



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELETRÔNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

CINTHYA RACHEL LOPES MORAES

**DESENVOLVIMENTO DE UM JOELHO ELETRÔNICO PARA UTILIZAÇÃO EM
PRÓTESES TRANSFEMORAIS**

Recife
2018

CINTHYA RACHEL LOPES MORAES

**DESENVOLVIMENTO DE UM JOELHO ELETRÔNICO PARA UTILIZAÇÃO EM
PRÓTESES TRANSFEMORAIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Eletrônica.

Orientador: Prof^o. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues

Recife

2018

Catálogo na fonte
Bibliotecária Valdicéa Alves, CRB-4 / 1260

M828d Moraes, Cinthya Rachel Lopes.
Desenvolvimento de um joelho eletrônico para utilização em próteses
transfemorais / Cinthya Rachel Lopes - 2018.
134folhas, Il.; Tabs.; Abr. e Siglas.

Orientador: Prof^o. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2018.
Inclui Referências e Anexos.

1. Engenharia Elétrica. 2. Prótese de joelho. 3. Joelho eletrônico.
I. Rodrigues, Marco Aurélio Benedetti (Orientador). II. Título.

UFPE

621.3 CDD (22. ed.) BCTG/2018 - 362



Universidade Federal de Pernambuco

Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

PARECER DA COMISSÃO EXAMINADORA DE DEFESA DE
DISSERTAÇÃO DO MESTRADO ACADÊMICO DE

CINTHYA RACHEL LOPES MORAES

TÍTULO

**“DESENVOLVIMENTO DE UM JOELHO ELETRÔNICO PARA
UTILIZAÇÃO EM PRÓTESES TRANSFEMORAIS”**

A comissão examinadora composta pelos professores: MARCO AURÉLIO BENEDETTI RODRIGUES, DES/UFPE; FERNANDA MARIA RIBEIRO DE ALENCAR, DES/UFPE e CINTHYA RODRIGUES DE VASCONCELOS, DFISIO/UFPE, sob a presidência do primeiro, consideram a candidata **CINTHYA RACHEL LOPES MORAES APROVADA.**

Recife, 28 de fevereiro de 2018.

MARCELO CABRAL CAVALCANTI
Coordenador do PPGEE

MARCO AURÉLIO BENEDETTI RODRIGUES
Orientador e Membro Titular Interno

**CINTHYA RODRIGUES DE
VASCONCELOS**

Membro Titular Externo

FERNANDA MARIA RIBEIRO DE ALENCAR
Membro Titular Interno

AGRADECIMENTOS

O mestrado foi sem dúvida alguma um processo de auto avaliação e de auto reconhecimento, onde fui capaz de conhecer meus limites, superar desafios e amadurecer profissionalmente e pessoalmente. Foi ainda, um divisor de águas sobre a pessoa e a profissional que desejo ser daqui para frente. No entanto não foi um caminho que construí sozinha, pois ninguém faz nada sozinho e sim um caminho que trilhei ao lado de pessoas maravilhosas, umas que conheci neste ambiente e outras que já estavam comigo em minha vida.

Desse modo, agradeço primeiramente a minha família, mãe e irmãos, que entenderam meus momentos de estresse, me apoiaram e incentivaram nos momentos mais difíceis e que acima de tudo me deram o suporte emocional que tanto precisava. Agradeço ainda aos amigos mais próximos como Clarinha e as meninas do Quinteto que me mostraram no momento de dúvida, no qual não sabia se conseguiria terminar o mestrado, que eu era capaz de ir muito além.

Agradeço a Fundação de Amparo à Ciência e Tecnologia de Pernambuco (FACEPE) por me dar a oportunidade de realizar esta pesquisa, através de seu financiamento.

Agradeço também, O Grupo de Pesquisa em Engenharia Biomédica (GPEB), coordenada pelo meu orientador Marco Aurélio Benedetti, que me recebeu de braços abertos e de forma acolhedora. Foi um local onde fiz novos amigos e conheci pessoas maravilhosas que me ajudaram e orientaram quando necessitei de ajuda e onde pude, de alguma forma, contribuir para o fortalecimento e crescimento desse grupo. Em especial agradeço ao meu orientador que não permitiu que viajasse na maionese, mas sonhou junto comigo nesse projeto e me manteve dentro da realidade do que era cabível, agradeço ainda pelos conselhos e alguns puxões de orelha merecidos e pelas orientações dada.

Por fim agradeço ao grupo do Baja da UFPE por todas as vezes em que o grupo me ajudou, tirando dúvidas em relação a componentes mecânicos e a materiais que eu poderia utilizar; ao pessoal da Oficina de Próteses e Órteses da Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD) localizada em Recife, pela paciência e colaboração na hora de confeccionar, montar e alinhar as próteses que iria testar; e ao Júlio por me ajudar a entender as dificuldades enfrentadas por uma pessoa

amputada e por acreditar que eu era capaz de continuar o seu sonho, que passou a ser meu também, de confeccionar uma prótese transfemoral microprocessada.

RESUMO

O joelho é uma das articulações do corpo humano mais importante para a realização da movimentação no espaço, permitindo que os seres humanos se locomovam em pequenas distâncias. Pessoas que apresentam amputações acima do joelho possuem dificuldades em se adaptarem a sociedade, pois não conseguem realizar algumas atividades diárias como: caminhar, subir e descer escada e ultrapassar obstáculos. Por isso, quando possível, é indicado a utilização de próteses, que visa principalmente a melhoria na qualidade de vida destas pessoas. No entanto as próteses disponibilizadas pelo Sistema Único de Saúde (SUS) são em sua maioria do tipo mecânica, que apesar de fornecer uma certa mobilidade aos usuários ainda não são capazes de lhe fornecer ampla movimentação como uma prótese eletrônica, contudo tais próteses são extremamente caras e de difícil acesso. Tendo em vista estas dificuldades de mobilidade e de aquisição de próteses melhores que é proposto o desenvolvimento de uma prótese de joelho eletrônico. Para tanto foi realizado primeiramente um estudo das principais próteses microprocessadas comerciais da Ottobock e Össur, além de uma breve revisão das próteses desenvolvidas por pesquisadores no Brasil e no mundo. Após esta primeira etapa foi desenvolvido o projeto mecânico, utilizando técnicas de Computer Aided Design (CAD) e prototipação rápida para visualização do protótipo, e o projeto eletrônico da prótese, onde foram escolhidos os componentes que comporiam o sistema. Tais componentes foram escolhidos de modo que o equipamento possuísse baixo custo, baixo consumo de energia e fosse portátil. Além disso que dispusesse comunicação via *wireless*, pois futuramente espera-se que seja realizado o projeto de um aplicativo de monitoramento e treinamento da prótese utilizado *smartphones*. O sistema eletrônico desenvolvido foi testado utilizando um protocolo de testes pré-determinados, com o intuito de fazer aquisições de dados da marcha para que no futuro um sistema de controle robusto seja desenvolvido. O sistema apresentou bom desempenho na transmissão e aquisição de dados. Quanto a parte mecânica, não foi testada pois não foi inserida uma lógica de controle voltada para a prótese. Espera-se que em breve a prótese como um todo, parte eletrônica e mecânica, seja testada com a finalidade de identificar possíveis problemas ou adequações a serem realizadas, tanto na parte mecânica como na parte eletrônica (a nível de hardware e software).

Palavras-chave: Prótese de joelho. Joelho eletrônico.

ABSTRACT

The knee is one of the joints of the human body most important for performing the movement in space, allowing humans to move in small distances. People who have amputations above the knee have difficulties adapting to society because they can not perform some daily activities such as walking, climbing and descending stairs and overcoming obstacles. Therefore, when possible, the use of prostheses is indicated, which is mainly aimed at improving the quality of life of these people. However, the prostheses made available by the Brazilian Unified Health System (SUS) are mostly of the mechanical type, which, although providing a certain mobility to the users, are not yet capable of giving it ample movement as an electronic prosthesis, however such prostheses are extremely expensive and difficult to access. In view of these difficulties of mobility and better prosthesis acquisition, it is proposed the development of an electronic knee prosthesis. A study of the main commercial microprocessed prosthesis of Ottobock and Össur was carried out, as well as a brief review of prostheses developed by researchers in Brazil and worldwide. After this first stage the mechanical design was developed, using Computer Aided Design (CAD) techniques and rapid prototyping to visualize the prototype, and the electronic design of the prosthesis, where the components that would make up the system were chosen. Such components were chosen so that the equipment had low cost, low power consumption and was portable. In addition, it had wireless communication, because in the future it is expected that the project of a monitoring and training application of the prosthesis used smartphones will be carried out. The developed electronic system was tested using a pre-determined test protocol, in order to make the acquisition of gait data so that in the future a robust control system will be developed. The system performed well in data transmission and acquisition. As for the mechanical part, it was not tested because it was not inserted a control logic focused on the prosthesis. It is expected that soon the prosthesis as a whole, electronic and mechanical part, will be tested in order to identify possible problems or adjustments to be performed, both in the mechanical and electronic parts (hardware and software).

Keywords: Knee prosthesis. Electronic knee.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 –	Mapa mental listando o que é preciso para desenvolver uma prótese de baixo custo eficiente	21
Figura 2 –	Planos e eixos do corpo humano. A) Plano sagital, que divide o corpo em direita e esquerda; B) Plano frontal ou coronal, que divide o corpo em posterior ou dorsal e anterior ou ventral; e C) Plano transversal ou horizontal, que divide o corpo em superior ou cefálico e inferior ou caudal. Eixos longitudinal ou vertical (plano transversal), anteroposterior (plano frontal) e médio – lateral (plano sagital)	23
Figura 3 –	A esquerda temos a representação de uma articulação sinovial qualquer e a direita uma representação da articulação do joelho.....	25
Figura 4 –	Membro inferior, vista anterior do esqueleto e articulações do corpo humano	26
Figura 5 –	Vista anterior do joelho.....	27
Figura 6 –	Vista posterior do joelho	27
Figura 7 –	Vista detalhada da extremidade distal do fêmur e proximal da tíbia.....	28
Figura 8 –	Vista Lateral do joelho. Observe o posicionamento da patela, o músculo quadríceps femoral e seu tendão e o ligamento da patela, sendo que juntos formam uma capa protetora da articulação do joelho.....	29
Figura 9 –	Músculos da coxa atuantes na articulação do joelho. A) Vista anterior dos músculos, e B) Vista Posterior dos músculos.....	29
Figura 10 –	Músculos da perna atuantes na articulação do joelho e tornozelo. A) Vista do musculo posterior superficial; B) Vista dos músculos posteriores profundos; e C) Vista lateral dos músculos superiores da coxa e da perna.....	30

Quadro 1 –	Características dos músculos responsáveis pela atuação da articulação do joelho e suas respectivas funções.....	30
Figura 11 –	Eixos que passam pelo joelho.....	32
Figura 12 –	Ângulos de movimentação do joelho. Na figura mais à esquerda, o quadril está previamente flexionado e a angulação máxima é de 140; já na figura mais à direita o quadril se encontra em extensão e a amplitude máxima do joelho é de 120, no entanto esta amplitude pode ser aumentada como mostra a figura central devido à contração balística em que os músculos ísquio-tibiais se contraem possibilitando uma flexão maior do joelho.....	33
Figura 13 –	Ângulos de rotação do joelho.....	34
Figura 14 –	Interação dos sistemas nervoso e esquelético, com seus sete componentes básicos para caminhar. 1- Registro do comando de caminhada do sistema nervoso central; 2- transmissão do sinal para o sistema nervoso periférico; 3- contração dos músculos; 4- geração de forças e momentos de torque na articulação; 5- regulação das forças e momentos na parte rígida do esqueleto; 6- movimentação do segmento; e 7- geração de forças de reação.....	35
Figura 15 –	Representação de um ciclo de marcha segundo o primeiro método. A passada é um ciclo de marcha e o passo é o intervalo entre o contato inicial de cada pé.....	36
Figura 16 –	Fases da marcha observando o membro escuro.....	37
Figura 17 –	Região dos principais músculos em atividade durante as fases da marcha. Quanto mais escura a região maior a intensidade da atividade do músculo.....	39
Figura 18 –	Gráfico da amplitude do movimento do joelho.....	40
Figura 19 –	Direção das forças na plataforma de força. Vertical; ântero-posterior mede as forças de cisalhamento horizontal no plano de progressão; e mediolateral mede as forças de cisalhamento horizontal no plano lateral e medial.....	40

Figura 20 –	Padrão da força vertical na plataforma de força. F1 corresponde ao primeiro pico (resposta à carga), F2 ao vale do apoio médio e F3 ao segundo pico (apoio terminal). A base sombreada indica o padrão de contato do pé através da altura do degrau, ou seja, quanto mais apoiado o pé está no solo maior o degrau.....	41
Figura 21 –	Variações da força vertical com mudança na velocidade da marcha. Sendo a marcha a 80 m/min, a marcha lenta a 60 m/min e a corrida (não é especificada)	42
Figura 22 –	Gráfico apresenta o número de pessoas com deficiência e sem deficiência e a quantidade de pessoas em cada tipo de deficiência em todo território brasileiro, com base nos dados do Censo 2010 realizado pelo IBGE.....	44
Figura 23 –	Gráfico apresenta o número de pessoas que possui cada tipo de deficiência no estado de Pernambuco, segundo o Censo de 2010 realizado pelo IBGE.....	45
Figura 24 –	Níveis de amputação do membro inferior. A) amputação de pé; B) amputação transtibial; C) desarticulação do joelho; D) amputação transfemoral; E) desarticulação de quadril; e F) hemipelvectomy.....	48
Figura 25 –	Encaixes de amputação transfemoral. A) encaixe quadrilateral e B) encaixe CAT-CAM.....	49
Figura 26 –	Alinhamento coronal. A) alinhamento de uma pessoa sã; B) alinhamento com um coto médio; C) alinhamento com um coto curto; e D) alinhamento com uma prótese.....	50
Figura 27 –	Alinhamento no plano sagital. A) pessoa saudável; B) A referência trocanter-tornozelo (linha t-a), da posição da articulação anatômica do quadril; C) a localização do centro da prótese do joelho (k) é mostrada em alinhamento com a linha t-a; D) O joelho protético foi movido para trás (seta) da linha conseguindo um alinhamento mais estável (alinhamento voluntário); E) o centro do joelho da prótese foi posicionado anterior (seta) um alinhamento mais instável	51

	(alinhamento involuntário); e F) o alinhamento transfemoral completo é mostrado com o soquete, o ângulo inicial de flexão (linha preta).....	
Figura 28 –	Comparação do ciclo da marcha com membro protetizado e saudável no gráfico de força de reação (GRF). Marcha normal representada na linha pontilhada e marcha do amputado em linha contínua. Em F1 e F2 o membro da prótese exibe um GRF vertical máximo menor do que o normal, sugerindo que o amputado está colocando menos carga no membro artificial, no entanto em F2 isso significa que o mecanismo protético do tornozelo-pé gera menos força propulsora do que a perna normal, o que acarreta numa fase de balanço mais demorada no pé protetizado.....	52
Figura 29 –	Trecho do livro Rig Veda, onde o poema da rainha guerreira se encontra.....	54
Figura 30 –	Perna de bronze e ferro, encontrada na Cápua, Itália.....	55
Figura 31 –	A) Prótese de Ambroise Pare e B) Prótese de James Potts.....	56
Figura 32 –	A) Prótese desenvolvida por Dubois D. Parmelee e B) Prótese desenvolvida pelos irmãos Desoutter.....	56
Figura 33 –	Modelo de joelhos. A) trava manual; B) fricção; e C) autofreio ou autobloqueio.....	58
Figura 34 –	Modelo de joelho policêntrico. A) localização do centro de rotação; e B) modelo de um joelho policêntrico nas posições estendido nas pontas e flexionado no centro.....	60
Figura 35 –	A) Modelo de joelho hidráulico e B) Modelo de joelho pneumático.....	60
Figura 36 –	Modelo de prótese microprocessada.....	61
Figura 37 –	Modelos de Próteses. A) C-leg; B) Genium 3X; C) POWER KNEE; D) RHEO KNEE 3; e E) RHEO KNEE XC.....	62
Quadro 2 –	Características das próteses apresentadas na Figura 37.....	63
Figura 38 –	Prótese desenvolvida pela Universidade de Vanderbilt com encaixe adaptado.....	66
Figura 39 –	Terceira versão da prótese AMPRO.....	68

Figura 40 –	Prótese PKP com encaixe adaptado.....	70
Figura 41 –	Prótese da Universidade do Texas em Dallas.....	71
Figura 42 –	Prótese desenvolvida pela Universidade de Brasília.....	72
Figura 43 –	Prótese PBK.....	73
Figura 44 –	Prótese da Universidade de Clarkson nos Estados Unidos.....	73
Figura 45 –	Prótese Cyberleg-beta.....	74
Figura 46 –	Prótese RIC com encaixe adaptado.....	75
Figura 47 –	Prótese desenvolvida por Thatte et al.....	76
Figura 48 –	Prótese desenvolvida por Inoue et al.....	76
Quadro 3 –	Características das próteses em desenvolvimento.....	77
Figura 49 –	Pé protético modelo SACH da Ottobock.....	79
Figura 50 –	Modelos de encaixe. À direita primeiro protótipo de encaixe e à esquerda o segundo protótipo de encaixe.....	80
Figura 51 –	Projeto desenvolvido no OnShape.....	81
Figura 52 –	Disposição das partículas no fluido. A) partícula sem a ação do campo magnético e B) partículas alinhadas devido ao campo magnético.....	82
Figura 53 –	Representação do amortecedor magneto-reológico.....	83
Figura 54 –	Amortecedor Lord RD-8040-1.....	84
Figura 55 –	Dados Antropométricos do Corpo Humano. Onde H significa a altura da pessoa.....	85
Figura 56 –	A): primeiro desenho do projeto; B) posicionamento dos componentes com o joelho estendido, onde x, y e h representam as distancias entre os furos; e C) posicionamento dos componentes com o joelho flexionado.....	86
Figura 57 –	Junta impressa em 3D.....	87
Figura 58 –	Peça 1, junta.....	87
Figura 59 –	Peça 2, corpo do joelho.....	88
Figura 60 –	Configuração mecânica da prótese, com a haste estendida do amortecedor.....	88
Figura 61 –	Diagrama de blocos.....	89
Figura 62 –	Arranjo dos eletrodos. A) arranjo monopolar e B) arranjo bipolar.....	91

Figura 63 –	Posicionamento dos eletrodos no músculo.....	92
Figura 64 –	Representação de uma unidade motora, que é composta por um neurônio e por todas as fibras inervadas por esse neurônio (inclui mais fibras que as representadas)	93
Figura 65 –	Representação do sinal eletromiográfico.....	93
Figura 66 –	Primeira placa projetada com dois circuitos de aquisição do sinal EMG. A direita placa montada no laboratório e a esquerda placa montada em empresa especializada.....	94
Figura 67 –	Diagrama de Blocos do Circuito EMG.....	94
Figura 68 –	Configuração do amplificador de instrumentação com três amplificadores operacionais.....	95
Figura 69 –	Diagrama interno do circuito INA129.....	97
Figura 70 –	Circuito Amplificador de EMG utilizado.....	98
Figura 71 –	Representação gráfica dos filtros passa baixa (PB), passa alta (PA), passa faixa (PF) e rejeita faixa (RF)	99
Figura 72 –	Circuito de filtro passa banda.....	99
Figura 73 –	Circuito Amplificador e Circuito Offset.....	101
Figura 74 –	Esquemático do circuito interno do Tip122.....	103
Figura 75 –	Circuito utilizado para o controle do atuador.....	104
Figura 76 –	Posicionamento dos eletrodos para aquisição do sinal eletromiográfico do quadríceps femoral deve ser feito entre os dois pontos vermelhos, próximo do ponto amarelo que indica o centro do músculo.....	109
Figura 77 –	Posicionamento do MPU6050.....	110
Figura 78 –	Reability.....	111
Figura 79 –	Aquisição de sinais de EMG e acelerometria sem a prótese	112
Figura 80 –	Gráfico dos dados Marcha Normal. Primeira linha sinal de EMG; a segunda, terceira e quarta linha são respectivamente o eixo X, Y e Z do primeiro acelerômetro; enquanto a quinta, sexta e sétima linha são respectivamente os dados dos eixos X, Y e Z do segundo acelerômetro.....	113
Figura 81 –	Teste utilizando a prótese mecânica 3R15.....	114

Figura 82 –	Gráfico dos dados marcha com prótese 3R15. Primeira linha sinal de EMG; a segunda, terceira e quarta linha são respectivamente o eixo X, Y e Z do primeiro acelerômetro; enquanto a quinta, sexta e sétima linha são respectivamente os dados dos eixos X, Y e Z do segundo acelerômetro.....	116
Figura 83 –	Prótese desenvolvida. A esquerda vista frontal e a direita vista lateral.....	119

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Frequência de amputações do SUS (Sistema Único de Saúde) de acordo com as suas causas.....	46
Tabela 2 –	Frequência das causas do abandono do uso de próteses	47
Tabela 3 –	Número de artigos encontrados no período de 1/01/2013 a 31/10/2017, divididos em relação a palavra chave e banco de dados escolhido.....	65
Tabela 4 –	Características do INA129.....	97
Tabela 5 –	Características OPA4172.....	101
Tabela 6 –	Características do Tip122.....	103
Tabela 7 –	Características mpu6050.....	106
Tabela 8 –	Características do Bluetooth HC-05.....	107
Tabela 9 –	Tempo e velocidade dos testes.....	112
Tabela 10 –	Tempo e velocidade dos testes com a prótese.....	114
Tabela 11 –	Custo dos materiais utilizados na fabricação da prótese.....	120

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	Âmpere
a.C.	Antes de Cristo
AACD	Associação de Assistência à Criança Deficiente
AAOS	American Academy of Orthopaedic Surgeons
AmpOp	Amplificador Operacional
CAD	Desenho Assistido por Computador
CAT-CAM	Contoured Adducted Trochanteric-Controlled Alignment Method
CCS	Code Composer Studio
CMRR	Razão de Rejeição de Modo Comum
d.C.	Depois de Cristo
EEG	Eletroencefalografia
EMG	Eletromiografia
FACEPE	Fundação de Amparo à Ciência e Tecnologia de Pernambuco
FRS	Força de Reação do Solo
GPEB	Grupo de Pesquisa de Engenharia Biomédica
IBGE	O Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
MEMS	Micromachined Electro Mechanical Sensor
MR	Magneto-reológico
SUS	Sistema Único de Saúde.
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco
UFRJ	Universidade Federal do Rio de Janeiro
UM	Unidade Motora
UnB	Universidade de Brasília
UTD	Universidade do Texas em Dalas
V	Volt

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
1.1	OBJETIVOS.....	20
1.1.1	Objetivo Específico	20
1.2	METODOLOGIA.....	20
1.3	DESCRIÇÃO DOS CAPÍTULOS.....	22
2	ANATOMIA E BIOMECÂNICA DO JOELHO	23
2.1	ANATOMIA DO JOELHO HUMANO.....	24
2.2	BIOMECÂNICA DO JOELHO.....	31
2.2.1	Marcha Humana	34
3	CAUSAS DA AMPUTAÇÃO E BIOMECÂNICA DA MARCHA DO AMPUTADO	43
3.1	CAUSA DA AMPUTAÇÃO.....	43
3.1.1	Epidemiologia das Amputações no Brasil	44
3.2	BIOMECÂNICA DA MARCHA DO AMPUTADO.....	47
4	REVISÃO DA LITERATURA SOBRE PRÓTESES DE JOELHO	54
4.1	EVOLUÇÃO HISTÓRICA DAS PRÓTESES.....	54
4.2	TIPOS DE PRÓTESES.....	57
4.2.1	Joelho Passivo ou Mecânico	57
4.2.1.1	Joelho Mecânico Uniaxial.....	58
4.2.1.2	Joelho Mecânico Policêntrico.....	59
4.2.1.3	Joelhos Pneumáticos e Hidráulicos.....	60
4.2.2	Joelho Ativo	61
4.3	PRINCIPAIS PRÓTESES ATIVA COMERCIAIS.....	61
4.4	PRÓTESES EM DESENVOLVIMENTO NO MUNDO.....	64
4.4.1	Prótese desenvolvida pela Universidade de Vanderbilt	66
4.4.2	AMPRO	68
4.4.3	PKP	69
4.4.4	Prótese da Universidade do Texas em Dallas (UTD)	70
4.4.5	Prótese da Universidade de Brasília (UnB)	71
4.4.6	Prótese PBK	72
4.4.7	Prótese da Universidade de Clarkson nos Estados Unidos	73
4.4.8	CYBERLEG	74
4.4.9	Prótese RIC	75

4.4.10	Prótese Thatte et al. e Inue et al	76
4.4.11	Discussão sobre as próteses em desenvolvimento	77
5	DESENVOLVIMENTO DA PRÓTESE	79
5.1	PROJETO MECÂNICO DA PRÓTESE.....	79
5.2	PROJETO ELETRÔNICO DA PRÓTESE	88
5.2.1	MSP 430G2553	89
5.2.2	Eletrodos	90
5.2.3	Circuito de Aquisição do Sinal Eletromiográfico	92
5.2.3.1	Amplificador de instrumentação.....	95
5.2.3.2	Filtros	98
5.2.3.3	Amplificador do sinal e Circuito offset	100
5.2.4	Circuito para Ativação do Atuador	102
5.2.5	Sensor Inercial (MPU6050)	104
5.2.6	Bluetooth	106
5.3	O FIRMWARE	107
6	RESULTADOS	109
6.1	POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS	109
6.2	POSICIONAMENTO DOS MPUS 6050.....	110
6.3	ATIVIDADE REALIZADA	110
6.4	TESTES DA PARTE ELETRÔNICA.....	111
6.4.1	Aquisição dos sinais sem utilização de próteses	111
6.4.2	Aquisição dos sinais com prótese mecânica	114
7	DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	117
7.1	DISCUSSÃO.....	117
7.2	CONCLUSÃO.....	120
7.2.1	Trabalhos Futuros	121
	REFERENCIAS	123
	ANEXO A – DESENHO TÉCNICO RD 8040 DA LORD	133
	ANEXO B – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS RD 8040 DA LORD	134

1 INTRODUÇÃO

Membros artificiais ou próteses como também são conhecidos, são aparelhos artificiais utilizados para substituir uma parte do corpo ou melhorar a sua atuação (Academia Brasileira de Letras, 2009). As próteses microprocessadas ou robóticas são aquelas que possuem um sistema de controle, o qual recebe uma informação do corpo, processa essa informação e por fim executa uma tarefa.

A amputação de um membro, motivo para utilização de uma prótese, ocorre em sua grande maioria após se esgotarem todas as alternativas para salvar este membro. E deve ser considerada uma etapa do processo de reabilitação e necessariamente, mas não exclusivamente, deve ser feita por um médico que conheça os conceitos de protetização e reabilitação, evitando dessa forma cotos inadequados ao uso de próteses (AACD, 2009).

A amputação apesar de ser uma ação traumática não deve ser encarada como um processo definitivo de invalidez, destruindo desse modo qualquer perspectiva de uma boa qualidade de vida futura, mas deve ser encarada como o início de uma nova fase que, a depender do motivo da amputação, irá propiciar uma boa qualidade de vida ao paciente.

O processo de reabilitação é multiprofissional composta por médicos, enfermeiros, psicólogos entre outros e exige do paciente força de vontade, paciência e dedicação pois o corpo necessita de tempo para se adaptar as alterações sofridas fisicamente e mentalmente (CARVALHO, 2003). A protetização do paciente faz parte deste processo de adaptação e visa proporcionar ao paciente independência nas atividades diárias e sua reinserção na vida social e profissional (AACD, 2009).

As próteses fornecidas atualmente pelo Sistema Único de Saúde (SUS) para pessoas com amputações acima do joelho são em sua maioria do tipo mecânica de autobloqueio. Tais modelos não permitem ao usuário ampla movimentação, como subir/descer escadas com alternância das pernas, fazer agachamento, correr, entre outras atividades.

Hoje em dia já existem próteses microprocessadas, também conhecidas como próteses ativas, que são capazes de fornecer ampla mobilidade aos usuários. No entanto, tais prótese possuem valores que variam entre 110 mil e 350 mil reais, ou seja, são financeiramente inviáveis para grande parte da população brasileira

Pensando nas dificuldades encontradas pelos pacientes durante a reabilitação, principalmente com a adaptação a prótese, e na diminuição da autoestima quando os mesmos entendem que irão possuir uma movimentação limitada utilizando as próteses fornecidas pelo SUS, que se propõe neste trabalho o projeto de uma prótese que dê liberdade ao usuário durante as realizações de atividades diárias, lhe dê autonomia para se movimentar, seja tecnologicamente mais avançada e que seja financeiramente viável.

1.1 OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo principal o planejamento e desenvolvimento de um primeiro protótipo de joelho microprocessado de baixo custo, ou seja, utilizando o mínimo de recursos materiais e financeiros.

1.1.1 Objetivo Específico

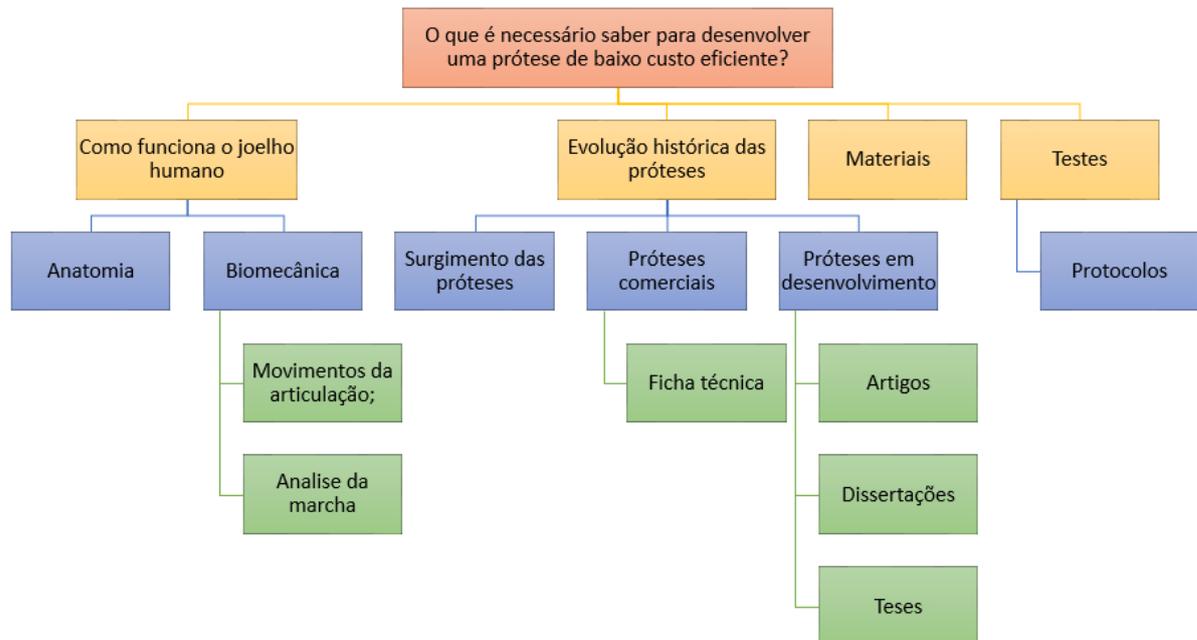
Os objetivos específicos estão listados abaixo:

- a) Definição do sistema dinâmico, atuador, da prótese;
- b) Desenvolver um sistema embarcado para o controle do sistema mecânico da prótese;
- c) Desenvolver sistema de aquisição de sinais eletromiográfico;
- d) Desenvolver *software* de interfaceamento de dispositivos do tipo sensores inerciais;
- e) Projetar a mecânica do joelho; e
- f) Analisar a caminhada com e sem a prótese mecânica para escolha do método de controle da prótese.

1.2 METODOLOGIA

Visando a concretização dos objetivos propostos foi realizado um mapa mental do que será necessário para desenvolver uma prótese de baixo custo que possibilitasse aos seus usuários ampla movimentação (Figura 1).

Figura 1 - Mapa mental listando o que é preciso para desenvolver uma prótese de baixo custo eficiente.



Fonte: A autora.

Primeiramente identificou-se a necessidade de entender como a articulação a ser projetada funciona em um corpo saudável, pois é a partir desse conhecimento que surgirá hipóteses de como o projeto poderá ser feito. Buscando complementar esse entendimento da marcha pesquisar-se-á também sobre a marcha do amputado, onde pretende-se entender as principais compensações geradas durante a caminhada de uma pessoa amputada.

Numa segunda etapa estudar-se-á a evolução das próteses para identificar os possíveis materiais a serem utilizados neste projeto. Para tanto, serão utilizados nesta pesquisa: artigos, dissertações, teses, livros e sites de empresas.

Com o estabelecimento dos materiais a serem utilizados será desenvolvido um projeto mecânico e um projeto eletrônico que possam trabalhar em sincronismo. Por fim realizar-se-ão testes para análise da marcha saudável e com a prótese mecânica, buscando identificar parâmetros para lógica de controle da prótese.

1.3 DESCRIÇÃO DOS CAPÍTULOS

Esta dissertação está dividida da seguinte maneira: o primeiro capítulo diz respeito a introdução; o segundo tratará da anatomia e biomecânica do joelho humano sadio; o terceiro capítulo aborda sobre as causas da amputação e biomecânica da marcha do amputado; o quarto capítulo apresenta uma breve revisão da literatura, mostrando como as próteses evoluíram, quais as principais próteses comerciais e quais as próteses estão em desenvolvimento no mundo; no quinto capítulo o projeto de desenvolvimento da prótese; no sexto o protocolo de teste e seus resultados; no sétimo é feita uma breve discussão dos resultados e é apresentada uma conclusão.

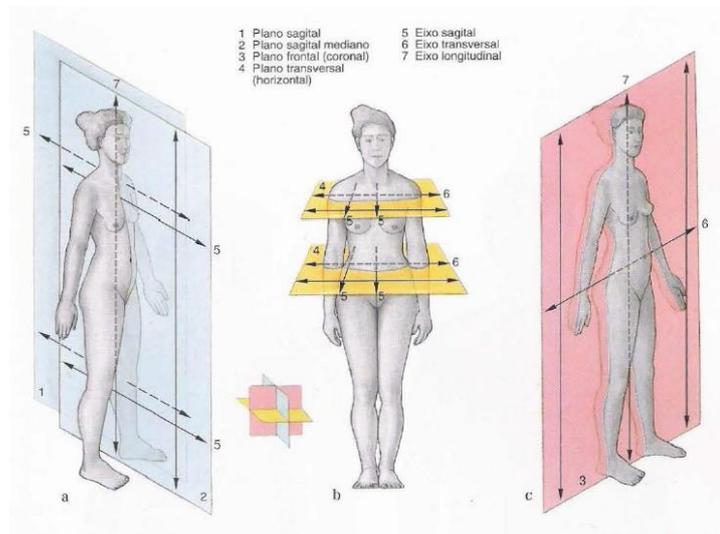
2 ANATOMIA E BIOMECÂNICA DO JOELHO

Neste capítulo é explanado os conceitos básicos de anatomia e biomecânica da articulação do joelho humano. Estes conceitos são de extrema importância, pois há a necessidade previa de entender como esta articulação funciona a fim de que o joelho a ser projetado opere similarmente a um joelho normal.

Primeiramente estudar-se-á a anatomia desta articulação, tendo em vista a indispensabilidade de conhecer a forma e estrutura dos diferentes elementos que compõe esta área do corpo humano na realização do projeto. Para tanto faz-se necessário o conhecimento de alguns termos técnico de direção e posicionamento, ou seja, os eixos e planos anatômicos (Figura 2) e o posicionamento relativo.

Os planos de referência, são três: o plano sagital divide o corpo em direita e esquerda, o plano frontal em posterior e anterior e o plano horizontal em inferior e superior. Quanto ao posicionamento tem-se os termos proximal e distal que são utilizados para localizar em perto (proximal) ou longe (distal) da raiz de um membro ou da origem de uma estrutura (SOBOTTA, 2000; MOORE e DALLEY, 2001; HAMIL e KNUTZEN, 2012).

Figura 2 – Planos e eixos do corpo humano. A) Plano sagital, que divide o corpo em direita e esquerda; B) Plano frontal ou coronal, que divide o corpo em posterior ou dorsal e anterior ou ventral; e C) Plano transverso ou horizontal, que divide o corpo em superior ou cefálico e inferior ou caudal. Eixos longitudinal ou vertical (plano transverso), anteroposterior (plano frontal) e médio – lateral (plano sagital).



Fonte: SOBOTTA, v.1, 2000.

Posteriormente será estudado a biomecânica do joelho com o intuito de entender melhor como a movimentação desta articulação se dá. Será nesta fase ainda que será feito uma análise da marcha normal.

2.1 ANATOMIA DO JOELHO HUMANO

O corpo humano é composto por vários sistemas. Um deles é o estrutural, que se divide em ossos, músculos, tendões e ligamentos. Os ossos são estruturas que tem por função a sustentação do corpo (base mecânica para os movimentos), armazenamento de sais e suprimento contínuo de células novas. São classificados em longos, curtos, planos, irregulares e sesamóides. Os ossos longos são tubulares como o fêmur, os curtos são cuboides (encontrados apenas no tornozelo e no pulso), os planos têm função protetora como os ossos do crânio, os irregulares possuem formas distintas dos anteriores e os sesamóides que se desenvolvem em alguns tendões e tem por função proteger os tendões do desgaste excessivo como a patela no joelho (MOORE e DALLEY, 2001; HAMIL e KNUTZEN, 2012).

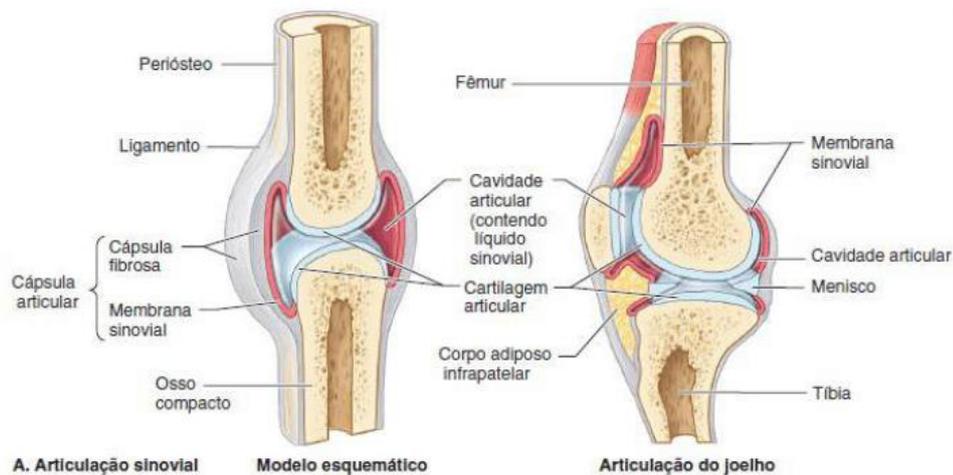
Os músculos têm por função produzirem contrações que movimentam partes do corpo além de dar forma e fornecer calor. Estes são de três tipos: músculo esquelético, músculo cardíaco e músculo liso. Os músculos esqueléticos movimentam os ossos e outras estruturas, enquanto o músculo cardíaco forma as paredes do coração e partes adjacentes dos grandes vasos e o músculo liso formam a maioria dos vasos e órgãos ocos do corpo humano (MOORE e DALLEY, 2001; HAMIL e KNUTZEN, 2012).

Os ligamentos são estruturas resistentes e de pouca elasticidade que tem por função unir dois ou mais ossos estabilizando e protegendo as articulações. São de dois tipos: articulares e suspensores. Os articulares ligam duas cabeças ósseas de uma articulação, como os ligamentos cruzados do joelho, enquanto que os ligamentos suspensores mantêm um órgão interno no seu devido lugar, como exemplo o útero e a bexiga (MOORE e DALLEY, 2001; HAMIL e KNUTZEN, 2012).

As articulações são locais de união de dois ou mais ossos e apresentam uma variedade de formato e função. São de três tipos: sinoviais (diartrose), fibrosas (sinartrose) e cartilagíneas (anfiartrose). Nas articulações sinoviais os ossos são unidos por uma capsula articular que envolve a cavidade articular e são bastante flexíveis, como no joelho (Figura 3), e por sua vez se dividem em seis tipos, são elas:

planas, gínglimo, selares, bicondilares, esferóideas e trocoideas. Já nas articulações fibrosas os ossos são unidos por tecido fibroso e sua movimentação depende do comprimento da fibra que os envolve, enquanto que nas articulações cartilagíneas os ossos são unidos por cartilagem hialina ou fibrocartilagem, sendo que as articulações com cartilagem hialina podem ser levemente flexionadas no início da vida e as fibrocartilaginosa são temporárias (MOORE e DALLEY, 2001; HAMIL e KNUTZEN, 2012).

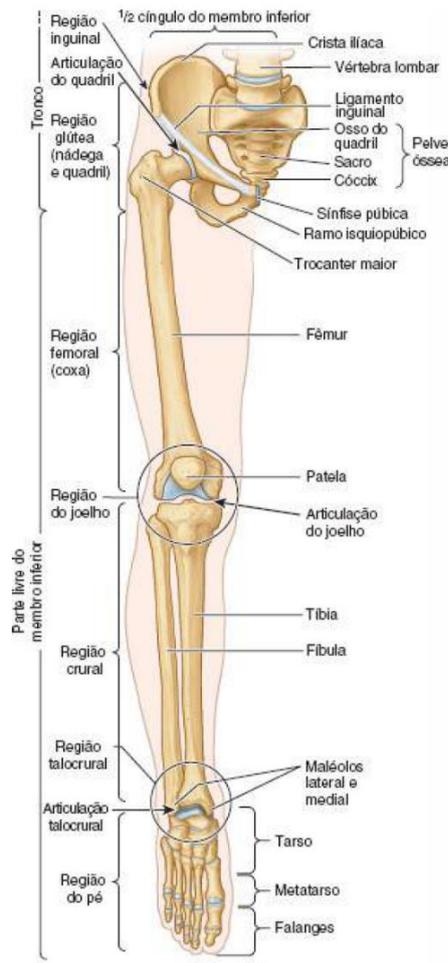
Figura 3 - A esquerda temos a representação de uma articulação sinovial qualquer e a direita uma representação da articulação do joelho.



Fonte: MOORE e DALLEY, 2001.

A articulação do joelho está localizada na parte inferior do plano horizontal ou transversal. Integra a região dos Membros Inferiores que possui como função a sustentação do corpo e sua locomoção no espaço. É submetido a vários esforços diariamente em tarefas recreativas ou de trabalho e por isso é uma das regiões do corpo humano mais comum de se lesionar, sendo as lesões de forma direta (impacto) ou indireta (torção) (MOORE e DALLEY, 2001; HAMIL e KNUTZEN, 2012). Na Figura 4 é apresentada a vista anterior do membro inferior do esqueleto e suas articulações, onde é possível localizar a articulação joelho e os ossos que a compõem.

Figura 4 - Membro inferior, vista anterior do esqueleto e articulações do corpo humano.



Fonte: SOBOTTA, v.2, 2000.

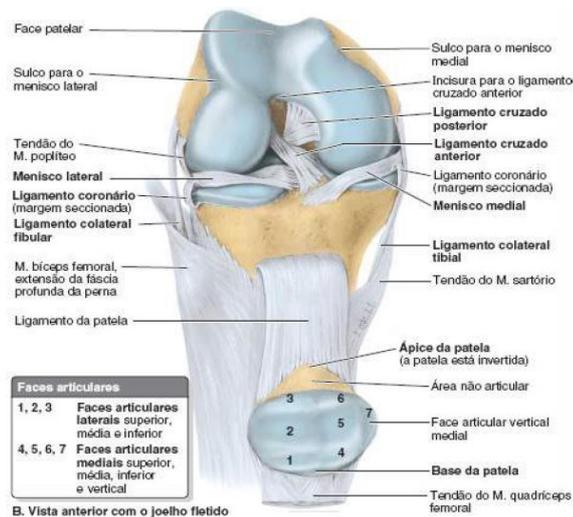
A articulação do joelho é formada pela junção de quatro ossos: o fêmur, a tíbia, a fíbula e a patela. Além dos ossos outros elementos compõem essa articulação, são eles: os ligamentos, a cápsula articular, o menisco medial e lateral e os músculos. É uma articulação diartrose ou sinovial que é responsável por reduzir o desgaste causado pelo atrito dos tendões na articulação, sendo do tipo gíglimo (em dobradiça) entre o fêmur e a tíbia e do tipo plana entre fêmur e a patela e entre o fêmur e a tíbia (MOORE e DALLEY, 2001; HAMIL e KNUTZEN, 2012; TRILLHA Jr. Et al, 2009).

Chama-se articulação do joelho a junção de três articulações menores. São elas: articulação tibiofemoral - articulação entre o fêmur e a tíbia que é responsável pela flexão e extensão do joelho; articulação patelo-femoral - articulação entre a patela e a incisura troclear sobre o fêmur que garante uma maior resistência mecânica; e articulação tíbio-fibular proximal - localizada entre a cabeça da fíbula e as faces

póstero-lateral e inferior do côndilo da tíbia, sendo responsável por dissipar as forças de rotação provenientes do movimento do pé. (MOORE e DALLEY, 2001).

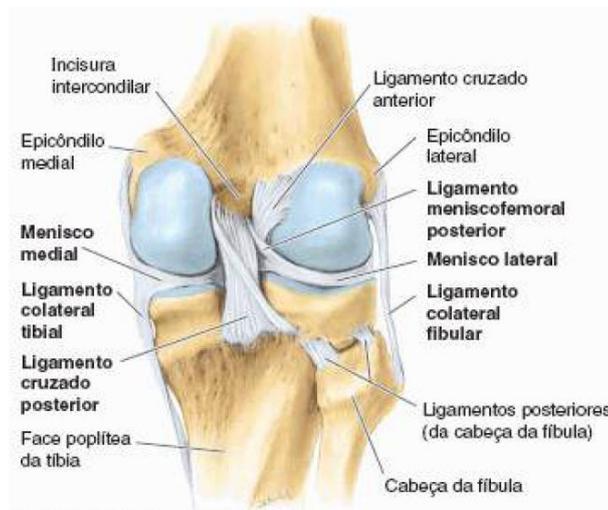
Nas Figuras 5 e 6 é apresentado uma vista anterior e posterior respectivamente da articulação do joelho. Onde é possível ver o posicionamento dos ligamentos existentes, dos meniscos e dos tendões. Já na Figura 7 é observado a localização da incisura troclear e de outros relevos do fêmur e da tíbia.

Figura 5 - Vista anterior do joelho.



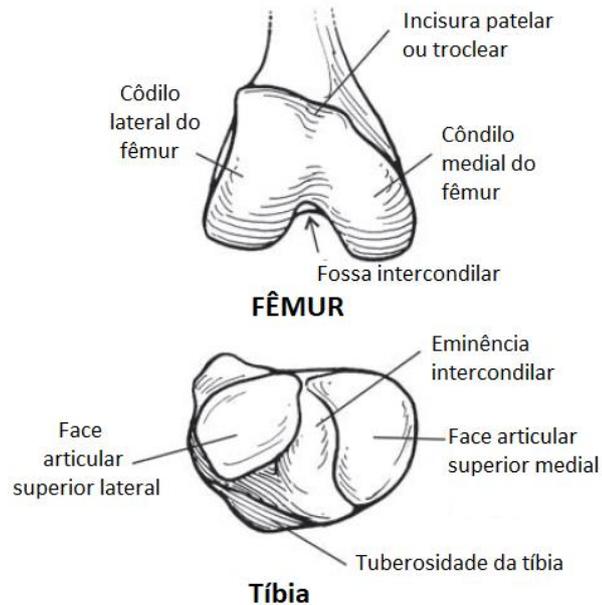
Fonte: MOORE e DALLEY, 2001.

Figura 6 - Vista posterior do joelho.



Fonte: MOORE e DALLEY, 2001.

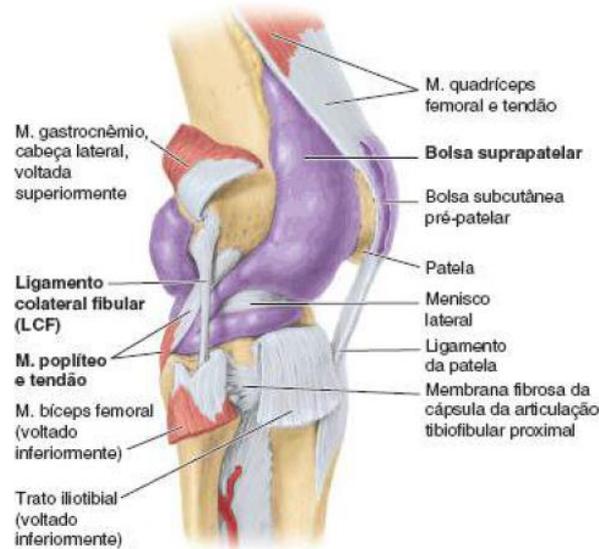
Figura 7 - Vista detalhada da extremidade distal do fêmur e proximal da tíbia.



Fonte: HAMIL e KNUTZEN, 2012.

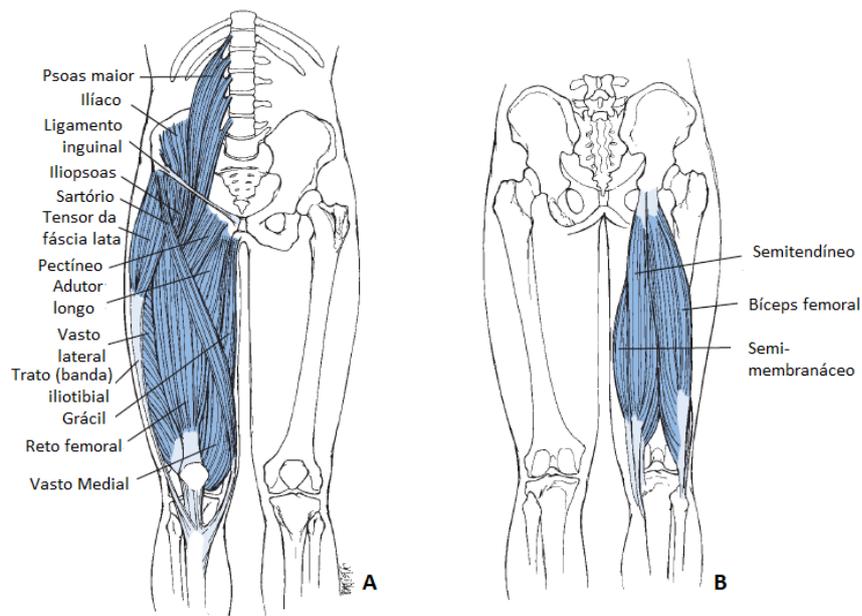
Como percebe-se nas Figuras 5 e 6 os ossos sozinhos não são capazes de movimentar a articulação do joelho sendo necessário para isso os músculos, os tendões e os ligamentos que conectam uns ossos aos outros. Dentre os músculos o quadríceps femoral (formado pelo músculo reto femoral, músculo vasto lateral, vasto intermédio e músculo vasto medial) e seu tendão é o mais importante, pois juntamente com o ligamento patelar estabilizam e mantem a patela no seu posicionamento (Figura 8). No entanto outros músculos também atuam conjuntamente na movimentação do joelho são eles: bíceps femoral, gastrocnêmio, grácil, poplíteo, sartório, semimembranáceo e semitendíneo (Figura 9 e 10). No Quadro 1 são apresentadas as características dos músculos responsáveis pela movimentação do joelho e sua atuação.

Figura 8 - Vista Lateral do joelho. Observe o posicionamento da patela, o músculo quadríceps femoral e seu tendão e o ligamento da patela, sendo que juntos formam uma capa protetora da articulação do joelho.



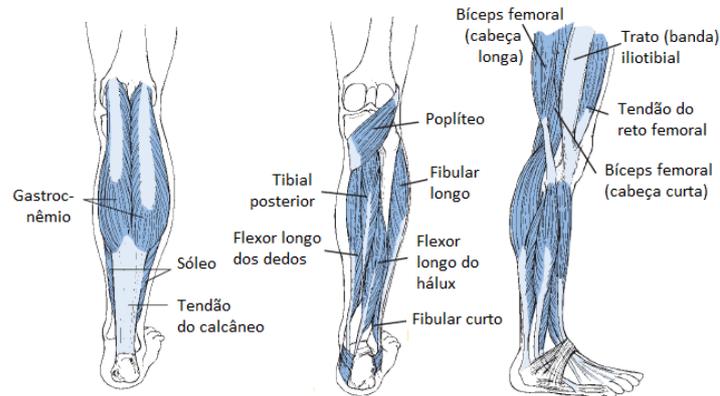
Fonte: MOORE e DALLEY, 2001.

Figura 9 - Músculos da coxa atuantes na articulação do joelho. A) Vista anterior dos músculos, e B) Vista Posterior dos músculos.



Fonte: HAMIL e KNUTZEN, 2012.

Figura 10 - Músculos da perna atuantes na articulação do joelho e tornozelo. A) Vista do musculo posterior superficial; B) Vista dos músculos posteriores profundos; e C) Vista lateral dos músculos superiores da coxa e da perna.



Fonte: HAMIL e KNUTZEN, 2012.

Quadro 1 - Características dos músculos responsáveis pela atuação da articulação do joelho e suas respectivas funções.

Músculo	Inserção	Função
Bíceps femoral	Túber isquiático até o côndilo lateral da tíbia, cabeça da fíbula.	Extensão da coxa e flexão da perna.
Gastrocnêmio	Côndilos medial e lateral do fêmur até o calcâneo.	Flexão do joelho e flexão planar do tornozelo.
Grácil	Ramos inferiores do púbis até a tíbia medial (pé anserino).	Flexão do joelho, rotação medial axial da tíbia (fêmur fixo).
Poplíteo	Côndilo lateral do fêmur até a tíbia proximal.	Flexão do joelho, rotação medial axial da tíbia (fêmur fixo) e rotação lateral do joelho (tíbia fixa distalmente).
Reto femoral	Espinha ílfaca anteroinferior até a patela, tuberosidade da tíbia.	Flexão da coxa e extensão da perna.

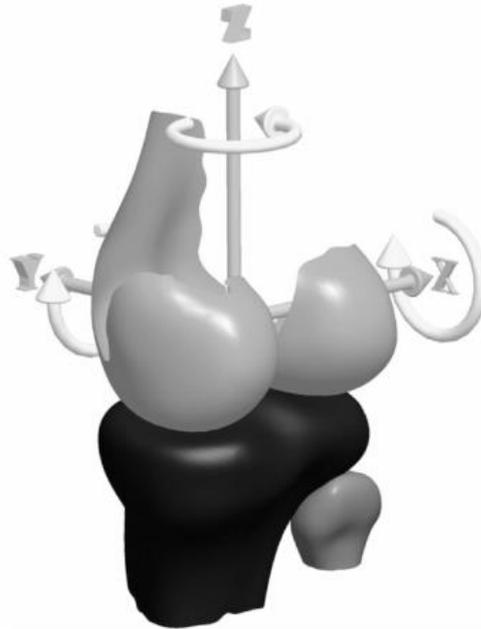
Sartório	Espinha ilíaca anterossuperior até a tibia medial (pé anserino).	Flexão do joelho, rotação medial axial da tibia (fêmur fixo) e rotação lateral do joelho (tibia fixa distalmente).
Semimembrâneo	Túber isquiático até o côndilo medial da tibia.	Extensão da coxa e flexão da perna.
Semitendíneo	Túber isquiático até a tibia medial (pé anserino).	Extensão da coxa e flexão da perna.
Vasto intermédio	Fêmur anterolateral até a patela, tuberosidade da tibia.	Extensor do joelho.
Vasto lateral	Linha intertrocantérica; linha áspera até a patela, tuberosidade da tibia.	Extensor do joelho.
Vasto medial	Linha áspera; linha trocantérica até a patela, tuberosidade da tibia.	Extensor do joelho.

Fonte: adaptado (HAMIL e KNUTZEN, 2012).

2.2 BIOMECÂNICA DO JOELHO

Mecanicamente o joelho é uma articulação fraca, no entanto a combinação de músculos, ligamentos e ossos a torna forte e estável. Possui seis graus de liberdade, permitindo que o mesmo realize movimentos de translação e rotação, sendo a rotação em torno do Eixo X (Figura 11, movimento de flexão/extensão) seu principal movimento. Os demais movimentos são: a translação superior/ inferior (translação ao longo do eixo Z), a translação medial/lateral (translação ao longo do eixo Y), a rotação externa/interna (rotação em torno do eixo Z) e a rotação abdução/adução (rotação do eixo Y) (TRILHA Jr. Et al, 2009).

Figura 11 - Eixos que passam pelo joelho.

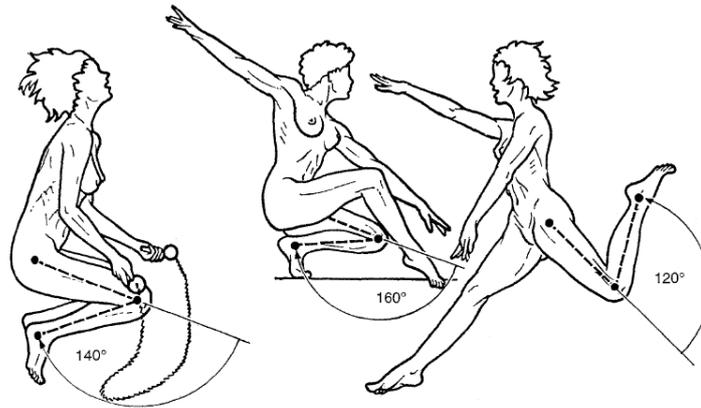


Fonte: TRILHA Jr. Et al, 2009.

No movimento de flexão e extensão (eixo X), quando o joelho está completamente estendido e o pé se encontra no solo, ocorre o travamento passivo da articulação devido a rotação medial do fêmur sobre a tíbia. Essa posição é a mais estável do joelho, tornando o membro inferior uma coluna sólida capaz de sustentar o peso do corpo apesar de haver o relaxamento dos músculos da perna e da coxa. Quando o joelho inicia o movimento de flexão e ocorre o destravamento do joelho, o músculo poplíteo se contrai, girando o fêmur lateralmente e permitindo a flexão (MOORE e DALLEY, 2001).

A amplitude normal do movimento de flexão/extensão na articulação do joelho é de aproximadamente 120° a 160° em flexão e de 1° a 2° em hiperextensão, ocorrendo ainda um movimento de rotação do joelho (eixo Y) de aproximadamente 10°, a depender do posicionamento do quadril como é apresentado na Figura 12 (HAMIL e KNUTZEN, 2012; LIMA, 2016; KAPANDJI, 2000).

Figura 12 - Ângulos de movimentação do joelho. Na figura mais à esquerda, o quadril está previamente flexionado e a angulação máxima é de 140; já na figura mais à direita o quadril se encontra em extensão e a amplitude máxima do joelho é de 120, no entanto esta amplitude pode ser aumentada como mostra a figura central devido à contração balística em que os músculos íquio-tibiais se contraem possibilitando uma flexão maior do joelho.



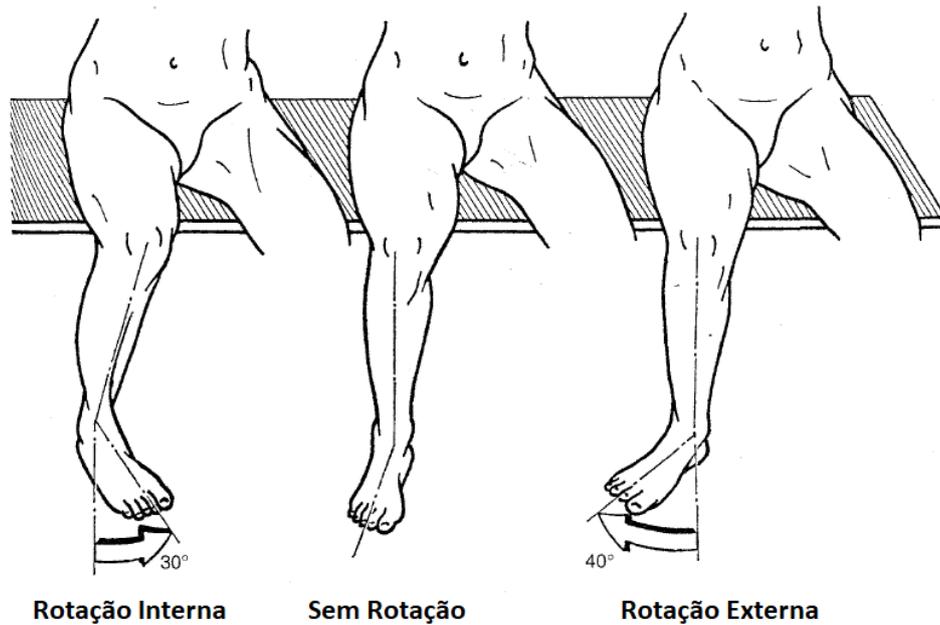
Fonte: KAPANDJI, 2000.

Quanto a força realizada pelos músculos, no movimento de extensão seu pico se dá entre 50° e 70° de flexão do joelho. Já no movimento de flexão ocorre entre os primeiros 20° a 30° de flexão a partir da posição de extensão completa. No entanto essa posição de força máxima não é fixa e varia de acordo com a velocidade que é feito o movimento. Sendo que se os quadris estiverem flexionados pode-se obter maiores torques de flexão do joelho (HAMIL e KNUTZEN, 2012).

No movimento de rotação da perna ao redor do eixo longitudinal (eixo Z), o joelho deve estar flexionado, pois quando está estendido a tibia e o fêmur estão unidos impossibilitando este movimento. Para alcançar a máxima amplitude o joelho deve estar em 90°, e quando isto ocorre o ponto de referência, ponta do pé, se dirige ligeiramente para fora, movimento normal devido a flexão do joelho (KAPANDJI, 2000).

Na rotação interna com o joelho a 90°, onde a ponta do pé é direcionada para o centro do corpo a rotação é em média de 30° em relação a referência, enquanto que na rotação externa, quando a ponta do pé é direcionada para a lateral do corpo, a rotação é em média de 40° (Figura 13). Para outros graus de flexão estas amplitudes de rotação se alteram (KAPANDJI, 2000).

Figura 13 - Ângulos de rotação do joelho.

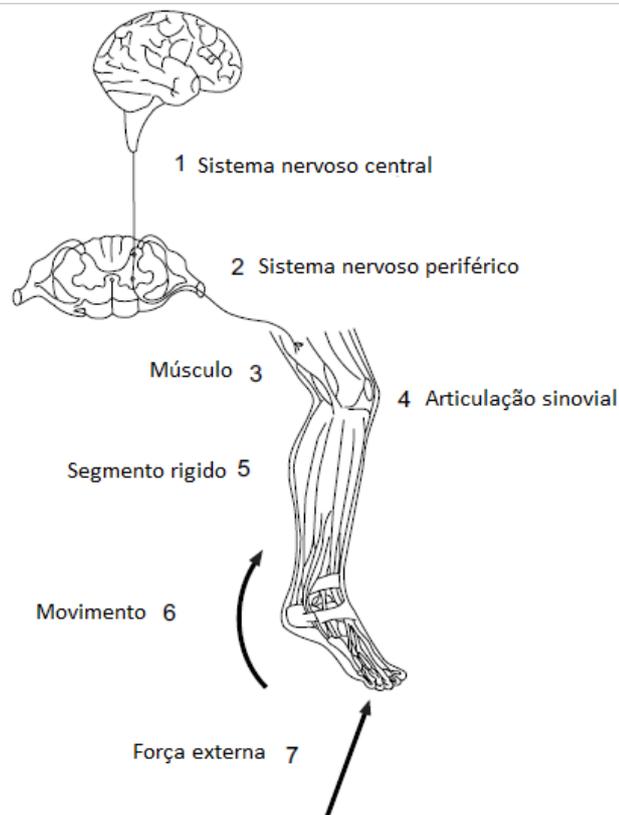


Fonte: KAPANDJI, 2000.

2.2.1 Marcha Humana

A marcha humana é realizada na posição bípede e é um meio natural do corpo para se deslocar no espaço (PERRY, 2005, V.1). É um movimento complexo e que exige a interação do sistema nervoso e central e periférico e do sistema musculo esquelético. O sistema nervoso central processa a ideia de movimento e envia um sinal para a realização do movimento pelos músculos, enquanto que o sistema neural periférico serve como um sensor de feedback localizando o movimento do membro no espaço, já o sistema musculo esquelético realiza uma movimentação em conjunto dos músculos e articulações de acordo com a informação que foi enviada (VAUGHAN et al, 1992). Esta interação dos sistemas é apresentada na Figura 14.

Figura 14 - Interação dos sistemas nervoso e esquelético, com seus sete componentes básicos para caminhar. 1- Registro do comando de caminhada do sistema nervoso central; 2- transmissão do sinal para o sistema nervoso periférico; 3- contração dos músculos; 4- geração de forças e momentos de torque na articulação; 5- regulação das forças e momentos na parte rígida do esqueleto; 6- movimentação do segmento; e 7- geração de forças de reação.



Fonte: adaptada de (VAUGHAN et al, 1992).

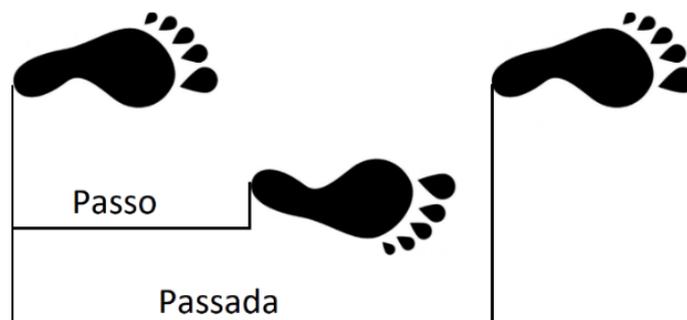
A eficiência nestes movimentos depende da mobilidade das articulações e da atividade muscular que é seletiva na duração e intensidade do movimento. Para uma marcha normal a conservação de energia é ótima, por isso quando há um prejuízo no membro inferior os pacientes tentam compensar onde seja possível e aceitam movimentos compensatórios de segmentos adjacentes. Desse modo o padrão de marcha resultante é uma mistura de movimentos normais e anormais, que torna o gasto energético maior e compromete a movimentação (PERRY, V.1, 2005).

A marcha é considerada normal quando uma pessoa consegue realizar uma sequência de movimentos sincronizados do membro inferior que por sua vez move o corpo para frente sem perder a postura estável, comumente chamado de ciclo da marcha, deve respeitar suas fases e concluir o movimento de forma a seguir o padrão

consolidado na literatura, onde a fase de apoio dura em média 60% do ciclo e a de balanço 40%.

Existem três métodos que são utilizados para subdividir o ciclo da marcha. O primeiro método divide o ciclo de acordo com as variações de contato recíproco dos dois pés com o solo, já o segundo método se utiliza de critérios de tempo e distância da passada enquanto que o terceiro método identifica o significado funcional dos eventos no ciclo da marcha e denomina esses intervalos de fases funcionais da marcha. Independentemente do método utilizado é considerado um ciclo de marcha uma única sequência dessas funções realizadas por um membro, ou seja, o intervalo entre dois contatos iniciais sequenciais entre o solo e o mesmo membro (Figura 15) (PERRY, V.1, 2005).

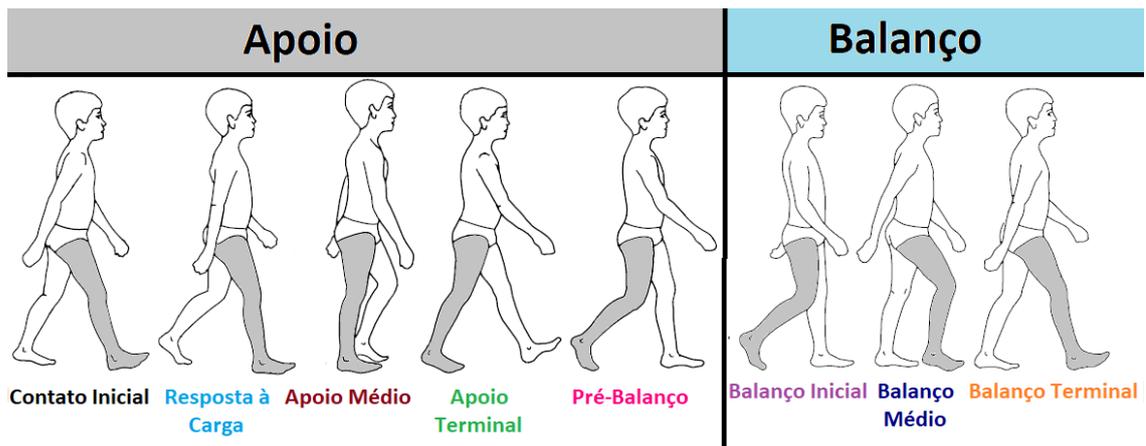
Figura 15 - Representação de um ciclo de marcha segundo o primeiro método. A passada é um ciclo de marcha e o passo é o intervalo entre o contato inicial de cada pé.



Fonte: A autora.

O ciclo de marcha é dividido em duas grandes fases: apoio e balanço (Figura 16). A fase de apoio equivale a 60% do ciclo e corresponde ao período durante o qual o pé está em contato com o solo. É dividida em cinco subfases: contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio terminal e pré-balanço. A fase balanço representa os 40% restante do ciclo e refere-se ao período em que o pé é elevado e está acima da superfície, é dividida em três subfases: balanço inicial, balanço médio e balanço terminal. A duração precisa desses intervalos varia com a velocidade de marcha do indivíduo (PERRY, V.1, 2005; VAUGHAN et al, 1992).

Figura 16 - Fases da marcha observando o membro escuro.



Fonte: adaptado (VAUGHAN et al, 1992).

O contato inicial é o evento da primeira subfase do apoio, sendo marcado pela absorção do choque e estabilidade inicial do membro. Neste evento o joelho está estendido (-2° a 5° de flexão) e dois mecanismos extensores estão ativos (músculo quadríceps e os isquiotibiais). Quando há o contato do calcanhar no solo surge uma força de reação que obriga que as articulações do joelho e tornozelo fiquem na posição estendida e a articulação do quadril tenda a se flexionar. O outro membro se encontra no final do apoio terminal. Esta fase dura em média de 0% - 2% do Ciclo de marcha. (PERRY, V.1, 2005).

A Resposta de carga é o evento que segue o contato inicial e onde o peso do corpo é transferido sobre o membro que iniciou o contato, utilizando o calcanhar como rolamento. Neste momento o joelho está fletido (em média de 15°) para a absorção do impacto enquanto o corpo é levado para frente. Com relação aos músculos os isquiotibiais fazem com que o joelho tenha uma tendência a se flexionar e não a se estender, enquanto os músculos vastos limitam essa flexão do joelho e os quadríceps funcionam de forma a desacelerar o movimento e impedir a total flexão do joelho. Membro oposto na fase de pré balanço. Esta fase dura de 0% a 10% do ciclo de marcha (PERRY, V.1, 2005).

O apoio médio possui dois momentos. Na primeira metade o membro que está livre de carga avança sobre o pé estacionário fazendo com que a massa corporal avance. O joelho começa o movimento de extensão e permanece até a conclusão do movimento na segunda metade. Quanto aos músculos o quadríceps começa ativo e à medida que o movimento avança torna-se relaxado, enquanto que o gastrocnêmio

está ativo no começo e aumenta sua intensidade ao decorrer do movimento. Membro oposto na fase de balanço médio. Intervalo de 10% - 30% do ciclo de marcha (PERRY, V.1, 2005).

Na fase de apoio terminal o calcanhar começa a se elevar e continua até que o outro pé encoste no solo. O joelho aumenta sua extensão e então começa a fletir levemente fazendo com que o vetor se mova para frente, enquanto que o quadril está estendido. O outro membro se encontra no balanço terminal. Intervalo de 30% - 50% do ciclo de marcha (PERRY, V.1, 2005).

A fase do pré-balanço começa com o contato inicial do membro oposto e vai até a sua reação à carga, ou seja, é nesta fase que o membro avaliado se desprenderá do solo para iniciar o seu avanço no espaço. Há um aumento na flexão planar do tornozelo, uma maior flexão do joelho (em média 40°) e perda de extensão do quadril, fazendo com que haja uma aceleração no movimento. O membro contralateral encontra-se na fase de reação da carga. Intervalo de 60% - 73% do ciclo de marcha (PERRY, V.1, 2005).

O balanço inicial é a primeira subfase do balanço e é nesta fase que há a elevação do pé que avança devido a flexão do quadril e maior flexão do joelho (em média 60°), enquanto que o tornozelo apresenta uma dorso-flexão atingindo gradualmente uma posição neutra. A sincronização deste movimento faz com que não haja um contato indesejado do pé com o solo. O membro oposto está no início do médio apoio. Intervalo do movimento 60% - 73% do ciclo de marcha (PERRY, V.1, 2005).

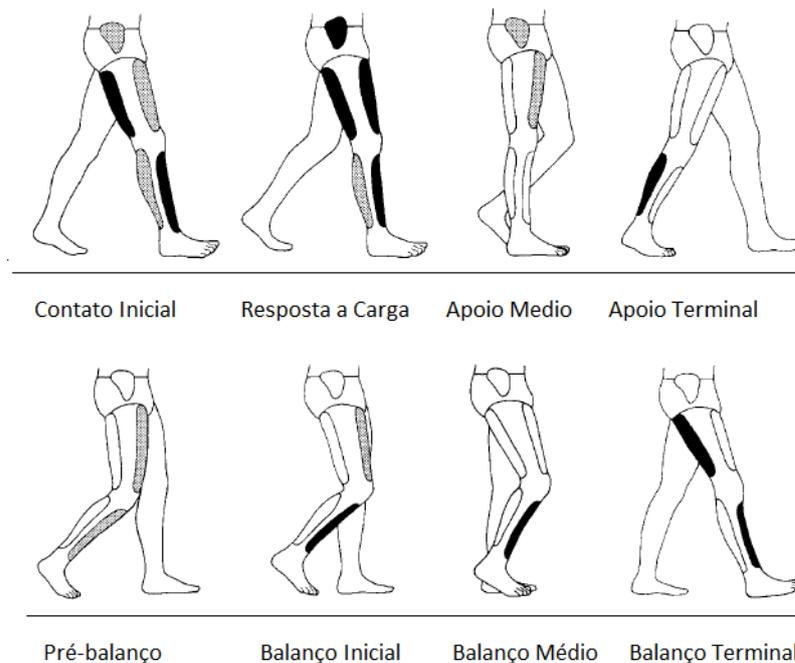
No balanço médio há o avanço do membro de balanço para frente da linha do peso do corpo causando uma flexão adicional do quadril que resulta na extensão do joelho devido à gravidade, completando o avanço do membro e preparando o mesmo para o próximo contato com o solo. Não há necessidade de nenhuma ação muscular, pois o posicionamento posterior da perna se beneficia da força da gravidade. O membro colateral oposto está no final do apoio médio. Intervalo do movimento 73% - 87% do ciclo de marcha (PERRY, V.1, 2005).

O balanço terminal é a última fase da marcha, concluindo desse modo o ciclo da marcha. Nesta fase o avanço do membro é completado e o joelho se encontra estendido de modo a preparar o membro para o contato inicial na fase de apoio. O músculo quadríceps está ativo e junto com os isquiotibiais, que possui ação antagonista ao quadríceps, ajudam na desaceleração do quadril e conseqüentemente

previne que joelho execute uma extensão excessiva. Membro oposto na fase de apoio terminal. Intervalo 87% - 100% do ciclo de marcha (PERRY, V.1, 2005).

Para um melhor entendimento e visualização da movimentação dos músculos durante as fases da marcha que a Figura 17 apresenta respectivamente as regiões que devem estar ativas durante o ciclo da marcha, no corpo humano.

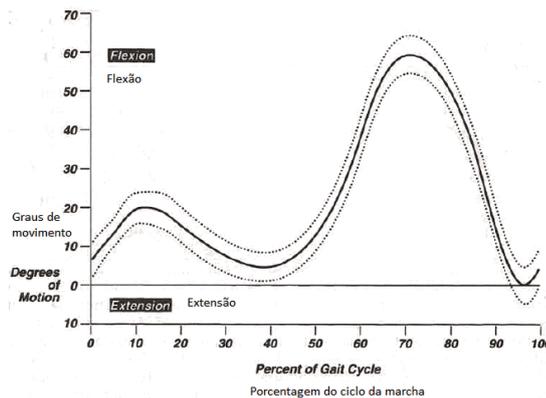
Figura 17 - Região dos principais músculos em atividade durante as fases da marcha. Quanto mais escura a região maior a intensidade da atividade do músculo.



Fonte: adaptado (VOUGHAN et al, 1992).

Tendo em vista uma sintetização do movimento do joelho durante a marcha é apresentado na Figura 18 um gráfico que mostra a amplitude média e duração desse movimento (PERRY, V.1, 2005). É possível perceber que o joelho passa por quatro fases sendo ora de flexão ora de extensão, e que inicia semi-flexionado e levemente se flexiona um pouco mais para então se estender completamente para em seguida se flexionar gradativamente até o seu ápice para depois se estender gradativamente completando o ciclo.

Figura 18 - Gráfico da amplitude do movimento do joelho.

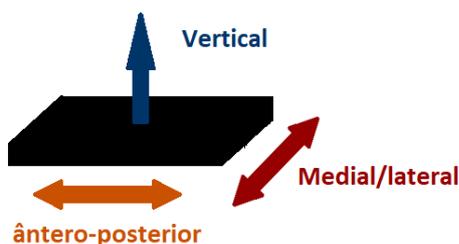


Fonte: PERRY, V.1, 2005.

Com relação as forças de reação do solo, conforme o peso desloca-se sobre o pé de apoio, forças verticais, horizontais e rotatórias são geradas no solo e servem para dá uma outra visão da marcha humana. Pela física estas forças de reação do solo são iguais em intensidade e opostas àquelas que o membro de sustentação experimenta (PERRY, V.3, 2005; LIMA, 2016).

Para medir as forças de reação do solo (FRS) normalmente é utilizado uma plataforma de força que é colocada no centro da pista de marcha. Esta, por sua vez é geralmente formada por uma plataforma rígida (45 x 60 cm) suspensa sobre transdutores que medem a deformação sofrida pela placa quando há uma ação de força sobre ela. Como em cada canto possui três sensores dispostos ortogonalmente entre si, as forças de carga vertical e de cisalhamento horizontal nas direções ântero-posterior e mediolateral são medidas (Figura 19) (PERRY, V.3, 2005; LIMA, 2016).

Figura 19 - Direção das forças na plataforma de força. Vertical; ântero-posterior mede as forças de cisalhamento horizontal no plano de progressão; e mediolateral mede as forças de cisalhamento horizontal no plano lateral e medial.

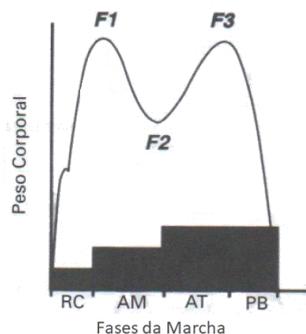


Fonte: A autora.

Embora os dados de força sejam captados apenas com a marcha do indivíduo ao longo da plataforma, faz-se necessário seguir uma regra simples para obter dados precisos: o pé testado deve tocar a plataforma completamente (no centro da placa de preferência) enquanto o outro pé deve ficar fora da placa (LIMA, 2016).

A força vertical gerada na fase de apoio em uma velocidade de marcha habitual em torno de 82 m/min apresenta dois picos, como pode ser observado na Figura 20. Nesta velocidade de marcha os valores do pico aproximam-se de 110% e 80% do peso do corpo respectivamente. Onde o primeiro pico ocorrer quando há o fim da resposta à carga e início do apoio médio, período no qual existe a resposta a aceitação do peso e é neste momento que o centro de gravidade cai rapidamente causando uma aceleração do peso do corpo para em seguida haver a elevação do centro de gravidade e o corpo progredir. O segundo pico ocorre no final do apoio terminal o que indica uma nova aceleração do centro de gravidade para baixo (PERRY, V.3, 2005).

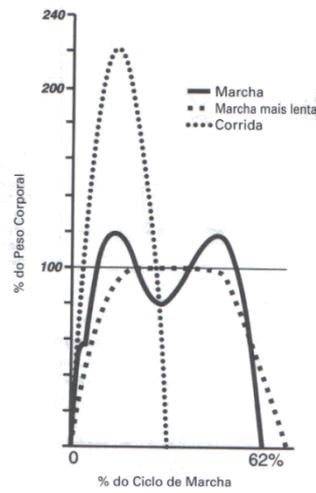
Figura 20 - Padrão da força vertical na plataforma de força. F1 corresponde ao primeiro pico (resposta à carga), F2 ao vale do apoio médio e F3 ao segundo pico (apoio terminal). A base sombreada indica o padrão de contato do pé através da altura do degrau, ou ou seja, quanto mais apoiado o pé está no solo maior o degrau.



Fonte: PERRY, V.3, 2005.

Quando o caminhar é mais lento (< 60 m/min) o momento diminui causando uma desaceleração vertical e, portanto, uma diminuição dos valores de ambos os picos e no desvio do vale. Em contrapartida quando há o aumento da velocidade os picos se elevam e os vales ficam mais baixos, sendo que na corrida pode-se registrar picos de 2,5 vezes o peso do corpo (Figura 21) (PERRY, V.3, 2005).

Figura 21 - Variações da força vertical com mudança na velocidade da marcha. Sendo a marcha a 80 m/min, a marcha lenta a 60 m/min e a corrida (não é especificada).



Fonte: PERRY (V.3, 2005), diz que a foto foi cedida por Churchil Livingstone, NY, 1984.

3 CAUSAS DA AMPUTAÇÃO E BIOMECÂNICA DA MARCHA DO AMPUTADO

Neste capítulo será abordado as principais causas de amputação de um membro e como se dá a movimentação de um amputado. Para tanto serão apresentados dados epidemiológicos e uma análise da marcha de pessoas que possuem algum nível de amputação acima do joelho.

3.1 CAUSA DA AMPUTAÇÃO

Historicamente, as primeiras causas de amputação aconteceram devido aos perigos da caçada de animais, de brigas por território (mutilação dos inimigos ou feridas de guerra), cerimônias religiosas e punições. No entanto, foi só quando ocorreram as duas Grandes Guerras Mundiais que os estudos nessa área se intensificaram, pois o saldo de pessoas mutiladas aumentou consideravelmente (SILVA, 2007).

Atualmente, devido principalmente aos avanços na área da saúde com medicamentos mais eficientes e melhoramento de técnicas cirúrgicas, os seres humanos obtiveram uma longevidade maior e juntamente com ela aumentaram as incidências de doenças relacionadas a idade avançada. Os hábitos da vida moderna como uma alimentação menos balanceada e rica em açúcares e gorduras e a correrias do dia a dia trouxeram à tona doenças como a diabetes mellitus (diabetes que pode ser adquirida ao longo da vida) e vasculopatias (doenças associadas aos vasos sanguíneos) que fizeram com que o índice de amputados na sociedade aumentasse. Outro fator que contribuiu para o aumento de amputados foi o desenvolvimento da indústria, a criação e evolução dos veículos motorizados e a violência urbana.

As amputações com relação as causas são divididas em: não traumáticas (eletivas) e traumáticas (urgentes). Onde as não traumáticas são aquelas que ocorrem devido a doença e as traumáticas que são as que ocorrem devido a algum acidente, seja ele de trabalho ou automobilístico ou durante uma atividade de lazer (CARVALHO, 2003; SILVA, 2007).

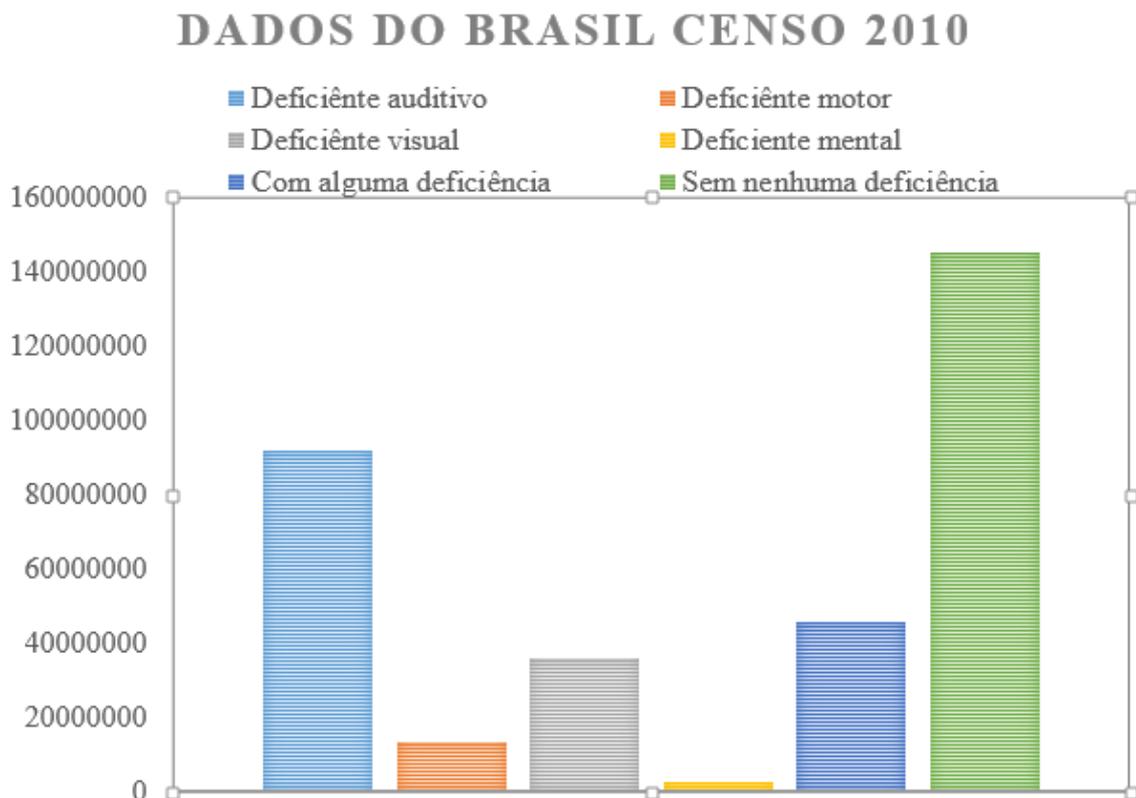
As causas de amputação de membro inferior são principalmente relacionadas a: vasculopatias, neuropatias, traumas, tumores, infecções, congênitos e iatrogênicos (ocorre devido a complicações adquiridas durante o tratamento de uma doença). As amputações por vasculopatias são geralmente encontradas numa faixa etária de

idade mais avançada enquanto que as amputações por trauma são mais comuns entre adolescentes e jovens adultos. As outras causas de amputação podem ser encontradas em qualquer faixa etária (CARVALHO, 2003).

3.1.1 Epidemiologia das Amputações no Brasil

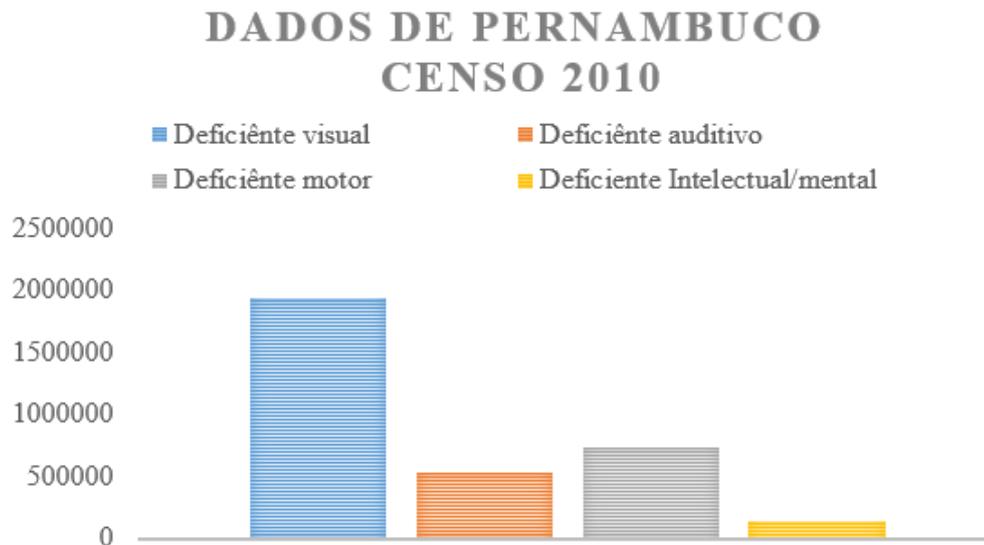
O Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) informa em seu relatório do Censo 2010 que cerca de 23,92% da população brasileira possui ao menos um tipo de deficiência (auditiva, visual, motora ou intelectual), e dentre eles aproximadamente 29,09% é portador de deficiência motora (Figura 22). Ainda segundo o Censo, no estado de Pernambuco pouco mais de 22% de sua população residente possui algum grau de deficiência motora (Figura 23) (IBGE, 2010).

Figura 22 - Gráfico apresenta o número de pessoas com deficiência e sem deficiência e a quantidade de pessoas em cada tipo de deficiência em todo território brasileiro, com base nos dados do Censo 2010 realizado pelo IBGE.



Fonte: IBGE, 2010.

Figura 23 - Gráfico apresenta o número de pessoas que possui cada tipo de deficiência no estado de Pernambuco, segundo o Censo de 2010 realizado pelo IBGE.



Fonte: IBGE, 2010.

No entanto o IBGE não apresenta os dados da quantidade de pessoas que possuem deficiência motora devido a amputação, nem o nível de amputação que sofreram e o motivo dessa amputação, desse modo os dados sobre esse tema são imprecisos e apenas estimados pela literatura. Porém existem estudos específicos dentro de hospitais que podem dar uma estimativa das porcentagens de pessoas amputadas, o nível e a causa dessa amputação.

Estima-se pela literatura que dentre as amputações 85% seja de membros inferiores (CARVALHO, 2003). E deste, aproximadamente 80% das amputações ocorre devido a doenças vasculares e/ou diabetes. A segunda maior causa de amputações ocorre devido ao trauma (20% das amputações, com 75% deste ocorrendo com homens), sendo que os acidentes automobilísticos e ferimentos por arma de fogo são os principais motivos. Na Tabela 1 são apresentadas as principais causas de amputação e sua frequência em amputações realizadas pelo SUS em 2011 (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2012).

Tabela 1 - Frequência de amputações do SUS (Sistema Único de Saúde) de acordo com as suas causas.

	Causas	Frequência	%
1	Causas externas	16.294	33,1%
2	Algumas doenças infecciosas e parasitárias	8.808	17,9%
3	Doenças do aparelho circulatório	7.905	16,1%
4	Diabetes	6.672	13,6%
5	Gangrena (não classificada em outra parte)	5.136	10,4%
6	Doenças do sistema osteomuscular e do tecido conjuntivo	2.961	6,0%
7	Neoplastias	957	1,9%
8	Doenças da pele e do tecido subcutâneo	230	0,5%
9	Malformações congênitas, deformidades e anomalias cromossômicas	202	0,4%
	Total	49.165	100%

Fonte: MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2012.

Segundo o estudo de CHAMLIAN sobre o “Uso de Prótese em Amputados de Membros Inferiores por Doença Arterial Periférica” publicado na revista Einstein em 2014 e realizado com pacientes no Lar Escola São Francis, São Paulo, entre 2003 e 2010. Informa que cerca de 52,98% dos pacientes protetizados no estudo abandonaram o uso das próteses, sendo que as causas desse abandono são apresentadas na Tabela 2. Estas causas devem ser levadas em conta para o projeto da prótese pois estas são projetadas para o paciente, levando em conta suas dificuldades e buscando minimiza-las ao máximo.

Tabela 2 - Frequência das causas do abandono do uso de próteses.

	Causas do Abandono da Prótese	Frequência (%)
1	O paciente achava a prótese pesada	47,5%
2	Medo de cair	20,00%
3	Dificuldade em vestir a prótese	16,25%
4	O paciente foi reamputado	6,25%
5	Cansaço	2,50%
6	Tontura	2,50%
7	Dor fantasma	1,25%
8	Descompensação da pressão arterial	1,25%
9	Não se adaptou a prótese	1,25%
10	Acidente vascular encefálico (AVE)	1,25%

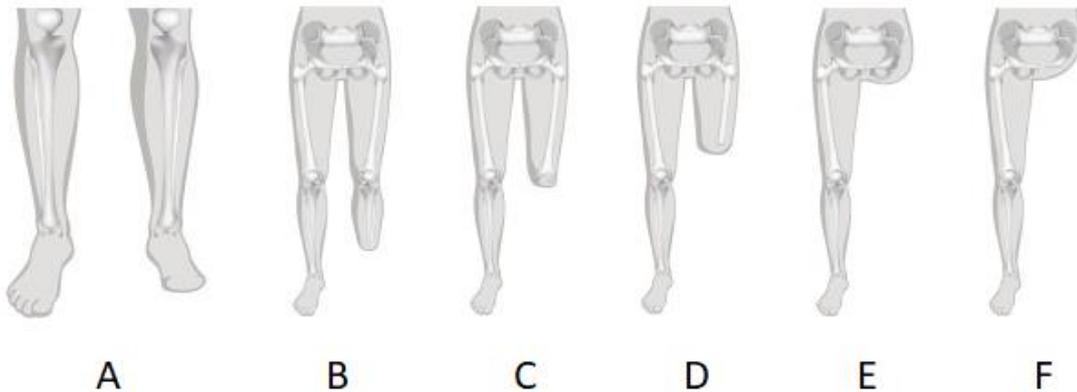
Fonte: CHAMLIAN, 2014.

3.2 BIOMECÂNICA DA MARCHA DO AMPUTADO

Como visto na seção 2.2.1 a marcha humana é um movimento harmonioso que tem como principais elementos os membros inferiores, e como objetivo mover o corpo de um lado para o outro de forma segura e com o mínimo de gasto de energia. Desse modo a ocasional perda de um destes elementos ou parte destes, causa um aumento no gasto energético e a perda de suavidade do movimento. Visando a diminuição de tais efeitos é indicado em alguns casos o uso de próteses, que deve ser adequada ao tipo de amputação.

Existem vários níveis de amputação nos membros inferiores os quais devem ser levados em conta para uma boa protetização (Figura 24). São eles: a amputação de pé, a amputação transtibial, a desarticulação de joelho, a amputação transfemoral, a desarticulação de quadril e a hemipelvectomy. A amputação de pé possui vários níveis diferentes e vai desde a amputação do dedo até a área do tarso, já a amputação transtibial é aquela que ocorre na região da panturrilha, entre as articulações do joelho e tornozelo; a desarticulação do joelho é feita de modo que a coxa permaneça intacta enquanto a panturrilha é retirada, já a amputação transfemoral é localizada na região da coxa, entre as articulações de joelho e quadril; a desarticulação de quadril ocorre de forma que apenas a bacia é mantida, enquanto que hemipelvectomy o amputado perde não somente a perna como parte da bacia (OTTOBOCK, 2013).

Figura 24 - Níveis de amputação do membro inferior. A) amputação de pé; B) amputação transtibial; C) desarticulação do joelho; D) amputação transfemoral; E) desarticulação de quadril; e F) hemipelvectomia.



Fonte: adaptado (OTTOBOCK, 2013).

Tendo em vista que neste trabalho é proposto uma prótese de joelho, o estudo da marcha se concentrará apenas na marcha do paciente que possui amputação unilateral e transfemoral/desarticulação de joelho.

Como apresentado na Figura 24, neste tipo de amputação o indivíduo perde as articulações do joelho, tornozelo e pé, além dos músculos que são responsáveis na movimentação destas articulações, o que acarreta desvios de marcha (qualquer alteração da marcha que difira da normal). Tais desvios, em amputados unilaterais, são identificados observando a assimetria dos lados protético e normal. No entanto não existe uma marcha padrão para pessoas amputadas transfemoralmente, pois a marcha será influenciada de acordo com a altura da amputação, o tipo do encaixe e a prótese que será utilizada pelo usuário (SILVA, 2007; BOWKER, 1992).

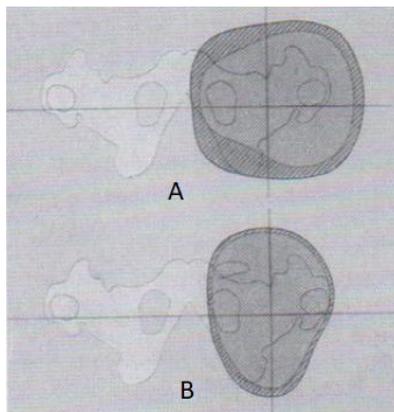
Durante a amputação transfemoral alguns cuidados devem ser levados em conta para que o paciente após a retirada do membro possa ser protetizado. É importante, por exemplo, que o médico tenha cuidado na secção de nervos, na vascularização dos músculos remanescentes e na sutura de fixação desses músculos em outro músculo ou osso (miodese), além de tentar manter a maior parte do membro, pois quanto mais proximal esta amputação maior é o desvio da marcha e quanto mais distal maior é o controle da prótese. O nível mais proximal da amputação transfemoral é de um coto ósseo com 8 cm abaixo do trocanter menor. Nas amputações distais a maior preocupação é na miodese do músculo adutor magno, pois se o mesmo não for

reinserido adequadamente, 70% da força adutora será comprometida e conseqüentemente a marcha também (CARVALHO, 2003).

Em amputações transfemorais é totalmente contra-indicado a realização de descarga distal, ou seja, o apoio no membro residual, pois nessa região do coto há tecido ósseo revestido por tecido mole e uma eventual pressão nesse sentido pode causar ferimentos na pele e outras lesões. Por esse motivo os encaixes são projetados para suportar o peso em apoios isquiáticos e/ou em paredes laterais do coto, dependendo do tipo de encaixe utilizado (CARVALHO, 2003).

Atualmente existem dois tipos de encaixe: o encaixe quadrilateral e o de contenção isquiática, também conhecido por CAT-CAM que é a sigla de *Contoured Adducted Trochanteric-Controlled Alignment Method* (Figura 25). O encaixe quadrilateral é o mais antigo e pode ser indicado para todos os tipos de paciente, principalmente aqueles com musculatura flácida e com amputação proximal (Figura 25, A). E tem como principais desvantagens: a não-fixação óssea entre fêmur e pelve; a possibilidade de rotação pélvica sobre o encaixe; a possibilidade da abdução do fêmur causando marcha com inclinação lateral; desconforto provocado por grande pressão em uma pequena área óssea (ísquio); e desconforto pela pressão causada pela abdução do fêmur dentro do cartucho. Já o encaixe de contenção isquiática (Figura 25, B), desenvolvido em 1980, tenta manter o fêmur numa posição mais fisiológica, o que proporciona uma marcha mais harmônica com menor gasto de energia (CARVALHO, 2003).

Figura 25 - Encaixes de amputação transfemoral. A) encaixe quadrilateral e B) encaixe CAT-CAM.



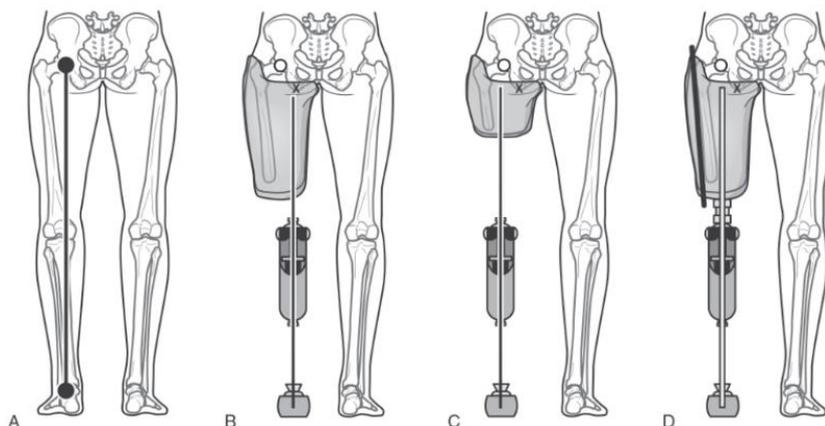
Fonte: CARVALHO, 2003.

Outro ponto importante e determinante na marcha é o alinhamento do conjunto encaixe, joelho e pé, que desde 1955 quando Radcliffe afirmou que um membro artificial deve fornecer um suporte adequado e uma marcha natural com o menor gasto de energia, não se modificou muito (AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS, 2016).

Antes da prótese ser conectada ao usuário, o médico ortopedista irá configurar o alinhamento da prótese, que é feito de modo individual pois leva em conta a forma, a orientação e o tamanho do coto. Geralmente o encaixe é configurado em um ângulo de flexão de 5° em relação a linha que liga as articulações do tornozelo e quadril no plano sagital, que faz com que a musculatura extensora do quadril fique numa posição favorável para controlar a estabilidade do joelho (AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS, 2016; SILVA, 2007).

Em indivíduos sãos, o alinhamento coronal da articulação do quadril é feito sobre as articulações do joelho e do tornozelo (Figura 26, A). Já no alinhamento em indivíduos amputados transfemoralmente, devido a utilização do encaixe não é possível utilizar a articulação do quadril como um ponto de referência. No entanto, pode-se utilizar um ponto na borda do soquete que proporcionará uma aproximação razoável. Desse modo, em cotos médio e longos, as articulações protésicas do joelho e do tornozelo são colocadas diretamente abaixo desse ponto identificado (Figura 26, B). Enquanto que em membros residuais curtos, o joelho e o tornozelo protésicos devem ser colocados lateralmente mais abaixo do encaixe (Figura 26, C). A Figura 26 (D) mostra um a alinhamento completo de uma prótese transfemoral.

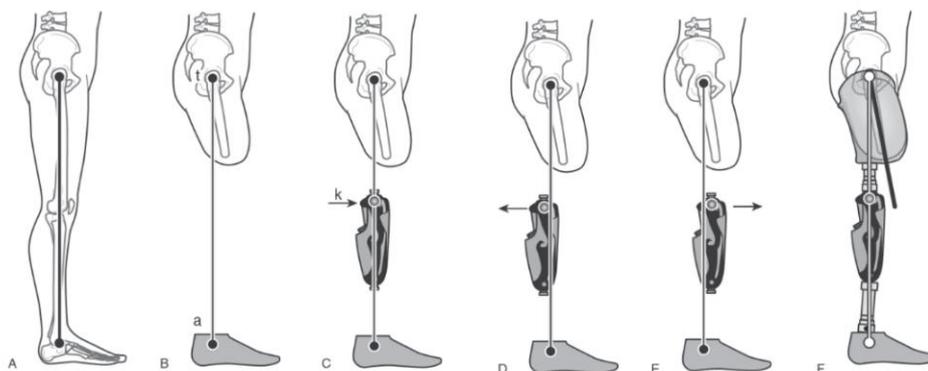
Figura 26 - Alinhamento coronal. A) alinhamento de uma pessoa sã; B) alinhamento com um coto médio; C) alinhamento com um coto curto; e D) alinhamento com uma prótese.



Fonte: AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS, 2016.

No alinhamento do plano sagital, a força reativa do solo é posterior à articulação do quadril e anterior ao joelho e ao tornozelo, em pessoas saudáveis (Figura 27, A). Este alinhamento anatômico permite que o usuário tenha um gasto mínimo de energia. E assim como no alinhamento coronal, a articulação anatômica do quadril não pode ser usada como um ponto de referência na prótese, por isso o trocanter maior é usado. Os pontos são alinhados verticalmente (Figura 27, B), o joelho protético é ajustado na altura adequada e localizado de acordo com a recomendação do fabricante para o ponto de referência sagital do centro do joelho. Este ponto pode ser posterior, através ou anterior à linha trocanter-tornozelo (Figura 27, C). Quando o centro do joelho é colocado posterior à linha cria um alinhamento seguro, porque o peso do indivíduo e a força de reação do solo mantêm o joelho bloqueado na extensão (Figura 40, D). Em contraste, colocar o centro do joelho anterior à linha trocanter-tornozelo cria um alinhamento no qual o indivíduo tem que controlar voluntariamente a estabilidade sagital do joelho (Figura 27, E). Se o ponto central do joelho estiver diretamente na linha do trocânter-tornozelo, é considerado em "gatilho", onde o sistema pode estar em alinhamento voluntário ou involuntário, dependendo da colocação do pé protético a cada passo (Figura 27, F).

Figura 27 - Alinhamento no plano sagital. A) pessoa saudável; B) A referência trocanter-tornozelo (linha t-a), da posição da articulação anatômica do quadril; C) a localização do centro da prótese do joelho (k) é mostrada em alinhamento com a linha t-a; D) O joelho protético foi movido para trás (seta) da linha conseguindo um alinhamento mais estável (alinhamento voluntário); E) o centro do joelho do joelho da prótese foi posicionado anterior (seta) um alinhamento mais instável (alinhamento involuntário); e F) o alinhamento transfemoral completo é mostrado com o soquete, o ângulo inicial de flexão (linha preta).

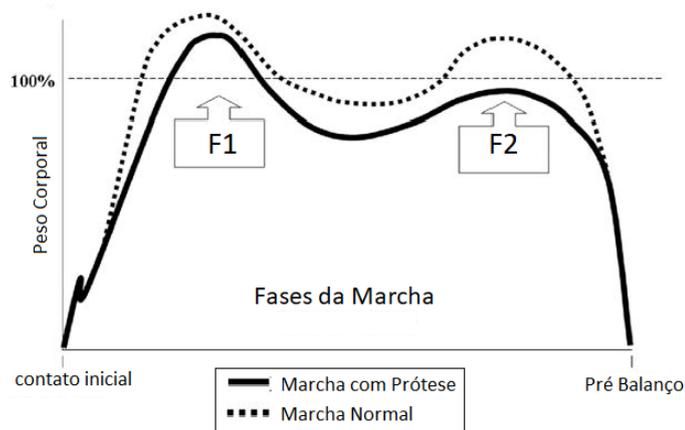


Fonte: AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS, 2016.

No plano transversal, o joelho protético é girado externamente 5° para compensar o 5° natural de rotação interna do soquete que ocorrerá durante a fase de balanço. Esta rotação garante que o joelho flexione na linha de progressão durante o balanço. Para os indivíduos que caminham mais rápido, a quantidade de rotação interna aumentará e a rotação do joelho externo inicial deve ser maior (AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS, 2016).

Como foi visto muitos são os fatores que influenciam na marcha de um amputado protetizado, no entanto ela deve ser segura, eficiente e simétrica. Possuindo como principais características uma maior fase de balanço no pé protetizado e conseqüentemente uma maior fase de apoio no membro intacto (Figura 28). Com gasto metabólico em média 65% maior que de pessoas saudáveis (LIMA, 2016; CARVALHO, 2003; ROSE et al, 2006).

Figura 28 - Comparação do ciclo da marcha com membro protetizado e saudável no gráfico de força de reação (GRF). Marcha normal representada na linha pontilhada e marcha do amputado em linha contínua. Em F1 e F2 o membro da prótese exibe um GRF vertical máximo menor do que o normal, sugerindo que o amputado está colocando menos carga no membro artificial, no entanto em F2 isso significa que o mecanismo protético do tornozelo-pé gera menos força propulsora do que a perna normal, o que acarreta numa fase de balanço mais demorada no pé protetizado.



Fonte: ROSE et al, 2006.

Considerando um joelho mecânico, no contato inicial do ciclo de marcha, o joelho protético deve estar em completa extensão, para o usuário não perder o equilíbrio e vir a cair, e durante a transferência de peso, o pé deve estar em completo contato com o solo. No apoio médio e impulso ocorre progressão sobre o pé protético,

já no balanço, deve iniciar com flexão do quadril que resultará na flexão do joelho protético por ação da gravidade (SILVA, 2016; CARVALHO, 2003). Lembrando que com o avanço da tecnologia o ciclo de marcha de uma pessoa protetizada está cada vez mais próxima da de uma pessoa saudável.

Cada prótese do joelho e do pé tem gatilhos diferentes para a transição da postura e para o controle do balanço, sendo que o usuário da prótese deve ser informado de como cada componente funciona antes de iniciar a marcha. Para tanto no período de reabilitação o usuário da prótese será observado e instruído sobre técnicas adequadas para realizar ações como sentar, dobrar o joelho e avançar o membro. Durante o alinhamento dinâmico, o médico ortopedista trabalhará para otimizar a marcha e minimizar o gasto de energia, fazendo mudanças incrementais no alinhamento e trabalhando com um fisioterapeuta para aumentar a força muscular e a amplitude de movimento do paciente (AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS, 2016).

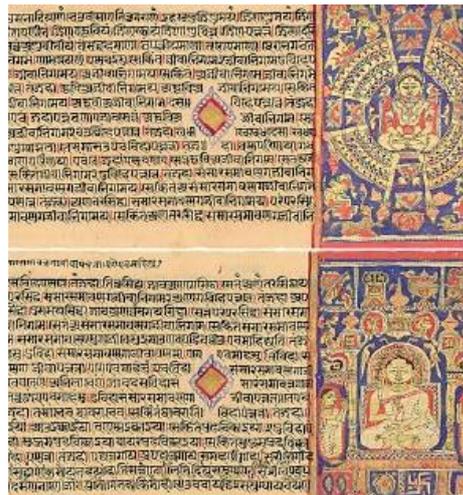
4 REVISÃO DA LITERATURA SOBRE PRÓTESES DE JOELHO

Neste capítulo será abordado um pouco da evolução histórica das próteses, os tipos de próteses de joelhos existentes e como funcionam, as principais próteses comerciais do tipo microprocessadas e as próteses microprocessadas em desenvolvimento ao redor do mundo no período de 2013 a 2017.

4.1 EVOLUÇÃO HISTÓRICA DAS PRÓTESES

O primeiro relato escrito da utilização de uma prótese foi em um poema indiano, escrito entre 3500 e 1800 a.C., o qual conta a história de uma rainha guerreira que tendo sua perna amputada, devido a um ferimento de guerra, confecciona uma prótese em ferro e retorna a batalha (Figura 29) (CARVALHO, 2003; BRASKEM, 2016).

Figura 29 - Trecho do livro Rig Veda, onde o poema da rainha guerreira se encontra.



Fonte: BRASKEM, 2016.

No entanto, considera-se que a primeira prótese existente foi feita em 2300 a.C., tal conhecimento chegou a público em 1971 quando arqueólogos russos publicaram o descobrimento do esqueleto de uma mulher com um artefato semelhante a um pé de cabra adaptado ao coto da perna (CARVALHO, 2003).

Existe ainda alguns relatos históricos como o do historiador grego Herodotos, em 424 a.C., que conta a história de um vidente Persa que foi preso e condenado à

morte pelos Espartanos, porem como o mesmo não desejava morrer cortou seu pé e fugiu da prisão. Quando as feridas sararam construiu para si uma prótese em madeira. Contudo não viveu o bastante, pois foi recapturado e decapitado (CARVALHO, 2003; NORTON, 2007).

Outras próteses e registros foram encontrados. A exemplo disto, tem-se a prótese Romana da Guerra de Samite, datada aproximadamente de 300 a.C., que foi desenterrada na Cápua, Itália em 1858. Feita de bronze e ferro com núcleo de madeira, sendo aparentemente construída para uma amputação abaixo do joelho, foi destruída num bombardeio a Londres em 1940, durante a Segunda Grande Guerra (Figura 30) (CARVALHO, 2003; BRASKEM, 2016; NORTON, 2007; SILVA, 2007).

Figura 30. Perna de bronze e ferro, encontrada na Cápua, Itália.



Fonte: BRASKEM, 2016.

Durante a Idade Média (século V a XV), também conhecida como Idade das Trevas devido à estagnação científica, houve pouca evolução na área de próteses, além do gancho utilizado quando se perdia uma mão e da perna de pau quando se perdia uma perna. Equipamentos pesados e na maioria das vezes feito de ferro (CARVALHO, 2003; BRASKEM, 2016; NORTON, 2007).

Em 1400 com o início do Renascimento, inaugurou-se uma nova perspectiva nas áreas de arte, ciências, filosofia e medicina. Sendo que em 1536 Abroise Paré começou a produzir próteses para membros inferiores e superiores, inserindo conceitos que são utilizados até hoje como o controle de bloqueio do joelho (Figura 31, A). Em 1800, James Potts cria uma prótese com joelho e tornozelo articulado de

modo a permitir um movimento coordenado do joelho e pé (Figura 31, B) (CARVALHO, 2003; BRASKEM, 2016; NORTON, 2007).

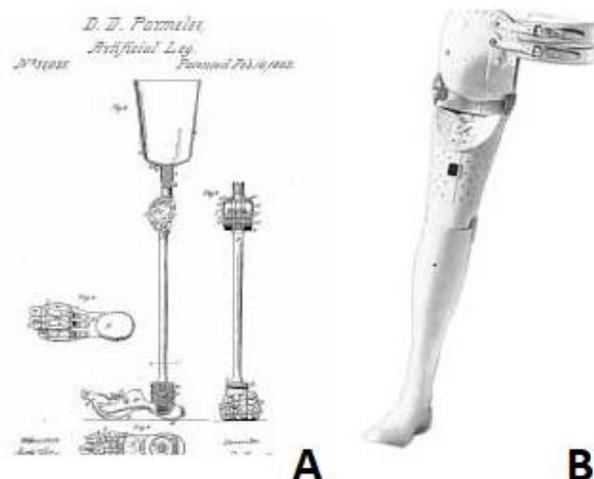
Figura 31 – A) Prótese de Ambroise Pare e B) Prótese de James Potts.



Fonte: A) NORTON, 2007; B) BRASKEM, 2016.

No começo da Idade Contemporânea, em 1863 Dubois D. Parmelee patenteou a primeira prótese transfemoral anatômica que possuía soquete (encaixe) por sucção, joelho policêntrico e pé articulado (Figura 32, A). Enquanto que em 1912 foi criada uma prótese em alumínio que pesava 1.5 Kg, pelo aviador Marcel Desoutter e seu irmão engenheiro, Charles (Figura 32, B) (CARVALHO, 2003; BRASKEM, 2016; NORTON, 2007).

Figura 32 – A) Prótese desenvolvida por Dubois D. Parmelee e B) Prótese desenvolvida pelos irmãos Desoutter.



Fonte: BRASKEM, 2016.

Muitas outras próteses foram desenvolvidas e descoberta ao longo dos anos, no entanto foi depois do advento da Primeira e da Segunda Grande Guerra Mundial que as pesquisas nessa área e o desenvolvimento de próteses se intensificou devido principalmente as mutilações sofridas pelos soldados. Os componentes pré-fabricados como pés, tubos, articulações vem sendo desenvolvidos por grandes indústrias ortopédicas que continuam dia a pós dia investido em pesquisas e inovação para proporcionar uma melhor reabilitação (CARVALHO, 2003; BRASKEM, 2016; NORTON, 2007; SILVA, 2007; BOWKER, 1992).

4.2 TIPOS DE PRÓTESES

As próteses, de um modo geral, são divididas em dois grandes grupos segundo suas características próprias, em exoesquelética e endoesqueléticas. Onde as próteses exoesqueléticas ou convencionais são aquelas confeccionadas com componentes de madeira ou plástico, que servem de conexão entre o encaixe e o pé. Ao passo que as próteses endoesqueléticas, também conhecidas como próteses modulares, realizam a conexão entre o encaixe e o pé por meio de tubos e componentes modulares (CARVALHO, 2003).

As próteses de joelho, especificamente, são classificadas em dois grupos. São eles: o mecânico, também chamado de passivo e que incluem os joelhos uniaxiais, policêntricos, e o fluido controlado; e os mais atuais microprocessados ou ativos, que podem ser hidráulicos, pneumáticos, magneto-reológicos, elétricos, entre outras possibilidades (SILVA, 2007; LIMA, 2016).

4.2.1 Joelho Passivo ou Mecânico

Os joelhos passivos ou mecânicos são divididos em passivos simples (controle puramente mecânico) e semi-passivos (fluido controlado). Os semi-passivos possuem como principal característica a rigidez variável de seu componente atuador e funcionam através de um sistema de aplicação de forças realizadas em resposta ao movimento sofrido, ou seja, através do armazenamento ou dissipação de energia, que é controlado manualmente durante o rolamento do peso impedindo que o usuário venha a cair. Já os dispositivos do tipo passivo simples não possuem este controle

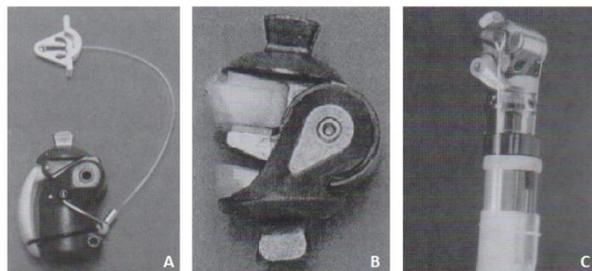
sobre a rigidez o que aumenta a complexidade de sua utilização (CARVALHO, 2003; LIMA, 2016, SILVA, 2007).

Estes sistemas possuem como principais vantagens: o baixo custo e a confiabilidade, pois atuam num sistema que não depende de uma energia externa como os joelhos ativos. Porém não se adaptam a diferentes condições de trabalho. Os dispositivos de controle passivo são compostos por elementos como coxins, molas, amortecedores e freios (CARVALHO, 2003; LIMA, 2016, SILVA, 2007).

4.2.1.1 Joelho Mecânico Uniaxial

Os joelhos mecânicos uniaxiais, são chamados assim por possuírem apenas um eixo de rotação, no plano sagital. Existem quatro modelos conhecidos: o de trava manual, o livre, o de fricção e o de autofreio. O joelho de trava manual é utilizado principalmente por pacientes inseguros ou debilitados, e tem como princípio de funcionamento a manutenção do joelho bloqueado em extensão, o que acarreta um padrão de marcha anormal, além da necessidade do destravamento manual sempre que o paciente quiser sentar (Figura 33, A) (CARVALHO, 2003; LIMA, 2016).

Figura 33. Modelo de joelhos. A) trava manual; B) fricção; e C) autofreio ou autobloqueio.



Fonte: CARVALHO, 2003.

O joelho livre, atualmente, é pouco utilizado, pois não apresenta nenhum sistema de controle sobre a fase de balanço, o que dificulta o controle da prótese pelo paciente, já que o mesmo deve possuir pleno controle dos músculos extensores do quadril. Esse joelho possui como principal desvantagem a instabilidade do sistema e o choque mecânico apresentado no fim da extensão (CARVALHO, 2003).

Já o joelho de fricção permite ajuste através de pressão no eixo de rotação, proporcionando que o controle da fase de balanço seja realizado aumentando ou

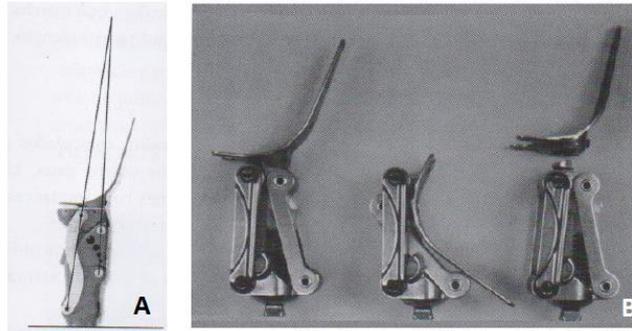
diminuindo a velocidade angular durante o movimento de extensão do joelho, porém após o ajuste a velocidade angular será sempre a mesma. O joelho possui como principal desvantagem a pouca estabilidade do joelho e uma velocidade de marcha restrita (Figura 33, B) (CARVALHO, 2003).

No joelho de autofreio ou autobloqueio é utilizado, principalmente, assim como no joelho de trava manual, por pacientes inseguros e que não apresentam um bom domínio dos músculos extensores do quadril. O controle na fase de apoio é realizado da seguinte maneira: a carga imposta pelo peso do paciente, no momento do contato inicial, em relação a linha de carga, que foi estabelecida no alinhamento da prótese, está para posteriorizada, fazendo com que não haja possibilidade de movimento no eixo de rotação. Na fase de balanço é possível ajustar a velocidade do movimento de extensão da prótese. Possui como principal desvantagem a necessidade da retirada total do peso para a flexão do joelho protético, o que causa uma alteração da marcha (Figura 33, C) (CARVALHO, 2003; LIMA, 2016).

4.2.1.2 Joelho Mecânico Policêntrico

Joelhos policêntricos ou de quatro barras, possuem movimentos de rotação e translação, são mais semelhantes fisiologicamente e apresentam vantagens biomecânicas durante a flexão do joelho. Para este modelo de joelho, o centro de rotação instantâneo é localizado pela intersecção das linhas que ligam os elos anteriores e posteriores do mecanismo (Figura 34). Este sistema proporciona uma grande estabilidade na fase de apoio e seu controle na fase de balanço pode ser realizado por fricção, trava, sistema hidráulico ou pneumático. Como desvantagem o joelho apresenta um peso maior e um custo mais elevado (CARVALHO, 2003; SILVA, 2007).

Figura 34. Modelo de joelho policêntrico. A) localização do centro de rotação; e B) modelo de um joelho policêntrico nas posições estendido nas pontas e flexionado no centro.



Fonte: CARVALHO, 2003.

4.2.1.3 Joelhos Pneumáticos e Hidráulicos

Os joelhos hidráulicos e pneumáticos, também conhecidos como joelhos semi-passivos) podem ser do tipo monocêntrico ou policêntrico e passivos ou ativos. O controle da fase balanço é feito através do alinhamento e da ação muscular, e o joelho no contato inicial deve estar completamente estendido (CARVALHO, 2003).

Os joelhos pneumáticos são compostos por cilindros controlados por um sistema a ar, é indicado para pessoas com variações de velocidade classificadas entre baixa e moderada. Enquanto que os joelhos hidráulicos são compostos por cilindros controlados por um sistema que contém óleo. Este joelho é indicado para pacientes com variações de velocidade de baixa à alta, além de permitir que os amputados desçam degraus e rampas com passos alternados (Figura 35) (CARVALHO, 2003).

Figura 35. A) Modelo de joelho hidráulico e B) Modelo de joelho pneumático.



Fonte: OTTOBOCK, 2013; BLATCHFORD, 2018.

4.2.2 Joelho Ativo

Os joelhos ativos ou microprocessados são compostos por uma unidade de processamento, um cilindro hidráulico ou pneumático e vários sensores, que medem desde a angulação do joelho até sua velocidade e a força com que o pé toque o chão. Podem detectar precocemente o momento adequado para a flexão do joelho e seu reposicionamento no solo, permitindo uma marcha mais suave e segura que não é possível com os outros tipos de prótese. Além disso oferecem diferentes níveis de amortecimento durante a fase de balanço proporcionando diferentes velocidades da marcha. É indicada para todos os tipos de paciente e possui como principal desvantagem o alto custo de aquisição e manutenção (Figura 36) (CARVALHO, 2003).

Figura 36. Modelo de prótese microprocessada.



Fonte: OTTOBOCK, 2013.

4.3 PRINCIPAIS PRÓTESES ATIVA COMERCIAIS

Com base na seção anterior, conclui-se que o modelo de prótese que deve ser desenvolvido é um joelho microprocessados, tendo em vista a ampla possibilidade de atividades que o usuário pode realizar com ela.

Buscando um melhor entendimento sobre esse modelo de prótese que se fez uma pesquisa sobre os principais modelos comerciais existentes. Tal pesquisa foi feita com base nas marcas das próteses fornecidas pelo SUS. Após está pesquisa realizou-se um estudo das respectivas fichas técnicas para identificar seu funcionamento e os sensores utilizados.

As próteses comerciais ativas possuem valores que são pouco acessíveis para grande maioria da população que necessita utilizar este tipo de equipamento, com o preço entre cem mil e trezentos mil reais, a depender do modelo escolhido e do fabricante. Os modelos apresentados nessa seção, são fabricados pelas duas maiores e mais antigas empresas do ramo de próteses e órteses, mundialmente conhecidas. São elas: a Össur e a Ottobock. Sendo que a Ottobock é uma empresa alemã que surgiu em 1919 e a Össur é uma empresa islandesa que surgiu em 1971 (ÖSSUR, 2018; OTTOBOCK, 2017).

A Figura 37 apresenta cinco modelos de próteses ativas e a Quadro 2 apresenta os dados técnicos de cada uma dessas próteses.

Figura 37. Modelos de Próteses. A) C-leg; B) Genium 3X; C) POWER KNEE; D) RHEO KNEE 3; e E) RHEO KNEE XC.



Fonte: adaptado (ÖSSUR, 2018; OTTOBOCK, 2017).

Quadro 2 - Características das próteses apresentadas na Figura 37.

Modelo	Marca	Atuador	Sensores	Ângulo de Flexão	Máximo Peso suportado	Peso
C-Leg	Ottobock	Amortecedor hidráulico	Bluetooth; UMI (unidade de movimento inercial); Sensor de angulação.	180 °	136 Kg	1,235 Kg
Genium 3X	Ottobock	Amortecedor hidráulico	Bluetooth; UMI (unidade de movimento inercial); Sensor de angulação; Sensor de posição do joelho.	180 °	125 Kg	1,7Kg
POWER KNEE	Össur	_____	RF;	120 °	165 Kg	2,7 Kg
RHEO KNEE 3	Össur	_____	RF; Bluetooth;	120 °	136 Kg	1,63 Kg
RHEO KNEE XC	Össur	_____	RF; Bluetooth;	120 °	136 Kg	1,61 Kg

Comparando os dados técnicos apresentados pelas duas empresas, identifica-se que os manuais da Ottobock apresentam mais detalhes sobre os componentes utilizados na fabricação da prótese e de como eles atuam. Enquanto que Össur, em seus manuais apresenta orientações de como utilizar as próteses, talvez para os técnicos que trabalhem para a empresa recebam manuais diferenciados que apresentem os componentes utilizados e suas funções, mas essa informação não está acessível ao público.

Analisando os vídeos disponíveis no site das empresas, percebe-se que Genium 3X e RHEO KNEE XC apresentam um caminhar mais suave com ampla faixa de velocidade. Quanto a subir escadas e ser aprova de água, com exceção da C-Leg todas as outras são aprova de água e podem subir escadas com troca dos pés, ou seja, variando o pé que está na parte superior da escada. Quanto ao peso as mais leves, com pode ser observado na Tabela 3.1 são: RHEO KNEE 3, RHEO KNEE XC e Genium 3X.

Observando ainda os manuais disponíveis no site, percebe-se que ambas empresas oferecem aplicativos de celulares para serem utilizados no período de adaptação da prótese e após a adaptação para a escolha do modo de atuação, apresentando ainda o nível da bateria, além de outras funções.

4.4 PRÓTESES EM DESENVOLVIMENTO NO MUNDO

Ao redor do mundo existem vários projetos de pesquisa que estudam e desenvolvem próteses transfemorais. Buscando complementar o conhecimento adquirido com as próteses comerciais, realizou-se uma pesquisa sobre próteses que estão sendo desenvolvidas no mundo e que estejam na mesma linha de pesquisa deste trabalho, ou seja, próteses ativas. Esta pesquisa faz-se necessária para identificar o que se pode fazer para acrescentar conhecimento seja positivo ou negativo.

Para tanto buscou-se artigos em três bancos de dados, são eles: o IEEE, Scielo e PubMed. O IEEE foi escolhido por ser um dos principais bancos de artigos na área de tecnologia, Scielo por apresentar artigos em português e línguas latinas e o PubMed por ser um dos principais na área de saúde.

Essa pesquisa por artigos foi dividida em quatro etapas, onde na primeira etapa realizou-se a determinação das palavras chaves que seriam utilizadas ao longo da pesquisa e o critério de exclusão dos artigos; na segunda etapa realizou-se a busca automática por artigos nos principais bancos de dados (IEEE, Scielo e PubMed); na terceira etapa foi realizada a separação dos artigos; e na quarta e última etapa foi realizada a exclusão de artigos repetidos, de artigos que não permitiram acesso e de artigos em línguas distintas do português e inglês, o acréscimo de possíveis artigos e a avaliação dos artigos remanescentes.

Não se estabeleceu critérios de aceitação ou qualidade do artigo tendo em vista que uma das pretensões é a criação de ideias para o desenvolvimento da prótese, logo quanto maior a variedade projetos visualizados e entendidos mais informação ter-se-á sobre o assunto. E isto facilitará quando for realizado o planejamento do projeto.

As palavras chaves escolhidas para a pesquisa foram:

- a) Trasmemoral;
- b) Bionic Knee;

- c) Transfemoral prothesis;
- d) Design of transfemoral prothesis;
- e) Design of knee prothesis; e
- f) Knee prothesis.

Os critérios de exclusão utilizado para o descarte de artigos foi:

- a) Artigos que abordassem conteúdos a respeito da artroplastia;
- b) Artigos referentes a cirurgia de amputação;
- c) Artigos referentes a endopróteses;
- d) Artigos referentes apenas ao controle da prótese;
- e) Artigos referentes apenas a parte mecânica da prótese;
- f) Artigos sobre próteses mecânicas; e
- g) Artigos sobre próteses distinta ao do joelho (braço, dental, tornozelo, etc).

Na Tabela 3 é apresentada o número de artigos encontrados no período de pesquisa de 1 de janeiro de 2013 até 31 de outubro de 2017, em relação a cada palavra chave (linha) e a cada banco de dados (coluna) escolhido.

Tabela 3 - Numero de artigos encontrados no período de 1/01/2013 a 31/10/2017, divididos em relação a palavra chave e banco de dados escolhido.

	IEEE	Scielo	PubMed
Transfemoral	103	24	1823
Bionic knee	52	-----	36
Transfemoral prothesis	91	11	1056
Design of transfemoral prothesis	38	-----	349
Design of knee prothesis	103	-----	1927
Knee prothesis	205	60	9399
Total	14221		

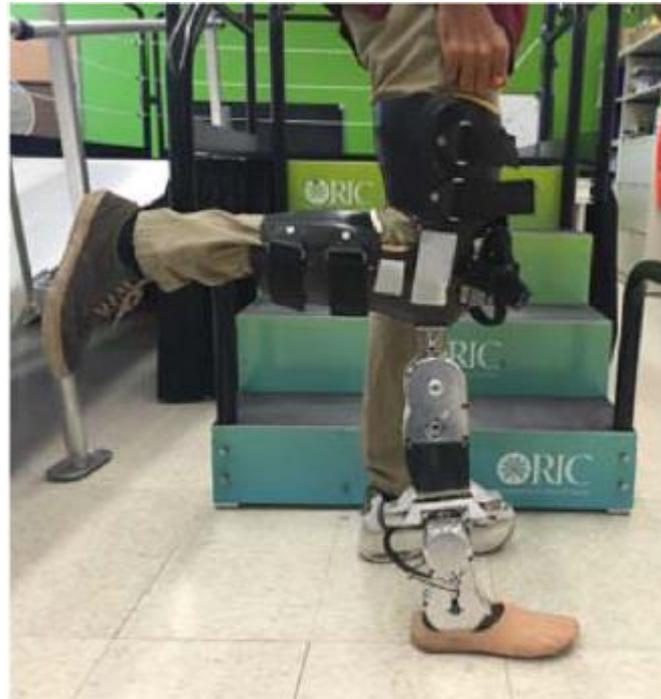
Após a separação dos artigos, aplicando os critérios de exclusão obteve-se 62 artigos. Não houve inclusão de artigos, pois os artigos citados ou pertenciam a um ano fora do período de pesquisa ou já se encontravam dentre os 62 restantes. Dentre os artigos permanentes 32 tratavam da prótese desenvolvida pela Universidade de Vandelbilt, 7 referente a prótese AMPRO, 9 a prótese desenvolvida por PKP e os

outros 14 artigos estão divididos entre 8 outros tipos de próteses. Foram descartados 14159 artigos pelos critérios de exclusão.

4.4.1 Prótese desenvolvida pela Universidade de Vanderbilt

Dentre as próteses em desenvolvimento esta é a prótese mais citada quando se fala de próteses transfemorais ativas. É uma prótese de joelho tornozelo e vem se aprimorando desde antes 2013 até os dias atuais, estando em sua segunda geração (Figura 38). Todos os 32 artigos relacionados a ela abordam de forma rápida os componentes que a compõe, no entanto cada um possui um objetivo diferente.

Figura 38 - Prótese desenvolvida pela Universidade de Vanderbilt com encaixe adaptado.



Fonte: SPANIAS, SIMON et al, 2017.

Utiliza como base de lógica de controle uma máquina de estados finitos, em que cada estado possui uma impedância própria (LAWSON, VAROL et al, 2013; LAWSON, SHULTZ et al, 2013). Este modelo de controle foi utilizado tanto no projeto de uma prótese para amputados unilaterais (LAWSON, VAROL et al, 2013) como no projeto para amputados bilaterais (LAWSON, SHULTZ et al, 2013; LAWSON et al, 2015) com o intuito de disponibilizar vários tipos de deambulações, como andar, subir/descer escada e subir/descer rampa (SIMON et al, 2013; FEY et al, 2013;

SIMON et al, 2014; LEDOUX et al, 2015). Sendo testado em amputados unilaterais e nos pesquisadores com próteses com encaixe adaptado (SIMON et al, 2013; LAWSON, SHULTZ et al, 2013).

A lógica de controle em cada artigo foi testada de modos diferentes buscando sempre a melhoria da marcha, no entanto sua parte mecânica pouco se alterou, 2 motores DC sem escovas, um sensor inercial, dois sensores de força, 9 canais de EMG (eletromiografia) e um microcontrolador PIC32MX575F512L (LAWSON, VAROL et al, 2013; LAWSON, SHULTZ et al, 2013; LENZI et al, 2014), sendo que ora acrescentado ora retirado apenas os 9 canais de EMG.

Primeiramente testaram se o controle seria melhor utilizando o ângulo do joelho ou a carga por ele sofrida (GREGG et al, 2013), depois adicionaram a utilização de nove canais de eletromiografia (HARGROVE et al, 2013; SPANIAS et al, 2015) e uma Rede Bayseana Dinâmica (RBD) para classificar os sinais mioelétricos e mecânicos e testaram em amputados (YOUNG et al, 2013; SIMON et al, 2016). Após essa fase implementaram um modo de aprendizagem dessa rede neural utilizando um robô bípede de cinco elos (AGHASADEGHI et al, 2013).

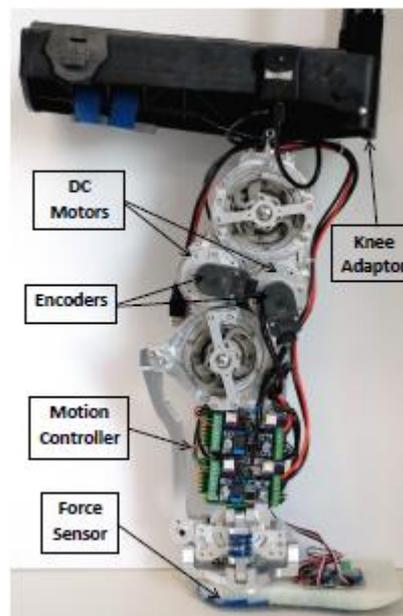
Posteriormente propôs-se um controle com base na quase rigidez da perna intacta em conjunto com a intenção de movimento do usuário (LENZI et al, 2014; YOUNG et al, 2014; LAWSON et al, 2014; LENZI et al, 2014; INGRAHAM et al, 2015; SIMON, KIMBERLY et al, 2016). Testando ainda a possibilidade de variação de velocidade da marcha (YOUNG, KUIKEN et al, 2014), restrições virtuais para identificação das fases da marcha (GREGG et al, 2014; YOUNG, SIMON et al, 2014), reconhecimento de padrões utilizando EMG e os sensores mecânicos (SPANIAS et al, 2015), controle de corrida e caminhada utilizando o reconhecimento de padrões com EMG e sensores mecânicos (SHULTZ et al, 2015), sistema de classificação de marcha treinado com dados de oito voluntários amputados (YOUNG et al 2016), treinamento de reconhecimento de padrões da RDB (SPANIAS et al, 2016), esforço metabólico ao subir escadas com três voluntários amputados (LEDOUX et al, 2017), algoritmo adaptativo de controle com RDB (SPANIAS et al, 2017; SIMON, SPANIAS et al, 2017; SPANIAS, SIMON et al, 2017), andar de bicicleta com a prótese (LAWSON et al, 2017) e transições suaves da marcha com a Rede Bayseana Dinâmica (SIMON et al, 2017).

De modo geral é uma prótese robusta que possui como principal ponto positivo as variedades de movimentos propostos e como principal desvantagem o peso e a fonte energética necessária que é de 30 V

4.4.2 AMPRO

A prótese AMPRO está em sua terceira geração (Figura 39) e assim como a de Vanderbilt é uma prótese de joelho-tornozelo. Esta prótese surgiu, em 2015, após o grupo de pesquisa ter realizado o projeto do robô bípede, de cinco elos, chamado de AMBER (ZHAO et al, 2015) e tendo solidificado a estratégia de controle do mesmo passaram a utilizar um controle semelhante na prótese desenvolvida. Este controle tem base numa rede neural adaptativa para modelos não lineares (ZHAO et al, 2015). O emprego de EMG se deu em sua última versão e tem por objetivo assim como a prótese de Vanderbilt ajudar na transição de movimentos, tornando os movimentos mais suaves.

Figura 39 - Terceira versão da prótese AMPRO.



Fonte: ZHAO et al, 2017.

Possui em sua primeira versão, AMPRO 1, o controle da marcha na subida/descida de escada, o reconhecimento de intenção de movimento e os seguintes componentes: dois motores DC sem escovas, sensor de força, sensor

inercial, encoder e microcontrolador a Bigle Bone Black (ZHAO et al, 2015; ZHAO et al, 2015). Testou-se ainda na AMPRO I a otimização em tempo real do controle com base nas trajetórias prováveis realizada pelo joelho durante a caminhada e com base nos pontos de contato (ZHAO, HORN et al, 2015; ZHAO et al, 2016).

Na sua segunda versão, AMPRO 2, houve uma reorganização dos componentes o que reduziu o peso da prótese de 5 Kg para 3 Kg, além do acréscimo do sinal de EMG. Seu controle permite que a mesma seja utilizada em terrenos diferentes e assim como a de Vanderbilt a inserção do EMG foi feita para permitir uma transição mais suave da marcha (PAREDES et al, 2016).

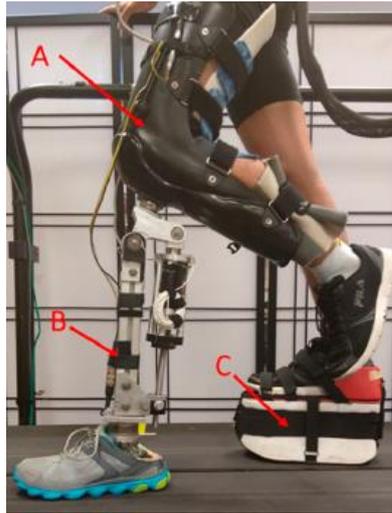
Na AMPRO 3, terceira versão da prótese, a base de controle foi alterada, em vez de um controlador foram utilizados dois um de passividade robusta e um deslizante robusto que foi testado na caminhada. Este controlador foi proposto como alternativa para o controle de impedância variável que é o mais utilizado (AZIMI et al, 2017). Utiliza dois motores DC, um sensor inercial, dois sensores de força e uma bateria Li-Po de 9 células (33,3 V), 3900 mAh (ZHAO et al, 2017).

De modo geral é uma prótese robusta que tem como principal vantagem o teste da utilização de controles distinto do tradicional. É uma prótese que ainda está caminhando para a variedade de movimentos, nesse primeiro momento foi apresentada apenas a caminhada e não foram feitos testes em voluntários. Tem como principal desvantagem o tamanho da bateria e sua necessidade energética.

4.4.3 PKP

A prótese PKP (Figura 40), assim como a de Vanderbilt se utiliza de uma máquina de estados finitos com controle de impedância em conjunto com a lógica fuzzy (WANG et al, 2013), sendo desenvolvida em 2013 e estando em aprimoramento até os dias atuais. Possui um motor de corrente contínua, potenciômetro, sensor de carga e é controlado por um computador desktop (WANG et al, 2013).

Figura 40 - Prótese PKP com encaixe adaptado.



Fonte: LIU et al, 2017.

Em 2014, foi inserido na PKP, 7 canais de EMG posicionados no reto femoral, vasto lateral, vasto medial, bíceps femoral, sartorius, semitendinoso e adutor magnus (ZHANG et al, 2014; LIU et al, 2017). Utilizou-se ainda a intenção de movimento como parâmetro de controle e uma rede neural. Este modelo foi testado em voluntários que realizaram os seguintes movimentos: andar em nível, subir/descer rampa e sentar (ZHANG et al, 2014; ZHANG et al, 2014; HUANG et al, 2016). Depois foi investigado os erros de reconhecimento do modo de locomoção e a estabilidade (ZHANG et al, 2015, ZHANG et al, 2016).

Testou-se ainda um controle adaptativo em conjunto com a máquina de estado finito que tem como função configurar automaticamente os parâmetros de controle (WEN et al, 2016). Foi acrescentado um medidor de distância laser para identificar o reconhecimento de terreno (LIU et al, 2016).

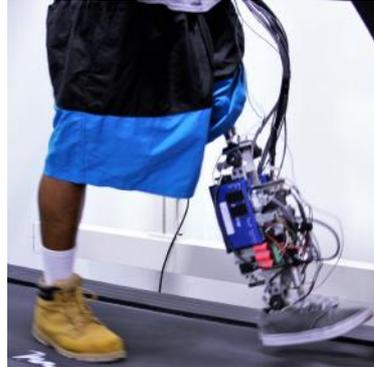
A PKP é uma prótese robusta que tem como principal vantagem e desvantagem o processamento da prótese, tendo em vista que é feita por um computador desktop. A vantagem é que o processamento é feito de forma rápida e a desvantagem é que é pesado e pouco móvel, com muitos cabos atrelados.

4.4.4 Prótese da Universidade do Texas em Dallas (UTD)

A prótese da UTD tem seu primeiro artigo publicado em 2016. E assim como as demais é uma prótese de joelho tornozelo (Figura 41). Tem um único controlador,

um sensor inercial, dois motores de corrente contínua, um encoder óptico de alta resolução e um sensor de carga. Seu controlador é baseado numa máquina de estados finitos com controle adaptativo (QUINTERO et al, 2016).

Figura 41 - Prótese da Universidade do Texas em Dallas.



Fonte: VILLARREAL et al, 2017.

Possui várias velocidades de caminhada, pesa 4,8 Kg e foi testada em um voluntário (QUINTERO et al, 2016). O controle utiliza ainda a angulação do quadril para controlar os movimentos rítmicos e não rítmicos (VILLARREAL et al, 2017).

É uma prótese aparentemente bem robusta e completa, no entanto acredita-se que assim como a anterior possui um processamento externo, devido a quantidade de fios que aparece na Figura 41, o que é uma desvantagem. Como é uma prótese relativamente recente e está em desenvolvimento ainda irá se modificar.

4.4.5 Prótese da Universidade de Brasília (UnB)

A prótese confeccionada pela UnB (Figura 42), apesar de não ter publicado recentemente nenhum artigo é uma prótese que vem sendo desenvolvida desde antes 2005, quando a primeira proposta de prótese foi confeccionada e apresentada no trabalho de conclusão de curso de Cascão Jr., de título “Prótese Mecânica para Reabilitação Robótica”. Atualmente a prótese produzida pela UnB no grupo de pesquisa LARA é totalmente distinta da apresentada por Borges, sendo mais leve e trabalhando de forma dinâmica. Dentre as apresentadas nesta revisão é sem dúvida a que utiliza a menor bateria (11, 4 V) e a menor quantidade de sensores (um amortecedor magneto-reológico, um microcontrolador, um encoder, um sensor inercial e um sensor de força).

Figura 42 - Prótese desenvolvida pela Universidade de Brasília.



Fonte: OCHOA-DIAZ et al, 2014.

Esta prótese foi testada em um voluntário e assim como as próteses apresentadas anteriormente utiliza o controle baseado na máquina de estado finito (OCHOA-DIAZ et al, 2014). É uma prótese que possui como grande vantagem a não utilização de motores que causa uma queda de necessidade energética no sistema e desse modo uma diminuição da bateria. E como desvantagem a falta de dados referentes a resultados de testes.

4.4.6 Prótese PBK

A prótese PBK (Figura 43) traz um conceito totalmente diferente das outras, tendo em vista que utilizaram como sinal biológico o EEG (eletroencefalografia) para classificar os movimentos realizados. Possui um hardware de fonte aberta para aquisição de EEG/EMG (BAI et al, 2015). Apesar dos autores afirmarem que obtiveram resultados satisfatórios percebe-se que houve dificuldade por parte do usuário em se concentrar para pensar nas ações a serem realizadas (BAI et al, 2015; INUZUKA et al, 2016).

Figura 43 - Prótese PBK.



Fonte: INUZUKA et al, 2016.

Esta prótese possui 7 canais de EEG/EMG, um bluetooth e um sensor inercial. Foi testada no movimento de subida/descida de escada (BAI et al, 2015). É uma prótese que no momento atual possui como desvantagem o controle via EEG, mas que talvez no futuro com o avanço da tecnologia está desvantagem se torne uma vantagem.

4.4.7 Prótese da Universidade de Clarkson nos Estados Unidos

A prótese desenvolvida pela Universidade de Clarkson (UC), assim como a de Vanderbilt e a AMPRO se utiliza de sinais EMG como modo de tornar as transições entre os estados de forma suave (Figura 44). Seu controle é feito com base na impedância variável que estabelece dois estágios da marcha: o balanço e o apoio (DAWLEY et al, 2013; CANINO et al, 2016).

Figura 44 - Prótese da Universidade de Clarkson nos Estados Unidos.



Fonte: CANINO et al, 2016.

Esta prótese possui um motor de corrente contínua, um potenciômetro rotativo, uma célula de carga, um sensor de pressão, um computador portátil e 5 canais de EMG localizados no reto femoral, vasto lateral, vasto medial, bíceps femoral e semitendinoso. Pesa 3.5 Kg sem o soquete e 5,7 Kg com o encaixe (DAWLEY et al, 2013).

É uma prótese que ainda pretende validar o modo de controle e está em desenvolvimento buscando aprimorar sempre o controle da marcha.

4.4.8 CYBERLEG

Os autores da Cyberleg acreditam que a inserção de sinais biológicos pode afetar a classificação do estado, no entanto seu último modelo de prótese (Cyberleg-beta, Figura 45) utiliza sensores de aquisição de EMG como parâmetro para um controle baseado numa máquina de estados finitos associada a lógica Fuzzy, que tem como premissa a não existência de 0 ou 1 e sim de valores intermediários para os acionamentos (PARRI et al, 2017).

Figura 45 - Prótese Cyberleg-beta.



Fonte: PARRI et al, 2017.

A Cyberleg-alfa é uma prótese de joelho tornozelo com dois graus de liberdade. Possui 5 sensores inerciais, sensores de pressão e sensor de EMG. Utiliza como controle a máquina de estados finitos que tem como parâmetro de entrada o sinal EMG e os ângulos da articulação do quadril (AMBROZIC et al, 2014).

A Cyberleg-beta possui os mesmos sensores da alfa, mas sua estrutura é diferente. Tem como unidade de controle um FPGA e seu sistema é capaz de identificar intenção de movimento do usuário (FLYNN et al, 2015; PARRI et al, 2017). Foi testada para realizar o movimento de andar, subir/descer escada e sentar/levantar da cadeira (PARRI et al, 2017).

É uma prótese robusta que possui como principal desvantagem a utilização de uma mochila, onde é carregado um computador para processamento dos sinais. No entanto possui como vantagem a utilização de FPGA que permite o processamento de dados de forma paralela.

4.4.9 Prótese RIC

A prótese RIC é um modelo híbrido de prótese, pois ora funciona como uma prótese puramente passiva ora como uma prótese ativa (Figura 46). Possui dois motores de corrente contínua, duas células de carga, encoder óptico e conjunto de molas (LENZI et al, 2015). O controle passivo não necessita de energia e é utilizado em atividades que não necessitem de muito torque, enquanto que o controle ativo precisa de uma fonte externa de energia.

Figura 46 - Prótese RIC com encaixe adaptado.



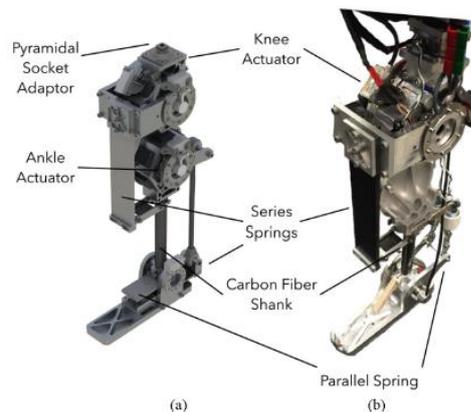
Fonte: LENZI et al, 2017.

Possui como principal vantagem o fato de que se a bateria acabar o usuário continuará utilizando a prótese, só não será capaz de realizar atividades que utilizem um grande torque. Não comenta os métodos de controle.

4.4.10 Prótese Thatte et al. e Inue et al

A prótese desenvolvida por Thatte et al diferente das outras se utiliza de músculos virtuais para controlar a prótese, que junto com os sensores inerciais e de força classificam a posição da prótese, identificando desta forma em qual fase da marcha a pessoa se encontra (Figura 47). Esse tipo de prótese foi testada somente em um robô que simula a marcha humana (THATTE et al, 2016).

Figura 47 - Prótese desenvolvida por Thatte et al.



Fonte: THATTE et al, 2016.

Já a prótese desenvolvida por Inue et al, não aborda sobre a técnica de controle empregada, apresentando somente a parte mecânica e eletrônica da prótese (Figura 48). Possui como sensores um potenciômetro e sensores inerciais (INOUE et al, 2016).

Figura 48 - Prótese desenvolvida por Inoue et al.



Fonte: INOUE et al, 2016.

4.4.11 Discussão sobre as próteses em desenvolvimento

De modo geral há grande dificuldade de inserção dessas próteses no mercado, primeiro devido ao peso, aproximadamente 5 Kg (com o conjunto joelho- tornozelo), e segundo porque com exceção da prótese fabricada pela UnB, PBK, RIC e Cyberleg todas são alimentadas via cabo a uma fonte superior 20V e seus dados são processados utilizando um computador externo, tornando inviável a saída desses equipamentos do laboratório.

A prótese de RIC apesar de não estar presa aos cabos possui uma mochila com peso em média de 3 Kg, onde se encontram as baterias e um computador portátil, obrigando desse modo o usuário a estar preso ao carregar obrigatoriamente esta mochila, está prótese ainda utiliza sensores inerciais em ambas as pernas para classificar a fase da marcha.

Logo, pretende-se neste trabalho utilizar a menor quantidade de material e componentes na confecção de uma prótese ativa, visando principalmente a redução de peso, custo e de demanda energética.

Um resumo das características, como: atuador, microcontrolador/microprocessador e sensores estão apresentados na Quadro 3.

Quadro 3 - Características das próteses em desenvolvimento.

	Atuador	Microcontrolador/ Microprocessador	Sensores	Bateria
Vanderbilt	Motor DC sem escovas	PIC32MX575F512L	Sensor de força; UMI; sensor de ângulo; e 9 EMG.	30 V – 3300 mAh
AMPRO3	Motor DC sem escovas	Beagle Bone Black	Sensor de força; IMU; EMG; encoder.	33,3 V – 3900 mAh

PKP	Motor DC	Desktop CPU 2,8 GHz e 4 GB de RAM	Sensor de força; potenciômetro; EMG.	24 V
UTD	Motor DC sem escovas	dSPACE DS1007 Freescale OorIQ P5020, dual core, 2 GHz.	IMU; sensor de força; encoder.	
UnB	Amortecedor	Teensy 3.0	IMU; Wireless (XBee); encoder;	11.1 V – 1450 mAh
PBK	Motor DC	AT32 Atmel AVR	EEG (eletroencefalografia); IMU;	_____
Universidade Clarkson	Motor de DC com escovas	NI-DAQ-6036E	EMG; potenciômetro; sensor de força;	_____
CYBERLEG	Motor DC	sbRIO-9632 (FPGA)	IMU; sensor de pressão; wireless (WSA)	_____
RIC	Motor DC	MyRIO 1900 (FPGA)	Sensor de força; IMU.	_____
Nitish et al	Motor DC sem escovas		IMU; encoder.	_____
Inue et al	Motor DC	Arduino Due	IMU; potenciômetro;	-----

5 DESENVOLVIMENTO DA PRÓTESE

O objetivo desse projeto de pesquisa é apresentar um protótipo de prótese de joelho ativa para humanos que possuam amputações ou do tipo desarticulação de joelho ou transfemorais. Como as demais próteses ativas analisadas, esta prótese também possui uma parte mecânica, uma eletrônica e uma computacional. Sendo que a parte mecânica é composta pelo atuador e pela estrutura física; a parte eletrônica pelos sensores (dois acelerômetros e um sinal de EMG) e pela placa de processamento; e pôr fim a parte computacional que diz respeito ao *software (firmaware)* que faz o processamento dos dados fornecidos para controlar o atuador de forma adequada.

Para testar a prótese desenvolvida foram adicionados um pé do modelo SACH (Figura 49), normalmente distribuído pelo SUS, e um tubo adaptador da empresa Ottobock, além de um encaixe adaptado, que será apresentado mais adiante.

Figura 49 - Pé protético modelo SACH da Ottobock.



Fonte: Ottobock, 2016.

Neste capítulo serão apresentar os materiais utilizados ao longo do desenvolvimento do protótipo, e algumas dificuldades encontradas durante este processo.

5.1 PROJETO MECÂNICO DA PRÓTESE

O projeto mecânico da prótese é de fundamental importância pois além de ser responsável pela movimentação do joelho também é a parte de sustentação da

prótese. É dividida entre o projeto do encaixe, Onshape, amortecedor magneto reológico e projeto físico.

O encaixe é o componente que faz a ligação entre o usuário e a prótese propriamente dita. Sendo muito importante sua confecção, pois caso seja mal confeccionada pode vir a machucar o usuário, causando traumas físicos e psicológicos importantes. Desse modo, neste primeiro momento, de trabalho em laboratório, optou-se por não dar entrada em solicitação ao conselho de ética para a liberação de teste em pacientes amputados. Pois, acredita-se que nesta etapa do desenvolvimento o paciente amputado poderia sofrer riscos, estando submetido a procedimentos totalmente experimentais.

A confecção do encaixe adaptado foi realizada pela Oficina de Próteses e Órteses da Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD) do Recife, sendo similar aos encaixes adaptados que são apresentados nas Figura 38, 39, 40, 43, 46 e 48.

No primeiro protótipo do encaixe, Figura 50 à esquerda, tentou-se fazer o apoio da perna um pouco mais curto do que os que foram apresentados nas figuras já mencionadas, no entanto o peso que a perna faz traz dificuldade para a manutenção do equilíbrio. Sendo assim, foi confeccionado um segundo protótipo, Figura 50 à direita, que corrige os problemas apresentados anteriormente.

Figura 50 - Modelos de encaixe. À direita primeiro protótipo de encaixe e à esquerda o segundo protótipo de encaixe.



Fonte: A autora.

As principais dificuldades da confecção desses encaixes foram:

- A fabricação do molde, pois é necessário engessar a perna na posição flexionada em 90° e esperar o gesso secar um pouco para retirá-lo. No entanto

a retirada do gesso é complicada justamente pelo seu formato, necessitando atenção da pessoa que faz o molde para não o danificar;

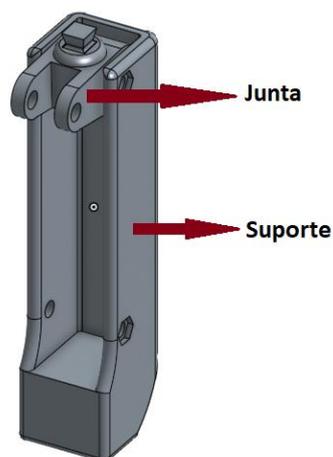
- O material utilizado na confecção do encaixe e o seu formato, pois a primeira versão é toda em fibra de vidro e a segunda não, devido ao seu formato ser maior quando comparada com a primeira;
- O alinhamento do encaixe com a prótese, pois é uma ação personalizada feita por uma pessoa especializada na AACD.

Para o projeto mecânico foi utilizado o site onshape.com que possibilita projetos em 2D e 3D auxiliado no computador. Os projetos realizados nesse site são salvos na nuvem, de forma pública (gratuito) ou de forma privada (paga). O projeto público pode ser visto por qualquer pessoa cadastrada no site, enquanto que o projeto privado só pode ser visto por quem o fez.

O site disponibiliza ainda vídeos tutoriais em inglês para o usuário aprender a utilizar as ferramentas existentes. No entanto para quem sentir dificuldade em utilizá-las mesmo assistindo aos vídeos da página, existem outros tutoriais no site youtube.com, como o do RoboTzoando, que apresentam exemplos de como fazer algumas peças e de como utilizar as ferramentas disponibilizadas no site.

O onshape foi escolhido para realização do projeto das peças (Figura 51) por ser gratuito, de fácil aprendizado e utilização, quando comparado com outros softwares de desenho assistido por computador (CAD). Além da possibilidade de simulação do peso das peças, da movimentação em conjunto de todas as partes e da possibilidade de imprimir o projeto em uma impressora 3D.

Figura 51. Projeto desenvolvido no OnShape.



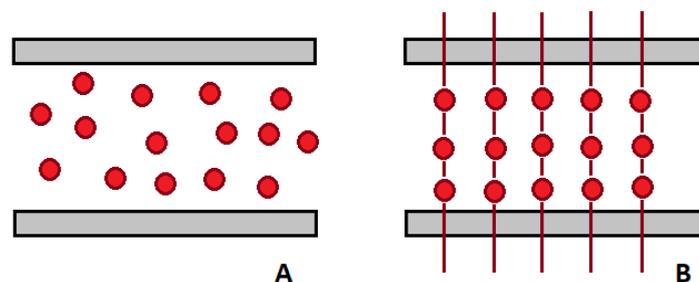
Fonte: A autora.

Para o desenvolvimento de uma prótese microcontrolada dinâmica, torna-se necessário algum tipo de atuador. Entre os principais atuadores existentes no mercado e que poderiam ser utilizados neste projeto para movimentar a prótese de joelho ativo, estão os: motores de corrente contínua e amortecedores hidráulicos, pneumáticos e magneto-reológico. Neste projeto, foi escolhido o amortecedor magneto-reológico. Esta decisão levou em conta principalmente o fator energia, pois quanto maior a necessidade energética desse atuador maior seria a potência da bateria, para mantê-lo em funcionamento durante um determinado intervalo de tempo, e conseqüentemente tornando a prótese muito mais pesada.

O amortecedor magneto-reológico é um atuador linear, do tipo hidráulico e com fluido magneto reológico. Os fluidos magneto-reológicos (MR) são fluidos capazes de mudar suas características reológicas quando submetidos a um campo magnético induzido, ou seja, são capazes de mudar sua viscosidade, escoamento do material, fluxo de material, entre outros quando um campo magnético se aproxima, porém quando não há presença do campo magnético o fluido se comporta como um fluido Newtoniano, em que a tensão é diretamente proporcional à taxa de deformação (PASCHOAL, 2011; ROCHA, 2015).

Os fluidos MR são compostos por um óleo inerte à base mineral ou à base de silicone e partículas magnetizáveis (cerca de 20% a 40% do volume do fluido). Tais partículas, quando o fluido sofre uma ação de um campo magnético externo, formam colunas paralelas às linhas de fluxo do campo o que torna o fluido aparentemente mais viscoso (Figura 52). E quanto maior for o campo induzido maiores serão essas estruturas formadas até que ocorra a saturação (PASCHOAL, 2011; ROCHA, 2015).

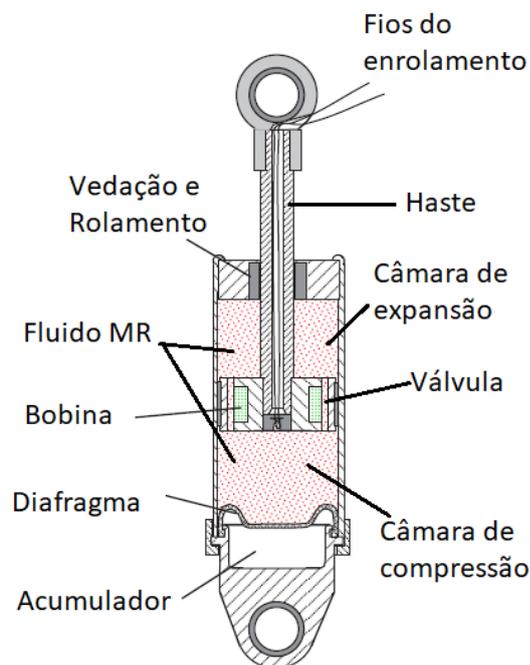
Figura 52 - Disposição das partículas no fluido. A) partícula sem a ação do campo magnético e B) partículas alinhadas devido ao campo magnético.



Fonte: A autora.

Os amortecedores magneto-reológicos possuem o formato semelhante aos amortecedores hidráulicos tradicionais, ou seja, possuem haste, embolo, câmara de expansão, câmara de compressão, acumulador e válvula, a única diferença é que além disso ainda possuem bobinas próximas as válvulas. E quando uma corrente elétrica passa pelo fio que forma a bobina provoca um campo magnético induzido ao seu redor (Lei de Biot-Savart) e este campo polariza as partículas próximas dificultando a passagem do fluido da câmara de compressão para a câmara de expansão e vice-versa (Figura 53) (ROCHA, 2015).

Figura 53 - Representação do amortecedor magneto-reológico.



Fonte: DYKE et al, 1996.

A posição inicial de um amortecedor é com a haste para fora do cilindro, e com o embolo encostado a vedação do cilindro. Quando uma força é aplicada na haste, no sentido de empurrar a haste para dentro do cilindro, e as bobinas estão ativas, há uma maior resistência do fluido que está na câmara de compressão passar pelas válvulas e ir para a câmara de expansão e quando esta força deixa de ser aplicada a haste volta a posição inicial. Este movimento de retorno se dá devido a existência do acumulador em conjunto com o diafragma, que funcionam como uma mola (quando o fluido MR que é incompressível recebe a ação da força, empurra o diafragma e

comprimi o gás existente dentro do acumulador, como o gás está previamente pressurizado a força exercida para comprimi-lo é devolvida fazendo com que o embolo seja empurrado na direção contrária) (PASCHOAL, 2011; ROCHA, 2015).

O amortecedor selecionado foi o RD-8040-1 da Lord (Figura 54), pois este dispositivo possui dimensões compatíveis com os amortecedores utilizados em próteses comerciais, além de já ter sido utilizado em pesquisas de outras próteses.

Figura 54. Amortecedor Lord RD-8040-1.



Fonte: LORD, 2009.

As principais características de funcionamento deste componente são:

- a) Tensão de alimentação máxima 12 V DC;
- b) Corrente contínua por 30 s de 1 A;
- c) Corrente intermitente 2 A;

A aquisição deste componente foi outra dificuldade do projeto, pois durante a pesquisa para encontrar um dispositivo comercial que atendesse os requisitos necessários apenas o fornecido pela empresa Norte Americana Lord foi compatível com as necessidades da prótese. Logo, foi necessário importar este componente, que devido a burocracia para importação levou mais de 45 dias para chegar, acarretando consequentemente em atraso no andamento da construção do protótipo.

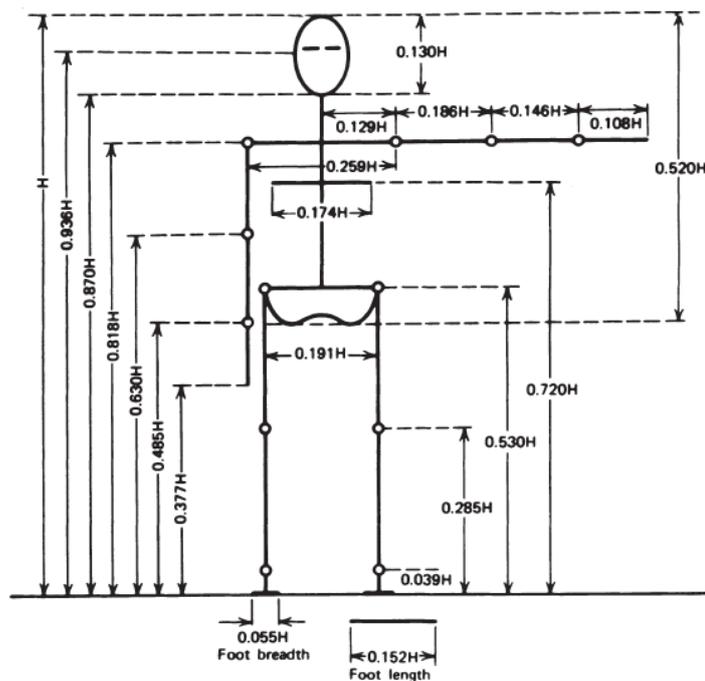
Nos anexos 1 e 2 estão apresentadas as especificações técnicas, como dimensões e peso, do amortecedor RD-8040-1 da Lord.

Antes do início do desenho do projeto foi necessário aprender a utilizar a ferramenta CAD escolhida e decidir o tipo de Joelho que seria projetado (monocêntrico ou policêntrico). Nesta pesquisa foi optado pelo Joelho monocêntrico, ou seja, com

apenas um grau de liberdade. Devido a sua simplicidade de movimentação e consequentemente simplicidade no projeto.

A prótese foi desenvolvida a partir das dimensões da perna de uma pessoa 1.60 m de altura, ou seja, aproximadamente 0.46 m de altura do chão até a articulação do joelho (conjunto joelho projetado, tubo adaptador e pé protético). Essa medida antropométrica está de acordo com o proposto por Winter em *Biomechanic and Motor control of Human Movement* (1990), apresentado na Figura 55 (WINTER, 1990).

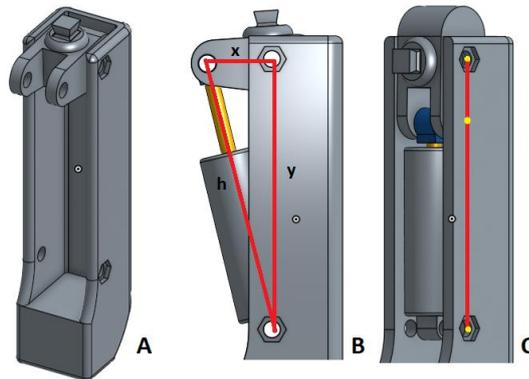
Figura 55. Dados Antropométricos do Corpo Humano. Onde H significa a altura da pessoa.



Fonte: WINTER, 1990.

O primeiro desenho do projeto é apresentado na Figura 56 A. A qual foi idealizada observando as próteses existentes no mercado. Quanto as medidas utilizadas foram baseadas nas especificações fornecidas pela empresa Lord (Anexo 1 e 2). A Figura 56 B, representa a posição dos componentes quando o joelho estiver na posição estendida e a Figura 56 C, quando o joelho estiver flexionado.

Figura 56. A): primeiro desenho do projeto; B) posicionamento dos componentes com o joelho estendido, onde x , y e h representam as distancias entre os furos; e C) posicionamento dos componentes com o joelho flexionado.



Fonte: A autora.

Para dimensionar as distâncias entre os furos foram feitos os seguintes cálculos:

$$h^2 = x^2 + y^2 \quad (5.1)$$

onde:

h = é a medida do amortecedor com a haste estendida (209 mm).

x = é a distância entre os furos da peça menor.

y = é a soma de x mais a medida do amortecedor com a haste recolhida ($x + 153$ mm).

Substituindo os valores na equação 5.1:

$$209^2 = x^2 + (x + 153)^2 \quad (5.2)$$

Resolvendo a equação encontramos os seguintes valores: $x \cong 50$ mm e $y \cong 203$ mm

Para a usinagem das peças o material escolhido foi o alumínio por ser um metal leve e barato quando se comparado com o aço e suficientemente resistente para suportar a carga à qual será submetido. Após a escolha do material surgiu um outro problema, pois para as dimensões escolhidas não existia comercialmente um tarugo (barra de seção quadrada ou circular que pode ser maciça ou oca) que fosse viável para fabricação do primeiro protótipo. Com isso foi optado por ajustar as dimensões do projeto para se adequar aos materiais comerciais vendidos na região. Para tanto foi confeccionado na impressora 3D o protótipo da junta desenvolvida (Figura 57), visando buscar o tarugo que mais se adequasse ao projeto. Por fim escolheu-se um

tarugo oco de seção quadrada de 50 mm de lado e espessura de 3 mm e um tarugo maciço de seção quadrada de 50 mm de lado.

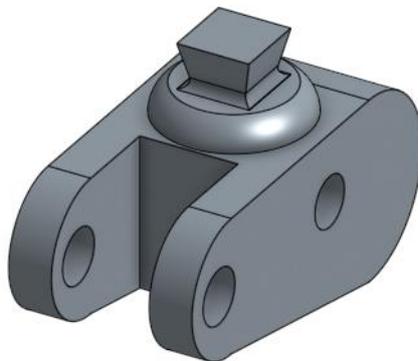
Figura 57. Junta impressa em 3D.



Fonte: A autora.

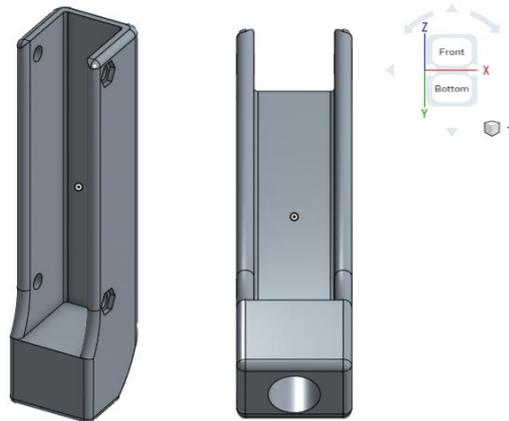
Foram usinadas duas peças de acordo com as projetadas no OnShape (Figura 58 e 59). Sendo que a apresentada na Figura 56 é conectada ao encaixe e mecanicamente é chamada de junta, pois faz a ligação do encaixe com o restante da perna e é capaz de movimentar-se. A Figura 59 é o corpo e dá sustentação ao amortecedor, esta peça é conectada ao tubo adaptador que por sua vez está conectado ao pé SACH.

Figura 58. Peça 1, junta.



Fonte: A autora.

Figura 59. Peça 2, corpo do joelho.



Fonte: A autora.

Na Figura 60, é apresentada a composição das peças usinadas, o corpo da prótese e a junta, com o amortecedor magneto-reológico.

Figura 60. Configuração mecânica da prótese, com a haste estendida do amortecedor.



Fonte: A autora.

5.2 PROJETO ELETRÔNICO DA PRÓTESE

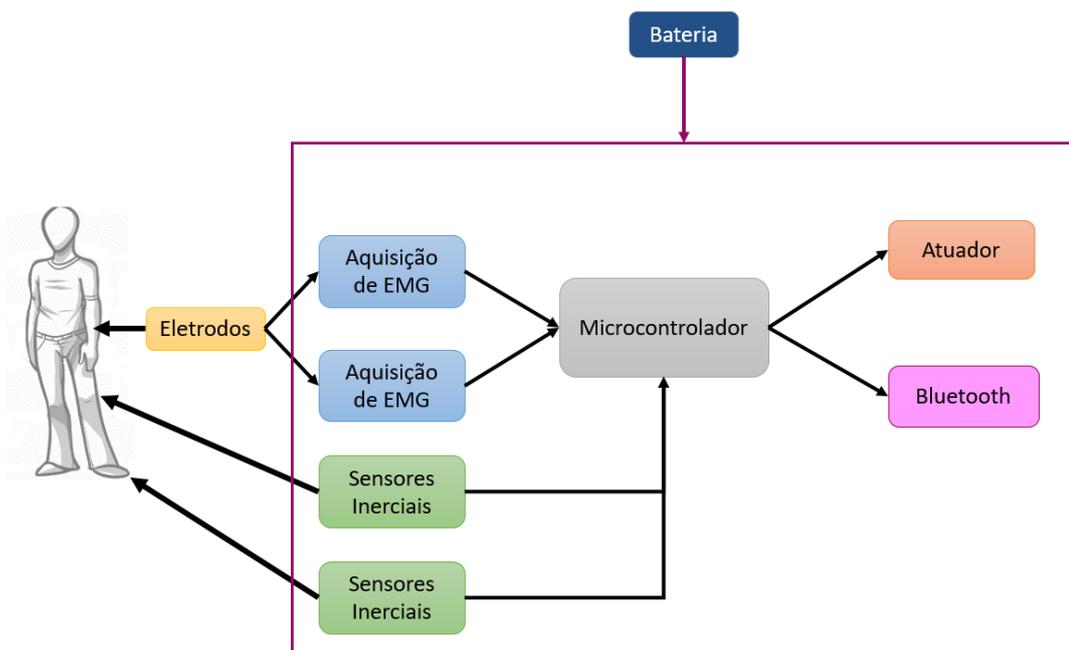
Em um projeto eletrônico é de fundamental importância seguir alguns passos para garantir um resultado de qualidade. São eles: especificação dos componentes que serão utilizados; elaboração de esquemático; montagem e prototipagem; realização de testes e ajustes se necessários; e pôr fim a validação do projeto.

Nesta seção serão apresentadas todas as etapas seguidas, desde a escolha dos componentes até sua disposição no projeto que será apresentado. Este, por sua

vez, ainda não é o projeto final e sim o primeiro protótipo, pois devido a multidisciplinaridade e complexidade deste trabalho acredita-se que ajustes deverão ser realizados posteriormente. Para tanto foi criado um projeto básico, mas que possibilita expansão do projeto.

Tendo em vista facilitar o entendimento do projeto eletrônico, primeiro será apresentado um diagrama de blocos de todo o sistema mostrando as disposições dos componentes no sistema (Figura 61). E depois será apresentado os componentes escolhido para cada bloco. Os eletrodos e sensores inerciais estão fixados no corpo humano, sendo que os eletrodos enviam seus sinais para o módulo de aquisição de EMG e estes junto com os sensores inerciais enviam os sinais para o microcontrolador. O microcontrolador por sua vez processa os sinais de acordo com sua lógica de controle e envia sinais para o atuador e/ou bluetooth. A bateria alimenta todo o circuito dentro do quadrado roxo.

Figura 61 - Diagrama de blocos



Fonte: A autora.

5.2.1 MSP 430G2553

Como unidade de controle resolveu-se utilizar o microcontrolador MSP430G2553 da Texas Instruments, por ser um chip versátil e que possui

principalmente um baixo consumo de energia, sendo esta última característica de extrema importância para o projeto. O MSP430G2553 possui como principais características:

- a) Baixa tensão de alimentação 1.8 V a 3.6 V;
- b) Baixo consumo de energia:
 - a. Modo ativo: 230 μ A a 1MHz, 2.2 V;
 - b. Modo de espera: 0.5 μ A;
 - c. Modo desligado: 0.1 μ A.
- c) Arquitetura RISC (*Reduced Instruction Set Computer*) de 16 bits com 62.2 ns por instrução;
- d) Memória RAM de 512 B;
- e) Memória Flash de 16 KB;
- f) Conversor AD de 10 bits;
- g) Comunicação serial I2C, UART, SPI, IrDA;
- h) 20 pinos que podem ser configurados como entrada e saída;
- i) 2 temporizadores de 16 bits;
- j) 2 portas P1 e P2 de 8 bits configurados separadamente;

Todas as características foram retiradas do datasheet fornecido no site da Texas Instruments de nome “Mixed Signal Microcontroller”. Este microcontrolador, possui ainda várias IDEs (plataforma de programação), como o Energia e o CCS (Code Composer Studio), que são gratuitos e de fácil instalação e que podem ser adquiridos no próprio site da Texas Instruments (TEXAS INSTRUMENTS, 2017).

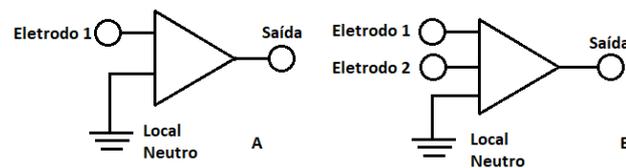
5.2.2 Eletrodos

Existem atualmente dois modos de captar o sinal eletromiográfico, um através de eletrodos externo e outro com eletrodos internos. O primeiro tipo de eletromiografia não é invasivo, os eletrodos ficam em contato com a superfície da pele, enquanto que a eletromiografia utilizando eletrodo internos com agulha é invasiva, pois a agulha é inserida no musculo para fazer a aquisição do sinal (PERRY, V.3, 2005; NODA et al, 2014; HAMIL e KNUTZEN, 2012).

Os eletrodos de superfície mais utilizados atualmente são de cloreto de prata com gel salino, que permitem uma melhor transmissão do sinal. No entanto para uma aquisição com pouca inserção de ruído é necessário que a pele seja limpa com álcool

e a região tenha os pelos removidos, melhorando a interface pele-eletrodo. Os eletrodos de superfície podem ser aplicados em arranjos monopolar ou bipolar (Figura 62, A e B). No monopolar um eletrodo é colocado no músculo que se quer avaliar e um outro eletrodo é colocado sobre uma região eletricamente neutra, enquanto que os bipolares são colocados dois eletrodos sobre o musculo a ser avaliado, com afastamento de aproximadamente 1,5 a 2,0 cm (dependendo do tipo de músculo), e um terceiro eletrodo é colocado numa região eletricamente neutra, neste tipo de arranjo é utilizado um amplificador diferencial, que registra a diferença entre os dois eletrodos, subtraindo o sinal comum aos dois eletrodos, diminuindo desse modo os ruídos de aquisição, além de ser utilizado principalmente em estudos biomecânicos (PERRY, 2005; NODA et al, 2014; HAMIL e KNUTZEN, 2012).

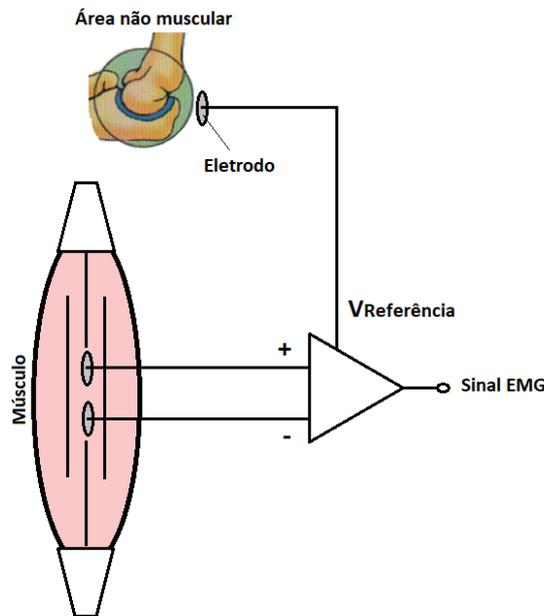
Figura 62 -Arranjo dos eletrodos. A) arranjo monopolar e B) arranjo bipolar.



Fonte: A autora.

O posicionamento dos eletrodos no músculo que se quer avaliar é extremamente importante para uma boa aquisição do sinal. Em geral deve-se posicionar um dos eletrodos registradores no peito do músculo, ou seja, aproximadamente no meio do músculo que está sendo observado, isso se deve principalmente porque é nessa região que há uma maior concentração de fibras musculares (Figura 63), enquanto que o segundo eletrodo deve ser colocado na extremidade do músculo ou a uma distância pré determinada do eletrodo central (1,5 a 2,0 cm por exemplo), o terceiro eletrodo ou eletrodo de referência, no caso da configuração bipolar deve ser colocado nas extremidades dos membros, próximos a ossos,, como por exemplo no cotovelo, ou em local distante ao que está sendo avaliado (HAMIL e KNUTZEN, 2012).

Figura 63. Posicionamento dos eletrodos no músculo.



Fonte: A autora.

5.2.3 Circuito de Aquisição do Sinal Eletromiográfico

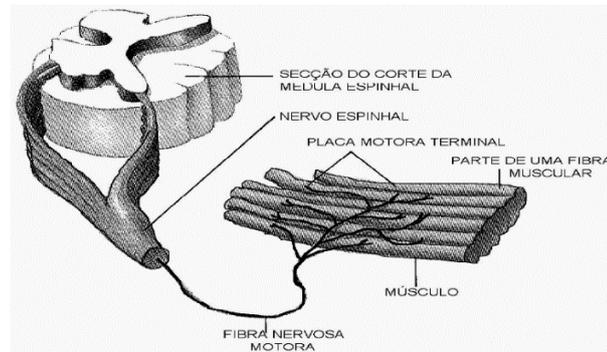
Antes de apresentar o circuito de aquisição será apresentado características do sinal de eletromiografia e como se origina. Este sinal é um método de registro dos potenciais elétricos gerados pelas fibras musculares que permitem a análise das ações musculares através da observação desse sinal elétrico. O estudo da atividade muscular durante a realização de uma determinada tarefa pode revelar qual músculo está ativo, quando iniciam a tarefa e qual sua intensidade e duração (PERRY, 2005; NODA et al, 2014; HAMIL e KNUTZEN, 2012).

O sinal EMG é a soma algébrica de todos os sinais captados na área estudada, contudo este sinal não contém somente os sinais advindos do músculo que está sendo analisado, mas também de ações musculares dos músculos adjacentes, além das interferências provenientes da aquisição, dependendo do equipamento que é utilizado para aquisição dos sinais (interferência elétrica, inserção de ruído pelo cabo e pelo circuito) (PERRY, 2005; NODA et al, 2014; RODRIGUES, 1997).

O sinal eletromiográfico se origina nas células musculares e um conjunto dessas células é chamado de fibras musculares, que estão sob ativação neural direta. O conjunto de fibras musculares mais seu neurônio de ativação constituem uma unidade motora (UM), apresentado na Figura 64. Sendo que o sinal de EMG é

composto por um conjunto de potenciais de ação de uma unidade motoras sobreposta umas às outras (PERRY, 2005; NODA et al, 2014).

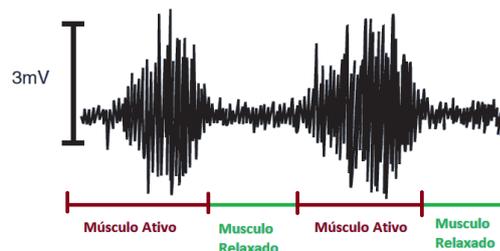
Figura 64 - Representação de uma unidade motora, que é composta por um neurônio e por todas as fibras inervadas por esse neurônio (inclui mais fibras que as representadas).



Fonte: BELTRAMINI, 1999.

A amplitude do sinal EMG varia com diversos fatores, contudo a amplitude aumenta de acordo com a intensidade da contração muscular (Figura 65). Ainda assim, como o sinal é extremamente pequeno, com amplitude em média de $10 \mu\text{V}$ e 5 mV é necessário que o mesmo seja amplificado para poder ser analisado, em média até 1 V . Sua faixa de frequência varia de 10 Hz a 1 KHz , onde músculos pequenos e que possuem uma reposta rápida ao movimento possuem frequências mais altas enquanto que músculos longos possuem frequências menores (PERRY, 2005; NODA et al, 2014; HAMIL e KNUTZEN, 2012).

Figura 65 - Representação do sinal eletromiográfico.

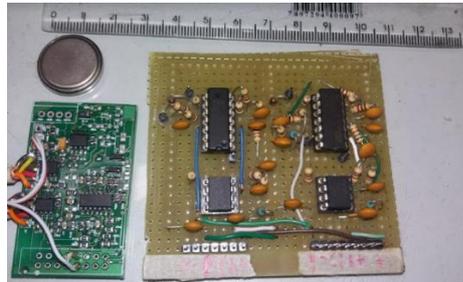


Fonte: adaptado (HAMIL e KNUTZEN, 2012).

A aquisição do sinal biológico, mioelétrico, foi adaptado de uma placa de aquisição com um canal de eletromiografia confeccionada para outro trabalho de mestrado em 2015, por um ex-integrante do grupo de pesquisa GPEB, Souza. A placa

atual possui dois canais de aquisição de sinais de eletromiografia que confeccionada e montada em uma empresa especializada, pois todos os componentes são em SMD (miniaturizados). Primeiramente foi realizado um protótipo em laboratório para testes, utilizando os componentes discretos (Figura 66, direita).

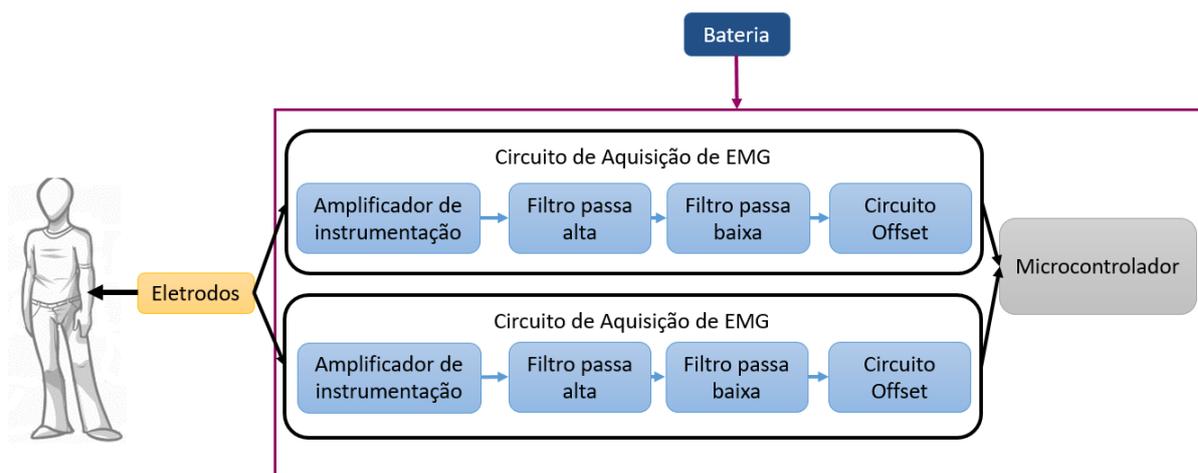
Figura 66. Primeira placa projetada com dois circuitos de aquisição do sinal EMG. A direita placa montada no laboratório e a esquerda placa montada em empresa especializada.



Fonte: A autora.

Cada placa possui dois canais de aquisição, ou seja, dois circuitos idênticos de aquisição de EMG. As arquiteturas de ambas as placas são idênticas, diferindo somente no modelo dos componentes. O circuito de aquisição é composto por dois amplificadores de instrumentação, dois filtros, um passa alta de aproximadamente 7,23 Hz e um passa baixa de 682,87 Hz, e dois circuitos de *offset*, um por canal, como apresentado no diagrama de blocos da Figura 67.

Figura 67 - Diagrama de Blocos do Circuito EMG.



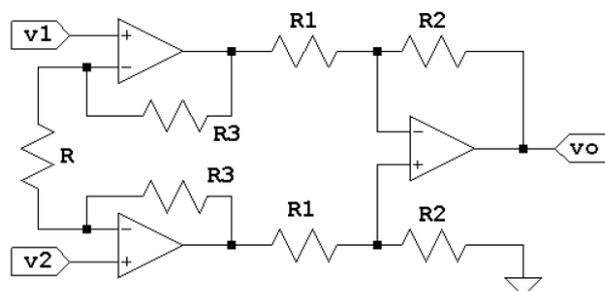
Fonte: A autora.

5.2.3.1 Amplificador de instrumentação

O amplificador de instrumentação é um tipo especial de Amplificadores Operacionais na configuração diferencial (AmpOp), pois é composto por um arranjo de outros amplificadores, que envolvem características bastante distintas quando comparado a um AmpOp de uso comum.

A configuração mais comum de amplificadores de instrumentação é o arranjo com três AmpOp's (Figura 68), divididos em dois estágios. Sendo que o primeiro estágio é composto por dois AmpOp em montagem não inversora e o segundo por um AmpOp em montagem diferencial ou subtrativa. Este modo de amplificador de instrumentação apresenta alta rejeição a tensões de modo comum, ganho elevado em malha aberta, baixa tensão de offset na saída e impedância de entrada (diferencial e de modo comum) elevada em ambas as entradas. Nesta configuração o primeiro estágio é responsável pelo ganho e o segundo estágio pela razão de rejeição de modo comum (Common Mode Rejection Ratio - CMRR) (SOUZA, 2015; RODRIGUES, 1997).

Figura 68. Configuração do amplificador de instrumentação com três amplificadores operacionais.



Fonte: Texas Instruments, 2015.

As principais características que devem ser levadas em consideração na escolha do amplificador de instrumentação são: a razão de rejeição de modo comum e o ganho de tensão diferencial.

A CMRR é a capacidade que o amplificador de instrumentação tem de cancelar um sinal que tenha sido aplicado ao mesmo tempo nas entradas, positiva e negativa, e de amplificar sinais distintos que tenham sido aplicados as entradas. Isto ocorre porque os amplificadores do primeiro estágio amplificam o sinal que foi inserido nas

duas entradas (positiva e negativa do amplificador de instrumentação) e o amplificador do segundo estágio faz a soma desses sinais. No entanto como um dos amplificadores do primeiro estágio possui uma configuração que inverte e amplifica o sinal (entrada negativa) se os sinais das entradas forem iguais a saída no amplificador do segundo estágio é zero, pois a soma de um sinal com o seu sinal invertido é nula, características de um amplificador diferencial.

Logo esta característica é extremamente importante para atenuar ruídos como o da interferência da rede elétrica de 60 Hz, uma vez que este ruído é apresentado nas duas entradas do amplificador com amplitudes semelhantes e pouco deslocamento de fase. Sendo que para a obtenção de resultados satisfatórios a CMRR do componente deve ser no mínimo entre 80 e 100 dB (FERREIRA, 2007; SOUZA, 2015; RODRIGUES, 1997).

O ganho de tensão diferencial determina o quanto o sinal será amplificado. Para calcular o ganho é necessário antes obter o valor da tensão de saída do circuito, o qual foi obtido utilizando-se o teorema da superposição no circuito da Figura 64. Que resultou em:

$$V_0 = (V_2 - V_1) \left(\frac{R_2}{R_1} \right) \left(\frac{2R_3}{R} + 1 \right) \quad (5.3)$$

onde, V_0 é a tensão de saída do amplificador de instrumentação e V_1 e V_2 são respectivamente as entradas negativa e positiva do amplificador de instrumentação.

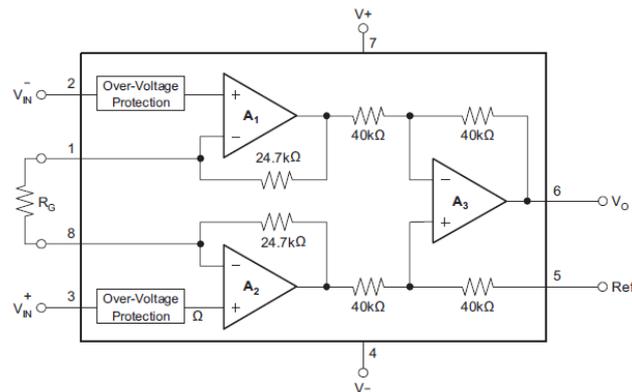
A equação do ganho de tensão é obtida dividindo-se a equação 5.3 pelo fator $(V_2 - V_1)$, o que resulta em :

$$A_V = \left(\frac{R_2}{R_1} \right) \left(\frac{2R_3}{R} + 1 \right) \quad (5.4)$$

onde, A_V é o ganho de tensão; R_1 , R_2 e R_3 são resistores internos determinados pelo fabricante e R é um resistor externo, escolhido pelo projetista, que determina o ganho do amplificador.

Com base no apresentado, foi escolhido o INA129 como amplificador de instrumentação. O mesmo foi escolhido por ser pequeno e operar a baixas tensões de alimentação e possuir baixo consumo de corrente. Requisitos fundamentais tendo em vista que a fonte alimentadora do circuito será uma bateria 11,4 V (TEXAS INSTRUMENTS, 2015). A Figura 69 representa o diagrama interno do circuito do INA129 e a Tabela 4.1 lista as principais características desse dispositivo.

Figura 69. Diagrama interno do circuito INA129.



Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2015.

Tabela 4 - Características do INA129.

Características	Unidade
Tensão de Offset	50 μV
Razão de Rejeição de Modo Comum	120 dB
Tensão Máxima das Entradas	$\pm 40 V$
Intervalo de Alimentação	$\pm 2.5 V$ até 18 V
Corrente de Bias	5 nA

Fonte: Texas Instruments, 2015.

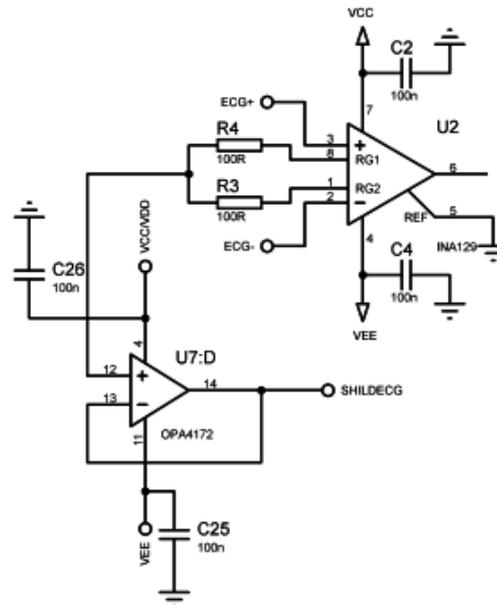
Substituindo os valores dos resistores da Figura 4.9 na equação 5.4, obtemos como ganho de tensão a seguinte equação:

$$A_V = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (5.5)$$

No projeto foi utilizado um resistor de 200 Ω , o que resultou em um ganho de 248.

O circuito desenvolvido no projeto para aquisição do sinal biológico foi baseado no esquema proposto pelo datasheet do circuito integrado INA129. A Figura 70 apresenta uma adaptação para aquisição do sinal EMG, que também utiliza um circuito de cabo guarda. Esse circuito é utilizado para atenuar interferência advinda do cabo.

Figura 70. Circuito Amplificador de EMG utilizado.

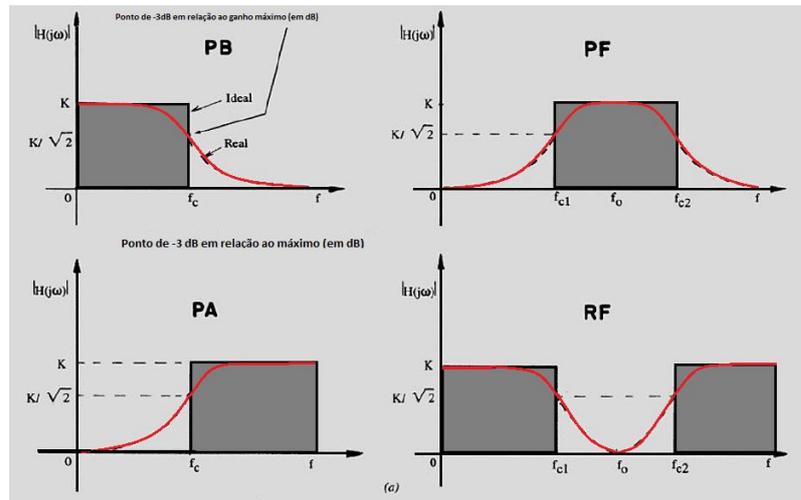


Fonte: A autora.

5.2.3.2 Filtros

Os filtros são componentes importantes nos sistemas eletrônicos, visto que separam os sinais desejáveis dos indesejáveis. Podem ser classificados em analógicos ou digitais. Os analógicos se utilizam apenas de resistores, indutores e capacitores e os digitais necessitam de um sinal digitalizado e processamento matemático realizado através de um microprocessador ou microcontrolador. Dentre as classes existem quatro tipos de filtros: passa baixa, passa alta, passa faixa e rejeita faixa. Os filtros passa baixa permitem as frequências abaixo de uma determinada frequência passar, o passa alta deixa passar as frequências acima dessa determinada frequência, já os filtros passa faixa e rejeita faixa são composições dos dois primeiros e permitem respectivamente que uma determinada faixa de frequência seja permitida ou rejeitada (Figura 71) (SOUZA, 2015; RODRIGUES, 1997).

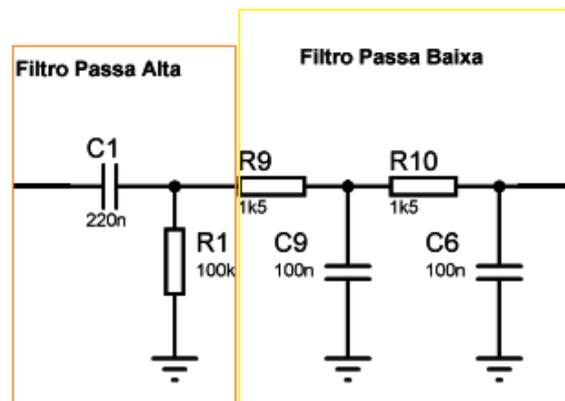
Figura 71. Representação gráfica dos filtros passa baixa (PB), passa alta (PA), passa faixa (PF) e rejeita faixa (RF).



Fonte: adaptado (PERTENCER JR., 2003).

O circuito de filtragem para sinais de EMG utilizado no trabalho foi um filtro passa-banda construído a partir da associação em cascata de dois outros filtros (Figura 72): um passa-alta de primeira ordem e um filtro passa-baixa de segunda ordem (SOUZA, 2015; RODRIGUES, 1997).

Figura 72. Circuito de filtro passa banda.



Fonte: A autora.

Um filtro de ordem maior não foi utilizado porque quanto maior a ordem do filtro maior é a sua complexidade e maior também será o circuito, neste dispositivo não existe a necessidade de um filtro de ordem elevada pois a natureza do sinal e a aplicação não exige precisão em frequência. Porém o projeto deve ser o menor possível, com o objetivo de tornar portátil e consumir o mínimo possível de energia.

Logo, para o propósito do trabalho os filtros escolhidos são suficientes (SOUZA, 2015).

O espectro de frequência do EMG está entre 10 Hz e 1 kHz, explicado na sessão que fala sobre eletrodos, e os músculos que serão estudados são músculos longos e de frequências menores quando comparada com os músculos pequenos, por isso foi escolhida como faixa de frequência passante de sinais a faixa entre 7.23 Hz e 682.87 Hz.

Para o cálculo das frequências de corte (frequência a partir da qual o sinal vai passar ou deixar de passa) foram utilizadas duas funções, a primeira para o cálculo do filtro passa alta (equação 4.4) e a segunda para o filtro passa baixa (equação 4.5). No entanto filtros passivos com ordens maiores possuem uma inclinação maior na transição entre a faixa passante de sinal e não passante, o que causa uma mudança no valor da frequência de corte original, determinada por um fator que é multiplicando na equação 5.6, transformando-a na equação 5.8. (ELETRONICS TUTORIALS, 2017)

$$f_{cPA} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (5.6)$$

$$f_{cPB} = \frac{1}{2\pi\sqrt{(R_9 C_9 R_{10} C_6)}} \quad (5.7)$$

$$f = f_{cPB} \sqrt{2^n - 1} \quad (5.8)$$

Onde n representa a ordem do filtro.

Substituindo os valores apresentados na Figura 72 nas equações 5.6 e 5.8 obtemos:

$$f_{cPA} = \frac{1}{2\pi \cdot 100 \cdot 10^3 \cdot 220 \cdot 10^{-9}} = 7.23 \text{ Hz}$$

$$f = \frac{1}{(2\pi\sqrt{(1500 \cdot 100 \cdot 10^{-9} \cdot 1500 \cdot 100 \cdot 10^{-9})})} * \sqrt{2^2 - 1} = 682.87 \text{ Hz}$$

5.2.3.3 Amplificador do sinal e Circuito offset

Apesar do sinal biológico já ter sido amplificado em 248 vezes pelo INA129 sua amplitude continua sendo baixa, tornando difícil a percepção de pequenas diferenças de amplitude no sinal. Desse modo adicionou-se um amplificador de sinal, composto pelo amplificador operacional OPA4172 (Figura 73). O qual foi escolhido por possuir,

baixo consumo e trabalhar com tensões baixas no modo diferencial, conforme as seguintes características apresentadas na Tabela 4.2.

Tabela 5 - Características OPA4172.

Características

Razão de Rejeição de Modo Comum	120 dB
Corrente Bias	± 8 pA
Alimentação Simétrica	± 2.25 V a ± 18 V
Ruído abaixo	7 nV/√Hz

Fonte: Texas Instruments, 2015.

Para o cálculo da tensão de saída deste amplificador, basta utilizar o teorema da superposição para encontra a equação 5.9 e substituir os valores dos resistores apresentados na Figura 73 na equação (5.9).

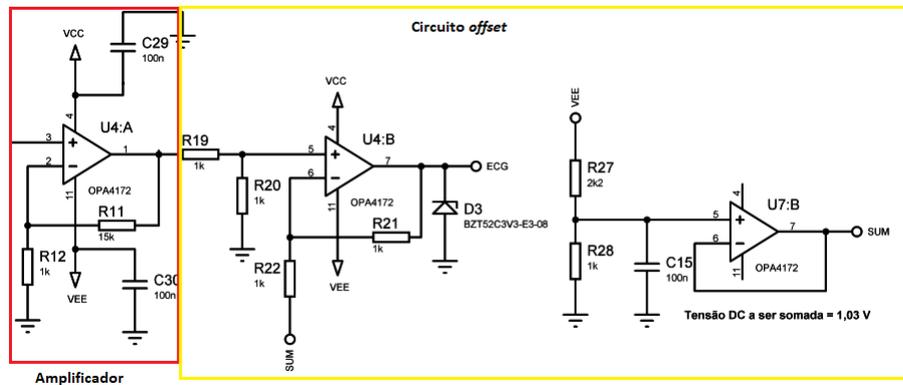
$$V_f = V_i \left(1 + \frac{R_{11}}{R_{12}} \right) \tag{5.9}$$

onde, V_f é a tensão de saída e V_i é a tensão de entrada. Logo, substituindo temos:

$$V_f = V_i \left(1 + \frac{1500}{1000} \right) = V_i (2.5)$$

Com isso a amplificação final do sinal será de 620 vezes.

Figura 73. Circuito Amplificador e Circuito Offset.



Fonte: A autora.

Tensões de entrada inferiores a 0 V podem danificar o conversor analógico-digital (A/D) do microcontrolador MSP430G2553, tendo em vista que o mesmo só opera com funções de entradas entre 0 V e 3.3 V. Para evitar que os sinais gerados pelo circuito de aquisição EMG viessem a causar algum dano ao microcontrolador, adicionou-se adicionar um circuito de offset após a amplificação do sinal, pois este circuito tem por objetivo adicionar um nível de tensão contínua ao sinal EMG, tornando-o sempre positivo na entrada do microcontrolador. Sendo que seu circuito é composto por um divisor de tensão resistivo, um amplificador seguidor de tensão e um amplificador subtrator, como foi apresentado na Figura 73 (SOUZA, 2015).

O circuito divisor de tensão tem a função de gerar uma tensão contínua, que por advinda de uma fonte de tensão negativa possuirá um valor negativo (equação 5.10, deduzida seguindo a Lei das Malhas de Kirchoff). Esta tensão negativa gerada, por sua vez, irá ser subtraída do sinal EMG, o que na verdade significa que ela está sendo somada a este sinal (equação 5.11).

$$V_{SUM} = \frac{(-3.3)R_{27}}{R_{27} + R_{28}} \quad (5.10)$$

$$V_{out} = EMG \frac{(R_{22} + R_{21})R_{28}}{(R_{27} + R_{28})R_{22}} - (V_{SUM} \frac{R_{21}}{R_{22}}) \quad (5.11)$$

onde, V_{out} é a saída final do sinal EMG e V_{SUM} é a tensão de saída após o amplificador seguidor.

Substituindo os valores dos componentes apresentados na Figura 73, temos:

$$V_{SUM} = \frac{(-3.3)1000}{2200 + 1000} \approx -1.03 \text{ V}$$

$$V_{out} = EMG + 1.03$$

Por fim, visando garantir a proteção do microcontrolador foi adicionado um diodo zener de 3.3 V (ilustrado como D3, na imagem) para evitar que componentes negativas fossem capazes de entrar na porta do conversor A/D.

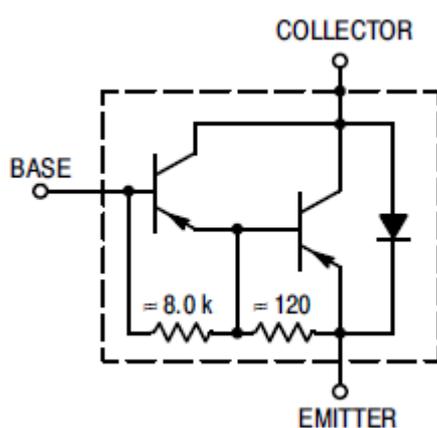
5.2.4 Circuito para Ativação do Atuador

Para a ativação do atuador, escolheu-se uma configuração simples com transistores, que normalmente é utilizada para controlar motores de corrente contínua.

Estes dispositivos são utilizados, principalmente, como amplificadores e interruptores de sinais. Sendo que também podem ser inseridos em outras funções. No nosso caso vamos utiliza-los como uma chave, pois o atuador escolhido não deve ser alimentado continuamente, sendo atuado apenas quando necessário.

Para a utilizar o transistor como chave, temos que conhecer os pontos de corte e saturação do componente escolhido. A escolha deste componente levou em conta a tensão e a corrente que o mesmo deveria suportar, que neste caso é uma tensão de 12 V e 1 A. O componente escolhido foi o Tip122, que é composto internamente por dois transistores em cascata, numa configuração conhecida como Darlington (Figura 74). Ele foi escolhido principalmente por ter um diodo interno que evita danos a placa por uma eventual corrente reversa gerada pelo atuador, por apresentar um maior ganho de corrente e por possuir uma queda de tensão em saturação constante. Outras características estão apresentadas na Tabela 6.

Figura 74. Esquemático do circuito interno do Tip122.



Fonte: ONSEMICONDUCTOR, 2014.

Tabela 6 - Características do Tip122.

Características	Valores
Voltagem Coletor Emissor	Até 100 V
Ganho de Corrente	1000
Corrente de base	12 mA
Corrente coletor	5 A

Fonte: ONSEMICONDUCTOR, 2014.

A configuração Darlington de transistores foi escolhida por necessitar de uma baixa corrente de base na entrada do circuito, pois ela será amplificada no primeiro transistor, o que está à esquerda na Figura 74, tornando a corrente que entrará na base do transistor à direita suficiente para que ele funcione como uma chave.

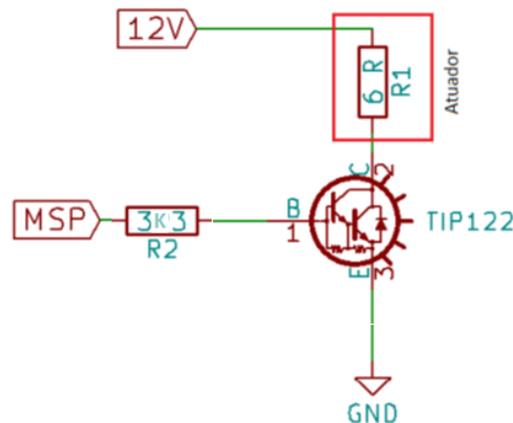
Na Figura 75, é apresentado o circuito utilizado no projeto. Onde, o controle da corrente máxima que passa pelo atuador é realizada pelo sinal de controle advindo do MSP430G2553 e pelo R2. Como o atuador será utilizado de forma intermitente a corrente máxima que deverá passar pelo dispositivo é de 1 A. Logo, como a tensão aplicada na Base (B) do dispositivo é de 3,3 V (fornecida pelo microcontrolador) e a corrente que passa pelo R2 não deve ser maior que 20 mA para não danificar a porta do microcontrolador, o valor de R2 deverá ser determinado pela equação 5.12,

$$I = \frac{V_{MSP}}{R2} \quad (5.12)$$

$$0,001 = \frac{3,3}{R2} \Rightarrow R2 = 3,3 \text{ K}\Omega$$

onde V_{MSP} é a tensão fornecida pelo microcontrolador e I é a corrente que passa pelo R2. Logo, como deseja-se a passagem de 1 A no atuador a corrente de base deve ser no máximo de 1 mA, pois será amplificada em 1000 vezes pelo componente.

Figura 75 - Circuito utilizado para o controle do atuador.



Fonte: A autora.

5.2.5 Sensor Inercial (MPU6050)

Sensores inerciais podem ser utilizados nas mais diversas áreas de estudo, e seu nome é advindo da propriedade física inercia. A inercia foi estudada por Newton,

na sua primeira lei na área da cinemática, em que define inercia como a dificuldade de um objeto alterar seu estado de repouso ou movimento (HALLIDAY, 2008).

Existem três tipos de sensores inerciais, são eles: acelerômetro, giroscópio e magnetômetro. Os acelerômetros têm a capacidade de aferir a aceleração linear de um objeto, enquanto que os giroscópios medem a aceleração angular do mesmo, esta aceleração influencia na trajetória ou rotação do corpo, e por último os magnetômetros que medem a intensidade, direção e sentido de um campo magnético que esteja próximo ao corpo (TEXEIRA, 2010).

Tendo em vista que não utilizaremos o magnetômetro no projeto o mesmo não será detalhado neste trabalho.

O acelerômetro é um dispositivo que reage ao estímulo de uma força externa exercida sobre o corpo em que esteja fixado. É capaz de medir a aceleração linear resultante do estímulo, sendo que geralmente possui três eixos (X, Y e Z) e fornece sua saída em função da aceleração da gravidade g , onde $1g \cong 9.8 \text{ m/s}^2$ ao nível do mar (TEXEIRA, 2010).

Os acelerômetros são classificados de acordo com o mecanismo que é utilizado para fazer a aferição da medida. São eles: piezoelétrico e eletromecânico, sendo que os do tipo piezoelétricos se utilizam da capacidade de alguns materiais de gerar tensões elétricas quando submetidos a algum tipo de tensão mecânica, enquanto que os eletromecânicos, também conhecidos como servo acelerômetros são baseados na lei de Ampere, que relaciona o campo magnético com a corrente elétrica (TEXEIRA, 2010).

Os giroscópios assim como os acelerômetros possuem três eixos de orientação, no entanto em vez de medir a aceleração linear eles medem a aceleração angular. Podem ser utilizados para medir a orientação de um corpo em relação ao referencial ou para mantê-lo em uma certa orientação (TEXEIRA, 2010).

Existem diferentes tecnologias que podem ser utilizadas para produzir este tipo de dispositivo. São elas: mecânico, ótico e MEMS (Micromachined ElectroMechanical Sensor). Os do tipo mecânico, são conhecidos como giroscópios de massa e seguem o princípio de que uma massa girando ao redor de um eixo oferece uma resistência a mudança de direção em relação ao eixo de rotação. Já os do tipo ótico se utilizam do efeito de Sagnac, no qual um feixe de luz descrevendo uma trajetória fechada sofre uma rotação num eixo perpendicular ao plano de rotação (TEXEIRA, 2010).

Os MEMS é uma tecnologia que consiste na criação de elementos mecânicos de tamanho reduzido e podem ser aplicados em diversos elementos dentre eles os giroscópios. Este modelo segue o princípio da aceleração de Coriolis, que relaciona a velocidade angular com a distância em que um corpo se encontra do centro da curva do movimento e conseqüentemente a força centrípeta que atua nesse corpo, sendo que quanto maior for a distância do centro da curva maior é a velocidade e conseqüentemente maior é a força que o corpo está submetido, ou seja, se um corpo se encontra em uma plataforma circular que está girando a medida que o corpo se move para borda maior será sua velocidade angular e maior será a força sentida por esse corpo (FORESTI, 2016).

O MPU6050 é o dispositivo de rastreamento de movimento que foi escolhido para ser utilizado neste projeto. Este dispositivo foi escolhido por possuir um giroscópio e um acelerômetro de 3 eixos cada, em um único chip, e pela sua precisão, pois possui um conversor A/D de 16 bits para cada eixo do acelerômetro e do giroscópio, além da possibilidade de se comunicar com este componente utilizando a comunicação I2C (IvenSense, 2011). As principais características do acelerômetro e do giroscópio estão apresentadas na Tabela 4.4.

Tabela 7 - Características mpu6050.

Parâmetros	Valor
Alimentação (VDD)	2.375V até 3.46 V
Faixa Acelerômetro	$\pm 2g, \pm 4g, \pm 8g$ e $\pm 16g$
Faixa Giroscópio	$\pm 250, \pm 500, \pm 1000$ e $\pm 2000^\circ/s$

5.2.6 Bluetooth

O módulo bluetooth escolhido foi o bluetooth HC-05 de comunicação serial, que suporta a atuação como mestre e escravo. Este módulo foi escolhido por ser da versão 2.0, versão está que é suportada pela maioria dos celulares e computadores, tendo em vista que há pretensão de futuramente confeccionar aplicativos tanto para o treinamento da prótese como para o suporte ao usuário. O módulo possui as seguintes características, apresentadas na Tabela 8.

Tabela 8 - Características do Bluetooth HC-05.

Características

Alimentação	2.7 V até 4.2 V
Velocidade síncrona	1 Mbps
Velocidade assíncrona	160 Kbps até 2.1 Mbps
Baixo consumo de energia	Pareado: 35 mA
	Conectado: 8 mA
Alcance:	10 m
Segurança	Autenticação e encriptação

Fonte: Felipe Flop

5.3 O FIRMWARE

Para validar a placa utilizada neste projeto foi confeccionado uma lógica no IDE Energia com a finalidade de adquirir os sinais dos sensores inerciais e do circuito de aquisição de EMG, e envia-los via bluetooth, para serem analisados pelo *software* Rebility.

Este primeiro *firmware* utilizado para aquisição de sinais juntamente com o *software*, foi utilizando durante a fase de análise da marcha normal e da marcha utilizando a prótese adaptada com o intuito de escolher os classificadores que seriam utilizados no *firmware* de controle da prótese desenvolvida.

Para segundo *firmware* pretende-se utilizar como logica de controle da prótese uma máquina de estados finitos. As máquinas de estado finitos são consideradas um tipo de autômatos e é dividida em duas categorias: a primeira diz respeito aos autômatos tradutores onde cada entrada tem somente uma saída e as funções são do tipo binária, ou seja, a saída é 0 ou 1; e a segunda diz respeito aos autômatos reconhedores de linguagem, onde para cada entrada existe no mínimo duas possíveis saídas, estas saídas podem estar associadas as transições dos sinais de entrada (Máquina de Mealy) ou aos estados (Máquina de Moore) (de BRITO et al, 2003).

Na máquina de Moore a mudança de estado só depende do estado atual, enquanto que na máquina de Mealy a mudança de estado depende do estado atual e das entradas existentes, sendo dependente dos estados no tempo. Neste trabalho foi optado por utilizar uma máquina de estado do tipo Mealy, onde os estados dependem

da entrada do sinal de EMG e do sinal advindo dos sensores de unidade de movimentação inercial (Inertial Measurement Unit – IMU).

Os nomes dos estados foram escolhidos de modo a representar algumas fases da marcha e para identificar quando a pessoa está parada. As fases da marcha escolhida são: fase de apoio, balanço e balanço final. Os nomes dos estados foram definidos como: Início, Parado, Apoio, Balanço e Balanço Final.

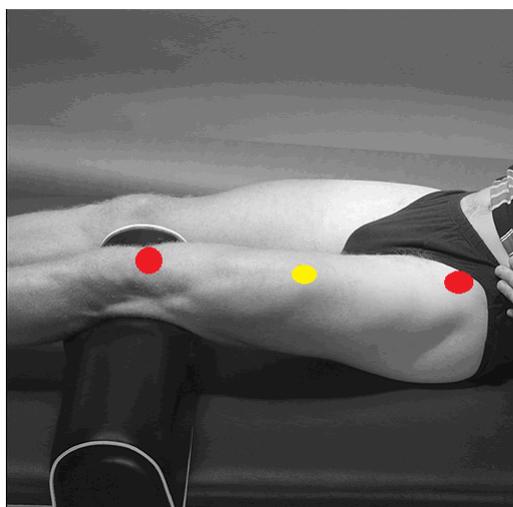
6 RESULTADOS

A aquisição do sinal de EMG e dos acelerômetros foram realizadas no laboratório do Grupo de Pesquisa de Engenharia Biomédica (GPEB) da UFPE. Para tanto antes das aquisições propôs-se um protocolo de testes para ser seguido, com o intuito de padronizar o posicionamento do equipamento para a aquisição dos dados. São eles: posicionamento dos eletrodos, posicionamento dos MPUs 6050 e tipo de atividade a ser realizada.

6.1 POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS

Cada canal de eletromiografia possui três eletrodos, como já comentado. Os eletrodos devem ser colocados de acordo com o sistema mundial de posicionamento de eletrodos (que pode ser adquirido no site da SENIAM). O músculo escolhido foi o quadríceps femoral por ser um músculo grande que atua durante a fase de apoio no ciclo da marcha (Figura 76).

Figura 76. Posicionamento dos eletrodos para aquisição do sinal eletromiográfico do quadríceps femoral deve ser feito entre os dois pontos vermelhos, próximo do ponto amarelo que indica o centro do músculo.

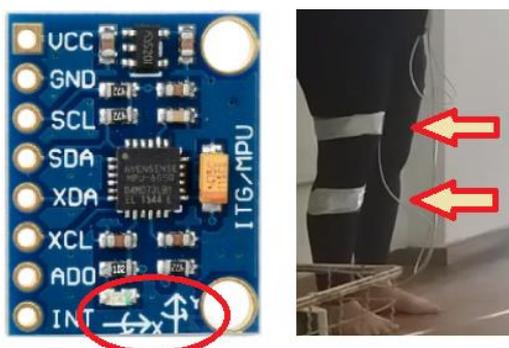


Fonte: adaptado (SENIAM, 2017).

6.2 POSICIONAMENTO DOS MPUS 6050

Cada MPU 6050 deve ser colocado na perna que estiver com a prótese, sendo que o eixo X deve estar voltado para posição horizontal com direção positiva para o lado direito, o eixo Y na posição vertical com direção positiva para cima e eixo Z voltado para fora da pessoa que estará utilizando. Um deve estar posicionado na coxa 10 cm acima da articulação do joelho direito e outro na perna 10 cm abaixo da articulação do joelho, como o ilustrado na Figura 77.

Figura 77. Posicionamento do MPUs 6050.



Fonte: A autora.

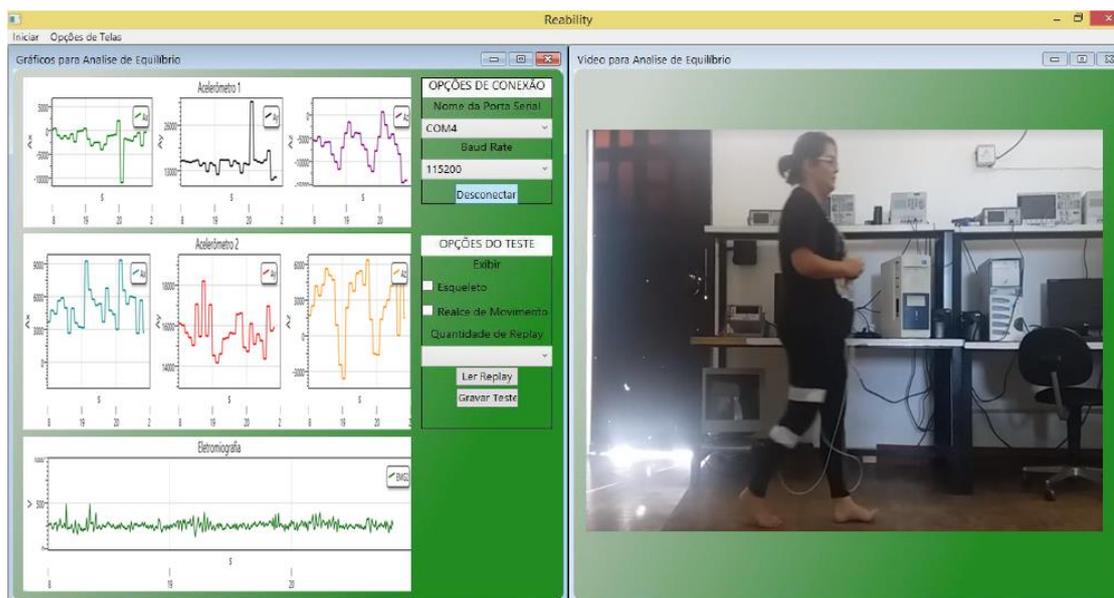
6.3 ATIVIDADE REALIZADA

A atividade a ser realizada é uma caminhada em linha reta por 3 m, sendo feita primeiro sem a prótese e depois com a prótese mecânica 3R15 da Ottobock, que é comumente entregue pelo SUS. Cada um dos testes deve ser repetido por três vezes e seus dados anotados para uma posterior comparação e análise de dados.

O joelho 3R15 da Ottobock é um joelho passivo de trava automática, ou seja, é um joelho puramente mecânico. Este joelho é um dos joelhos fornecido pelo SUS para pessoas que foram amputadas, e por isso foi escolhido para realização da comparação.

Os dados foram apresentados utilizando o *software* Reability desenvolvido por Cavalcanti em 2015, integrante do Grupo de Pesquisa de Engenharia Biomédica. Este *software* apresenta sincronizado os dados de acelerometria, eletromiografia e imagem (Figura 78).

Figura 78. Reability



Fonte: A autora.

6.4 TESTES DA PARTE ELETRÔNICA

A parte eletrônica da prótese será utilizada tanto no controle da prótese como na aquisição de dados para identificar padrões que serão inseridos na lógica de controle da prótese. Estes testes são referentes a aquisição de dados, ou seja, sem a prótese desenvolvida.

Durante a aquisição dos primeiros sinais utilizando o encaixe adaptado com a prótese mecânica 3R15, percebeu-se que como a perna direita, na qual a prótese está fixada, está sempre flexionada a 90° , o músculo quadríceps femoral permanecerá ao longo de toda a caminhada relaxado. Desse modo foi escolhido para aquisição do sinal EMG o músculo colateral de mesmo nome, ou seja, foi escolhido o músculo quadríceps femoral da perna esquerda. Quanto aos acelerômetros, eles permaneceram na mesma posição já especificada anteriormente, no protocolo.

6.4.1 Aquisição dos sinais sem utilização de próteses

As aquisições dos sinais sem a utilização das próteses foram realizadas com o intuito de fazer uma breve análise da marcha de uma pessoa sem deficiência. Foram realizados três testes. Na Tabela 9 é apresentado o tempo e a velocidade de cada teste e na Figura 79 é apresentada uma figura representativa do teste realizado.

Tabela 9 - Tempo e velocidade dos testes.

	Tempo	Velocidade
Teste 1	5 s	0.60 m/s
Teste 2	5 s	0.60 m/
Teste 3	4 s	0.75 m/s

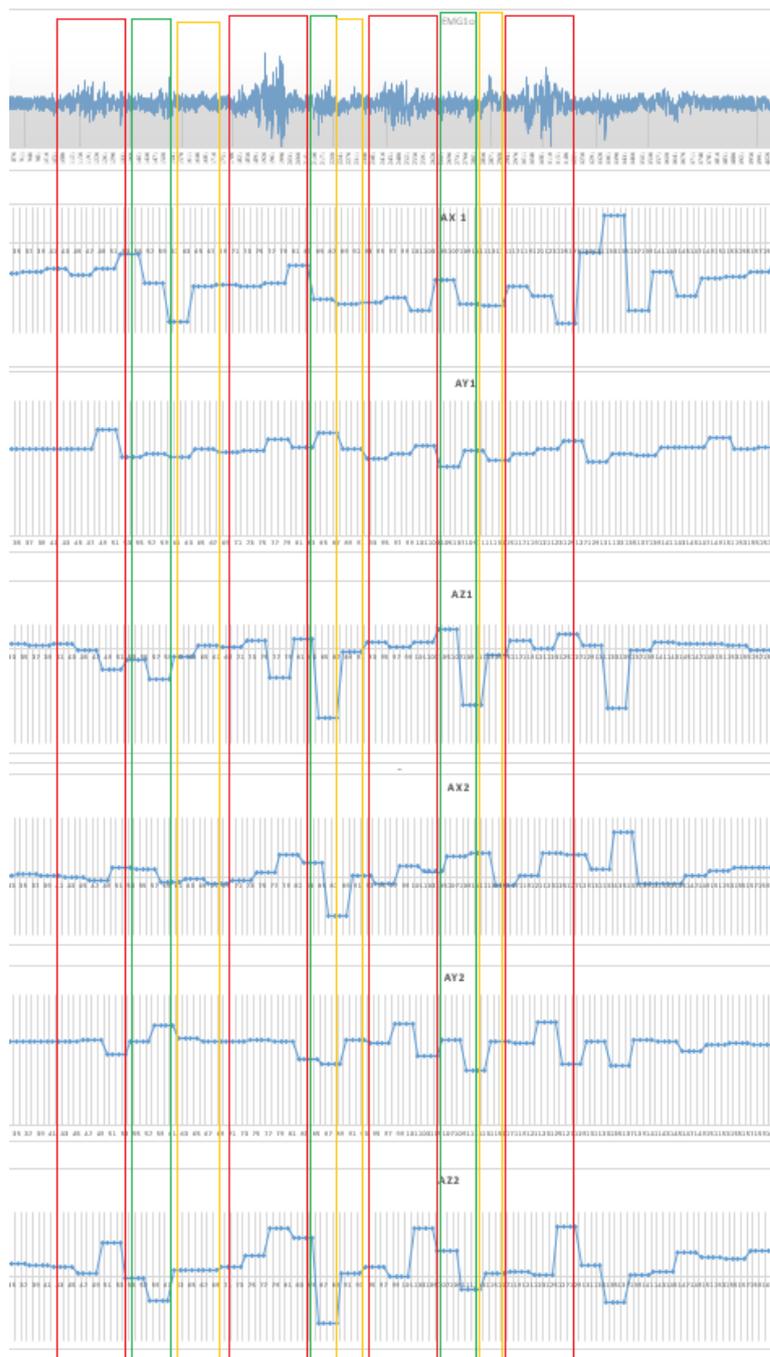
Figura 79. Aquisição de sinais de EMG e acelerometria sem a prótese.



Fonte: A autora.

Os dados de EMG e de acelerometria são apresentados na Figura 80. O sinal de ativação do músculo está dentro dos quadrados vermelhos na parte superior. Esta ativação como está sendo apresentada indica em qual fase de marcha esta a caminhada. Como o EMG está na perna colateral posicionado no quadríceps femoral e este músculo está contraído ou é ativado quando a perna está no momento de apoio, chega-se à conclusão que a perna direita que estamos analisando se encontra na fase de balanço. Já nos retângulos verdes observando a filmagem feita e os gráficos apresentados chega-se à conclusão que a perna observada se encontra dentro do período que vai do contato inicial ao apoio médio e os retângulos amarelos do apoio médio até o pré balanço.

Figura 80: Gráfico dos dados Marcha Normal. Primeira linha sinal de EMG; a segunda, terceira e quarta linha são respectivamente o eixo X, Y e Z do primeiro acelerômetro; enquanto a quinta, sexta e sétima linha são respectivamente os dados dos eixos X, Y e Z do segundo acelerômetro.



Fonte: A autora.

Os dados de acelerometria de Y1 e Y2, que são respectivamente o terceiro e o sexto gráfico apresentados na Figura 80, deveriam estar estabilizados ao longo da

marcha, no entanto há uma movimentação que pode indicar uma leve lateralização do movimento ao longo da marcha.

6.4.2 Aquisição dos sinais com prótese mecânica

As aquisições dos sinais com a prótese mecânica 3R15 foi realizado de forma semelhante ao teste realizado sem a utilização de próteses, tendo o mesmo intuito que o teste anterior. No entanto esta análise vai servir para uma futura comparação entre a prótese que está sendo desenvolvida e as próteses mecânicas. Os dados de tempo e velocidade são apresentados na Tabela 10 e na Figura 81 é mostrado uma figura representativa do teste.

Tabela 10 - Tempo e velocidade dos testes com a prótese.

	Tempo	Velocidade
Teste 1	12 s	0.25 m/s
Teste 2	12 s	0.25 m/s
Teste 3	11 s	0.27 m/s

Figura 81. Teste utilizando a prótese mecânica 3R15.



Fonte: A autora.

Os dados de EMG e de acelerometria são apresentados na Figura 82. O sinal de ativação do músculo está dentro dos quadrados vermelhos na parte superior. E assim como o do teste anterior indica em qual fase de marcha se encontra a

caminhada. Como o EMG está na perna colateral, devido aos fatos já apresentados, conclui-se que a perna analisada se encontra na fase de balanço. Já nos retângulos verdes observando a filmagem feita e os gráficos apresentados chega-se à conclusão que a perna observada se encontra dentro do período que vai do contato inicial ao apoio médio e os retângulos amarelos do apoio médio até o pré balanço. No entanto diferentemente do teste anterior é possível perceber que a fase de apoio da perna observada é inferior ao que se observa na marcha normal, ou seja, que a duração da fase de apoio é menor da perna observada é menor e conseqüentemente sua fase de balanço é maior. Isto é esperado segundo as literaturas e ocorre devido à instabilidade que o corpo sofre quando se utiliza uma prótese.

Figura 82. Gráfico dos dados marcha com prótese 3R15. Primeira linha sinal de EMG; a segunda, terceira e quarta linha são respectivamente o eixo X, Y e Z do primeiro acelerômetro; enquanto a quinta, sexta e sétima linha são respectivamente os dados dos eixos X, Y e Z do segundo acelerômetro



Fonte: A autora.

Os dados de acelerometria de Y1 e Y2, que são respectivamente o terceiro e o sexto gráfico apresentados na Figura 82, deveriam estar estabilizados ao longo da marcha, assim como no teste anterior, no entanto há uma movimentação que pode indicar uma leve lateralização do movimento ao longo da marcha. Neste caso observando os vídeos é possível perceber que uma lateralização do movimento, que é fortemente percebida em Y2 por estar mais distante do quadril.

7 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Neste capítulo será apresentada uma breve discussão a respeito do processo de construção da prótese e testes realizados com a parte eletrônica do projeto. Após essa discussão será apresentada uma conclusão.

7.1 DISCUSSÃO

Na área da saúde realizou-se um estudo profundo para entender a articulação do joelho e sua biomecânica, pois acredita-se que com esse conhecimento ideias para o desenvolvimento da parte mecânica surgiria. Nesta área ainda, estudou-se a análise da marcha tanto do amputado como de uma pessoa sadia e isto foi de fundamental importância para pensar a respeito da lógica de controle da prótese, visando uma marcha mais suave e próxima da normal para o usuário.

Quanto a parte mecânica optou-se primeiramente por entender as próteses existentes e em desenvolvimento para só então definir a estratégia que seria seguida para o desenvolvimento dessa parte, que é fundamental pois além de possibilitar a movimentação, ainda dá sustentação durante a caminhada. Escolheu-se como modo de funcionamento a forma monocêntrica, que é o modelo de movimentação mais simples pois é um protótipo inicial para testes que será aprimorado pelo grupo de pesquisa posteriormente.

Em relação ao atuador que também foi escolhido na área mecânica, preferiu-se o amortecedor hidráulico com fluido magneto-reológico que já é utilizado tanto em próteses comerciais quanto em desenvolvimento e que demanda uma fonte energética menor em comparação com motores de corrente contínua. O que gera um peso menor na prótese e conseqüentemente melhora a qualidade de vida do usuário.

A parte eletrônica foi pensada por último, pois havia necessidade de estabelecer primeiramente qual atuador seria utilizado na prótese e isto foi escolhido quando o estudo da área mecânica foi realizado. Ao saber do atuador utilizado os componentes sensórios (sensores que serão utilizados como *feedback* da prótese) e de controle da prótese foram escolhidos. Por fim o circuito foi projetado, montado e testes foram realizados.

Antes de começar os testes propriamente dito foi realizado um treinamento com a prótese mecânica 3R15 da Ottobock (OTTOBOCK, 2016). Este treinamento se fez

necessário para aprender a andar com a prótese mecânica e entender um pouco as dificuldades encontradas pelos usuários deste modelo de prótese. Acredita-se ainda que apesar do curto período de treinamento, este foi suficiente para realização dos primeiros testes e já possibilitou uma análise com resultados estáveis.

Os testes realizados sem prótese foram realizados em dois momentos, a primeira colocando os sensores de EMG e inerciais na perna direita que estaria com a prótese num segundo momento de testes e o segundo com o EMG na perna colateral. Pois quando se realizou os testes com a prótese observou-se que o EMG deveria ser posto na perna colateral, tendo em vista que o joelho direito estaria flexionado a 90° e desse modo os músculos escolhidos estariam sempre em repouso.

As dificuldades e reflexões observadas durante os testes com a prótese mecânica são apresentadas a seguir:

- a) A primeira dificuldade encontrada foi na confecção do encaixe, pois primeiro é feito um molde da perna em gessos para só então ser feito o encaixe. Esta ação foi realizada duas vezes, pois o primeiro encaixe ficou curto;
- b) A segunda dificuldade foi na aprendizagem da caminhada com a prótese mecânica, pois para evitar quedas é necessário que na fase do contato inicial, da marcha, o joelho da prótese esteja totalmente estendido tendo em vista que caso ele não esteja acabará se dobrando, e a queda será iminente;
- c) A primeira reflexão: quando a perna da prótese mecânica é o apoio, o usuário perde um pouco da estabilidade na caminhada fazendo com que esta fase da marcha seja realizada rapidamente. O que já era esperado, como foi visto na sessão que fala sobre a marcha do amputado.
- d) Segunda reflexão: o esforço observado na perna colateral, a perna que estava com a prótese mecânica, na fase de apoio é perceptível tanto no aumento da amplitude do sinal EMG como no vídeo realizado.
- e) Terceira reflexão: observando os testes realizados é possível ver que em comparação com uma pessoa saudável, uma pessoa amputada que utiliza este modelo de prótese mecânica realiza uma marcha mais lenta e com muito mais esforço.

Na Figura 83, é apresentada a prótese desenvolvida em conjunto com o pé e o encaixe. Possui como peso total 4.2 Kg (peso com todos os componentes: pé, encaixe, mecânica e eletrônica) e peso com apenas a parte mecânica (prótese do

joelho sem o encaixe e sem o pé) e eletrônica juntas 1.9 Kg. Seu ângulo de ação é de 90°, ou seja, sua flexão máxima na junta do joelho é de 90°.

Figura 83 - Prótese desenvolvida. A esquerda vista frontal e a direita vista lateral.



Fonte: A autora.

O valor total dos materiais utilizados no protótipo foi de R\$ 4.038,33 e seus custos detalhados são apresentados na Tabela 11, sendo que as taxas com frete e importação já estão inclusas no valor final. Este valor não leva em consideração os valores de energia e tempo gastos nesse desenvolvimento, nem os valores necessários para manter uma pessoa capacitada trabalhando durante oito horas por dia, cinco dias por semana durante dois anos. Se este valor fosse levado em consideração estaria em torno de 380 mil reais, pois o valor de um engenheiro eletrônico pela tabela SINAPI da Caixa Econômica Federal é de R\$ 94,67 por hora resultando num valor de R\$ 363.532,80 em dois anos mais os valores de componentes e softwares utilizados, que em uma produção em larga escala seria diluído e resultaria num valor abaixo do praticado comercialmente.

Tabela 11 - Custo dos materiais utilizados na fabricação da prótese.

Componentes e Serviços	Quantidade	Preço em R\$
Encaixe	2	0,00
Cabo	10 m	30,00
Mpu6050	2	59,80
Eletrodos	150	67,50
Kit de componentes eletrônicos (capacitor, diodo, INA129, etc)	1	200,00
Bluetooth hc-05	1	46,90
Amortecedor RD8040 da Lord	1	2.991,13
Pé SACH	1	0,00
Bateria + Carregador msp430g2553	1	173,00
serviços de usinagem	1	40,00
Alumínio	1 Kg	250,00
Filamento ABS	1 Kg	30,00
	TOTAL	4.038,33

7.2 CONCLUSÃO

A pesquisa realizada nesse trabalho é extremamente necessária para facilitar o acesso a esse tipo de produto porque todos os dias milhares de pessoas ao redor do mundo sofrem algum tipo de agravo que pode gerar a perda de um membro, seja por acidente ou por guerra ou por motivo de doença. Todas as pessoas merecem ter uma boa qualidade de vida, e a prótese deve ser um componente facilitador neste processo. Deste modo, se no futuro este projeto ajudar a facilitar, o mínimo que seja, na reabilitação do amputado, tornando a experiência de protetização mais rápida e fácil, terá cumprido sua missão.

A prótese que se encontra em desenvolvimento é um primeiro passo de muitos que se seguirão para que, de fato, possa vir a ser comercializada. O cuidado no trabalho para o desenvolvimento de uma prótese de baixo custo que atenda também a população que utiliza o SUS foi um ponto primordial alcançado no trabalho.

Durante todo o processo percebeu-se a necessidade de uma equipe multiprofissional que desejem estudar e aprimorar os estudos já existentes, pois esta é uma área que abrange conhecimentos vastos na área de engenharia mecânica, engenharia eletrônica, fisioterapia, ortopedia, entre outros. Na revisão de literatura, sentimos a necessidade de mais trabalhos que analisem pontos de EMG no coto do usuário.

Este primeiro protótipo cumpriu todos os objetivos propostos, ou seja, possui um projeto mecânico finalizado com estrutura física e atuador e um projeto eletrônico finalizado e capaz de ser expandido que tem como componentes um bluetooth, um microcontrolador, dois canais de EMG, dois sensores inerciais e um circuito para controle do atuador.

Quanto ao interfaceamento dos dispositivos foi dividido em duas etapas, uma com o intuito de fazer aquisições de dados para análise da marcha e outra com o intuito de controlar a prótese. Neste projeto foi apresentada apenas a primeira etapa, ou seja, a etapa de aquisição de dados. Para tanto foram realizados testes com e sem a prótese mecânica e isto foi feito para identificar os possíveis padrões de marcha, os quais foram apresentados durante os resultados. E estes resultados podem ser utilizados no futuro para desenvolver um controle da prótese capaz de integrar uma marcha suave e com diversos modos de operação.

Como esta é apenas a primeira fase do projeto e o mesmo ainda será expandido, não foram realizados nesse momento os testes em pessoas amputadas. Sendo assim, as análises feitas são parciais.

Os custos do projeto foi um ponto significativo no trabalho uma vez que conseguimos desenvolver um protótipo funcional de baixo custo. Outro ponto positivo foi o baixo peso do protótipo que desenvolvemos. Logo, conclui-se que o trabalho foi realizado com êxito atendendo os objetivos gerais e específicos propostos.

7.2.1 Trabalhos Futuros

Os tópicos abaixo são alguns dos pontos que serão abordados em trabalhos futuros a fim de aperfeiçoar o protótipo desenvolvido no presente trabalho:

- Realizar mais horas de treinamento com a prótese mecânica;
- Realizar mais testes a fim de criar uma lógica de controle robusta, utilizando técnicas de Inteligência artificial;

- Complementar o projeto mecânico para torna-lo policêntrico;
- Realizar testes com pessoas amputadas;
- Realizar testes no coto do paciente para indentificar melhor os pontos favoráveis para aquisição do sinal eletromiográfico.

REFERENCIAS

- Academia Brasileira de Letras, *Dicionário Escolar da Língua Portuguesa*. Companhia Editora Nacional, 2 ed., 2009.
- AGHASADEGHI, N.; ZHAO, H.; HARGROVE, L. J.; AMES, A. D.; PERREAULT, E. J.; BRETEL, T., Learning Impedance Controller Parameters for Lower-Limb Prostheses. *IEEE, RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2013.
- AMBROZIC, L.; GORSIC, M.; GEEROMS, J.; FLYNN, L.; LOVA, R. M.; KAMNIK, R.; MUNIH, M.; VITIELLO, N., CYBERLEGS: A User-Oriented Robotic Transfemoral Prosthesis with Whole-Body Awareness Control. *IEEE, Robotics & Automation Magazine*, 2014.
- American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS), *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies*, 4 ed., v. 2, Estados Unidos da América, 2016.
- Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD), *Medicina e Reabilitação: Princípios e Práticas*. Editora Artes Médicas, São Paulo, Brasil, 2009.
- AZIMI, V.; SHU, T.; ZHAO, H.; AMBROSE, E.; AMES, A. D.; SIMON, D., Robust Control of a Powered Transfemoral Prosthesis Device with Experimental Verification. *American Control Conference*, 2017.
- BAI, O.; KELLY, G.; FEI, D.; MURPHY, D.; FOX, J.; BURKHARDT, B.; LOVEGREEN, W.; SOARS, J., A Wireless, Smart EEG System for Volitional Control of Lower-Limb Prosthesis. *IEEE*, 2015.
- BELTRAMINI, L. M., *Histologia e Anatomo-fisiologia Humana*, 1999. Disponível em: <<https://goo.gl/gWNcW5>>. Acesso em: 2 de Agosto de 2017.
- BLATCHFORD, *Endolite ESK + with PSPC*, 2018. Disponível em: <<https://goo.gl/KwggZF>>. Acesso em: 15 de Janeiro de 2018.
- BOWKER, J. H., *Atlas of Limb Prosthetic: Surgical, Prosthetic and Rehabilitation*, 1992. Disponível em: <<http://www.oandplibrary.org/alp/chap01-01.asp>>. Acesso em: 2 de Agosto de 2017.
- Braskem, *Paratletismo*, 2016. Disponível em: <<https://goo.gl/sxFG5r>>. Acesso em: 2 de Agosto de 2017.
- CARVALHO, J. A., *Amputações de Membros Inferiores: Em busca da Plena Reabilitação*. Editora Mnole, 2 ed., Brasil, 2003.

Cascão Jr., C. A., *Prótese Mecânica para Reabilitação Robótica*, Monografia - Universidade de Brasília, Brasília, Brasil, 2005.

Censo IBGE 2010. Disponível em: <<https://censo2010.ibge.gov.br/resultados.html>>.

Acesso em: 2 de Agosto de 2017

CHAMLIAN, T. R., *Uso de Próteses em Amputados de Membros Inferiores por Doença Arterial Periférica*, Einstein, vol. 12, n. 4, São Paulo, Brasil, 2014.

DAWLEY, J. A.; FITE, K. B.; FULK, G. D., EMG Control of a Bionic Knee Prosthesis: Exploiting Muscle Co-Constrictions for Improved Locomotor Function. *IEEE, International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2013.

DE BRITO, R. C.; MARTENDAL, D. M.; DE OLIVEIRA, H. E. M., *Máquinas de Estados Finitos de Mealy e Moore*, Universidade Federal de Santa Catarina, 2003.

DYKE, S. J.; SPENCER, B. F.; SAIN, M. K.; CARLSON, J. D. Modeling and control of magnetorheological dampers for seismic response reduction. *Smart Materials and Structures*, Temple Back, v. 5, p. 565-575. 1996.

EletronicsTutorials, Passive Low Pass Filter, 2017. Disponível em: <<https://goo.gl/cmVbUf>>. Acesso em: 23 de Setembro de 2017.

Felipe Flop, Módulo Bluetooth HC-05, 2017. Disponível em: <<https://goo.gl/mg8U1Q>>. Acesso em: 2 de Agosto de 2017.

FERREIRA, E. L. C. *Análise da Interferência de Ruídos e Artefatos no Processo de Aquisição e Processamento Digital de um Sinal Biológico*. Universidade do Vale do Paraíba. São José dos Campos, 2007.

FEY, N. P.; SIMON, A. M.; YOUNG, A. J.; HARGROVE, L. J., Controlling Knee Swing Plantarflexion With an Active Prosthesis on Level and Inclined Surfaces at Variable Walking Speeds. *IEEE*, 2014.

FITE, K. B.; CANINO, J. M., Haptic Feedback in Lower-Limb Prosthesis Combined Haptic Feedback and EMG Control of a Powered Prosthesis. *IEEE*, 2016.

FLYNN, L.; GEEROMS, J.; JIMENEZ-FABIAN, R.; VANDERBORGHT, B.; LEFEBER, D., CYBERLEGS: Beta-Prosthesis Active Knee System. *IEEE*, 2015.

FORESTI, H. B., *Desenvolvimento de um Robô Bípede Autônomo*, Dissertação – Universidade Federal de Pernambuco, Pernambuco, Brasil, 2006.

GREGG, R. D.; LENZI, T.; FEY, N. P.; HARGROVE, L. J.; SENSINGER, J. W., Experimental Effective Shape Control of a Powered Transfemoral Prosthesis. *IEEE, International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2013.

- GREGG, R. D.; LENZI, T.; HARGROVE, L. J., Virtual Constraint Control of a Powered Prosthetic Leg: From Simulation to Experiments With Transfemoral Amputees. *IEEE, Transactions on Robotica*, vol. 30, No. 6, 2014.
- HALLIDAY, D., *Fundamentos de Física 1*, 8 ed., Brasil, 2008.
- HAMIL, J.; KNUTZEN, K. M., *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*, 3 ed., Brasil, 2012.
- HARGROVER, L. J.; SIMON, A. M.; YOUNG, A. J.; Robotic Leg Control With EMG Decoding in an Amputee with Nerve Transfers. *The New England Journal of Medicine*, 2013.
- HUANG, H.; CROUCH, D. L.; LIU, M.; SAWICKI, G. S.; WANG, D., Cyber Expert System for Auto-Tuning Powered Prosthesis Impedance Control Parameters. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 44, No. 5, 2016.
- INGRAHAM, K. A.; FEY, N. P.; SIMON, A. M.; HARGROVE, L. J., Assessing the Relative Contributions of Active Ankle and Knee Assistance to the Walking Mechanics of Transfemoral Amputees Using a Powered Prosthesis. *IEEE*, 2015
- INOUE, K.; PRIPUNNOCHAI, A.; WADA, T., A Control Method for Transfemoral Prosthetic Knees in Level Walking and Stair Ascending Based on Thigh Angular Motion. *IEEE*, 2016.
- INUZUKA, K.; KAWAMOTO, H.; SANKAI, Y., ttachable Cybernic Unit for Above-Knee Prosthesis to Realize Stair Ascent and Descent. *International Conference on Robotics and Biomimetics*, 2016.
- InvenSense, *MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.3*, Estados Unidos da América, 2012.
- KAPANDJI, A. I., *Fisiologia Articular: Esquemas Comentados de Mecânica Humana*, 5 ed., v. 2, Brasil, 2000.
- LAWSON, B. E.; LEDOUX, E. D.; GOLDFARB, M., A Robotic Lower Limb Prosthesis for Efficient Bicycling. *IEEE, Transaction on Robotica*, vol. 33, No. 2, 2017.
- LAWSON, B. E.; MITCHELL, J. E.; TRUEX, D.; SHULTZ, A.; LEDOUX, E.; GOLDFARB, M., A Robotic Leg Prosthesis: Design, Control and Implementation. *IEEE*, 2014.
- LAWSON, B. E.; RUHE, B.; SHULTZ, A.; GOLDFARB, M., A Powered Prosthetic Intervention for Bilateral Transfemoral Amputees. *IEEE, Transactions on Biomedical Engineering*, vol.62, No. 4, 2015.

LAWSON, B. E.; SHULTZ, A. H.; GOLDFARB, M., Evaluation of a Coordinated Control System for a Pair of Powered. *IEEE, International Conference on Robotics and Automation*, 2013.

LAWSON, B. E.; VAROL, H. A.; HUFF, A.; ERDEMIR, E.; GOLDFARB, M., Control of Stair Ascent and Descent With a Powered Transfemoral Prosthesis. *IEEE*, Vol. 21, No. 3, 2013.

LEDOUX, E. D.; GOLDFARB, M., Control and Evaluation of a Powered Transfemoral Prosthesis for Stair Ascent. *IEEE, Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 25, No. 7, 2017.

LEDOUX, E. D.; LAWSON, B. E.; SHULTZ, A. H.; BARTLETT, H. L.; GOLDFARB, M., Metabolics of Stair Ascent with a Powered Transfemoral Prosthesis. *IEEE*, 2015.

LENZI, T.; CEMPINI, M.; HARGROVE, L. J.; KUIKEN, T. A., Actively Variable Transmission for Robotic Knee Protheses. *IEEE, International Conference on Robotics and Automation*, 2017.

LENZI, T.; HARGROVE, L. J.; SENSINGER, J. W., Minimum Jerk Swing Control Allows Variable Cadence in Powered Transfemoral Protheses. *IEEE*, 2014.

LENZI, T.; HARGROVE, L. J.; SENSINGER, J. W., Preliminary Evaluation of a New Control Approach to Achieve Speed Adaptation in Robotic Transfemoral Protheses. *IEEE, RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2014.

LENZI, T.; HARGROVE, L. J.; SENSINGER, J. W., Speed-Adaptation Mechanism: Robotic Protheses Can Actively Regulate Joint Torque. *IEEE, Robotic & Automation Magazine*, 2014.

LENZI, T.; SENSINGER, J.; LIPSEY, J.; HARGROVE, L.; KUIKEN, T, Design and Preliminary Testing of the RIC Hybrid Knee Prosthesis. *IEEE*, 2015.

LIMA, A. S., *Identificação Experimental de um Sistema Magneto-Reológico*. Dissertação – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil, 2011.

LIU, M.; WANG, D.; HUANG, H., Development of an Environment-Aware Locomotion Mode Recognition System for Powered Lower Limb Protheses. *IEEE, Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 24, No. 4, 2016.

LIU, M.; ZHANG, F.; HUANG, H., An Adaptive Classification Strategy for Reliable Locomotion Mode Recognition. *MDPI*, 2017.

LORD, *RD-8040*, 2015. Disponibilizado em:<<https://goo.gl/72R6wR>>. Acesso em: 17 de Agosto de 2017.

Ministério da Saúde, *Diretrizes de Atenção a pessoas amputadas*, Distrito Federal, Brasil, 2012.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F., *Anatomia Orientada para a Clínica*, 4 ed., Brasil, 2001.

NODA, D. K. G.; MARCHETTI, P. H.; JUNIOR, G. B. V., A Eletromiografia de Superfície em Estudos Relativos a Produção de Força. *Revista CPAQV (Centro de Pesquisa Avançada em Qualidade de Vida)*, V. 6, N. 3, P. 2, 2014.

NORTON, K. M., *A Brief History of Prosthetics*, 2007. Disponível em: <<https://goo.gl/JyoCZH>>. Acesso em: 2 de Agosto de 2017

OCHOA-DIAZ, C.; ROCHA, T. S.; OLIVEIRA, L. L.; PAREDES, M. G. P.; LIMA, R.; PADILHA, A.; BORGES, G. A., Na above-knee prosthesis with magnetorheological variable-damping. *IEEE, RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2014.

On Semicondutores, *TIP120, TIP121, TIP122 (NPN), TIP125, TIP126, TIP127 (PNP)*, 2014.

OnShape. Disponibilizado em:<<https://www.onshape.com/>>. Acessado em: 15 de Janeiro de 2018.

ÖSSUR, *Power Knee*, 2018. Disponível em:<<https://goo.gl/x3pq5U>>. Acesso em: 15 de Janeiro de 2018.

ÖSSUR, *Rheo Knee XC*, 2018. Disponível em: <<https://goo.gl/Mxxqb3>>. Acesso em: 15 de Janeiro de 2018.

ÖSSUR, *Rheo Knee3*, 2018. Disponível em: <<https://goo.gl/Y1gu6v>>. Acesso em: 15 de Janeiro de 2018.

ÖSSUR, *Sobre a Össur*, 2018. Disponível em: <<https://goo.gl/evkrpY>>. Acesso em: 15 de Janeiro de 2018.

OTTOBOCK, *C-Leg above knee prosthetic leg*, 2017. Disponível em: <<https://goo.gl/nSxSfU>>. Acesso em: 15 de Janeiro de 2018.

OTTOBOCK, *History*, 2017. Disponível em: <<https://goo.gl/4Qrjo4>>. Acesso em: 15 de Janeiro de 2018.

OTTOBOCK, *Nível de Amputação*, 2013. Disponível em: <<https://goo.gl/e5jjjt>>. Acesso em: 2 de Agosto de 2017.

OTTOBOCK, SACH + *Foot*, 2016. Disponibilizado em: <<https://goo.gl/43TbdS>>. Acessado em: 15 de Janeiro de 2018.

OTTOBOCK, *Single Axis Knee Join*, 2016. Disponível em: <<https://goo.gl/iXh7zU>>. Acesso em: 17 de Agosto de 2017.

PAREDES, V.; HONG, W.; PATRICK, S.; HUR, P., Upslop Walking with Transfemoral Prosthesis Using Optimization Based Spline Generation. *IEEE, International Conference on Intelligent Robots and System*, 2016.

PARRI, A.; MARTINI, E.; GEEROMS, J.; FLYNN, L.; PASQUINI, G.; CREA, S.; LOVA, R. M.; LEFEBER, D.; KAMNIK, R.; MUNIH, M.; VITIELLO, N., Whole Body Awareness for Controlling a Robotic Transfemoral Prosthesis. *Frontiers in Neurorobotics*, 2017.

PASCHOAL, E. F., *Controle Semi-Ativo de Vibrações Usando Lógica Nebulosa e Fluido Magneto-Reológico*, Universidade Estadual Paulista, São Paulo, Brasil, 2011.

PERRY, J., *Análise de Marcha: Marcha Normal*, v. 1, Brasil, 2005.

PERRY, J., *Análise de Marcha: Sistema de Análise de Marcha*, v. 3, Brasil, 2005.

PERTENCE JR., A., *Eletrônica Analógica: Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos*, 6 ed., 2003.

QUINTERO, D.; VILLARREAL, D. J.; GREGG, R. D., Preliminary Experiments with a Unified Controller for a Powered Knee-Ankle Prosthetic Leg Across Walking Speeds. *IEEE, International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2016.

ROCHA, T. S., *Desenvolvimento de Prótese Transfemural Robótica: Projeto Mecânico e de Atuação*, Dissertação – Universidade de Brasília, Brasília, Brasil, 2015.

RODRIGUES, M. A. B., *Instrumento Virtual para Aquisição e Análise de Sinais Bioelétricos*, Dissertação - Universidade de Santa Catarina, Santa Catarina, 1997.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G.; *Humann Walking*, 3 ed., Filadélfia, Estados Unidos da América, 2006.

SENIAM, *Sensor Location*, 2017. Disponível em: <<https://goo.gl/fvSBHi>>. Acesso em: 17 de Outubro de 2017.

SHULTZ, A. H.; LAWSON, B. E.; GOLDFARB, M., Running With a Powered Knee and Ankle Prosthesis. *IEEE, Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, No. 3, 2015.

- SILVA, F. L., *Estudo para o Desenvolvimento de uma Prótese Transfemoral*. Dissertação – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil, 2007.
- SIMON, A. M.; FEY, N. P.; FINUCANE, S. B.; LIPSCHUTZ, R. D.; HARGROVE, L. J., Strategies to Reduce the Configuration Time for a Powered Knee and Ankle Prosthesis Across Multiple Ambulation Modes. *IEEE, International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2013.
- SIMON, A. M.; INGRAHAM, K. A.; FEY, N. P.; FINUCANE, S. B.; LIPSCHUTZ, R. D.; YOUNG, A. J.; HARGROVE, L. J., Configuring a Powered Knee and Ankle Prosthesis for Transfemoral Amputees Within Five Specific Ambulation. *IEEE*, 2014.
- SIMON, A. M.; INGRAHAM, K. A.; SPANIAS, J. A.; YOUNG, A. J.; FINUCANE, S. B.; HALSNE, E. G.; HARGROVE, L. J., Delaying Ambulation Mode Transition Decisions Improves Accuracy of a Flexible Control System for Powered Knee-Ankle Prosthesis. *IEEE, Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol.25, No. 8, 2017.
- SIMON, A. M.; INGRAHAM, K. A.; SPANIAS, J. A.; YOUNG, A. J.; HARGROVE, L. J., Development and Preliminary Testing of a Flexible Control System for Powered Knee-ankle Prostheses. *IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2016.
- SIMON, A. M.; SPANIAS, J. A.; INGRAHAM, K. A.; HARGROVE, L. J., Delaying Ambulation Mode Transitions in a Powered Knee-ankle Prosthesis. *IEEE*, 2016.
- SOBOTTA, *Atlas de Anatomia Humana: Tronco, Visceras e Extremidade Inferior*, 21 ed., v. 2, Brasil, 2000.
- SOUZA, P. V. E., *Sistema de Aquisição de Sinais de EMG e EEG para Plataforma Adroid*, Dissertação - Universidade Federal de Pernambuco, Pernambuco, Brasil, 2015.
- SPANIAS, J. A.; SIMON, A. M.; FINUCANE, S. B.; PERREAULT, E. J.; HARGROVE, L. J., Online Adaptive Neural Control of a Robotic Lower Limb Prosthesis. *Journal of Neural Engineering*, 2017.
- SPANIAS, J. A.; SIMON, A. M.; HARGROVE, L. J., Across-User Adaptation for a Powered Lower Limb Prosthesis. *IEEE, International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2017.

- SPANIAS, J. A.; SIMON, A. M.; INGRAHAM, K. A.; HARGROVE, L. J., Effect of Additional Mechanical sensor Data on na EMG-based Pattern Recognition System for Powered Leg Prosthesis. *IEEE, EMBS Conference on neural Engineering*, 2015.
- SPANIAS, J. A.; SIMON, A. M.; PERREAULT, E. J.; HARGROVE, L. J., Preliminary Results for na Adaptive Pattern Recognition System for Novel Users Using a Powered Lower Limb Prosthesis. *IEEE*, 2016.
- TEXAS INSTRUMENTS, *Code Composer Studio (CCS) Integrated Developent Enviroment (IDE)*, 2017. Disponível em: <<https://goo.gl/tgwmuY>>. Acesso em: 12 de Setembro de 2017.
- TEXAS INSTRUMENTS, *INA12x Precision: Low Power Instrumentation Amplifiers*, 2015.
- TEXAS INSTRUMENTS, *OPAx172 36-V, Single-Supply, 10 MHz, Rail-to-Rail Output Operational Amplifiers*, 2015.
- TEXEIRA Jr., J. B., *Sistema de Georeferenciamento Direto para Câmara de Pequeno Formato com Sincronismo GPS*, Dissertação – Universidade Federal de Pernambuco, Pernambuco, Brasil, 2010.
- THATTE, N.; GEYER, H., Toward Balance Recovery With Leg Prostheses Using Neuromuscular Model Control. *IEEE, Transactions on Biomedical Engineering*, VOL. 63, NO. 5, 2016.
- TRILHA JR., M.; FANCELLO, E. A.; ROESLER, C. R. M.; MORE, A. D. O., *Simulação Numérica Tridimensional da Mecânica do Joelho Humano*. Acta Ortopédica Brasileira, vol. 17, no.2, São Paulo, 2009.
- VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR, J. C., *Dynamics of Human Gait*, Estados Unidos da América, 1992.
- VILLARREAL, D. J.; QUINTERO, D.; GREGG, R. D., Piecewise and Unified Phase Variables in the Control of a Powered Prosthetic Leg. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2017.
- WANG, D.; LIU, M.; ZHANG, F.; HUANG, H., Desing of an Expert System to Automatically Calibrate Impedance Control for Powered Knee Protheses. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2013.
- WEN, Y.; LIU, M.; SI, J.; FELLOW, HUANG, H., Adaptive Control of Powered Transfemoral Prostheses Based on Adaptive Dynamic Programming. *IEEE*, 2016.

- WINTER, D. A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2 ed., Estados Unidos da América, 1990.
- YOUNG, A. J.; HARGROVE, L. J., Classification Method for User-Independent Intent Recognition for Transfemoral Amputees Using Powered Lower Limb Prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 24, No. 2, 2016.
- YOUNG, A. J.; SIMON, A.; FEY, N. P.; HARGROVE, L. J., Intent Recognition in Powered Lower Limb Prosthesis Using Time History Information. *Analys of Biomedical Engineering*, vol. 42, No. 3, 2014.
- YOUNG, A. J.; SIMON, A.; HARGROVE, L. J., Na Intent Recognition Strategy for Transfemoral Amputee. *IEEE, Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2013.
- YOUNG, A. J.; KUIKEN, T. A.; HARGROVE, L. J., Analysis of Using EMG and Mechanical Sensors to Enhance intent Recognition in Powered Lower Limb Prostheses. *Journal of Neural Engineering*, 2014.
- YOUNG, A. J.; SIMON, A. M.; HARGROVE, L. J., Training Method for Locomotion Mode Prediction Using Powered Lower Limb Prostheses. *IEEE, Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol 22, No. 3, 2014.
- ZHANG, F.; LIU, M.; HARPER, S.; LEE, M.; HUANG, H., Engineering Platform and Experimental Protocol for Design and Evaluation of a Neurally-controlled Powered Transfemoral Prosthesis. *Journal of Visualized Experiments*, 2014.
- ZHANG, F.; LIU, M.; HUANG, H., Effects of Locomotion Mode Recognition Errors on Volitional Control of Powered Above-Knee Prostheses. *IEEE, Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 25, No. 1, 2015.
- ZHANG, F.; LIU, M.; HUANG, H., Investigation of Timing to Switch Control Mode in Powered Knee Prostheses during Task Transitions. *Cross Mark*, 2014.
- ZHANG, F.; LIU, M.; HUANG, H., Tolerance of Neural Decoding Errors for Powered Artificial Legs: a Pilot Study. *IEEE*, 2016.
- ZHAO, H.; AMBROSE, E.; AMES, A. D., Preliminary Results on Energy Efficient 3D Prosthetic Walking with a Powered Compliant Transfemoral Prosthesis. *IEEE, International Conference on Robotics and Automation*, 2017.

ZHAO, H.; HORN, J.; REHER, J.; PAREDES, V.; AMES, A. D., A Hybrid Systems and Optimization-Based Control Approach to Realizing Multi-Contact Locomotion on Transfemoral Prostheses. *IEEE, Annual Conference on Decision and Control*, 2015.

ZHAO, H.; HORN, J.; REHER, J.; PAREDES, V.; AMES, A. D., Multicontact Locomotion on Transfemoral Prostheses via Hybrid System Models and Optimization-Based Control. *IEEE, Transactions on Automation Science and Engineering*, vol. 13, No. 2, 2016.

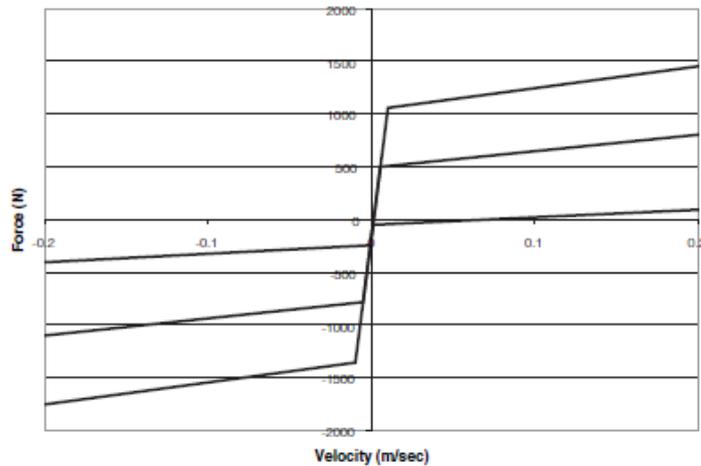
ZHAO, H.; REHER, J.; HORN, J.; PAREDES, V.; AMES, A. D., Realization of Nonlinear Real-Time Optimization Based Controllers on Self-Contained Transfemoral Prosthesis. *IEEE*, 2015.

ZHAO, H.; REHER, J.; HORN, J.; PAREDES, V.; AMES, A. D., Realization of Stair Ascent and Motion Transitions on Prostheses Utilizing Optimization-Based Control and Intent Recognition. *IEEE*, 2015.

ANEXO B – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS RD 8040 DA LORD

LORD TECHNICAL DATA

Typical Force vs. Velocity



Offset at origin is due to gas pre-charge required for temperature compensation and to prevent cavitation.

Values stated in this technical data sheet represent typical values as not all tests are run on each lot of material produced. For formalized product specifications for specific product end uses, contact the Customer Support Center.

Information provided herein is based upon tests believed to be reliable. In as much as LORD Corporation has no control over the manner in which others may use this information, it does not guarantee the results to be obtained. In addition, LORD Corporation does not guarantee the performance of the product or the results obtained from the use of the product or this information where the product has been repackaged by any third party, including but not limited to any product end-user. Nor does the company make any express or implied warranty of merchantability or fitness for a particular purpose concerning the effects or results of such use.

"Ask Us How" is a trademark of LORD Corporation or one of its subsidiaries.

LORD provides valuable expertise in adhesives and coatings, vibration and motion control, and magnetically responsive technologies. Our people work in collaboration with our customers to help them increase the value of their products. Innovative and responsive in an ever-changing marketplace, we are focused on providing solutions for our customers worldwide ... Ask Us How.

LORD Corporation World Headquarters

111 Lord Drive
Cary, NC 27511-7923
USA

Customer Support Center (In United States & Canada)

+1 877 ASK LORD (275 5673)

www.lord.com

For a listing of our worldwide locations, visit LORD.com/locations.

©2009 LORD Corporation OD DS7016 (RevD 6/09)

LORD
AskUsHow™