

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E
TECNOLOGIA DE SANTA CATARINA
CAMPUS JOINVILLE
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM
MECATRÔNICA INDUSTRIAL**

**JONAS ROVEDDER MEINECKE
PAULO SERGIO LOPES**

**DESENVOLVIMENTO DE PROTÓTIPO PARA PRÓTESE
TRANSFEMURAL COM JOELHO HIDRÁULICO
ELETRONICAMENTE CONTROLADO**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

**JONAS ROVEDDER MEINECKE
PAULO SERGIO LOPES**

**DESENVOLVIMENTO DE PROTÓTIPO PARA PRÓTESE
TRANSFEMURAL COM JOELHO HIDRÁULICO
ELETRONICAMENTE CONTROLADO**

JOINVILLE, 2015

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E
TECNOLOGIA DE SANTA CATARINA.
CAMPUS JOINVILLE
CURSO MECATRÔNICA INDUSTRIAL**

**JONAS ROVEDDER MEINECKE
PAULO SERGIO LOPES**

**DESENVOLVIMENTO DE PROTÓTIPO PARA PRÓTESE
TRANSFEMURAL COM JOELHO HIDRÁULICO
ELETRONICAMENTE CONTROLADO**

**Submetido ao
Instituto Federal de
Educação, Ciência e
Tecnologia de Santa
Catarina como parte dos
requisitos de obtenção do
título de Tecnólogo em
Mecatrônica Industrial.**

Orientador: Roberli L. Cantidio, MSC.

JOINVILLE, 2015

Meinecke Rovedder, Jonas. Lopes, Paulo Sergio. Desenvolvimento de protótipo para prótese transfemural com joelho eletronicamente controlado / Meinecke Rovedder, Jonas; Lopes, Paulo Sergio – Joinville: Instituto Federal de Santa Catarina, 2015.

Trabalho de Conclusão de Curso - Instituto Federal de Santa Catarina, 2015. Graduação. Curso Superior de Tecnologia em Mecatrônica Industrial. Modalidade: Presencial. Orientador: Roberli Leopoldo Cantidio, MSC.

1. Prótese Transfemural 2. Automação 3. Controle 4.Arduino.

I. DESENVOLVIMENTO DE PROTÓTIPO PARA PRÓTESE TRANSFEMURAL COM JOELHO HIDRÁULICO ELETRONICAMENTE CONTROLADO.

**DESENVOLVIMENTO DE PROTÓTIPO PARA PRÓTESE
TRANSFEMURAL COM JOELHO HIDRÁULICO
ELETRONICAMENTE CONTROLADO**

**JONAS ROVEDDER MEINECKE
PAULO SERGIO LOPES**

Este trabalho foi julgado adequado para obtenção do título de Tecnólogo em Mecatrônica Industrial e aprovado na sua forma final pela banca examinadora do Curso Mecatrônica Industrial do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Joinville, 22 de junho de 2015.

Banca Examinadora:

**Prof. Roberli L. Cantidio
Orientador**

**Me. Eng. Leo Schirmer
Co-Orientador e Avaliador**

**Dr. Eng. Paulo Roberto O. Bonifacio
Avaliador**

AGRADECIMENTOS

Agradecemos a Deus pela inspiração recebida e pelas habilidades desenvolvidas, ao Dr. Anderson Stiegemaier Ortopedista e Traumatologista do Instituto de Ortopedia e Traumatologia IOT e a Confortpés pelo valeroso auxílio na fase de pesquisa médica, ao Sr Gilberto proprietário da Bauros Pneumática no auxílio técnico para elaboração do acumulador, a Micro Pneumático que nos doou o cilindro, aos professores, orientadores e técnicos de laboratório que muito nos auxiliaram e de forma especial a Sra. Darmely Soares Rech que nos emprestou sua prótese para uso na confecção do protótipo e nos ajudou nos testes práticos.

E a todos os que participaram de alguma forma com informações, sugestões, incentivos e recursos para que pudéssemos levar em frente este projeto.

“Quando estais a serviço do vosso próximo estais
somente a serviço do vosso Deus”
(Rei Benjamim-Mosias 2:17)

RESUMO

Este projeto tem como objetivo estudar a tecnologia envolvida nas próteses transfemorais inteligentes, elaborar projeto detalhado de um joelho hidráulico eletronicamente controlado e construir protótipo experimental para demonstrar os conhecimentos adquiridos.

Palavras chave: Prótese transfemural, Automação, Controle, Arduino.

ABSTRACT

This project has as target understand a technology concern a transfemural protetic device by electronic control, and develop detail project design to hydraulic knee part and prototypal device to show and explain a value in terms of know-how obtained by this academic work.

Keywords: Protetic transfemural device, Know-How, Control, Arduino.

Lista de Figuras

Figura 1 : Dedão de pé dobravel de uma mulher Egipcia.	15
Figura 2 – Dra Jacky Finch com replica do “Dedo do Cairo”	16
Figura 3 Prótese Transfemoral 1918.	18
Figura 4 Prótese Geniun X3 da Otto Bock em demonstração.....	19
Figura 5- Amputação do tipo boca de peixe.....	21
Figura 6 – Níveis de amputação.	22
Figura 7- Fase apoio pré balanço da perna esquerda	24
Figura 8- Fase inicio balanço da perna esquerda.....	24
Figura 9- Fase central balanço da perna esquerda.....	25
Figura 10- Fase Final balanço da perna esquerda.....	25
Figura 11 Fase Apoio pré balanço da perna direita	26
Figura 12- Fase Apoio pré balanço da perna direita.....	26
Figura 13- Fase inicio balanço da perna direita	27
Figura 14- Fase final balanço da perna direita	27
Figura 15 – Inclinações permitidas pelo Calcaneo Humano.....	28
Figura 16 - Componentes do Arduino Uno	30
Figura 17 - Sensor Mpu 6050.	32
Figura 18 – MPU 6050 paralelo ao solo e 90º do solo.....	33
Figura 19 - Giroscópios elétricos utilizados nos foguetes V-2..	34
Figura 20 - Medições das leituras do acelerômetro.....	35
Figura 21 - Variação na forma de onda, mediante PWM.....	38
Figura 22 - Características do servo motor.	40
Figura 23 –Adaptador de 4 pilhas AA de 1,5Volts.....	41
Figura 24 –Estrutura,rótula e cilindro	48
Figura 25 Diagrama de Corpo Livre	49
Figura 26-Forças atuando na prótese.	50
Figura 27- Diagrama de blocos do controlador.....	51
Figura28- Cálculo dos angulos medidos pelo acelerômetro.	54
Figura 29-Simulador de marcha.	56

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 – Características do Arduino Uno R3.....	30
QUADRO 2 – Bibliotecas utilizadas no Arduino	31
QUADRO 3 – Requisitos de projeto paraTriz.....	52
QUADRO 4 – Matriz QFD com requisitos cruzados	53

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

<u>Sigla / Abreviatura</u>	<u>Significado Original</u>	<u>Tradução</u>
I/O	<i>Input / Output</i>	Entrada / Saída
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>	Ambiente de Desenvolvimento Integrado
IFSC	Instituto Federal de Santa Catarina	
LED	<i>Light Emitting Diode</i>	Diodo Emissor de luz
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i>	Modulação por Largura de Pulso
UMI	Inertial measurement unit	Unidade de Medida Inercial
USB	<i>Universal Serial Bus</i>	Barramento Serial Universal
V	Volts	---
Vcc	Volts em corrente contínua	---

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	Justificativa	13
1.2	Objetivos	13
2	REVISAO DE LITERATURA	14
2.1	Aspectos Históricos	15
2.2	Aspectos Clinicos	19
2.3	Níveis de amputação	22
2.4	Marcha Humana	23
2.5	Arduino	28
2.6	Unidade de Medição Inercial	32
2.6.1	MPU 6050	32
2.6.2	Acelerômetro	33
2.6.3	O giroscópio	34
2.6.4	Erro de leitura	35
2.6.5	Filtros	36
2.7	Controle PWM	37
2.8	Servo Motor	38
2.9	Fonte de alimentação	40
3	DESENVOLVIMENTO	41
3.1	Concepção do Projeto	42
3.2	Requisitos do projeto	43
3.3	Sistema Hidráulico	45
3.4	Definição dos demais requisitos	46
3.5	Cálculos e especificações	49

3.5.1 Cálculo da pressão necessária para elevar a perna.....	49
3.5.2 Cálculo do dimensionamento do pino de articulação da rótula	50
3.6 Controle de Posição.	51
3.7 Programação do software.....	52
3.8 Dispositivo Simulador de Marcha Humana.....	56
4 RESULTADOS OBTIDOS	57
5 CONCLUSÕES	57
5.1 Estimativa de custo do protótipo.....	58
5.2 Oportunidades de melhoria	58
REFERÊNCIAS.....	59

1 INTRODUÇÃO

Ao abordarmos o tema tecnologia para prótese, é desnecessário falar sobre sua relevância, complexidade, e abrangência seu significado ultrapassa os limites do entendimento, sobretudo quando se leva em conta o impacto econômico e social envolvido.

O termo prótese em um conceito genérico pode ser descrito como sendo um dispositivo tecnológico usado em substituição a um órgão ou membro do corpo humano, que se encontra parcial ou totalmente incapaz de cumprir sua função natural.

No campo específico das próteses transfemorais a mecatrônica com seu vasto arsenal tecnológico, contribuíram de forma muito discreta, com aqueles que sofrem com limitações físicas de diversas ordens, sobretudo no Brasil.

Nosso progresso neste campo necessita urgente de mais pesquisa e de desenvolvimento de tecnologia as pessoas amputadas contam hoje com seus próprios esforços, com o de seus familiares e raramente com iniciativas governamentais ou privadas para patrocinar tais pesquisas.

Embora existam próteses de boa qualidade no mercado que atendem a uma parcela das pessoas, estas próteses são importadas e caras, limitando o acesso a tais equipamentos, e para uma parcela significativa da população de amputados, a utilização de uma prótese de qualidade, não passa de um sonho distante.

Existe um universo de possibilidades a serem explorados nesta área, após a amputação os riscos de complicações e até de óbito são importantes; e os que superam este estágio poderiam ser beneficiados com relativa qualidade de vida e poderiam ter sua autoestima restaurada. [Lucia N, Silva ES.].

Para nós a Mecatrônica tem um papel indiscutível neste universo, não podendo deixar de assumir a vanguarda no processo de desenvolvimento de novas tecnologias, trabalhando lado a lado com as demais ciências, na difícil tarefa de promover não só a geração de riquezas, mas também se assegurar que seus esforços sejam direcionados para o bem estar das pessoas.

1.1 Justificativa

O custo de próteses para os casos em que a pessoas tem suprimida a articulação do joelho, em uma ou ambas as pernas, é bastante impeditivo e inacessível para a grande maioria dos amputados, sua reabilitação adequada se torna muito mais difícil sem uma prótese.

A Mecatrônica possui em sua essência, além de uma característica inovadora uma abrangência científica que a está consolidando como fonte de desenvolvimento tecnológico.

Quando uma necessidade encontra um cenário em que os recursos técnicos e materiais disponíveis, não são suficientes para resolver o problema de forma satisfatória, resta ao homem então buscar além do conhecido novas formas e meios para que, somando esforços, dividindo responsabilidades, e multiplicando experiências, se chegue a um novo patamar, este deve ser o caminho do estudante.

Neste sentido e por este motivo escolhemos este trabalho como trabalho de graduação o que acreditamos ser bastante desafiador e gratificante ao mesmo tempo.

1.2 Objetivos

Este trabalho visa estudar, compreender e descrever os aspectos relativos a uma prótese de joelho, e com isso propor soluções que reduza o custo sem prejudicar o conforto, a segurança ou os aspectos estéticos do equipamento.

Com isto viabilizar acesso aos que hoje se encontram privados de suas funções, por não conseguirem arcar com os custos elevados praticados pelo mercado de próteses.

Por fim despertar o interesse e motivar outros estudantes a investir tempo e talento nos trabalhos vindouros.

2 REVISAO DE LITERATURA

Por se tratar de um assunto bastante extenso, trataremos de forma específica e resumida à informação referente aos aspectos clínicos, os quais embora muito interessantes requiera algum conhecimento médico, tais aspectos conforme referenciado em [Frank A.Gottschalk] Capítulo 13 página 391, sobre amputações traumáticas: ao qual descreve bem a importância, a criticidade das lesões e sua difícil recuperação, bem como condições em que se torna possível uma reabilitação.

Nos acidentes em que ocorre a amputação imediata do membro o impacto conforme referenciado em [Elza Fonseca] tem importância na dimensão das lesões nos ligamentos, veias e artérias, musculatura e pele, o que implica no processo decisório da cirurgia como explicado pelo Dr. Anderson da IOT. [Instituto de Ortopedia e Traumatologia de Joinville].

As próteses e suas classes são bastante diversificadas conforme nos mostrou: Néelson Nolé, da empresa Confortpés de Sorocaba, em um CD com os resultados de seu trabalho e de sua pesquisa ao longo de mais de 30 anos.

Este material nos orientou bastante e nos serviu de estímulo quanto as nossas humildes expectativas, mostrando o horizonte a ser percorrido e do quão longe se pode chegar.

Aprendemos na literatura e nos contatos que fizemos que o desenvolvimento de uma prótese, depende de muitos fatores, sendo necessário definir os objetivos a serem alcançados de forma clara, para não perder o foco e não ser frustrado ao final com os resultados e principalmente não frustrar as expectativas do indivíduo, usuário da prótese.

Hoje com o avanço da tecnologia as possibilidades neste campo são infinitas conforme podemos constatar em [Elza Fonseca] na sua análise e também em [Silva, Péricles Cabral] quanto ao desenvolvimento computacional de uma prótese e de uma simulação bem elaborada dos movimentos com auxílio de um software de CAE/CAD.

Nosso trabalho, no entanto se limita a conhecer mais a respeito do assunto, e a elaborar um protótipo do que aprendemos, além de desenvolver um desenho deste protótipo com o objetivo de posteriormente avançar e motivar outros a investir em pesquisa nesta área.

2.1 Aspectos Históricos

Quando falamos de próteses para membros inferiores, é possível que lhes venha à mente, a imagem de um velho capitão com um pedaço tosco de madeira preso à coxa, caminhando pelo convés de algum navio pirata da antiguidade. Entretanto a história destes objetos começa bem antes disso e apesar das controvérsias a comunidade científica, em geral, aceita que a primeira prótese de membro inferior data do ano de 300 AC.



Figura 1: Dedão de pé dobravel de uma mulher Egípcia.

Fonte:

http://www2.uol.com.br/sciam/noticias/a_primeira_protese_.htm

Acesso: 17 de novembro de 2015.

No entanto mais recentemente a reconhecida pesquisadora americana Dra. Jacky Finch, Figura 2, egiptóloga da Universidade de Manchester, espera provar que o artefato da foto acima encontrado em uma múmia egípcia de mulher com idade entre 50 e 60 anos é o mais antigo objeto com finalidade

protética encontrada até agora o que segundo ela anteciparia a história das próteses em mais 700 anos.

A respeito do “Dedo do Cairo” como ficou conhecido o objeto, ela disse “Os sinais de desgaste e também o fato de o mesmo possui uma articulação, são fortes indícios de que o objeto foi usado pela mulher enquanto ela ainda vivia e de que o objeto seria mais que um mero artefato estético”.



Figura 2 – Dra Jacky Finch com replica do “Dedo do Cairo”
[Http: thedailyjournalist.com/scientia/egyptian-artificial-toes-are-likely-the-worlds-oldest-prosthetic-body-parts/](http://thedailyjournalist.com/scientia/egyptian-artificial-toes-are-likely-the-worlds-oldest-prosthetic-body-parts/)
Acesso: 16 de novembro de 2015

A pesquisadora agora vem realizando testes com réplicas do objeto e com o auxílio de indivíduos que tiveram o dedão do pé amputados para concluir se o objeto realmente auxilia ou não na caminhada, os testes preliminares com dois indivíduos apontaram segundo a Dra Jacky Finch, na direção de que o objeto realmente possui qualidades protéticas e não somente estéticas, como se acreditava. Não é incomum segundo ela encontrar em sepulturas antigas, principalmente no Egito, partes

do corpo manufaturadas em substituição das naturais faltantes ou defeituosas.

Na história mais recente no entanto encontramos uma figura interessante denominada Barbeiro-Cirurgião, cujo mais ilustre no que diz respeito às próteses foi Ambroise de Paré um francês nascido em 1510 a quem se atribui notória participação como pioneiro na homeostase cirurgia de membros inferiores ligando os vasos sanguíneos por meio de pinças e fios nas amputações.

Médico do exército e da realeza francesa durante as guerras e conflitos aprendeu e escreveu diversos tratados sobre cirurgia vascular bem como em outras áreas. [Ambroise de Paré Bibliografia].

Na página seguinte; Figura 3 pode observar uma perna mecânica de madeira, metal e couro, do início do século XX, a parte da panturrilha aparentemente confeccionada em madeira, a parte do cartucho em couro e metal, e as articulações em metal com atenção para os detalhes estéticos do sapato.

Podemos observar que o desenvolvimento das próteses também teve muito a haver com as guerras, infelizmente, como a maior parte da tecnologia existente.

Este aspecto desagradável do desenvolvimento tecnológico, continua a fazer parte da intenção da humanidade ao menos pelo que indicam as notícias sobre os orçamentos militares de 2015/2016; onde vários países acenam com aumento de investimentos no setor Militar (EUA US\$ 585 Bi e China US\$145 Bi) reportagem da jornalista Florência Costa. As próteses mais modernas são importadas uma vez que no Brasil esta tecnologia ainda está sendo desenvolvida, por isso existe pouco ou quase nenhum progresso nesta área.

Em Sorocaba um Técnico em próteses chamado Nelson Nolé, com quem fizemos contato telefônico e que nos forneceu várias informações relevantes, vem se tornando conhecido por seus esforços de auxílio a aqueles que se encontram privados de sua mobilidade inclusive no exterior, onde Nelson tem auxiliado vítimas de minas militares, como a Angola e outras regiões da África. Apenas como curiosidade, recentemente ele desenvolveu uma prótese para um Flamingo no zoológico de Sorocaba que teve sua perna amputada.



Figura 3: Prótese Transfemoral 1918.

Fonte: <http://passofirme.wordpress.com/2012/09/30/proteses-vintage-a-ortopedia-técnica-de-seculos-passados-parte-1/protese>.

Segundo a reportagem de Ana Carolina Levorato correspondente da Rede Globo para a região, veiculada em 16/06/2015.

Nelson Nolé teria declarado que não tinha nenhum parâmetro para fazer a prótese para a ave, a princípio a equipe tentou fazer somente com fibra de carbono para que ficasse leve, já que este material é normalmente usado por eles nas próteses para humanos, mas como a perna da ave é muito fina e com poucos ligamentos, ficaram com medo de que machucasse a outra pata ao tentar fixar a prótese, usaram então uma luva de silicone. A peça levou 15 dias para ficar pronta, tem a espessura de um dedo e só deu certo na terceira tentativa.

Como referência mundial em prótese para amputados transfemorais encontramos a Otto Bock, líder mundial em próteses inteligentes, sendo a mais recente delas a Genium X3, Figura 4, que possui inclusive proteção para atividades aquáticas.

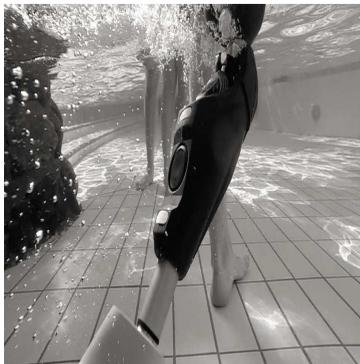


Figura 4 Prótese Genium X3 da Otto Bock em demonstração sub- aquática.

Fonte: <http://www.ottobock.com.br/prosthetics/membros-inferiores/solu%C3%A7%C3%B5es/genium-x3-sistema-de-pr%C3%B3tese-bi%C3%B4nica/>

Com os avanços da robótica e da computação, bem como da tecnologia de sensores espera-se conseguir no futuro substituir com perfeição os movimentos complexos da marcha humana conforme veremos mais a frente.

2.2 Aspectos Clínicos

Para ponderar de uma prótese para amputados transfemorais é preciso primeiro compreender o que significa amputação.

Amputação: Ato ou efeito de amputar, operação cirúrgica que consiste em separar do corpo um membro ou parte dele, (por meio de instrumento cortante). [Dicionário Aurélio]

No nosso caso amputação transfemural é aquela que ocorre acima do joelho.

Uma cirurgia desta gravidade não poderia ser realizada senão em condições extremas e sob critérios bem estabelecidos embora as causas sejam diversas, variando desde acidentes automobilísticos e industriais, passando por explosões de minas

durante e em decorrência de guerras e indo até as questões mais patológicas causadas por problemas vasculares ou infecções, conforme descrito na literatura médica [Dr. Frank A. Gottschalk].

Tais critérios podem ser divididos em duas categorias as indicações relativas e as absolutas, iremos nos concentrar nas absolutas, onde em 100% dos casos ocorre a amputação por se tratar do critério mais abrangente segundo o Dr. Anderson Stiegemaier cirurgião do Instituto de Ortopedia e Traumatologia de Joinville, através de entrevista a nós concedida durante nossos trabalhos de pesquisa e de auxílio posterior na seleção das informações relevantes quanto ao tema.

Uma amputação pode ocorrer no momento do acidente ou pode ser posterior ao acidente em consequência de complicações vasculares.

O Dr. Frank A. Gottschalk no capítulo 13 página 391 de seu livro onde trata sobre as Amputações Traumáticas oferece na tabela 13.1 uma lista de fatores que justificam a indicação absoluta à amputação de membros inferiores nos casos de:

- Avulsão completa
- Perdas neurológicas
- Grandes perdas de tecido mole (pele, nervos ou músculos).
- Grandes perdas ósseas
- Isquemia Quente por mais de 6 horas
- Paciente frio, sem pulso e inconsciente.
- Impossibilidade de restaurar a circulação
- Gangrena gasosa.

Ainda segundo o Dr. Anderson além da tomada a decisão que deve ser ratificada por no mínimo dois cirurgiões traumatologistas experientes o tempo transcorrido é um fator preponderante no processo devido ao ônus psicológico e econômico para os pacientes e familiares.

O adiamento da amputação por mais de 24 horas a contar do momento da lesão, aumenta consideravelmente o tempo de permanência, o risco de infecção e os custos do processo de reabilitação.

Outro aspecto clínico importante é o nível de amputação que deve ser o mais distal possível, para se definir este nível

levam-se em conta os fatores locais, fatores sistêmicos e consequências funcionais.

Os fatores locais são aqueles que afetariam a boa cicatrização, tais como estado dos tecidos moles, comprimento do osso, estado dos retalhos de pele sutura entre outros.

Os fatores sistêmicos são aqueles relativos ao estado geral do paciente, prolongada hipotensão e consequente isquemia, doenças preexistentes como diabetes, insuficiência cardíaca ou pulmonar.

Consequências funcionais o salvamento de um membro que não possibilite um razoável funcionamento do paciente em 18 ou 24 meses é pior que qualquer amputação.

A técnica mais comumente usada e a mais indicada para o uso de prótese é a chamada técnica da boca de peixe com retalhos de pele simétricos, a parte muscular amputada um nível acima do da pele o que proporciona um maior equilíbrio ao coto e determina um maior controle da prótese por parte do paciente [Luccia N.Silva] Figura 5.



Figura 5- Amputação do tipo boca de peixe.

Fonte: Adaptado mediante foto de celular obtida do artigo do Dr. Nelson de Luccia marcando amputação nível "C" técnica boca de peixe.

2.3 Níveis de amputação

A utilização da técnica acima bem como o sucesso no uso de uma prótese depende de forma significativa do que se denomina nível de amputação, que por sua vez esta relacionada com o estado dos ossos, tecidos, músculos e nervos, bem como a circulação sanguínea no local após o trauma demonstrado na Figura 5.

Para uma amputação transfemural adequada e que favoreça a utilização de uma prótese, existem limites bem definidos, e quanto mais curto o coto mais difícil para o paciente obter sucesso no uso da prótese e mais elaborado deve ser o trabalho para confecção do cartucho, a condição ideal é o nível "C".

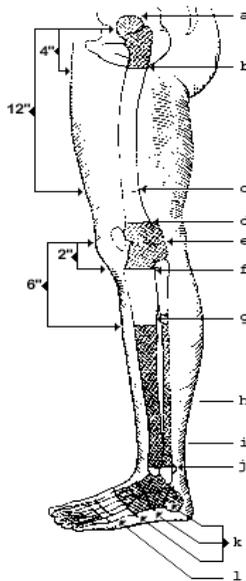


Figura 6 – Níveis de amputação.

Fonte:

<http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaude/fisioterapia/amputacao.htm>

2.4 Marcha Humana

Os aspectos da marcha humana há muito tempo curiosos; além de receber contribuições da biologia, da física e de outras áreas ao longo deste tempo, sua complexidade abrange desde as Leis de Newton até os aspectos psicológicos como medo, insegurança contida nas teorias do comportamento de Freud.

Os Irmãos Wilhelm e Eduard Weber em 1836 foram os autores do primeiro trabalho científico notável sobre a marcha [Neumann, Donald A.], mas para o nosso propósito somente analisaremos alguns aspectos da marcha, suas fases, sua estática e dinâmica no nível necessário ao nosso trabalho. Explicaremos a seguir como obtivemos de forma rudimentar as informações relativas a este vasto campo.

Começando pelas fases para definição das mesmas foi executado um vídeo de uma caminhada onde marcamos pontos ao longo da perna da pessoa para identificarmos e dimensionarmos posteriormente os pontos envolvidos.

Transferimos as fotos do vídeo para o AutoCAD e realizamos os referidos dimensionamentos como ponto de partida para a elaboração tanto da parte mecânica quanto da parte eletrônica estabelecendo os pontos de controle.

As fases descritas abaixo são pontuais apenas para fins de estudo uma vez que a marcha pode ser um ciclo hora contínuo e hora intermitente e também interrompido a qualquer momento.



Figura 7- Fase apoio pré-balanço da perna esquerda
Fonte: obtidas a partir da filmagem da caminhada humana.



Figura 8- Fase inicio balanço da perna esquerda
Fonte: obtidas a partir da filmagem da caminhada humana.



Figura 9- Fase central balanço da perna esquerda
Fonte: obtidas a partir da filmagem da caminhada humana.



Figura 10- Fase Final balanço da perna esquerda
Fonte: obtidas a partir da filmagem da caminhada humana.



Figura 11 Fase Apoio pré-balanço da perna direita
Fonte: obtidas a partir da filmagem da caminhada humana.



Figura 12- Fase Apoio pré-balanço da perna direita
Fonte: obtidas a partir da filmagem da caminhada humana.



Figura 13- Fase início balanço da perna direita
Fonte: obtidas a partir da filmagem da caminhada humana.



Figura 14- Fase final balanço da perna direita
Fonte: obtidas a partir da filmagem da caminhada humana.

Após esta etapa o ciclo continua sucessivamente, abaixo algumas dimensões obtidas a partir deste estudo.

Passada = 0,70 m

Passo completo apoio a apoio 1,4 m.

Inclinação do joelho na fase inicial de balanço em relação à linha de centro da coxa. 28 graus.

Ângulo médio de abertura na fase de apoio 34 graus.

Constatamos ao realizar as análises da marcha que além do plano "X", "Y" existe movimentos no plano "Z", "Y" [Silva, Péricles Cabral] para que se corrija o centro de gravidade nas fases de balanço vide Figura 15. Neste caso desprezaremos este aspecto porque o protótipo não possui articulações neste plano, salvo aquela realizada pela articulação natural do coto. E as próteses em geral são limitadas neste sentido absorvendo tais variações pelo que podemos analisar com a utilização de elastômeros nos pés, que se conformam pelo peso do indivíduo minimizando este desconforto que o pé humano não causa devido a sua estrutura ósteo-muscular.

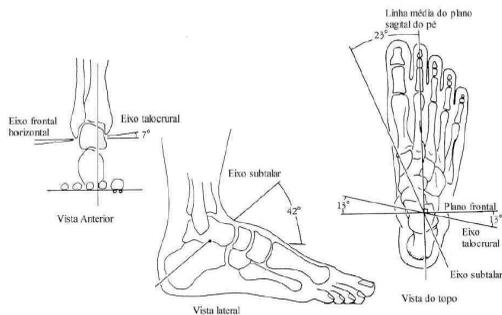


Figura 15 – Inclinações permitidas pelo Calcâneo Humano.

Fonte: Adaptado da dissertação de Silva, Péricles Cabral.

Desenvolvimento da prótese biomecânica de joelho-2009.

2.5 Arduino

O projeto Arduino começou no ano de 2005 com o objetivo de criar um dispositivo para estudantes que oferecesse controle integrado de projetos de design e interação, e que fosse mais econômico que os sistemas de criação de protótipos disponíveis até o momento. [Arduino.com]

O que chamamos hoje de Arduino (o microcontrolador) nasceu na cidade italiana de Ivrea.

Nesta mesma cidade nos séculos X e XI houve outro Arduino (um nobre) que se auto proclamou rei de toda a Itália, obviamente a coisa não funcionou e, como era comum na época, ele foi morto pelos rivais. O fato é que em sua cidade natal ele ainda é muito lembrado, a avenida principal da cidade se chama "Via Arduino" bem como muitos comércios locais.

Enquanto viviam lá, os integrantes do time que criou o Arduino (o microcontrolador), depois do expediente iam tomar uma cerveja. Onde? No Bar Arduino. Assim o nome do Arduino (o microcontrolador) é uma homenagem ao Arduino (o bar) que por sua vez era uma homenagem ao outro Arduino (o nobre).

O projeto Arduino foi desenvolvido por Massimo Banzi, David Cuartielles, Tom Igoe, Gianluca Martino e David Mellis. Está baseado em uma plataforma de código aberta chamada Wiring, criada pelo artista colombiano Hernando Barragán durante uma tese de mestrado no Interaction Design Institute Ivrea. Por outro lado, Wiring está baseado em Processing, e seu entorno de desenvolvimento integrado foi criado por Casey Reas e Ben Frey.

O Arduino Uno é uma placa de microcontrolador baseado no Atmega 328 [Datasheet]. Ele tem 14 pinos de entrada/saída digital (dos quais seis podem ser usados como saídas PWM), 6 entradas analógicas, um cristal oscilador de 16MHz, uma conexão USB, uma entrada de alimentação uma conexão ICSP e um botão de reset. Ele contém todos os componentes necessários para suportar o microcontrolador, simplesmente conecte a um computador pela porta USB ou alimente com uma fonte ou com uma bateria e tudo pronto para começar.

"Uno", um em italiano, foi escolhido para marcar o lançamento do Software Arduino (IDE) 1.0. O conselho Uno e a versão 1.0 do Software Arduino (IDE) foram às versões de referência do Arduino, agora evoluiu para versões mais recentes.

Na FIGURA 16 pode-se observar a placa com a localização dos seus elementos constituintes, destacando-se os pinos de entrada/saída utilizados para leitura de sensores e acionamento dos componentes externos.

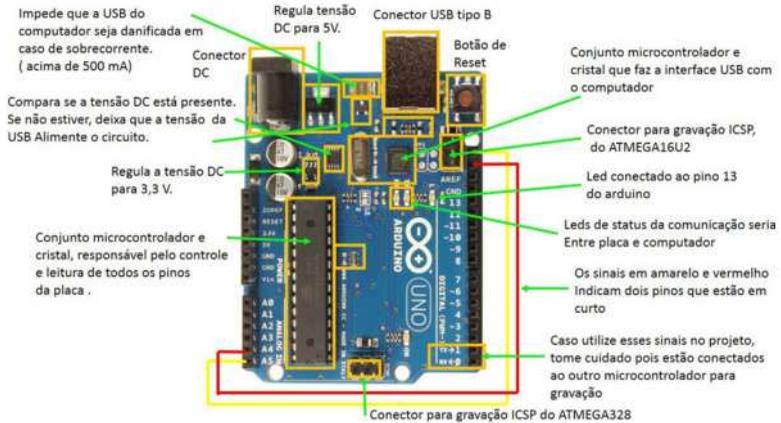


Figura 16 - Componentes do Arduino Uno

Fonte: <http://www.embarcados.com.br/arduino-uno/>.

Acesso em: 19 de outubro de 2015.

O modelo Uno é compacto e sua interação com vários hardwares proporciona a fácil mobilidade de operações a serem executadas. No QUADRO 1 são apresentadas as características do Arduino Uno R3.

QUADRO 1 – Características do Arduino Uno R3

Microcontrolador	Atmega328
Tensão de operação	5v
Tensão de entrada (recomendada)	7 - 12V
Tensão de entrada (limites)	6 - 20V
Pinos de entrada/saída digitais	14 (6 podem ser saídas PWM)
Pinos de entradas analógicas	6
Corrente CC por pino (I/O)	40mA
Corrente CC para pino de 3,3V	50mA
Memória <i>Flash</i>	32 KB (0,5 Kb para <i>bootloader</i>)
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Velocidade de <i>clock</i>	16 MHz

Adaptado de www.arduino.cc. Acesso em: 19 out. 2015.

A programação do Arduino é feita no IDE (Ambiente de Desenvolvimento Integrado, em inglês), *software* livre onde são escritos os códigos modelados a partir da linguagem *Processing*. Silveira (2011, p.42) define IDE como “[...] conjunto de aplicativos acessíveis por uma única interface gráfica, uma só tela principal, para a edição, depuração, compilação e gravação de programas [...]”. Ao fazer o *upload* para a placa, o código escrito é traduzido para a linguagem C e transmitido para o compilador (BANZI, 2011). Em suma, o programa escrito no IDE do Arduino é baseado na linguagem C, que ao ser transmitido para a placa fica salvo em sua memória *flash*.

Assim como em outras plataformas, o Arduino também admite o uso de bibliotecas nos códigos a serem desenvolvidos. Por definição, uma biblioteca em linguagem de programação é um conjunto de funções já desenvolvido e disponível para o uso em qualquer aplicação, sem a necessidade de inserir no programa grandes trechos de código. No QUADRO 2 abaixo se apresenta as bibliotecas utilizadas neste projeto com suas respectivas funções.

QUADRO 2 – Bibliotecas utilizadas no Arduino

Biblioteca	Função
Servo.h	Controle PWM dos vários servos
I2C	Protocolo de comunicação entre dispositivo pelo mesmo barramento
MPU6050.h	Interface das UMIs para protocolo I2C
Wire.h	Interface com dispositivos I2C

Fonte: <http://www.Arduino.org>

O Arduino pode expandir seu *hardware* com o uso de *Shields*, placas de circuito que são conectadas a ele, adicionando novas funções e possibilitando uma infinidade de aplicações. Existe *Shields* para acoplamento de sensores, controle de motores, módulos de comunicação, *displays*, dentre outros.

2.6 Unidade de Medição Inercial

Antes de começar, vamos definir o que é uma UMI?. É um dispositivo capaz de mensurar aceleração e velocidade. De um modo geral compreende um acelerômetro e um Giroscópio. Portanto: uma UMI não mensura ângulos. Pelo menos não diretamente, requer alguns cálculos.

O MPU-6050 é uma UMI de 6DOF (leia-se "6 graus de liberdade"). Isso significa que é preciso um acelerômetro e um giroscópio, cada um com 3 eixos ($3 + 3 = 6DOF$). Há UMIs de 9DOF, neste caso também carregam um magnetômetro. Outros podem ter 5DOF, caso em que o giroscópio mede apenas dois eixos.

2.6.1 MPU 6050

O sensor Invensense MPU-6050 demonstrado na Figura 17 contém um acelerômetro e um giroscópio em um único chip. Ele é muito preciso, contém 16-bits analógico, hardware de conversão digital para cada canal. Pelo que capta x, y, e z de cada canal ao mesmo tempo. O sensor usa o protocolo de comunicação I2C-bus (ARDUINOBR.COM) para fazer a interface com o Arduino.



Conexões do sensor

- MPU Vcc -> 3.3v Arduino (ou 3,3 V em alguns modelos)
- MPU Gnd -> GND do Arduino
- MPU SCL -> A5 do Arduino
- MPU SDA -> A4 do Arduino

Figura 17 - Sensor Mpu 6050.

Fonte: Adaptado de http://produto.mercadolivre.com.br/MLB-706697828-acelerometro-giroscopio-mpu6050-arduino-pic-quadcopter-imu-_JM

Acesso 17 de novembro de 2015

2.6.2 Acelerômetro

A aceleração medida pelo acelerômetro, expressa em 3 eixos: X, Y e Z, as três dimensões do espaço. Recordando a aceleração da gravidade terrestre de aproximadamente $9,8\text{m/s}^2$ perpendicular ao solo. Assim, a UMI também detecta a aceleração da gravidade.

Isso é um problema?. Certamente não, graças à gravidade da terra podem-se usar as leituras do acelerômetro para saber o ângulo em relação ao eixo X ou eixo Y.

Suponha-se que a UMI está perfeitamente alinhada com o solo. Então, como pode ver na Figura 18, o eixo Z marca $9,8\text{m/s}^2$, e os outros dois eixos marcam 0 m/s^2 . Agora, suponha um giro na UMI de 90 graus.

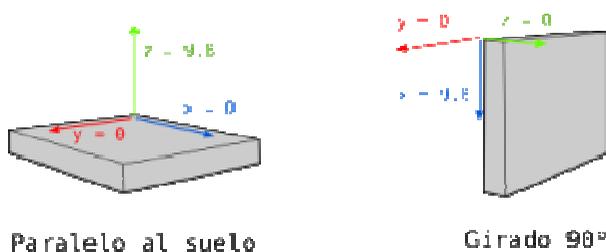


Figura 18 – MPU 6050 paralelo ao solo e 90° do solo.

Fonte: <http://robologs.net/2014/10/15/tutorial-de-arduino-y-mpu-6050/>
Acesso em: 20 out. 15.

Agora é o eixo X, que é perpendicular ao solo, por conseguinte, irá definir a aceleração da gravidade.

Sabe-se que a gravidade é de $9,8\text{ m/s}^2$, e é mensuráveis os três eixos do acelerômetro, por trigonometria, é possível calcular o ângulo de inclinação da UMI. Uma boa fórmula para calcular o ângulo é:

O eixo Z é muitas vezes ignorado.

2.6.3 O giroscópio

No princípio, giroscópios elétricos observado na Figura 19 eram volumosos artefatos, valiam cerca de maior parte do orçamento militar de um Estado. Mais tarde, durante a Segunda Guerra Mundial eles foram usados para guiar mísseis e torpedos. Felizmente, graças à revolução digital e miniaturização dos circuitos, hoje qualquer entusiasta de eletrônicos pode pagar um. Evidente que não seja para construir mísseis.



Figura 19 - Giroscópios elétricos utilizados nos foguetes V-2
 Fonte: <http://www.e-voo.com/viewtopic.php?t=136391>.
 Acesso em: 20 out. 2015.

O giroscópio mede a velocidade angular. Sendo que a velocidade angular é o número de revoluções em um segundo.

Só que em vez de mensurar em graus por segundos, geralmente é mensurável em outra unidade que são radianos por segundo ($1\text{rad} / \text{s} = 180 / \text{PI} \text{ deg} / \text{s}$).

Sabendo o ângulo inicial da UMI, pode agregar valor para marcar o giroscópio para conhecer o novo ângulo de cada vez. Suponha o ângulo da UMI a 0° . Se o giroscópio faz medições em cada segundo, e marca 3 no eixo X, o ângulo tem esta simples fórmula:

$$\text{Angulo}Y = \text{Angulo}Y_{\text{anterior}} + x\Delta t \text{ a:}$$

Onde Δt é o tempo que leva cada vez que esta fórmula é calculada.

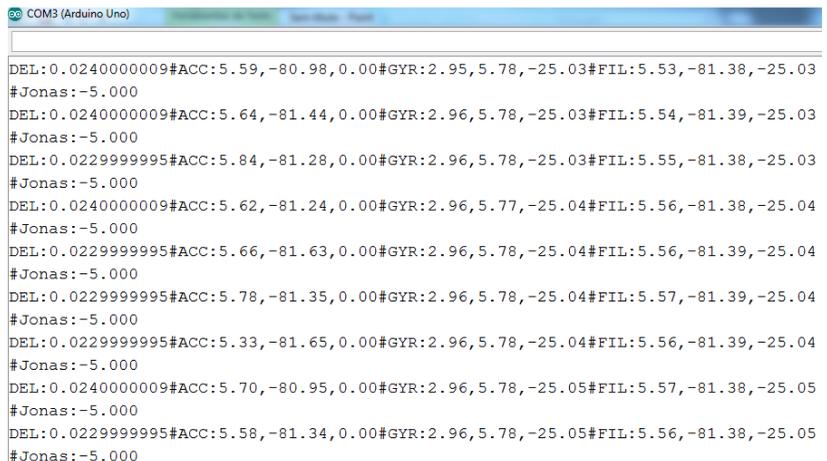
E o mesmo vale para o X, Z. Exceto conforme com o acelerômetro é normal ignorar o eixo Z.

2.6.4 Erro de leitura

Em um mundo ideal, onde erros e perdas são desconsiderados fica bem mais amplo realizar eventuais testes sendo que o software C++ não causaria erros em tempo de execução, as UMIs são sensores com alguns erros que com uma trigonometria podem dar ângulos com excelente exatidão.

Mas a humanidade está no mundo real. E há dois grandes problemas: ruídos e erros.

Os ruídos são todas as interferências que afetam dispositivos eletrônicos. O acelerômetro pode medir qualquer ângulo, mas suas leituras são barulhentas e têm certa margem de erro. A Figura 20 demonstra a imagem das leituras do acelerômetro e giroscópio, sendo observados os ruídos em Acc e Gyr.



```

COM3 (Arduino Uno)
DEL:0.0240000009#ACC:5.59,-80.98,0.00#GYR:2.95,5.78,-25.03#FIL:5.53,-81.38,-25.03
#Jonas:-5.000
DEL:0.0240000009#ACC:5.64,-81.44,0.00#GYR:2.96,5.78,-25.03#FIL:5.54,-81.39,-25.03
#Jonas:-5.000
DEL:0.0229999995#ACC:5.84,-81.28,0.00#GYR:2.96,5.78,-25.03#FIL:5.55,-81.38,-25.03
#Jonas:-5.000
DEL:0.0240000009#ACC:5.62,-81.24,0.00#GYR:2.96,5.77,-25.04#FIL:5.56,-81.38,-25.04
#Jonas:-5.000
DEL:0.0229999995#ACC:5.66,-81.63,0.00#GYR:2.96,5.78,-25.04#FIL:5.56,-81.39,-25.04
#Jonas:-5.000
DEL:0.0229999995#ACC:5.78,-81.35,0.00#GYR:2.96,5.78,-25.04#FIL:5.57,-81.39,-25.04
#Jonas:-5.000
DEL:0.0229999995#ACC:5.33,-81.65,0.00#GYR:2.96,5.78,-25.04#FIL:5.56,-81.39,-25.04
#Jonas:-5.000
DEL:0.0240000009#ACC:5.70,-80.95,0.00#GYR:2.96,5.78,-25.05#FIL:5.57,-81.38,-25.05
#Jonas:-5.000
DEL:0.0229999995#ACC:5.58,-81.34,0.00#GYR:2.96,5.78,-25.05#FIL:5.56,-81.38,-25.05
#Jonas:-5.000
  
```

Figura 20 - Medições das leituras do acelerômetro.
Fonte: Dados obtidos a partir do Arduino 1.5.8.

Como se isso não bastasse, o acelerômetro detecta qualquer aceleração diferente da gravidade. Portanto, se deslocar a UMI sem girá-la, aplicando-se uma aceleração do outro eixo, a UMI irá detectá-lo como uma mudança de rotação.

Além disso, no giroscópio. Ao contrário do acelerômetro, suas medidas são de muita precisão. Mas ao calcular os ângulos é inevitável um pequeno erro, o que acabará acumulando até qualquer semelhança com a realidade é pura coincidência. Isto em Inglês é chamado de drift.

Existem diversas formas de combinar dados do acelerômetro e o giroscópio para obter medidas precisas.

2.6.5 Filtros

A ideia é muito simples: o objetivo é eliminar o ruído, e o drift, e obter esses ângulos, sem que o acelerômetro detecte outra força além da gravidade.

Existem diferentes algoritmos, chamados de filtros, que tornam esta tarefa mais fácil. Um dos melhores é o filtro de Kalman. Ele é usado em aviões, foguetes e satélites geoestacionários.

O filtro de Kalman é surpreendente. É considerado uma das maiores descobertas do século passado, e com razão.

Obeve-se a disposição outros filtros. Que será utilizado é conhecido como complementar. É ideal para programar no Arduino: fácil de usar, de baixo custo de processamento e com boa precisão.

O Filtro complementar é na verdade uma combinação de dois filtros diferentes: um filtro passa alta para o giroscópio e um filtro passa-baixa para o acelerômetro. O primeiro passa apenas valores acima de certo limite, ao contrário do filtro passa baixo, o que permite que apenas os valores abaixo.

A fórmula resultante da combinação de (complemento, daí o nome) os dois filtros é:

AnguloGyro onde está o ângulo giroscópio que o calculado anteriormente e AnguloAccel o acelerômetro. Esta fórmula é a mesma para o eixo X, Y.

Trata-se neste instante de habilitar as equações matemáticas no Arduino.

2.7 Controle PWM

Largura de Pulso de Modulação, ou PWM, é uma técnica para obter resultados analógicos com meios digitais. O controle digital é usado para criar uma onda quadrada, um sinal alternado entre ligado e desligado. Este padrão on-off pode simular as tensões entre completa em (5 volts) e nula (0 volts), alterando a porção do sinal. A duração de "tempo" é chamado de largura de pulso. Para obter diferentes valores analógicos, altera-se a largura de pulso. Se repetir este padrão de ligar-desligar com rapidez suficiente em um LED por exemplo, o resultado é o controle da sua luminosidade. [Arduino em Ação, 2013]

Segundo [Arduino em Ação, 2013] o Arduino possui uma biblioteca que envia os comandos pelo pino de sinal, por meio de uma forma de PWM na qual os parâmetros importantes são a frequência com que o pulso se repete (geralmente a cada 20ms), e a duração de cada pulso, que indica o ângulo para o qual o servo deve apontar.

A Figura 21 abaixo mostra 3 variações de duração de pulso, e seu efeito sobre um modelo de servo em particular:

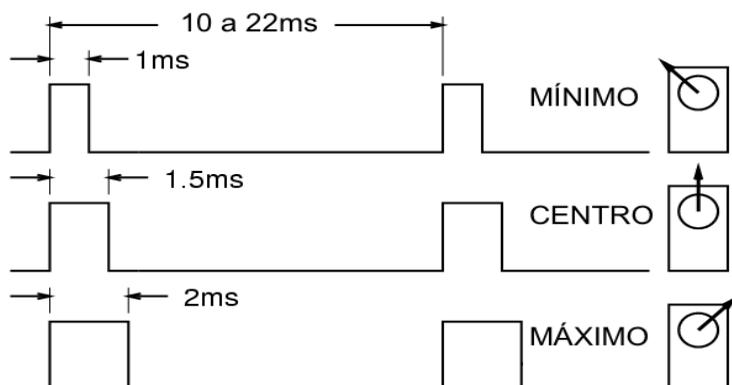


Figura 21 - Variação na forma de onda, mediante PWM.

Fonte: <http://br-arduino.org/2015/01/arduino-e-servos-como-controlar-servomotores.html>.

Acesso 15 de novembro de 2015.

Observe: se o pulso dura 1ms, o servo apontará para o seu ângulo mínimo. Com um pulso de 1,5 ms, ele apontará para a posição central, e se o pulso for de 2ms, apontará para seu ângulo máximo. Assim, o ângulo será proporcional a qualquer valor entre 1ms e 2ms.

2.8 Servo Motor

Nas últimas décadas somos felizes em contemplar o crescimento da tecnologia que facilita a movimentação de qualquer eventual mecanismo.

Optaremos por utilizar conhecimentos básicos em robótica, aeromodelismo e automodelismo visíveis na mídia, ao qual utiliza vários servos motores comerciais de baixo custo aquisitivo e de fácil acesso.

Baseado no Arduino como controle, buscamos um servo compatível com o mesmo capaz de realizar a movimentação do

sistema hidráulico da prótese, por questões de recursos financeiros não podemos chegar a tecnologias avançadas, como por exemplo um servo motor com proteção acústica que ira eliminar o ruído. Definimos o servo motor MG995 da Futaba para dar sequência ao projeto.

Segundo a [Sciencebuddies.org] a simplicidade de um servo está entre as características que os tornam tão confiável. O coração de um servo é um pequeno motor de corrente contínua (DC), similar ao que se pode encontrar em um brinquedo barato. Estes motores movidos à eletricidade a partir de uma bateria, girando em alto RPM (rotações por minuto), porem baixo torque na saída. Um arranjo de engrenagens permite manter a alta velocidade do motor e retarda a saída do eixo, enquanto ao mesmo tempo aumenta o torque. (Lei básica da física: trabalho = força x distância).

Servo motores são dispositivos de malha fechada, ou seja, um potenciômetro ligado à engrenagem e á uma pequena placa de circuito dentro do encapsulamento do servo motor, conforme a alteração na resistência do potenciômetro, permite que o controle Arduino identifique a posição atual definindo assim, o sentido de giro para a posição desejada. Em contraste com os motores contínuos que giram indefinidamente, o eixo do servo motor possui a liberdade de até cerca de 180° graus mas são precisos quanto à posição. Esses servos motores são divididos por três componentes. Servos possuem três fios de interface, dois para alimentação e um para o sinal de controle. O sinal de controle utiliza a modulação por largura de pulso (PWM) que possui três características básicas: Largura mínima, largura máxima e taxa de repetição. A largura do pulso de controle determinará a posição do eixo: a largura máxima equivale ao deslocamento do eixo em +45° da posição central; a largura mínima equivale ao deslocamento do eixo em -45°; outras larguras determinam sua posição proporcionalmente.

Esta unidade vem com cabo de 30 cm e 3 pinos de conector fêmea.

Este servo passa a ser ideal para o projeto, a biblioteca (Servo.h) no Arduino facilita a movimentação do servo mediante PWM. O MG995 Metal Gear Servo também vem com uma seleção de acessórios para varias configurações nos movimentos. A Figura 22 demonstra as características do Servo motor.

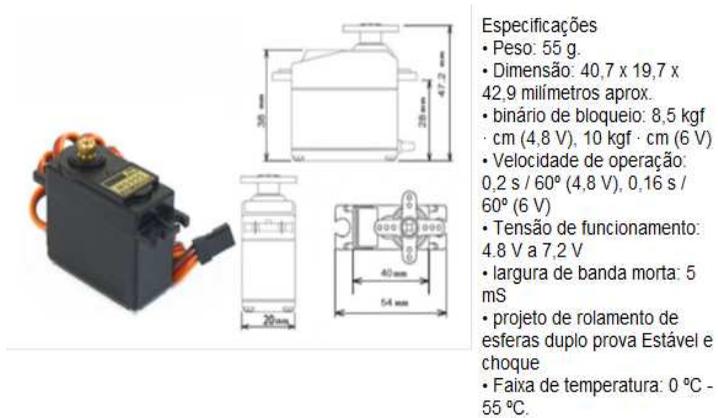


Figura 22 - Características do servo motor.

Fonte:http://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG995_Tower-Pro.pdf. Acesso em 15 de nov. de 2015

2.9 Fonte de alimentação

Das fontes de alimentação provém a energia elétrica adequada que os circuitos eletrônicos necessitam. Braga (2005b, p.7), define fonte de alimentação como “[...] um circuito que a partir da tensão elétrica disponível fornece a tensão contínua na forma requerida pelo circuito alimentado.”

Os componentes deste projeto requerem tensões contínuas na faixa dos 6 Volts, sendo assim optou-se pela aquisição de um modelo comercial de fonte de alimentação, pelo fato de não ser este o foco do projeto. A Figura 23 apresenta o modelo utilizado, cujo adaptador possui quatro pilhas comerciais de 1,5 Volts.

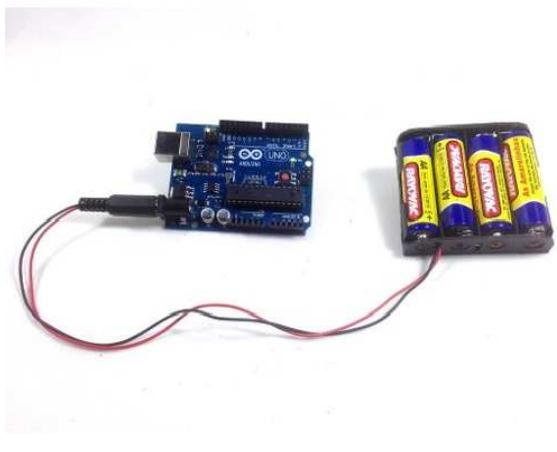


Figura 23 –Adaptador de 4 pilhas AA de 1,5Volts.

Fonte:http://produto.mercadolivre.com.br/MLB-704781449-adaptador-suporte-4-pilhas-aa-com-plug-para-arduino-esp8266-_JM
Acesso: 15 de novembro de 2015.

3 DESENVOLVIMENTO

Este capítulo define as etapas necessárias para o desenvolvimento de uma prótese transfemural, descrevemos tais etapas como sendo: concepção do projeto, definição dos requisitos de projeto, sistema hidráulico, cálculos, controle de posição e dispositivo simulador de marcha, fabricação das peças e testes.

3.1 Concepção do Projeto

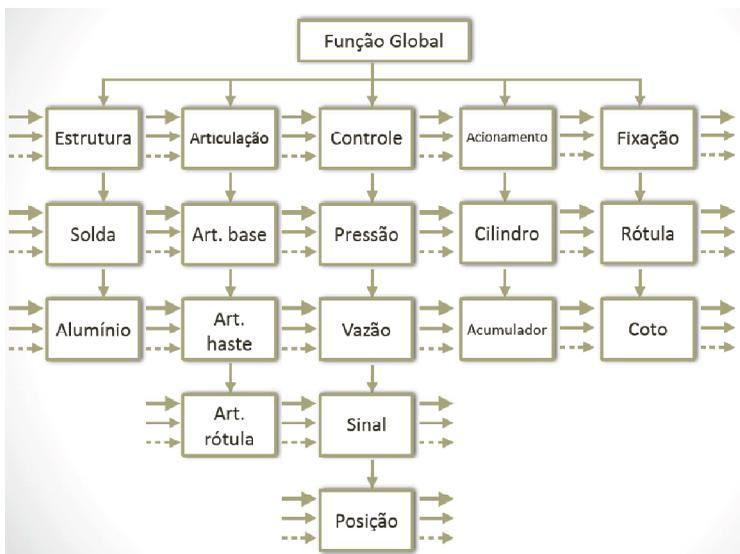
Partimos a principio com base na prótese C-Leg da Otto Bock reconhecida fabricante mundial de equipamentos assistivos com 60.000 unidades C-Leg vendidas no mundo, segundo a própria Otto Bock.

No inicio como tínhamos pouco conhecimento partimos para um estudo dimensional dos aspectos anatômicos e das proporções humanas. [Eng^oFrancisco Provensa] 1978 projetista de máquinas.

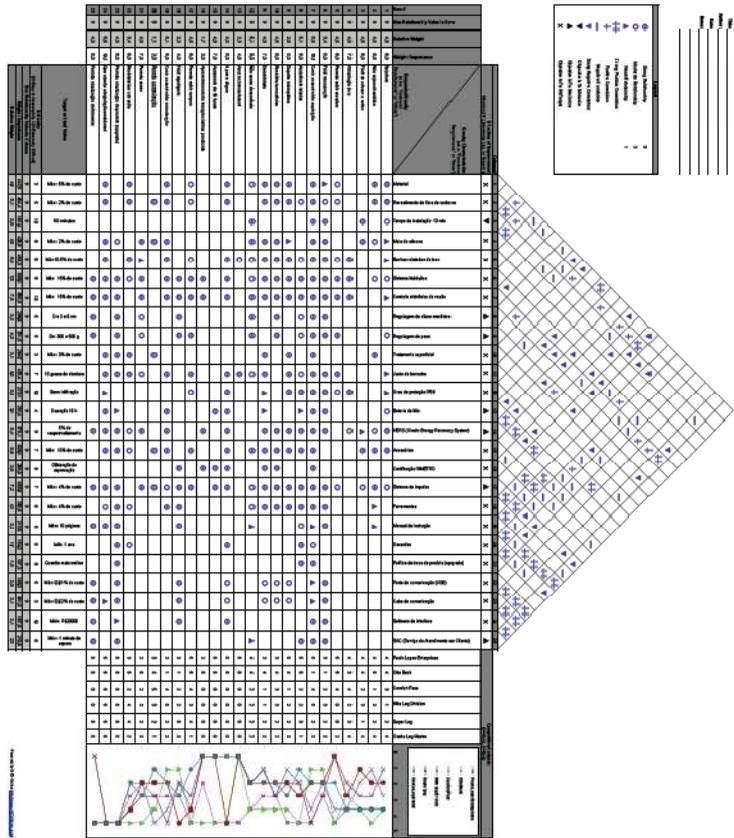
Este estudo foi desenvolvido através da utilização de fotos, com os recursos do Solidworks 2013 existente na instituição, elaboramos um esboço inicial, além disso, uma prótese de uma amiga amputada, facilitando o trabalho.

3.2 Requisitos do projeto.

Os requisitos de projeto foram estabelecidos durante o curso na disciplina de Projeto de Máquinas [Profº Josué] e descritos no trabalho entregue ao mesmo na conclusão da disciplina, não incorporado ao TCC devido ao volume de informações, colocaremos de forma resumida os gráficos com as etapas de projeto; o que basta para entender a origem das características abordadas no trabalho.



QUADRO 3 – Requisitos do projeto



QUADRO 4 – Matriz QFD do Projeto

Com base nestas definições, iniciou-se o projeto e o desenvolvimento do equipamento, citando as partes mecânicas, as mais simples estão nos desenhos anexos e podem ser facilmente reproduzidas, o sistema hidráulico no entanto requer uma trativa mais detalhada e a demonstração de seus cálculos e fabricação.

3.3 Sistema Hidráulico.

O desafio de se fazer uma prótese que executasse algum movimento autônomo, começou com a origem da energia que realizaria o movimento, depois de diversas pesquisas e contato com especialistas da área hidráulica e com nossos próprios conhecimentos, entendemos que seria ideal o desenvolvimento de um mini acumulador como fonte de energia para executar o movimento, uma vez que as alternativas como mini motorreductor, servo motor, motor de passo, micro motor entre outras dependiam de energia externa como fonte de alimentação com força suficiente para executar o movimento o que implicaria em um maior peso, desconforto e custo no projeto.

Optamos por um acumulador com mola para gerar a força aproveitando parte da inércia e do apoio para carregar a mola na fase de apoio para posteriormente devolver como sustentação na fase de balanço; para tal foi desenvolvida uma válvula de nylon pilotada por um mini servo de modelismo, os detalhes estão na vista explodida em anexo onde relacionamos as peças e demonstramos a sequência de montagem.

Esta foi uma das etapas mais desafiadora no desenvolvimento do projeto, durante esta etapa foram necessárias varias horas de projeto e de fabricação, com o uso de máquinas de usinagem e instrumentos de medição do IFSC e testes de bancada para ajuste da regulagem do acumulador.

Como decidimos iniciar com apenas um sentido de acionamento medimos a câmara superior do cilindro com uma seringa de injeção graduada, obtivemos cerca de 11 cm³ de fluido. Se o acumulador acionasse todo este volume o cilindro estaria todo recolhido e o Joelho teria uma inclinação de 90° e o que necessitamos aproximadamente e 28° de inclinação com uma certa regulagem para menos já que nos estudos da marcha confirmamos ser este o ângulo limite para que se inicie o levantamento da perna e por conseguinte a fase de balanço, fazendo uma relação de mm de recolhimento por grau de inclinação obtivemos o seguinte.

Dados

Curso do cilindro = 25 mm

Volume da câmara superior = 11 cm³

Inclinação desejada = 28° máximo.

$$\frac{V_c}{Curso} = Cm^3/mm$$

$$\frac{IJ}{Curso} = In/mm$$

V_c=Volume da camara

Curso=Curso do cilindro

IJ=Inclinação do joelho

Assim a relação de inclinação por unidade de volume, nos leva a um volume na câmara do acumulador de aproximadamente 2.851 cm³ para acionar o joelho a 28° máximo, definimos então que precisaríamos de uma regulagem deste parâmetro para cima e para baixo solucionado com uma rosca e um parafuso regulando a distancia da mola do acumulador. Foi utilizada uma câmara de diâmetro 18 mm x 65 mm de comprimento devido a dificuldades de tempo e recursos para usinagem, uma vez que não obtivemos as vedações disponíveis, porém a câmara poderia ter 10 mm de diâmetro e 36 mm de comprimento reduzindo bastante o peso e o volume do joelho, mas elevando seu o custo.

3.4 Definição dos demais requisitos

Adotamos como parâmetro uma pessoa de 100 kg ao invés de 65 kg que é a massa corporal média de um individuo de 1,75 m de altura, e com base nos dados obtidos uma pessoa com estas características tem do joelho até a planta do pé aproximadamente 520 mm [Projetista de Máquinas pag.4-45], o peso máximo admissível para o conjunto todo da prótese deve ser 4,75 kg peso de uma perna humana normal.

O comprimento máximo do joelho não deve ultrapassar os 300 mm pois inviabilizaria a prótese para indivíduos de menor

altura, carecendo sobejar espaço para colocar um tubo entre o joelho e pé; e entre o joelho e o cartucho, além que afetaria o dimensional do cilindro hidráulico e dos demais componentes.

Incluimos um sistema de controle de posição e acionamento que permita identificar as posições no espaço e fornecer dados para acionarmos o sistema hidráulico controlando assim o movimento do joelho.

Conforme nossas pesquisas um indivíduo de 100 kg transfere um peso de aproximadamente 1 KN, sem considerar o impacto, embora exista um amortecimento natural à área responsável por isso é à base do coto que geralmente se torna sensível e dolorida.

O desenvolvimento do cartucho parte extremamente importante da prótese tem passado por melhoras substanciais em seu processo [Queiroz, W. F. d., Aquino] 2008, deixaremos estes fatos de lado e concentramos no joelho e na sua contribuição para a marcha.

A articulação do joelho conforme demonstrado em nosso trabalho e no de outros acadêmicos [Neumann, Donald A.] 2011, com respeito à marcha ele ocupa lugar de destaque, o fato de o homem caminhar, correr e até nadar deve se em grande parte ao conjunto de mecanismos, contidos nesta parte do nosso corpo.

Das muitas funções do joelho vamos analisar três, a articulação, a sustentação e o amortecimento, a articulação pode ser entendida como sendo uma dobradiça a sustentação requer um tipo de trava temporária para esta dobradiça e o amortecimento seria um tipo de freio instantâneo para parada em qualquer posição.

A definição destes três aspectos e sua reprodução na forma física é a espinha dorsal deste trabalho; não descreveremos as dimensões do protótipo e seus detalhes construtivos por se tratar de algo rudimentar com a finalidade de aprender e sentir as dificuldades, os desenhos e detalhes referentes ao projeto propriamente dito, somente serão apresentados com dimensões de referência.

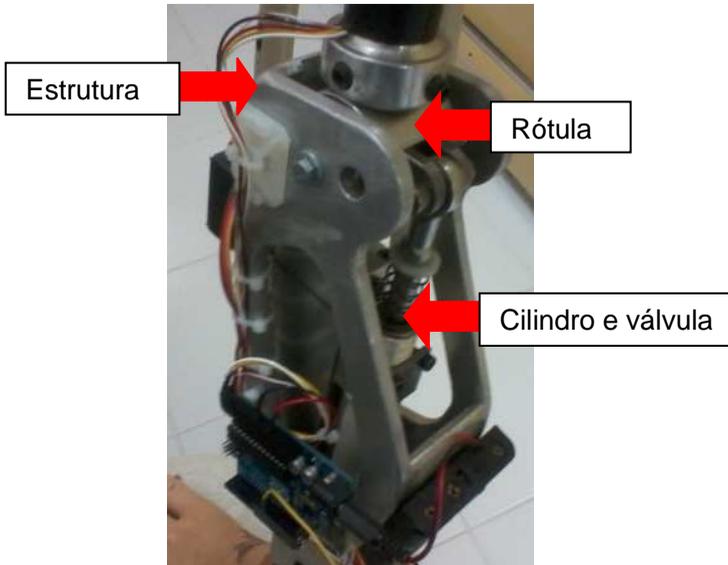


Figura 24 –Estrutura,rótula e cilindro
Fonte:Foto obtida do protótipo através de celular

Confeccionamos uma estrutura em alumínio com chapa de 6,35 mm de espessura cortada a laser e soldada com solda TIG na qual iríamos adaptar as partes da prótese existente como o cartucho e o pé além dos dispositivos de regulagem e controle.

As solicitações mecânicas e o fator de segurança de um projeto desta natureza necessita de recurso como tempo e dinheiro, bastante critério e diversos testes, além de equipamentos específicos como, dispositivos e gabaritos de montagem e ensaios .

A parte da articulação foi projetada com a utilização de um pino cilíndrico que desliza na estrutura fixada a uma rótula que simula uma articulação de um braço mecânico qualquer, acoplando a um cilindro hidráulico para executar a função de freio e uma válvula para a função de amortecedor.

3.5 Cálculos e especificações

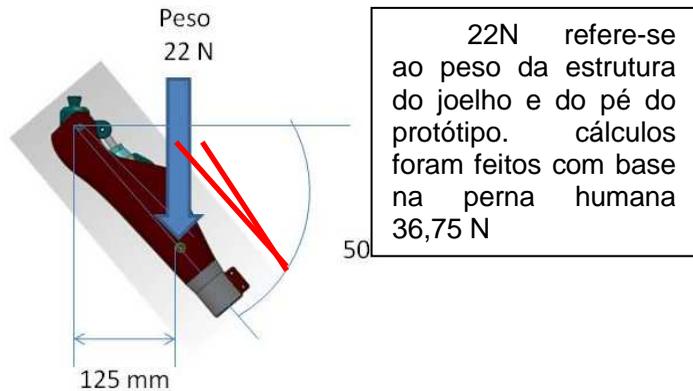


Figura 25 Diagrama de Corpo Livre

3.5.1 Cálculo da pressão necessária para elevar a perna

Por análise a força Peso de 36,75 N fica solicitada ao longo do eixo do cilindro o que facilita a determinação da pressão com que deve ser atuado o cilindro para que possa elevar a perna.

$$P = \frac{F}{A} \text{ onde } A = \pi r^2 \text{ e } F = 36.75 \text{ N.}$$

Temos $\frac{36,75}{\pi x (0.0125)^2}$ que dá 74866 Pa ou 10,858 psi.

Força da mola do acumulador

$$f = P \times A \text{ onde } A = \pi r^2 \text{ e } P = 74866 \text{ Pa}$$

Temos $f = 74866 \times (\pi \times 0,009^2)$ que dá 19,05 N

Mola escolhida TB 10 76 que com 25 % de deflexão suporta 70 N conforme catálogo [Polimold], o que nos dá uma faixa adequada de regulagem de pressão para o acumulador.

No protótipo foram utilizadas vedações Vedabrás para o embolo do acumulador

Dn 18 x dn 12 x h 5 mm referência veda Brás: 0053751.

3.5.2 Cálculo do dimensionamento do pino de articulação da rótula

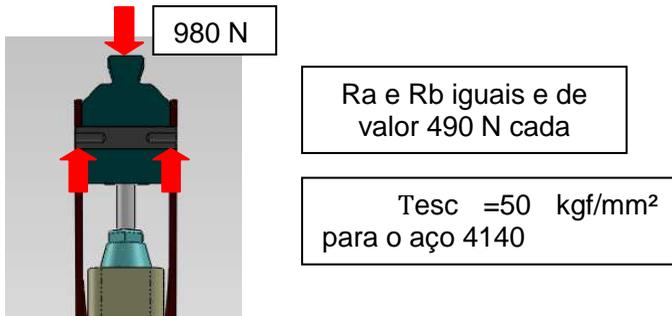


Figura 26-Forças atuando na prótese.

$$\tau_{adm} = \frac{\tau_{esc}}{\text{fator de segurança}}$$

Fator de segurança

$$n = A \times B \times C \times D$$

A=2 devido a ser de aço comum

B=2 devido a carga intermitente

C=1 carga aplicada lentamente

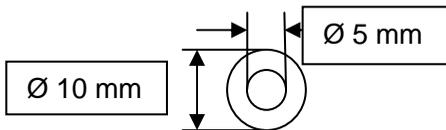
D=1,5 sobrecarga então n= 6

$$\tau_{adm} = \frac{\tau_{esc}}{n} \text{ Temos } \tau_{adm} = \frac{50 \text{ kgf/mm}^2}{6} = 8,333 \text{ kgf/mm}^2$$

Sendo $\tau = \frac{\text{força aplicada}}{\text{Área seção transversal}}$ então temos

$$8,333 \text{ kgf/mm}^2 = \frac{480 \text{ N}}{A} \text{ isolando a área temos}$$

$8,333 \text{ kgf/mm}^2 \pi r^2 = \frac{480 \text{ Kg} \times m^2}{\pi r^2}$ temos para o pino com seção transversal de $\varnothing 10 \text{ mm}$ com um furo de $\varnothing 5 \text{ mm}$



Área de 58,904 mm² tensão admissível de 8,148 kgf/mm² o que atende de forma adequada aos nosso protótipo.

3.6 Controle de Posição.

O controlador de posição é responsável por controlar o servo motor com o propósito de liberar o fluido do acumulador para o cilindro. Uma vez que este controlador esta sendo representado pela Figura 24.

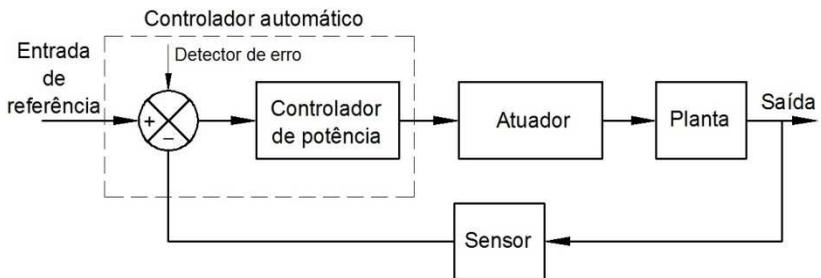


Figura 27- Diagrama de blocos do controlador

Neste diagrama de blocos o detector de erro representa a comparação feita através da plataforma Arduino com intuito de calcular a posição atual do servo para a posição desejada. O controlador de potência é o sistema responsável por aplicar a ação de controle calculada, fornecendo a tensão para o servo motor que é o atuador da válvula, ao qual libera ou não fluido para o cilindro. A planta representa o sistema a ser controlado, ou seja, a prótese como um todo. O sensor é uma unidade de medição Inercial, com giroscópio e acelerômetro.

Para tanto, um controlador PWM, implementado na plataforma Arduino verifica a posição real do coto do individuo mediante sensor, acelerômetro e giroscópio da Unidade de Medição Inercial- UMI e através destas posições movimenta o Servo motor para abrir e fechar a válvula que ira liberar o fluido na posição desejada.

Considerando o projeto da prótese na perna esquerda, inicia-se a fase de apoio pré-balanço da perna esquerda conforme Figura 7, pouco antes da fase inicio de balanço da perna esquerda ilustrada na Figura 8, o servo motor é atuado abrindo a válvula do acumulador, realizando o movimento da prótese pelo sistema hidráulico, em seguida a válvula e fechada para impedir a descida da prótese por gravidade. Avançando na fase apoio pré-balanço perna direita demonstrado na Figura 11 o servo novamente é atuado abrindo a válvula a fim de carregar o sistema hidráulico esticando a prótese, e torna a fechar a válvula, com o propósito de trava; evitando que o joelho se dobre e venha causar possível queda do individuo. Uma vez realizado estas operações torna-se a reiniciar o ciclo conforme Figura 7.

3.7 Programação do software

A programação deste equipamento foi desenvolvida na IDE Arduino, na linguagem processing. O microcontrolador, Arduino UNO R3, processa as informações recebidas nas portas de entrada e, de acordo com o as condições escritas no programa, envia sinal para as portas de saídas que irão atuar no sistema.

Durante a execução do programa desenvolvido o mesmo tomará as ações necessárias para sua execução de acordo com a posição do sensor UMI.

Para o controle de posição, o sistema faz a leitura do sensor correspondente, calcula a ação necessária para atingir a posição estabelecida através do método PWM e com o resultado obtido atua no sistema variando a posição aplicada sobre a válvula.

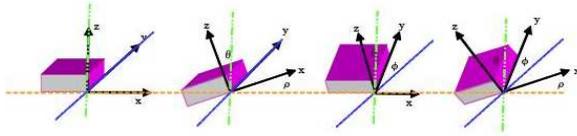
O acionamento do servo motor para abrir ou fechar é feito de acordo com o resultado do cálculo PWM. Caso a posição da prótese esteja na faixa pré-estabelecida em graus, libera-se a saída para atuar o servo motor.

O software é dotado de varias bibliotecas já prontas dentro do próprio Arduino que auxiliam no desenvolvimento do projeto.

Há uma biblioteca sofisticada chamada I2Cdevlib para acessar o MPU-6050 e outros dispositivos I2C escrito por [Jeff Rowberg]. O código específico é fornecido na subpasta "MPU6050". Ele utiliza um buffer de hardware no chip e capacidades de processamento digital de movimento do MPU-6050 para realizar conversões de dados entre diferentes sistemas de coordenadas e combina dados de vários sensores para obter maior exatidão e precisão.

A programação do software foi adaptada a partir do código do autor [Krodal], uma vez que nos dias atuais evidenciamos programas relacionados ao Arduino com diversas aplicações diferentes; o código foi dotado de uma rotina de calibração obtendo média das 10 primeiras leituras, a fim de calcular os deslocamentos padrão do sensor. Os deslocamentos devem ser subtraídos dos valores brutos do sensor, antes que os valores são convertidos em ângulos.

Para avaliar a orientação do acelerômetro, contamos com o fato de que há uma força gravitacional constante de $(9,8 \text{ m/s}^2)$ para baixo. Ponderando que não há forças adicionais que estão agindo sobre o acelerômetro, a grandeza da aceleração deve medir 1g, e a rotação do sensor pode ser avaliada a partir da posição aparente do vetor de aceleração, como passaporte abaixo na Figura 25. Se o eixo z é alinhado ao longo do vetor de aceleração gravitacional, a diante, é difícilimo computar a rotação em torno do eixo Z a partir do acelerômetro.



$$\rho = \arctan\left(\frac{A_x}{\sqrt{A_y^2 + A_z^2}}\right)$$

$$\phi = \arctan\left(\frac{A_y}{\sqrt{A_x^2 + A_z^2}}\right)$$

$$\theta = \arctan\left(\frac{\sqrt{A_x^2 + A_y^2}}{A_z}\right)$$

Figura 28- Cálculo dos ângulos medidos pelo acelerômetro.

De acordo com o [Datasheet, MPU6050] podem-se transformar os resultados do acelerômetro em bruto a partir do código de [Krodal] em múltiplos de 1g (9,8 m / s²) dividindo por um fator de 16384. Avaliando a rotação em torno do eixo X (ϕ) e Y-eixo (ρ) usando as fórmulas na imagem da Figura 28. Uma vez que a inclinação do eixo-X, na verdade, mostra a rotação em torno do eixo Y, e ao girar o eixo Y a rotação é negativa em torno do eixo x. Isto foi evidenciado quando iniciamos nossos testes para encontrar qual o eixo deve ser tratado para a movimentação da prótese, sendo que ao posicionar o eixo Y seguindo o movimento da prótese, podemos verificar que este eixo não nos permitia manipular os valores devido que seu movimento era tanto positivo a prótese à frente como atrás. Para tal sorte conseguimos posicionar a UMI de tal forma a demonstrar os valores de X com a prótese a frente em positivo e atrás negativo.

Os cálculos realizados no equacionamento matemático do software são a soma de muitos intervalos pequenos que geram ruídos e erros de baixa investida, porém ampliam-se ao longo do tempo, evidenciando suas características, que devem ser compensadas mediante filtros matemáticos.

O [Datasheet do MPU-6050], página 13, mostra que dividindo os valores do giroscópio por 131 é possível converter a velocidade angular em graus por segundo, que, multiplicado pelo tempo entre as leituras dos sensores, dá a mudança de posição

angular. Sendo assim é possível armazenar a posição angular anterior e adicionar a mudança calculando cada tempo para encontrar o valor atual.

Tal como explicado acima, tanto os dados do acelerômetro e giroscópio são predispostos a erros sistemáticos. O acelerômetro provê dados precisos em período maior, mas ruidoso em períodos curtos. O giroscópio fornece dados precisos sobre a mudança de orientação no curto período, mas a necessidade de integrar os dados faz com que os resultados apresentem erros em escalas de períodos maiores.

A solução para estes problemas consiste em unir os dados do acelerômetro e giroscópio em conjunto de tal maneira que os erros se anulam. Felizmente, existe uma aproximação mais simples que o filtro Kalman para combinar estes dois tipos de dados, chamada de filtro complementar. A fórmula aproximada para combinar os dados de acelerômetro e giroscópio é:

Filtro do ângulo = $\alpha \times (\text{ângulo do giroscópio}) + (1 - \alpha) \times (\text{ângulo do acelerômetro})$, onde:

$\alpha = \tau / (\tau + Dt)$ e $(\hat{\text{Ângulo giroscópio)}) = (\text{Última medição do ângulo filtrado}) + \omega \times Dt$

Dt = taxa de amostragem, τ = constante de tempo superior à escala de tempo de ruído acelerômetro típica.

A taxa de amostragem foi adaptada do material [Instone, Instituto de Massachusetts].

Após a filtragem dos erros visualizamos e computamos o ângulo X (φ) da UMI e de acordo a cada dado coletado do eixo pela variação do coto do individuo evidenciamos as projeções dinâmicas da prótese pela variação da válvula do sistema hidráulico de acordo com o mencionado no funcionamento do controle de posição. [3.4].

3.8 Dispositivo Simulador de Marcha Humana.

Depois de todo o esforço pessoal que a Sra. Darmely, fez para nos ajudar nos testes do protótipo, consideramos inapropriado solicitar uma apresentação pública, sobretudo levando em conta o grau de exposição física ao qual inevitavelmente estaria submetida durante a instalação da prótese e sua demonstração, além da fragilidade emocional característica de algumas pessoas amputadas.

Este fato nos colocou um novo desafio como demonstrar o funcionamento prático do sistema de controle e do sistema hidráulico, já que era necessário caminhar para verificar o funcionamento. Desenvolvemos então um dispositivo em caráter emergencial para simular a marcha humana, este dispositivo conforme Figura 29 abaixo, composto de um mecanismo Withworth, rudimentar mais que atendeu bem aos nossos propósitos.



Figura 29-Simulador de marcha.

4 RESULTADOS OBTIDOS

Um pequeno vídeo de uns poucos minutos no qual a Sra. Darmely, que é amputada desde os sete anos, e que é mãe de dois filhos (David 20 anos) e (Lucas 18), e que desde os nove anos de idade usa aparelhos protéticos, sendo as duas últimas da Otto Bock, aparece andando e fazendo sua avaliação positiva do protótipo, avaliação esta respaldada por sua experiência singular no assunto, sem duvida nos deixou surpresos e emocionados.

Geralmente são necessários diversos dias para que uma pessoa amputada que tem sua prótese substituída por outra adquira condições de se manter de pé e caminhar, conforme constatado em nossas pesquisas e nos vídeos de pacientes de Néelson Nolé, que assistimos, nosso protótipo levou cerca de 5 minutos para ser instalado e regulado e imediatamente ela começou a caminhar, gerando uma certa surpresa, a estabilidade durante a caminhada o maior indicador de que estamos no caminho correto.

Para os que acreditam em Deus como nós e conhecem um pouco a maravilha que é o corpo humano, sabe que construir algo que imite ainda que de maneira rudimentar algum órgão ou membro deste maravilhoso conjunto, é sem duvida nenhuma um enorme desafio, e quando se obtém algum êxito por menor que seja, já deve ser motivo de orgulho.

5 CONCLUSÕES

Embora os resultados tenham superado nossas expectativas somos forçados a admitir que nossa contribuição necessita ser acrescida de muitas outras e que devemos continuar a desenvolver novos trabalhos, melhorando e tornando cada vez mais eficiente e acessível à tecnologia nesta área, existem muitas pessoas precisando recuperar sua autoestima e sua liberdade e dependem de adaptações, criações inovações que lhes conceda de volta este direito que a amputação tirou.

Chegamos também à conclusão de que o processo de fabricação do cartucho é parte fundamental na eficiência da prótese e os pés protéticos são outra área que está engatinhando e pode ser melhorada.

A má assistência técnica e a falta de respeito com o amputado foi outra coisa que nos surpreendeu durante as conversas com as pessoas amputadas, segundo elas as lojas e instituições que vendem e instalam próteses em sua maioria tratam mal seus clientes e perdem a oportunidade que tem de fornecer um serviço de qualidade, e as pessoas amputadas anseiam por isso.

5.1 Estimativa de custo do protótipo

64 horas de usinagem	= R\$ 3.800,00
Sistema de controle	= R\$ 500,00
Material	= R\$ 800,00
Total	= R\$ 5.000,00

5.2 Oportunidades de melhoria

O protótipo executa basicamente a função de recuo da perna o avanço é dado pela inércia durante a fase de balanço o que pode ser melhorado com a adição de um segundo camarã para a parte inferior do cilindro, a colocação de um sensor no pé de forma a enviar um sinal confirmando que o pé está apoiado e uma modificação na válvula de acionamento, existem pelo menos uma dezena de pontos que podem ser melhorados estes são os mais simples e cremos serem os de menor custo para se desenvolver.

REFERÊNCIAS

5º CONGRESSO LUSO-MOÇAMBICANO DE ENGENHARIA;
De 2 à 4 de setembro de 2008 – Maputo.

Artigo REF: 36A002.

Análise numérica não linear do joelho humano quando solicitado por impacto frontal.

PITTA, GBB; CASTRO, A. A.; BRIAN, E. Editores, Angiologia e cirurgia vascular:

Guia Ilustrado. Maceió: UNICISAL/ECMAL&LAVA; 2013.

Disponível em URL: <http://www.lava.med.br/livro>.

BANZI, MASSIMO; Primeiros passos com o Arduino. São Paulo: Novatec, 2011. 152 p.

DATASHEET SENSOR MPU-6050; Guia Disponível em URL: <http://www.invensense.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6050/>

FILTRO COMPLEMENTAR; Guia Disponível em URL: <http://web.mit.edu/~jinstone/Public/filter.pdf>

BRAGA,NEWTON C.; Eletrônica básica para mecatrônica. São Paulo: Editora Saber, 2005. 160 p.

CYBIS, WALTER A.; Engenharia de usabilidade: uma abordagem ergonômica. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina, 2003.

EVANS, MARTINS; NOBLE, JOSHUA; HOCHENBAUM, JORDAN. Arduino em ação. São Paulo: Novatec. 2013. 423 p.

FRANKLIN, GENE F.; POWELL, DAVID; NAEINI, ABBAS; Control of dynamic systems. 6. ed. Prentice Hall, 2009.

MC ROBERTS, MICHAEL; Arduino básico.
São Paulo: Novatec. 2011. 456 p.

MONTEIRO, LUIZ H. A.; Sistemas dinâmicos. 2. Ed. São Paulo:
Livraria da Física, 2006. 625 p.

NISE, NORMAM; Engenharia de sistemas de controle. LTC
2009. 706 p.

OGATA, KATSIHIKO; Engenharia de controle moderno. 4. ed.
São Paulo: Practice Hall, 2003. 929p.

ROSÁRIO, JOÃO M.; Automação industrial. São Paulo: Baraúna,
2009. 515 p.

SILVEIRA, JOÃO A.; Experimentos com o Arduino. São Paulo:
Ensino Profissional, 2011. 200 p.

SILVEIRA, PAULO R.; SANTOS WINDERSON E.; Automação e
controle discreto. 9. ed. São Paulo: Érica, 1998. 229 p.

LUCCIA, N. SILVA ES; Aspectos técnicos das amputações dos
membros inferiores

ALSUEZI, A.; Development and Validation of an Anatomically
Based Plastic-Kinematic Finite
Element Model of the Knee Joint for Vehicle-Pedestrian Collision
Injury Investigation, Int. J.
Sci. Res., Vol.15, 2005.

ELZA, FONSCECA et al; Análise Numérica não linear do joelho
humano quando solicitado por impacto frontal.

QUEIROZ, W.F.;et al; Desenvolvimento de métodos construtivos
e de novos materiais empregados na confecção de cartuchos de
próteses de membros inferiores. Universidade Federal do Rio
Grande do Norte 2008.

NEUMANN, DONALD A.; Cinesiologia do aparelho músculo-esquelético
tradução de: Renata Scavone de Oliveira
Rio de Janeiro Elsevier 2011.

PROVENSA, FRANCISCO ENG^o; Projetista de Máquinas.
Registrado na Biblioteca Nacional sob o n^o22569 6^o edição 1978.

SILVA, PÉRICLES CABRAL; Desenvolvimento da prótese biomecânica de joelho. Trabalho final de mestrado em engenharia mecânica. Instituto superior de engenharia de Lisboa.