

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
FACULDADE DE ENGENHARIA
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA

MAURÍCIO PEREIRA CHAGAS

PLATAFORMA INSTRUMENTADA PARA ALINHAMENTO DE PRÓTESE DE
MEMBRO INFERIOR

Ilha Solteira

2018

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
ELÉTRICA

MAURÍCIO PEREIRA CHAGAS

**PLATAFORMA INSTRUMENTADA PARA ALINHAMENTO DE PRÓTESE DE
MEMBRO INFERIOR**

Dissertação de Mestrado apresentada à
Faculdade de Engenharia de Ilha
Solteira – UNESP como parte dos
requisitos para obtenção do título de
Mestre em Engenharia Elétrica.
Especialidade: Ciências Biomédicas.

Nome do orientador

Marcelo Augusto Assunção Sanches

Ilha Solteira
2018

FICHA CATALOGRÁFICA
Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

C433p Chagas, Maurício Pereira.
Plataforma instrumentada para alinhamento de prótese de membro inferior
/ Maurício Pereira Chagas. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2018
67 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de
Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2018

Orientador: Marcelo Augusto Assunção Sanches
Inclui bibliografia

1. Alinhamento de prótese. 2. Alinhamento referenciado. 3. Prótese de
membro inferior.

Raizene da Silva Santos
Raizene da Silva Santos

Supervisora Técnica de Registro
Serviço Técnico de Biblioteca, Arquivística, Informação e Documentação
Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação
CBL/9 - 0000



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Ilha Solteira

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

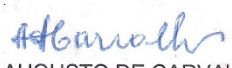
TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Plataforma instrumentada para alinhamento de prótese de membro inferior

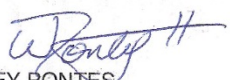
AUTOR: MAURICIO PEREIRA CHAGAS

ORIENTADOR: MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em ENGENHARIA ELÉTRICA, área: Automação pela Comissão Examinadora:


Prof. Dr. MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira


Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira


Prof. Dr. WESLEY PONTES
Departamento de Bioenergia e Automação / FATEC - Araçatuba

Ilha Solteira, 30 de novembro de 2018

RESUMO

Neste trabalho é apresentado o desenvolvimento de um sistema de alinhamento referenciado de prótese de membro inferior, denominado PASyLL (*Prosthesis Alignment System of Lower Limbs*). A qualidade do alinhamento e ajuste de próteses de membros inferiores é fundamental no processo de reabilitação, principalmente porque contribui para que não ocorra o abandono do uso da prótese. Atualmente, muitos alinhamentos de próteses ainda são realizados de forma subjetiva, sem auxílio de equipamentos, ou seja, apenas com base na experiência e conhecimento do profissional de saúde. Diante disso, desenvolveu-se o PASyLL, um sistema para auxiliar o profissional da saúde no alinhamento de prótese. Este equipamento mede parâmetros importantes para um alinhamento adequado, fornece ao terapeuta dados objetivos, auxiliando-o na tomada de decisão. Com este sistema é possível medir e realizar ajustes no comprimento, medir a distribuição do peso no membro protetizado e não protetizado, verificar a posição do centro de pressão do paciente (COP), desta forma auxiliar no ajuste médio lateral e anteroposterior. O sistema possui facho laser na horizontal e vertical, permitindo assim um alinhamento referenciado. O erro percentual na medição do peso foi inferior a 1% e na medida do COP, inferior a 5%.

Palavras-chave: Alinhamento de prótese. Alinhamento referenciado. Prótese de membro inferior.

ABSTRACT

In this work the development of a referenced alignment system of lower limb prosthesis, called PASyLL (Prosthesis Alignment System of Lower Limbs), is presented. The quality of the alignment and adjustment of lower limb prostheses is fundamental in the rehabilitation process, mainly because it contributes to the abandonment of prosthesis use. Currently, many prosthesis alignments are still performed subjectively, without the aid of equipment, that is, only based on the experience and knowledge of the health professional. Therefore, the PASyLL, a system to assist the health professional in the prosthesis alignment, was developed. This equipment measures important parameters for proper alignment, provides the therapist with objective data, assisting him in decision making. With this system it is possible to measure and adjust the length, measure the weight distribution in the amputated and not amputated limb, verify the position of the patient pressure center (COP) in this way assist in the lateral lateral and anteroposterior adjustment. The system has horizontal and vertical laser beams, allowing a referenced alignment. The percentage error in weight measurement was less than 1% and in the COP, less than 5%.

Key words: Alignment of prosthesis. Referenced alignment. Prosthesis of lower limb.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Figura ilustrativa da região de uma amputação Transtibial.....	19
Figura 2 - Amputação de pé	22
Figura 3 - Amputação Transtibial.....	23
Figura 4 - Desarticulação do joelho	24
Figura 5 - Amputação Transfemoral	24
Figura 6 - Desarticulação do quadril.....	25
Figura 7 - Amputação Hemipelvectomia.....	26
Figura 8 - Amputação bilateral Transfemoral de membros inferiores	27
Figura 9 - Coto resultante de uma amputação transfemoral	29
Figura 10 - Articulação Sacrolíaca e ilíacos	35
Figura 11 - Alinhamento realizado em um paciente	36
Figura 12 - Postura regular de um paciente não amputado Erro! Indicador não definido.	
Figura 13 - Postura de um paciente amputado transtibial	37
Figura 14 - L.A.S.A.R. Posture	38
Figura 15 - Paciente em processo de alinhamento no L.A.S.A.R.....	39
Figura 16 - Logotipo PASyLL.....	40
Figura 17 - Base com barras paralelas.....	42
Figura 18 - Dispositivo eletromecânico para elevação da plataforma móvel...	43
Figura 19 - Potenciômetro deslizante	44
Figura 20 - Circuito divisor de tensão do potenciômetro	45
Figura 21 - Célula de carga	46
Figura 22 - Posicionamento das células de carga.	46
Figura 23 - Células de carga do tipo PWZL-2F	47
Figura 24 - Circuito de condicionamento das células da plataforma de forças.	49
Figura 25 - Circuito de condicionamento das células das bases.....	49
Figura 26 - Diagrama esquemático inversor de tensão	50
Figura 27 - Foto da estrutura da plataforma	52
Figura 28 - Foto da base móvel e elevador pantográfico	53
Figura 29 - Curva característica do potenciômetro e sua aproximação.....	54
Figura 30 - Placa de aquisição de sinais completa.....	55
Figura 31 - Dispositivo do fecho laser.....	56
Figura 32 - Base das células de carga	56
Figura 33 - Gráfico da equação de reta referente a célula de carga 1.	57
Figura 34 - Gráfico da equação de reta referente a célula de carga 2	57
Figura 35 - Gráfico da equação de reta referente a célula de carga 3	57
Figura 36 - Gráfico da equação de reta referente a célula de carga 4	58
Figura 37 - Gráfico da equação de reta referente a balança esquerda	58
Figura 38 - Gráfico da equação de reta referente a balança direita	58
Figura 39 - Tela do Supervisório do PASSyLL	59
Figura 40 - Prótese protótipo	62
Figura 41 - Referência laser projetada sobre o meio do joelho do paciente....	62
Figura 42 - Referência da posição dos ilíacos.....	63
Figura 43 - Projeção do fecho laser sobre o paciente	63
Figura 44 - Projeção do fecho laser latera do paciente	64

Figura 45 - Tela do supervisor no momento do ajuste.....	64
---	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Classificação no Padrão IEC 60825-1:1993.	48
Tabela 2 - Níveis de tensão no potenciômetro relativa a posição.....	54
Tabela 3 - Valores de sete medidas de posição da plataforma móvel.....	60

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

a.C.	Antes de Cristo
AEL	<i>Accessible Emission Limit</i>
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
d.C	Depois de Cristo
EVA	<i>Ethylene Vinyl Acetate</i>
IHM	Interface Homem Máquina
LIEB	Laboratório de Instrumentação de Engenharia Biomédicas
MPE	<i>Maximum Permissible Exposure</i>
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i>
PASyLL	<i>Prosthesis Alignment System of Lower Limbs</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
VDC	<i>Voltage Direct Current</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	OBJETIVO	18
3	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	19
3.1	AMPUTAÇÃO	19
3.1.1	História das amputações	20
3.1.2	Membro Residual.....	21
3.1.3	Níveis de Amputações	21
3.2	PRÓTESES	27
3.3	COTO	28
3.4	PRÉ E PÓS PROTETIZAÇÃO	30
3.4.1	Pré Protetização.....	30
3.4.2	Pós Protetização.....	32
3.5	ALINHAMENTO DE PRÓTESE.....	35
3.5.1	Alinhamento Tradicional.....	35
3.5.2	Alinhamento referenciado	36
3.5.3	L.A.S.A.R. Posture	38
3.6	PASyLL.....	39
4	MATERIAIS E MÉTODOS	42
4.1	ESTRUTURA DA PLATAFORMA.....	42
4.2	BASE MÓVEL	42
4.2.1	Dispositivo eletromecânico da base móvel	43
4.2.2	Mecanismo da base móvel	43
4.2.3	Medição de deslocamento vertical da base móvel	44
4.3	MENSURAÇÃO DAS FORÇAS.....	45
4.3.1	Medição de força na base fixa e móvel.....	45
4.3.2	Medição do centro de pressão (COP)	46
4.4	FACHOS LASER PARA ALINHAMENTO	47
4.5	CIRCUITO ELETRÔNICO DO PASyLL.....	48
4.5.1	Circuito de condicionamento	48
4.5.2	Inversor de tensão negativa de 5V.....	50
4.5.3	Microcontrolador ATmega2560	50
4.6	SOFTWARE SUPERVISÓRIO - LABVIEW	51
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	52
5.1	ESTRUTURA E BASES DA PLATAFORMA	52

5.2	CARACTERIZAÇÃO DO SENSOR DE MEDIÇÃO DE DESLOCAMENTO DA BASE MÓVEL.....	53
5.3	PLACA DO CIRCUITO DE ACONDICIONAMENTO	55
5.4	PROJEÇÃO COM FACHOS LASER	55
5.5	PLATAFORMA DE FORÇAS E CÉLULAS DE CARGA	56
5.5	TELA DO SUPERVISÓRIO	59
5.6	MEDIÇÕES DE ALTURA DA BASE MÓVEL	59
5.7	ETAPAS DE ALINHAMENTO UTILIZANDO O PASyLL.....	60
5.8	ALINHAMENTO GUIADO A LASER.....	61
6	CONCLUSÃO.....	66
7 T	RABALHOS FUTUROS	68
	REFERÊNCIAS.....	69
	ANEXO A – Características das Células de Carga.....	71
	APÊNDICE A - Diagrama esquemático completo PCI aquisição de sinais	72

1 INTRODUÇÃO

As amputações em membros do corpo humano originaram-se junto à própria história da humanidade. Amputar significa remoção, parcial ou total, de um membro, que pode ser causado por doença, enfermidade adquirida ou propriamente acidental. O processo de amputação no ser humano é sempre delicado, interpretado como a invalidação do ser por quem passou pela remoção de um membro.

Antigamente o indivíduo amputado era visto como uma pessoa anormal, que acabara de perder sua vida. Atualmente, mesmo com o passar do tempo e com a grande mudança de visão adquirida nessa área, ainda assim a amputação é vista, por muitas pessoas, como o fim da capacidade desse indivíduo (SLAVIERO, 2009).

Essas amputações podem ser realizadas em vários níveis, cada um deles leva o indivíduo a determinadas limitações, dificultando, principalmente em sua fase inicial de adaptação, suas atividades de rotina diárias (SLAVIERO, 2009).

Para que haja uma melhora da qualidade de vida do amputado existem alguns recursos, entre eles a utilização de próteses, aparelhos desenvolvidos e construídos de modo a substituir artificialmente membro amputado (SLAVIERO, 2009).

Para a medicina, prótese é um dispositivo projetado para substituição de um membro do corpo humano ou qualquer de suas partes com necessidade de reposição ou readaptação (FERNANDES; LUFT; GUIMARÃES, 1992).

A Sociedade Internacional de Próteses e Órteses, juntamente com a Organização Mundial da Saúde (OMS), estimam que 0,5% da população dos países desenvolvidos necessitam de algum tipo de próteses (XAVIER, 2016).

Atualmente a protetização evoluiu e alcançando melhores resultados de construção, desempenho e consequente melhoria de condições de vida ao paciente amputado. No entanto, o alto custo de equipamentos de tecnologia assistiva impede que muitos tenham acesso às próteses, principalmente em

países subdesenvolvidos (DAVIDSON; SANTORELLI, 2009), como por exemplo, o Brasil.

Na rede pública de saúde, o processo de protetização inicia-se com a triagem de pacientes com o objetivo de contemplar somente aqueles que estão aptos a serem protetizados, uma vez que a o programa não disponibiliza próteses para todos os pacientes. Tal situação ocorre por dois motivos, o primeiro é o paciente não estar apto ao processo de protetização, o segundo a falta de recursos financeiros da rede de saúde.

Mesmo com as inúmeras vantagens de se utilizar uma prótese, e também ter passado por uma triagem, infelizmente muitos amputados decidem pelo abandono de suas próteses (SLAVIERO, 2009). Estudos mostram que as reamputações são frequentes (PINZUR, 1993; DILLINGHAM, 2005; MEIKLE) e o abandono do uso da prótese é muito elevado (De Luccia, 1992), maior que 50% e alguns grupos (McWHINNIE, 1994; CHAMILIAN, 2013; CHAMILIAN, 2014).

O principal motivo de abandono é a não adaptação do indivíduo a prótese, e na maioria das vezes está ligado ao inadequado ajuste da mesma no paciente. Mesmo sendo uma prótese de qualidade, um ajuste ruim da mesma, torna-se um incômodo ao paciente, esta condição leva a um elevado gasto energético, muito além do necessário.

O alinhamento de uma prótese é fator preponderante na qualidade de um ajuste protético. Apenas quando os alinhamentos estáticos estiverem corretos, o dispositivo pode mostrar sua funcionalidade completa e permitir que o usuário recupere o nível mais alto possível de mobilidade e independência.

Atualmente o ajuste depende quase que na totalidade da habilidade do terapeuta e dos recursos parcos que se dispõe. No início de uma protetização pouca informação pode-se obter do paciente de forma a auxiliar, uma vez que ao utilizar a prótese pela primeira vez o paciente não possui nenhum conhecimento prévio como referência de forma a julgar se a prótese está adequada ou não a ele.

Outro problema é o fator psicológico do indivíduo, pois o mesmo anseia em adquirir a prótese e desta forma pode interferir negativamente no processo

de protetização, dizendo que está bom e na verdade pode não estar e mais tarde acarretará no abandono.

O ser humano possui a característica de adaptar-se, quando da real necessidade, no entanto de maneira que o ofereça menor trabalho. Adaptar-se as próteses não é uma tarefa simples, exige esforço físico e psicológico do paciente.

As próteses são confeccionadas sempre com uma dimensão longitudinal maior que o membro não amputado e os ajustes finos, de extrema importância, são realizados no momento da instalação da prótese ao paciente.

Os ajustes podem ser feitos por um profissional da saúde, via tato, juntamente com a observação visual, levando-se em conta a posição da patela e/ou ilíacos do paciente.

Outra forma de ajuste é com a utilização de uma plataforma de alinhamento referenciado, chamada “*L.A.S.A.R. Posture*”, fabricado pela *Ottobock*, mas devido seu alto custo, não estão disponíveis na maioria dos alinhamentos.

O presente trabalho é resultado da parceria entre o LIEB (Laboratório de Engenharia Biomédica) e o Centro de Reabilitação Lucy Montoro – unidade de São José do Rio Preto/SP, e teve como objetivo o desenvolvimento de uma plataforma instrumentada de alinhamento referenciado para auxiliar os profissionais da saúde no alinhamento adequado de prótese de membro inferior.

O sistema desenvolvido foi denominado de PASyLL (*Prosthesis Alignment System of Lower Limbs*). Com este equipamento poderão ser realizados alinhamentos protéticos verificando objetivamente alguns parâmetros importantes, como distribuição de peso em cada hemicorpo, centro de pressão, alinhamento de alguns pontos com o balizamento de fachos laser, não mais havendo a necessidade da adivinhação ou interpretação do profissional, mas sim dados concretos.

2 OBJETIVO

Desenvolver uma plataforma instrumentada de alinhamento referenciado para auxiliar no alinhamento adequado de prótese de membro inferior, permitindo um ajuste mais preciso com a base em parâmetros quantitativos e objetivos, de forma a minimizar a interpretação do terapeuta.

3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

3.1 AMPUTAÇÃO

Amputação é uma palavra que deriva do latim, “*ambi*”, em volta de, e “*putatio*” podar/retirar (CARVALHO, 2003).

Pode-se definir amputação como sendo a retirada, total ou parcial, de um membro. Muitas vezes, o termo “amputação” está relacionado ao terror, derrota, mutilação, trazendo de forma implícita, uma analogia com a incapacidade e a dependência.

A amputação é a perda de uma parte do “EU”, em que a imagem corporal fica comprometida e profundamente alterada. Esta alteração produz uma desvantagem física permanente, provocando muitas vezes alterações das necessidades fisiológicas, psicológicas e sociais. Na Figura 1, pode-se visualizar um exemplo de amputação.

Figura 1 - Figura ilustrativa da região de uma amputação Transtibial.



Fonte: Modificado de < <http://xn--amputao-2wa9a.com/assets/amputacao.jpg>>. Acesso em: 10 de março de 2018

De forma geral, as amputações cirúrgicas são oriundas de problemas vasculares, traumatismo, diabetes, tumor, deformidades congênitas, dentre outros. As amputações são utilizadas quando:

- O indivíduo possui uma extremidade dolorosa, sem tratamento, e frequentemente inútil (DOWNIE, 1983);

- Como único meio de fornecer uma melhoria de qualidade de vida (QV) e não um fim a si mesmo, sendo um processo através do qual se alcançam novos horizontes (CRUZ, 1994).

Por vezes, a amputação de um membro corresponde mesmo ao último recurso para salvar uma vida.

3.1.1 História das amputações

A referência escrita mais antiga sobre amputações encontrada é o Rig-Veda, um antigo poema sagrado indiano, reconhecido como a primeira referência escrita sobre próteses. Este poema escrito entre 3500 e 1800 a.C. conta a história de uma rainha guerreira, que com um membro inferior amputado por ferimento de guerra, confeccionou uma prótese em ferro e retornou à batalha (CARVALHO, 2003).

Em 460-377 a.C, Hipócrates, considerado como o pai da medicina científica, realizava amputações de articulações por guilhotinas, sempre em tecidos necróticos, sem sensibilidade e com o uso de ligaduras. Gangrena era tida como única indicação para as amputações (LE VAY, 1990).

Celsus (25 a.C. - 50 d.C.) realizava amputações em planos mais proximais, em tecidos vivos, com trans-seções ósseas e utilizando ligadura dos vasos por fios. Gangrena ainda era a única indicação para suas amputações (LE VAY, 1990).

Somente em 1519, Ambróise Pare reintroduziu a técnica de ligaduras, descrita inicialmente por Hipócrates e esquecida na Idade Média (BIRCH, 2008; SELLEGREN, 1982).

Morel, em 1674, introduziu o uso de torniquetes durante as amputações (BIRCH, 2008, SELLEGREN, 1982).

Em 1867, o Lord Lister, introduziu as técnicas de assepsia (BIRCH, 2008; SELLEGREN, 1982).

Ertl na Alemanha em 1949 desenvolveu a técnica da miodese, com a reinserção muscular no coto ósseo, técnica ainda utilizada nos procedimentos cirúrgicos (BIRCH, 2008; SELLEGREN, 1982).

3.1.2 Membro Residual

Para Carvalho (2001) e May (1993), o membro residual de amputação é denominado coto. O coto de amputação é considerado como um novo membro é o responsável pelo controle da prótese durante a posição ortostática e caminhar. Segundo Carvalho (2003), para que isso seja possível, ele deve apresentar algumas características, tais como:

- a) Nível adequado: nem sempre o melhor coto é o mais longo. Para alguns níveis de amputação, como na de chopart, podemos obter resultados menos satisfatórios com a protetização e reabilitação;
- b) Coto estável: a presença de deformidades nas articulações proximais ao coto pode dificultar a deambulação e a protetização;
- c) Presença de um bom almofadamento;
- d) Bom estado da pele: coto com boa sensibilidade, sem úlceras e enxertos cutâneos facilita a reabilitação cutâneos facilita a reabilitação;
- e) Ausência de neuromas terminais: para certos níveis a presença de neuromas impede o contato e/ou descarga distal;
- f) Boa circulação: arterial e venosa, evitando isquemia e estase venosa;
- g) Boa cicatrização: as suturas devem ser efetuadas em locais apropriados conforme o nível de amputação. As cicatrizes não devem ser irregulares, hipertróficas ou apresentar aderências, retrações, deiscências e supurações;
- h) Ausência de edema significativo.

3.1.3 Níveis de Amputações

Para a padronização da terminologia ortoprotésica foi desenvolvido um sistema de classificação internacional para a definição dos níveis de amputação:

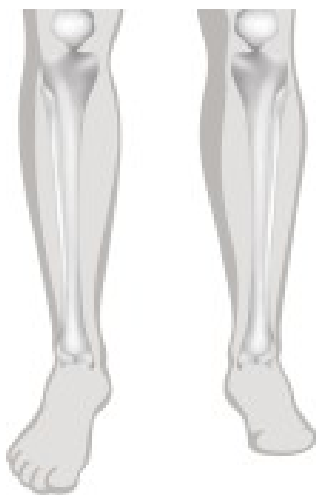
3.1.3.1 Amputação do Pé

Existem mais de doze níveis diferentes de amputação na área do pé. Eles variam de uma amputação de dedo, uma amputação de meio-pé, até uma amputação na área do tarso. Algumas amputações são:

- i) Parcial de dedos e pé – excisão de qualquer parte de um ou mais dedos do pé;
- j) Desarticulação do nível da articulação metatarso – falângica;
- k) Parcial de dedo do pé/ ressecção em raio. Ressecção do 3º, 4º e 5º metatársicos e dedos;
- l) Transmetatársico – amputação através da secção média de todos os metatarsos;
- m) Symes – desarticulação da tíbio-társica, podendo envolver a remoção dos maléolos e das partes distais do peróneo e da tíbia;

Na Figura 2 pode-se verificar uma ilustração de um tipo de amputação de pé.

Figura 2 - Amputação de pé



Fonte: Media Ottobock (2018).

3.1.3.2 Amputação Transtibial

É realizada entre a amputação de symes e a desarticulação do joelho. Podemos dividi-la em 3 níveis, amputação transtibial do terço proximal, médio e distal. Para esses níveis, devemos considerar a importância funcional da articulação do joelho na reabilitação e na deambulação dos pacientes amputados carvalho (2003).

A descarga de peso nas amputações transtibiais, independentemente do nível de amputação, deverá ser realizada no tendão rotuliano, entre a borda inferior da rótula e a tuberosidade anterior da tíbia, e nas regiões com tecidos moles localizados nas faces externa, interna e posterior do coto.

Nos casos em que não for possível realizar tais pressões, será no apoio dos músculos da coxa ou tuberosidade isquiática. Os cotos transtibiais apresentam uma tendência à deformidade em flexão do joelho tanto maior quanto mais proximal for o nível de amputação Carvalho (2003). Na Figura 3 pode-se verificar uma ilustração de um tipo de amputação transtibial.

Figura 3 - Amputação Transtibial



Fonte: Media Ottobock (2018).

Para a protetização, são necessários um pé protético, adaptadores e elementos de conexão para o encaixe protético. O encaixe é o componente que conecta a prótese ao membro residual.

3.1.3.3 Desarticulação do joelho

A desarticulação do joelho, ilustrado na Figura 4, ocorre quando a articulação do joelho é cortada, retirando-se a panturrilha. Para a protetização, são necessários: um pé protético, uma articulação do joelho, adaptadores e elementos de conexão para o encaixe protético.

Figura 4 - Desarticulação do joelho



Fonte: Media Ottobock (2018).

3.1.3.4 Amputação Transfemoral

Em uma amputação transfemoral, ilustrado na Figura 5, que é uma amputação na área da coxa, o osso fêmur é cortado. Para a protetização, são necessários: um pé protético, uma articulação do joelho, adaptadores e elementos de conexão para o encaixe protético.

Figura 5 - Amputação Transfemoral



Fonte: Media Ottobock (2018).

3.1.3.5 Desarticulação do quadril

Na desarticulação do quadril (Fig. 6) a amputação é realizada na área da articulação do quadril. Como consequência desse tipo de amputação, a bacia terá que controlar a prótese.

Figura 6 - Desarticulação do quadril



Fonte: Media Ottobock (2018).

Para a protetização, são necessários: um pé protético, uma articulação do joelho, uma articulação de quadril, adaptadores e elementos de conexão para o encaixe protético.

3.1.3.6 Amputação Hemipelvectomy

No caso de hemipelvectomy (Fig. 7), são amputadas a perna inteira e partes da bacia até o sacro. Como consequência desse tipo de amputação, a bacia terá que controlar a prótese.

Para a protetização, são necessários: um pé protético, uma articulação do joelho, uma articulação de quadril, adaptadores e elementos de conexão para o encaixe protético.

Figura 7 - Amputação Hemipelvectomia



Fonte: Media Ottobock (2018).

3.1.3.7 Amputação Bilateral

As amputações bilaterais dos membros inferiores geralmente estão associadas às patologias vasculares, neuropáticas e traumáticas e ocorrem normalmente nos níveis transtibiais e transfemorais.

Entretanto, podem atingir outros níveis, tais como as amputações parciais do pé e do tornozelo e as desarticulações do joelho e anca. Na avaliação desses amputados, é importante colher dados, tais como a etiologia, os níveis, a locomoção atual e o período em que ocorreu a amputação. Em geral, o membro dominante numa amputação bilateral é aquele que apresenta um nível mais distal ou o primeiro membro protetizado, tratando-se de amputações do mesmo nível.

Os pacientes com amputações transtibiais geralmente locomovem-se ajoelhados, quando não em cadeira de rodas. Este método de locomoção apresenta uma grande desvantagem um elevado grau de encurtamento dos isquiotibiais, favorecendo as deformidades em flexão, as quais prolongam o período de tratamento pré-protetização podem dificultar a protetização.

Esses pacientes apresentam no tratamento pós-protetização distúrbios de equilíbrio e coordenação, os quais serão sanados com a reabilitação. Para os mais debilitados, componentes com maior grau de segurança devem ser inclinados, como, por exemplo, joelhos com auto freio, com trava e pés articulados (CARVALHO, 2003).

Um exemplo de amputação bilateral transfemoral pode ser observada na Figura 8.

Figura 8 - Amputação bilateral Transfemoral de membros inferiores



Fonte: Media Ottobock (2018).

3.2 PRÓTESES

Segundo Le Vay (1990), as próteses são citadas como dispositivos de substituição do membro amputado desde o período anterior a Cristo, porém seu grande desenvolvimento se deu principalmente após a II Guerra Mundial, devido ao grande número de amputados.

Neste período, madeira e couro eram muito utilizados na fabricação artesanal de componentes tais como joelhos, pés e soquetes protéticos. As próteses deste período são classificadas como próteses exoesqueléticas ou próteses convencionais, as quais são compostas por componentes de madeira ou plástico que servem de conexão entre soquete e pé. Na montagem deste tipo de prótese as peças devem ser coladas entre si durante a montagem dificultando pequenos ajustes como, por exemplo, no alinhamento e na altura final da prótese.

Somente na década de 1960 foram desenvolvidos os sistemas classificados como endoesqueléticos ou sistemas modulares, compostos por componentes metálicos pré-fabricados permitindo a troca rápida de componentes e alterações nos alinhamentos estático e dinâmico.

O material termoplástico utilizado nas construções das próteses surgiu em 1972 quando Snelson e Mooney (WILSON JÚNIOR, 1974) desenvolveram a técnica de termo-modelagem com policarbonato sobre moldes em gesso.

O polipropileno surgiu alguns anos depois, em 1975 no Moss Rehabilitation Hospital na Philadelphia (CONVERY *et al.*, 1984). Os pés em fibra de carbono, com características mais fisiológicas proporcionando absorção, rolamento e impulsão durante a marcha surgiram somente na década de 80, nos Estados Unidos.

Na década de 1990, diversos materiais como silicones e uretanos foram desenvolvidos e passaram a ser utilizados como interface entre os cotos de amputação e as próteses (BOWKER; MICHAEL, 1992).

3.3 COTO

As características do coto são fundamentais para o sucesso do encaixe protético (Friedmann, 1994; May, 1993; Schoppen, 2003). O desconforto e a dor resultantes dos problemas de coto nomeadamente as cicatrizes cutâneas invaginadas ou aderentes, pele friável sob zonas de pressão, excesso ou deficiência de tecidos moles ou comprimento de coto inadequado, podem ser corrigidos sem recurso a outra intervenção cirúrgica. A imagem de um coto pode ser vista na Figura 9.

Figura 9 -Coto resultante de uma amputação transfemoral



Fonte: Amputação (2018).

Os novos materiais de interface e proteção do coto de amputação, atualmente disponíveis, ao permitirem uma melhor distribuição das pressões sobre zonas fragilizadas, como sejam as zonas de pele enxertadas e/ou de retalho livre com diminuição da consistência e sensibilidade, facilitam uma deambulação eficaz e um pouco de gasto energético.

As meias em gel de silicone e mais recentemente o *Alpha Locking Liner* (*Alpha-Liner*), são sistemas de interface, de contato total confeccionados em gel de poliuretano, polímero visco elástico e gel com óleo mineral respectivamente, permitem a absorção das energias de impacto e torsão, distribuindo as pressões de uma maneira uniforme.

Estes materiais dados a sua natureza viscosa, sofrem deformação em resposta às forças de impacto e tração pela sua elasticidade, regressam à forma inicial quando a força deformadora desaparece.

Atualmente, a melhora na qualidade dos encaixes, os novos materiais de interface têm surgido e evoluído progressivamente, com resultados muito positivos, permitindo a protetização mais ou menos precoce com boa aceitabilidade e grau de satisfação de uso das próteses pelos pacientes.

3.4 PRÉ E PÓS PROTETIZAÇÃO

Para Carvalho (2003) a intervenção da Fisioterapia na reabilitação dos amputados pode ser considerada em duas etapas: Pré Protetização e Pós Protetização

Deve ser enfatizado que a reabilitação deve ser um processo contínuo, cujo objetivo final é tornar o paciente independente na deambulação com a sua prótese definitiva a permitir o regresso às suas atividades habituais, ainda que com limitações inerentes à sua idade e condição.

De acordo com Carvalho (2003), o êxito destas etapas depende de vários fatores, os quais são: a cicatrização da ferida, o formato do coto e o estado da cicatriz. A presença de alguns problemas poderá afetar de igual forma o êxito destas etapas.

3.4.1 Pré Protetização

Segundo Carvalho (2003) o objetivo final traçado num programa de reabilitação pré-protetização consiste em proporcionar ao paciente amputado:

- a) Habilidades para realização de todas as atividades possíveis sem o uso de prótese;
- b) preparar o coto de amputação para que possa ser protetizado;
- c) desenvolver programas de alongamento, fortalecimento, propriocepção, equilíbrio e coordenação visando a uma deambulação independente futura.

Entretanto, durante essa fase de tratamento, podemos encontrar algumas intercorrências, tais como problemas cicatriciais, neuromas, edemas, dores fantasmas, deformidades e contraturas, as quais terão de ser sanadas com técnicas específicas.

3.4.4.2 Cicatrização

Eventuais pontos que possam abrir uma sutura (deiscência) devem ser examinados para verificar se não são causados por processos isquêmicos,

infecciosos ou por corpos estranhos. Se forem e o próprio organismo não conseguir expelir, uma limpeza cirúrgica será indicada. Deve-se ensinar o paciente a massagear, acima e abaixo da incisão, tendo o cuidado em não cruzar afim de evitar deiscência. Após a total cicatrização, o paciente deve mobilizar a cicatriz e realizar massagem de fricção principalmente quando houver aderências. Nas cicatrizes com aderências ou retrações, devemos intervir utilizando, massoterapia, eletroterapia e hidroterapia (CARVALHO, 2003).

3.4.1.3 Neuromas

Os neuromas, quando superficiais, são facilmente estimulados e acabam desencadeando sinais dolorosos aos pacientes. Geralmente encontra-se nas regiões distais do membro e impossibilitam, muitas vezes, o contato ou a descarga terminal do coto no encaixe protético. O tratamento cirúrgico é indicado quando outras técnicas convencionais não apresentam bons resultados. As técnicas de dessensibilização utilizadas durante o tratamento fisioterápico são, a massoterapia, a eletroterapia, a hidroterapia e a percussão (CARVALHO, 2003).

3.4.1.4 Edema

Definido como aumento anormal do volume de um membro, está presente em todos os pacientes ainda não protetizados. O coto edemaciado, isto é, com formação de edema, impossibilita a confecção de um encaixe protético ou torna a sua vida útil deste curtíssima, não sendo viável nem para o paciente, nem para o terapeuta. A redução do edema resulta numa melhor forma do coto. As técnicas utilizadas para a redução do edema são, orientação postural, hidroterapia, massoterapia, cinesioterapia, eletroterapia, meias compressivas e enfaixamento. Nas amputações transtibiais, a faixa poderá envolver todo o coto e também a região distal da coxa, deixando a rótula e o movimento de flexão do joelho livres, evitando assim, que a faixa elástica desça. Nas amputações para

desarticulação do joelho e transfemorais, ela deve, além de envolver todo o coto, passar pela cintura acima da crista ilíaca. O enfaixamento, além de diminuir o edema, previne a estase venosa, ajuda a modelagem do coto, protege a pele de traumas e diminui o desconforto causado pelos neuromas, pela dor e pela sensação fantasma (CARVALHO, 2003).

3.4.1.3 Contraturas e deformidades

As deformidades e as contraturas estão presentes em grande número de pacientes e muitas vezes acabam comprometendo a protetização e dificultando a reabilitação pós-protética.

A manutenção das principais articulações envolvidas na marcha é importante para o sucesso da reabilitação. O tratamento composto por orientação postural e cinesioterapia deve ser encorajado a todos os pacientes o mais cedo possível (CARVALHO, 2003).

3.4.2 Pós Protetização

A reabilitação pós-protética é classificada como a última etapa do tratamento de um amputado. Ela será responsável pela independência, pelo sucesso de marcha e pela reintegração social do paciente, com a prótese. Defeitos e vícios de marcha adotados durante essa fase dificilmente serão corrigidos posteriormente. Portanto, qualquer paciente independentemente do nível de amputação, deverá ser devidamente treinado e orientado.

No tratamento nesta etapa, devemos realizar uma rígida avaliação da prótese em relação aos componentes, alinhamento, acabamento, peso, altura, locais para alívio, descarga de peso e sistema de suspensão. Qualquer observação relatada, pelo paciente deve ser verificada.

É muito importante o conforto e ajuste da prótese para o início do tratamento. Alterações nos itens citados acima podem comprometer e dificultar a reabilitação (CARVALHO, 2003). O tratamento deve ser realizado num local

amplo, reservado, claro e limpo, dotado no mínimo por barras paralelas, espelhos, balanças, escadas e rampa. Nessa fase, deve-se estabelecer um programa de treino em várias etapas:

- d) avaliação protética;
- e) colocação e retirada da prótese;
- f) transferências da posição sentada para a de pé e vice-versa;
- g) equilíbrio e transferência de peso;
- h) fases de marcha isoladas;
- i) marcha e dissociação de cinturas;
- j) marcha em escadas, rampas e terrenos acidentados;
- k) atividades desportivas e recreacionais.

3.4.2.1 Pós protetização de amputação transtibial

Os amputados transtibiais devem ser orientados a utilizar uma meia sobre o membro, colocar o encaixe interno em polifórmio e realizar a colocação do conjunto coto/meia/polifórmio dentro do encaixe rígido. O paciente deve realizar uma semiflexão do joelho na colocação e uma flexão para realizar a retirada da prótese.

Devem ser colocados sobre o coto uma meia de algodão. Finalmente, o conjunto deve ser introduzido dentro do encaixe rígido (Carvalho, 2003). De acordo com o mesmo autor, deve ser dada atenção para que o coto realmente esteja colocado corretamente dentro do encaixe.

Se houver uma atrofia, pode-se orientar a colocação de mais algumas meias, podendo ser colocadas na tuberosidade e crista da tíbia. Nesse caso, deve-se encaminhar o paciente para uma clínica ortopédica, e ser realizado um ajuste no encaixe flexível ou troca de cartucho.

3.4.2.2 Pós protetização de desarticulação de joelho

Uma grande vantagem desse nível em relação à amputação transfemoral diz respeito à facilidade de colocação na posição sentada. Inicia-se com uma meia de algodão sobre o coto, a colocação do encaixe flexível, e outra meia sobre o encaixe rígido.

O paciente quando se encontra na posição bípede deve sentir descarga distal e uma pressão lateral acima dos côndilos femorais. Para os casos de atrofia pode-se recorrer à utilização de meias ou de um ajuste no encaixe flexível. O coto não deve sair com o encaixe flexível dentro do encaixe laminado (CARVALHO, 2003).

3.4.2.3 Pós protetização de amputação transfemoral

Nas amputações transfemorais, o contato entre o coto e encaixe é direto, sem uso de meias e encaixes flexíveis. O coto deve entrar com pressão dentro do encaixe por se tratar de um sistema de suspensão a vácuo. Para que essa colocação seja adequada, devemos utilizar uma malha tubular, uma faixa elástica ou um dispositivo do tipo “sacola” (CARVALHO, 2003).

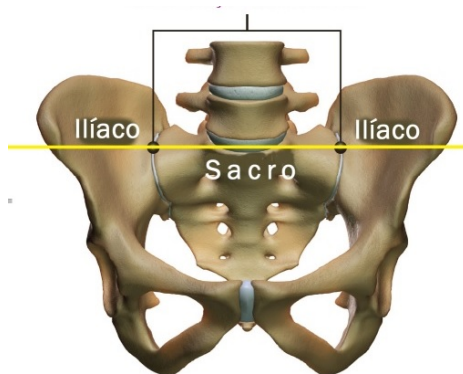
O autor afirma ainda que, para a colocação com a faixa, o paciente deve realizar um enfaixamento com pressão uniforme de proximal para distal fazendo com que a extremidade da faixa passe por dentro do encaixe e do tubo da válvula de sucção. Em pé, ele deve ao mesmo tempo descarregar o peso do corpo para dentro do encaixe e ir puxando a faixa ou a malha tubular para fora, até que saia por inteiro e que o coto tenha um contato distal.

3.5 ALINHAMENTO DE PRÓTESE

3.5.1 Alinhamento Tradicional

Para contornar a ausência de um dispositivo de alinhamento referenciado, a técnica utilizada para o melhor ajuste da prótese está na observação visual e tátil da posição dos ilíacos. O terapeuta observa o posicionamento horizontal dos ilíacos, sugerido pela linha fictícia mostrada na Figura 10.

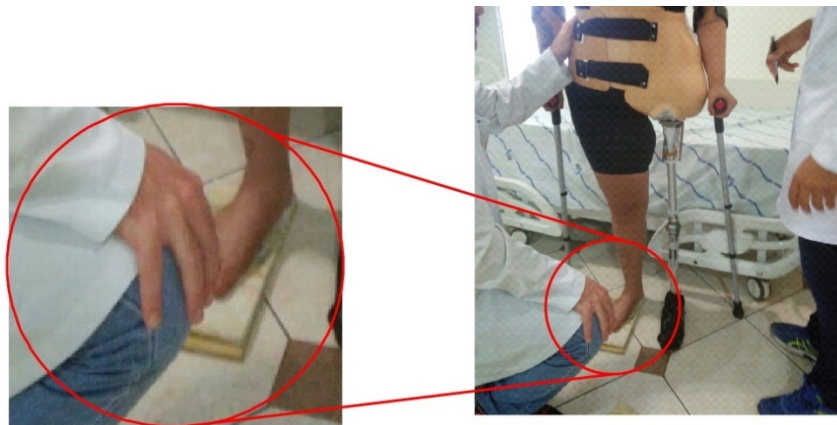
Figura 10 - Articulação Sacrolíaca e ilíacos



Fonte: Articulação... (2018).

Visualmente, o terapeuta busca um paralelismo entre a linha imaginária do ilíaco em relação ao solo, se houver algum desnível, o ajuste é compensado com o acréscimo de pequenos tacos de madeira de 5mm. Este procedimento é ilustrado na Figura 11.

Figura 11 - Alinhamento realizado em um paciente



Fonte: Próprio Autor.

As espessuras dos tacos de madeira são o indicativo do valor final do comprimento que a prótese deverá ter tal que, resulte no melhor posicionamento e dimensões próximas ao membro residual (não amputado).

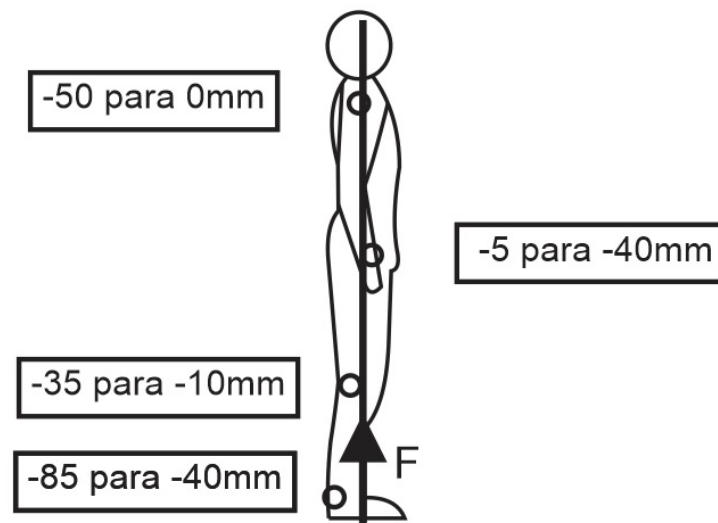
Em relação ao ajuste anteroposterior, será visual, e de acordo com a experiência do Fisioterapeuta.

3.5.2 Alinhamento referenciado

O alinhamento estático referenciado (BLUMENTRITT, 1997) faz correlações entre a postura do paciente e o alinhamento estático da prótese em pacientes amputados.

Para um paciente não amputado, é traçada uma linha de carga no plano sagital e suas distâncias dos pontos de referência em relação a linha. A Figura 12 ilustra a posição regular de um paciente não amputado.

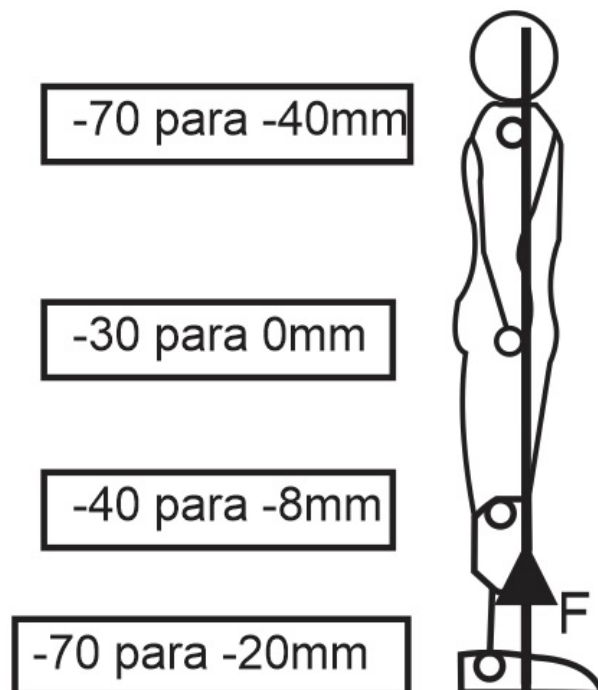
Figura 12 - Postura regular de um paciente não amputado



Fonte: (BLUMENTRITT, 1997)

Os pontos de referência em relação a linha sagital na postura de um paciente amputado transtibial possui diferenças no alinhamento estático referenciado (BLUMENTRITT, 1997). Na figura 13 visualiza-se a postura de um amputado transtibial.

Figura 13 - Postura de um paciente amputado transtibial

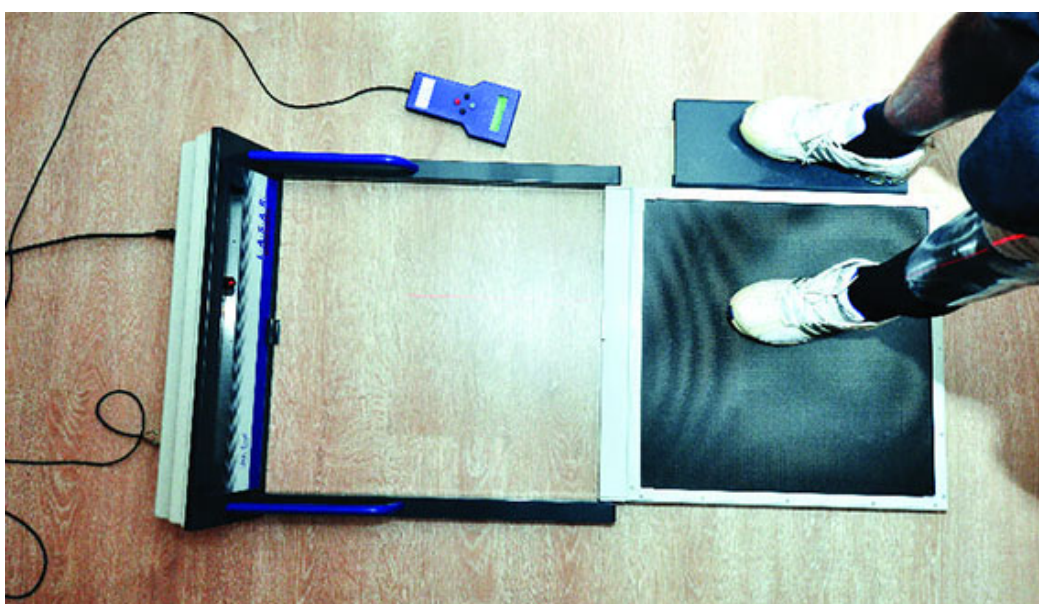


Fonte: (BLUMENTRITT, 1997)

3.5.3 L.A.S.A.R. Posture

O *L.A.S.A.R. Posture* é fabricado pela *Ottobock* e consiste em uma plataforma de detecção de distribuição de força utilizando células de carga integradas a plataforma e que utiliza projeções de laser em forma de linhas que auxiliam o alinhamento de próteses. A Figura 14 ilustra a imagem oficial do *L.A.S.A.R.* em funcionamento.

Figura 14 - *L.A.S.A.R. Posture*



Fonte: Rolling (2018).

O *L.A.S.A.R.* também gera uma linha *laser* vertical para determinar de forma rápida e precisa o centro de pressão plantar do paciente. A partir do seu uso é possível examinar objetivamente a linha de peso e a linha de carga do paciente enquanto o sistema protético está em aplicação no paciente. A Figura 15 mostra um paciente em processo de alinhamento no *L.A.S.A.R.* e seus feixes de *laser* projetados.

A plataforma *L.A.S.A.R.* fornece em seu display a massa do paciente e oferece de forma objetiva ferramentas que determinam a distância entre o centro de pressão e o eixo do joelho.

Em toda a rede Lucy Montoro encontra-se disponível apenas um equipamento *L.A.S.A.R.*, que é disponibilizado pela *Ottobock*, porém seu uso é

compartilhado entre as 16 unidades Lucy Montoro, que conta com em funcionamento em todo o Estado de São Paulo

Figura 15 - Paciente em processo de alinhamento no L.A.S.A.R



Fonte: Shop (2018).

3.6 PASyLL

O projeto *PASyLL – Prosthesis Alignment System of Lower Limbs* - surgiu de uma parceria entre o LIEB e o centro de Reabilitação Lucy Montoro de São José do Rio Preto/ SP.

O PASyLL auxiliará o profissional da saúde no alinhamento de prótese de membro inferior. O equipamento medirá parâmetros importantes para um alinhamento adequado, fornecendo ao terapeuta dados objetivos, auxiliando-o na tomada de decisão, evitando assim a subjetividade.

Será possível medir e realizar ajustes longitudinais, ou seja, no comprimento da prótese, medir a distribuição do membro protetizado e não

protetizado, verificar a posição do centro de pressão do paciente (COP), desta forma e então auxiliar no ajuste Latero-lateral e anteroposterior.

O sistema possui fachos laser na horizontal e vertical, permitindo assim um alinhamento referenciado.

A Figura 16 ilustra o logotipo do projeto PASyLL, que foi desenvolvida por alguns membros do grupo de pesquisa do LIEB.

Figura 16 - Logotipo PASyLL



Fonte: Próprio Autor.

A plataforma PASyLL tem como principais características:

- a) Plataforma base composta por quatro células de carga, formando uma plataforma de forças, que irão delimitar uma área de visualização em quatro quadrantes através de um software supervisor a visualização do centro de massa no ato da protetização;
- b) Verificação do percentual de descarga de massa entre o membro protetizado e o não protetizado;
- c) Possibilitar o alinhamento estático referenciado (BLUMENTRITT 1997) com o uso da projeção de fachos de lasers;
- d) Utilizar uma estrutura elevadora eletromecânica com intuito de obter valores de medidas precisas referentes ao ajuste fino de próteses.

Algumas diferenças entre o do L.A.S.A.R. e o PASyLL, são:

- e) Duas plataformas sensíveis a força, uma para cada hemicorpo, no qual a somatória de ambas resulta no peso e desta forma o percentual em cada lado;
- f) Sua base é formada por uma plataforma de forças, ou seja, pode-se visualizar e também registrar o centro de massa, durante o primeiro, e principal alinhamento, como nas fases posteriores, nas manutenções, permitindo um estudo a respeito da evolução de cada paciente;
- g) Uma das plataformas é móvel, e permite a movimentação vertical, para auxiliar a fazer no ajuste fino da altura da prótese, sem a necessidade de utilizar calços;
- h) Facho laser na vertical e também na horizontal.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

A realização do trabalho foi dividida em quatro partes,

Construção mecânica da plataforma, desenvolvimento dos circuitos de condicionamento de sinais, desenvolvimento do software supervisor e ensaios e caracterização do equipamento.

4.1 ESTRUTURA DA PLATAFORMA

As dimensões da estrutura da plataforma foram projetadas para que fosse possível seu uso dentro de estruturas com barras paralelas, de forma com que os pacientes possam se apoiar no momento do alinhamento da prótese. A Figura 17 mostra a figura de uma base com barras paralelas.

Figura 17 - Base com barras paralelas



Fonte: Polifisio (2018).

4.2 BASE MÓVEL

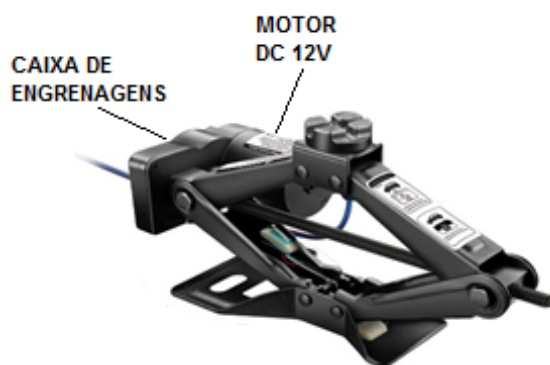
Sobre a estrutura da plataforma, há duas bases, uma fixa e outro móvel. A base móvel, também denominada de elevatória, auxiliará no ajuste do comprimento da prótese, pois a mesma inicialmente vem com tamanho maior que o membro não protetizado, pois o tamanho final sempre dependerá do ajuste

do coto e com o tempo o mesmo vai se moldando durante o período de adaptação, fazendo-se necessário mais ajustes.

4.2.1 Dispositivo eletromecânico da base móvel

Para que a base móvel seja elevada foi utilizado o dispositivo eletromecânico mostrado na Figura 18.

Figura 18 - Dispositivo eletromecânico para elevação da plataforma móvel



Fonte: Próprio Autor

Este dispositivo possui um motor DC e uma caixa de engrenagens de redução, que possibilita uma grande resolução, ou seja, pequenos passos de elevação, e também o ganho de força, suportando elevar até 1t.

Como nesta aplicação será utilizado uma massa máxima de 180kg, o dispositivo trabalhará em folga, o que aumentará muito a vida útil e reduzirá o esforço de elevação.

4.2.2 Mecanismo da base móvel

Para que não houvesse oscilação na base móvel, foi utilizado o mecanismo de um Elevador Pantográfico, pois o mesmo possui quatro pontos de fixação na base superior por onde toda a carga é distribuída, além disso, a fixação inferior é móvel e feita através de trilhos de aço com buchas. Este tipo

de elevador é amplamente utilizado na indústria automobilística por não promover oscilações durante seu uso.

4.2.3 Medição de deslocamento vertical da base móvel

Para mensurar o deslocamento da plataforma móvel, em relação a base fixa, será utilizado um potenciômetro deslizante, como mostrado na Figura 19.

Figura 19 - Potenciômetro deslizante

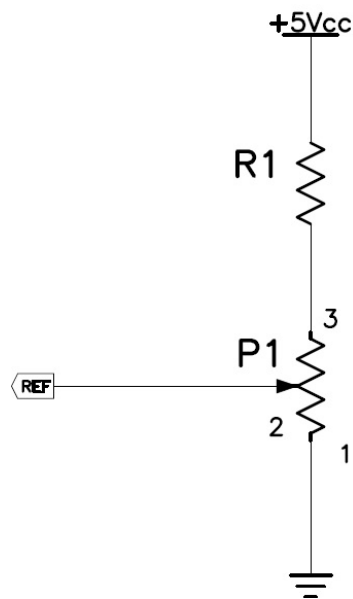


Fonte: Próprio autor.

O pino móvel do potenciômetro fica fixo a base móvel, desta forma, quando a mesma se movimentar, ocorrerá uma variação da resistência proporcional ao deslocamento.

Junto com o potenciômetro foi utilizado um resistor como divisor de tensão, como pode ser verificado na Figura 20.

Figura 20 - Circuito divisor de tensão do potenciômetro



Fonte: Próprio autor.

4.3 MENSURAÇÃO DAS FORÇAS

4.3.1 Medição de força na base fixa e móvel

Para realizar a comparação e verificação de descarga de peso no Plano Sagital, ou seja, entre o membro protetizado e não protetizado, foram desenvolvidas plataformas de vidro temperado com células de carga posicionadas nas extremidades das arestas.

Foram utilizadas 4 células de carga, para que juntas formassem uma Ponte de Wheatstone completa, proporcionando maior sensibilidade, equilíbrio térmico. Na Figura 21 tem-se a imagem de uma célula de carga utilizada.

Figura 21 - Célula de carga



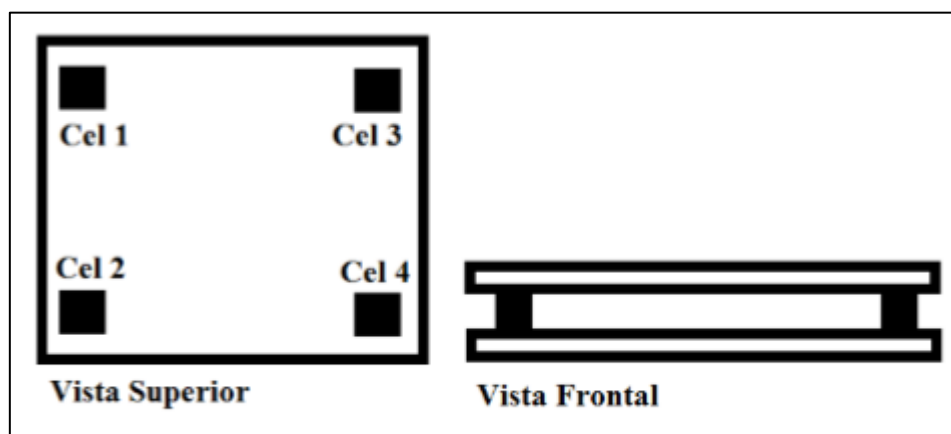
Fonte: Próprio autor.

Cada célula tem uma faixa de trabalho de até 50kgf, desta forma pode-se medir até 200kgf em cada plataforma.

4.3.2 Medição do centro de pressão (COP)

A estrutura da plataforma fica apoiada sob quatro células de força, formando uma plataforma de forças; desta forma é possível à visualização do centro de pressão do paciente em tempo real enquanto é realizado o alinhamento, o que auxiliará no ajuste anteroposterior. Na Figura 22 tem-se uma vista do posicionamento das células de carga.

Figura 22 -Posicionamento das células de carga.



Fonte: Próprio Autor

Foram utilizadas células de carga do tipo PWZL-2F (Fig. 23), pois tem alta precisão, excelente linearidade, pequena dimensão física e faixa dinâmica até 50Kgf.

Figura 23 -Células de carga do tipo PWZL-2F



Fonte: MK Controle (2017).

4.4 FACHOS LASER PARA ALINHAMENTO

Para a geração de linhas de referência, que se projetam no paciente no processo de alinhamento estático referenciado (BLUMENTRITT, 1997), foram utilizados lasers que emitirão luz em forma de fechos retilíneos.

Foram desenvolvidos dois fechos, um na vertical, para auxiliar no ajuste anteroposterior, e outro na horizontal, para auxiliar no ajuste Latero-lateral, ou seja, plano sagital.

A classificação dos produtos laser, segundo o padrão IEC 60825-1:1993, utilizado também pela ANVISA, tem como base o Limite de Emissão Acessível, AEL, ou seja, o valor máximo de radiação laser ao qual um indivíduo pode ser exposto durante a operação de um destes produtos.

Os valores de AEL, por sua vez, têm como base os níveis de Exposição Máxima Permissível, MPE, ao qual, acredita-se, um indivíduo pode ser exposto sem que isto lhe seja prejudicial. No Tabela 1 encontra-se a classificação no Padrão IEC 60825-1:1993.

Tabela 1 - Classificação no Padrão IEC 60825-1:1993.

Classe	Riscos	Laser	P _{máx} Emitida
1	Não perigosos sob quaisquer circunstâncias	Visíveis e Invisíveis	μW
2	Não perigosos uma vez que a observação direta aciona uma resposta de aversão natural à luz brilhante como piscar ou fechar os olhos	Visíveis	1mW
3A	Perigoso se observado por meio de instrumentos óticos de aumento (lupas, binóculos, lunetas e telescópios)	Visíveis e Invisíveis	5mW
3B	Reflexões especulares e feixe direto perigosos mesmo quando observados a olho nu	Visíveis e Invisíveis	0,5W
4	Reflexões especulares ou difusas e feixe direto perigosos aos olhos e à pele	Visíveis e Invisíveis	>0,5W

Fonte: CERN - European Laboratory for Particle Physics (1994).

O dispositivo utilizado no presente trabalho é classificado classe 2. Desta forma, de acordo a ANVISA, que também segue o padrão internacional IEC 60825-1:1993 visto na Tabela 1.

4.5 CIRCUITO ELETRÔNICO DO PASyLL

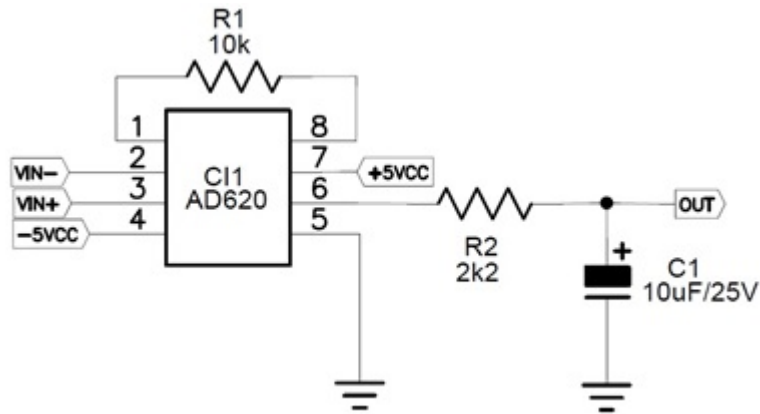
Foram utilizados 6 circuitos de condicionamento, sendo 4 circuitos para a plataforma de forças e 1 para a base fixa e 1 para a móvel. No Anexo 2 tem-se um diagrama dos circuitos.

4.5.1 Circuito de condicionamento

As células de cargas necessitam de um circuito de condicionamento para que elevem os sinais de saída a níveis adequados para que sejam digitalizadas pelo microcontrolador. O amplificador utilizado foi AD620, da *Analog Devices*, que possui alto Rejeição de Modo Comum (CMRR). Com o intuito de filtrar ruídos indesejáveis e principalmente o sinal eletromagnético de 60Hz provenientes da rede elétrica, os sinais também são filtrados por um Filtro Passa Baixa passivo, com frequência de corte em torno de 10Hz.

Para as células da plataforma de forças, foram utilizados 4 circuitos iguais ao da Figura 24, ou seja, uma para cada célula.

Figura 24 -Circuito de condicionamento das células da plataforma de forças.

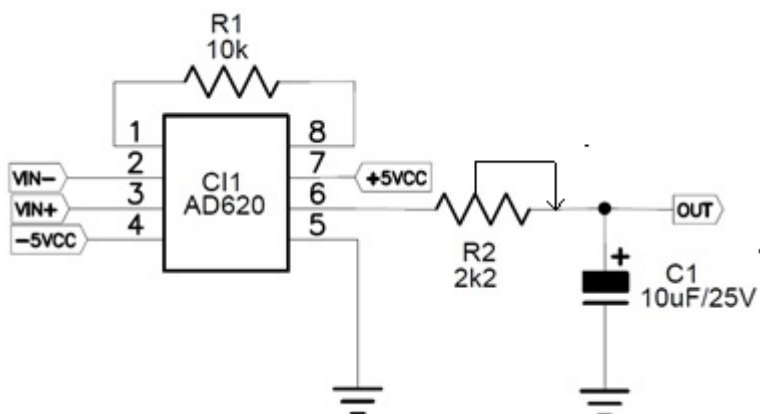


Fonte: Próprio autor.

O resistor R1, de $10k\Omega$, proporciona um ganho de $G = 5,94 \text{ V/V}$. Sobre o terminal positivo de C1 está a saída *OUT*. O ramo compreendido entre R2 e C1 representa um filtro passa baixas de 1ª ordem com frequência de corte em torno de 7,93Hz necessária para a eliminação de possíveis ruídos.

Para as células da plataforma de forças, das bases, foram utilizados 2 circuitos iguais ao da Figura 25, ou seja, uma para cada conjunto de 4 células.

Figura 25 -Circuito de condicionamento das células das bases.



Fonte: Próprio autor.

A diferença básica está no R2, neste caso, é um potenciômetro, para que se possa realizar um ajuste fino.

4.6 SOFTWARE SUPERVISÓRIO – LABVIEW

Para visualização em tempo real do funcionamento da plataforma de alinhamento foi desenvolvido um *software* supervisor para que o terapeuta possa visualizar na tela de um computador os dados do PASyLL.

Para o desenvolvimento do supervisor foi utilizado o software LabVIEW, que é um ambiente de desenvolvimento projetado para a criação de aplicações customizadas e que interajam com os dados ou sinais do mundo real, em áreas como ciência e engenharia. É um ambiente de programação bastante intuitivo, em forma de fluxo de dados, semelhante a um fluxograma, contém diversos componentes para aplicação de testes, medição ou controle (*NATIONAL INSTRUMENTS*, 2014).

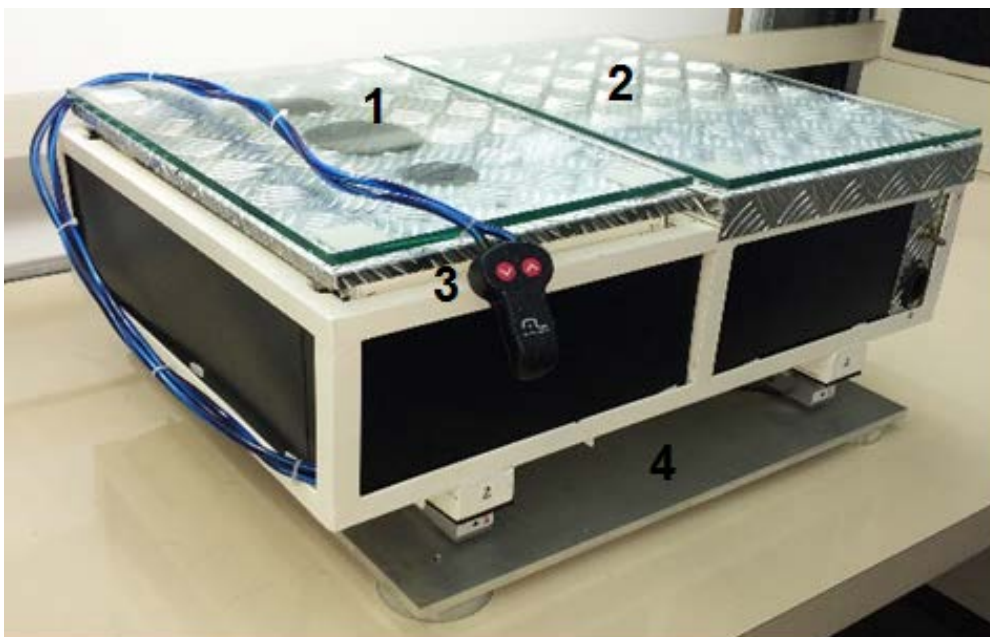
Na tela são apresentados para o terapeuta a distribuição de peso total, a distribuição de peso no membro protetizado e não protetizado, o centro de pressão e o deslocamento da base móvel.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 ESTRUTURA E BASES DA PLATAFORMA

Na Figura 27 pode-se verificar a estrutura desenvolvida. As dimensões são: 200mm de altura, 440mm de largura e 600mm de comprimento.

Figura 27 - Foto da estrutura da plataforma



Fonte: Próprio autor.

- 1- Base móvel
- 2- Base fixa
- 3- Controle da base móvel
- 4- Plataforma de forças

A Figura 28 mostra uma foto da base móvel e desta forma fica claro a estrutura do elevador pantográfico.

Figura 28 - Foto da base móvel e elevador pantográfico



Fonte: Próprio autor.

5.2 CARACTERIZAÇÃO DO SENSOR DE MEDIÇÃO DE DESLOCAMENTO DA BASE MÓVEL

A base do potenciômetro foi fixada na estrutura da plataforma e a parte deslizante fixada na plataforma móvel, desta forma quando a mesma se movimenta, o potenciômetro varia junto.

Em *steps* de deslocamentos previamente determinados, foram medidos os correspondentes valores de tensão sobre o potenciômetro de acordo com o deslocamento. Realizou-se três conjuntos de medidas, sendo que, cada conjunto de medidas havia um sentido crescente e outro decrescente de tensão, de forma a remeter o movimento de elevação e abaixamento da plataforma. Os valores obtidos estão disponíveis na Tabela 2.

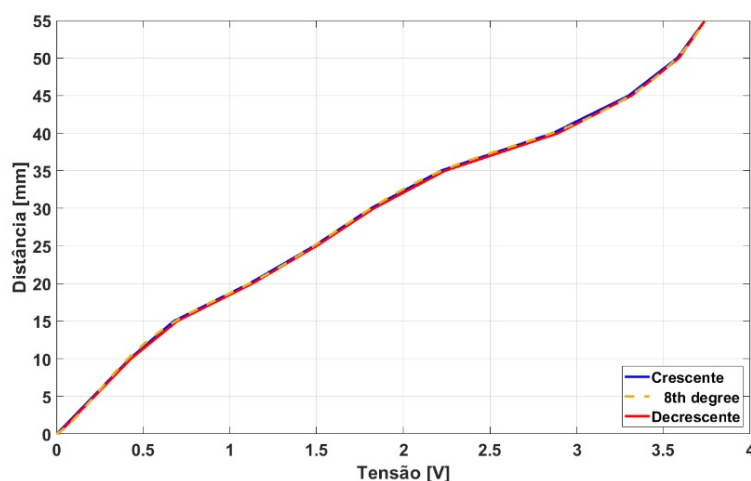
Tabela 2 - Níveis de tensão no potenciômetro relativa a posição

Curso (mm)	Tensão (V) Crescente	Tensão (V) Decrescente	Tensão (V) Crescente	Tensão (V) Decrescente	Tensão (V) Crescente	Tensão (V) Decrescente
	1ª Medida	1ª Medida	2ª Medida	2ª Medida	3ª Medida	3ª Medida
0	0	0,01	0	0,01	0,01	0,01
5	0,2	0,22	0,22	0,22	0,22	0,22
10	0,41	0,43	0,43	0,43	0,43	0,43
15	0,65	0,7	0,69	0,7	0,69	0,69
20	1,09	1,13	1,12	1,13	1,13	1,13
25	1,48	1,5	1,49	1,5	1,49	1,5
30	1,8	1,83	1,82	1,83	1,82	1,83
35	2,17	2,24	2,24	2,24	2,24	2,24
40	2,83	2,89	2,88	2,89	2,88	2,9
45	3,28	3,31	3,31	3,32	3,31	3,32
50	3,56	3,59	3,59	3,59	3,59	3,59
55	3,74	3,74	3,74	3,74	3,74	3,74

Fonte: Próprio autor.

Após as sequências de medidas, foi possível obter a curva característica do potenciômetro com o auxílio do *software* Matlab. Como a resposta do sensor é logarítmica, e então a curva foi aproximada para um polinômio do 8º grau. A Figura 29 ilustra a aproximação da curva dados os pontos obtidos no ensaio da Tabela 8 e a equação (1) a equação matemática correspondente.

Figura 29 -Curva característica do potenciômetro e sua aproximação



Fonte: Próprio autor.

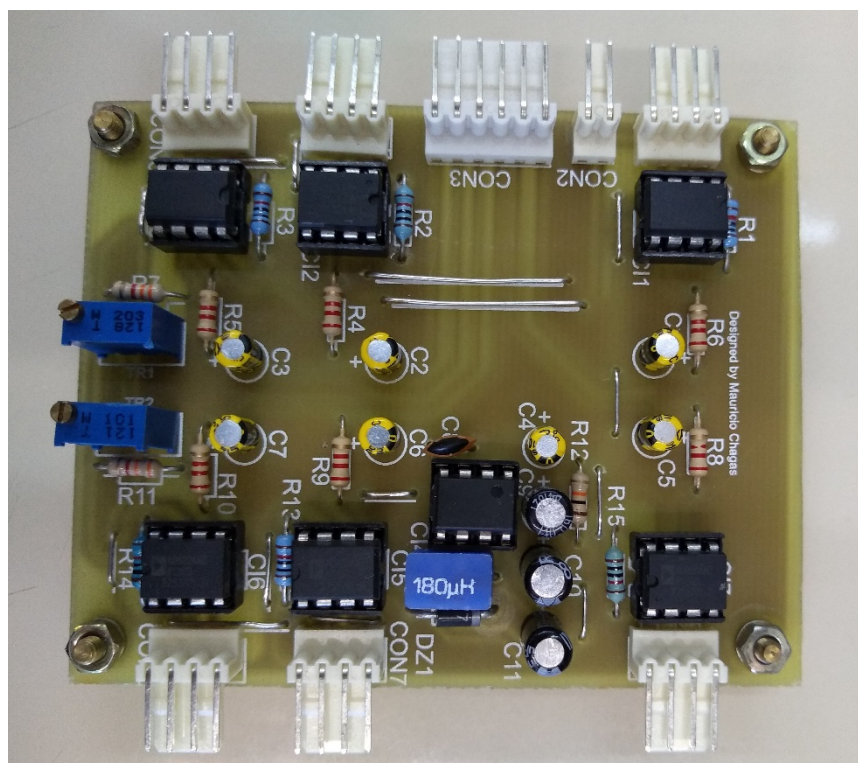
$$y = 0.27994x^8 - 4.4709x^7 + 29.194x^6 - 99.367x^5 + 185.81x^4 - 182.84x^3 + 77.018x^2 + 13.102x - 0.014619 \quad (1)$$

Para utilização no software supervisorio, é necessário conhecer a equação (1), pois a mesma relaciona tensão com deslocamento.

5.3 PLACA DO CIRCUITO DE ACONDICIONAMENTO

Na Figura 30 tem-se a foto do circuito desenvolvido.

Figura 30 - Placa de aquisição de sinais completa



Fonte: Próprio autor.

5.4 PROJEÇÃO COM FACHOS LASER

O dispositivo construído é capaz de projetar um fecho retilíneo e uniforme de luz visível quando incidir sobre o paciente. A fixação sobre o tripé oferece vantagens ao terapeuta durante o processo de alinhamento, uma vez que o ajuste é feito com o posicionamento do laser a uma distância que possibilite a projeção. A Figura 31 ilustra a projeção do fecho de luz laser vertical.

Figura 31 – Dispositivo do fecho laser.

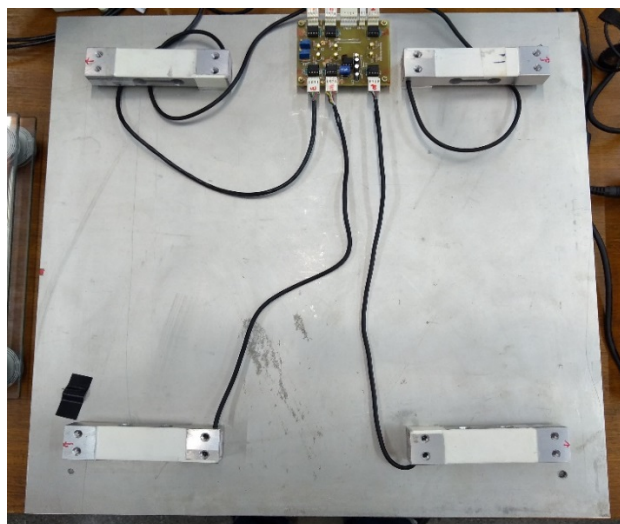


Fonte: Próprio autor.

5.5 PLATAFORMA DE FORÇAS E CÉLULAS DE CARGA

A Base é constituída de alumínio, com espessura de 10mm, comprimento e largura de 500mm e 500mm respectivamente. Na base são fixadas as 4 células, formando então uma plataforma de forças. Na Figura 32 pode ser visto a foto da base.

Figura 32 - Base das células de carga

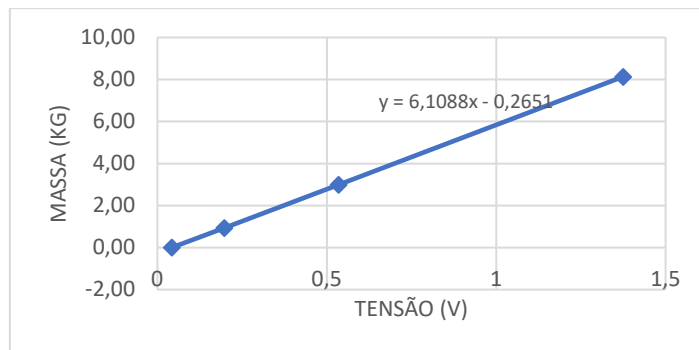


Fonte: Próprio autor.

Após fixada a base, individualmente, cada célula de carga passou por uma calibração. O procedimento de calibração individual das células de carga consiste em adicionar e retirar massas conhecidas e então relacionar Força x Tensão.

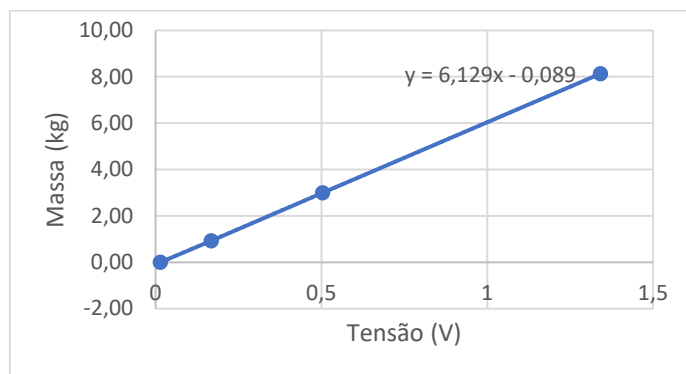
Nas Figuras de 33 a 36 pode se verificar as respostas de cada célula de carga da plataforma de forças.

Figura 33 - Gráfico da equação de reta referente a célula de carga 1.



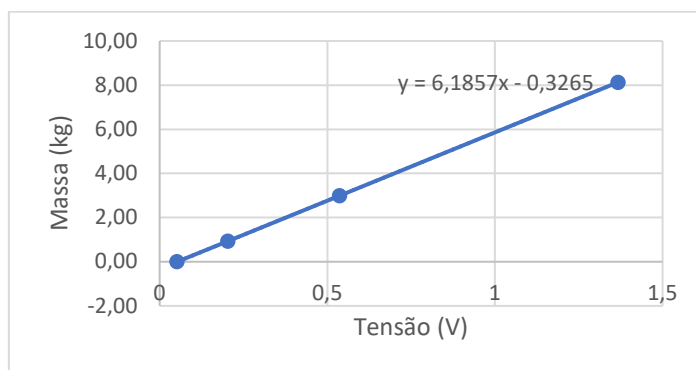
Fonte: Próprio autor.

Figura 34 - Gráfico da equação de reta referente a célula de carga 2



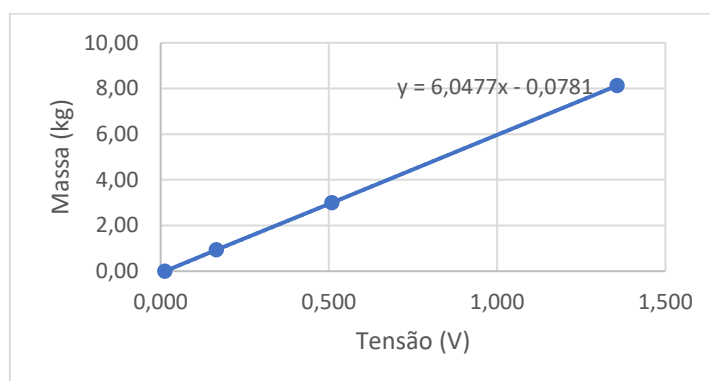
Fonte: Próprio autor.

Figura 35 - Gráfico da equação de reta referente a célula de carga 3



Fonte: Próprio autor.

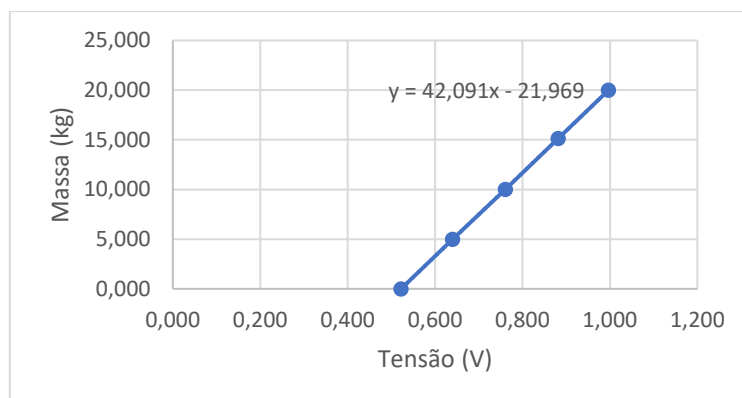
Figura 36 - Gráfico da equação de reta referente a célula de carga 4



Fonte: Próprio autor.

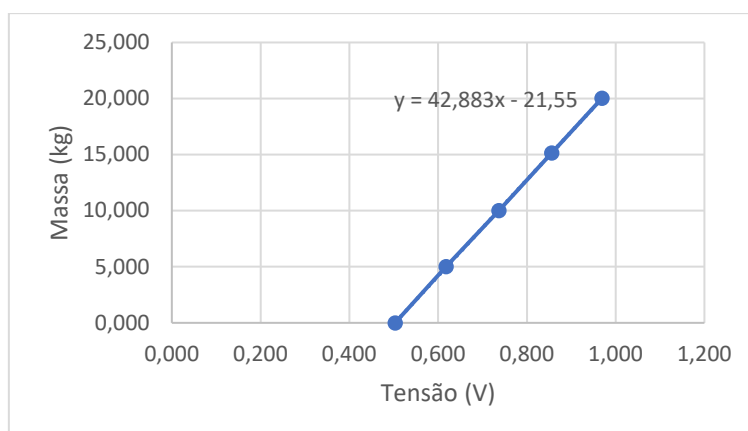
Os gráficos de ilustrados na Figura 37 e Figura 38 são referentes as tensões obtidas com o acréscimo de massas sob as balanças esquerda e direita respectivamente.

Figura 37 - Gráfico da equação de reta referente a balança esquerda



Fonte: Próprio autor.

Figura 38 - Gráfico da equação de reta referente a balança direita



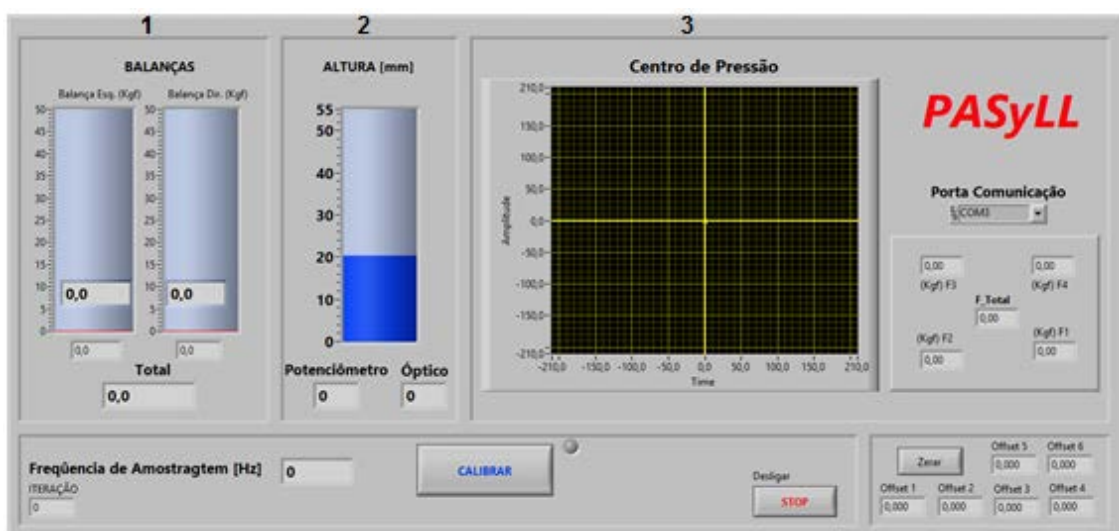
Fonte: Próprio autor.

5.5 TELA DO SUPERVISÓRIO

O supervisor foi elaborado para que o profissional da saúde possa ter as informações na tela de um computador. Na Figura 39 pode-se verificar a tela do supervisor.

- Pode-se visualizar a distribuição de peso nos membros direito e esquerdo, ou seja, no membro protetizado e não protetizado.
- Mostra o deslocamento da plataforma móvel, ou seja, o quanto deverá ser retirado da prótese.
- Mostra o centro de pressão (COP), desta forma auxiliando no ajuste anteroposterior.

Figura 39 - Tela do Supervisor do PASSyLL



Fonte: Próprio autor.

5.6 MEDIÇÕES DE ALTURA DA BASE MÓVEL

Na Tabela 3 estão dispostas algumas medidas de posições aleatórias da plataforma elevatória com os valores obtidos no Software supervisor, isto é, o correspondente valor mostrado na tela do programa, o valor medido por um paquímetro e o correspondente erro percentual e a média percentual dos erros obtidos.

Tabela 3 - Valores de sete medidas de posição da plataforma móvel

Sequência	Paquímetro (mm)	Supervisório (mm)	Erro (%)
1	11,5	11,5	0
2	17,7	17,1	3,38983
3	24	23,3	2,91667
4	30,4	28,6	5,92105
5	38	35,7	6,05263
6	48	45,3	5,625
7	51,2	49,1	4,10156
		Média	4,000963

Fonte: Próprio autor.

Considerando os três conjuntos de diferentes quantidades de medidas, o maior erro médio encontrado foi de 4%.

Ao final do procedimento de alinhamento, o terapeuta irá observar na tela o valor correspondente da elevação da plataforma móvel. Este valor irá corresponder ao valor em que a prótese protótipo será ajustada ao paciente.

5.7 ETAPAS DE ALINHAMENTO UTILIZANDO O PASyLL

O alinhamento seguirá duas etapas, primeiro é realizado um ajuste longitudinal, ou seja, ajustar o tamanho da prótese em relação ao membro saudável, e a segunda etapa, ajustes laterais, ou seja, latero-lateral e anteroposterior.

5.7.1 Ajuste longitudinal

a) Posicionar o paciente sobre o PASyLL com o membro que será protetizado sobre a plataforma fixa. O membro não protetizado ficará sobre a plataforma móvel. Casos de pacientes bi-amputados, o procedimento é análogo, no entanto, o procedimento é feito em ambos os membros;

- b) Posicionar o fecho de laser horizontal na altura da patela do membro saudável, membro não protetizado.
- c) Utilizar os botões para elevar e/ou abaixar a plataforma móvel até encontrar o alinhamento do joelho mecânico com o joelho saudável. Cabe ressaltar que se pode utilizar outros pontos de referência, como a tuberosidade abaixo da patela, etc...

5.7.2 Ajuste lateral

- d) Posicionar um fecho de laser vertical na frente do paciente e outro lateral, desta forma pode-se fazer um ajuste no pé e joelho da prótese, até ficar com as distâncias indicadas por Blumentritt (1997) na Figura 41.
- e) O ajuste final, também será no pé e joelho mecânico, mas agora verificando o COP, mas sempre mantendo dentro das distâncias de Blumentritt (1997).

5.8 ALINHAMENTO GUIADO A LASER

O estágio inicial do processo de protetização consiste em ajustar o comprimento da prótese de acordo com o membro não amputado. As próteses ainda sob a forma de protótipo chegam até a unidade forma de tubo, onde, em uma extremidade há uma peça em formato de pé humano padrão, com parafusos de ajustes que alteram a posição em relação ao tubo, e no outro extremo, uma peça pré-formada de acordo com as medidas e o formato do coto do paciente.

Este primeiro protótipo de prótese, visualizado na Figura 40, é utilizado apenas como um molde para fabricação da prótese definitiva.

Figura 40 - Prótese protótipo



Fonte: Atlas da Saúde (2018).

Devido ainda não haver o consenso e autorização do comitê de ética, utilizou-se uma pessoa não amputada para ilustrar o processo de alinhamento, mas, como forma de simular um paciente com uma prótese protótipo em fase inicial de alinhamento (com excesso de comprimento total a ser ajustado), ou seja, um membro maior que o outro, utilizou-se sob um dos pés uma base em E.V.A. com 50 mm de espessura.

A Figura 41 ilustra o ajuste da primeira etapa, no qual a referência está no centro da patela.

Figura 41 - Referência laser projetada sobre o meio do joelho do paciente



Fonte: Próprio autor.

Como pode ser observado, para que os joelhos ficassem alinhados, foi necessário um deslocamento de 50mm, exatamente o tamanho do bloco de EVA posicionado afim de forçar a diferença entre os membros.

Através da Figura 42, pode-se utilizar outros pontos de referência para o alinhamento, neste caso, através dos ilíacos, quando de uma prótese transfemoral.

Figura 42 - Referência da posição dos ilíacos



Fonte: Próprio autor.

Na Figuras 43 e 44 observa-se como estão alinhados os lasers verticais, desta forma pôde ser ajustado o joelho e o pé, resultando em um alinhamento estático referenciado (BLUMENTRITT, 1997) com a possibilidade de correlações entre a postura do paciente e o alinhamento estático da prótese em pacientes amputados.

Figura 43 - Projeção do fecho laser sobre o paciente

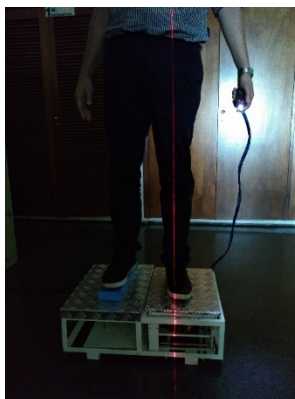
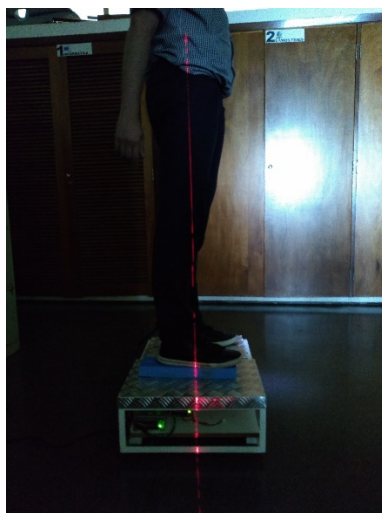


Figura: Próprio autor

Figura 44 - Projeção do fecho laser latera do paciente

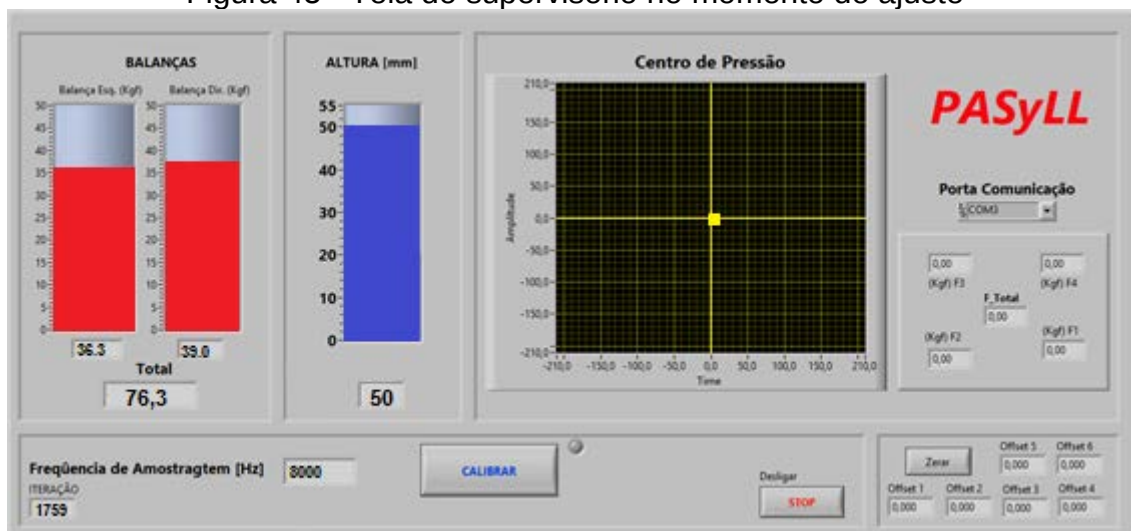


Fonte: Próprio autor.

A situação ilustrada na Figura 44 serviu apenas como possibilidade de observação, uma vez que não havia disponibilidade de um joelho mecânico, mas verificou-se que os pontos de alinhamento estavam sobre da região especificada na mesma imagem.

Na Figura 45 tem-se a tela do supervisor no momento do ajuste. Pode-se observar que na barra azul é mostrado 50mm, ou seja, exatamente o tamanho do bloco de EVA posicionado sob um dos pés para que um membro estivesse com maior elevação em relação ao outro.

Figura 45 - Tela do supervisor no momento do ajuste



Fonte: Próprio Autor

Nas barras vermelhas, verifica-se uma descarga bem equilibrada, de aproximadamente 50% da carga total sobre cada membro, e também o centro

de pressão resultante exatamente na origem dos quadrantes, como esperado, uma vez que o voluntário não possui nenhum tipo de amputação e apenas o que apenas estava fora do padrão através diferença de alturas.

6 CONCLUSÃO

Ao final de diversos testes em laboratório, nos componentes individuais mecânicos que compõem a plataforma e no circuito de aquisição e tratamento de sinais, obteve-se resultados satisfatórios de funcionamento, uma vez que a busca pelo valor do ajuste da prótese em relação a posição do centro de pressão e observância dos pontos relevantes durante o alinhamento referenciado está compatível com o resultado esperado quando utilizado um fragmento de E.V.A. de dimensões conhecidas. Este resultado revelou uma confiabilidade do equipamento durante o alinhamento de próteses de membros inferiores.

Através da medição e condicionamento dos valores de descarga de forças e o condicionamento destes sinais elétricos, foi possível correlacionar a descarga de forças entre os membros inferiores de um paciente, seu centro de massa, a linha de referência projetada através dos feixes dos lasers guia para o ajuste da altura da plataforma.

A validação do sistema ocorreu através do posicionamento de um voluntário sobre a plataforma utilizando sob um dos pés uma placa de E.V.A. para simular o desnível de uma prótese em relação ao membro residual. Utilizado os recursos oferecidos pela plataforma, movimenta-se a base móvel até encontrar uma descarga de peso equilibrada no plano sagital do paciente e alinhada a linha laser em relação aos pontos padrões de referência.

Pelo computador foi possível verificar em tempo real cada parâmetro da plataforma, e ao chegar-se no correto alinhamento, o comprimento a ser subtraído da prótese protótipo, obtido no programa supervisor, era aquele igual a espessura da placa de E.V.A. Esta situação evidencia a acurácia do equipamento.

Com a plataforma de força acoplada a plataforma móvel, poder-se-á realizar um estudo sobre o centro de massa de paciente protetizados e sua evolução, com a possibilidade de realização de testes e verificações durante os retornos do paciente a unidade hospitalar.

O propósito de todo o dispositivo desenvolvido é oferecer ao terapeuta uma ferramenta capaz de auxiliá-lo durante o processo inicial de protetização em pacientes com amputação de membros inferiores através da utilização da

análise teórica e não apenas empírica. Além disso, há possibilidade de uma análise futura em relação a evolução do quadro clínico do paciente. O método anterior ao PASyLL utiliza-se do tato e da observação postural do paciente para obter o valor exato do comprimento final da prótese protótipo.

Além do auxílio em alinhamentos de próteses protótipo, o PASyLL poderá ser utilizado como complemento durante o acompanhamento no tratamento de reabilitação quando o paciente retornar a unidade de saúde. Possíveis desvios de postura ou de marcha acarretam incômodos e consequentemente a rejeição a prótese. Assim, durante o retorno as unidades de atendimento, o terapeuta poderá utilizar o PASyLL para realizar um novo alinhamento se necessário.

7 TRABALHOS FUTUROS

Como sugestão de trabalhos futuros, há necessidade de elaboração do pedido ao Comitê de Ética que aprove a utilização do dispositivo na unidade de atendimentos a pacientes. Consequentemente, acompanhar o processo de protetização e acompanhar a evolução destes pacientes e correlacionar o quadro clínico em relação a posição do centro de pressão para verificação dos resultados e consequentemente valida-los.

Há também a necessidade de construção de barras laterais de altura ajustável de forma a proporcionar uma abertura de 45° entre o tórax e braços.

O equipamento poderá ser modelado matematicamente com intuito de utilizar técnicas de controle para que o próprio equipamento se ajuste, dadas as posições do fecho laser, com a proposta do alinhamento referenciado e seja informado ao operador o valor do ajuste da prótese protótipo.

REFERÊNCIAS

- ALARANTA, H.; POHJOLAINEN, T.; WIKSTROM, J. Primary survival and prosthetic fitting of lower limb amputees. **Prosthet Orthot. Int.**, London, v. 13, n. 2, p. 63-69, 1989.
- ALBERS, M. T.; GUEDES, J. P.; DE LUCCIA, N.; PINTO, M. A. Rehabilitation after amputation for vascular disease: a follow up study. **Prosthet Orthot Int.**, London, v. 16, n. 2, p. 124-128, 1992.
- BIRCH, R. A history of limb amputation. **J. Bone Joint. Surg. Br.**, London, v. 90, n. 10, p. 1276-1277, 2008.
- BOWKER, J. H.; MICHAEL, J. W. **Atlas of Limb Prosthetics, Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles**. 2. ed. 1992. Capítulo 1, p. 3-13.
- BLUMENTRITT, S. **A new biomechanical method for determination of static prosthetic alignment**. Duderstadt: Department of Research, Otto Bock Orthopaedic Industry, 1997.
- CARVALHO, A. **Amputações de membros inferiores**: em busca da plena reabilitação. São Paulo: Manole, 1999.
- CHAMLIAN, T. R. Perfil epidemiológico dos pacientes amputados de membros inferiores no Lar Escola São Francisco entre 2006 e 2012. **Instituto de Medicina Física e Reabilitação**, São Paulo, v. 20, n. 4, 2013. Disponível em: http://www.actafisiatrica.org.br/detalhe_artigo.asp?id=526. Acesso em: 12 nov. 2018.
- CHAMLIAN, T. R. Uso de próteses em amputados de membros inferiores por doença arterial periférica. **Eisnten**, São Paulo, v. 12, n. 4, 2014. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1679-45082014000400440&script=sci_arttext&tlng=pt. Acesso em: 12 nov. 2018.
- COLLIN, J.; GORDON, A. C.; GRAY, D. W.; MCWHINNIE, D. L.; MORRISON, J. D. Rehabilitation outcome 5 year after 100 lower-limb amputations. **Br J Surg**. v. 81, London, n. 11, p. 1596-1599, 1994.
- CONVERY, P.; JONES, D.; HUGHES, J.; WHITEFIELD, G. Potential problems of manufacture and fitting of polypropylene ultralightweight below-knee prostheses. **O&P Library**, [s. l.], v. 8, n. 1, p. 21-28, 1984.
- CRUZ, A. G. Reabilitação do amputado do membro inferior. *In*: **Sinais vitais**. Coimbra, 1994.

DE ANDRADE, R.; GOTTSCHALK, F.; OSTERMAN, H.; PINZUR, M. S.; SHANFIELD, S.; SMITH, D. Functional outcome of below-knee amputation in peripheral vascular insufficiency. A multicenter Review. **Clin Orthop Relat Res.**, New York, v. 286, p. 247-249, 1993.

DEVLIN, M.; MEIKLE, B.; GARFINKEL, S. Interruptions to amputee rehabilitation. **Arch Phys Med Rehabil**, Maryland Heights, v. 83, n. 9, p. 1222-1228, 2002.

DILLIGHAM T. R.; PEZZIN, L. E.; SHORE, A. D. Reamputation, mortality and health care costs among persons with dyvascular lower-limb amputations. **Arch med Rehabil**, Maryland Heights, v. 86, n. 3, p. 480-486. 2005.

FERNANDES, F.; LUFT, C. P.; GUIMARÃES, F. M. **Dicionário brasileiro**. 23 ed. São Paulo: Globo, 1992.

FRIEDMANN, L. W. Reabilitação do amputado de membro inferior. In: FREDERIC, F. J. **Tratado de medicina física e reabilitação de Krusen**. 4. ed. São Paulo: Manole, 1994. p. 1015-1058.

FMUSP, HC. **Apresentação: A Rede Lucy Montoro**. Disponível em: <http://www.redelucymontoro.org.br/site/a-rede-lucy-montoro-apresentacao.html> Acesso em: 13 nov. 2018.

LE VAY, D. **The History of Orthopaedics**. Camforth: Pathernon Publishing Group, 1990. p. 20-41.

SCHOPPEN, T.; BOONSTRA, A.; GROOTHOFF, J. W.; DE VRIES, J.; GÖEKEN, L. N. & EISMA, W. H. Physical, mental and social predictors of functional outcome in unilateral lower-limb amputees. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, Maryland Heights, v. 84, n. 6, p. 803-811, 2003.

SELLEGREN, K, R. An early history of lower limb amputations and prostheses. **Iowa Orthop J.**, Iowa City, v. 2, p. 13-27, 1982.

SLAVIERO, A. Prevalência de abandono de próteses em indivíduos com amputação de membros inferiores. In: ENCONTRO INTERNACIONAL DE PRODUÇÃO CIENTÍFICA CESUMAR. VI. 2009, Maringá. **Anais [...]** Maringá: CESUMAR, 2009. Disponível em: https://www.unicesumar.edu.br/epcc-2009/wp-content/uploads/sites/77/2016/07/alana_slaviero.pdf. Acesso em: 12 nov. 2018.

WILSON, Jr. B. A. Vacuum Forming of Plastics. **Orthotics and Prosthetics**, Philadelphia, v. 28, n. 1, p. 12-20, 1974.

XAVIER, R. T. **Implementação de uma prótese ativa para membro superior de baixo custo**. 2016. 118 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Ilha Solteira, 2016.

ANEXO A – Características das Células de Carga

As principais características das células de carga utilizada na plataforma móvel e fixa:

- a) Dimensões (mm): 28x28x8
- b) Capacidade (kg): 50
- c) Margem de erro (% F.S): 0.2
- d) Sensibilidade de saída (mv / v): $1,1 \pm 0,15$
- e) Não linearidade (% F.S): 0.2
- f) Repetibilidade (% F.S): 0,1
- g) Histerese (% F.S): 0,2
- h) Resistência de entrada (O): 1000 ± 50
- i) Resistência de Saída (O): 1000 ± 50
- j) Resistência de Isolamento (M O): = 2000 (100VDC)
- k) Tensão de excitação (V): 5 ~ 10
- l) Temperatura de operação (° C): -10 ~ +50
- m) Capacidade de sobrecarga (% F.S): 150
- n) Pinagem: vermelho = Sig +; branco = Exc -; azul = Exc +

Quadro 1 - Classificação no Padrão IEC 60825-1:1993.

Classe	Riscos	Laser	P _{máx} Emitida
1	Não perigosos sob quaisquer circunstâncias	Visíveis e Invisíveis	μW
2	Não perigosos uma vez que a observação direta aciona uma resposta de aversão natural à luz brilhante como piscar ou fechar os olhos	Visíveis	1mW
3A	Perigoso se observado por meio de instrumentos óticos de aumento (lupas, binóculos, lunetas e telescópios)	Visíveis e Invisíveis	5mW
3B	Reflexões especulares e feixe direto perigosos mesmo quando observados a olho nu	Visíveis e Invisíveis	0,5W
4	Reflexões especulares ou difusas e feixe direto perigosos aos olhos e à pele	Visíveis e Invisíveis	>0,5W

Fonte: CERN - European Laboratory for Particle Physics (1994).

