mão. Vale salientar

que é essencial a participação de profissionais da área da saúde no desenvolvimento de uma prótese para membro superior com finalidade de uso em humanos, bem como, durante o acompanhamento na fase de adaptação.

5 CONCLUSÃO

O estudo conceitual e característico das partes integrantes de uma prótese para membros superiores mostra-se substancial para a escolha do modelo a ser implementado. Sendo assim, o protótipo desenvolvido apresenta resultados de acordo com os testes realizados em laboratório, validando então, sua finalidade proposta e as simulações desenvolvidas.

A prototipagem rápida por meio da impressão 3D mostra-se como uma alternativa capaz de auxiliar no desenvolvimento ou melhoria de novos produtos, já que se tem a possibilidade da concepção de um projeto com componentes inteiramente impressos, como é o caso do modelo proposto neste trabalho.

O emprego dos componentes que constituem a mão robótica destaca-se por possibilitar que a plataforma seja compacta e leve, facilitando sua portabilidade e viabilizando seu uso em diversos ambientes acadêmicos. Ao mesmo tempo que o desempenho dos atuadores se mostra capaz de executar todas movimentações propostas, a bateria apresenta durabilidade suficiente para manter-se em operação contínua por aproximadamente um dia, sem necessitar de recarga.

A programação do protótipo, certamente é o campo mais acessível e aberto a alterações no modelo desenvolvido. Devido à existência de sinais de controle diversos, pode-se garantir que o controle da mão pode ser realizado de variadas formas sem que haja a necessidade da alteração da unidade controladora.

O modelo adotado para a plataforma, InMoov Hand 1, revela-se um projeto, que embora seja de código aberto, com potencial a ser, em breve, uma opção acessível para o estudo e idealização de próteses funcionais voltadas à aplicação em seres humanos, tendo em vista que, o projeto encontra-se em constante evolução por meio da colaboração da comunidade em geral.

Acredita-se que a inserção do protótipo de mão robótica no curso de Engenharia de Controle e Automação oportunize o estudo e o contato dos alunos com um projeto de baixo custo que integra conceitos de mecânica, eletrônica e programação. Dessa forma, tornando a aprendizagem mais agradável e auxiliando na confirmação de teorias apresentadas em sala de aula.

Espera-se, também, que sejam propostas melhorias ao modelo concebido, a fim de aperfeiçoar as movimentações, por meio de um sinal de controle humano.

REFERÊNCIAS

- [1] CENSO, I.B.G.E. Disponível em: <<http://www.censo2010.ibge.gov.br/>>. Consultado em 24 de agosto de 2015, v. 12, 2010.
- [2] SPICHLER, E. R. S. **Capture-recapture method to estimate lower extremity amputation rates in Rio de Janeiro, Brazil.** *Rev Panam Salud Publica*. 2001, vol.10, n.5, pp. 334-340. ISSN 1020-4989.
- [3] KOTTKE, F. J.; LEHMANN, J. F. **Tratado de medicina física e reabilitação de Krusen.** 4. ed. São Paulo: Editora Manole, 1994. 2v ISBN 85-204-0181-4.
- [4] AIRES, M. de M.. **Fisiologia.** 3ª edição. Rio de Janeiro: G Koogan, 2008.
- [5] DA CUNHA, F. L.. **Obtenção e uso dos acoplamentos cinemáticos interfalangianos e interdigitais no projeto de próteses antropomórficas para membros superiores.** 1999. Tese de Doutorado. Universidade Federal do Espírito Santo.
- [6] CARVALHO, G. L. de. **Proposta de um método de projeto de próteses de membros superiores com a utilização da engenharia e análise do valor.** 2004. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.
- [7] GIRAUDET, G. **Iniciação à aparelhagem dos deficientes físicos.** São Paulo: Organização Andrei Editora, 1978.
- [8] KUTZ, M.. **Standard handbook of biomedical engineering and design.** McGraw-Hill, 2003.
- [9] DA CUNHA, F. L.. **Mão de São Carlos, uma prótese multifunção para membros superiores: um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores.** 2002. Tese de Doutorado.
- [10] PILLET, J.; DIDIERJEAN-PILLET, A. **Aesthetic hand prosthesis: gadget or therapy? Presentation of a new classification.** *Journal of Hand Surgery (British and European Volume)*, v. 26, n. 6, p. 523-528, 2001.
- [11] SANTOS, R. O.. **Estrutura e Funções do Córtex Cerebral.** 2002.
- [12] LAW, R.. **Physical Characteristics of Humans.** World Civilizations I – Program in General Education, Washington State University, 1996.
- [13] BUNDHOO, V.; PARK, E.J. **Design of an artificial muscle actuated finger towards biomimetic prosthetic hands.** Conference International on Advanced Robotics. July 18-25, 2005.

- [14] DE CAMARGO, D. R. **Desenvolvimento do Protótipo de uma Prótese Antropomórfica para Membros Superiores**. 186 f. 2008. Tese de Doutorado. Dissertação (Mestrado) – Curso de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos.
- [15] MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. MR. **Clinically oriented anatomy**. Lippincott Williams & Wilkins, 2013.
- [16] TORTORA, G. J.; NIELSEN, M. T. **Princípios de anatomia humana**. 2013.
- [17] TUBIANA, R.. **Architecture and functions of the hand**. The hand, v. 1, p. 19-93, 1981.
- [18] NAPIER, J. R. **The prehensile movements of the human hand**. Journal of bone and joint surgery, v. 38, n. 4, p. 902-913, 1956.
- [19] BOCCOLINI, F.. **Reabilitação: amputados, amputações e próteses**. Robe, 1990.
- [20] KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana**. São Paulo: Panamericana. 2000.
- [21] DEL CURA, V. de O.. **Acionamento e Controle de Dedo de uma Prótese para Membro Superior com Realimentação Proprioceptiva de Força e Temperatura**. 2005. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.
- [22] BLOHMKE, F.. **Compêndio Otto Bock: Próteses para o membro Superior**. Berlin: Schiele & Schön, 1994.
- [23] SILVA, A. FC.. **Dedo Biométrico Artificial Acionado por Liga com Memória de Forma**.
- [24] GARRIDO, B. de M.. **Controle de um Motor de Corrente Contínua para uso em Próteses e Órteses**. 2008.
- [25] CARROZZA, M. C.. **An actuator system for a novel biomechatronic prosthetic hand**. In: Proceedings of Actuator. 2000. p. 276-280.
- [26] LEE, Y. K.; SHIMOYAMA, I. **A micro rubber artificial muscle driven by a micro compressor for artificial limbs**. In: International conference on new actuators, B3. 2000. p. 212-215.
- [27] LAVRINENKO, V. V.; KARTASHEV, I. A.; VISHNEVSKII, V. S. **Piezoelectric motors**. Moscow Izdatel Energiia, v. 1, 1980.
- [28] SASHIDA, T.; KENJO, T.. **Introduction to ultrasonic motors**. 1993.

- [29] PONS, J. L. **High torque ultrasonic motors for hand prosthetics: current status and trends**. Technology and health care: official journal of the European Society for Engineering and Medicine, v. 10, n. 2, p. 121-133, 2001.
- [30] DE LAURENTIS, K. J.; MAVROIDIS, C.. **Mechanical design of a shape memory alloy actuated prosthetic hand**. Technology and Health Care, v. 10, n. 2, p. 91-106, 2002.
- [31] VENTIMIGLIA, P.. **Design of a human hand prosthesis**. 2012. Tese de Doutorado. Worcester Polytechnic Institute.
- [32] MA, S.; HIROSE, S.; YOSHINADA, H.. **Design and experiments for a coupled tendon-driven manipulator**. Control Systems, IEEE, v. 13, n. 1, p. 30-36, 1993.
- [33] PETROV, B. A. **Manipuladores**. Leningrado: Machinostroenie, 1984.
- [34] SONO, T. S. P.. **Projeto de uma prótese de mão sub-atuada: mecanismo, interface e sistema de controle**. 2012.
- [35] DUARTE, A. **Sensores de Contacto, Fuerza y Deslizamiento para Manos Protésicas**. In: Anais Congresso Iberoamericano Iberdiscap. 2000. p. 3o.
- [36] INTERLINK ELECTRONICS. Disponível em: <<http://www.interlinkelectronics.com/FSR402.php>>. Consultado em 29 de setembro de 2015, 2010.
- [37] JACOBSEN, S. C. **The UTAH/MIT dextrous hand: Work in progress**. The International Journal of Robotics Research, v. 3, n. 4, p. 21-50, 1984.
- [38] MACHADO, E. L. **Implementação do Sentido de Temperatura em Próteses Mioelétricas para Membros Superiores**. Iberdiscap2000, v. 3, p. 103-107, 2000.
- [39] WEIR, R. F.; SENSINGER, J. W. **Design of artificial arms and hands for prosthetic applications**. Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design, p. 32.1-32.61, 2003.
- [40] ORTOLAN, R. L.. **Estudo e Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mioelétrico para o controle de Sistemas de Reabilitação**. 2002. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.
- [41] DE LUCA, C. J. **Surface electromyography: Detection and recording**. Delsys Incorporated, v. 10, p. 2011, 2002.
- [42] KENNEY, L. P. J.. **Dimensional change in muscle as a control signal for powered upper limb prostheses: a pilot study**. Medical engineering & physics, v. 21, n. 8, p. 589-597, 1999.

- [43] SILVA, J.; HEIM, W.; CHAU, T.. **A self-contained, mechanomyography-driven externally powered prosthesis**. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 86, n. 10, p. 2066-2070, 2005.
- [44] ZHENG, Y. **Sonomyography: Monitoring morphological changes of forearm muscles in actions with the feasibility for the control of powered prosthesis**. *Medical engineering & physics*, v. 28, n. 5, p. 405-415, 2006.
- [45] CRAIG, J. J. **Robótica**. 3ª edição. 2012.
- [46] SAKAMOTO, M. Y. **A myoelectric hand prosthesis driven by polymers**. In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Rio de Janeiro, Brasil: [s.n.], 1994.
- [47] KRAUSZ, N.; RORRER, R.; WEIR, R.. **Design and Fabrication of a Six Degree-of-Freedom Open Source Hand**. 2015.
- [48] SLADE, P. **Tact: Design and performance of an open-source, affordable, myoelectric prosthetic hand**. In: Robotics and Automation (ICRA), 2015 IEEE International Conference on. IEEE, 2015. p. 6451-6456.
- [49] BELTER, J. T.. **Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: a review**. *J Rehabil Res Dev*, v. 50, n. 5, p. 599-618, 2013.
- [50] INMOOV OPEN SOURCE 3D PRINTED LIFE-SIZE ROBOT. Disponível em: <<http://inmoov.fr/>>. Consultado em 05 de novembro de 2015.
- [51] OBJET FULLCURE® MATERIALS. Disponível em: <http://svl.wpi.edu/wp-content/uploads/2014/04/FullCure_Letter_low-1.pdf>. Consultado em 10 de novembro de 2015.
- [52] OGATA, K.; LEONARDI, F.. **Engenharia de controle moderno**. Prentice Hall, 2003.
- [53] ARDUINO. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/>>. Consultado em 19 de novembro de 2015.
- [54] ARDUINO TUTORIALS. Disponível em: < <https://www.arduino.cc/en/Tutorial/Memory>>. Consultado em 19 de novembro de 2015.
- [55] HOBBY KING. Disponível em: <<http://www.hobbyking.com/>>. Consultado em 19 de novembro de 2015.

ANEXO A – PROGRAMAÇÃO DA PLATAFORMA

```

#include <IRremote.h>// incluindo a biblioteca do infravermelho
#include <Servo.h>// incluindo a biblioteca do servo
Servo polegar, indicador, medio, anelar, minimo;// declaração dos servos
int pospolegar = 0, posindicador = 0, posmedio = 0, posanelar = 0, posminimo = 0, dedo = 0;//
variáveis que registram a posição atual do dedo
const int RECEBE_PINO = 12; // pino 12 no arduino para o receptor infravermelho
IRrecv ir_recebe(RECEBE_PINO); // declarando a variável do sensor
decode_results codigo_recebido; // resultado

void setup()
{
  Serial.begin(9600); //mostra o resultado no computador
  ir_recebe.enableIRIn(); // inicia a recepção
  polegar.attach(3); // define o polegar na saída PWM 3
  indicador.attach(5); // define o indicador na saída PWM 5
  medio.attach(6); // define o médio na saída PWM 6
  anelar.attach(9); // define o anelar na saída PWM 9
  minimo.attach(10); // define o mínimo na saída PWM 10
}
void loop() {
  if (ir_recebe.decode(&codigo_recebido)) { //verifica se um código foi recebido
    if (codigo_recebido.value != 0 ){
      Serial.println(codigo_recebido.value, HEX); //mostra no serial o resultado
    }
    if ((codigo_recebido.value == 0x40BF10EF)) dedo = 0; // verifica se foi pressionado o botão 0 do
controle (selecionar todos dedos)
    if ((codigo_recebido.value == 0x40BF30CF)) dedo = 1; // verifica se foi pressionado o botão 1 do
controle (seleciona polegar)
    if ((codigo_recebido.value == 0x40BF04F)) dedo = 2; // verifica se foi pressionado o botão 2 do
controle (seleciona indicador)
    if ((codigo_recebido.value == 0x40BF708F)) dedo = 3; // verifica se foi pressionado o botão 3 do
controle (seleciona médio)
    if ((codigo_recebido.value == 0x40BF08F7)) dedo = 4; // verifica se foi pressionado o botão 4 do
controle (seleciona anelar)
    if ((codigo_recebido.value == 0x40BF8877)) dedo = 5; // verifica se foi pressionado o botão 5 do
controle (seleciona mínimo)
    if ((codigo_recebido.value == 0x40BF48B7)) { // verifica se foi pressionado o botão 6 do controle
(pinça de força)
      indicador.write(150);
      medio.write(130);
      anelar.write(130);
      minimo.write(120);
    }
  }
}

```

```

delay(200);//tempo para evitar colisão entre o polegar e o indicador
polegar.write(80);
delay(200);
polegar.write(40);
indicador.write(30);
pospolegar = 40;
posindicador = 30;
posmedio = 130;
posanelar = 130;
posminimo = 120;
delay(500);
}
if ((codigo_recebido.value == 0x40BF28D7)){// verifica se foi pressionado o botão 7 do controle
(garra de força)
    indicador.write(100);
    medio.write(100);
    anelar.write(100);
    minimo.write(100);
    delay(200);//tempo para evitar colisão entre o polegar e o indicador
    polegar.write(60);
    pospolegar = 60;
    posindicador = 100;
    posmedio = 100;
    posanelar = 100;
    posminimo = 100;
    delay(500);
}
if ((codigo_recebido.value == 0x40BFA857)){// verifica se foi pressionado o botão 8 do controle
(pinça tridigital)
    indicador.write(50);
    medio.write(60);
    anelar.write(130);
    minimo.write(120);
    delay(200);//tempo para evitar colisão entre o polegar e o indicador
    polegar.write(60);
    delay(200);
    polegar.write(50);
    indicador.write(40);
    medio.write(50);
    pospolegar = 50;
    posindicador = 40;
    posmedio = 50;
    posanelar = 130;
    posminimo = 120;
    delay(500);
}

```

```

}
  if ((codigo_recebido.value == 0x40BF6897)){// verifica se foi pressionado o botão 9 do controle
(pinça de precisão)
    indicador.write(50);
    medio.write(130);
    anelar.write(130);
    minimo.write(120);
    delay(200);//tempo para evitar colisão entre o polegar e o indicador
    polegar.write(60);
    delay(200);
    polegar.write(50);
    indicador.write(40);
    pospolegar = 50;
    posindicador = 40;
    posmedio = 130;
    posanelar = 130;
    posminimo = 120;
    delay(500);
  }
  if ((codigo_recebido.value == 0x40BF906F)){// verifica se foi pressionado o botão |<< do controle
(retornar à posição zero)
    switch(dedo){
      case 0:
        polegar.write(0);
        delay(100);//tempo para evitar colisão entre o polegar e o indicador
        indicador.write(0);
        medio.write(0);
        anelar.write(0);
        minimo.write(0);
        pospolegar = 0;
        posindicador = 0;
        posmedio = 0;
        posanelar = 0;
        posminimo = 0;
        delay(500);
        break;
      case 1:
        polegar.write(0);
        pospolegar = 0;
        delay(500);
        break;
      case 2:
        indicador.write(0);
        posindicador = 0;
        delay(500);

```

```

break;
case 3:
medio.write(0);
posmedio = 0;
delay(500);
break;
case 4:
anelar.write(0);
posanelar = 0;
delay(500);
break;
case 5:
minimo.write(0);
posminimo = 0;
delay(500);
break;
}
}

```

if ((codigo_recebido.value == 0x40BF50AF)){// verifica se foi pressionado o botão >>| do controle
(avançar à posição máxima)

```

switch(dedo){
case 0:
indicador.write(150);
medio.write(130);
anelar.write(130);
minimo.write(120);
delay(200);//tempo para evitar colisão entre o polegar e o indicador
polegar.write(80);
pospolegar = 80;
posindicador = 150;
posmedio = 130;
posanelar = 130;
posminimo = 120;
delay(500);
break;
case 1:
polegar.write(80);
pospolegar = 80;
delay(500);
break;
case 2:
indicador.write(150);
posindicador = 150;
delay(500);
break;

```

```

    case 3:
    medio.write(130);
    posmedio = 130;
    delay(500);
    break;
    case 4:
    anelar.write(130);
    posanelar = 130;
    delay(500);
    break;
    case 5:
    minimo.write(120);
    posminimo = 120;
    delay(500);
    break;
  }
}
if ((codigo_recebido.value == 0x40BFA05F)){// verifica se foi pressionado o botão - do controle
(retornar 10º)
switch(dedo){
  case 0:
  pospolegar = pospolegar - 10;
  posindicador = posindicador - 10;
  posmedio = posmedio - 10;
  posanelar = posanelar - 10;
  posminimo = posminimo - 10;
  polegar.write(pospolegar);
  indicador.write(posindicador);
  medio.write(posmedio);
  anelar.write(posanelar);
  minimo.write(posminimo);
  delay(500);
  break;
  case 1:
  pospolegar = pospolegar - 10;
  polegar.write(pospolegar);
  delay(500);
  break;
  case 2:
  posindicador = posindicador - 10;
  indicador.write(posindicador);
  delay(500);
  break;
  case 3:
  posmedio = posmedio - 10;

```

```

    medio.write(posmedio);
    delay(500);
    break;
    case 4:
    posanelar = posanelar - 10;
    anelar.write(posanelar);
    delay(500);
    break;
    case 5:
    posminimo = posminimo - 10;
    minimo.write(posminimo);
    delay(500);
    break;
  }
}
if ((codigo_recebido.value == 0x40BF609F)){// verifica se foi pressionado o botão + do controle
(avançar 10º)
switch(dedo){
  case 0:
    if(pospolegar < 80) pospolegar = pospolegar + 10;
    if(posindicador < 150) posindicador = posindicador + 10;
    if(posmedio < 130) posmedio = posmedio + 10;
    if(posanelar < 130) posanelar = posanelar + 10;
    if(posminimo < 120) posminimo = posminimo + 10;
    polegar.write(pospolegar);
    indicador.write(posindicador);
    medio.write(posmedio);
    anelar.write(posanelar);
    minimo.write(posminimo);
    delay(500);
    break;
  case 1:
    if(pospolegar < 80) pospolegar = pospolegar + 10;
    polegar.write(pospolegar);
    delay(500);
    break;
  case 2:
    if(posindicador < 150) posindicador = posindicador + 10;
    indicador.write(posindicador);
    delay(500);
    break;
  case 3:
    if(posmedio < 130) posmedio = posmedio + 10;
    medio.write(posmedio);
    delay(500);

```

```

break;
case 4:
if(posanelar < 130) posanelar = posanelar + 10;
anelar.write(posanelar);
delay(500);
break;
case 5:
if(posminimo < 120) posminimo = posminimo + 10;
minimo.write(posminimo);
delay(500);
break;
}
}
ir_recebe.resume(); // recebe o próximo código
delay(200);
}
}
/* Códigos Hexadecimais do Controle Remoto
40BF00FF: >||
40BF807F: CH-
40BF40BF: CH+
40BF20DF: CH SET
40BFA05F: -
40BF609F: +
40BF10EF: 0
40BF906F: |<<
40BF50AF: >>|
40BF30CF: 1
40BFB04F: 2
40BF708F: 3
40BF08F7: 4
40BF8877: 5
40BF48B7: 6
40BF28D7: 7
40BFA857: 8
40BF6897: 9
40BF18E7: REPEAT ONE
40BF58A7: EQ
*/

```