



**Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”**

**Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação - FAAC**

**Programa de Pós-Graduação em Design**

**JOÃO VICTOR GOMES DOS SANTOS**

**DESIGN DE PRÓTESE TRANSTIBIAL DE BAIXO CUSTO  
CONSTITUÍDA POR BIOCMPÓSITOS: DESENVOLVIMENTO E  
AVALIAÇÃO**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**BAURU – 2018**



**Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”**

Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação - FAAC

**Programa de Pós-Graduação em Design**

**JOÃO VICTOR GOMES DOS SANTOS**

**DESIGN DE PRÓTESE TRANSTIBIAL DE BAIXO CUSTO  
CONSTITUÍDA POR BIOCOMPÓSITOS: DESENVOLVIMENTO E  
AVALIAÇÃO**

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do título de mestre em Design, no Programa de Pós-Graduação em Design da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, linha de pesquisa de Planejamento de Produto, sob orientação do Prof. Dr. Marco Antonio dos Reis Pereira.

**BAURU – 2018**

Santos, João Victor Gomes.

Design de prótese transtibial de baixo custo constituída por biocompósitos: desenvolvimento e avaliação / João Victor Gomes dos Santos. Bauru, 2018.

99 f. : il.

Orientador: Marco Antônio dos Reis Pereira

Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação, Bauru, 2018.

1. Design. 2. Prótese. 3. Biocompósitos. 4. Bambu.  
I. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação. II. Título.

## **BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Marco Antonio dos Reis Pereira  
Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”  
Faculdade de Engenharia de Bauru  
Orientador

---

Prof. Dr. Luis Carlos Paschoarelli  
Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”  
Faculdade de Arquitetura Artes e Comunicação  
(Membro Titular)

---

Prof. Dr. Cesar Foschinni  
Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”  
Faculdade de Engenharia de Bauru  
(Membro Titular)

**Bauru, 2018**

**ATA DA DEFESA PÚBLICA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE JOÃO VICTOR GOMES DOS SANTOS, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESIGN, DA FACULDADE DE ARQUITETURA, ARTES E COMUNICAÇÃO - CÂMPUS DE BAURU.**

Aos 17 dias do mês de agosto do ano de 2018, às 09:00 horas, no(a) Sala , reuniu-se a Comissão Examinadora da Defesa Pública, composta pelos seguintes membros: Prof. Dr. MARCO ANTONIO DOS REIS PEREIRA - Orientador(a) do(a) Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Bauru, Prof. Titular LUIS CARLOS PASCHOARELLI do(a) Departamento de Design / Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação - UNESP/ Campus de Bauru, Prof. Dr. CESAR RENATO FOSCHINI do(a) Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Bauru, sob a presidência do primeiro, a fim de proceder a arguição pública da DISSERTAÇÃO DE MESTRADO de JOÃO VICTOR GOMES DOS SANTOS, intitulada **DESIGN DE PRÓTESE TRANSTIBIAL DE BAIXO CUSTO CONSTITUÍDA POR BIOCAMPÓSITOS: DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO**. Após a exposição, o discente foi arguido oralmente pelos membros da Comissão Examinadora, tendo recebido o conceito final: Aprovado . Nada mais havendo, foi lavrada a presente ata, que após lida e aprovada, foi assinada pelos membros da Comissão Examinadora.

Prof. Dr. MARCO ANTONIO DOS REIS PEREIRA

Prof. Titular LUIS CARLOS PASCHOARELLI

Prof. Dr. CESAR RENATO FOSCHINI

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço principalmente à minha família e amigos pelo apoio e estímulo em toda minha caminhada acadêmica, em especial:

- Ao meu pai e amigo;
- À minha mãe e conselheira;
- À minha irmã e companheira;
- Ao meu irmão e protetor;
- Ao meu avô e exemplo.

Agradeço às pessoas que estiveram envolvidas direta ou indiretamente com este trabalho e contribuíram para sua concretização, em especial:

- Ao meu orientador, Prof. Dr. Marco dos Reis Pereira, pela parceria e contribuição;
- Aos parceiros Prof. Dr. Luis Carlos Paschoarelli, Prof. Dr. César Renato Foschini e Prof. Dr. Tomas Queiroz Barata, pelas contribuições em suas respectivas áreas de atuação;
- Aos técnicos Paulo, Hélio e José Maria pela contribuição nas oficinas;
- Ao protesista da APAE Erickson pela contribuição técnica;
- Ao Prof. Flávio Boaventura, pelos conhecimentos compartilhados;
- Ao Prof. Sílvio Verdério, pelos conhecimentos compartilhados;

Agradeço às entidades apoiadoras do projeto, em especial:

- Ao Programa de Pós-Graduação em Design da Unesp de Bauru e à Capes pela concessão da bolsa e apoio técnico para o desenvolvimento da pesquisa;
- À FEB, FAAC, LDMP e CADEP pela disponibilização de suas infraestruturas;
- Ao laboratório CENIC de São Carlos pela parceria e contribuição técnica;
- À Kehi<sup>®</sup> Indústria e Comércio Ltda pelo fornecimento dos materiais e apoio técnico;
- À Agência Unesp de Inovação pelo financiamento tecnológico e contribuição técnica;
- À APAE de Bauru pela recepção e contribuição técnica;

## RESUMO

SANTOS, João Victor Gomes. **Design de prótese transtibial de baixo custo constituída por biocompósitos: desenvolvimento e avaliação.** 2018. 99 f. Dissertação (Mestrado em Design) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação. Bauru, 2018.

Os elevados investimentos em tecnologia e materiais de alto desempenho no mercado de produtos assistivos vêm resultando em equipamentos de alta sofisticação, porém de custo elevado, o que inviabiliza sua aquisição pela população de baixa renda. No Brasil, apesar de o Sistema Público de Saúde (SUS) possibilitar a obtenção gratuita dessas próteses, o serviço é caracterizado por falhas e longos períodos de espera. Dessa maneira, buscando atender essa demanda existente no Brasil por próteses de preço acessível para população de baixa renda, este presente estudo propõe o desenvolvimento de um produto alternativo aos convencionais através do desenvolvimento e a avaliação experimental de um protótipo de prótese transtibial fabricado com materiais sustentáveis de baixo custo. Por serem provenientes de fonte renovável, o emprego destes biocompósitos resultantes da junção de bambu e resina poliuretana à base de óleo de mamona, contribuiu para a redução do impacto ambiental e também para a redução do preço final do produto. Para as etapas de Projeto do Produto, foram adotadas metodologias específicas do design de produtos centrado no usuário, bem como metodologias para processamento de materiais e avaliação de protótipos. A adoção dessas metodologias e o emprego de softwares CAD e CAE durante toda a fase de projeto contribuiu para um desenvolvimento eficiente das etapas, auxiliando na prevenção de falhas e redução no tempo de produção. A qualidade dos compósitos e dos produtos resultantes da metodologia proposta pode ser notada nos resultados dos ensaios mecânicos que, mesmo preliminares, confirmaram a viabilidade de aplicação dos compósitos naturais na fabricação de próteses.

**Palavras-chave:** Design. Prótese. Bambu. Sustentabilidade. Protótipo.

## **ABSTRACT**

SANTOS, João Victor Gomes. Design of transtibial prosthesis of low cost constituted by biocompósitos: development and evaluation. 2018. 99 f. Dissertation (Master in Design) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação. Bauru, 2018.

The high investments in technology and high-performance materials in the assistive products market have resulted in highly sophisticated equipment, but also with a high cost, which makes it unfeasible for the low income population. In Brazil, although the Public Health System (SUS) makes it possible to obtain these prostheses free of charge, the service is characterized by failures and long waiting periods. Therefore, the present study proposes the design of an alternative product to the conventional ones through the development and the experimental evaluation of a prototype of transtibial prosthesis manufactured with low cost sustainable materials. The use of these biocomposites, resulted from the joining of bamboo and polyurethane resin based on castor oil, contributed to the reduction of the environmental impact and also to the reduction of the final product price. For the Product Design stages, specific user-centered product design methodologies were adopted, as well as methodologies for processing materials and evaluating prototypes. The adoption of these methodologies and the use of CAD and CAE software throughout the design phase contributed to an efficient development of the steps, helping to prevent failures and reduce production time. The quality of the composites and the products resulting from the proposed methodology can be noticed in the results of the mechanical tests that, even preliminary, confirmed the feasibility of applying the natural composites in the manufacture of prostheses.

**Keywords:** Design. Prosthesis. Biocomposites. Bamboo. Sustainability.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Tipos de amputações de membros superiores e inferiores. Fonte: Santos et al. (2018).....	5
Figura 2 - Representação de uma prótese transtibial endoesquelética. Fonte: Santos et al. (2018).....	7
Figura 3 - Tipos de próteses transtibiais (endoesqueléticas e exoesqueléticas) e sistemas de encaixe (KBM, PTS e PTB) com destaque (em vermelho) para o componente Soquete. Fonte: do autor. ....	8
Figura 4 - Componentes modulares de uma prótese transtibial endoesquelética e suas descrições. Fonte: do autor. ....	10
Figura 5 - Pé protético do modelo Vari-Flex® da össur®. Fonte: www.ossur.com.br.....	11
Figura 6 - Pé protético do modelo Triton Low Profile da Ottobock®. Fonte: www.ottobock.com.br.....	12
Figura 7 - Pé protético modelo Pé Epirus da Conforpés. www.conforpes.com.br. ....	12
Figura 8 - Problemas decorrentes da má utilização ou ajuste incorreto da prótese ou órtese. Fonte: Santos et al. (2018). ....	13
Figura 9 – Representação do membro residual com destaque e das áreas sensíveis e tolerantes à pressão. Fonte: (LEE, ZHANG e MAK, 2005). ....	14
Figura 10 – Etapas de confecção de um soquete. A - Dimensionamento do Coto; B - Destaque das Áreas de Carga e Descarga; C - Confecção do Molde Negativo; E - Confecção do Molde Positivo; ....	15
Figura 11 - Próteses transtibiais de modelo simples (esq) e sofisticado (dir). Fonte: do Autor. ....	16
Figura 12 - Fases da Marcha com e sem prótese. Fonte: baseado em HAIDEIRI, 2005. ....	19
Figura 13 - Fluxograma do PDP proposto por Rozenfeld et al. (2006).....	22
Figura 14 - Componentes básicos da AEF de uma prótese. Fonte: do autor. ....	25
Figura 15 - Fluxograma da metodologia adotada para AEF. Adaptado de Bathe (2006). ....	26
Figura 16 – Metodologias do Design Sustentável com inclusão do Tripé da Sustentabilidade. Fonte: Adaptado de Santos et al. (2018). ....	28
Figura 17 - Etapas e fluxos propostos pelo Life Cycle Design (Adaptado de Manzini; Vezzoli, 2008). ....	29
Figura 18 - Principais tipos de fibras de acordo com a sua procedência. Adaptado de Chowdary (2014). ....	35
Figura 19 - Classificação de compósitos de acordo com sua composição e orientação. Adaptado de Matthews e Rawlings (1999). ....	37
Figura 20 – Representações de orientação de fibras: (a) fibras descontínuas aleatórias, (b) fibras descontínuas unidirecionais, (c) fibras contínuas unidirecionais, d) fibras contínuas aleatórias e, e) bidirecionais. ....	38
Figura 21 - Morfologia do Bambu. Touceira, folhas, galhos, brotos, rizomas, folhas caulinares, colmos, internós, nós, raízes e diafragma. ....	42
Figura 22 - Materiais provenientes do bambu. Adaptado de Pereira e Beraldo (2016). ..	44
Figura 23 - Corte transversal de um colmo de bambu com as fibras aparentes (pontos mais escuros). Fonte: www.bamboogarden.com .....	45
Figura 24 - Tensões de cisalhamento por diferentes autores. Fonte: Adaptado de Lapo e Beraldo (2007). ....	47
Figura 25 - Comparação entre tensões de ruptura em compressão obtidas por diferentes autores. Fonte: Lapo e Beraldo (2007). ....	47

Figura 26 - Comparação entre os MOE obtidos pelos diferentes autores. Fonte: Lapo e Beraldo (2008).....	48
Figura 27 - Comparação dos valores de MOR obtidos por diferentes autores utilizando diferentes tipos de adesivo (Cascofen, Cascorez e PU à base de óleo de mamona). Fonte: Lapo e Beraldo (2008).....	49
Figura 28 - Fluxograma com as etapas metodológicas. Fonte: do autor. ....	51
Figura 29 – Conteúdo estudado para elaboração de diretrizes e embasamento técnico da pesquisa. Fonte: do autor. ....	53
Figura 30 - Esboços das alternativas com destaque para alternativa inicial selecionada. Fonte: do autor. ....	58
Figura 31 - Interface do software utilizado para modelagem das alternativas iniciais. Fonte: do autor. ....	58
Figura 32 Distâncias entre os planos e dimensões dos gabaritos com destaque para o eixo de carga resultante e preenchimento do soquete (em azul). Fonte: do autor. .	60
Figura 33 - Interface do software utilizado para AEF com destaque para a Malha gerada, as regiões de Carga e Fixação e visualização de uma das restrições entre componentes. Fonte: do autor.....	62
Figura 34 - - Interface do software durante adição da textura do BLaC na biblioteca e animação das simulações. Fonte: do autor. ....	63
Figura 35 - Fluxograma das etapas da macro fase de Produção. Fonte: do autor. ....	64
Figura 36 - Etapas do processamento das lâminas de bambu. Fonte: do autor.....	65
Figura 37 - Processo de obtenção das fibras do bambu com Trituração dos resíduos no moinho de martelos e granulometria das fibras com destaque para a peneira vibratória utilizada. Fonte: do autor. ....	66
Figura 38 - Dimensões do soquete padrão para ensaios mecânicos. Fonte: Adaptado de Campbel et al. (2012) .....	67
Figura 39 - Processo de produção do molde positivo do soquete. Fonte: do autor.....	67
Figura 40 - Materiais e ferramentas utilizadas para a confecção do sistema de aquecimento dos moldes para o BLaC. Fonte: do autor.....	68
Figura 41 - Produção dos moldes Macho e Fêmea com fixação dos gabaritos e corte com tupa. Fonte: do autor. ....	69
Figura 42 - Processo de instalação das chapas de alumínio aos moldes. Fonte: do autor.....	69
Figura 43 - Processo de adaptação dos quatro Sargentos Barra T. Fonte: do autor. ....	69
Figura 44 - Confecção do dispositivo de controle de temperatura do sistema de aquecimento com destaque para a configuração do circuito. Fonte: do autor.....	70
Figura 45 - Instalação dos moldes e preparação para prensagem da Quilha e Calcanhar. Fonte: do autor. ....	70
Figura 46 - Aplicação da resina nas ripas seguida da introdução do conjunto no molde e prensagem com torquímetro. Fonte: do autor. ....	71
Figura 47 – Corte e lixamento lateral, superior e inferior das peças de BLaC produzidas para confecção do pé protético. Fonte: do autor. ....	71
Figura 48 – Processos de colagem da Quilha ao Calcanhar, furação e laminação da sola de BFB com posterior desbaste e acabamento do pé protético. Fonte: do autor. ....	72
Figura 49 - Procedimento de prensagem, torneamento e acabamento do cilindro de BLaC da prótese. Fonte: do autor. ....	73
Figura 50 - Preparação do molde positivo e laminação das camadas de acabamento interno, estrutura e acabamento externo. Fonte: do autor. ....	74

Figura 51 - Usinagem do Adaptador Angular em Alumínio e pesagem do componente. Fonte: do autor. ....	74
Figura 52 - Dispositivos fabricados conforme norma 10328:2016 para instalação da prótese nas máquinas. Fonte: do autor.....	75
Figura 53 - Configuração dos ensaios estáticos e do ensaio cíclico. Fonte: do autor. ...	77
Figura 54 - Visualização em escala logarítmica da Tensão de Von Misses do ensaio com destaque para as regiões com maior concentração de estresse. Fonte: do autor.....	79
Figura 55 – Da esquerda para a direita: Visualização do deslocamento, Visualização em Escala Logarítmica da Tensão Elástica, Detalhe em corte e vista em perspectiva das áreas de concentração. Fonte: do autor. ....	80
Figura 56 - Renderizações do protótipo virtual e detalhes das animações de explosão. Fonte: do autor. ....	81
Figura 57 - Caderno de pranchas técnicas e instruções de produção. Fonte: do Autor.	81
Figura 58 - Imagens do protótipo completo produzido utilizando a metodologia proposta. Fonte: do autor. ....	83
Figura 59 - Pé protético desmontado, partes principais da prótese com ferramentas necessárias para manipulação da prótese (chave allen e chave com soquete) e pé protético montado.....	83
Figura 60 - Detalhes das texturas apresentadas pelo BFB e BLaC. Fonte: do autor. ....	84
Figura 61 - Representação da configuração do ensaio, Configuração real do corpo de prova e Registro da ruptura do pé protético com destaque para a porca. Fonte: do autor.....	85
Figura 62 - Detalhes do corpo de prova após ruptura do ensaio cíclico. Fonte: do autor. .....	85
Figura 63 - Imagens do pé protético antes e depois da aplicação da carga de 1.610 N. Fonte: do autor. ....	86
Figura 64 - Representação da configuração do ensaio e gráfico de Força x Deslocamento. Fonte: do autor. ....	86
Figura 65 - Ensaio estático <i>Proof Test Force</i> : Condição II com cisalhamento do parafuso. Fonte: do autor.....	87
Figura 66 - Segunda etapa do ensaio estático <i>Proof Test Force</i> , com ruptura do calcanhar. Fonte: do autor.....	87
Figura 67 - Representação da configuração do ensaio Estático - <i>Proof Test Force</i> : Condição II e gráfico resultante das duas etapas (1: Cisalhamento do Parafuso e 2: Ruptura do calcanhar). Fonte: do autor. ....	87
Figura 68 - Detalhes da ruptura do corpo de prova do ensaio estático - <i>Proof Test Force</i> : Condição II. Fonte: do autor. ....	88
Figura 69 - Comportamento do corpo de prova no ensaio <i>Ultimate Static Test Force</i> . Fonte: do autor. ....	88
Figura 70 - Dados resultantes do <i>Ultimate Static Test Force</i> e representação do ensaio. Fonte: do autor. ....	89

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> - Tabela comparativa de compósitos de bambu e de outros materiais. Adaptado de TARGA (2011).....	49
<b>Tabela 2</b> - Tabela comparativa da resistência à tração de compósitos com diferentes fibras vegetais. Adaptado de Targa (2011). ....	50
<b>Tabela 3</b> – Descrição e propriedades dos componentes que compõem a prótese. Fonte: do autor. ....	59
<b>Tabela 4</b> - Propriedades do BLaC e BFB utilizadas para criação de materiais no software. Fonte: do autor.....	61
<b>Tabela 5</b> - Parâmetros para realização dos ensaios Estáticos e Cíclico. Fonte: do autor.....	76
<b>Tabela 6</b> - Propriedades do modelo virtual importado para o software de AEF. Fonte: do autor. ....	78
<b>Tabela 7</b> - Valores obtidos no ensaio Estático Estrutural (Tensão de von-Mises) e deslocamento da prótese nos eixos da montagem. Fonte: do autor.....	79

## LISTA DE ABREVIações

AACD

Assistência Associação de Assistência à Criança Deficiente, 6

AEF

Análise de Elementos Finitos, 25, 26, 76, 78, 80

AISI

American Iron and Steel Institute, 59

ASM

American Society for Metals, 34, 37, 39, 49, 92

BFB, 61

Biocompósito de Fibra de Bambu, 56, 59, 60, 59, 62, 73, 82, 84

BLaC

Bambu Laminado Colado, 3, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 56, 57, 59, 60, 61, 62, 67, 68, 79, 84, 85

CAD

Computer Aided Design, 3, 24, 25, 26

CAE

Computer Aided Engineering, 3, 24, 25

CAM

Computer Aided Manufacturing, 3

CONAMA

Conselho Nacional do Meio Ambiente, 28

DFX

Design for X, 2, 51, 83

ISO

International Organization for Standardization, 3, 21, 52, 56, 59, 60, 61, 67, 75, 76, 95

KBM

Kondylen Bettung Münster, 9

MDF

Medium Density Fiberboard, 68, 72

OMS

Organização Mundial da Saúde, 6, 97

PDP

Processo de Desenvolvimento de Produto, 22, 23, 28, 51

PF

Prototipagem Física, 24

PTB

Patella Tendon Bearing, 9

PTS

- Prótese Tibiale Supracondylienne, 9

PU

Poliuretano, 40, 47, 50, 92

PV

Prototipagem Virtual, 24, 26

SACH

Solid Ankle Cushion Heel, 11, 89

SUS

Sistema Único de Saúde, 6, 4, 6, 15

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
1.1	OBJETIVOS	3
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>4</b>
2.1	AMPUTAÇÃO E PRÓTESES	4
2.1.1	Aspectos Clínicos da Protetização	12
2.1.2	Análises Mecânicas e Biomecânicas de Próteses	17
2.2	DESIGN: MÉTODOS E CONCEITOS	22
2.2.1	Prototipagem Virtual e Física	23
2.2.2	Inovação	27
2.2.3	Sustentabilidade	28
2.3	BIOCOMPÓSITOS	34
2.3.1	Resina Poliuretana de Mamona	38
2.3.2	Bambu	40
2.3.3	BLaC - Bambu Laminado Colado	44
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>51</b>
3.1	PESQUISA	52
3.1.1	Diretrizes da Biomecânica	53
3.1.2	Diretrizes do Processo de Protetização	53
3.1.3	Identificação das Necessidades do Usuário	54
3.1.4	Estudo de Métodos de Projeto e Normas Técnicas	55
3.2	PROJETO DE PRODUTO	56
3.2.1	Esboço	57
3.2.2	Modelagem Virtual	58
3.2.3	Análise de Elementos Finitos	60
3.2.4	Renderização e Simulação	62
3.2.5	Especificação Técnica	63
3.3	PRODUÇÃO	64
3.3.1	Processamento do Bambu	64
3.3.2	Processamento das Fibras de Bambu	65
3.3.3	Produção do Molde para Soquete	66
3.3.4	Produção dos Moldes para o Pé Protético	67
3.3.5	Produção do Pé Protético (Quilha e Calcanhar)	70
3.3.6	Produção do Cilindro	73
3.3.7	Produção do Soquete	73
3.3.8	Produção do Adaptador	74
3.4	AVALIAÇÃO MECÂNICA	75
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	<b>78</b>
4.1	RESULTADOS: PROJETO	78
4.2	RESULTADOS: PRODUÇÃO	82
4.3	RESULTADOS: AVALIAÇÃO	85
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES</b>	<b>90</b>
<b>6</b>	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>92</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Com o acelerado crescimento da população mundial e, conseqüentemente, o aumento da pressão sobre os recursos naturais do planeta, pesquisadores e profissionais de diversas áreas do conhecimento têm voltado sua atenção aos aspectos relacionados à sustentabilidade de seus projetos. Neste sentido, buscando atender as novas demandas da sociedade por produtos e sistemas de produção sustentáveis, o Designer passou a desempenhar um papel fundamental neste cenário, sendo responsável não somente pelas questões estéticas e funcionais de seus projetos, mas também pelos aspectos ambientais e sociais.

Metodologias de design orientadas para estes aspectos sociais podem ser definidas pelo termo Design Social e têm como meta a melhoria das condições de vida de determinados grupos (LÖBACH, 2001). Este é o caso de produtos da área de Tecnologia Assistiva, ou seja, produtos desenvolvidos para pessoas que apresentam algum tipo de limitação funcional ou cognitiva que as impedem de exercer plenamente as suas aptidões físicas, seja de maneira temporária ou permanente (IIDA, 2016).

Apesar de não receberem a mesma atenção que os produtos de consumo em massa, pesquisas e investimentos dedicados ao setor de tecnologia assistiva vêm demonstrando um visível aumento, dispondo, hoje, de um razoável acervo de conhecimento (IIDA, 2016). Proporcionalmente a estes progressos, cresceram também os investimentos em pesquisas e aplicações de materiais de alto desempenho, como a fibra de carbono, fibra de vidro e resina epóxi (CHOWDARY, 2014).

Ainda que proporcione maior durabilidade e resistência aos produtos, a aplicação destes materiais de alto desempenho resulta no aumento do seu preço final, inviabilizando sua aquisição pela população de baixa renda (CHE ME; IBRAHIM; TAHIR 2012) e sua distribuição por órgãos de assistência social.

Neste sentido, de acordo com a Organização Mundial da Saúde (2016), há uma forte relação entre a pobreza e a deficiência, visto que, no mundo, apenas cerca de 10% das pessoas que necessitam de produtos assistivos, como próteses e órteses, têm acesso a eles. Elias; Monteiro e Chaves (2007) complementam ao afirmar que 80% das pessoas com deficiência no mundo vivem com baixa renda. Para Boccolini (2000), esta relação entre deficiência e pobreza é preocupante, visto que uma

amputação para indivíduos de baixa renda e escolaridade pode comprometer ou mesmo impedir o desempenho de seu trabalho, influenciando diretamente na garantia de seu sustento e de sua família.

Além do alto custo, resultante do emprego destas tecnologias e materiais de alto desempenho, os impactos negativos se propagam também ao meio ambiente, visto que, além de se tratarem de matérias-primas não recicláveis, liberam resíduos e gases nocivos durante sua produção e manuseio (CAMPBELL et al., 2012; CHOWDARY, 2014). Somado a isso, tem-se a impossibilidade de reutilização dos produtos, visto que órteses e alguns componentes de próteses são confeccionados especificamente para cada usuário, não havendo outra opção se não o seu descarte após sua vida útil. Este quadro, que se agrava com o aumento da utilização desses materiais, preocupa profissionais de diversos setores no que se refere a um dos maiores problemas da sociedade atual: o descarte de lixo. Por possuírem degradação extremamente lenta podem levar décadas ou até mesmo séculos para completa desintegração (CANGEMI, 2006; CAMPBELL et al., 2012; CHE ME; et al. 2012).

Portanto, considerando a relevância do problema, sua prevalência em uma parte considerável da população mundial e a previsão de seu aumento contínuo (RESNIK, 2011), é evidente a existência de uma demanda por soluções acessíveis e sustentáveis na área de protetização. Justifica-se, portanto, a escolha do tema deste estudo que tem como objetivo criar uma alternativa aos produtos convencionais e contribuir com o material científico disponível nesta área. Para tanto, este trabalho propõe um novo método de fabricação de uma prótese sustentável de baixo custo para o tipo mais frequente de amputações de membros inferiores: a transtibial (PASTRE et al. 2005). Para atingir os objetivos propostos de forma organizada e prevenir a ocorrência de falhas, foram empregadas metodologias de projeto que envolveu a utilização de programas avançados de prototipagem virtual e ferramentas específicas do design, como o método DFX (Design for "X") que propõe práticas para todo o ciclo de vida do produto, integrando aspectos relacionados ao Meio Ambiente e Fatores Humanos (ROZENFELD et al., 2006).

Para a produção dos protótipos foram elaborados biocompósitos baseados nas metodologias de Ramos (2014) e Marinho et al. (2013). Além de empregar materiais de fonte renovável como o bambu e a resina poliuretana a base de óleo de mamona, no processo de produção foram empregadas técnicas e equipamentos simples, aspectos estes que contribuíram para a redução dos custos de produção e,



conseqüentemente, do preço final do produto. Também foram realizados ensaios mecânicos baseados na norma ISO 10328:2016 (Teste estrutural de próteses de membros inferiores: Requisitos e métodos de teste) cujos resultados preliminares indicam que os materiais têm grande potencial para serem aplicados em próteses para membros inferiores.

## 1.1 OBJETIVOS

O objetivo geral deste estudo foi o de criar uma metodologia para produção de próteses transtibiais sustentáveis de baixo custo e avaliar os protótipos resultantes.

Para tanto, foram definidos os seguintes objetivos específicos:

- Realizar uma revisão bibliográfica sobre as áreas abordadas por este projeto (Design de Produtos, Sustentabilidade, Engenharia Mecânica, Biomecânica, Amputação e Tecnologia Assistiva);
- Projetar e analisar os protótipos virtuais com auxílio de softwares CAD e CAE;
- Produzir três protótipos de prótese transtibial constituídas por Soquete, Cilindro e Pé Protético;
- Produzir dois pares de moldes térmicos do tipo macho e fêmea para conformação de pés protéticos (BLaC);
- Realizar Ensaios Mecânicos baseados na norma ISO 10328:2016 - Teste estrutural de próteses de membros inferiores: Requisitos e métodos de teste.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O conteúdo da revisão bibliográfica aborda os aspectos que nortearam o processo de desenvolvimento deste trabalho, relacionados ao projeto, produção e avaliação de produtos assistivos e sustentáveis. Para fundamentação do projeto da prótese, foram realizadas pesquisas referentes à tecnologia assistiva, amputações, protetização além de métodos de projeto de produtos sustentáveis e avaliação mecânica de protótipos.

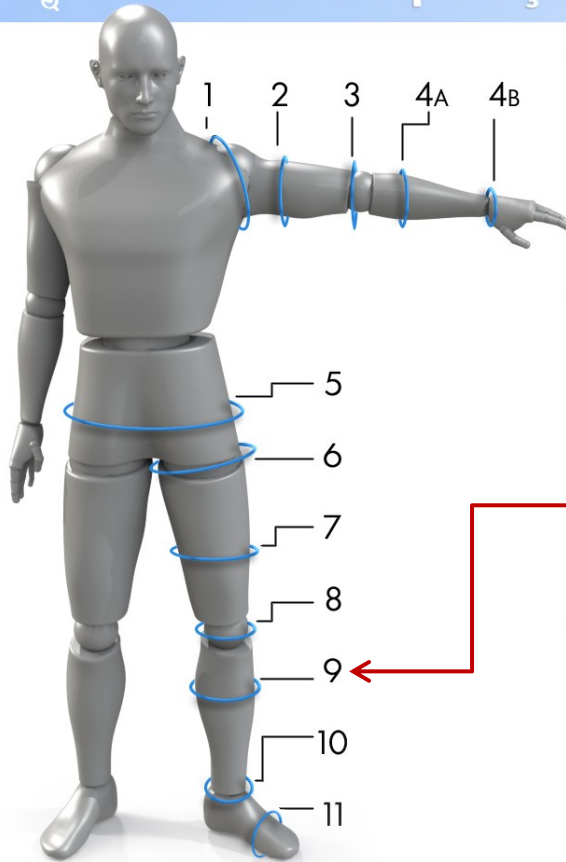
### 2.1 AMPUTAÇÃO E PRÓTESES

A amputação consiste em uma cirurgia reconstrutiva na qual é realizada a retirada parcial ou total de um membro gravemente danificado de maneira que prepare o membro residual do paciente para a posterior utilização de uma prótese (RAYEGANI et al., 2010).

Segundo o Ministério da Saúde (2013) dentre todas as amputações, as de membros inferiores ocorrem em 85% dos casos e as causas mais comuns são doenças vasculares periféricas (e.g. diabetes, tabagismo), que representam cerca de 80%. No Brasil, das amputações realizadas em 2011 pelo Sistema de Saúde Brasileiro (SUS), 94% foram de membros inferiores, e sua maioria relacionada a doenças crônico-degenerativas

Os tipos de amputação podem variar conforme o membro removido (membros superiores e membros inferiores), o lado (esquerdo, direito ou bilateral) e o nível da amputação (curto, médio, longo). A mais frequente dentre as amputações de membros inferiores é a amputação transtibial que consiste na remoção do membro inferior no nível da tíbia (abaixo do joelho) e pode ser dividida em três níveis em relação ao tamanho do membro residual, também denominado coto: transtibial curta, transtibial padrão e transtibial longa, sendo o nível transtibial padrão considerado como de bom nível posicional para protetização e reabilitação (DILLINGHAM; PEZZIN; MACKENZIE, 2002; PASTRE et al., 2005). Na Figura 1, é possível observar os tipos padrões de amputação (BOCCOLLINI, 2000) com destaque para o nível transtibial, que foi selecionado para o desenvolvimento da prótese.

## Níveis de Amputação



### Membros Superiores

1. Desarticulação do Ombro;
2. Transumeral (curta e longa);
3. Desarticulação do cotovelo;
4. Transradial (A-curta, B-longa).

### Membros Inferiores

5. Transpélvica;
6. Desarticulação do Quadril;
7. Transfermoral (curta, média e longa);
8. Desarticulação do joelho;
9. Transtibial (curta, padrão e longa);
10. Desarticulação do tornozelo.

### 11. Amputações parciais de pé:

- > Falângicas;
- > Transfalângicas ;
- > Ressecção da linha metatarsal;
- > Transmetatarsal;
- > Desarticulação tarsometatarsal;
- > Desarticulação mesotarsal.

Figura 1 - Tipos de amputações de membros superiores e inferiores. Fonte: Santos et al. (2018).

Principalmente em países em desenvolvimento onde as minas terrestres continuam a ser uma das principais causas de amputações, a demanda por próteses acessíveis vem tomando grandes proporções. Segundo a *International Campaign to Ban Landmines* (ICBL, 2017) mais de 8.605 pessoas foram feridas ou mortas em 2016 em acidentes envolvendo minas terrestres em diversos países, com destaque para os Asiáticos, Africanos e nos Balcãs onde munições explosivas como bombas, granadas e minas terrestres ainda ocupam vastos territórios habitados. Embora o número exato de minas terrestres plantadas seja desconhecido, as estimativas variam entre 90 e 110 milhões (EBRAHIMZADEH; HARIRI, 2009).

A aquisição de uma nova prótese por esta população é praticamente impossível visto que os elevados preços praticados pelas empresas são incompatíveis com a renda dessa população. Apesar de existirem programas públicos e entidades assistenciais sem fins lucrativos que auxiliem essa parcela da população, as doações, auxílios e financiamentos são limitados ou mesmo inviabilizados pelo preço elevado, conseqüente do alto investimento necessário em

pesquisas, tecnologia e materiais de alto desempenho para produção dessas próteses. Assim, essas pessoas são forçadas a recorrer a próteses improvisadas de madeira ou outro material acessível, colocando em risco sua própria saúde e, algumas vezes, agravando ainda mais o seu quadro (ESTÊVÃO, 2009).

No Brasil essa realidade não é diferente, segundo o Censo IBGE de 2010, 45,6 milhões de pessoas declaram possuir algum tipo de deficiência. Apesar dos serviços públicos fornecerem próteses gratuitamente, a espera é longa e o serviço caracterizado por falhas. De acordo com o Ministério da Saúde (2013), cerca de 1 milhão de brasileiros com deficiência esperam pelo fornecimento de sua prótese.

A Abotec (Associação Brasileira de Ortopedia Técnica) declarou que cerca de 60% dos pacientes abandonam as próteses de uso externo, principalmente a de braços e pernas, porque não se adaptam a elas e também pela falta de ajustes e de manutenção dos aparelhos (FOLHA DE SÃO PAULO, 2008).

Na AACD de São Paulo aproximadamente 1.600 crianças aguardam sua prótese ou órtese, sendo que 86% das 2.500 crianças atendidas ao dia vêm do SUS. Em estados como Goiás e Amazonas o tempo de espera para conseguir uma prótese ou órtese pode chegar a três anos (FOLHA DE SÃO PAULO, 2008). Estes modelos distribuídos pelo Governo Federal são os mais convencionais do mercado e mesmo assim, de acordo com o Diário Oficial do Estado do Acre, podem custar até R\$ 5 mil reais (D.O.E.A., 2014). Visto que o usuário deve solicitar uma nova prótese quando há incompatibilidade entre o seu dispositivo e seu coto, esse valor pode aumentar ainda mais para usuários que ganham ou perdem peso e principalmente para crianças que, durante a fase de crescimento, necessitam dessa troca várias vezes ao ano.

Estes dados são preocupantes visto que, conforme a OMS (2016), existe uma forte relação entre pobreza e deficiência, sendo que 80% das pessoas com deficiência no mundo vivem com baixa renda (ELIAS; MONTEIRO e CHAVES, 2007). A OMS (2016) afirmou ainda que cerca de 90% da população que necessita de produtos assistivos, tais como próteses e órteses, não têm acesso a eles. Em resposta a esta demanda, a OMS, a ISPO (*International Society for Prosthetics and Orthotics*) e a Organização das Nações Unidas (ONU) tomaram iniciativas globais incentivando o desenvolvimento de soluções para estes problemas como, por exemplo, a *Global Cooperation on Assistive Technology*, que visa o investimento em

pesquisas para tornar a tecnologia assistiva acessível à população de baixa renda e, assim alcançar o desenvolvimento sustentável para todos.

Uma iniciativa similar foi tomada em 2011 no Brasil, com o lançamento do Plano Nacional dos Direitos da Pessoa com Deficiência “Viver Sem Limite” sob o Decreto 7.612, cuja proposta foi a de investir R\$ 7,6 bilhões na educação, inclusão social, acessibilidade e saúde da pessoa com deficiência.

Estas iniciativas contribuem para o desenvolvimento de novos estudos e técnicas que resultam na criação de novos componentes que auxiliam na reabilitação funcional dos usuários. Ao reduzir suas limitações físicas, contribui-se diretamente para a melhora na qualidade de vida do amputado que necessita do seu estado físico saudável para o desempenho do seu trabalho e garantia do seu sustento (BOCCOLINI, 2000).

Um dos dispositivos mais recomendados para reabilitação de amputados que vem sendo objeto de muitas pesquisas é a prótese, um produto destinado a substituir um órgão severamente lesionado, ou quando há a necessidade de sua remoção cirúrgica.

As próteses podem ser classificadas em dois tipos, as Endoesqueléticas e as Exoesqueléticas. Também conhecidas como modulares, as próteses do tipo endoesqueléticas são as mais utilizadas atualmente (Figura 2). A conexão entre o encaixe e pé protético é realizada por meio de tubos e componentes modulares.



**Figura 2 - Representação de uma prótese transtibial endoesquelética. Fonte: Santos et al. (2018).**

Essas próteses podem ser utilizadas para todos os níveis de amputação de membros inferiores, com exceção das amputações parciais de pé e de tornozelo.

São consideradas superiores às exoesqueléticas sob o ponto de vista funcional e estético e também pelo sistema de fixação dos componentes com parafusos que permite efetuar ajustes e mudanças de alinhamento, assim como trocas rápidas de componentes (BOCCOLINI, 2000; PASTRE et al., 2005.).

As próteses exoesqueléticas geralmente são confeccionadas em madeira ou plástico (próteses de banho e geriátricas) e servem de conexão entre o encaixe do coto e o pé. Estes tipos de prótese possuem uma estrutura única rígida que é responsável pela sustentação do peso. Normalmente, são próteses com alta resistência, baixo peso, limitações no alinhamento protético e poucas opções de intercâmbio de componentes (CARVALHO et al., 2005).

As próteses endoesqueléticas são basicamente compostas por Soquete, Peças Modulares, Módulo Tubular e Pé Protético. O soquete (destaque em Figura 3) é a região da prótese que acomoda o coto e fixa a prótese ao indivíduo e é o principal mecanismo de suspensão de qualquer prótese em qualquer nível de amputação.

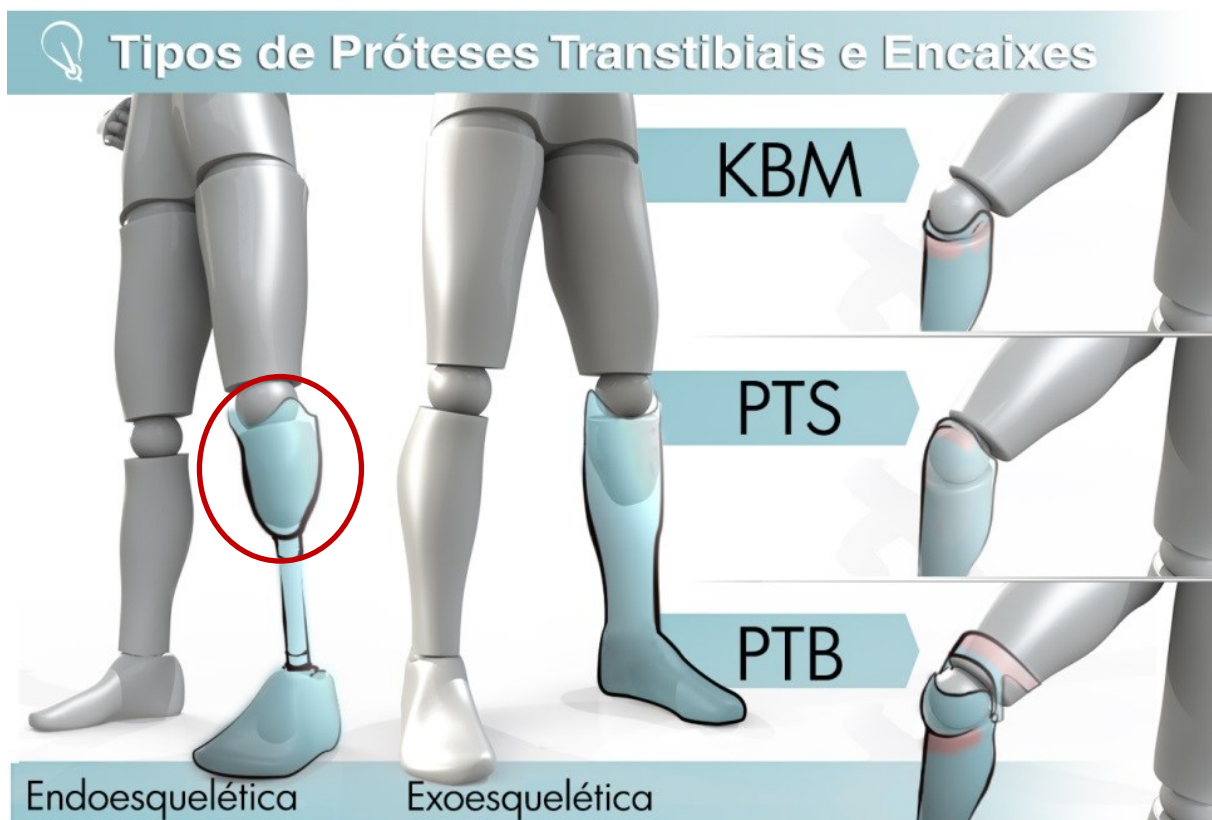


Figura 3 - Tipos de próteses transtibiais (endoesqueléticas e exoesqueléticas) e sistemas de encaixe (KBM, PTS e PTB) com destaque (em vermelho) para o componente Soquete. Fonte: do autor.

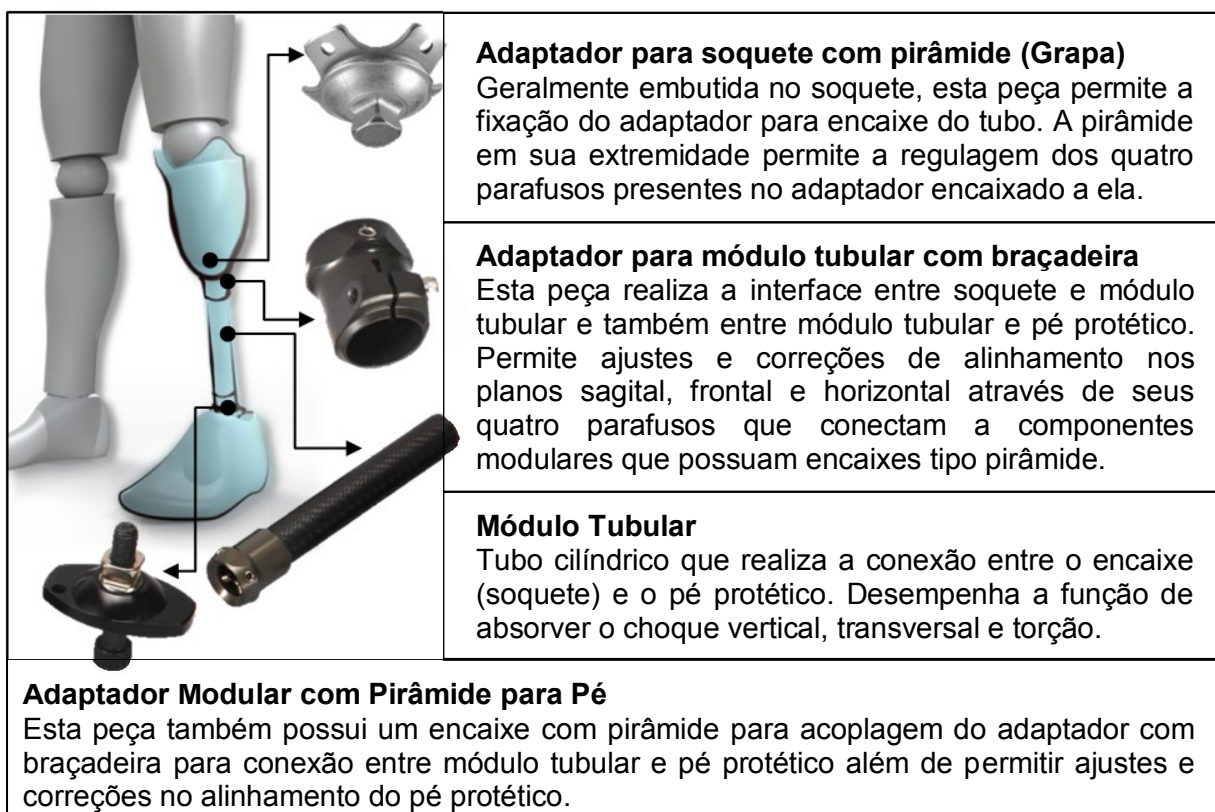
O encaixe não deve ser apertado para não prejudicar a circulação sanguínea e deve permitir o contato total do coto sobre a prótese, de modo que a maior descarga de peso, em amputados transtibiais seja na região distal do membro residual (BOCCOLINI, 2000). Há ainda componentes, como liners e sistemas de suspensão, que melhoram a aderência e estabilidade entre o coto e a prótese que previnem o desprendimento do coto durante a deambulação (pistonamento).

Na Figura 3 são apresentados os três principais tipos de encaixes para amputações transtibiais que diferem de acordo com as regiões de descarga de peso sobre o coto e o formato do encaixe (BOCCOLINI, 2000; PASTRE et al., 2005), são eles:

- KBM - *Kondylen Bettung Münster* - É o mais utilizado para amputações transtibiais atualmente por proporcionar melhor resultado em todos os aspectos. A descarga de peso é feita sobre o tendão patelar exercendo pressão acima do côndilo medial. A suspensão se dá por uma boa modelagem das abas medial e lateral sobre os côndilos femorais garantindo uma boa suspensão da prótese. Neste tipo de suspensão, as bordas superiores das abas devem ser modeladas ligeiramente viradas para o lado externo, pois se ficarem viradas para o lado interno podem lesionar os tecidos.
- PTS - *Protese Tibiale Supracondylienne* - Prótese mais adequada para cotos transtibiais curtos por englobar toda a patela e ter as bordas laterais elevadas. É indicada para pacientes com amputação que apresentam também instabilidade no joelho. No encaixe PTS a suspensão é feita acima da patela e côndilos femorais requerendo, por isso, uma boa modelagem do soquete que envolve totalmente o joelho e a patela, diferentemente dos encaixes KBM e PTB, nos quais a patela encontra-se totalmente ou parcialmente livre enquanto os côndilos femorais estão cobertos.
- PTB - *Patella Tendon Bearing* - É a mais antiga das próteses transtibiais após evolução da técnica de confecção de próteses, que passou a empregar conhecimentos da física, cinesiologia, biomecânica e engenharia. A suspensão é feita por meio de uma correia supracondiliana, que envolve a perna de forma circular pouco acima do joelho, confeccionada em couro ou plástico. É vedado o uso de correias circulares com ancoragem medial e lateral na prótese, pois

pode causar estrangulamento da região acima do joelho, o que pode inibir a circulação sanguínea e atrofiar a musculatura da coxa.

Além do soquete, as peças modulares das próteses endoesqueléticas também desempenham um importante papel (Figura 4). Geralmente fabricadas em aço inoxidável, alumínio ou titânio, essas peças exercem a função de conectar os demais componentes da prótese, garantido a segurança e estabilidade da montagem. Além disso, possibilitam a realização de ajustes para o alinhamento ideal da prótese. São diversos tipos e variações sendo as mais comuns:



**Figura 4 - Componentes modulares de uma prótese transtibial endoesquelética e suas descrições. Fonte: do autor.**

O pé protético é o componente da prótese que simula mecanicamente as funções do pé amputado. Existem diversos tipos de pés protéticos que podem variar conforme o sistema de articulação, suspensão, mecanismos, materiais, entre outros. O sistema pé-tornozelo do pé protético desempenha a substituição parcial dos recursos de controle de energia do sistema fisiológico normal por meio de dois componentes principais, o calcanhar e a quilha. Ambos os componentes podem absorver choques, armazenar e liberar energia. A quilha serve de superfície estável de posicionamento e, em algumas próteses, como um mecanismo de propulsão para



impulsionar o amputado para o próximo passo da marcha. Juntos, o calcanhar e a quilha, em um movimento de absorção e liberação de energia replicam a deambulação normal (KAPP e CUMMINGS, 2004).

Através do desenvolvimento de novas configurações e materiais, é possível promover a melhor compressão e distorção do calcanhar que, conseqüentemente, melhora a absorção da carga que é exercida durante o impulso, ajudando na propulsão do paciente para frente. Os materiais mais comuns empregados na fabricação de pés protéticos atualmente incluem a fibra de carbono, kevlar, elastômero de poliuretano e borracha flexível, o que geralmente resulta em um pé mais leve. Além disso, os pés permitem um movimento mais fluido, que produz uma marcha mais natural.

Há seis aspectos a serem considerados na escolha de um pé protético (KAPP e CUMMINGS, 2004), são eles: alinhamento, o comprimento da superfície de alavanca do dedo do pé, a largura da quilha, a flexibilidade da quilha, densidade da espuma do calcanhar, e ajuste do pé protético dentro do sapato. Para atender as necessidades de todos os pacientes, atualmente existem diversos modelos disponíveis no mercado, sendo os mais populares, possivelmente devido ao baixo custo e acabamento estético, os pés SACH (*Solid Ankle Cushion Heel*), que são pés sem articulação, leves e possuem alta durabilidade. No entanto, pés de resposta dinâmica, ou seja, pés protéticos com sistema de armazenamento e liberação de energia, tendem a proporcionar uma melhor deambulação através da liberação da energia armazenada no calcanhar do pé protético durante a marcha, fator de grande importância para a boa desenvoltura da marcha.

Em razão do melhor desempenho apresentado, os pés de resposta dinâmica foram selecionados como referência para o desenvolvimento deste projeto. Assim, pode-se destacar os seguintes modelos (Figuras 5 à 7):



Figura 5 - Pé protético do modelo Vari-Flex® da össur®. Fonte: [www.ossur.com.br](http://www.ossur.com.br).

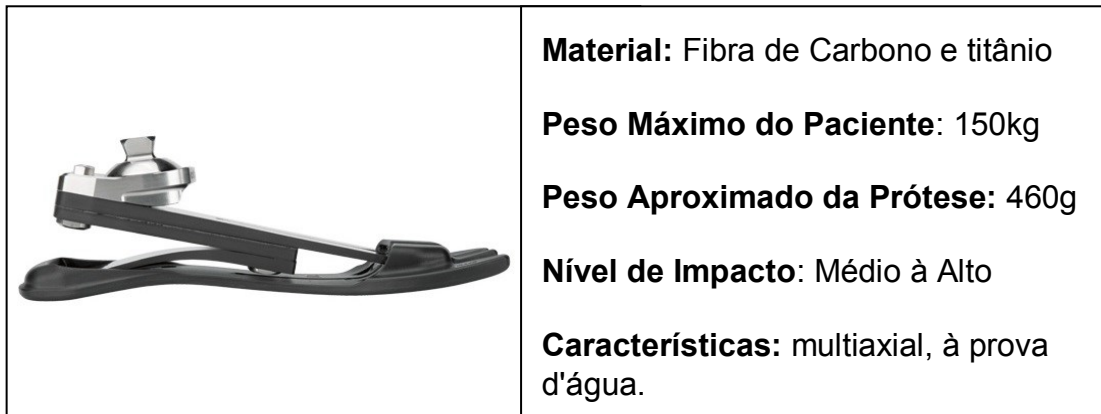


Figura 6 - Pé protético do modelo Triton Low Profile da Ottobock®. Fonte: [www.ottobock.com.br](http://www.ottobock.com.br).



Figura 7 - Pé protético modelo Pé Epirus da Conforpés. [www.conforpes.com.br](http://www.conforpes.com.br).

### 2.1.1 Aspectos Clínicos da Protetização

Dentre as amputações de membros inferiores a amputação transtibial, é considerada a de melhor prognóstico para uso de prótese e nível posicional para reabilitação (O'SULLIVAN & SCHIMITZ, 1993). Isso se deve ao fato de que além do comprimento do coto facilitar o encaixe da prótese, a amputação ocorre abaixo do joelho, portanto, não há necessidade de equipamentos que simulem esta complexa articulação. Estes fatores resultam em uma perturbação menor na marcha do indivíduo e um gasto inferior de energia para deambulação quando comparados com níveis mais proximais de amputação (DOUGHERTY, 2001; PURRY e HANNON, 1989).

Por se tratar de um produto de tecnologia assistiva, ou seja, um produto destinado a pessoas com necessidades especiais, o desenvolvimento de uma prótese está condicionado às especificidades e limitações deste grupo. A questão mais importante ao se prescrever uma prótese, por exemplo, é se há realmente a

necessidade do paciente em utilizar uma prótese e, em seguida, a sua capacidade de se adaptar ao produto. O estado de saúde do paciente e os objetivos funcionais devem determinar o tipo do dispositivo protético, bem como a seleção dos componentes da prótese, que deve ser cuidadosa e conduzida por características clínicas específicas (BOCCOLINI, 2000).

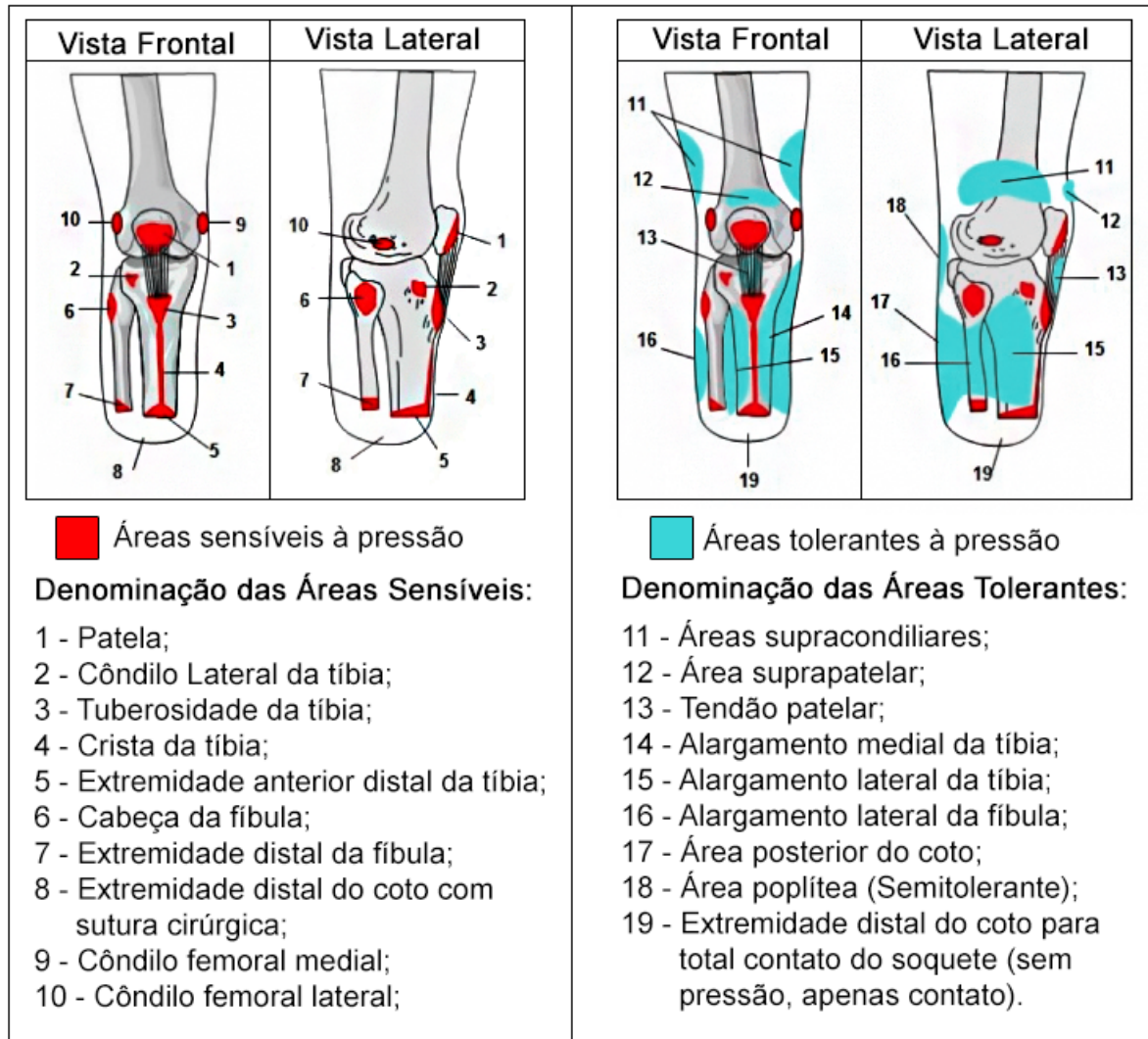
Segundo a revisão literária referente à prevalência de desconforto no uso de próteses realizada por Ghoseiri e Safari (2014), 27 dos 38 estudos abordados identificaram a prevalência de calor e/ou desconforto dentro do soquete. Das pessoas com amputação estudadas 53,68% queixaram-se de desconforto térmico no interior de suas próteses, independentemente do seu tipo ou nível de amputação.

Estes problemas, além de outros fatores, podem ser decorrentes da falta de cuidados com a pele do coto uma vez que qualquer irritação da pele pode interferir no uso diário da prótese e tornar-se um grande incômodo (LEVY, 1995). Essas complicações (Figura 8) podem ocorrer de forma mecânica (e.g. calos, hiperplasia verrucosa), por reações alérgicas (e.g. edema, eczema, dermatite de contato) e/ou por infecções bacterianas e fúngicas (DUDEK, et al. 2005; MEULENBELT, et al. 2011).



**Figura 8 - Problemas decorrentes da má utilização ou ajuste incorreto da prótese ou órtese. Fonte: Santos et al. (2018).**

A principal causa é o contato justo entre o coto e o soquete. Ambos são responsáveis pelo controle da prótese enquanto o usuário está em pé, estático ou em movimento. O soquete deve realizar a transferência adequada das forças na sua interface com o coto, dissipando a força por todo o coto, evitando, assim, o acúmulo de forças em um determinado ponto (KLUTE et al., 2009). Na figura 9, é possível verificar as áreas definidas como sensíveis e tolerantes à carga e descarga de forças precisamente definidas de acordo com a anatomia do coto (LEE, ZHANG e MAK, 2005).



**Figura 9 – Representação do membro residual com destaque e das áreas sensíveis e tolerantes à pressão. Fonte: (LEE, ZHANG e MAK, 2005).**

O ajuste e a suspensão adequados do soquete requerem um contato total da superfície do componente com o coto, limitando, dessa maneira, a circulação de ar na interface pele e soquete. O calor no seu interior, dentro do qual a pele tende a transpirar mais do que o habitual (LEVY, 1995), deixa a pele levemente úmida o que a torna mais suscetível a bolhas do que a pele molhada ou seca (NAYLOR, 1955). Além dos fatores já citados, a baixa permeabilidade dos materiais comumente utilizados na fabricação do soquete (plástico, silicone e outros materiais sintéticos) também contribui para a retenção da umidade na interface soquete e coto. Segundo Nurhanisah, et al. (2017), a utilização de fibras naturais na produção dos soquetes em substituição dos materiais sintéticos tradicionais pode ser uma solução estes problemas, além de proporcionar a redução no custo e no impacto ambiental.

Para minimizar a ocorrência destes problemas, a prótese deve ser confeccionada por protesistas profissionais com o acompanhamento de fisioterapeutas, visto que esse procedimento ainda é realizado de forma manual utilizando-se instrumentos e materiais convencionais. O processo varia conforme a clínica e o tipo da prótese, no entanto, de maneira geral, tendem a seguir as etapas apresentadas na Figura 10.



**Figura 10 – Etapas de confecção de um soquete. A - Dimensionamento do Coto; B - Destaque das Áreas de Carga e Descarga; C - Confeção do Molde Negativo; D - Confeção do Molde Positivo; E - Determinação das áreas de pressão; F - Acabamento do Molde Positivo; G - Moldagem da Estrutura do Soquete; H - Estrutura Finalizada. Fonte: Manual do Mundo: Como é feita uma prótese, 2017.**

Este procedimento é o mesmo realizado pelo SUS que é iniciado por uma avaliação médica e socioeconômica para poder receber o benefício. Após a autorização do benefício, o mesmo submete-se a uma sessão para o preenchimento de uma ficha técnica na qual é identificado o nível de amputação, tipo de equipamento, tipo de encaixe, material, medidas e outros dados necessários para a confecção da prótese.

A fabricação da prótese inicia-se pela avaliação do coto, com uma equipe geralmente formada por um médico ortopédico e um protesista que analisam a pele, cicatrizes, arco de movimento, e particularidades do paciente. Em seguida, o médico emite uma ordem ao protesista para a confecção da prótese. Daí em diante o protesista toma medidas como circunferências, diâmetros, comprimentos, comprimento do pé, referencial de altura entre joelhos, medidas da perna sadia para a confecção estética da prótese.

Essas medidas serão utilizadas na construção do molde positivo do soquete cujos materiais utilizados são constituídos por ataduras embebidas no gesso, lápis,

meia e o gesso calcinado. Este molde é essencial na construção da prótese, visto que a partir dele será fabricado o molde positivo utilizado na confecção do soquete.

De posse do negativo, inicia-se a confecção do molde positivo que será a base para a confecção do soquete final. O molde negativo é revestido com vaselina sólida e preenchido por gesso. Para facilitar o manuseio após a desmoldagem, introduz-se dentro deste gesso um tubo de aço vazado que se fixará ao molde após a cura. Após a cura do gesso, a camada externa, constituída pelo molde negativo, é retirada com auxílio de um instrumento de corte e de, acordo com os pontos de carga e descarga do corpo do coto, retira-se e acrescenta-se gesso nas partes especificadas. Através de um processo denominado termoformagem a vácuo, o soquete em polipropileno é obtido a partir desse molde positivo. O gesso interno é então quebrado para retirada do soquete que recebe o acabamento final.

Este soquete é um modelo temporário utilizado para prova do paciente. O acabamento transparente do polipropileno permite a visualização interna do encaixe durante os ajustes. Após esta etapa, outros componentes são incorporados ao soquete a fim de formar a prótese final (Figura 11). Para fabricação do soquete definitivo o protesista pode revestir o soquete temporário com a laminação de algum compósito de fibras (e.g. Fibra de Carbono, Fibra de Vidro, Algodão) ou então aproveitá-lo para fazer o molde definitivo em gesso.



**Figura 11 - Próteses transtibiais de modelo simples (esq) e sofisticado (dir). Fonte: do Autor.**

Após a confecção, montagem dos componentes e alinhamento estático da prótese, o paciente é encaminhado para o alinhamento dinâmico que consiste na realização de testes de marcha através de uma caminhada avaliativa do

comportamento e a adaptação ao coto, executada com a utilização de uma barra paralela para apoio.

Com o auxílio de dispositivos específicos o técnico ortopédico verifica o alinhamento protético e adapta a altura da prótese, corrigindo posições inadequadas, ajustes e conforto oferecido pelo soquete e também se os componentes escolhidos estão sendo bem utilizados. O paciente só deverá deixar a sala de prova quando a sua prótese estiver totalmente adequada ao seu uso, caso contrário, o paciente deve ser convocado para uma nova seção de testes para devida adequação.

### 2.1.2 Análises Mecânicas e Biomecânicas de Próteses

Para o desenvolvimento adequado de uma prótese é necessário o estudo dos princípios básicos da biomecânica que, além de diretrizes para o desenvolvimento do projeto, irão fornecer parâmetros de análise do desempenho da prótese. Dentre os vários métodos desenvolvidos para medir a eficiência de uma prótese, pode-se destacar três principais métodos: Análise Funcional, Análise Cinética e Análise Mecânica (HAFNER et. al., 2002).

#### **Análise Funcional**

Neste método, podem ser utilizadas três ferramentas de coleta de dados, denominadas Diálogo Descritivo, Questionários de Avaliação Funcional e Escalas de Classificação Numérica, que, de maneira geral, auxiliam a coleta de dados diretamente com paciente (HAIDEIRI, 2005). Podem ser descritas como:

Diálogo Descritivo - É uma retroalimentação junto ao paciente, que consiste em conversar com o mesmo para buscar saber quais os produtos existentes que melhor se adaptam a ele e quais os aspectos que incomodam no uso.

Questionário de Avaliação Funcional - São questionários padronizados, feitos para avaliar funções específicas das próteses, avaliando desempenho e preferências. Semelhantes aos questionários de pesquisa, porém, não são validados cientificamente. Esses questionários são compostos por um pequeno número de questões sobre cada função.

Escalas de Classificação Numérica - Questionário com escalas numéricas sobre as funções, buscando coletar percepções dos usuários quanto às funcionalidades e conforto de cada parte da prótese (HAIDEIRI, 2005).

### **Análise Cinética**

A análise da marcha (locomoção humana) é possivelmente a principal análise a ser feita, já que é a ação que exige o desempenho pleno da prótese. A análise biomecânica da marcha engloba, principalmente, dados cinemáticos, cinéticos e sinais eletromiográficos, que, em conjunto, promovem a descrição do fenômeno da marcha. Para análise desses dados recomenda-se a utilização dos seguintes métodos:

Dinamometria: através da aferição da distribuição de pressões plantares na deambulação, estuda a força necessária para a movimentação;

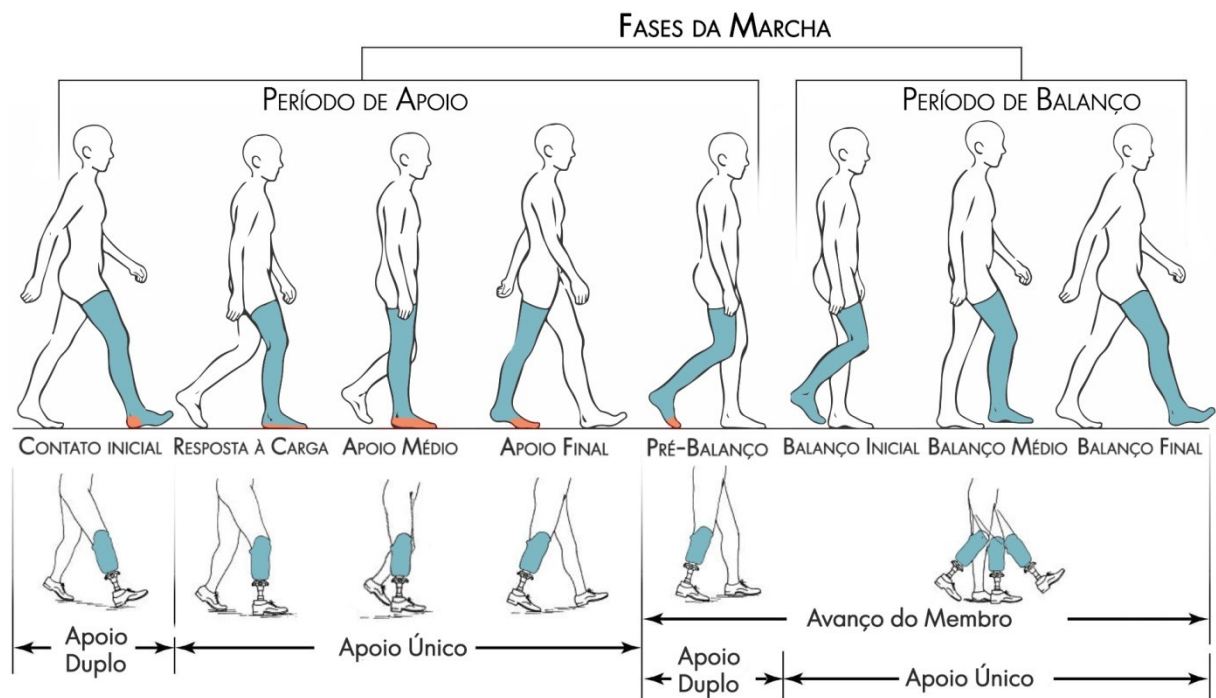
Eletromiografia: indica os estímulos neurais enviados para o sistema muscular em cada etapa da marcha, avaliando o esforço muscular através do dispêndio de oxigênio e ritmo cardíaco;

Antropometria: permite determinar as características e as propriedades do aparelho locomotor, como as dimensões, formas geométricas dos segmentos corporais, distribuição da massa corporal, e, ainda, as posições das articulações (MORAES e MONT'ALVÃO, 2010).

Ao caminhar o indivíduo exerce força no impacto do calcanhar ao solo (Energia Potencial). Através da força de atrito exercido pelo solo sobre a pessoa e liberação da energia acumulada no tornozelo (Energia Elástica), o corpo é impulsionado para frente (Energia Cinética) gerando o movimento. Essa energia cinética trabalha em conjunto com a energia potencial durante a marcha, e alguns estudiosos defendem que sua ação economiza de 60 a 70% de energia mecânica para deambular (DELAMARCHE *et al.*, 2006; TAVARES e SOUSA, 2010).



Conforme pode ser observado na Figura 12, o ciclo da marcha pode ser dividido em dois períodos: o Período de Apoio que constitui cerca de 60% do ciclo total, e o Período de Balanço representando em torno de 40% do ciclo. O Período de Apoio é determinado pelo apoio de ambas as pernas no chão e pode ser subdividida nas fases de Contato Inicial, Resposta à Carga, Apoio Médio, Apoio Final (com as duas pernas) e Pré-balanço (HAIDEIRI, 2005).



**Figura 12 - Fases da Marcha com e sem prótese. Fonte: baseado em HAIDEIRI, 2005.**

O Período de Balanço é determinado pela passagem de uma perna pela outra, para logo após desempenhar a função de apoio. Este período é subdividido em: Balanço Inicial (aceleração), Balanço Médio e Balanço Terminal (desaceleração). Estas etapas constituem o passo, que pode ser definido pelo contato inicial de um membro no solo até o próximo contato do outro membro também no solo. O maior impacto na marcha ocorre no instante do contato do calcanhar ao solo, em que, após esse período, os músculos se contraem para acelerar o movimento (TAVARES e SOUSA, 2010). Na Figura 12, é possível observar essas e outras etapas das fases da marcha com suas respectivas versões com prótese.

Para conseguir desempenhar tal função na deambulação, a articulação do tornozelo necessita de um sistema altamente sofisticado e complexo, composto de: ossos, músculos, tendões e ligamentos (HAFNER *et al.*, 2002). Estas articulações

permitem que o pé tenha movimentos de alavanca, impulsionando a perna durante a marcha. Os joelhos possuem pouco efeito na transição entre passos, embora este efeito seja útil para aumentar a distância ao solo para a fase de balanço ou oscilação e, principalmente, na sustentação do corpo.

Embora esses componentes protéticos possam substituir parte da funcionalidade de um membro amputado, eles não conseguem replicar integralmente a atividade da musculatura perdida, resultando no aumento do esforço físico para a deambulação (SILVER-THORN e GLAISTER, 2009). Desta forma, pessoas com amputação transtibial unilateral, por exemplo, geralmente necessitam de mais energia metabólica, precisando entre 20% e 30% a mais de energia para andar nas mesmas velocidades que as pessoas sem amputações. Este gasto energético é mensurado através do stress fisiológico exercido pelo corpo para executar a tarefa de andar, envolvendo o cálculo da quantidade de oxigênio consumido e o dióxido de carbono produzido pelo corpo (HAIDEIRI, 2005).

Hafner et. al. (2002) afirmam que a substituição fisiológica completa de um pé amputado e tornozelo com um dispositivo protético é um procedimento ambicioso e, até o momento, não plenamente alcançado. Porque o complexo musculoesquelético do pé e tornozelo não só absorve a energia, mas também gera mais energia do que absorve e as próteses comerciais atuais substituem, na melhor das hipóteses, apenas parcialmente o sistema fisiológico em falta, levando a assimetrias cinéticas e cinemáticas durante a marcha.

No intuito de resolverem essa limitação foram criados os pés protéticos dinâmicos cujo calcanhar possui propriedades viscoelásticas que permite o armazenamento da energia potencial do impacto e compressão exercidos pelo corpo na deambulação e depois, na liberação dessa compressão, libera essa energia na forma de impulso do pé protético, o que contribui para uma boa desenvoltura da marcha (HAFNER *et al.*, 2002).

Além disso, em testes de deambulação com pacientes, percebeu-se que este sistema aproxima-se mais ainda do calcanhar biológico e que o amputado, ao aprender a utilizar a prótese, vai soltando e controlando a descompressão da mola do calcanhar, obtendo melhores resultados de simetria da marcha (GRABOWSKI; RIFKIN e KRAM, 2010).

Como pode ser constatado na Figura 12, o calcanhar da prótese também é a principal área de carga de impacto na deambulação. Assim como os pés em contato

com o solo, o calcanhar é pressionado e descarregado lentamente conforme o paciente se move para o apoio médio, sendo essa carga transferida para a quilha.

Na maioria das próteses, o calcanhar é constituído por espumas com propriedades viscoelásticas que simulam o calcanhar biológico, uma vez que se comprime e traz a quilha em contato com o solo, no entanto, ao invés de armazenar a energia durante a compressão, a espuma a dissipa através da expansão.

Outros tipos de saltos incluem uma mola no calcanhar. Assim o calcanhar pode ser classificado como uma importante parte de armazenamento e retorno de energia da prótese à medida que sua rigidez aumenta, a absorção de impactos diminui e menos energia é dissipada. Essa energia remanescente é transferida para outras regiões da prótese, tais como a interface do coto com o soquete, ou para o próprio sistema musculoesquelético do paciente, resultando em desconforto e possíveis lesões (HAFNER et. al., 2002).

### **Análise Mecânica**

Para este método são utilizadas técnicas semelhantes às utilizadas para os materiais padrão de engenharia nas quais o corpo de prova é instalado em um atuador mecânico que aplica uma carga determinada e o comportamento do corpo de prova é registrado para posterior análise.

Neste sentido, a *International Organization for Standardization* (ISO) publicou a norma ISO 10328:2016 - Teste estrutural de próteses de membros inferiores: Requisitos e métodos de teste. A norma especifica ensaios para próteses de membros inferiores, ou seja, Próteses Transfemorais, Transtibiais e Pés Protéticos. Os testes podem ser aplicados nas próteses completas (com todos os componentes instalados) ou isoladamente (em cada componente separado).

A complexidade das cargas a que uma prótese de membro inferior é realmente submetida durante o uso não pode ser simulada por um único teste. Portanto, a norma recomenda diferentes tipos de testes de resistência estática e cíclica que são organizados em duas categorias: Testes Estruturais Principais e Testes Estruturais Separados. Os testes estáticos referem-se às cargas mais pesadas geradas em algumas atividades do dia-a-dia, enquanto os testes cíclicos referem-se a atividades normais de caminhada, onde as cargas ocorrem regularmente com cada passo.

As ações de carga variam de acordo com parâmetros físicos individuais, características de locomoção do amputado e outros fatores. Por essas razões, são necessários diferentes níveis de carga de ensaio, sendo especificados por valores individuais de cargas.

## 2.2 DESIGN: MÉTODOS E CONCEITOS

As metodologias de projeto podem ser descritas como maneiras de se atingir os objetivos propostos de forma organizada, estruturada e que garanta o sucesso comercial de um determinado produto.

Quando este produto se trata de um bem de consumo durável e de capital, Rozenfeld et al. (2006) descrevem que seu processo de desenvolvimento deve ser constituído por um conjunto de atividades baseadas nas necessidades do mercado, nas possibilidades e restrições tecnológicas e nas estratégias competitivas da empresa responsável. Por meio destas atividades busca-se chegar às especificações de projeto de um produto e de seu processo de produção, para que a manufatura seja capaz de produzi-lo.

Os autores ainda propõem a organização deste Processo de Desenvolvimento de Produto (PDP) em Macrofases, denominadas Pré-Desenvolvimento, Desenvolvimento e Pós-Desenvolvimento, que são subdivididas em fases e atividades apresentadas na Figura 13.

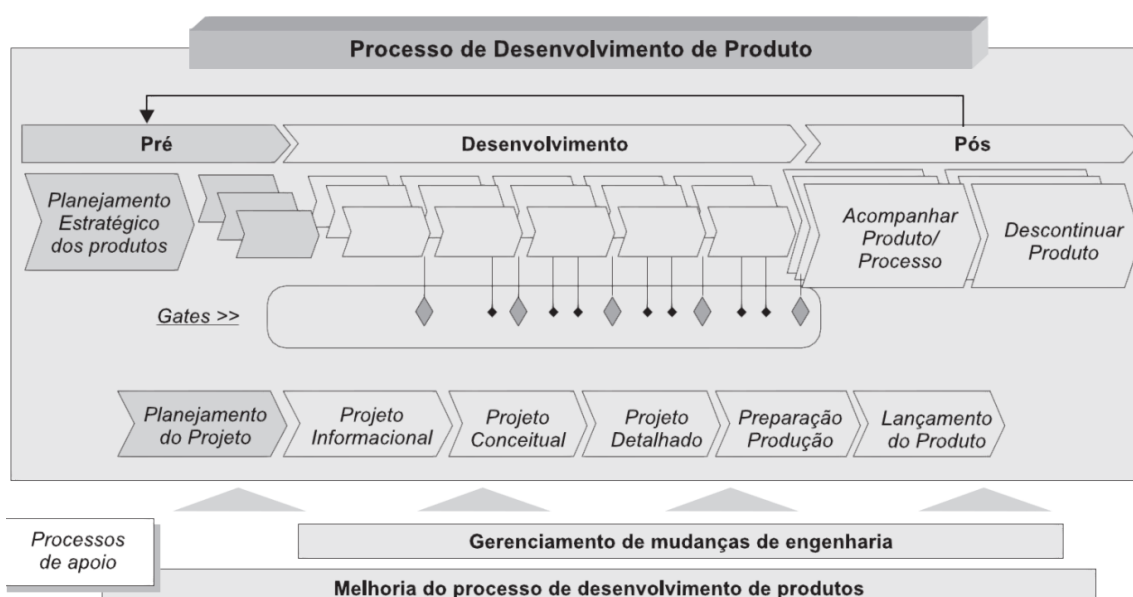


Figura 13 - Fluxograma do PDP proposto por Rozenfeld et al. (2006).

Neste método, os autores especificam que as atividades devam contemplar os aspectos tecnológicos correspondentes à definição do produto em si, suas características, forma de produção, estratégias tecnológicas e de mercado.

Outro aspecto abordado é a constante análise dos recursos necessários, como tempo e custos, com a finalidade de encontrar a melhor forma de integrá-los para que o projeto siga com o mínimo de erros e máxima eficiência.

Além de organizar o processo e permitir a avaliação das etapas, esta metodologia de projeto pode ser considerada uma estratégia para a redução de custos do PDP cuja organização, por meio de métodos estruturados, permite a determinação do custo final do produto e auxilia na prevenção de possíveis falhas.

Para Kruglianskas (1992), muitas empresas brasileiras desenvolvem seus produtos empiricamente, ou seja, sem o emprego de métodos estruturados, utilizando um sistema de informações deficiente que muitas vezes repete os mesmos erros de projeto. Pahl et al. (2005), reforçam a importância da organização do processo ao indicar que 80% de todas as falhas de produção resultam de um planejamento deficiente, assim como 60% de todas as quebras de produtos dentro do período de garantia são resultados de desenvolvimentos imaturos e falhos.

Assim, para evitar a incidência de falhas no processo de produção e defeitos no produto final, faz-se necessário o emprego de recursos que auxiliem na avaliação e planejamento do desenvolvimento do produto. Um recurso muito utilizado pelas empresas e empregado no desenvolvimento deste estudo é a produção de modelos e/ou protótipos para avaliação de uma proposta.

### 2.2.1 Prototipagem Virtual e Física

A prototipagem pode ser aplicada em qualquer etapa do PDP e permite a verificação de diversos aspectos que as representações bidimensionais dificilmente são capazes de expor, como dimensões precisas, formas complexas, cores e outros aspectos de um determinado produto. Sempre que possível e viável, recomenda-se a adoção da prototipagem para a constante avaliação do projeto de produtos e de produção.

No entanto, por geralmente demandar um investimento consideravelmente alto de recursos financeiros e humanos, a prototipagem física geralmente é empregada somente nas etapas finais do PDP, visto que o projeto já se encontra em

estado avançado de desenvolvimento e a probabilidade de falhas é consideravelmente menor. Além disso, o propósito do protótipo também é validar e homologar um produto através de testes piloto de funcionamento, ou seja, avaliações de desempenho e concordância com as especificações do projeto (ROZENFELD, et al. 2006), portanto sua fidelidade com o produto final deve ser alta a fim de retornar resultados precisos.

Apesar das inúmeras configurações e níveis de complexidade que os protótipos podem apresentar, é possível categoriza-los em dois tipos principais: modelos não funcionais (e.g. *mock-ups*, maquetes) ou funcionais (e.g. protótipos, modelos de alta fidelidade). Os modelos podem ainda ser classificados como físicos, ou seja, elementos tangíveis, que permitem a avaliação de aspectos do produto como ergonomia e estabilidade (GRIMM, 2005), ou virtuais, que representam o produto de maneira intangível (ULRICH; EPPINGER, 2000) e que possibilitam a simulação de experimentos funcionais e análises estéticas do produto em ambiente virtual.

Os modelos e protótipos virtuais podem ser aplicados quando as versões físicas são inviáveis (GRIMM, 2005), visto que permitem modificações e ajustes com tempo e custo consideravelmente inferiores. Contudo, os protótipos virtuais não devem substituir os físicos visto que os dois recursos se complementam (ULRICH; EPPINGER, 2000) e constituem um sistema de projeto efetivo na avaliação do projeto e na identificação de possíveis falhas no produto que seriam constatadas somente após sua produção, otimizando o processo de fabricação, e reduzindo custos e tempo de produção.

O Protótipo Virtual (PV) pode ser definido como uma versão digital de alta fidelidade de um produto, criado a partir da integração de softwares CAD (Computer Aided Design) e CAE (Computer Aided Engineering) e que permite a realização de ensaios e análises antes da fabricação de sua versão física.

Segundo Slack (1999), a vantagem mais óbvia dos sistemas CAD é a sua capacidade de armazenar e recuperar dados de projetos rapidamente, bem como sua capacidade de manipular detalhes de projeto, podendo resultar em um considerável aumento da produtividade da atividade de projeto. Além disso, como as alterações podem ser feitas rapidamente nos projetos, os sistemas CAD podem melhorar consideravelmente a flexibilidade da atividade de projeto, permitindo que as modificações sejam feitas muito mais rapidamente. O uso de bibliotecas

padronizadas de formas e entidades pode ainda reduzir a possibilidade de erros no projeto.

Após a modelagem nos softwares CAD o modelo pode ser exportado para um software CAE para análise técnica. Em alguns casos os softwares possuem as duas tecnologias integradas e não há necessidade de exportação. Nos programas mais comuns disponíveis atualmente é possível executar digitalmente testes físicos, mecânicos e outras simulações virtuais de maneira simples e rápida. Estes recursos permitem a realização das Análises de Elementos Finitos (AEF), que são técnicas comumente utilizadas na área de projetos mecânicos para obter informações que permitam prever, de maneira simulada, o comportamento de um modelo mediante a um esforço aplicado. Para a sua aplicação, carrega-se um modelo virtual 3D em um software específico para análises e aplica-se um conjunto de equações algébricas e outros recursos como Áreas de Fixação, Cargas, Malhas, etc. (Figura 14). Após o processamento de dados, que pode variar conforme a complexidade do modelo, densidade da malha e configuração do hardware, o software retorna resultados precisos e muitas vezes instantâneos. Dessa maneira é possível e viável a realização de múltiplos testes e a criação de diversas alternativas de um produto com custo e tempo excepcionalmente inferiores aos necessários para a prototipagem física (MCLEOD, 2001).

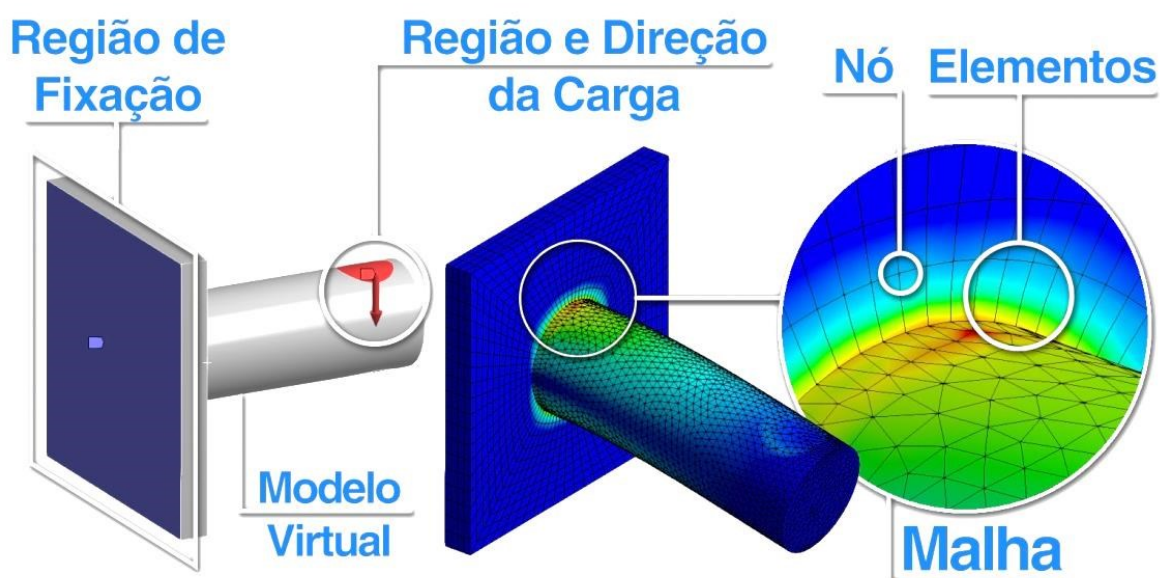


Figura 14 - Componentes básicos da AEF de uma prótese. Fonte: do autor.

Segundo Modlen et al (2007), a AEF pode ser dividida pelas etapas de:

**Pré-processamento** - é uma das etapas mais importantes, pois consiste na criação de um modelo virtual com as considerações iniciais do problema que se quer estudar e determinar as possíveis simplificações.

**Análise** - trata-se da importação do modelo criado na etapa de pré-processamento e a determinação das cargas que serão aplicadas, da relação entre componentes (*boundary*), da densidade da malha (nós e elementos), e da definição dos materiais e outros parâmetros específicos (Figura 14).

**Pós-processamento** - consiste na no processamento dos dados obtidos durante a análise matemática desenvolvida anteriormente e transformar em dados para comunicação, como imagens vinculadas a movimentos e valores.

A etapa de Pré-Processamento é possivelmente a que mais exige empenho do responsável pelo projeto, visto que exige a construção do modelo virtual e de suas complexidades. Já nas etapas de Análise e Pós-Processamento, visto que os cálculos são desenvolvidos pelo software, só resta ao projetista inserir as informações e configurar as opções solicitadas de maneira correta. A Figura 15 apresenta o fluxograma das etapas propostas por Bathe (2006) para realização da AEF de um determinado produto.

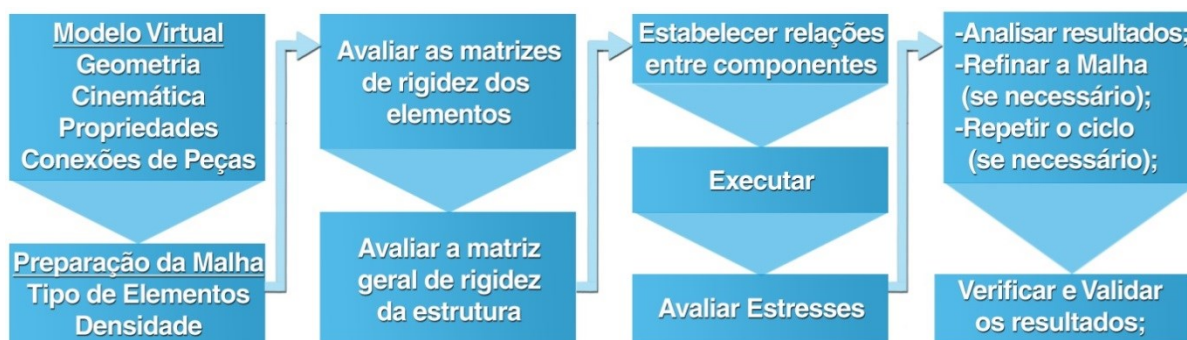


Figura 15 - Fluxograma da metodologia adotada para AEF. Adaptado de Bathe (2006).

Além dos recursos CAD e CAE, existem ainda aqueles voltados à simulação visual e à realidade virtual, cujo objetivo é a visualização fotográfica virtual do produto e a simulação das interações do usuário com o produto antes da sua fabricação. Outros recursos podem ainda ser incorporados à PV a fim de otimizar a interação do usuário com o protótipo virtual, promovendo uma maior colaboração entre os envolvidos no projeto (e.g. designers, engenheiros, clientes) (MCLEOD, 2001).



### 2.2.2 Inovação

Além da constante análise do processo de produção de um novo produto, outro fator essencial para o seu sucesso comercial é a sua inovação, ou seja, seus atributos que lhe permitem se destacar dos produtos e processos convencionais, rompendo os padrões tradicionais de maneira revolucionária. Cheng e De Melo Filho (2010) classificam a inovação em três tipos, sendo a Inovação de Qualidade Óbvia representada por projetos básicos que empregam tecnologia atual; A Inovação de Qualidade Linear, representada por projetos que propõem uma inovação incremental a um produto já existente; e Inovação de Qualidade Atrativa, representada por projetos que rompem padrões e processos convencionais com novas propostas.

No entanto, apesar do vantajoso fator de diferenciação proporcionado pela inovação, seu emprego pode ser prejudicial se mal aplicado. Como por exemplo, na combinação de diversos recursos em um único produto voltado a diferentes públicos, com o qual pretende-se satisfazer todos os usuários mas que, na prática, não satisfaz nenhum, resultando no provável fracasso do produto. Portanto, é importante priorizar, basicamente, as necessidades do público-alvo, observando o valor do produto, seu preço, e também sua adequação social e econômica (DRUCKER, 2011).

Produtos muito simples também podem constituir um problema. Apesar do atrativo custo reduzido, componentes inteiriços ou constituídos por peça única inviabilizam ajustes ou reparos necessários. Back, et al., (2008) recomendam nestes casos a adoção do método do Design para a Modularidade que concilia a simplicidade e funcionalidade através do desenvolvimento de produtos separados em módulos. Dessa maneira, é possível realizar substituições, reconfigurações personalizações e consertos de maneira independente e permite também a produção paralela desses componentes a fim de reduzir o tempo de produção. Neste contexto, a compatibilidade entre os componentes também deve ser observada para que um componente não interfira no funcionamento ou no acesso de outro componente. Assim, além do bom funcionamento, obtém-se uma montagem intuitiva que reduz a suscetibilidade do usuário cometer erros que possam comprometer a funcionalidade do produto e a segurança do usuário.

### 2.2.3 Sustentabilidade

Além desses aspectos relacionados à avaliação e funcionalidade dos produtos, nos últimos anos verifica-se, por parte dos consumidores, a valorização dos fatores relacionados ao Impacto Ambiental desses produtos durante todo o seu ciclo de vida, compreendido pela extração da matéria-prima utilizada na sua produção até o descarte do produto, além das possíveis despesas necessárias para sua manutenção (BACK, et al., 2008). Com essas novas culturas e padrões de consumo, surgiram também demandas pela melhoria na qualidade de vida das populações, preservação dos recursos naturais e, especialmente, pela inclusão das minorias populacionais.

Segundo o CONAMA (1996) o termo Impacto Ambiental expressa não somente as alterações nas propriedades físicas, químicas e biológicas do meio ambiente, mas também na saúde, na segurança e no bem estar da população. Da mesma maneira o Design para a Sustentabilidade propõe estratégias de projeto que contribuem com o meio ambiente e com a sociedade, combatendo a desigualdade social e a marginalização das minorias.

Em vista disso, nos projetos voltados para a sustentabilidade, Löbach (2001) sugere a observação dos princípios do “Tripé da Sustentabilidade” (Figura 16), ou seja, os aspectos de projeto relacionados à Responsabilidade Social, Viabilidade Econômica e ao Meio Ambiente, de maneira que todas as etapas do PDP respeitem esses fatores.

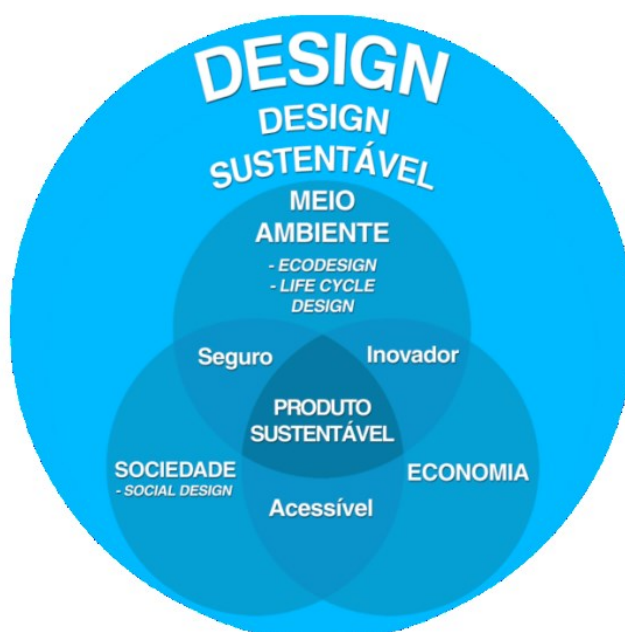


Figura 16 – Metodologias do Design Sustentável com inclusão do Tripé da Sustentabilidade. Fonte: Adaptado de Santos et al. (2018).

Estes princípios aplicados ao design são representados também pelo termo Ecodesign (Figura 16), que pode ser considerado uma ferramenta estratégica de projeto do Design Sustentável que, segundo Fiksel (1996), abrange os aspectos ambientais, de saúde e segurança, ao longo do ciclo de vida de um produto ou processo, contribuindo para a sua “eficiência”.

Neste ciclo de vida, além do produto propriamente dito, definido por material, forma e função, o sistema do qual o produto faz parte também deve ser considerado, ou seja, o conjunto de fatores relacionados direta e indiretamente ao produto, como produção, recursos humanos, distribuição, consumo, descarte, entre outros.

A metodologia *Life cycle design*, segundo Manzini e Vezzoli (2008), propõe a constante avaliação desses elementos em relação às implicações ambientais que possam acarretar e ainda sugere estratégias que buscam minimizar os efeitos negativos desses processos. Este método compreende todas as etapas desenvolvidas durante o ciclo de vida de um produto, desde o seu “nascimento” até sua “morte”. Estas etapas são constituídas por um conjunto de atividades e processos que absorvem recursos (e.g. matéria, energia) e promovem transformações ao mesmo tempo em que geram resíduos e emitem substâncias diversas. Em um sistema de produção ecologicamente correto, essas emissões devem ser controladas e os resíduos, quando possível, reintegrados à linha de produção (Figura 17). No entanto, cabe ressaltar que neste sistema de produção e consumo, o impacto ambiental é inevitável, mesmo quando mínimo (CAVALCANTI et al., 2012). Manzini e Vezzoli (2008) descrevem as etapas do Ciclo de Vida de um produto da seguinte maneira:

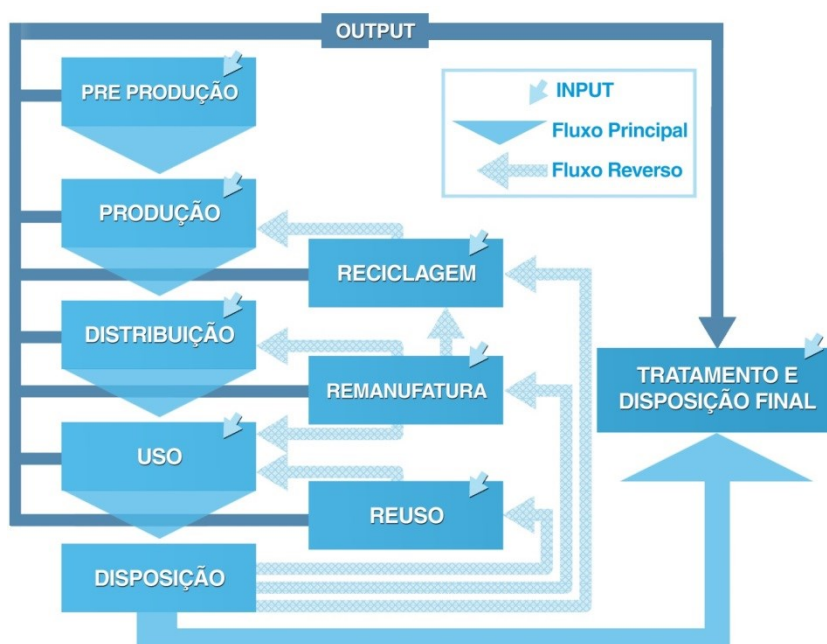


Figura 17 - Etapas e fluxos propostos pelo Life Cycle Design (Adaptado de Manzini; Vezzoli, 2008).

**Pré Produção:** Processamento inicial dos materiais utilizados na produção sejam eles recursos primários (virgens) ou recursos secundários (reciclados). Os recursos primários podem ainda se dividir em renováveis, ou seja, recursos naturais que se regeneram a uma escala que possa sustentar a sua taxa de consumo, ou não renováveis, que são materiais em quantidade limitada na natureza ou cuja regeneração não acompanha seu ritmo de consumo. Os recursos secundários também são divididos em reciclados de pré-consumo, ou seja, materiais residuais oriundos da própria produção, ou reciclados de pós-consumo (materiais descartados pelo usuário). Prioriza-se a escolha de fontes próximas à produção e de materiais de baixo impacto ambiental, tanto da sua extração quanto da produção.

- **Produção:** Armazenamento da matéria-prima previamente processada seguida pela sua transformação por equipamentos e processos específicos que resultam em componentes integrantes do produto final cuja montagem e acabamento concluem a etapa de produção
- **Distribuição:** Embalagem do produto para garantir a integridade e funcionalidade durante o transporte ao destino final que pode ser realizado diretamente ou por uma empresa intermediária. Considera-se, nesta etapa, não apenas o consumo de energia para transporte, mas também o consumo de recursos para providenciar os meios de transporte e armazenagem do produto.
- **Uso:** Utilização do produto pelo cliente final que pode ocorrer através do uso por um período indeterminado ou pelo consumo definitivo produto. O uso do produto pode requerer recursos materiais e energéticos para seu funcionamento e, conseqüentemente, produzir resíduos e refugos. Além disso, durante sua vida útil, pode requerer manutenção para garantir a eficiência de seu desempenho, seja através de restaurações ou melhorias.
- **Descarte:** Destino final do produto após a decisão do usuário de descontinuar sua utilização que pode ocorrer por diversos motivos como avaria, obsolescência, entre outros. Quando não há a possibilidade de restauração pode-se ainda reaproveitar os materiais dos componentes através da reciclagem de ciclo fechado, ou seja, os materiais são reinseridos ao sistema de produção, ou através da reciclagem de ciclo aberto, no qual os materiais

são destinados a outros sistemas. Em último caso, o produto pode ser incinerado para geração de energia ou despejado em aterros sanitários. Para materiais tóxicos ou nocivos é necessário o tratamento específico antes de seu despejo que deve ocorrer em locais destinados a este fim. Em todos os casos, a coleta, transporte e reprocessamento desses materiais devem ser considerados desde as etapas iniciais do projeto.

Além dessas orientações voltadas para o Ciclo de Vida do produto, o Programa das Nações Unidas para o Meio Ambiente (PNUMA) propõe a observação de outros aspectos do Ecodesign relacionados ao projeto do produto. A Teia de Estratégias de Ecodesign (T.E.E. – Quadro 1) está organizada em oito níveis e pode ser utilizada como diretrizes para desenvolvimento de novos produtos ou como sistema de avaliação do desempenho ambiental de produtos já existentes.

OBJETIVOS	PROCESSOS	
<b>Base: Desenvolvimento de novo conceito</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Desmaterialização;</li> <li>• Uso compartilhado do produto;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Integração de funções;</li> <li>• Otimização funcional do produto ou componente;</li> </ul>
<b>1. Seleção de materiais de baixo impacto</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Materiais não agressivos;</li> <li>• Materiais renováveis;</li> <li>• Materiais reciclados;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Materiais de baixo conteúdo energético;</li> <li>• Materiais recicláveis;</li> </ul>
<b>2. Redução do uso de materiais</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Redução de peso;</li> <li>• Redução de volume;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Racionalização de transportes;</li> </ul>
<b>3. Otimização das técnicas de produção</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Técnicas de produção alternativas;</li> <li>• Redução de etapas de processo de produção;</li> <li>• Redução do consumo e uso racional de energia;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Uso de energias mais limpas;</li> <li>• Redução da geração de refugos/resíduos;</li> <li>• Redução e uso racional de insumos de produção;</li> </ul>
<b>4. Sistema de distribuição eficiente</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Redução e uso racional de embalagens;</li> <li>• Uso de embalagens mais limpas;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Uso de sistemas de transporte eficientes;</li> <li>• Logística eficiente;</li> </ul>
<b>5. Redução do impacto ambiental no nível do usuário</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Baixo consumo energético;</li> <li>• Uso de fontes de energias mais limpas;</li> <li>• Uso racional e redução de insumos durante a aplicação;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Uso de insumos limpos;</li> <li>• Prevenção de desperdícios pelo design;</li> </ul>
<b>6. Otimização do tempo de vida do produto</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Confiabilidade e durabilidade;</li> <li>• Fácil manutenção e reparo;</li> <li>• Estrutura modular do produto;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Utilização de design clássico no sentido de estilo;</li> <li>• Zelo do usuário com o produto;</li> </ul>
<b>7. Otimização do pós-uso</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Reutilização do produto;</li> <li>• Recondicionamento e remanufatura;</li> <li>• Reciclagem de materiais;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Incineração limpa;</li> <li>• Reaproveitamento energético;</li> </ul>

Quadro 1 - Estratégias do Ecodesign. Adaptado de HEMEL e CRAMER, (2002).

Segundo Brezet e Hemel (1997), estes níveis podem ser descritos da seguinte maneira :

- **Nível Base – Desenvolvimento de Novos Conceitos:** Por tratar-se de uma estratégia de mudanças radicais, este nível deve ser aplicado anteriormente ao início do projeto. Através de modificações nas técnicas produtivas, o Nível Base propõe uma nova solução dos problemas que o projeto visa resolver, porém de maneira menos danosa ao meio ambiente. Nascimento (2008) propõe as seguintes estratégias aplicáveis a este nível:

Desmaterialização do produto: consiste em utilizar matérias-primas de fácil separação, sem perder com isso suas características originais.

Uso compartilhado do produto: pressupõem que o projeto possa ser utilizado pelo maior número possível de pessoas, de maneira mais eficiente, mesmo que não possuam a posse do mesmo.

Otimização funcional do produto: refere-se à reconsideração das funções deste, podendo ser eliminadas as que não agregam valor ao produto, que tenham apenas funções estéticas e/ou utilizem matéria-prima acima do necessário.

- **Nível 1 – Seleção de Materiais de Baixo Impacto:** Este nível propõe uma análise de como o produto será recolhido, reciclado e/ou reutilizado. A escolha de materiais renováveis não agressivos, reciclados, recicláveis e de baixo consumo energético, deve ser estudada para que sejam aplicados de maneira eficiente. Produtos ou embalagens descartáveis ou de curto prazo não precisam ser produzidos com materiais duráveis, estes podem ser aplicados a produtos de longa vida, por exemplo.
- **Nível 2 – Redução de Materiais:** Nesta etapa, busca-se reformular o projeto no intuito de facilitar seu transporte, armazenamento e utilização, reduzindo a quantidade de material utilizado, bem como as dimensões do produto, sem interferir, contudo, no seu tempo de vida útil.

- **Nível 3 – Otimização das Técnicas de Produção:** Para otimização da aplicação da matéria-prima e menor geração de resíduos, aconselha-se a identificação das técnicas de produção de menor impacto ambiental com aplicação de materiais não poluentes e de baixo consumo energético. A escolha e/ou adaptação da técnica adequada aliada ao dimensionamento dos equipamentos e planejamento dos processos de produção evitam o desperdício e reduzem o tempo de produção.
- **Nível 4 – Otimização dos Sistemas de Transporte:** Tão importante quanto o desenvolvimento do produto é o seu transporte, seja para o comprador ou distribuidor. Sua logística deve ser eficiente e limpa, sempre priorizando o transporte hidroviário e ferroviário em substituição ao tradicional transporte rodoviário.
- **Nível 5 – Redução do Impacto de Uso:** Simultâneo ao desenvolvimento do projeto de um novo produto é necessário analisar o consumo de energia exigido para seu uso e quais os insumos serão necessários para exercer suas finalidades ao longo de seu ciclo de vida.
- **Nível 6 – Otimização do Tempo de Vida Útil:** Nessa etapa, analisa-se a durabilidade do produto em relação ao tipo de tecnologia utilizada. Produtos que empregam tecnologias mais limpas são preferíveis em relação aos que adotam tecnologias poluentes. Outro aspecto que deve ser analisado neste nível é o desempenho de suas funções por um maior período e a complexidade de sua manutenção.
- **Nível 7 – Otimização do Fim da Vida Útil:** Bem como o planejamento de produção, o planejamento do destino final de um produto deve receber atenção especial. A reciclagem ou reutilização do produto, de seus componentes e seus materiais, permite a redução do consumo de energia e resíduos na produção de novos produtos. Além dos processos de reciclagem e reutilização, deve-se analisar a viabilidade dos serviços e tecnologias que desempenharão essas atividades.

Através da aplicação dessas estratégias do Design Sustentável é possível desenvolver projetos que, além de colaborarem para a preservação do meio

ambiente, da cultura e da dignidade social das populações, também contribuem para a redução de custos, incremento de qualidade, e melhoria da imagem do produto e da empresa (Dias, 2009).

### 2.3 BIOCAMPÓSITOS

Um procedimento essencial no projeto de produtos sustentáveis é a escolha de materiais renováveis não agressivos, reciclados, recicláveis e/ou de baixo consumo energético. Uma categoria de materiais que permite combinar todas essas características sem prejudicar as propriedades dos materiais é a categoria dos compósitos.

Por permitir diversas combinações de materiais dificilmente encontrados na natureza, e ainda combinar baixo peso, resistência mecânica e baixo custo, os compósitos vêm ganhando cada vez mais espaço nos setores automotivos, construtivos e aeroespaciais (FOWLER, HUGHES, ELIAS, 2006).

O termo compósito refere-se a um material formado pela mistura física de dois ou mais materiais, imiscíveis entre si, combinados para formar um novo material que possui propriedades diferentes em relação aos seus componentes puros (ASM, 2008). Geralmente são constituídos por duas ou mais fases, sendo a fase contínua denominada matriz, acrescida de uma ou mais fases dispersas que podem conferir rigidez e resistência ao material final. Nos compósitos poliméricos essa matriz é um polímero termoplástico ou termofixo, cuja função é acomodar e transferir as tensões exercidas à fase dispersa.

Já os biocompósitos são constituídos principalmente pela combinação de uma matriz, que pode ser um polímero biodegradável como óleos vegetais ou amidos, com reforços biodegradáveis de origem natural e renovável como, por exemplo, fibras lignocelulósicas e semelhantes (KHAN, YILMAZ E YILMAZ, 2017).

O desempenho mecânico do material resultante dessas combinações é influenciado, sobretudo, pelas propriedades dos materiais que o constituem, bem como da sua distribuição, fração volumétrica e interação físico-química (TARGA, 2011). Caso as propriedades do compósito resultante sejam superiores à soma das propriedades individuais de cada material que o compõe, pode-se dizer que os materiais interagem com sinergismo e, portanto, sua fase dispersa é denominada carga de Reforço. Nos projetos cujo objetivo é apenas a redução de custo, a



combinação dos materiais pode não resultar em propriedades mecânicas superiores, sendo, nesses casos, denominada aditiva e sua fase dispersa denominada carga de Enchimento (ABMACO, 2009).

Os materiais compósitos geralmente são nominados de acordo com a sua fase dispersa, que pode ser constituída por Partículas, ou seja, fragmentos de um material específico, ou Fibras, que são filamentos contínuos obtidos a partir de fontes naturais (e.g. animais, plantas, minerais) ou sintéticas (CHOWDARY, 2014) (Figura 18).

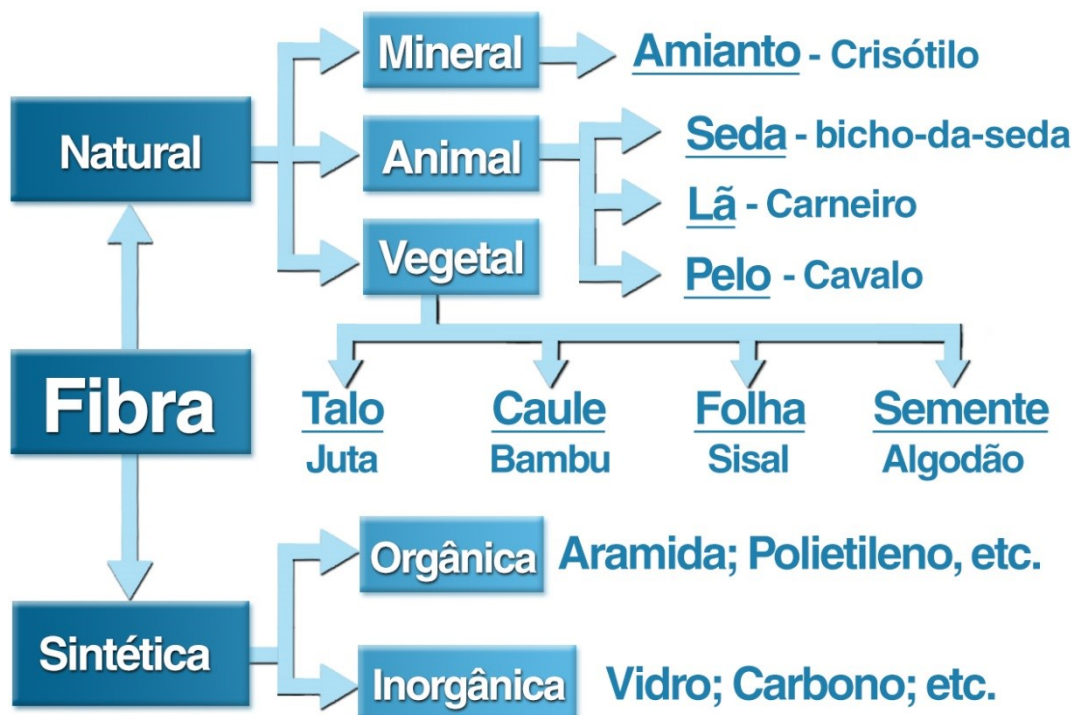


Figura 18 - Principais tipos de fibras de acordo com a sua procedência. Adaptado de Chowdary (2014).

A maioria dos plásticos não é adequada para aplicações de suporte de carga devido à baixa de resistência, rigidez e estabilidade dimensional (MOHANTY et al. 2005). Enquanto que as fibras apresentam alta resistência e rigidez, mas sua aplicação como suporte de carga é dificultada por sua estrutura fibrosa. Este problema é resolvido com a combinação dessas fibras com matrizes plásticas que resultam em um compósito cujas fibras atuam como reforço, proporcionando força e rigidez para a estrutura enquanto a matriz serve como adesivo para estabilizar as fibras.

De maneira geral, os compósitos poliméricos reforçados por fibras são adequados a algumas aplicações específicas pela possibilidade de serem personalizados de acordo com a necessidade de aplicação e por possuírem formato

complexo não obtido facilmente por outros materiais. Além disso, quando associado a uma matriz polimérica, apresenta alta resistência química, alto módulo elástico e resistência à tração específica (AGARWAL & BROUTMAN, 1990), resultando em materiais resistentes e leves.

Chabot (2016), em sua revisão literária sobre aplicação de biocompósitos em próteses, conclui que, apesar de um número limitado de publicações referentes a este aspecto, foram encontradas evidências que sustentam a viabilidade da aplicação de biocompósitos em alternativa às convencionais sintéticas. Todas as pesquisas abordadas na sua revisão indicaram que os biocompósitos foram significativamente melhores para o meio ambiente com destaque para a redução da energia não renovável necessária para a produção das fibras e redução nas emissões de gases de efeito estufa. Outra conclusão da revisão foi o baixo custo proporcionado pelo emprego de fibras vegetais, visto que as fibras são abundantes em todo o mundo e possuem um custo menor o que os tornam materiais ideais para fabricação de próteses e órteses leves, resistentes e de baixo custo (KRAMER, SARDO e SLOCUMB, 2015).

Os compósitos de fibras vegetais têm potencial para ser o novo material do século XXI constituindo uma solução parcial para muitos problemas ambientais globais. Atualmente são amplamente explorados pela Índia (fibra de coco), Brasil (sisal), Estado Unidos (Kenaf), União Européia (linho), China e Japão (rami) e representam uma alternativa sustentável ao uso de plásticos com cargas de enchimento (madeira), reforço (fibra de vidro) e até mesmo compósitos de alto desempenho como a fibra de carbono (MOHANTY et al. 2005). No entanto, além dos pontos positivos, cabe ressaltar alguns fatores negativos que devem ser considerados antes de sua aplicação. São eles:

#### **Fatores Positivos da Fibra Vegetal**

- Abundância;
- Baixo custo;
- Baixa densidade;
- Facilidade de obtenção;
- Baixo desgaste de equipamentos;
- Biodegradabilidade e;
- Fonte renovável.

#### **Fatores Negativos da Fibra Vegetal**

- Propriedades mecânicas inferiores;
- Alta absorção de umidade;
- Baixa resistência ao intemperismo;
- Alta variabilidade de propriedades;
- Baixa estabilidade térmica e;
- Baixa resistência aos microorganismos.

Um aspecto negativo que deve ser considerado ao aplicá-las como reforço em polímeros é a sua incompatibilidade com os elementos hidrofóbicos. Devido à

sua natureza higroscópica, determinada pela absorção de água pela celulose e outros elementos das células, o recobrimento das fibras pela matriz tende a ocorrer de maneira irregular, o que interfere na dispersão e cura do polímero. Essas imperfeições ocasionam a diminuição da resistência à tração e a rigidez do compósito, uma vez que uma interface fraca cede sob a tensão que está sendo transferida da matriz para as fibras (TJONG, XU, MENG 1999).

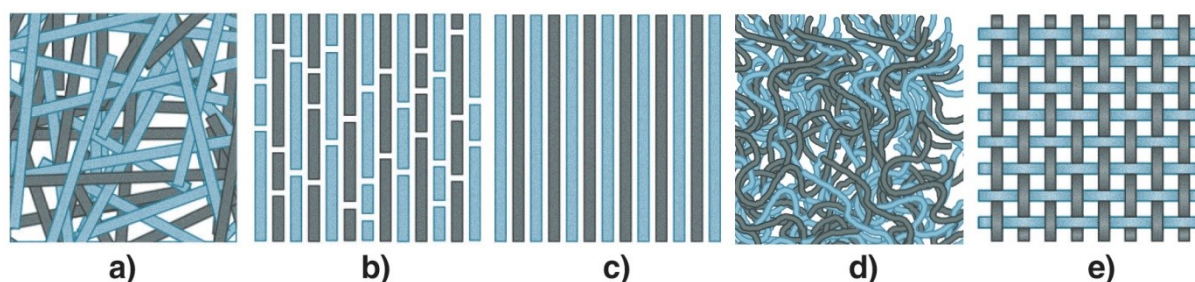
Para reduzir esta interferência as fibras podem ser tratadas quimicamente ou serem aquecidas a fim de reduzir a taxa de umidade. O método de aquecimento deve ser realizado de maneira controlada visto que as fibras vegetais tendem a se degradar a cerca de 200 °C e rapidamente se tornam frágeis com a perda de água após exposição prolongada ao aumento da temperatura (MOHANTY et al. 2005). Marinho et al. (2013) sugerem que a secagem das fibras deva ocorrer por 24 horas à temperatura de aproximadamente 100 °C.

Outro aspecto determinante em relação à aplicação de fibras em compósitos que deve ser considerado durante sua aplicação é a sua disposição, que pode variar de acordo com a orientação e o comprimento dos elementos (Figura 19).



**Figura 19 - Classificação de compósitos de acordo com sua composição e orientação. Adaptado de Matthews e Rawlings (1999).**

O melhor desempenho mecânico, segundo a ASM (2001), é apresentado pelos polímeros reforçados por fibras contínuas (vide Figura 20, item c) por terem propriedades anisotrópicas, ou seja, possuem alta resistência à tração na direção paralela às fibras. Contudo, apresentam baixo desempenho mecânico quando as forças são aplicadas perpendicularmente às fibras, sendo atuantes, neste caso, as propriedades da matriz.



**Figura 20 – Representações de orientação de fibras: (a) fibras descontínuas aleatórias, (b) fibras descontínuas unidirecionais, (c) fibras contínuas unidirecionais, d) fibras contínuas aleatórias e, e) bidirecionais.**

Para aplicações cujas forças são atuantes em direções distintas, é recomendado o uso de polímeros reforçados por fibras descontínuas (vide Figura 20, item a), ou seja, isotrópicos. Este tipo de compósito possui comportamento similar ao de um material homogêneo quando as fibras são distribuídas de forma aleatória. Além disso, oferecem maior facilidade de processamento e menor custo. Contudo, devido à tensão se concentrar nas extremidades das fibras curtas, este material possui menor eficiência de reforço do que as fibras contínuas, induzindo tensões cisalhantes no material nestes pontos (TARGA, 2011).

Além dos aspectos mecânicos e sustentáveis apresentados, Mohanty et al. (2005) destacam outros benefícios relacionados aos fatores social e econômico da utilização das fibras vegetais. Segundo os pesquisadores, devido ao perfil não tradicional e de valor agregado, as fibras vegetais constituem uma potencial fonte de renda para comunidades agrícolas consistindo uma excelente ferramenta para o desenvolvimento social e econômico local.

### 2.3.1 Resina Poliuretana de Mamona

As resinas poliuretanas (PU) podem ser derivadas tanto do petróleo como de fontes naturais e renováveis, como os óleos vegetais (e.g. soja, milho, girassol, oliva, mamona) (PETROVIC, 1999). No entanto, para fabricação de biocompósitos, assim como o reforço de origem natural, as matrizes empregadas também devem ser provenientes de fontes renováveis (FOWLER, HUGHES, ELIAS, 2006). Mesmo assim, o avanço dos termoplásticos sintéticos e o seu consequente custo reduzido, contribui para a sua predominância na produção comercial de biocompósitos.

Os polímeros sintéticos mais comuns no mercado, como o polietileno, polipropileno, poliestireno, fenol formaldeído, isocianatos e epóxis (CANGEMI, 2006)

são, em sua maioria, derivados de petroquímicos e tem na sua composição diversos tipos de compostos orgânicos voláteis, ou seja, substâncias tóxicas e, em alguns casos, cancerígenas (IARC, 2004).

Uma alternativa aos materiais convencionais sintéticos que não apresenta risco à saúde e ao meio ambiente é o poliuretano à base de óleo de mamona. Trata-se de um polímero bicomponente composto por um pré-polímero (isocianato) e um polioliol extraído do óleo da semente da planta *Ricinus communis* que não emite substâncias tóxicas e apresenta características biodegradáveis (CANGEMI, 2006).

Por ser uma planta tropical, a mamoneira é adaptada a altas temperaturas e forte insolação, além disso, possui fácil manejo e tolerância a longos períodos de seca, fatores que a tornam uma excelente fonte de renda para a agricultura familiar. Além disso, o óleo de rícino, extraído da sua semente, contém 90% de ácido graxo ricinoléico, o que lhe dá características singulares e versáteis, proporcionando uma vasta gama de utilização industrial, constituindo também um potencial instrumento econômico e estratégico para o Brasil (BARROS JUNIOR et al., 2007). Segundo a Companhia Nacional de Abastecimento (CNA, 2013), em vista desses fatores e dos incentivos governamentais visando substituição de até 2% do óleo diesel, o plantio de mamona deve crescer significativamente em todo o território brasileiro, podendo-se prever uma grande oferta dessa matéria-prima renovável.

O emprego comercial desses biopolímeros atualmente, apesar de discreto, pode ser observado principalmente nos setores de embalagens, automotivos, produtos de construção, móveis e bens de consumo (MOHANTY et al. 2005). Já no setor de pesquisas, podem-se destacar os estudos da aplicação dos poliuretanos obtidos a partir da mamona como cimento ósseo na recuperação de falhas ósseas e material para confecção de próteses (CANGEMI, 2006).

Segundo a ASM (2001) dentre os polímeros comerciais utilizados nos compósitos reforçados com fibras, as resinas poliuretano são as que mais se destacam visto que permitem uma maior variedade de reagentes e, conseqüentemente, possibilitam a obtenção materiais com propriedades variadas e preparos distintos como espumas, adesivos, elastômeros, termoplásticos e outros.

No entanto, as limitações de desempenho e o alto custo dos biopolímeros ainda constituem obstáculos para a sua aceitação comercial como substitutos dos polímeros tradicionais não sustentáveis (FOWLER, HUGHES, ELIAS, 2006). Este contraste de custos entre biopolímeros e plásticos tradicionais como, polipropileno,

polietileno e epóxi, deve-se principalmente ao baixo volume de produção do primeiro. Enquanto os materiais sintéticos já possuem desenvolvimento consolidado e propriedades adequadas para compósitos, os biopolímeros encontram-se ainda em fase de aprimoramento. Portanto, pode-se considerar que uma maior demanda por biopolímeros estimularia o desenvolvimento de pesquisas no setor e incentivaria seu comércio e sua produção, reduzindo assim o custo.

Fatores relacionados à utilização da resina PU de mamona, tais como temperatura, pressão de moldagem e tempo de cura, podem variar não só entre os diferentes tipos de adesivos, mas também entre diferentes fabricantes, dessa maneira, recomenda-se seguir as orientações fornecidas pelos próprios fabricantes.

No entanto, de maneira geral, a aplicação segue um padrão que consiste no preparo do produto, nas proporções indicadas, utilizando instrumentos para dosagem ou balança. Os sistemas possuem dois componentes, A e B (poliol e isocianato), que devem ser misturados no momento da utilização. Em seguida deve-se proceder a mistura, por 2 minutos, dos componentes A e B nas quantidades necessárias para a aplicação. Misturar quantidades pequenas dos produtos, preferencialmente o que vai ser utilizada em cerca de 30 minutos. A mistura entre o poliol e o pré-polímero, leva à reação de polimerização da mistura, sendo possível a variação da porcentagem de poliol, o que definirá a maior ou menor dureza do polímero. Após a mistura, a reação de polimerização se inicia imediatamente e não cessa, liberando calor que pode alcançar a faixa dos 45°C. Sua cura ocorre em temperatura ambiente e não precisa de solventes durante a aplicação.

A fim de reduzir o tempo de cura, pode-se aumentar a temperatura do sistema, que age como um catalisador. No entanto, o material tende a expandir nesses casos, recomendando-se, portanto, o uso de moldes com pressão. Para os casos que não envolvem o aumento da temperatura, pode-se utilizar o método de laminação manual (hand lay-up) com observação da umidade e temperatura do ambiente.

### 2.3.2 Bambu

Das espécies de plantas cujas fibras são aplicáveis a compósitos, grande parte pode ser cultivada no Brasil. Dentre as mais utilizadas, destacam-se as fibras do bambu, uma gramínea do grupo das monocotiledôneas angiospérmicas.

As espécies de bambu podem variar de poucos centímetros de altura e talo fino, até 40 metros de altura e diâmetro de mais de 30 centímetros. Das 1600 espécies de bambus existentes, pode-se identificar 121 gêneros sendo 25 herbáceos e 96 lenhosos e estão presentes nos climas tropical, subtropical e temperado (LÓPEZ, 2003).

Segundo a Empresa Brasileira de Pesquisa Agropecuária (EMBRAPA, 2017) o Brasil possui a maior biodiversidade de bambu das Américas e uma das maiores do mundo, com cerca de quatro milhões de hectares de florestas somente na Amazônia e mais de 230 espécies nativas do Brasil (20% do total de espécies). Apesar de estarem distribuídas por praticamente todo o território nacional, a maior diversidade de florestas é apresentada pelos estados de São Paulo, Minas Gerais, Santa Catarina, Bahia, Paraná (LONDONO, 2000) e também o Acre, que possui a maior floresta nativa de bambus do mundo, com 4,5 milhões de hectares (EMBRAPA, 2016).

Os bambus lenhosos geralmente possuem porte arbóreo, sendo constituídos por uma parte aérea, que inclui colmo, folhas, folhas caulinares, ramos, e uma parte subterrânea, composta por rizoma e raízes (GRECO; CROMBERG, 2011). Os colmos de bambu, em sua grande maioria, apresentam uma forma cilíndrica e dispõem de uma sequência de entrenós ocos, separados transversalmente uns dos outros por diafragmas, que aparecem externamente como nós, dos quais emergem ramos e folhas. A Figura 21 apresenta os elementos que constituem a estrutura básica do bambu e os detalhes do interior do colmo.



Figura 21 - Morfologia do Bambu. Touceira, folhas, galhos, brotos, rizomas, folhas caulinares, colmos, internós, nós, raízes e diafragma.

Por ser um material extremamente versátil, pode ser utilizado também na forma de ripas, tiras, cordas, pisos, paredes, portas, janelas, forros e coberturas ou ainda em conjunto com outros materiais como resinas, argamassas e estruturas, o que o classifica, em determinados casos, como um excelente substituto para madeiras provenientes de florestas nativas, aço e outros materiais convencionais não sustentáveis.

Dentre as suas características a que mais se destaca é o seu rápido crescimento. Do nascimento do broto até o crescimento total do colmo, que pode chegar até 30 metros em espécies gigantes, são necessários, em média, de 3 a 6 meses, o que a torna a planta de crescimento mais rápido do planeta (PEREIRA; BERALDO, 2016).

A brotação ocorre anualmente principalmente durante as estações chuvosas, período no qual nenhum corte deve ser realizado para se evitar danos aos brotos em crescimento. As estações mais secas devem ser as preferidas para a colheita, visto que os colmos apresentam menor teor de umidade e seiva o que facilita a operação. Além disso, os colmos se tornam mais leves, o que facilita o seu transporte e os torna menos atrativos ao ataque de fungos e insetos (LIESE, 1985).



Além do seu crescimento rápido, algumas espécies de bambu possuem um tempo de maturação igualmente rápida, podendo ser colhidas e utilizadas com apenas três anos de idade com características de resistência e durabilidade semelhantes à de madeiras que precisariam de mais do dobro do tempo para serem cortadas (AZZINI, CIARAMELLO, SALGADO, 1981).

Por esse motivo, a moita de bambu contribui para a retirada de toneladas de dióxido de carbono da atmosfera, visto que, mesmo após a retirada dos colmos, a touceira continua ativa e desenvolvendo novos brotos, período no qual ocorre maior consumo do gás (PEREIRA; BERALDO, 2016).

A energia consumida em seu processamento também é uma característica muito atrativa quando empregado nos setores industriais, uma vez que, segundo Ghavami (1989), essa energia pode chegar a 50 vezes menor se comparada à energia consumida para o processamento do mesmo volume de aço.

Outra propriedade de destaque é a resistência à tração mecânica do bambu. Segundo Oliveira (2013), por ser essencialmente constituído por fibras, sua característica genotípica de formação e estruturação compositiva, lhe confere resistência à tração comparável à de compósitos sintéticos de alta tecnologia. Estas propriedades alcançam melhores condições de resistência quando utilizados colmos maduros e secos e quando as cargas são aplicadas paralelamente às fibras.

Portanto, antes da utilização do bambu como matéria-prima, é recomendada a observação da espécie, a época de colheita, a localização da seção utilizada em relação ao comprimento do colmo, a presença ou ausência de nós e, principalmente, a secagem e o armazenamento dos mesmos.

O armazenamento deve ocorrer preferencialmente em locais cobertos para proteção do sol e da chuva, com as varas espaçadas entre si de maneira que permita a circulação de ar entre as peças, devem também ser posicionadas com aproximadamente 15 cm de distância do solo para impedir o contato com a umidade. Desta maneira os colmos secam de maneira gradual e uniforme, evitando a perda rápida de umidade, o que pode resultar em fissuras na peça. Sem essa devida secagem as peças de bambu tendem a retrair e também resultar em rachaduras e perdas de eficiência mecânica. Além de garantir a eficiência mecânica do colmo, a secagem correta inibe a proliferação de insetos e fungos pela redução do amido, água e nutrientes armazenados nos parênquimas do bambu.

Após a colheita, tratamento e secagem o bambu pode ser utilizado em sua forma natural ou processado e combinado com outros materiais (Figura 22). Passam então a ser classificados a partir do seu processo de fabricação, do tamanho e do formato.

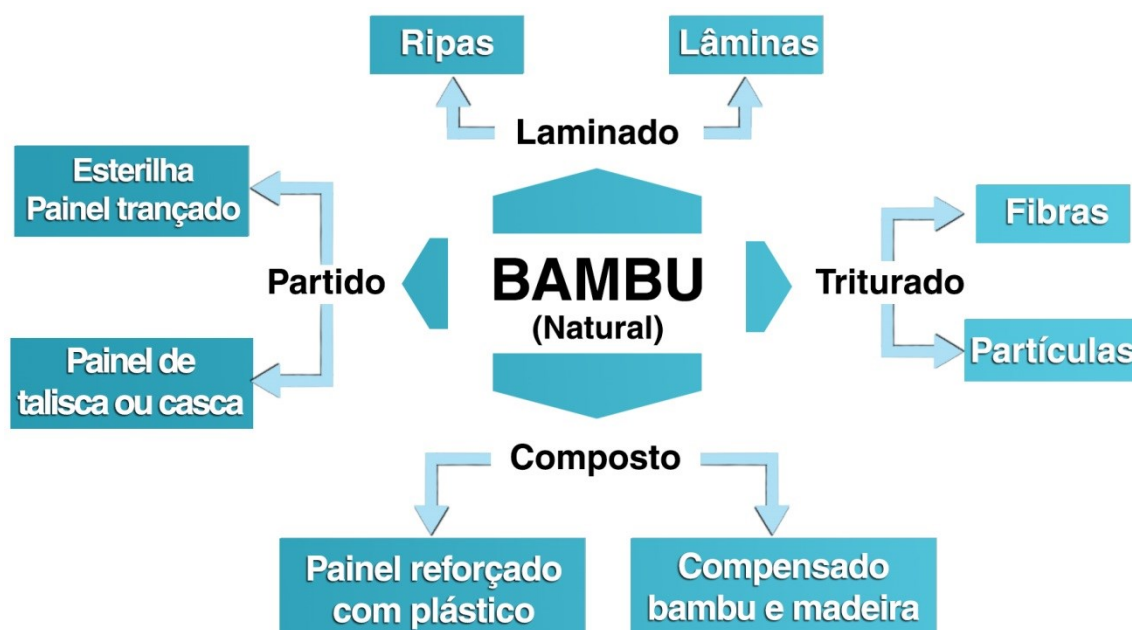


Figura 22 - Materiais provenientes do bambu. Adaptado de Pereira e Beraldo (2016).

Para a colagem dos laminados de bambu, os adesivos mais utilizados são geralmente os mesmos utilizados para painéis de madeira. Estes podem ser classificados segundo a sua composição química ou conforme o regime de trabalho ao qual o produto será submetido (LIMA, 2006). Os adesivos mais utilizados são a melamina, uréia-formaldeído, fenol-formaldeído, resorcinól-formaldeído e epóxi (LÓPEZ, 2003) sendo o adesivo do tipo poliuretano à base de óleo de mamona uma alternativa sustentável de excelente desempenho. Estes produtos podem ser considerados estruturais, caso possuam alta resistência mecânica, como vigas, paredes e pisos, ou não estruturais, se utilizados para fins decorativos, como revestimentos de alguns painéis (TARGA, 2011).

### 2.3.3 BLaC - Bambu Laminado Colado

Devido à suas propriedades mecânicas e geometria versátil, o Bambu Laminado Colado é possivelmente a aplicação de maior potencial dentre os materiais derivados do processamento do bambu. Esta técnica consiste na extração de ripas finas, que podem variar, em média, de 2 à 10mm, e colagem das mesmas.

Visto que a taxa de concentração das fibras aumenta no sentido da base para o topo e de dentro para fora do colmo, ao se trabalhar com lâminas de bambu,

busca-se sempre retirar as ripas das regiões mais externas por possuírem mais resistência e flexibilidade (PADOVAN, 2010).

Por esse motivo a densidade do BLaC pode chegar ao dobro da densidade do bambu in natura, e sua resistência aumenta quase 1,5 vezes. Além disso, se comparado às madeiras de lei comerciais, sua força de compressão paralela às fibras é de 50% a 60% superior (XIAO; INOUE; PAUDEL, 2008). Deve-se observar, no entanto, a presença e frequência de nós, visto que, nessa região, os feixes de fibras são mais curtos e desordenados, o que pode diminuir consideravelmente a resistência à compressão, tração, flexão e cisalhamento (JANSSEN, 2000).

Nos entrenós, as fibras estão orientadas paralelamente ao eixo de crescimento do colmo e, juntamente com a casca, são as principais responsáveis pela resistência mecânica do bambu constituindo cerca de 40% a 50% dos tecidos do bambu (PEREIRA, 2012). Na Figura 23 é possível visualizar a maior concentração das fibras na região próxima à casca (pontos mais escuros) enquanto as células parenquimáticas se concentram no interior no colmo.



Figura 23 - Corte transversal de um colmo de bambu com as fibras aparentes (pontos mais escuros).  
Fonte: [www.bamboogarden.com](http://www.bamboogarden.com)

Devido à sua trabalhabilidade simples, similar à dos produtos convencionais de madeira como vigas, laminados colados e folheados é um material muito apreciado por designers e arquitetos (XIAO; INOUE; PAUDEL, 2008). Além disso, o arranjo das fibras do bambu e sua coloração proporcionam aos produtos um acabamento singular. Segundo a pesquisa de Ventura et al. (2013), verifica-se uma percepção positiva do usuário acerca do material, caracterizando o BLaC como uma ótima opção de matéria-prima também no quesito estético.

No entanto, para se garantir a eficácia do material e seu acabamento, o processo de laminação e colagem devem seguir processos específicos. Para laminações curvas, por exemplo, uma técnica frequentemente abordada pelos estudos na área e recomendada por Taylor (2011) é a técnica de pressão com moldes do tipo macho e fêmea. Nesta técnica, as lâminas, com teor de umidade inferior a 20% e já revestidas com o adesivo, devem ser prensadas entre duas fôrmas, uma positiva e a outra negativa.

A pressão e o tempo de cura podem variar conforme o fabricante do adesivo, no entanto, a temperatura do sistema deve situar-se entre 60 °C e 90 °C a fim de proporcionar a transição vítrea, ou seja, o “relaxamento” da lignina presente entre as fibras do bambu (IRVINE, 1984). Dessa maneira, obtém-se uma melhor conformação das lâminas e melhor adesão dessas à resina (MOHANTY et al. 2005).

Atualmente existem diversos métodos para fabricação do BLaC que variam conforme os maquinários necessários e acabamento desejado. Para este estudo, a metodologia utilizada para produção do BLaC foi baseada no método proposto por Ramos (2014) por envolver equipamentos convencionais e processos simples que viabilizam a produção de baixo custo da prótese. O procedimento é constituído pelas seguintes etapas:

- a. Colheita dos colmos;
- b. Desdobro dos colmos em serra circular destopadeira (corte latitudinal);
- c. Desdobro em serra circular refiladeira dupla (corte longitudinal);
- d. Imersão em tanque com solução para proteção contra insetos xilófagos;
- e. Beneficiamento em desengrossadeira para remoção da protuberância dos nós;
- f. Secagem ao ar;
- g. Beneficiamento final em plaina duas faces para obtenção das ripas;
- h. Aplicação de adesivo nas faces das ripas;
- i. Colagem das ripas com pressão.

Utilizando uma metodologia semelhante à descrita, Lapo e Beraldo (2007) realizaram testes relacionados às propriedades mecânicas do BLaC com utilização da resina de PU de mamona e concluíram que a ligação adesiva bambu-bambu pode ser considerada uma ligação estrutural, já que a ruptura nos ensaios de Cisalhamento da Superfície Colada (Figura 24) ocorreu de maneira predominante no bambu e não na linha de cola. Além disso, foram obtidos valores relativamente elevados na média de 11,5 MPa, superiores aos resultados obtidos por Rivero (2003), Wethyavivorn et al. (2009) e Gonçalves, Pereira e Garbino (2002) que obtiveram médias de 5 MPa, 7,5 MPa, e 10 MPa respectivamente.

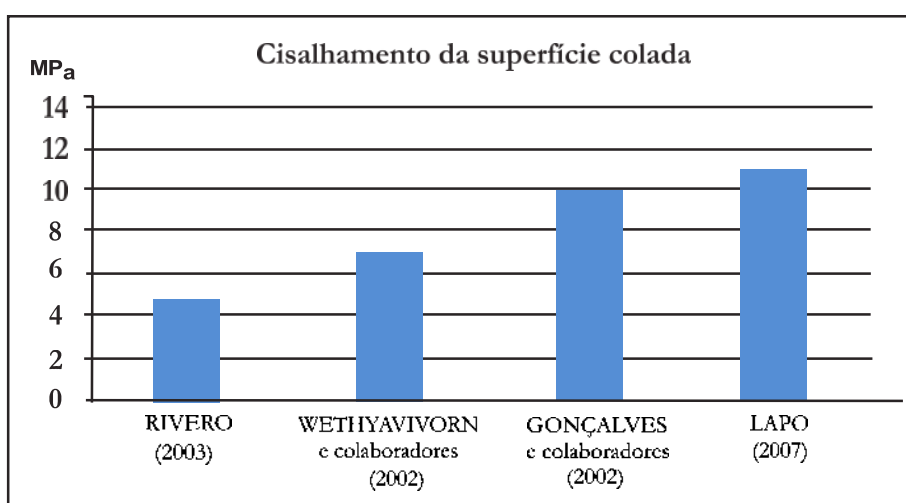


Figura 24 - Tensões de cisalhamento por diferentes autores. Fonte: Adaptado de Lapo e Beraldo (2007).

Ainda segundo Lapo e Beraldo (2007) o BLaC pode ser classificado como material leve com massa específica aparente entre  $0,59 \text{ g/cm}^3$  e  $0,75 \text{ g/cm}^3$ . A tensão de ruptura nos corpos-de-prova do ensaio de compressão simples (Figura 25) variou de 42,6 MPa a 72,4 MPa, enquadrando o BLaC na categoria de uma madeira de média a elevada resistência em compressão.

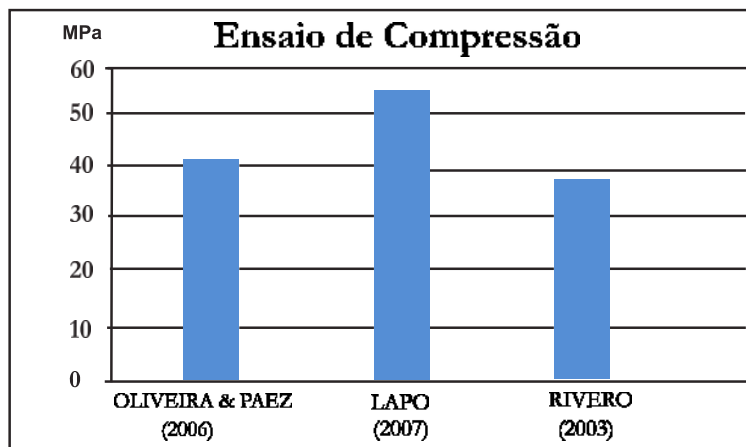


Figura 25 - Comparação entre tensões de ruptura em compressão obtidas por diferentes autores. Fonte: Lapo e Beraldo (2007).

Rivero (2003) obteve valor médio de 37,14 MPa para o BLaC confeccionado com o adesivo Cascophen. Oliveira e Paez (2006), por sua vez, obtiveram o valor médio de 40,74 MPa. Mesmo utilizando parâmetros distintos, novamente destaca-se o desempenho do material.

No ensaio de flexão estática, Lapo e Beraldo (2008) constataram que a ruptura dos corpos-de-prova dificilmente ocorreu na linha de cola, comprovando, novamente, a eficiência do adesivo utilizado. O módulo de ruptura (MOR) apresentou valores médios de 121,4 MPa. Alguns fatores podem ter influenciado nas variações encontradas no MOR apresentadas pelo gráfico da Figura 26, como a espessura das ripas, quantidade de ripas empregadas, seção do colmo de onde foram extraídas as ripas, tipo do adesivo, método de aplicação do adesivo e do sistema de prensagem utilizado.

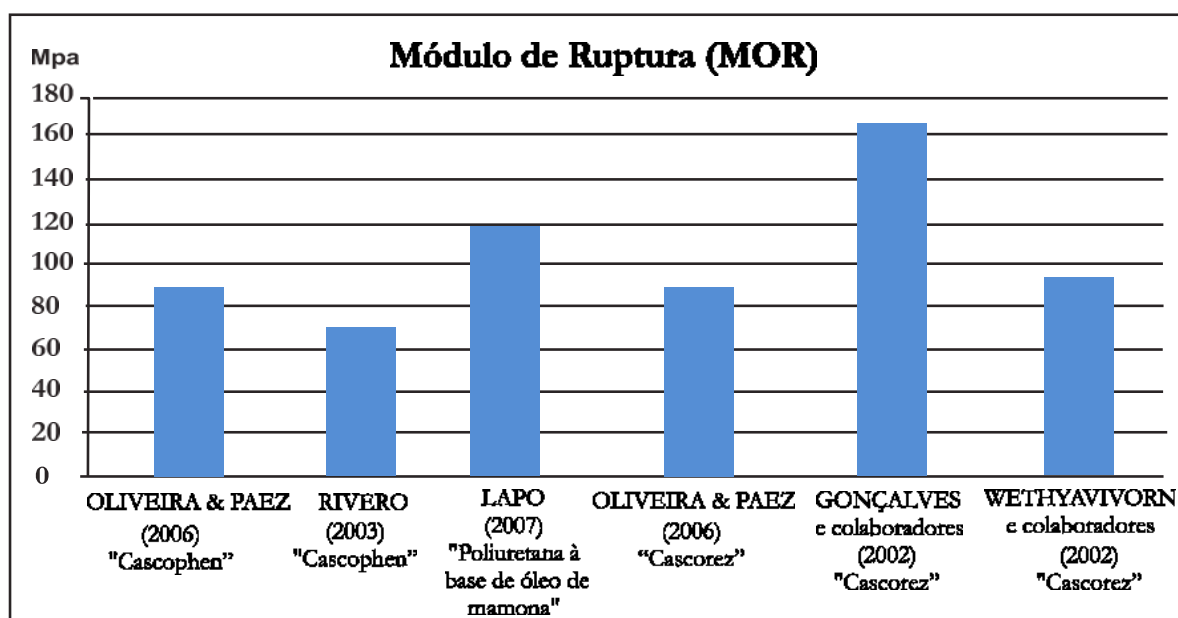


Figura 26 - Comparação entre os MOR obtidos pelos diferentes autores. Fonte: Lapo e Beraldo (2008).

O valor médio de 18,4 do módulo de elasticidade (MOE) apresentado pelo gráfico da Figura 27, foi próximo daquele obtido por Mantilla Carrasco, Moreira e Xavier (1995), da ordem de 18 GPa. Esse valor é bastante superior ao módulo de elasticidade encontrado por Oliveira e Paez (2006), que ficou em torno de 6 GPa. Wethyavivorn et al. (2002) também encontraram valores muito reduzidos, entre 3 e 4 GPa. Apesar de utilizar métodos diferentes dos estudos anteriores, Targa (2011) também realizou ensaios com compósitos de fibra de bambu e resina de mamona cujos resultados para resistência à flexão e módulo flexural foram de 130 MPa e 11,83 GPa respectivamente, evidenciando, ainda mais, a compatibilidade na união dos materiais.

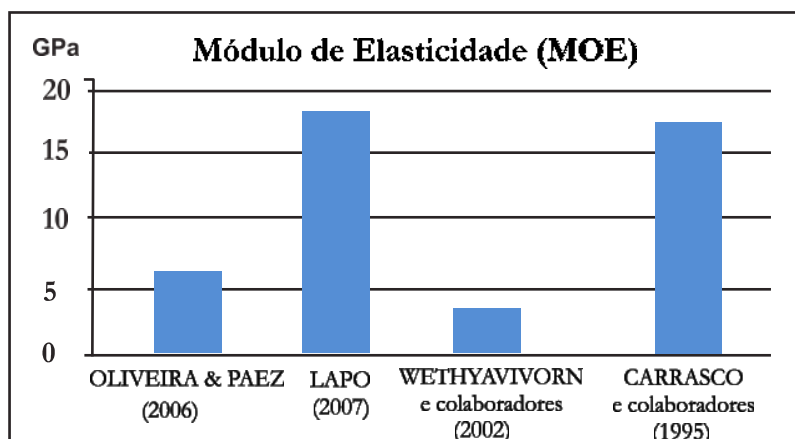


Figura 27 - Comparação dos valores de MOR obtidos por diferentes autores utilizando diferentes tipos de adesivo (Cascophen, Cascorez e PU à base de óleo de mamona). Fonte: Lapo e Beraldo (2008).

Na Tabela 1, é possível observar as excelentes propriedades do bambu em forma de Ripas, BLaC e Fibras quando comparadas com outros materiais naturais e sintéticos, apresentando valores relativamente altos quando observadas as devidas particularidades do bambu. Os laminados utilizados no estudo de Pereira e Beraldo (2016) são provenientes de colmos pertencentes à espécie *Dendrocalamus asper*, uma das espécies mais indicadas para a fabricação do BLaC (TALABGAEW; LAEMLAKSAKUL, 2007).

Tabela 1 - Tabela comparativa de compósitos de bambu e de outros materiais. Adaptado de TARGA (2011).

Material	Densidade (g.cm <sup>-3</sup> )	Resistência à Tração (MPa)	Resistência elástica específica (MPa/(g/cm <sup>3</sup> ))	Módulo elástico (GPa)	Módulo elástico específico (GPa/(g/cm <sup>3</sup> ))	Referências
Ripas de bambu ( <i>D. asper</i> )	0,81	245	302	20	25	(PEREIRA; BERALDO, 2016)
Bambu Laminado Colado ( <i>D. asper</i> )	0,79	143	181	20	25	(PEREIRA; BERALDO, 2016)
Fibras de bambu ( <i>G. angustifolia</i> )	1,14	860	754	46	40	(TRUJILLO et al., 2010)
Juta	1,30-1,49	393-800	264-615	13-26	9-20	(MOHANTY et al. 2005).
Rami	1,55	400-938	258-605	61-128	39-83	(MOHANTY et al. 2005).
Fibra de carbono	1,74	3600	2069	228	131	(ASM, 2001)
Aramida	1,39	3000	2158	70	50	(ASM, 2001)
Fibra de Vidro	2,54	3100-3800	1220-1496	76-79	30-31	(ASM, 2001)

Targa (2011) conclui em seu estudo, no qual foram aplicados dois tipos de matrizes poliméricas (PU e Epóxi), que a matriz de poliuretano possui maior adesão com os laminados de bambu do que os compósitos com matriz de resina epóxi (Tabela 2).

Quando comparados com outros compósitos poliméricos termofixos com fibras vegetais, os compósitos produzidos apresentaram excelentes propriedades mecânicas, conforme pode ser observado na Tabela 2, onde estão agrupados os resultados de outros trabalhos com compósitos termofixos com fibras vegetais.

**Tabela 2 - Tabela comparativa da resistência à tração de compósitos com diferentes fibras vegetais. Adaptado de Targa (2011).**

<b>Compósitos</b>	<b>Fibras</b>	<b>Processo</b>	<b>Tensão MPa</b>	<b>E GPa</b>	<b>Taxa de fibras %</b>	<b>Referencias</b>
<b>Bambu e epóxi</b>	Unidirecional	Compressão	176	20,78	50% Massa	(TARGA, 2011)
<b>Bambu e epóxi</b>	Bidirecional	Compressão	86	11,51	50% Massa	(TARGA, 2011)
<b>Bambu e PU</b>	Bidirecional	Compressão	200	21,15	50% Massa	(TARGA, 2011)
<b>Bambu PU</b>	Bidirecional	Compressão	108	1,17	50% Massa	(TARGA, 2011)
<b>Banana e Fenol formaldeído</b>	Curtas	Compressão	25	0,556	80% Massa	(JOSEPH et al., 2002)
<b>Sisal e PU</b>	Curtas	Compressão	60	5,50	30% Volume	(DA SILVA, 2003)
<b>Sisal e PU</b>	Longas	Compressão	120	16,00	30% Volume	(DA SILVA, 2003)
<b>Banana e PU</b>	Curtas	Compressão	10	0,05	15% Volume	(MERLINI et al. 2011)

Além dos estudos apresentados, Marinho et al. (2013) também obtiveram resultados satisfatórios ao associar resina de PU com partículas de bambu, obtendo elevação da dureza superficial e diminuição no teor de umidade, inchamento e absorção de água pelo compósito.



### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Por se tratar de uma pesquisa experimental para desenvolvimento deste trabalho fez-se necessário a adoção de metodologias experimentais para planejamento das etapas. A metodologia proposta por Rozenfeld et al. (2006) se mostrou a mais apropriada em vista da sua abordagem sistêmica do PDP, recomendando a execução das fases de: Planejamento de Projeto, Projeto Informacional, Projeto Conceitual, Projeto Detalhado, Preparação da Produção e Lançamento do Produto.

Outra abordagem oportuna dos autores é o método de projeto denominado *Design for "X"* (DFX) que se trata de um conjunto de diretrizes para o desenvolvimento de projeto orientado a um aspecto específico representado pelo "X". Além de buscar maximizar as características positivas do produto (e.g. qualidade, confiabilidade, sustentabilidade) essa metodologia busca minimizar os custos do ciclo de vida e de manufatura do produto.

O DFX pode ser aplicado em qualquer etapa do ciclo de vida do produto e pode envolver diversos aspectos do processo de desenvolvimento do produto como Manufatura, Montagem/Desmontagem, Padronização, Custo, Meio Ambiente e Fatores Humanos (ROZENFELD et al., 2006).

Baseado nessas metodologias foi organizada uma metodologia específica para o desenvolvimento da prótese, organizada em três macro fases principais denominadas Pré-Projeto, Projeto e Produção (Figura 28).

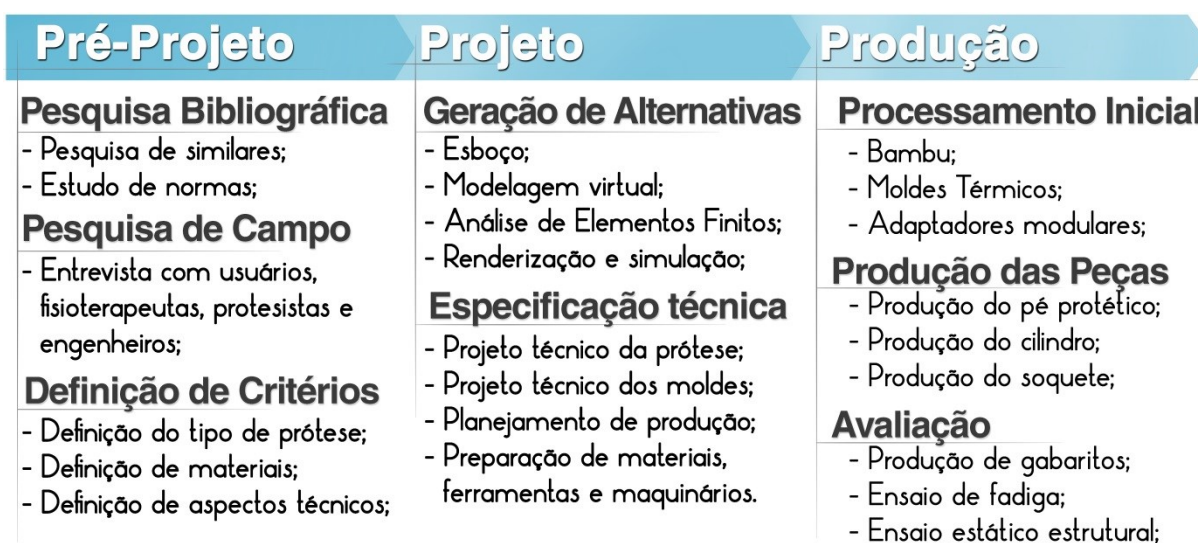


Figura 28 - Fluxograma com as etapas metodológicas. Fonte: do autor.

O processo de desenvolvimento da prótese teve início com a Revisão Bibliográfica do conteúdo relacionado às áreas abordadas pelo projeto. Após a assimilação das informações, foram consultados usuários e profissionais do ramo de protetização para desenvolvimento dos critérios do projeto.

Definidas as especificações, deu-se início a etapa de Projeto na qual foram desenvolvidos diversos conceitos baseados nos critérios previamente estabelecidos. Após a determinação do modelo que melhor atendeu as diretrizes do projeto, foram realizados testes virtuais para análises técnicas e ajustes. A conclusão da etapa de projeto se deu com o planejamento da produção no qual foram determinadas as etapas de fabricação, materiais utilizados e equipamentos necessários.

A etapa de Produção dos protótipos iniciou-se com o processamento do bambu em lâminas e fibras. Paralelamente a este processo, os moldes térmicos e adaptadores modulares foram confeccionados e os protótipos produzidos. Após a montagem final e fabricação dos gabaritos exigidos pela norma ISO 10328:2016, os protótipos foram encaminhados para a última etapa do processo de produção denominada Avaliação na qual foram submetidos a cargas específicas para análise estrutural dos componentes e da eficiência mecânica da prótese.

Os detalhes dos métodos, equipamentos e materiais adotados em cada etapa estão descritos nos tópicos seguintes.

### 3.1 PESQUISA

O processo de desenvolvimento da prótese teve início com a Revisão Bibliográfica das áreas abordadas pelo projeto (e.g. tecnologia assistiva, amputação, protetização, biomecânica, normas para avaliação de próteses e design sustentável). A assimilação dos conceitos pertinentes e a compreensão de seus princípios contribuem para o desenvolvimento de uma prótese com boa funcionalidade, adequada às necessidades do paciente.

Assim, para a elaboração das diretrizes do projeto e embasamento técnico do processo de desenvolvimento do produto (Figura 29), podem-se destacar quatro aspectos principais buscados na literatura, são eles:



**Figura 29 – Conteúdo estudado para elaboração de diretrizes e embasamento técnico da pesquisa.**  
**Fonte: do autor.**

### 3.1.1 Diretrizes da Biomecânica

O estudo dos princípios da biomecânica buscou compreender o funcionamento do sistema locomotor humano, na sua estrutura musculoesquelética e comportamento físico, para identificar suas funções e buscar transferir este comportamento à prótese. Analisando o material científico existente foi possível determinar três prioridades no âmbito da biomecânica para o desenvolvimento da prótese, são elas:

- O pé protético deve simular a mesma função do tornozelo, armazenando a energia do impacto do calcanhar no solo e posteriormente convertê-la em energia de impulso à passada, bem como evitar a transferência desse impacto às estruturas superiores e garantir uma boa simetria de marcha com baixo gasto energético;
- A prótese deve permitir um padrão de deambulação simétrico a fim de evitar problemas nas articulações e na coluna do paciente;
- O peso da prótese deve ser igual ou inferior às próteses do mercado para facilitar a deambulação e reduzir o gasto energético durante a marcha;

### 3.1.2 Diretrizes do Processo de Protetização

Compreendidos os aspectos da marcha humana, seguiu-se para o estudo do processo de protetização e tipos de próteses com o objetivo de complementar as diretrizes de projetos relativas ao processo de produção e mecanismos da prótese. As pesquisas foram realizadas através de consulta à artigos científicos, sites de

empresas do setor e visitas técnicas à laboratórios de protetização. Foram analisados diversos tipos e modelos com atenção aos materiais utilizados e aos sistemas de fixação ao coto.

Após os estudos bibliográficos e consultas à profissionais do setor, foram determinadas as seguintes diretrizes:

- A prótese deve ser do tipo transtibial, por ser o tipo mais frequente dentre as amputações de membros inferiores e ser considerada como de bom nível posicional para protetização e reabilitação (DILLINGHAM; PEZZIN; MACKENZIE, 2002; PASTRE et al., 2005).
- A prótese deve ser do tipo endoesquelética (modular) para facilitar a reposição de peças, ajustes e personalização de acordo com cada usuário.
- Os componentes da prótese devem ser compatíveis com os adaptadores modulares padrões para facilitar o intercâmbio de peças da prótese desenvolvida e as existentes no mercado.
- O processo de produção do soquete deve seguir os mesmos procedimentos atualmente utilizados e ser compatível com os laboratórios de protetização, não necessitando de infraestrutura diferente da utilizada atualmente.

### 3.1.3 Identificação das Necessidades do Usuário

O terceiro aspecto estudado foram as necessidades dos usuários, visto que, independentemente do escopo do projeto, identificar e entender quem é o usuário do produto é fundamental para o desenvolvimento do produto correto. Deste modo, foi realizada uma consulta às pesquisas publicadas em artigos e congressos e também foram consultados 20 usuários de próteses de 18 a 60 anos residentes na cidade de Bauru que utilizam a prótese a mais de 1 ano.

As questões abordadas tratavam das questões psicológicas relacionadas ao uso das próteses transtibiais, bem como os aspectos físicos inerentes. Após a consulta foram estabelecidos parâmetros de projeto que atendiam as necessidades dos pacientes e buscavam prevenir as falhas já existentes nos modelos atuais. Dentre estes parâmetros destacam-se:

- O sistema de fixação do Soquete ao coto deve ser estável a fim de evitar o “pistonamento” (efeito de deslocamento do Soquete causado pela má aderência ao coto) que gera desconforto e lesões;
- A prótese deve proporcionar o uso de calçados normais como aqueles adquiridos em lojas de calçados;
- O Soquete deve possibilitar uma melhor circulação de ar ou ser constituído de um material que ofereça conforto térmico ao usuário, visto que a alta temperatura e o ambiente úmido do Soquete tendem a causar desconforto e lesões;
- O sistema de regulagem da prótese deve ser simples para que o próprio usuário possa ajustá-la quando necessário.

#### 3.1.4 Estudo de Métodos de Projeto e Normas Técnicas

O quarto e último aspecto estudado foi relativo às metodologias de projeto que envolvessem a sustentabilidade do produto, ou seja, os aspectos ambientais, sociais e econômicos da produção e comercialização da prótese.

Através da assimilação destes aspectos, foi possível determinar que a prótese:

- Deve ser composta principalmente por materiais e processos de produção ecologicamente corretos (Bambu e Resina PU de Mamona);
- Deve possuir um processo de produção simples que utilize materiais e ferramentas convencionais e de fácil acesso;
- A manutenção (substituição de peças, consertos, etc.) da prótese deve ser simples de maneira que o próprio usuário possa realizar;
- A prótese deve ser adaptável a diferentes tamanhos e pesos de usuários;
- O design da prótese deve ser atrativo e transmitir segurança ao usuário;
- O custo de produção deve ser baixo a fim de viabilizar a aquisição da prótese por pacientes de baixa renda;
- O projeto de produto deve ser bem elaborado com auxílio de ferramentas CAD e CAE para dinamizar o processo de produção e evitar falhas onerosas.

A partir da análise dessas diretrizes, foi determinado que os biocompósitos Bambu Laminado Colado (BLaC) e Biocompósito de Fibra de Bambu (BFB), ambos à base de bambu e resina poliuretana de óleo de mamona, são os materiais mais adequados para a fabricação dos componentes, visto que se tratam de biocompósitos sustentáveis, de baixo custo e relativa resistência mecânica, atendendo, assim, os requisitos propostos e viabilizando a produção da prótese.

Outras diretrizes que influenciaram na configuração da prótese foram as normas existentes exigidas pelos órgãos reguladores para a execução correta dos ensaios mecânicos para este tipo de prótese. Os principais requisitos recomendados pela norma ISO 10328:2016 são:

- A altura da prótese deve totalizar 500 milímetros;
- O Pé Protético deve ter 80 milímetros de altura;
- O Soquete e o Cilindro devem totalizar 420 mm (determinou-se a altura de 270 milímetros para o Soquete e 150 milímetros para o Cilindro).
- O gabarito superior utilizado para instalação da prótese na máquina deve possuir 150 milímetros de altura.
- O preenchimento do Soquete para alocação do gabarito deve ser fabricado em algum material rígido (e.g. madeira, alumínio).
- Os adaptadores modulares devem ser ajustados com 15 Nm de pressão nos parafusos.

Após a definição das diretrizes, iniciou-se a etapa de projeto cujo processo de desenvolvimento está detalhado nos próximos tópicos.

### 3.2 PROJETO DE PRODUTO

A etapa de Projeto teve início com a fase de Geração de Alternativas através das diretrizes conceituais e técnicas previamente estabelecidas (e.g. modularidade, dimensionamento, definição de peças, processo de produção, necessidades dos usuários, biomecânica).

Esta fase foi subdividida em quatro pontos principais para melhor apresentação do método, no entanto o processo possui uma dinâmica não linear,

sendo possível o retorno às etapas anteriores quando houver necessidade de alguma alteração de projeto. As etapas de Esboço; Modelagem virtual; Ensaios Mecânicos Virtuais, Renderização e Simulação estão descritas nos tópicos a seguir.

### 3.2.1 Esboço

Por se tratar da primeira etapa da fase de Geração de Alternativas, durante a etapa de Esboço foram empregadas técnicas convencionais de esboço à mão livre, por ser uma técnica de baixo custo e permitir mudanças rápidas e radicais. Dessa maneira foram desenvolvidas diversas alternativas apenas com o intuito de registro das ideias e simulações de uso. Após uma análise mais técnica dos critérios e diretrizes estabelecidas pelas etapas do Pré-projeto, foram desenvolvidos esboços mais específicos com o intuito de criação de alternativas.

Por se tratar de uma prótese do tipo transtibial endoesquelética o que mais necessitou de desenvolvimento foi o pé protético, uma vez que os outros componentes não permitem grandes alterações devido às normas e padrões existentes. Desta maneira, o desenvolvimento foi focado no pé protético e sua conexão com o componente modular cilíndrico.

O pé protético deve seguir a forma de um pé comum para possibilitar sua instalação nos pés cosméticos existentes e sapatos comuns (Figura 30). Dessa maneira as alternativas foram desenvolvidas no formato de um pé com prioridade para formatos contínuos para melhor armazenamento e distribuição de energia.

O modelo que melhor atendeu os requisitos de projeto e apresentou maior compatibilidade com as técnicas de produção do BLaC foi o modelo composto por duas partes (Quilha e Calcanhar) (destacado na Figura 30). Após a adequação de alguns aspectos técnicos a alternativa foi encaminhada para a etapa de Modelagem Virtual.

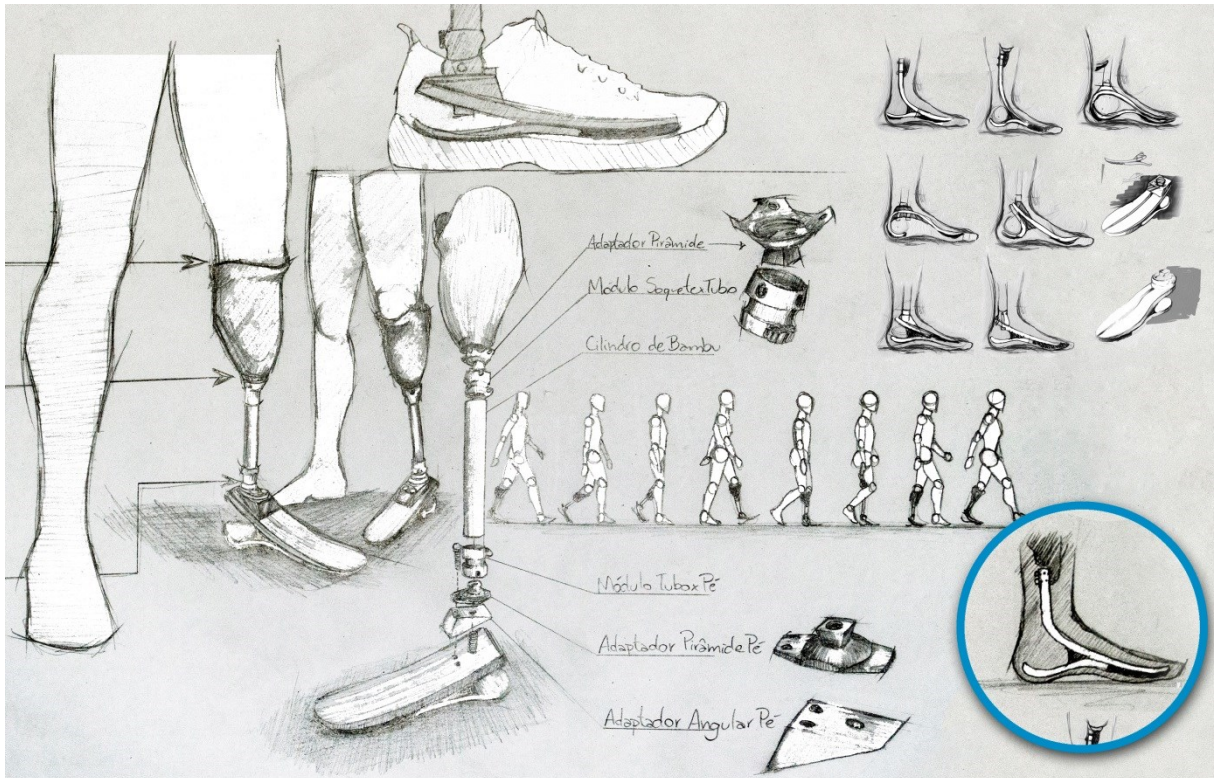


Figura 30 - Esboços das alternativas com destaque para alternativa inicial selecionada. Fonte: do autor.

### 3.2.2 Modelagem Virtual

Nesta etapa a alternativa selecionada na etapa de esboço é modelada em ambiente virtual com emprego do Software *Solidworks*<sup>®</sup> (Figura 31) com as dimensões aproximadas para análise comparativa de proporção, dimensionamento de ferragens e adaptadores modulares.

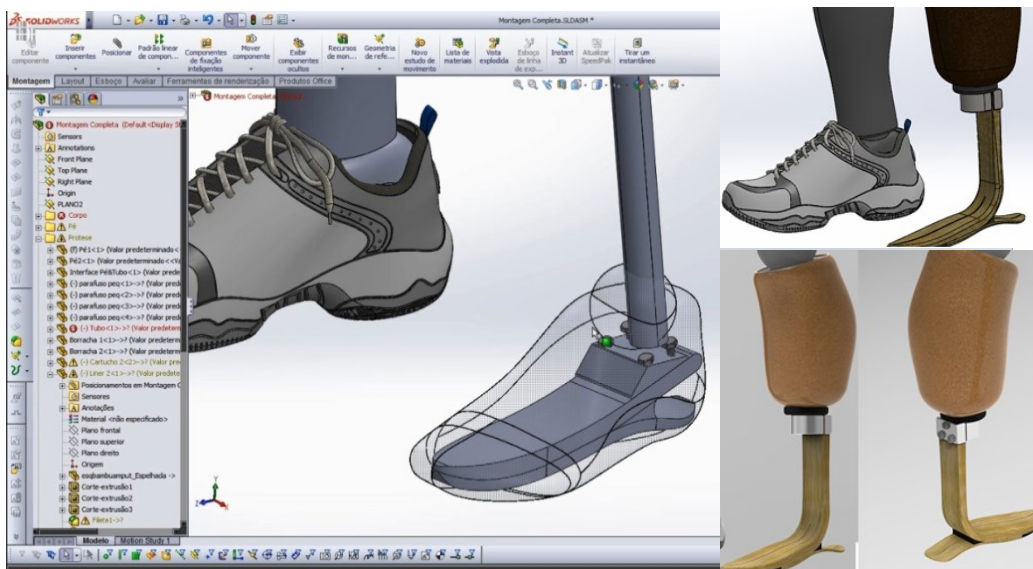


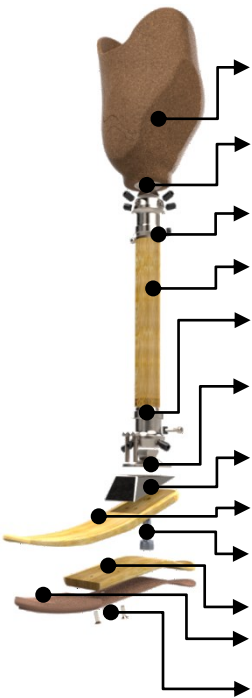
Figura 31 - Interface do software utilizado para modelagem das alternativas iniciais. Fonte: do autor.



Apesar de ainda simples, os modelos permitiram determinar algumas possíveis dificuldades durante sua produção bem como outros aspectos que não foram identificados na etapa de Esboço. Após avaliar aspectos estéticos, físicos e mecânicos do projeto, foram realizadas algumas modificações a fim de adequar o protótipo às diretrizes do projeto e também às dimensões exigidas pela norma ISO 10328:2016.

Realizadas as devidas adequações iniciou-se a etapa de Pré-processamento dos ensaios mecânicos de acordo com a metodologia proposta por Modlen et al. (2007). Nesta fase foram estabelecidas as relações de posicionamento e restrição entre cada componente (boundaries) assim como os materiais que os compõe conforme as propriedades e aparências reais (Tabela 3).

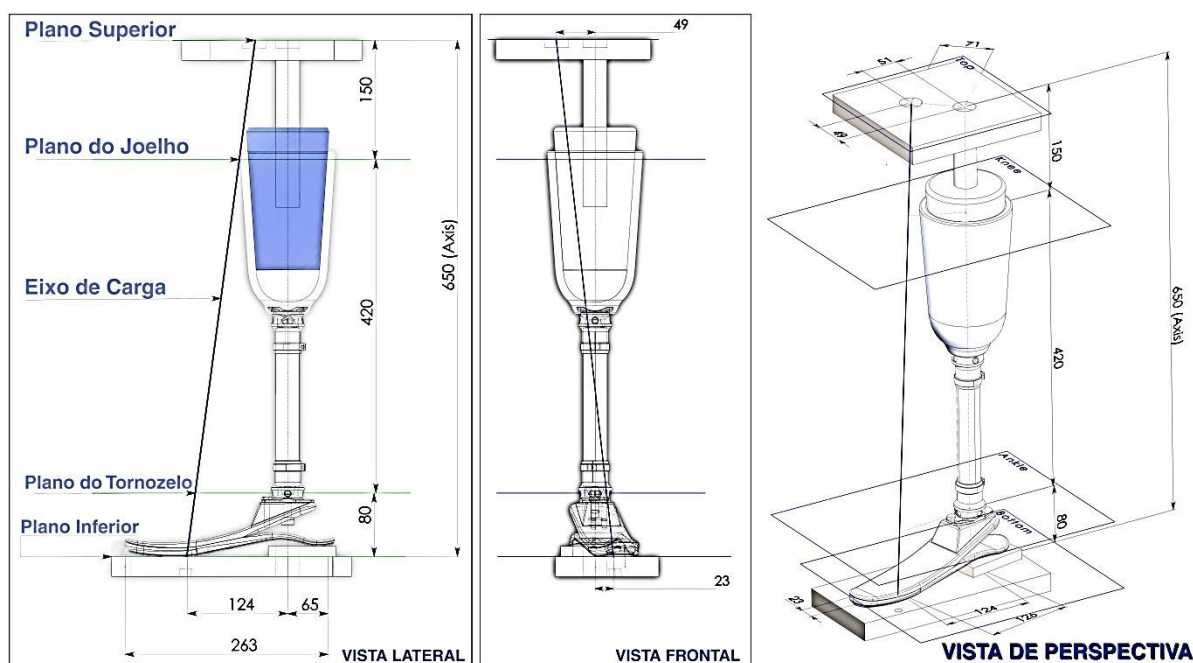
Tabela 3 – Descrição e propriedades dos componentes que compõem a prótese. Fonte: do autor.

	Nome do Componente	Material	Densidade (kg/m <sup>3</sup> )	Módulo Elástico (GPa)	Coefficiente de Poisson	Massa
	Soquete (BFB)	BFB	900	19	0.3	443g
	Grapa com Pirâmide	Aço Inox AISI 410	7.850	190	0.28	83g
	Adaptador Tubular	Aço Inox AISI 410	7.850	190	0.28	120g
	Cilindro	BLaC	790	20	0.3	75g
	Adaptador Tubular	Aço Inox AISI 410	7.850	190	0.28	120g
	Adaptador Piramidal	Aço Inox AISI 410	7.850	190	0.28	72g
	Adaptador Angular	Alumínio Liga 5052	2.680	72	0.33	100g
	Quilha	BLaC	790	20	0.3	120g
	Parafuso M9	Aço Inox AISI 410	7.850	190	0.28	3g
	Calcanhar	BLaC	790	20	0.3	71g
	Sola (BFB)	BFB	820	19	0.3	5g
	Parafusos de Fixação M6	Aço Inox AISI 410	7.850	190	0.28	1g

### 3.2.3 Análise de Elementos Finitos

Com o objetivo de analisar as áreas com maior concentração de forças durante a aplicação da carga, foram realizados ensaios mecânicos em ambiente virtual com a utilização do Software *Ansys*® 17.0.

Os parâmetros utilizados para configuração do modelo virtual foram baseados no ensaio Estático Final de Condição II (Categoria P3) da norma ISO 10328:2016, bem como os gabaritos, que foram modelados previamente no software *Solidworks*® e exportado para o *Ansys*® já com as regiões de carga, fixação e eixo de carga, definidas (Figura 32).



**Figura 32** Distâncias entre os planos e dimensões dos gabaritos com destaque para o eixo de carga resultante e preenchimento do soquete (em azul). Fonte: do autor.

Por se tratarem de materiais não convencionais, os biocompósitos (BLaC e BFB) estabelecidos como principais materiais para produção da prótese, não constavam nas bibliotecas dos softwares. Dessa maneira, através da revisão bibliográfica foi possível estabelecer as propriedades do BLaC para criação de um novo material na biblioteca do software. Em vista das diversas variáveis que influenciam as propriedades do bambu (e.g. espécie, idade do colmo, tratamento) os dados coletados são valores médios obtidos a partir dos estudos desenvolvidos por Gonçalves et al. (2000), Silva et al. (2006), Sharma et al. (2015), e Pereira e Beraldo (2016). Os valores utilizados e respectivas propriedades são apresentados na

Tabela 4. Os valores utilizados para o BFB, por se tratar de um material ainda não caracterizado e não apresentar dados suficientes na literatura, foram baseados nos resultados apresentados por Biswas et al. (2011).

Tabela 4 - Propriedades do BLaC e BFB utilizadas para criação de materiais no software. Fonte: do autor.

<b>Propriedades Mecânicas dos Biocompósitos</b>							
(BLaC: carga no eixo paralelo às fibras)							
	<b>Densidade</b> g/cm <sup>3</sup>	<b>Tração</b> (MPa)	<b>Flexão</b> (MPa)	<b>Compressão</b> (MPa)	<b>Cisalhamento</b> (MPa)	<b>Módulo Elástico</b> GPa	<b>Coefic. Poisson</b>
<b>BLaC</b>	0,79	195	166	90	20	21 GPa	0,3
<b>BFB</b>	0,90	90	102	73	16	19 GPa	0,3

Após a adição do BLaC como um material ortotrópico à biblioteca de materiais e do BFB com um material isotrópico, o protótipo virtual foi importado pelo software *Ansys*<sup>®</sup> e inserido em um ensaio do tipo Estático Estrutural para reproduzir as condições propostas pela norma ISO 10328:2016 relativas ao ensaio Estático de categoria P3 *Ultimate Static Test Force*.

As restrições entre componentes (*boundaries*) (Figura 33), previamente definidas no *Solidworks*<sup>®</sup> durante a etapa de Pré-processamento, foram importadas automaticamente pelo software restando apenas as etapas de atribuição de materiais, que seguiu o mesmo modelo utilizado na etapa anterior de Modelagem Virtual previamente apresentado na Tabela 3.

Assim, deu-se início a etapa de Análise, na qual foi definida a Malha do modelo (Figura 33) que, em um total de 16 corpos, apresentou 154.933 nós e 90.200 elementos. Foram definidas também as regiões de carga, eixo de direção da carga e região de fixação. Visto que os gabaritos já haviam sido modelados de acordo com a norma ISO 10328:2016, o eixo de direção foi automaticamente estabelecido ao se selecionar as faces correspondentes. A carga utilizada para o ensaio foi de 2.790 N relativa ao ensaio *Ultimate Static Test Force* Condição II (Categoria P3) da norma ISO 10328:2016.

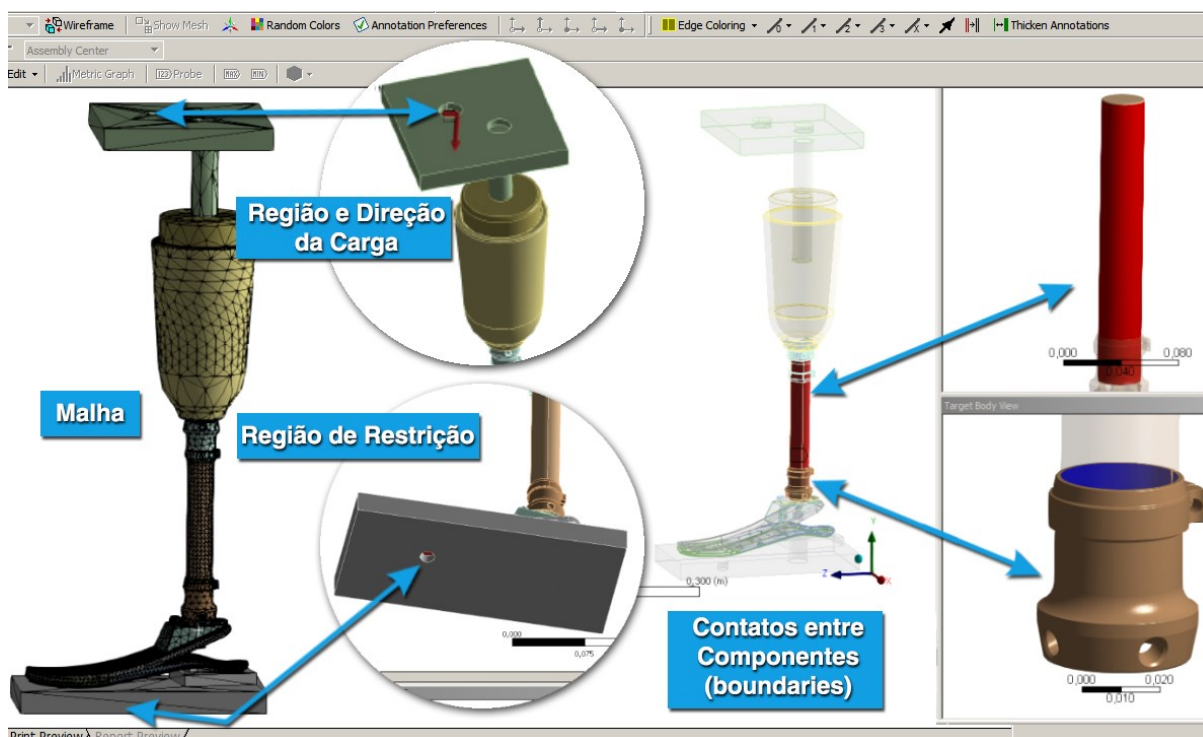
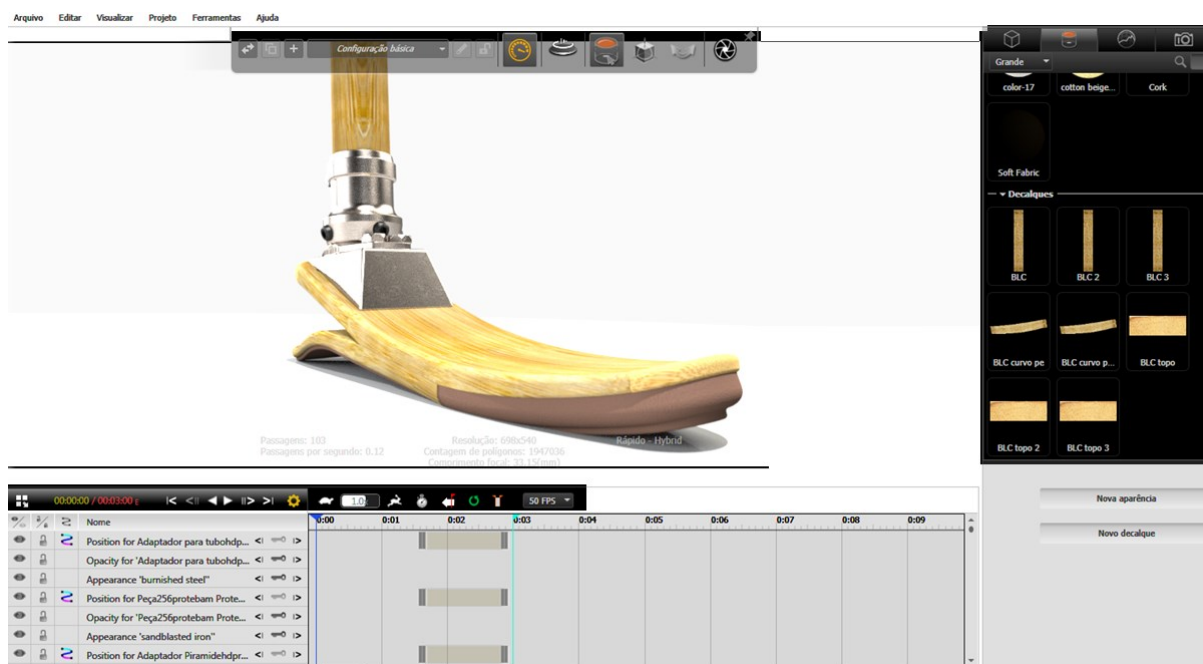


Figura 33 - Interface do software utilizado para AEF com destaque para a Malha gerada, as regiões de Carga e Fixação e visualização de uma das restrições entre componentes. Fonte: do autor.

### 3.2.4 Renderização e Simulação

Após a revelação das áreas com concentração de carga pelo ensaio, o protótipo foi reformulado e reavaliado até o cumprimento das diretrizes desta etapa. O protótipo foi então encaminhado para etapa de Renderização e Simulação para apresentação da alternativa final aos envolvidos no projeto. Para tanto, foram geradas imagens fotorealistas utilizando o software *Solidworks Visualize Professional*<sup>®</sup> no qual foram utilizados recursos para animação de explosão, montagem e desmontagem.

Uma vez que o software utilizado para modelagem não possuía as texturas dos biocompósitos, foi realizado um levantamento fotográfico das texturas do BLAc e do BFB para personalização da biblioteca. Após os registros, as fotos foram editadas com o software *Photoshop*<sup>®</sup>, a fim de eliminar as distorções causadas pela lente e perspectiva da foto. As imagens foram então importadas pelo software de renderização e atribuídas às peças (Figura 34).



**Figura 34 - - Interface do software durante adição da textura do BLaC na biblioteca e animação das simulações. Fonte: do autor.**

### 3.2.5 Especificação Técnica

Após a avaliação do conceito e aprovação pelos envolvidos no projeto (i.e. usuários, engenheiros mecânicos, fisioterapeutas, designers e protesistas), deu-se início à fase de Especificação Técnica para planejamento e início da produção. Nesta etapa foram desenvolvidas as seguintes atividades:

- Projeto técnico da prótese: Elaboração das especificações técnicas dos componentes da prótese (e.g. dimensões, insumos necessários e técnicas);
- Projeto técnico dos moldes: Elaboração dos gabaritos para confecção dos moldes térmicos tipo macho e fêmea para moldagem do calcanhar e quilha;
- Planejamento de produção: Elaboração dos projetos executivos dos protótipos com planejamento das etapas de produção;
- Preparação de materiais, ferramentas e maquinários: Aquisição de insumos e configuração de maquinários e ferramentas.

### 3.3 PRODUÇÃO

Com a conclusão da fase de Projeto e revisão do planejamento da produção, foi iniciada a etapa de Produção dos protótipos. O processo foi organizado em duas etapas principais denominadas Processamento Inicial e Produção de Peças como pode ser observado no fluxograma da Produção representado na Figura 35.

PROCESSAMENTO INICIAL	PROCESSAMENTO BAMBU	OBTENÇÃO DE FIBRAS	PRODUÇÃO DOS MOLDES (PÉ)
	- Colheita e Destopo;	- Trituração e Granulometria;	- Corte da Prancha;
	- Corte Longitudinal;	<b>PRODUÇÃO MOLDE (SOQUETE)</b>	- Fresagem com Gabaritos;
	- Remoção de Nós;	- Molde Negativo do Paciente;	- Montagem das Resistências;
	- Esquadrejamento;	- Molde Positivo (gesso);	- Corte do Alumínio;
	- Corte e Seleção de Lâminas;	- Ajustes do Protesista;	- Montagem Final;

PRODUÇÃO DAS PEÇAS	PRODUÇÃO DA QUILHA	PRODUÇÃO CALCANHAR	PRODUÇÃO CILINDRO	PRODUÇÃO SOQUETE
	- Colagem Ripas 1;	- Colagem Ripas 1;	- Colagem Ripas;	- Acabamento Interno 1;
	- Colagem Ripas 2;	- Colagem Ripas 2;	- Desbaste;	- Acabamento Interno 2;
	- Colagem Ripas 3;	- Colagem Ripas 3;	- Torneamento;	- Estrutura 1 + Grapa;
	- Desbaste Lateral;	- Desbaste Lateral;	- Lixamento;	- Estrutura 2;
	- Colagem Lateral;	- Colagem Lateral;	- Acabamento;	- Acabamento externo 1;
	- Desbaste de faces e Colagem das peças;		<b>PRODUÇÃO ADAPTADOR</b>	- Desbaste e Resinagem;
	- Laminação da Sola e Acabamento;		- Usinagem Alumínio;	- Acabamento;

Figura 35 - Fluxograma das etapas da macro fase de Produção. Fonte: do autor.

#### 3.3.1 Processamento do Bambu

O processamento inicial do bambu teve início com a seleção do colmo para colheita no Plantio Experimental da Unesp – Bauru. Para garantir a qualidade e resistência do bambu foram adotadas as técnicas propostas por Pereira e Beraldo (2016) como escolha da espécie *Dendrocalamus asper*, realização da colheita em período de seca, escolha do colmo com idade entre 3 a 4 anos, entre outras.

O procedimento, apresentado na Figura 36, contou com as seguintes etapas:

- Colheita e Destopo dos colmos com Motosserra: Para facilitar o transporte, o colmo, depois de colhido, já foi seccionado no próprio local de acordo com as dimensões exigidas pelo projeto (Figura 36a e 36b);
- Secagem: As peças foram armazenadas em local coberto e ventilado por 3 meses para devida secagem;

- Corte longitudinal: Após a secagem, os colmos foram serrados com serra circular refiladeira dupla com aproximadamente 3 cm de largura (Figura 36c).
- Separação e Remoção dos Nós: Por estarem unidas apenas pelo frágil diafragma interno do bambu, as ripas foram manualmente separadas e as protuberâncias (internas e externas) removidas em Serra Circular (Figura 36d).
- Esquadrejamento das Ripas: Redução de espessura das ripas de 25mm para 2mm em plaina duas faces própria para bambu (Figura 36e e 36f).
- Corte e Seleção de Lâminas: Corte das lâminas nas dimensões finais, remoção das seções com nós e seleção das melhores lâminas.

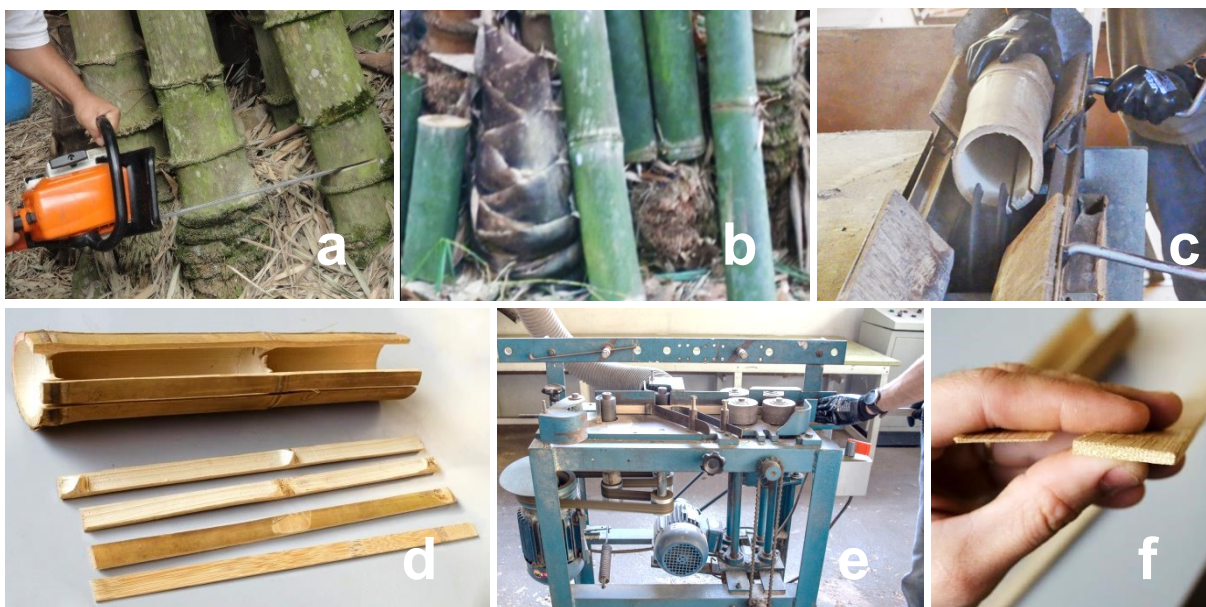


Figura 36 - Etapas do processamento das lâminas de bambu. Fonte: do autor.

Em vista da época seca na qual o bambu foi trabalhado, houve baixa incidência de insetos xilófagos. Dessa maneira, optou-se por não realizar o tratamento dos colmos. O local de armazenamento foi mantido seco, arejado e livre de insetos.

### 3.3.2 Processamento das Fibras de Bambu

Nesta etapa, foram utilizados os resíduos resultantes do Processamento Primário do bambu que foram triturados para obtenção das fibras e do pó necessários para confecção do soquete. Antes de apresentar as etapas do

processamento secundário é válido descrever o sistema de granulometria utilizado e as ferramentas necessárias.



Figura 37 - Processo de obtenção das fibras do bambu com Trituração dos resíduos no moinho de martelos e granulometria das fibras com destaque para a peneira vibratória utilizada. Fonte: do autor.

Para estabelecer um padrão de produção, as partículas de bambu obtidas através do tritramento foram peneiradas e classificadas com o auxílio de uma peneira mecânica Tyler cujo sistema é constituído por quatorze peneiras, dez das quais não precisaram ser utilizadas.

O processo de classificação consistiu na introdução das fibras recém-trituradas na peneira mais grossa (superior) e no acionamento do sistema que trabalhou por 10 minutos. Abaixo da última peneira há um recipiente que recolhe a porção mais fina das fibras ( $< 0,074\text{mm}$ ), este nível é denominado Panela ou Pó.

Estas fibras foram utilizadas para a fabricação do soquete, sendo as fibras de *mesh* 28 e 35 ( $0,589\text{mm}$  e  $417\text{mm}$  respectivamente) utilizadas para a camada interna estrutural e o Pó para as camadas externas de acabamento. Para ambas as misturas, foi utilizada a proporção de resina 2:1 (Poliól + Isocianato) que resultou em compósitos mais flexíveis com baixo índice de expansão.

### 3.3.3 Produção do Molde para Soquete

O procedimento para fabricação do molde do soquete é o mesmo utilizado atualmente nas clínicas de protetização. No entanto, para realização dos ensaios mecânicos foi determinado que o soquete tivesse um formato uniforme para padronizar os corpos de prova e possibilitar uma comparação mais precisa entre outros modelos e estudos.



Visto que a norma ISO 10328:2016 não descreve a forma e as dimensões de um soquete padrão, o formato adotado foi baseado no método proposto por Campbell et al. (2012) que consiste em um soquete de formato cônico uniforme com uma extremidade distal arredondada que garante uma boa aderência na montagem entre a grapa com pirâmide e o soquete (Figura 38).

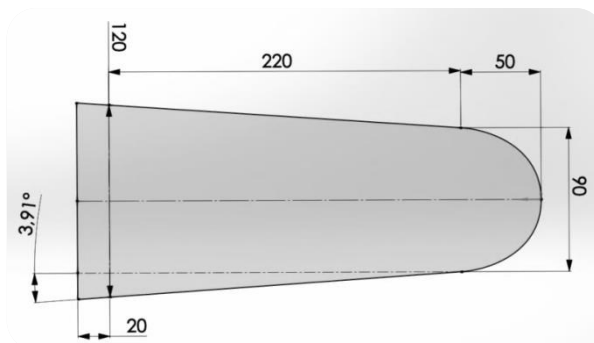


Figura 38 - Dimensões do soquete padrão para ensaios mecânicos. Fonte: Adaptado de Campbel et al. (2012) .

Para confecção do molde foi utilizado um cilindro de eucalipto que foi torneado em torno mecânico até a medida necessária. Ainda no torno, o molde foi lixado com emprego de uma lima e lixas de granulação 220 e 320 mesh para regularização da superfície (Figura 39) e depois envernizado para evitar a absorção da resina durante o processo de laminação.

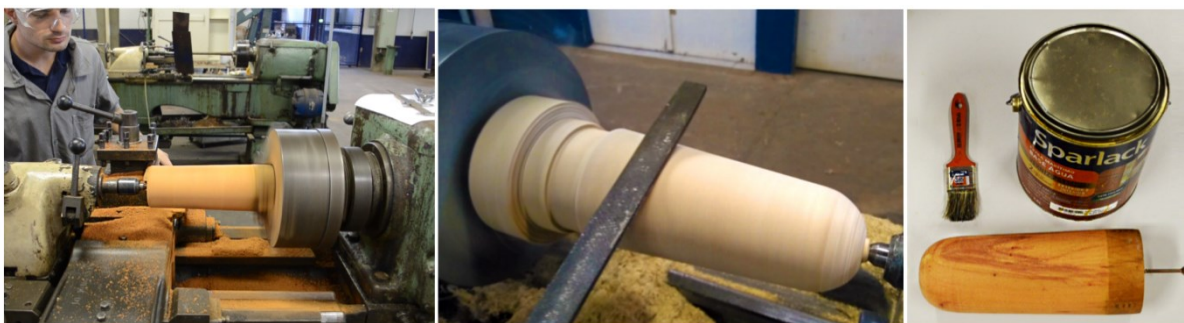


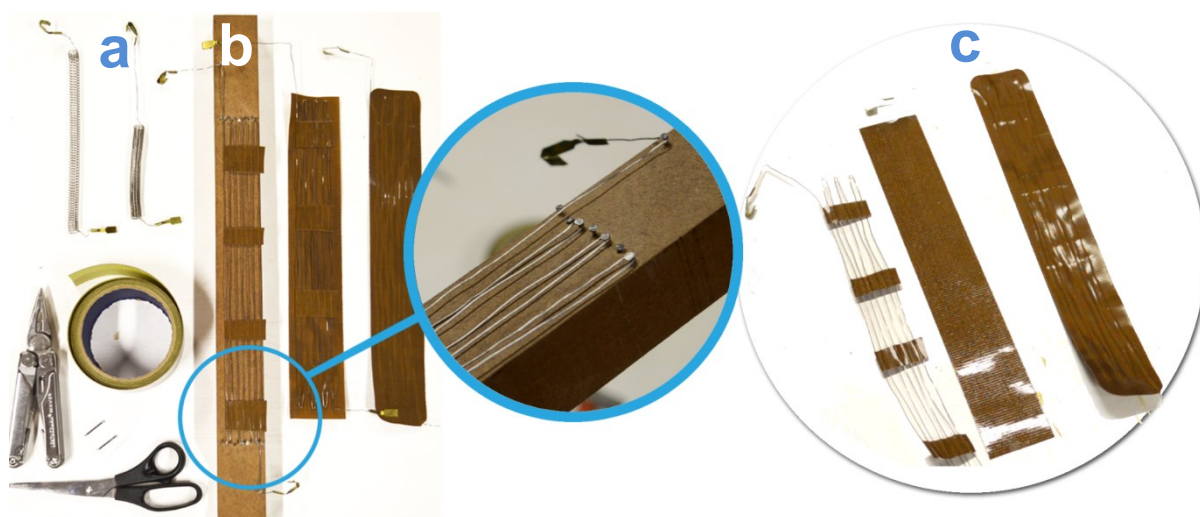
Figura 39 - Processo de produção do molde positivo do soquete. Fonte: do autor.

### 3.3.4 Produção dos Moldes para o Pé Protético

A produção dos moldes térmicos, necessários para produção das peças curvas de BLaC, teve início com a confecção dos sistemas de aquecimento compostos por fitas adesivas de teflon (Figura 40) e fios de resistência elétrica 127 V e  $3,2 \Omega$  (Figura 40a). Os procedimentos apresentados pelas Figuras 40 a 46 foram baseados no método proposto por Ramos (2014). A confecção dos sistemas de aquecimento contou com as seguintes etapas:

- Extensão das Resistências Elétricas: Em virtude do formato original em espiral que as resistências possuem (Figura 40a), foi necessário desenrolá-las para, em seguida, moldá-las no formato necessário. Os terminais elétricos foram mantidos para facilitar a conexão entre os sistemas;
- Moldagem: Para a moldagem das resistências no tamanho e largura adequados, foi confeccionado um gabarito utilizando MDF e pregos que foram dispostos conforme apresentado na Figura 40b;
- Revestimento: Para fixação do formato e revestimento do sistema foi utilizada fita adesiva teflon (Figura 40c);

Devido às suas propriedades, a fita auxilia na dissipação do aquecimento e no isolamento elétrico do sistema em relação à chapa de alumínio, portanto, foram confeccionadas quatro tiras de 50 centímetros de comprimento cada, sendo uma fita para cada metade dos moldes. A disposição sinuosa das resistências e sua combinação da chapa de alumínio propiciam uma distribuição mais rápida e uniforme do calor pela superfície do molde, reduzindo o tempo de espera do aquecimento do molde e melhorando a transmissão do calor para as peças de BLaC.



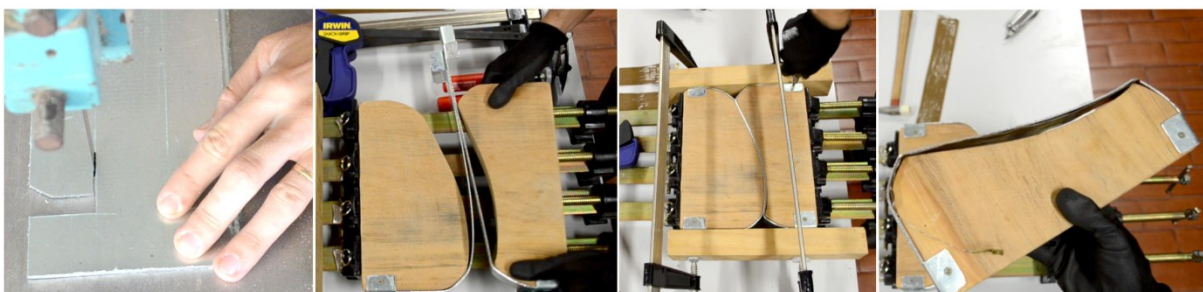
**Figura 40 - Materiais e ferramentas utilizadas para a confecção do sistema de aquecimento dos moldes para o BLaC. Fonte: do autor**

Para a confecção dos dois pares de moldes macho e fêmea (um par para conformação da quilha e outro para o calcanhar), foram cortadas duas pranchas de Peroba de 5 x 50 x 50 centímetros (espessura x largura x comprimento). Com auxílio de uma tupa manual, as pranchas foram cortadas conforme o gabarito confeccionado com as medidas do protótipo virtual (Figura 41).



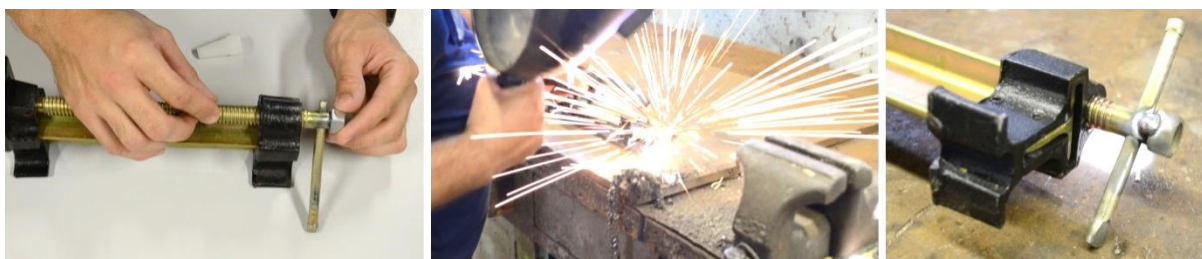
**Figura 41 - Produção dos moldes Macho e Fêmea com fixação dos gabaritos e corte com tupa. Fonte: do autor.**

Após a efetivação dos cortes, as chapas de alumínio foram dimensionadas sobre as curvaturas e cortadas no formato de um I, para permitir a fixação das extremidades ao molde com parafusos (Figura 42). Para a fixação correta, as primeiras extremidades de cada chapa foram parafusadas e depois o molde foi prensado para conformação à curvatura para fixação da outra extremidade.



**Figura 42 - Processo de instalação das chapas de alumínio aos moldes. Fonte: do autor.**

Para permitir o controle do torque na prensagem dos moldes, os sargentos Barra T foram adaptados com uma porca soldada à rosca de prensagem (Figura 43). Assim, foi possível efetuar o aperto com emprego de um torquímetro e um soquete tipo estriado de 19 milímetros com encaixe de ½ polegada.



**Figura 43 - Processo de adaptação dos quatro Sargentos Barra T. Fonte: do autor.**

Para finalizar a produção dos moldes, foi produzido um dispositivo para controle da temperatura do sistema de aquecimento (Figura 44). Popularmente conhecido como *dimmer*, o sistema permite o controle da corrente elétrica evitando o superaquecimento das resistências e possível rompimento.

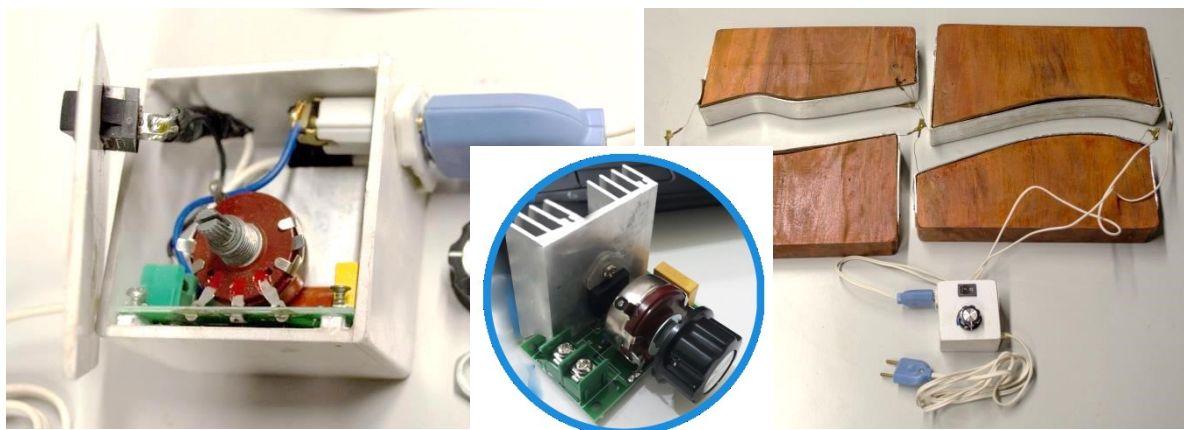


Figura 44 - Confecção do dispositivo de controle de temperatura do sistema de aquecimento com destaque para a configuração do circuito. Fonte: do autor.

### 3.3.5 Produção do Pé Protético (Quilha e Calcanhar)

Com os moldes finalizados e as ripas devidamente processadas e selecionadas, deu-se início ao processo de produção do pé protético, constituído por quilha e calcanhar. A fim de minimizar o tempo e o gasto energético, os dois moldes foram instalados nos mesmos sargentos para prensagem simultânea (Figura 45).

Antes de iniciar o processo, as ferramentas (*i.e.* torquímetro, termômetro, *dimmer*, seringas e sargentos), foram preparadas e o sistema de aquecimento acionado.

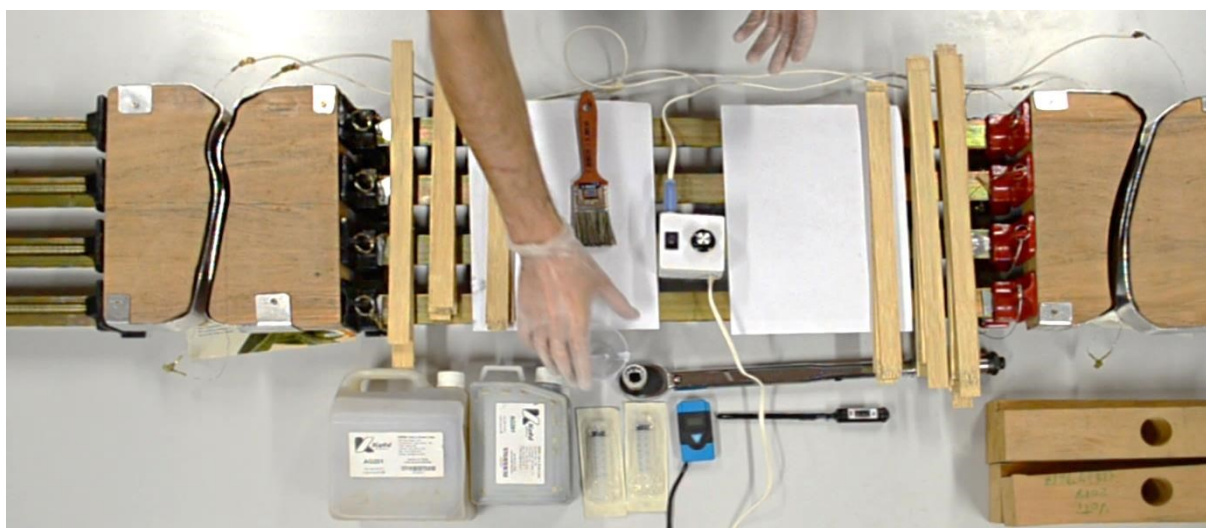
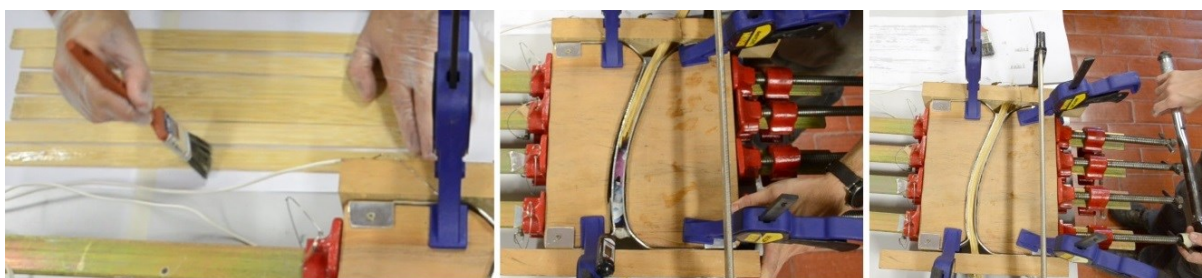


Figura 45 - Instalação dos moldes e preparação para prensagem da Quilha e Calcanhar. Fonte: do autor.

Durante o processo de aquecimento do molde que levou, em média, 20 minutos para atingir a temperatura ideal de 70 °C, a resina para colagem das ripas foi preparada manualmente na proporção 2:1 (poliól:isocianato) com auxílio de um copo plástico e duas seringas de 20ml para dosagem. Após a mistura dos componentes, a resina foi aplicada nas faces das ripas com pincél (Figura 46) e aguardou-se a pré-cura da resina por aproximadamente 10 minutos para então unir as ripas e introduzi-las no molde. Este procedimento é o procedimento padrão para colagem das ripas utilizado neste estudo.



**Figura 46 -** Aplicação da resina nas ripas seguida da introdução do conjunto no molde e prensagem com torquímetro. Fonte: do autor.

Após a prensagem com auxílio do torquímetro regulado para torque de 30 Nm, aguardou-se o período de 30 minutos para desativar o sistema de aquecimento. As peças continuaram prensadas no molde por mais duas horas e o processo (demonstrado na Figura 46) foi reproduzido outras duas vezes para a produção de seis peças (três para a quilha e três para o calcanhar).

Ao término da prensagem, as peças foram encaminhadas para a serra de fita na qual as extremidades foram cortadas (Figura 47). Em seguida as peças foram beneficiadas em lixadeira circular para esquadrejamento e uniformização das faces laterais de maneira que a prensagem lateral ocorresse sem folgas.



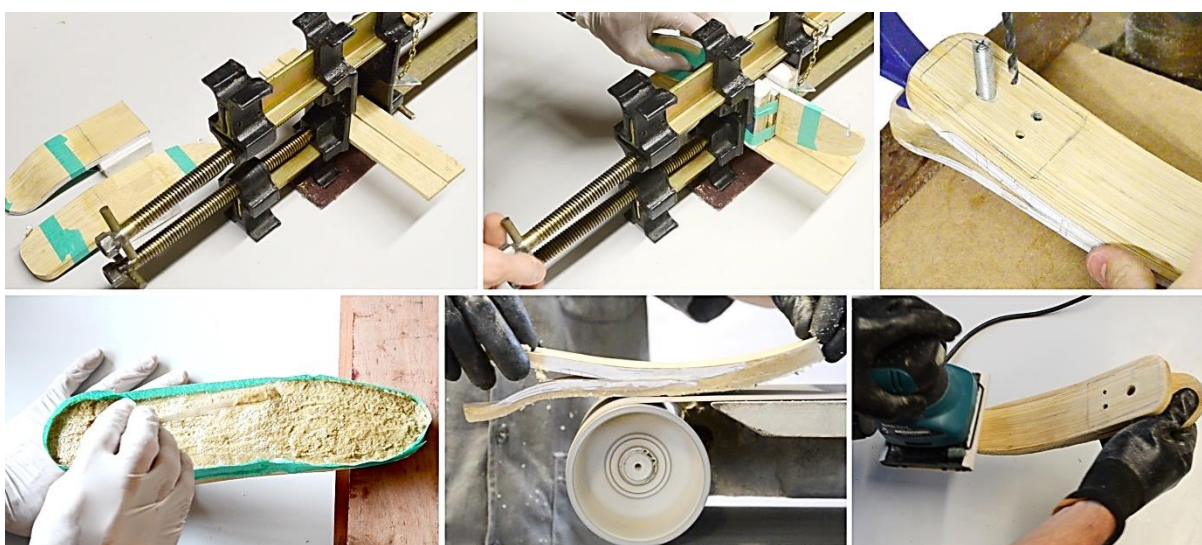
**Figura 47 –** Corte e lixamento lateral, superior e inferior das peças de BLaC produzidas para confecção do pé protético. Fonte: do autor.

A prensagem lateral das peças seguiu o mesmo processo descrito na Figura 46 no entanto sem a necessidade dos moldes. Após o período de 2 horas, as faces superior e inferior da quilha e do calcanhar foram lixadas em lixadeira de fita e tupa

estacionária para regularização da superfície e beneficiamento seguindo os gabaritos elaborados à partir do protótipo virtual com as dimensões do projeto (Figura 47).

Após o beneficiamento das peças, procedeu-se para a colagem das duas partes (quilha e calcanhar) com emprego de dois sargentos espelhados conforme demonstrado na Figura 48. Para a colagem das partes foi utilizado o mesmo método descrito na Figura 46, no entanto, por tratar-se de uma superfície curva, foi necessário a confecção de um calço em MDF com uma face convexa que adaptasse a face superior curva da quilha ao anteparo regular do sargento, permitindo a distribuição uniforme da pressão. A peça em MDF foi temporariamente fixada à quilha com uma fita adesiva com o objetivo de facilitar a acomodação das peças no sargento e, após a aplicação e pré-cura da resina, as peças foram prensadas (Figura 48).

Duas horas depois, o pé protético foi liberado do sargento e encaminhado para furação (Figura 48). Foram realizados os furos para instalação do Adaptador Angular (parte superior) e dos parafusos de fixação extra da Quilha e do Calcanhar (parte inferior). Em seguida a sola do pé protético, constituída por fibra de bambu e resina de mamona, foi laminada manualmente na parte inferior do pé (Figura 48). Após a cura de aproximadamente 4 horas, o pé protético foi encaminhado para desbaste com lixadeira de fita seguido do acabamento com lixadeira orbital e aplicação da resina na proporção 2:1 (poliól:isocianato).



**Figura 48 – Processos de colagem da Quilha ao Calcanhar, furação e laminação da sola de BFB com posterior desbaste e acabamento do pé protético. Fonte: do autor.**

### 3.3.6 Produção do Cilindro

A produção do cilindro também seguiu o procedimento padrão de colagem das ripas descrito na Figura 46, no entanto sem a utilização de moldes por se tratar de uma colagem linear (Figura 49). As ripas de aproximadamente 4 cm de largura por 30 cm de comprimento foram coladas e prensadas. Após a cura do adesivo, a peça foi liberada e encaminhada para desbaste das arestas e torneamento em torno mecânico para a obtenção de um cilindro de 30 milímetros, onde também já foi lixado e impermeabilizado com a resina.



Figura 49 - Procedimento de prensagem, torneamento e acabamento do cilindro de BLaC da prótese.  
Fonte: do autor.

### 3.3.7 Produção do Soquete

Apesar do soquete utilizado para as avaliações mecânicas possuir dimensões diferentes (vide Figura 38 – Pág 67) o processo de confecção do soquete seguiu as mesmas etapas que o procedimento descrito na Figura 50. Com a única diferença que o molde positivo apresentado neste procedimento é de silicone (procedimento padrão para a metodologia desenvolvida) e o molde positivo do soquete para ensaio foi confeccionado em madeira (Vide Figura 39 – Pág 67).

Primeiramente o molde positivo em silicone é confeccionado a partir do molde negativo em gesso do paciente (recebido da oficina de protetização). Após a cura do silicone, que leva em média 24 horas, o molde de gesso é cortado e o molde retirado.

A partir deste ponto, o procedimento de laminação tanto deste soquete personalizado quanto do soquete desenvolvido para o ensaio, seguiu exatamente as mesmas etapas, com fixação do molde na morsa e revestimento com vaselina sólida para auxiliar na posterior desmoldagem do soquete.

Após o período de 12 horas de secagem da vaselina, iniciou-se o processo de laminação do BFB com a primeira camada de Acabamento Interno, constituída por

pó de bambu e a resina na proporção 2:1 (poliól:isocianato). Após a cura de aproximadamente 12 horas, iniciou-se a laminação da camada estrutural, constituída por fibras de bambu *mesh* 28 e 35 e resina na proporção 1:1 (poliól:isocianato). O componente modular com pirâmide (grapa) foi instalado e alinhado na extremidade do molde e, após 12 horas de cura, a camada de acabamento externo foi laminada, curada e lixada.

A última etapa da produção do soquete foi a de acabamento, com separação do soquete do molde positivo (Figura 50), desbaste, lixamento e aplicação da resina (2:1) com pincel.



Figura 50 - Preparação do molde positivo e laminação das camadas de acabamento interno, estrutura e acabamento externo. Fonte: do autor.

### 3.3.8 Produção do Adaptador

Para possibilitar a conexão perpendicular entre o cilindro e o pé protético, foi necessário o desenvolvimento de um adaptador (Figura 51), cujo material escolhido foi o alumínio em virtude do baixo peso, baixo custo e facilidade de processamento.



Figura 51 - Usinagem do Adaptador Angular em Alumínio e pesagem do componente. Fonte: do autor.



O adaptador angular funciona como uma interface entre o cilindro e o pé protético, corrigindo a angulação e exercendo o papel de fixação do sistema do tornozelo, constituído pelo Módulo Tubular com Braçadeira, Módulo com Pirâmide para Pé, Adaptador Angular e parafusos de fixação (Figura 51). O adaptador foi usinado em um centro de usinagem Roland MDX-540 a partir de um tarugo de alumínio Liga 5052 utilizando o modelo virtual como parâmetro de usinagem.

### 3.4 AVALIAÇÃO MECÂNICA

Após a fabricação do protótipo, iniciou-se a etapa de Avaliação Mecânica para teste do conceito. Em virtude do caráter preliminar dos ensaios, determinou-se que o nível de carga a ser adotado seria o da categoria P3 que é baseado em dados de locomoção de amputados cuja massa corporal é inferior a 60 kg.

Na primeira etapa foram desenvolvidos os dispositivos para fixação da prótese à máquina de acordo com as recomendações da norma ISO 10328:2016. As peças foram usinadas em aço 1020 e o preenchimento do soquete em eucalipto (Figura 52) com adaptações para instalação nas máquinas de teste estático e cíclico.



Figura 52 - Dispositivos fabricados conforme norma 10328:2016 para instalação da prótese nas máquinas. Fonte: do autor.

Dada a complexidade da norma e a inviabilidade de realização de todos os ensaios recomendados pela norma, determinou-se que apenas quatro ensaios seriam suficientes para uma avaliação preliminar da prótese. Para tanto, foram selecionados um ensaio cíclico de fadiga com a prótese inteira e outros três ensaios estáticos realizados com o pé protético separado. Optou-se por realizar os ensaios separados com o pé protético em virtude da constatação, durante a AEF, que se trata do componente com maior concentração de carga durante a execução dos ensaios. Os parâmetros utilizados para execução dos ensaios estão apresentados na Tabela 5.

Tabela 5 - Parâmetros para realização dos ensaios Estáticos e Cíclico. Fonte: do autor.

<b>ENSAIOS PROTEBAM ISO 10328:2016 – Categoria P3</b>			
<b>Ensaio</b>	<b>Maquinário</b>	<b>Corpo de Prova</b>	<b>Carga (N)</b>
Cíclico – Fadiga: Condição II	CENIC 102 – Ensaio de Fadiga	Prótese Inteira	847
Estático - Proof Test Force: Condição I	Shimadzu AG- IS//IC/EZGraph 100 kN	Pé Protético	1.610
Estático - Proof Test Force: Condição II	Shimadzu AG- IS//IC/EZGraph 100 kN	Pé Protético	1.395
Ultimate Static Test Force	Shimadzu AG- IS//IC/EZGraph 100 kN	Pé Protético	3.220

A *Test Loading Condition* I recomendada pela norma corresponde à condição de ensaio relacionada ao contato Inicial do pé no solo, ou seja, período de apoio da marcha no qual ocorre o carregamento máximo do calcanhar (vide Figura 12). Enquanto que a *Test Loading Condition* II está relacionada ao instante de carregamento máximo que ocorre no apoio final do período de apoio da marcha. Desse modo, ao se ensaiar o pé protético isoladamente, determinou-se a execução dos ensaios estáticos nessas duas condições, a fim de avaliar a eficiência tanto do calcanhar quanto da quilha.

A configuração dos corpos de prova, instalação nas máquinas e cargas utilizadas foram baseadas nas orientações da norma ISO 10328:2016 e são apresentadas na Figura 53.

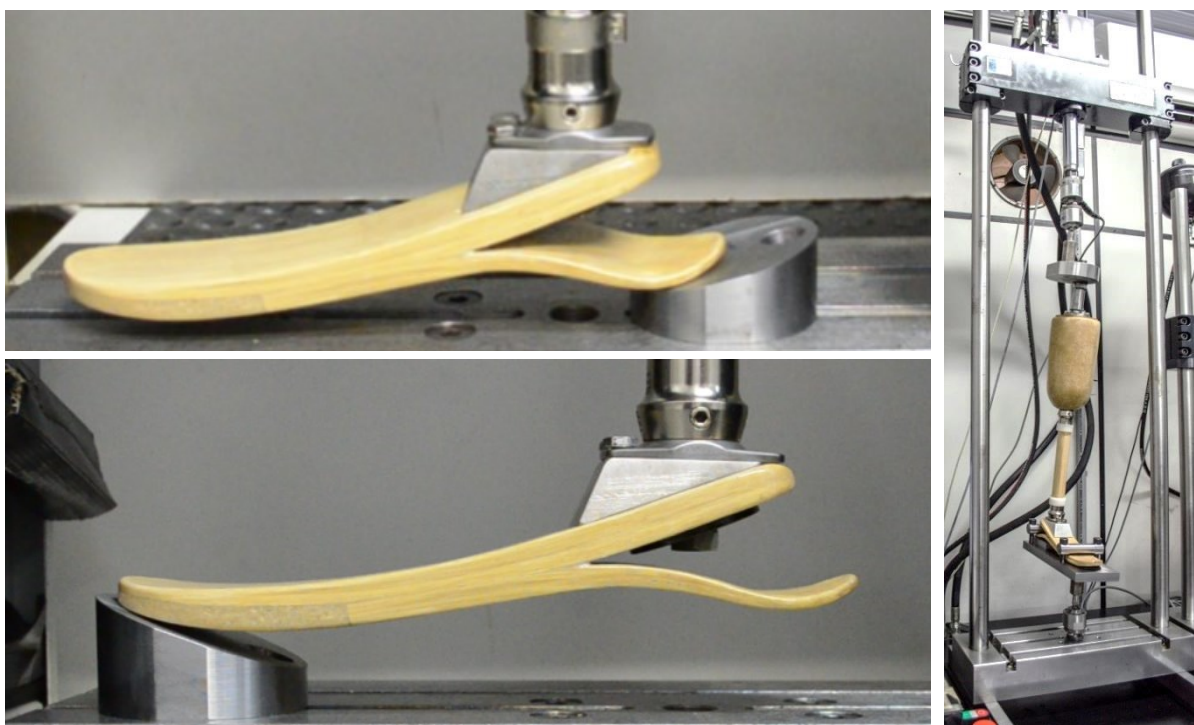


Figura 53 - Configuração dos ensaios estáticos e do ensaio cíclico. Fonte: do autor.

Os testes foram gravados com uma Nikon D5100 para posterior análise do comportamento dos corpos de prova e verificação da deformação permanente através da sobreposição da imagem inicial (pré-carga) e a final (pós-carga) e medição da deformação.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados deste trabalho foram divididos em três subtópicos para favorecer a leitura e organização dos dados. Os subtópicos consistem na apresentação dos registros coletados durante as etapas de Projeto, Produção e Avaliação com as respectivas análises. Os resultados incluem os materiais gráficos e informações da etapa de Projeto, registros fotográficos dos protótipos resultantes do Processo de Produção e também os registros fotográficos dos ensaios mecânicos.

### 4.1 RESULTADOS: PROJETO

Os resultados da etapa de projeto se resumem aos processos realizados em ambiente virtual, i.e., Análises de Elementos Finitos, Renderizações, Simulações e Projetos Técnicos. A importação do modelo virtual, apesar de apresentar um formato relativamente complexo, ocorreu sem grandes dificuldades, sendo necessária apenas a supressão dos parafusos pequenos, para evitar cálculos desnecessários. A Tabela 6 apresenta os dados obtidos em relação ao modelo importado, com destaque para os valores máximos e mínimos encontrados e respectivos componentes. Cabe ressaltar que os dispositivos modelados para simular os gabaritos do ensaio mecânico não foram considerados no cálculo da massa total da prótese.

Tabela 6 - Propriedades do modelo virtual importado para o software de AEF. Fonte: do autor.

Propriedades	Corpos	Nós	Elementos	Volume	Massa
<b>Valor Total</b>	16	154.933	90.200	4 407 cm <sup>3</sup>	1.215 g
<b>Valor Máximo</b>		22.050 (soquete)	12.571 (soquete)	621 cm <sup>3</sup> (soquete)	443 g (soquete)
<b>Valor Mínimo</b>		420 (gabarito inf)	226 (gabarito inf)	4,4 cm <sup>3</sup> (parafuso)	5 g (parafuso)

A Figura 54 apresenta os resultados do ensaio Estático Estrutural com visualização dos valores referentes à tensão de von-Misses e áreas com concentração de estresse. Para melhor visualização das estruturas internas, o modelo foi seccionado ao meio e foi selecionada a visualização em escala logarítmica.

As áreas constatadas como críticas (em vermelho) são as áreas de contato entre os parafusos e o adaptador angular, onde foram encontrados os maiores valores de 853,5 MPa e também alguns pontos na região do soquete com valores de

760 MPa. A deformação elástica do protótipo ocorreu predominantemente no eixo Z (Figura 54) com deslocamento total de 39,5mm.

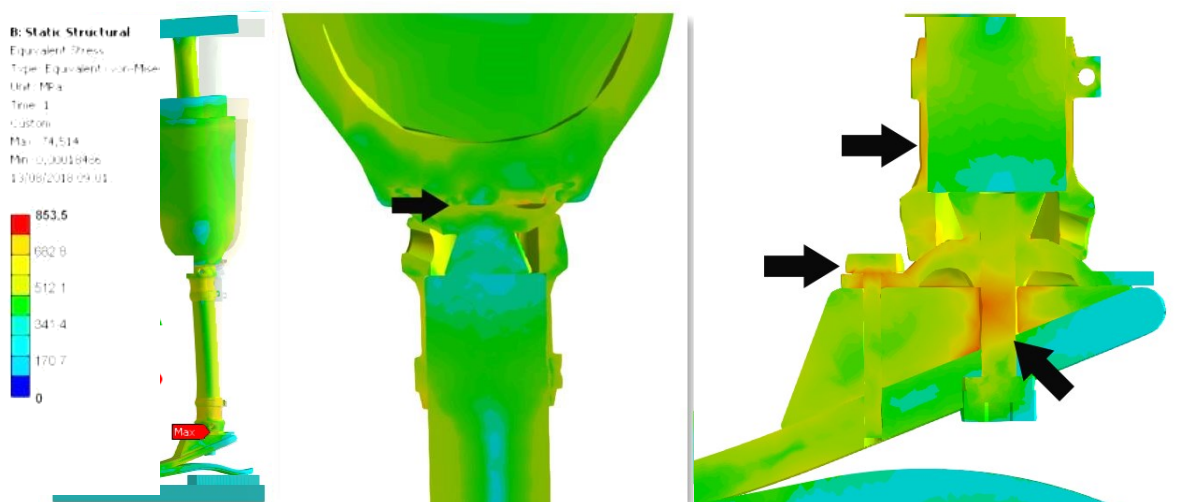


Figura 54 - Visualização em escala logarítmica da Tensão de Von Mises do ensaio com destaque para as regiões com maior concentração de estresse. Fonte: do autor.

Pressupõe-se que a concentração das forças ocorreu nos componentes metálicos devido às suas relações de contato e rigidez do material enquanto que a flexibilidade e resiliência do BLaC permitiram uma melhor distribuição da carga, apesar da pouca deformação elástica, possivelmente ocasionada pela fixação da sola ao gabarito inferior.

Os valores referentes às tensões e deformações, juntamente com seus respectivos componentes, estão apresentados na Tabela 7. O valor mínimo tanto para a tensão de von-Mises quanto para o deslocamento foi localizado na ponta da sola do pé protético, possivelmente devido a proximidade e relação de fixação com o Gabarito Inferior.

Tabela 7 - Valores obtidos no ensaio Estático Estrutural (Tensão de von-Mises) e deslocamento da prótese nos eixos da montagem. Fonte: do autor.

Propriedades	von-Mises (MPa)	Deslocamento (Eixo X)	Deslocamento (Eixo Y)	Deslocamento (Eixo Z)	Deslocamento (Total)
<b>Valor Máximo</b>	853,5	4,23 mm	6,63 mm	39,25 mm	39,5 mm
	(Parafuso M9)	(gabarito sup)	(gabarito sup)	(gabarito sup)	(gabarito sup)
<b>Valor Mínimo</b>	0	-2,71 mm	-9,02 mm	-1,20 mm	0 mm
	(sola)	(quilha)	(gabarito sup)	(quilha)	(sola)

Diferente do estresse, que se concentrou nos componentes metálicos, a tensão elástica foi predominantemente observada nos componentes de BLaC conforme pode ser observado na Figura 55, sendo a maior concentração encontrada na região de contato entre o adaptador angular e a quilha do pé protético.

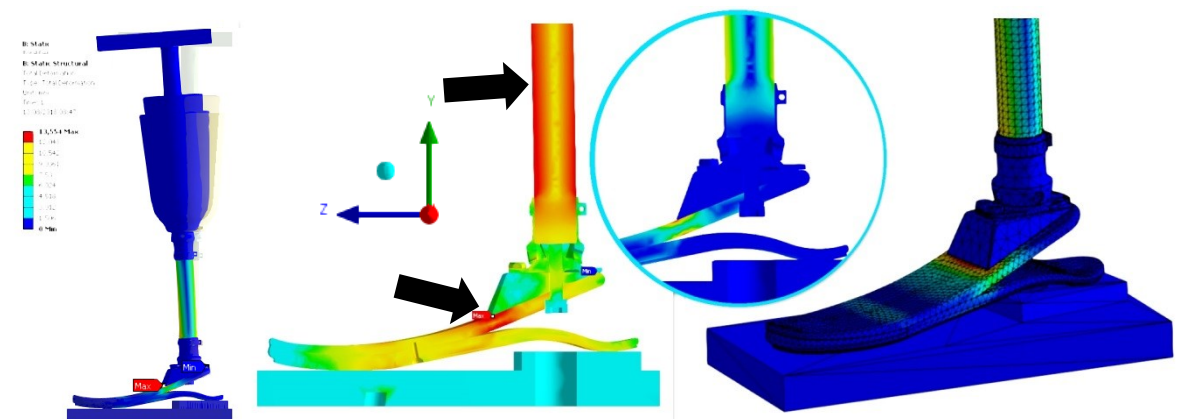


Figura 55 – Da esquerda para a direita: Visualização do deslocamento, Visualização em Escala Logarítmica da Tensão Elástica, Detalhe em corte e vista em perspectiva das áreas de concentração. Fonte: do autor.

Foram observadas também concentrações da tensão nas partes anteriores e posteriores do cilindro ao longo do plano ZY. No soquete e demais componentes, não foram constatadas concentrações. Acredita-se que, se houvesse a possibilidade de estabelecer uma relação de atrito ou outra diferente de Fixa (*Bonded*) entre a sola e o gabarito inferior, o calcanhar teria ainda distribuído melhor as cargas. No entanto, o software não permite que o modelo esteja livre do componente de fixação.

O comportamento do protótipo virtual atendeu as expectativas iniciais demonstrando uma boa distribuição de carga pelos componentes além de um deslocamento dentro do padrão, indicando que o material apresenta boa flexibilidade e resistência mecânica. Através da realização da AEF e análise dos dados obtidos, foi possível estipular melhorias, como, por exemplo, adição de uma arruela entre o parafuso M9 e a quilha do pé protético para melhorar a distribuição da carga neste ponto considerado crítico. Nas análises, foi possível identificar que o pé protético, especificamente a região do sistema tornozelo, é a região que exige maior atenção em virtude dos registros de maiores concentrações de carga.

Após a realização dos ensaios e reformulação do protótipo, prosseguiu-se para a renderização e animação do protótipo virtual (Figura 56). As texturas desenvolvidas apresentaram resultado estético satisfatório, com alto nível de fidelidade, permitindo análises preliminares precisas como a de diferencial semântico antes mesmo da produção do protótipo. As animações de explosão, montagem e desmontagem também retornaram resultados satisfatórios, visto que auxiliaram na compreensão dos sistemas mecânicos de regulação da prótese e organização dos componentes.



Figura 56 - Renderizações do protótipo virtual e detalhes das animações de explosão. Fonte: do autor.

Além dos registros apresentados, os projetos técnicos e planejamentos de produção gerados a partir do protótipo virtual foram reunidos em um caderno técnico que foi impresso e utilizado durante o processo de produção para orientação das etapas e processos. Durante a execução das etapas foram sendo anotadas observações e melhorias para reformulação do material e otimização dos processos. Além das anotações, todos os processos foram registrados em formato de fotografias e vídeos em alta resolução para posterior criação de um material instrutivo que auxilie outras pessoas a produzir a prótese além de instruções de montagem, desmontagem e regulagem do produto (Figura 57).

A marca Protebam é um acrônimo das palavras prótese e bambu. O slogan “Acessível, em todos os sentidos” foi criado para transmitir as duas características principais do produto: acessível no que se refere à sua classificação como um produto de acessibilidade e também no sentido econômico por ser de baixo custo.



Figura 57 - Caderno de pranchas técnicas e instruções de produção. Fonte: do Autor.

## 4.2 RESULTADOS: PRODUÇÃO

Durante o desenvolvimento das etapas de produção, constatou-se que a extensa atividade de projeto e planejamento contribuiu para o desenvolvimento eficaz de cada procedimento. Uma vez determinadas as diretrizes técnicas de projeto, como dimensões de peças, tipos de ferramentas e configurações de máquinas, restaram apenas realizar a aquisição, configuração e utilização dos equipamentos, reduzindo a incidência de falhas e, conseqüentemente, o tempo e custo destas atividades. Além disso, a organização de cada etapa propiciou mais agilidade na produção das peças e maior precisão nos processos, contribuindo também para a melhor compreensão dos procedimentos de fabricação e montagem dos componentes.

A prototipagem virtual das alternativas também teve grande contribuição durante a criação da metodologia de produção da prótese, auxiliando na prevenção de falhas e incompatibilidades entre peças e ferramentas. Mesmo assim foram necessárias diversas reformulações durante a sua execução até obtenção do resultado final apresentado na Figura 58: um protótipo funcional para apresentação da proposta, realização de análises estéticas (diferencial semântico) e realização de ensaios mecânicos. Apesar do resultado satisfatório, a coloração do BFB, tanto do soquete quanto da sola, apresentou-se mais clara que o esperado (Vide Figura 56) após realização de testes prévios. No entanto, após uma análise dos participantes do projeto, verificou-se que a coloração mais clara harmoniza melhor com o restante das cores da prótese.

A utilização da resina PU de mamona no acabamento do protótipo também apresentou resultados positivos, pois além de contribuir com a estética do produto, também proporciona proteção contra abrasão e umidade, visto que, segundo o fabricante, os aglomerantes foram testados sob as normas NBR-9779/95 e NBR-10787/94 e os resultados comprovaram a capacidade de impermeabilização das resinas. Ainda segundo o fabricante, nos ensaios realizados de desgaste por abrasão, verificou-se uma resistência entre os níveis bom e excelente.





Figura 58 - Imagens do protótipo completo produzido utilizando a metodologia proposta. Fonte: do autor.

Além dos benefícios já apresentados o emprego das metodologias do *Design for X*, também propiciou o desenvolvimento de uma prótese de fácil personalização. A modularidade e o emprego de componentes padrões permitem que o próprio usuário, utilizando duas ferramentas simples (Figura 59), monte, desmonte, regule, substitua peças e personalize a sua própria prótese.

Basicamente, o produto final é constituído por três partes principais, i.e., Soquete, Cilindro e Pé Protético, além dos componentes modulares que realizam a conexão entre as partes, totalizando 1,2 kg e aproximadamente 55 cm.

Caso haja necessidade de descarte, os componentes modulares podem ser facilmente separados das partes principais e reutilizados, enquanto que a parte desgastada ou danificada pode ser descartada em lixo orgânico comum visto que se trata de um biocompósito atóxico de baixo impacto ambiental.



Figura 59 - Pé protético desmontado, partes principais da prótese com ferramentas necessárias para manipulação da prótese (chave allen e chave com soquete) e pé protético montado.

Além da constatação do bambu como um material de comportamento e propriedades mecânicas apropriadas para aplicação no desenvolvimento de próteses, o acabamento estético providenciado pelas suas fibras (Figura 60) constitui um fator de diferenciação no mercado, compatível com a tendência da sociedade pelo consumo de produtos orgânicos e materiais de fontes renováveis.

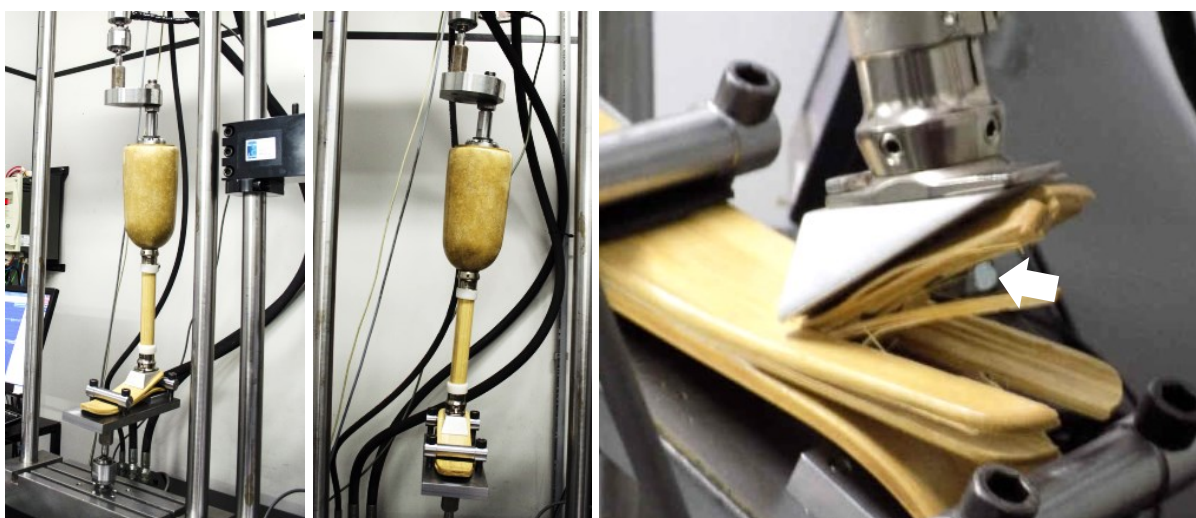


**Figura 60 - Detalhes das texturas apresentadas pelo BFB e BLaC. Fonte: do autor.**

O BFB também se mostrou um material de excelente acabamento, além de apresentar excelente adesão ao BLaC. Apesar dos resultados ainda não conclusivos, as análises preliminares realizadas com a sola de BFB permitiram constatar que a rigidez semelhante à da borracha propicia uma leve absorção do impacto durante a marcha. Esta absorção em nível moderado contribui para uma marcha mais confortável e também para proteção da prótese sem prejudicar o sistema de armazenamento e retorno de energia do calcanhar.

### 4.3 RESULTADOS: AVALIAÇÃO

Após a produção dos três protótipos iniciou-se a etapa de avaliação com o primeiro ensaio Cíclico de Fadiga na Condição II. Este primeiro ensaio foi selecionado com o intuito de confirmar os resultados prévios da AEF que indicaram que o sistema do tornozelo da prótese se tratava da região mais crítica da prótese. Este dado se repetiu nos ensaios mecânicos em laboratório com a ruptura do pé protético com apenas 27.353 ciclos, relativos à aproximadamente 10 dias de uso, que foram aplicados com força máxima de 847 N e mínima de 50N, na frequência de 1 Hz.



**Figura 61 - Representação da configuração do ensaio, Configuração real do corpo de prova e Registro da ruptura do pé protético com destaque para a porca. Fonte: do autor.**

Acredita-se que a ruptura prematura do compósito tenha ocorrido pela má distribuição de tensão do parafuso que realiza a fixação (em destaque Figura 61), cujas dimensões foram alteradas, após o ensaio, para melhorar a distribuição.

A ruptura ocorreu na direção das fibras, como esperado, no entanto, foi observado que a mesma ocorreu fora da linha de cola do BLaC (Figura 62), indicando uma excelente interação entre a resina e o bambu, o que valida a metodologia de colagem das ripas. Não foram constatados danos nem deformação no restante dos componentes da prótese, o que viabiliza a reutilização destes.



**Figura 62 - Detalhes do corpo de prova após ruptura do ensaio cíclico. Fonte: do autor.**

A partir da análise do comportamento do protótipo no primeiro ensaio e nas análises de elementos finitos, determinou-se que o pé protético fosse o corpo de prova principal para realização dos ensaios com os componentes separados, visto que se mostrou o componente com maior concentração de tensões. Assim, após a instalação de uma arruela de maior diâmetro no parafuso M9 para melhor distribuição da carga, procedeu-se para o ensaio Estático - *Proof Test Force*: Condição I, cujo protótipo se comportou de maneira satisfatória, suportando a carga determinada pela norma de 1.610 N sem ruptura ou deformação plástica. Conforme pode ser observado na Figura 63, o calcanhar apresentou um comportamento elástico excelente, comprovando a flexibilidade do calcanhar.

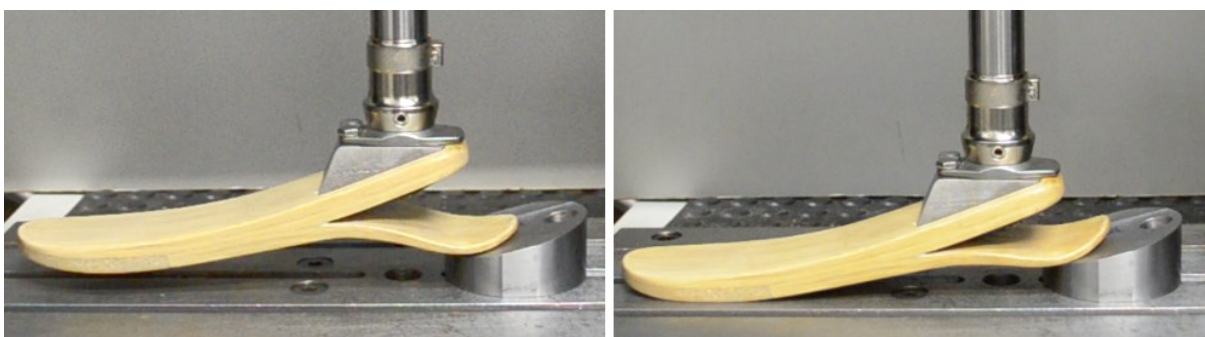


Figura 63 - Imagens do pé protético antes e depois da aplicação da carga de 1.610 N. Fonte: do autor.

A Figura 64 apresenta o resultado do ensaio Estático - *Proof Test Force*: Condição I na qual é possível observar que, no momento em que a quilha toca a superfície (por volta de 800 N e 10 mm), tem-se um aumento na resistência à carga. Este comportamento indica que, para a categoria atual da prótese (P3), a flexibilidade do pé protético ainda é relativamente baixa, o que sugere a redução na espessura das peças.

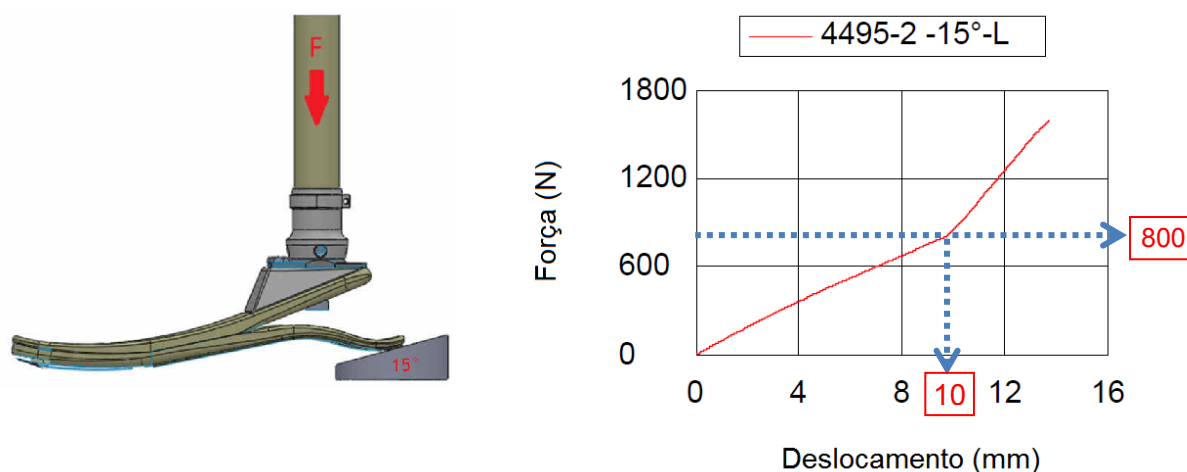


Figura 64 - Representação da configuração do ensaio e gráfico de Força x Deslocamento. Fonte: do autor.

No teste Estático - *Proof Test Force*: Condição II houve cisalhamento do parafuso M9 e o parafuso de fixação se soltou quando a carga atingiu 460N (Figura 65) com deslocamento de aproximadamente 15 mm (curva 1 da Figura 67). Como não foram observadas deformações ou rupturas no restante do protótipo o teste foi reconduzido com a substituição do parafuso de aço baixo carbono por outro de aço liga temperado e revenido para aumentar a resistência.

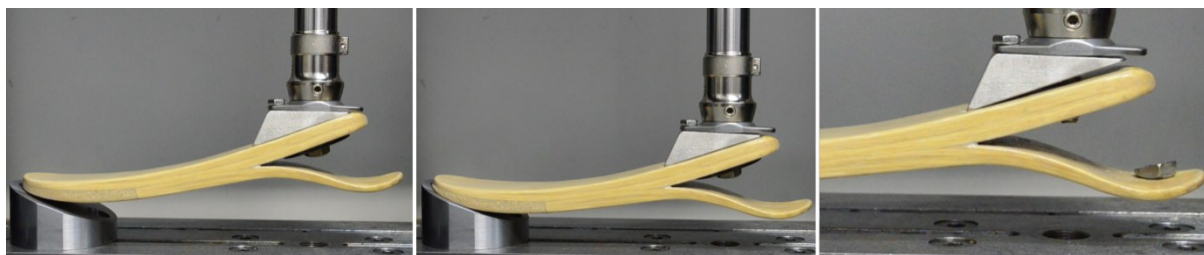


Figura 65 - Ensaio estático *Proof Test Force*: Condição II com cisalhamento do parafuso. Fonte: do autor.

Após a alteração, o ensaio foi repetido e o protótipo resistiu à carga máxima de 1.395N sem irregularidades, optou-se, portanto, em continuar a aplicação de carga até sua ruptura, que ocorreu na faixa dos 1.752N e aproximadamente 36mm, com a ruptura do calcanhar (Figura 66), novamente fora da linha de cola do BLaC.

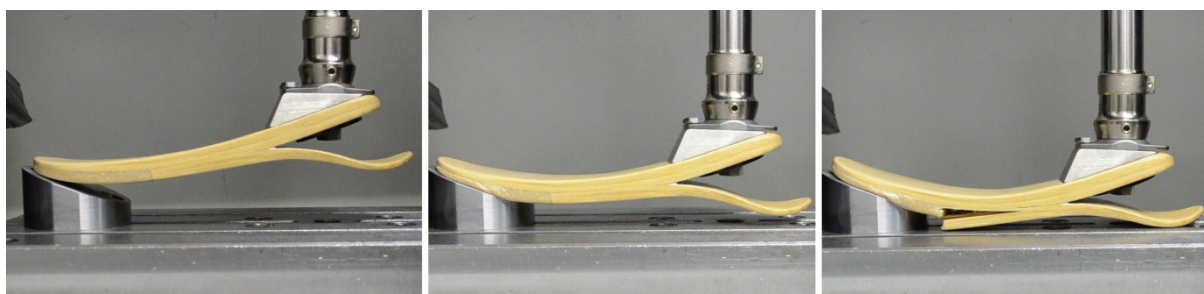


Figura 66 - Segunda etapa do ensaio estático *Proof Test Force*, com ruptura do calcanhar. Fonte: do autor

No gráfico da Imagem 67, observa-se uma oscilação por volta dos 24 mm ocasionada pelo deslizamento da sola pelo gabarito e também um evidente aumento da resistência por volta dos 30 mm de deslocamento que ocorreu com o contato do calcanhar na base do equipamento, indicando que, novamente, apesar da evidente flexibilidade do BLaC, o protótipo ainda apresenta flexibilidade relativamente baixa.

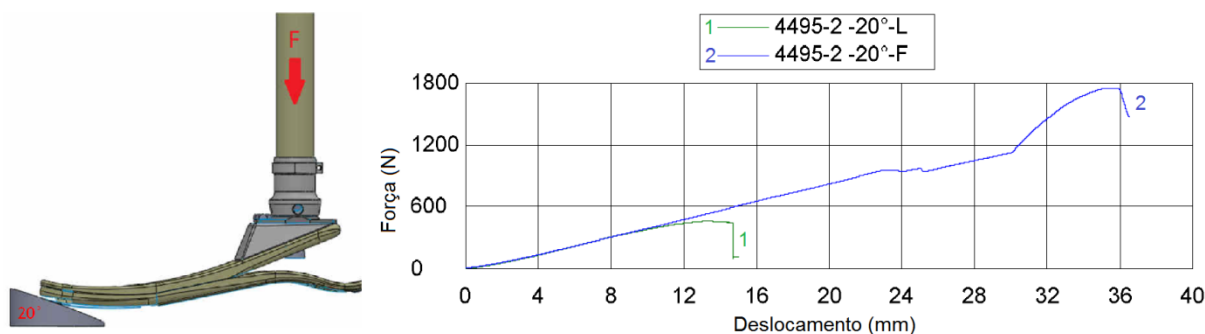


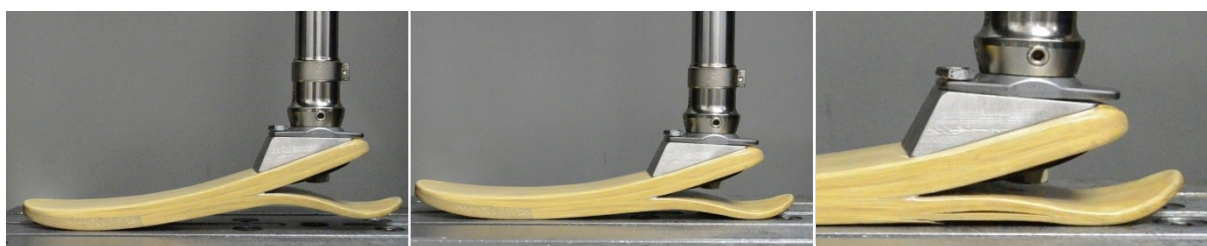
Figura 67 - Representação da configuração do ensaio Estático - *Proof Test Force*: Condição II e gráfico resultante das duas etapas (1: Cisalhamento do Parafuso e 2: Ruptura do calcanhar). Fonte: do autor.

Conforme pode ser observado na Figura 68, a ruptura ocorreu na extremidade do contato do calcanhar com a quilha, mesmo com a fixação dos parafusos, em virtude do alto torque provocado pelo calcanhar, indicando que há necessidade de um reforço nesta região e aumento da flexibilidade do pé protético. Quanto ao BFB, é possível observar na Figura 68 que sua ruptura ocorreu fora da linha de contato demonstrando que o compósito apresenta boa aderência ao BlaC.



**Figura 68 - Detalhes da ruptura do corpo de prova do ensaio estático - *Proof Test Force*: Condição II. Fonte: do autor.**

Após as alterações propostas pelo ensaio anterior, o último ensaio realizado foi o *Ultimate Static Test Force* que testou a eficiência do pé protético em terreno regular, em duas etapas. Na primeira o corpo de prova foi carregado com carga máxima de 1.610 N a qual resistiu sem rupturas ou deformações plásticas (Figura 69 e curva 1 da Figura 70). Na segunda etapa deste ensaio, optou-se por aplicar a carga até sua ruptura, que ocorreu na faixa de 5.282 N, momento no qual foi observada a delaminação na região curva interna do calcanhar (Figura 69).



**Figura 69 - Comportamento do corpo de prova no ensaio *Ultimate Static Test Force*. Fonte: do autor.**

A Figura 70 apresenta os resultados obtidos no *Ultimate Static Test Force*, na qual é possível observar oscilações nas curvas que, assim como o ensaio anterior, foram ocasionadas pelo deslizamento da sola pelo gabarito da máquina, não representando alterações no corpo de prova. Novamente é visível o deslocamento relativamente baixo para o nível P3 de aproximadamente 18,5 mm. No entanto, a carga suportada pela prótese superou as expectativas iniciais.

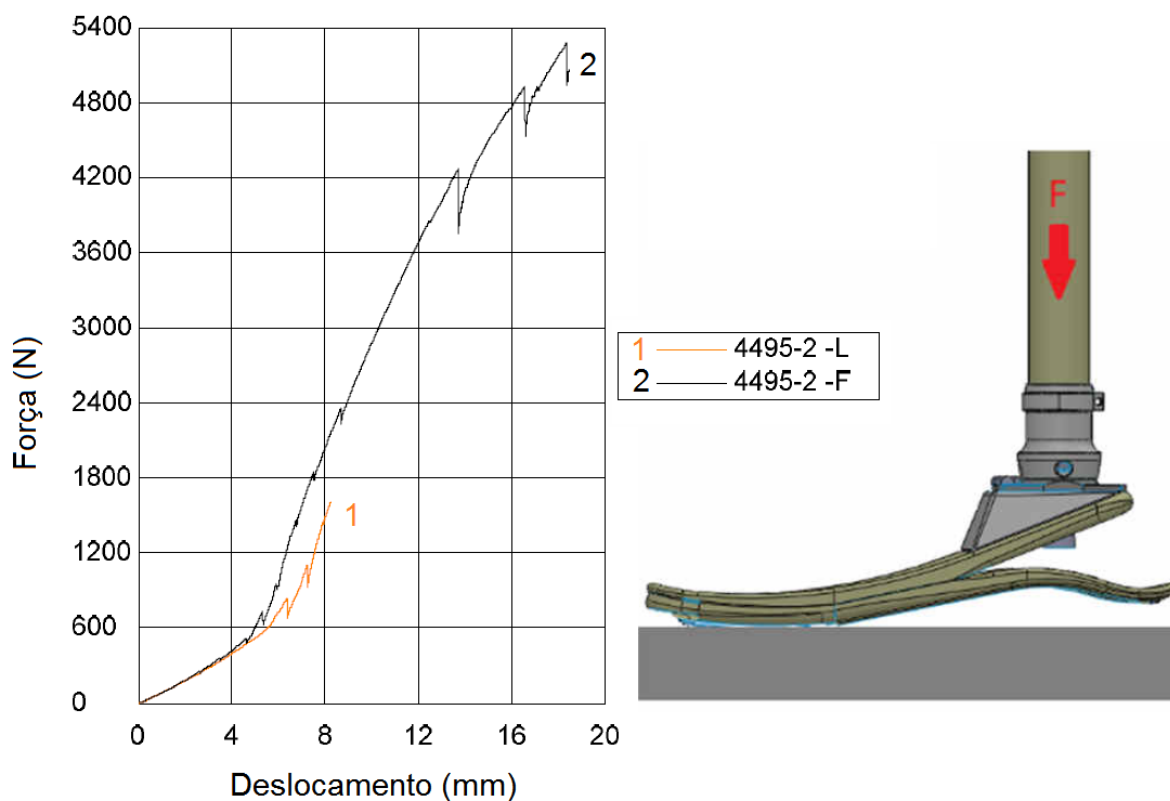


Figura 70 - Dados resultantes do *Ultimate Static Test Force* e representação do ensaio. Fonte: do autor.

Após liberação da carga, apesar da delaminação parcial (Figura 69) ocorrida possivelmente devido a falhas na colagem das ripas nessa região, o retorno do corpo de prova ao seu formato próximo ao inicial indica uma boa resiliência do material. Esta resiliência foi constatada em todos os ensaios em que o corpo de prova não sofreu danos visto que a deformação permanente média foi de aproximadamente 2 milímetros mantendo-se sempre abaixo dos 5 milímetros conforme exigido pela norma ISO 10328.

Este comportamento do corpo de prova se assemelha ao comportamento das próteses de fibra de carbono ensaiadas por Mason et. al (2011) que também apresentaram deformação sempre abaixo de 1,5 milímetros, no entanto, cabe ressaltar que os autores utilizaram parâmetros diferentes.

Exceto pelo estudo de Mason et. al (2011), não foram encontrados estudos semelhantes que possam ser utilizados como parâmetro de comparação de resultados. Observa-se que os estudos nesta área priorizam a avaliação do componente Soquete e quando utilizam pés protéticos geralmente são do tipo SACH (*Solid Ankle Cushion Heel*), inviabilizando a comparação dos resultados. No entanto, os parâmetros da norma ISO 10328:2016 foram suficientes para realizar uma análise mecânica preliminar do protótipo e estipular as alterações necessárias.

## 5 CONCLUSÕES

Através da apresentação dos resultados deste trabalho é possível comprovar o potencial dos biocompósitos produzidos a partir do bambu e da resina poliuretana à base de óleo de mamona para aplicação em próteses para membros inferiores. A metodologia desenvolvida com aplicação dos conceitos apresentados também comprova a viabilidade da produção do protótipo de uma prótese de bambu resistente, leve, barata, ecologicamente correta e de fácil produção.

A massa resultante da prótese de 1,2 kg pode caracterizá-la como uma prótese leve visto que as próteses semelhantes no mercado e nos estudos consultados apresentam massa de 1,5kg a 2 kg. Segundo Mattes et. al (2000), Smith & Martin (2013) e diversos outros autores e profissionais do ramo, a redução no peso das próteses propicia uma redução no custo energético da marcha e melhora sua simetria.

Em virtude da pouca quantidade de protótipos produzidos optou-se por não realizar a estimativa de custos de produção visto que diversas variáveis ainda não analisadas podem interferir radicalmente neste valor, como a vida útil dos moldes, aquisição dos componentes modulares e outros materiais em grandes quantidades, impostos e outros encargos. No entanto, é possível prever que este custo de produção será consideravelmente inferior ao custo de produção das próteses atuais em virtude do emprego de materiais simples de fontes renováveis, do reaproveitamento dos resíduos gerados e da utilização de processos de produção e equipamentos convencionais. Estes materiais e equipamentos diferem daqueles utilizados para produção das próteses atuais não somente pelo baixo custo de aquisição, mas também pela baixa qualificação exigida para manipulação e simples infraestrutura necessária.

Cabe ressaltar que, apesar da comparação entre o protótipo resultante e os produtos atualmente disponíveis no mercado, o produto desenvolvido por este trabalho se trata de uma alternativa de baixo custo, não sendo considerado um produto da mesma categoria, visto que possuem desempenhos diferentes.

Quanto aos processos de Projeto, Produção e Avaliação, não foram encontradas dificuldades, contudo, devido algumas limitações de infraestrutura, alguns procedimentos tiveram que ser adaptados. Como por exemplo, a mistura da resina, que, segundo as recomendações dos autores dos trabalhos consultados,



deve ser realizada a vácuo para evitar o surgimento de bolhas durante a mistura e aplicação, o que resulta redução da eficiência do adesivo.

Acredita-se que a utilização de equipamentos mais precisos e sofisticados melhore a eficiência mecânica da prótese, no entanto, é importante observar se o investimento necessário viabiliza sua aplicação, visto que o intuito principal deste trabalho é a produção de uma prótese de baixo custo. Ainda assim, apesar das adaptações realizadas e limitações citadas, a eficiência mecânica e os métodos propostos para produção e avaliação do protótipo foram satisfatórios, mesmo se tratando de testes preliminares cujo objetivo foi o de analisar o desempenho mecânico do material e sua viabilidade de aplicação na produção de próteses.

Também é pertinente destacar o papel fundamental que as metodologias de projeto e produção adotadas neste estudo desempenharam. O planejamento da pré-produção do protótipo, proporcionou uma produção rápida, eficiente e com ocorrências mínimas de falhas, já que, com o desenvolvimento de projetos virtuais 3D e de pranchas técnicas, os erros foram previstos antes da produção do protótipo.

Com o intuito de se alcançar a plena eficiência mecânica, econômica e ambiental da prótese resultante da metodologia proposta bem como fomentar a pesquisa com o bambu e contribuir com o material científico existente na área, recomenda-se a realização de mais estudos como:

- Reconduzir os ensaios mecânicos após a realização das alterações propostas;
- Realizar análises biomecânicas da prótese através de análise eletromiográfica de usuários voluntários;
- Analisar o desempenho ambiental do processo de produção da prótese através da utilização de ferramentas de análise ambiental;
- Aplicar questionários com usuários e não usuários de próteses sobre suas percepções em relação à estética do produto e sua funcionalidade;
- Realizar ensaios mecânicos individuais de cada componente (Soquete, Cilindro e Pé Protético);
- Realizar ensaios de caracterização dos biocompósitos resultantes da metodologia;
- Realizar estimativa de custo em um lote piloto;
- Desenvolver próteses de outros níveis de amputação com aplicação da metodologia apresentada;

## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABMACO. **Compósitos Materiais, processos, aplicações, desempenhos e tendências**. São Paulo: ABMACO, 2009.

ABNT **NBR 10787**- Concreto endurecido - Determinação da penetração de água sob pressão.2011.

ABNT **NBR 9779** - Argamassa e concreto endurecidos — Determinação da absorção de água por capilaridade. 2012.

AGARWAL, B. D.; BROUTMAN, L. J. **Analysis and Performance of Fiber Composites** . New York: John Wiley & Sons, Inc., 1990.

ASM - AMERICAN SOCIETY FOR METALS. **ASM Handbook - Composites** . Materials Park, Ohio: American Society of Metals, v. 21, 2001.

AZZINI, A.; CIARAMELLO, D.; SALGADO, A. L. B.; **Velocidade de crescimento dos colmos de algumas espécies de bambu**. Instituto Agrônomo de Campinas, Campinas, São Paulo. 1981.

BACK, N.; OGLIARI, A.; DIAS A.; SILVA J.C. **Projeto Integrado de Produto: Planejamento, Concepção e Modelagem**. Barueri: Manole, 2008

BARROS JUNIOR, G.; GUERRA, H. O. C.; CAVALCANTI, M. L. F.; LACERDA, R. de. **Consumo de água e eficiência do uso para duas cultivares de mamona submetidas a estresse hídrico**, 2007. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rbeaa/v12n4/v12n04a03.pdf>>. Acesso Fevereiro de 2017.

BATHE, K.J. **Finite element procedures**. Prentice Hall, 2ª Ed. 1037 p. 2006.

BISWAS, D., BOSE, S. K., & HOSSAIN, M. M. **Physical and mechanical properties of urea formaldehyde-bonded particleboard made from bamboo waste**. International Journal of Adhesion and Adhesives, 31(2), 84-87. 2011.

BOCCOLINI, F. **Reabilitação: amputados, amputações, próteses**; 2.ed. São Paulo: LIMED. 254 p. 2000.

BRASIL. **Decreto Nº 7.612, DE 17 DE NOVEMBRO DE 2011**. Diário Oficial da República Federativa do Brasil, Brasília, DF. Disponível em: <[http://www.planalto.gov.br/ccivil\\_03/\\_ato2011-2014/2011/decreto/d7612.htm](http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_ato2011-2014/2011/decreto/d7612.htm)>. Acesso em Janeiro/2017.

BREZET, J. C.; HEMEL, C. G. V. **Ecodesign: a promising approach to sustainable production and consumptions**. Paris: UNEP. 1997.

CAMPBELL, A. SEXTON, S., SCHASCHKE, C. J., KINSMAN, H., MCLAUGHLIN, B., BOYLE, M. I. **Prosthetic limb sockets from plant-based composite materials**. Prosthetics and orthotics international, v. 36, n. 2, p. 181-189, 2012.

CANGEMI, J. M. **“Biodegradação de PU derivado do óleo de mamona”**, Tese de Doutorado, Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, Brasil (2006).

CARVALHO, F. S.; KUNZ, V. C.; DEPIERI, T. Z.; CERVELINI, R. **Prevalência de amputação em membros inferiores de causa vascular: análise de prontuários**. Arq. Ciênc. Saúde Unipar, Umuarama, 9(1), jan./abr. p.23-30, 2005.

CAVALCANTI, A. L. B. L., PRETO, S. C. S., FIALHO, F. A. P., FIGUEIREDO, L. F. G. **Design para a Sustentabilidade: um conceito Interdisciplinar em construção.** *Projetica*, v. 3, n. 1, p. 252-263, 2012.

CHABOT T. G. **Are plant based fibres an acceptable alternative to fibreglass in the fabrication of prosthetic sockets?** In the Clinical Methods in Prosthetics and Orthotics GEORGE BROWN COLLEGE Spring. 2016.

CHE ME, R., IBRAHIM, R., TAHIR, P. **Natural Based Biocomposite Material for Prosthetic Socket Fabrication.** *International Journal of Sustainable Tropical Design Research and Practice*. Alma Cipta, Vol 5 (1), 27-33. 2012.

CHENG, L.C.; DE MELO FILHO, L.D.R. **Desdobramento da Função Qualidade na Gestão de Desenvolvimento de Produtos.** 2º Ed. São Paulo: Blücher, 2010.

CHOWDARY, R. N. M. **Use of natural fiber composites in prosthetics.** Tese de Doutorado. BIRLA INSTITUTE OF TECHNOLOGY AND SCIENCE PILANI. 2014.

CNA - COMPANHIA NACIONAL DE ABASTECIMENTO. **Acompanhamento da safra brasileira de grãos: V.1 - Safra 2013/14, n. 2 - Segundo Levantamento.** Brasília: CONAB, 2013.

CONSELHO NACIONAL DO MEIO AMBIENTE – CONAMA. **GESTÃO DE RESÍDUOS E PRODUTOS PERIGOSOS.** RESOLUÇÃO nº 23, de 12 de dezembro de 1996. Seção 1, páginas 1116-1124. Disponível em: <<http://www.mma.gov.br/port/conama/legiabre.cfm?codlegi=222>>. Acesso em: Janeiro/2017

D.O.E.A - Diário Oficial do Estado do Acre. **Nº 11.427. 04 de Novembro de 2014.** Disponível em: <http://diario.ac.gov.br/download.php?arquivo=KEQxQHI3lyEpRE8xNDE1MDYwOTU5ODQ3NC5wZGY=>. Acesso em <20/03/2017>.

DA SILVA, R. V. **Compósito de resina poliuretano derivada de óleo de mamona e fibras vegetais.** UfsCar. São Carlos. 2003.

DELAMARCHE, P.; DUFOUR, M.; MULTON, F. **Anatomia, Fisiologia e Biomecânica.** Rio de Janeiro. Editora Guanabara Koogan. 286p. 2006.

DIAS, R. **Gestão ambiental: responsabilidade e sustentabilidade.** São Paulo: Atlas, 2009.

DILLINGHAM, T. R.; PEZZIN, L. E.; MACKENZIE, E. J. **Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States.** *Southern medical journal*, v. 95, n. 8, p. 875-883, 2002.

DOUGHERTY, P.J. **Transtibial amputees from the Vietnam War. Twenty eight year follow up.** *J Bone Joint Surg Am.* 83-A. 383–389. 2001.

DRUCKER, P.F. **Inovação e Espírito Inovador: Prática e Princípios.** São Paulo: Cengage Learning, 378 p. 2011.

DUDEK, N. L., MARKS, M. B., MARSHALL, S. C., CHARDON, J. P. **Dermatologic conditions associated with use of a lower-extremity prosthesis.** *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 86, n. 4, p. 659-663, 2005.

EBRAHIMZADEH, M. H.; HARIRI, S. **Long-term outcomes of unilateral transtibial amputations**. *Military medicine*, v. 174, n. 6, p. 593-597, 2009

ELIAS, M.P.; MONTEIRO, L.M.C e CHAVES C.R. **Acessibilidade a benefícios legais disponíveis no Rio de Janeiro para portadores de deficiência física**. Laboratório de Disfunção Miccional do Instituto Fernandes Figueira/Fundação Oswaldo Cruz. 2007

EMBRAPA **Acre lança Plano de Desenvolvimento do Bambu**. 08 de Agosto de 2016 Disponível em: <<https://www.embrapa.br/busca-de-noticias/-/noticia/15203675/seminario-acre-lanca-plano-de-desenvolvimento-do-bambu>> Acesso em: Fevereiro de 2017.

EMBRAPA. **Brasil e China vão estreitar cooperação em pesquisas de bambu**. 18 de Outubro de 2017. Disponível em: <https://www.embrapa.br/busca-de-noticias/-/noticia/29154699/brasil-e-china-va-estreitar-cooperacao-em-pesquisas-de-bambu>. Acesso em: Novembro, 2017.

ESTÊVÃO, R. J. O. **Desenvolvimento de uma prótese transtibial endoesquelética**. Dissertação de Mestrado (Eng. Mec.). 93p. il. Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro. 2009.

FIKSEL, J. **Design for environment: creating eco-efficient products and processes**. New York: McGraw-Hill, 1996.

FOLHA DE SÃO PAULO . **1 milhão de deficientes no Brasil esperam por próteses**. Maio de 2008. Disponível em: [http://www1.folha.uol.com.br/fsp/cotidian/ff1205200812.htm#\\_=\\_](http://www1.folha.uol.com.br/fsp/cotidian/ff1205200812.htm#_=_). Acesso em: Janeiro/2017)

FOWLER, P. A., HUGHES, J. M., & ELIAS, R. M. Biocomposites: technology, environmental credentials and market forces. **Journal of the Science of Food and Agriculture**, v. 86, n. 12, p. 1781-1789, 2006

GHAVAMI, K. **Application of bamboo as a low-cost energy material in civil engineering**. In: Symposium Materials for Low Income Housing, 3, 1989, Mexico. Simpósio...Mexico: CIB/RILEM,p.526-536.

GHOSEIRI K, SAFARI MR. **Prevalence of heat and perspiration discomfort inside prostheses: Literature review**. *J Rehabil Res Dev*. 2014. Disponível em: <http://dx.doi.org/10>. Acesso em: Janeiro/2017.

GONÇALVES, M. T. T.; PEREIRA, M. D. R.; GONÇALVES, C. D. **Ensaio de resistência mecânica em peças laminadas de bambu**. In XXIX CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA AGRÍCOLA–CONBEA (Vol. 29). 2000.

GRABOWSKI, A.M.; RIFKIN, J.; KRAM, R. **K3 Promoter™ Prosthetic Foot Reduces the Metabolic Cost of Walking for Unilateral Transtibial Amputees**. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*. Volume 22 - Number 2. 2010

GRECO, T.M., CROMBERG, M. **Bambu: cultivo e manejo**. 183 p. Insular. 2011.

GRIMM, T. **User's Guide to Rapid Prototyping**. Dearborn: Society of manufacturing Engineers, 2004.

HAFNER, B. J., SANDERS, J. E., CZERNIECKI, J. M., & FERGASON, J. **Transtibial energy-storage-and-return prosthetic devices: A review of energy**

concepts and a proposed nomenclature *Journal of Rehabilitation Research and Development* Vol. 39 No. 1, January/February 2002. P. 1 – 11.

HEMEL, C.V.; CRAMER, J. **Barriers and stimuli for ecodesign in SMEs**. *Journal of Cleaner Production*. V. 10, 439-453 p. Elsevier, 2002.

IARC. International Agency for Research on Cancer. - “**Press release 153**” 2004. Disponível em: <https://www.iarc.fr/en/media-centre/pr/2004/pr153.html> Acesso em: Fevereiro 2017.

ICBL. **Why Landmines Are Still a Problem**. Disponível em <http://icbl.org/en-gb/problem/why-landmines-are-still-a-problem.aspx> Acesso em Janeiro/2017.

IIDA, I. **Ergonomia: Projeto e Produção** / Itiro lida, Lia Buarque de Macedo Guimarães. – 3 ed. – São Paulo: Blucher, 2016.

IRVINE, G. M. **The glass transitions of lignin and hemicellulose and their measurement by differential thermal analysis**. *TAPPI J*, v. 67, p. 118-121, 1984.

ISO 10328:2016. Prosthetics. Structural testing of lower-limb prostheses. Requirements and test methods. **Especifica os procedimentos para testes de resistência estática e cíclicos sobre próteses de membros inferiores**. *International Organization for Standardization, Bruxelas*, p. 136, 2016.

JANSSEN, J.J.A. **Designing and building with bamboo**. Beijing, China: International Network for Bamboo and Rattan (INBAR), Technical report n.20, 2000.

JOSEPH, S., SREEKALA, M. S., OOMMEN, Z., KOSHY, P., THOMAS, S. **A comparison of the mechanical properties of phenol formaldehyde composites reinforced with banana fibres and glass fibres**. *Composites Science and technology*, n. 62, p. 1058-1868, maio 2002.

KAPP, C.P.S.; CUMMINGS, C.P.D.; **Transtibial Amputation: Prosthetic Management**. Chapter 18B - *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*, 965p. 3 ed. 2004. Disponível em <http://www.oandplibrary.org/alp/chap18-02.asp>. Acesso: Janeiro/2017.

KHAN, G. M. A.; YILMAZ, N. D.; YILMAZ, K. **Okra fibers**: potential material for green biocomposites. In: *Green biocomposites*. Springer International Publishing, p. 261-284. 2017.

KLUTE GK, KANTOR C, DARROUZET C, WILD H, WILKINSON S, IVELJIC S, CREASEY G. **Lower-limb amputee needs assessment using multistakeholder focus-group approach**. *J Rehabil Res Dev*. 2009;46(3):293–304.

KRAMER A.; SARDO K.; SLOCUMB W. **Analysis of bamboo reinforced composites for use in orthotic and prosthetic application**. American Academy of Orthotists & Prosthetists, Washington. 2015.

KRUGLIANSKAS, I. **Engenharia simultânea**: organização e implantação em empresas brasileiras. In: SIMPÓSIO NACIONAL DE GESTÃO DA INOVAÇÃO TECNOLÓGICA, 17. São Paulo. Anais... São Paulo: USP, 1992.

LAPO, L. E. R.; BERALDO A. L. **Bambu Laminado Colado**. *Revista em Agronegócios e Meio Ambiente*, v. 1, n. 2, p. 165-177, mai/ago. 2007.

LEE, Winson C.; ZHANG, Ming; MAK, Arthur F. **Regional differences in pain**

**threshold and tolerance of the transtibial residual limb: including the effects of age and interface material.** Archives of physical medicine and rehabilitation, v. 86, n. 4, p. 641-649, 2005.

LEVY, S. W. **Amputees: skin problems and prostheses.** Cutis, v. 55, n. 5, p. 297-301, 1995.

LIESE, W. **Bamboos - Biology, silvies, properties, utilization.** Hamburgo: Eschborn, dt.Ges.fur.Techn. Zusammenarbeit (GTZ). 132p. 1985 ,

LÖBACH, B. **Design Industrial** Bases para a Configuração dos Produtos Industriais. 1ª ed. 208 pg. São Paulo. Edgar Blucher. 2001.

LONDONO, X. **Evaluation of Bamboo Resources in Latin America.** A Summary of the Final Report of Project N 96-8300-01-4 – International Network for Bamboo and Rattan. 1999.

LÓPEZ, O. H. **Bamboo, the gifts of the gods.** Columbia, Bogota: D'vinni Ltda, 2003.

MANTILLA CARRASCO, E. V.; MOREIRA, L. E.; XAVIER, P. V. **Bambu laminado e colado.** In: ENCONTRO BRASILEIRO EM MADEIRAS E EM ESTRUTURAS DE MADEIRA, 5. Belo Horizonte. Anais... Belo Horizonte, MG: EBRAMEM, 1995. v. 2.

MANZINI, E., VEZZOLI, C. A. **Design for environmental sustainability.** Springer Science & Business Media, 2008.

MARINHO, N. P., NASCIMENTO, E. M., NISGOSKI, S., MAGALHÃES, W. L., CLARO NETO, S., & AZEVEDO, E. C. **Caracterização física e térmica de compósito de poliuretano derivado de óleo de mamona associado com partículas de bambu.** Embrapa Florestas-Artigo em periódico indexado (ALICE), 2013.

MASON, Z. D., PEARLMAN, J., COOPER, R. A., & LAFERRIER, J. Z. **Comparison of prosthetic feet prescribed to active individuals using ISO standards.** Prosthetics and Orthotics International. Vol 35, Issue 4, pp. 418 - 424. 2011.

MATTES, S. J., P. E. MARTIN, AND T. D. ROYER. **Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: Matching prosthetic and intact limb inertial properties.** Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 81 (5):561-8. 2000.

MATTHEWS, F.L.; RAWLINGS, R.D. **Composite Materials,** Woodhead Publishing, 480 p. 1999.

MERLINI, C.; BARRA, G. M. D. O.; AL-QURESHI, H. A. **Análise experimental de compósitos de poliuretano derivado de óleo de mamona e fibras de bananeira.** Dissertação Mestrado (Ciência e Engenharia de Materiais). 102 p. il. Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais da Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis. 2011.

MEULENBELT, H. E., GEERTZEN, J. H., JONKMAN, M. F., & DIJKSTRA, P. U. **Skin problems of the stump in lower limb amputees: 1. A clinical study.** *Acta dermato-venereologica*, v. 91, n. 2, p. 173-177, 2011.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de Atenção à pessoa Amputada.** Brasil, 2013. Disponível em: <[http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes\\_atencao\\_pessoa\\_amputada.pdf](http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_amputada.pdf)>. Acesso em: Janeiro, 2017.

MOHANTY, A. K., MISRA, M., DRZAL, L. T., SELKE, S. E., HARTE, B. R., & HINRICHSEN, G. **Natural Fibers, Biopolymers, and Biocomposites: An Introduction.** Taylor & Francis: Boca Raton, 2005.

MORAES, A.; MONT´ALVÃO, C.: **Ergonomia: Conceitos e Aplicações.** Rio de Janeiro. Editora 2AB. 223p. 4ª ed. 2010

NASCIMENTO, L. F. **Gestão Ambiental e Sustentabilidade.** Sistema Universidade Aberta do Brasil, 2008.

NAYLOR, P. F. D. **The skin surface and friction.** *British Journal of Dermatology*, 67: 239–248. 1955.

NURHANISAH, M. H., SABA, N., JAWAID, M., & PARIDAH, M. T. **Design of Prosthetic Leg Socket from Kenaf Fibre Based Composites.** In: *Green Biocomposites.* Springer, Cham, 2017. p. 127-141.

O’SULLIVAN, S. B., SCHIMITZ, T. J. **Fisioterapia: Avaliação e tratamento.** 2. ed. Bela Vista, SP: Manole, 1993.

OLIVEIRA, A. K. F.; PAEZ, J. B. **Caracterização físico–mecânica de laminado colado de bambu (*Dendrocalamus giganteus*) para revestimento de pisos.** In: CONFERÊNCIA BRASILEIRA SOBRE MATERIAIS E TECNOLOGIAS NÃO CONVENCIONAIS NA CONSTRUÇÃO ECOLÓGICA E SUSTENTÁVEL. Salvador, 2006. Anais Eletrônico... Salvador, Ba: [s. n.].

OLIVEIRA, L. F. A. **Conhecendo Bambus e suas Potencialidades para uso na Construção Civil.** Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, MG. 2013. 82 p. Monografia (Especialização em Construção Civil).

OMS (Organização Mundial da Saúde) **Opening the GATE for Assistive Health Technology and Assistive technology.** Acessado em Abril, 2017. Disponível em <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/assistive-technology/en/>. 2016.

PADOVAN, R. B. **O bambu na arquitetura: design de conexões estruturais.** 2010. 181 f. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação, 2010.

PAHL, G., WOLFGANG B., JÖRG F., KARL-HEINRICH G. **Projeto na engenharia: fundamentos do desenvolvimento eficaz de produtos, métodos e aplicações.** São Paulo: Edgard Blucher, 411 p. 1ª Ed. 2005.

PASTRE, C. M.; SALIONI, J. F.; OLIVEIRA, B. A.; MICHELETTO, M.; JÚNIOR, J. N. **Fisioterapia e amputação transtibial.** *Arq Ciênc Saúde*, v. 12, n. 2, p. 120-24, 2005.

PEREIRA, M. A. R.. **PROJETO BAMBU: Introdução de Espécies, Manejo, Caracterização e Aplicações**. 210p. Tese (livre-docência) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Bauru – SP, 2012.

PEREIRA, M. A. R.; BERALDO, A. L. **Bambu de corpo e alma**. Bauru: Canal 6, 352p. 2ª Ed. 2016.

PETROVIC, Z. S., GUO, A., FULLER, R., & JAVNI, I. **Thermosetting resins from vegetable oils**. In: ANNUAL TECHNICAL CONFERENCE, 57., 1999, New York. Proceedings... 1 CD-ROM. 1999.

PURRY, N. A., HANNON, M. A. **How successful is below-knee amputation for injury?**. *Injury*, v. 20, n. 1, p. 32-36, 1989.

RAMOS, B. P. F. **Metodologia de curvatura de bambu laminado colado (BLaC) para fabricação de mobiliário** – diretrizes para o design, Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação, Bauru, 2014, 114p.

RAYEGANI, S.M.; ARYANMEHR, A.; SORROSH, M.R.; BAGHBANI, M. **Phantom Pain, Phantom Sensation, and Spine Pain in Bilateral Lower Limb Amputees: Results of a National Survey of Iraq-Iran War Victims' Health Status**. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*. V.22, n. 3, p. 162-165, 2010.

RESNIK, L.; BORGIA, M. **Reliability of outcome measures for people with lower-limb amputations: distinguishing true change from statistical error**. *Physical therapy*, v. 91, n. 4, p. 555-565, 2011.

RIVERO, L. A. **Laminado colado e contraplacado de bambu**. 99p. Dissertação (Mestrado em Construções Rurais e Ambiente). Faculdade de Engenharia Agrícola, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2003.

ROZENFELD, H.; FORCELLINI, F. A.; AMARAL, D. C.; TOLEDO, J. C.; SILVA, S. L.; ALLIPRANDINI, D. H.; **Gestão de desenvolvimento de produtos: uma referência para a melhoria do processo**. São Paulo: Saraiva, 542p. 2006.

SANTOS, J.V.G.; PEREIRA M.A.R.; MEDOLA, F. O.; PASCHOARELLI, L.C. **Design sustentável aplicado ao projeto de produtos assistivos fabricados com biocompósitos**. *Design, Artefatos e Sistema Sustentável*, p. 333-350. São Paulo: Blucher, 2018.

SANTOS, J.V.G; PEREIRA, M.A.R.; BARATA T.Q.F. **Processo de fabricação de Prótese Transtibial utilizando um compósito polimérico à base de Bambu e Produto Obtido**. *Br n. 10 2016 010161 1 A2*, 07 Nov 2017.

SFAGRO. **Brasil e China vão ampliar cooperação em pesquisas de bambu**. *Farming Brasil*. Disponível em: <http://sfagro.uol.com.br/brasil-e-china-vo-ampliar-cooperacao-em-pesquisas-de-bambu/>. Acesso em Novembro de 2017.

SHARMA, B.; GATÓO, A.; BOCK, M.; RAMAGE, M. **Engineered bamboo for structural applications**. *Construction and Building Materials*, 81, 66-73. 2015.

SILVA, E. C. N., WALTERS, M. C., PAULINO, G. H. **Modeling bamboo as a functionally graded material: lessons for the analysis of affordable materials**. *Journal of Materials Science*, v. 41, n. 21, p. 6991-7004, 2006.



SILVER-THORN, M.B.; GLAISTER, C.L. **Functional Stability of Transfemoral Amputee Gait Using the 3R80 and Total Knee 2000 Prosthetic Knee Units**. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 21 - Number 1 – 2009

SLACK, N. **Projeto de Produtos e Serviços**. In: Administração da Produção. 1ª ed. Compacta, capítulo 5, São Paulo, SP, Brasil, Ed. Atlas, 1999.

SMITH, J. D. & P. E. MARTIN. **Effects of prosthetic mass distribution on metabolic costs and walking symmetry**. Journal of Applied Biomechanics 29 (3): 317-28. 2013.

TALABGAEW, S.; LAEMLAKSAKUL, V. **Experimental Studies on the Mechanical Property of Laminated Bamboo in Thailand**. World Academy of Science, Engineering and Technology, n.34, 2007.

TARGA, G. N. **Compósito Reforçado por Laminado de Bambu com Matriz de Poliuretano e Epóxi**: Desenvolvimento, Produção e Caracterização Mecânica. 105 p. Dissertação de Mestrado, Ciência e Engenharia de Materiais - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2011.

TAVARES, J.M.R.S; SOUSA, A. **A marcha humana: uma abordagem biomecânica**. 1st ICH Gaia-Porto /ESTSP-IPP, PT. 2010.

TAYLOR, Z. **Wood bender's handbook**. New York: Sterling Publishing, 2011.

TJONG, S.C., XU, Y., MENG, Y.Z., **Composites based on maleated polypropylene and methyl cellulosic fiber**: Mechanical and thermal properties, *J. Appl. Polym. Sci.*, 72, 1647–1653, 1999.

TRUJILLO D. L. R., E. E., OSORIO SERNA, L. R., VUURE, V., WILLEM, A., IVENS, J., VERPOEST, I. **Characterization of polymer composite materials based on bamboo fibres**. 14th European conference on composite materials. Budapest: [s.n.]. 2010.

ULRICH, K. T.; EPPINGER, S. D. **Product Design and Development**. 2nd ed. London: McGraw-Hill, 2000.

VENTURA, F. C.; RAMOS B. P. F.; RIBEIRO, A. S.; SOARES, J. M. R.; OKIMOTO, M. L. L. R.; PASCHOARELLI, L. C. **Avaliação de diferencial semântico de bambu laminado colado**. In: CONGRESSO... 2013, Juiz de Fora. Anais do 13º Congresso Internacional de Ergonomia e Usabilidade de Interfaces Humano. Juiz de Fora, UFJF, 2013.

WETHYAVIVORN, B.; INPON, I.; KULSUWAN, M. **Behavior of the glue-laminated bamboo composite**. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON NON-CONVENTIONAL MATERIALS AND TECHNOLOGIES. Proceedings of the Nocmat/ 3. Vietnam, 2002. **Anais...** Vietnam: Published by Construction, Publishing House, March, 2002.

XIAO Y.; INOUE M.; PAUDEL S. K. (Org.). **Modern bamboo structures**. Boca Raton: CRC Press, 2008.