## UNIVERSIDADE ESTADUAL DO MARANHÃO CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA

## PATRICIA CAMPOS DE MACEDO

# ESPECIFICAÇÕES DE PROJETO PARA UM ADAPTADOR PROTÉTICO DE TORNOZELO IMPRESSO EM 3D

São Luís 2017

## PATRICIA CAMPOS DE MACEDO

# ESPECIFICAÇÕES DE PROJETO PARA UM ADAPTADOR PROTÉTICO DE TORNOZELO IMPRESSO EM 3D

Monografia apresentada à Universidade Estadual do Maranhão, como requisito para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica.

São Luís 2017

Macedo, Patrícia Campos de.

Especificação de projeto para um adaptador protético de tornozelo impresso em 3D / Patrícia Campos de Macedo. – São Luís, 2017. 41.

Monografia (Graduação) – Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual do Maranhão, 2017.

Orientador: Prof. Me. Flávio Nunes Pereira.

1. Taguchi. 2. Impressora 3D. 3. Simulação. 4. Adaptador. 5. Prótese. I. Título.

CDU 681.51

#### PATRICIA CAMPOS DE MACEDO

## ESPECIFICAÇÕES DE PROJETO PARA UM ADAPTADOR PROTÉTICO DE TORNOZELO IMPRESSO EM 3D

Monografia apresentada à Universidade Estadual do Maranhão, como requisito para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Trabalho aprovado. São Luís, 01 de dezembro de 2017:

Flávio Pereira Nunes,M (Orientador - UEMA Denner Robert Ro uilhor N (Coorienta or -Mayro Sérgio Silva Pinto, Dr ien bro - UEMA) Car o Flávio de Albuquerque Campos,  $\mathbf{Dr}$ 

(Membro 2 - UEMA)

#### AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pela oportunidade de permanecer cinco anos e meio na UEMA. Aqui encontrei amigos valiosos e uma base para crescer conforme meu próprio talento.

Graças à empolgação da minha turma, logo no primeiro semestre do curso já sonhávamos com guerra de robôs. Isso foi o primeiro passo para chegar à formação do Núcleo de Automação e Controle - NAuCo, onde finalmente eu tive a estrutura e o incentivo necessários para iniciar um trabalho que eu espero levar para a vida toda. Agradeço à todos os que estiveram e estão no NAuCo, cada um de vocês tem sua colaboração na minha história.

Ao meu orientador Prof.Me. Flávio Nunes por abrir as portas do seu laboratório para o meu trabalho, além de todo o acompanhamento presencial e a distância, que foram fundamentais para conclusão da minha tarefa.

À minha família por todo amor e paciência, por todo o incentivo e apoio sempre que foi necessário.

Agradeço ao meu namorado, Denner Guilhon, por todo incentivo. Graças à influência dele, de forma pessoal e profissional, eu pude chegar onde cheguei.

"Se seu problema tem solução, então não há com que se preocupar. Se seu problema não tem solução, toda preocupação será em vão." (Provérbio Tibetano)

#### RESUMO

Este trabalho visa oferecer uma solução de baixo custo para a confecção de adaptador de prótese de membro inferior, em razão do valor elevado de mercado. Foram realizados ensaios de compressão conforme a necessidade do protocolo de Taguchi, a partir da identificação do modelo mais eficiente foram realizadas simulações através do software Inventor. Percebeu-se que para uma faixa de peso, considerando pessoas com amputação no membro inferior e mais nenhum comprometimento motor ou de equilíbrio, é viável a aplicação de conexões confeccionadas em impressora 3D.

Palavras-chave: Taguchi, impressora 3D, simulação, adaptador, prótese.

### ABSTRACT

This work aims to provide a low cost solution for the manufacture of lower limb prosthesis adapter, due to its high market value. Compression tests were performed according to the Taguchi approach, resulting on the identification of the most efficient model, whose simulations were performed using the software Inventor. It has been noticed that for a certain weight range, the application of 3D printed connections to people with amputation in the lower limb and no other motor or balance impairment is feasible...

Keywords: Taguchi, 3D printer, simulation, adapter, prosthesis.

# LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 –	Aspecto de uma radiografia do pé em perfil. O ponto 1 indica a tíbia, que é o osso que liga o pé ao joelho, e o ponto 3 indica o tálus, que é um dos ossos que compõe o conjunto articulado do tornozelo. Fonte	
	(GOLDCHER, 2010)	18
Figura 2 –	Modelo de adaptador para prótese de membro inferior. (a) Adaptador ou Conexão para prótese; (b) Exemplo de instalação da conexão, entre ponto inferior do <i>transfer</i> o o pó do próteso	10
Figura 3 –	Próteses ativas com (a) acionamento por tirantes. Adaptado de: (POLIS et al., 2009); (b) acionamento mioelétrico. Fonte: (Swiss Innovation Forum 2017): (c) acionamento híbrido. Fonte: (HEBB 2014)	20
Figura 4 –	Rolo de filamento (a) de ABS com (b) rugosidade perceptível de 0.075mm Adaptados de: (DABAGUE 2014)	20
Figura 5 $-$	Modelos de corpo de prova como amostra utilizado em ensaios de tração e torcão, entre outros. Adaptado de (ZOLIN, 2011)	22
Figura 6 –	Princípio de funcionamento dos ensaios não-destrutivos por Ultrassono- grafia. Adaptado de: (ZOLIN, 2011).	25
Figura 7 $-$	Formas de aplicação de esforços e fraturas para ensaio de (a) Tração e (b) Compressão. Adaptados de: (ZOLIN, 2011)	25
Figura 8 –	Impressora 3D; (a) Impressora 3D Cliever; (b) Filamento PLA utilizado nos experimentos; (c) Anéis externos de impressão. Na peça da esquerda foram utilizadas 4 anéis e na da direita 2 camadas	27
Figura 9 – Figura 10 –	Máquina de tração universal EMIC, linha DL1000 Modelo esquemático de adaptador para prótese de membro inferior; (a) Modelo criado no Inventor; (b) Esboço do modelo simulado, para evidenciar as duas entradas existentes, uma para o pé de prótese e o	28
Figura 11 –	outro para o encaixe do transfer	29 20
Figura 12 –	Pé de prótese e seu adaptador; (a) Pé de prótese modelo Ottobock, com haste de metal interna; (b) Encaixe do pé de prótese com o adaptador	29
Figure 12	desenvolvido	29
r igura 15 –	$3000N. \dots \dots$	33

Figura 14 –	Configurações confeccionadas por impressão 3D; (a) Horizontalmente	
	estão distribuídas cada configuração e verticalmente estão dispostas as	
	amostras de cada item; (b) Diferença de preenchimento das peças, a da	
	direita foi impressa com 25% e a da esquerda com 50%	34
Figura 15 –	Gráfico da deformação média em função da força, para cada uma das	
	configurações e para a simulação.	35
Figura 16 –	Impacto de cada fator para alcançar a menor deformação possível sob a	
	aplicação de 3000N de carga. O fator A corresponde a densidade, B ao	
	número de camandas externas e o fator C representa a espessura. $\ .$ .	36
Figura 17 –	Surgimento de trincas quando foi alcançada uma deformação de 4mm, $\hfill \hfill \hfi$	
	exceto pelo modelo 122.	37

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Diferentes tecnologias de impressão 3D. Adaptado de (DABAGUE, 2014).	21
Tabela 2 –	Classificação dos ensaios destrutivos	25
Tabela 3 –	Matriz L4 de Taguchi	30
Tabela 4 –	Configurações definidas a partir dos parâmetros liberados pela impres-	
	sora 3D	30
Tabela 5 –	Deformação média de cada configuração quando submetidas às cargas	
	de 300N, 1000N e 3000N	32
Tabela 6 –	Tabela gerada pelo programa que apresenta a diferença (Delta) entre as	
	$\operatorname{razões}(\mathrm{S/N}).$ Sendo os fatores A, B e C , respectivamente, a densidade,	
	anéis externos e a espessura	36
Tabela 7 –	Carga média em cada configuração que ocasiona o início das trincas e	
	embuchamento	36
Tabela 8 –	Quantidade em milímetros, custo e tempo de impressão para a confecção $\hfill \hfill $	
	de cada configuração	37

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- ABS Acrilonitrila butadieno estireno
- PLA Poliácido láctico
- PETG Politereftalato de etileno glicol

# SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	OBJETIVOS	16
2.1	Objetivos Gerais	16
2.2	Objetivos Específicos	16
3	JUSTIFICATIVA	17
4	REFERENCIAL TEÓRICO	18
4.1	Próteses de membro inferior	18
4.2	Impressora 3D	<b>20</b>
4.3	Metodologia de Taguchi	22
4.4	Ensaios Mecânicos	23
5	MATERIAIS E MÉTODOS	<b>27</b>
5.1	Materiais	<b>27</b>
5.2	$M\acute{e}todos$	28
6	RESULTADOS E DISCUSSÃO	32
6.1	Simulação Computacional e Impressão 3D	<b>32</b>
6.2	Ensaio de Compressão	32
6.3	Metodologia de Taguchi	<b>34</b>
6.4	Fratura	34
7	CONSIDERAÇÕES FINAIS	38
	REFERÊNCIAS	40

### 1 INTRODUÇÃO

As próteses de membro inferior têm como principal função substituir os movimentos perdidos pela amputação em qualquer nível. As articulações que devem ser trabalhadas são as do tornozelo, joelho e quadril, pois estas são empregadas durante todo o período da marcha. A perda do movimento do pé/tornozelo torna a marcha muito mais difícil (FRANCA et al., 2001), portanto é fundamental garantir a essa parcela cada vez maior da nossa sociedade (BLUMM, 2016) o acesso a próteses.

O elevado custo de aquisição tem sido um impeditivo ao acesso a próteses de qualidade, comprometendo assim tanto o fator físico quanto emocional dos pacientes. Tal custo se deve principalmente aos métodos de produção e materiais utilizados na confecção das peças, que normalmente são de aço ou titânio (SANTOS et al., 2012).

Pensando em diminuir os custos de fabricação, muitos trabalhos foram desenvolvidos utilizando impressoras 3D para confeccionar próteses. A extensão das pesquisas para próteses de membros superiores (LOPES; ALMEIDA, 2014) abriu as portas para várias outras aplicações. A utilização de plástico industrial no lugar de metais tornou o processo mais barato e, por consequência, mais acessível.

Alguns dos plásticos utilizados para a impressão de próteses ortopédicas são o ABS (KUNKEL; BARNA, 2014) e o PLA (PEREIRA et al., 2016), enquanto o PETG (VALCANAIA et al., 2000) e o Nylon (ALMEIDA, 2015) são amplamente utilizados em próteses dentárias. Esses materiais se diferenciam em características como temperaturas para impressão, acabamento superficial e resistência mecânica, além de possuírem um leque de aplicação imenso.

O objetivo desse trabalho foi desenvolver um adaptador para tornozelo, sendo este item o responsável por fazer a conexão entre o pé de prótese e o componente tibial (que liga o tornozelo ao joelho). Este componente é fabricado principalmente em titânio ou ligas especiais de alumínio e por esse motivo tem um custo bastante elevado.

Como proposta de confecção de baixo custo, esse componente foi desenhado e simulado em software de computação utilizando o plástico PLA, com a intenção de investigar a resistência desse material à carga estática correspondente ao peso de uma pessoa de 60kg. Logo após foram estabelecidos parâmetros para manufatura através da metodologia de Taguchi, que visa encontrar os parâmetros mais impactantes de uma configuração sem a necessidade de uma grande quantidade de experimentos. Os parâmetros foram escolhidos a partir da configuração da impressora 3D, que foram a densidade do preenchimento, as fileiras ou anéis externos e a espessura ou altura das camadas.

Tendo as configurações definidas, foram realizados ensaios de compressão para

verificar a resistência estática à compressão, simular ao que ocorreria quando o componente fosse utilizado em uma prótese. A metodologia de Taguchi utilizou os dados dos testes para apurar as características mais determinantes no processo de impressão.

Esse estudo se dedicou a encontrar uma indicação positiva para a utilização de um adaptador de tornozelo confeccionado por impressão 3D. Propondo assim um meio de facilitar o acesso a esse componente, por pessoas de baixo poder aquisitivo.

#### **2 OBJETIVOS**

#### 2.1 OBJETIVOS GERAIS

• Desenvolvimento de um adaptador protético em impressora 3D.

## 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- 1. Idealizar um modelo de adaptador, semelhante aos de mercado, e desenha-lo no software de simulação Inventor;
- 2. Realizar simulação com cargas variadas no software Inventor;
- 3. Verificar a viabilidade de confecção do modelo a partir da simulação;
- 4. Confeccionar modelos, com suas réplicas e tréplicas, em impressora 3D segundo configurações sugeridas no experimento de Taguchi;
- 5. Executar testes de compressão padronizados em todos os modelos impressos;
- 6. Avaliar através do experimento de Taguchi qual configuração é mais eficiente e qual a carga média suportada.

#### **3 JUSTIFICATIVA**

A necessidade de produtos de baixo custo na protética tem tomado cada vez mais visibilidade, isso se deve ao fato de que as pessoas de baixa renda familiar, entre outros fatores socioeconômicos, mostram um alto risco para amputação, chegando a apresentar uma probabilidade de 2 vezes mais chances de sofrer amputações(REIS; JÚNIOR; CAMPOS, 2012). Problemas de saúde como a Diabete Mellitus, é responsável por aproximadamente 40% das amputações de membros inferiores, seguido por acidentes automobilísticos, aos quais são atribuídos cerca de 32,76% das amputações de membros inferiores, além das consequências de doenças congênitas e acidentes em geral (ESTÊVÃO, 2009). Ainda se tornando mais visível quando 77,3% dos idosos portadores de quaisquer deficiências apresentam amputação de membro inferior, direito ou esquerdo, em diferentes níveis (VALENÇA et al., 2017).

A confecção de próteses é normalmente constituída por módulos, podendo ter seus componentes produzidos em alumínio, aço ou titânio, entre outros materiais (SANTOS et al., 2012). Pensando no conforto e facilidade de produção, em 1912 foi proposto pela primeira vez a utilização do alumínio no lugar do aço na confecção das próteses (SAMPOL, 2014 apud ESTÊVÃO, 2009). Essa proposta mobiliza até hoje esforços para o desenvolvimento de materiais de baixo custo com similar ou superior rendimento, parte desses estudos se focam na aplicação ou criação de materiais e outra parte se atenta aos métodos de confecção, levando em consideração o tempo, custo e facilidade de produção. Nessa intenção, tem-se utilizado amplamente as impressoras de prototipagem rápida, esses equipamentos vêm sendo adotado vastamente na indústria por serem capazes de construir diretamente um objeto físico a partir de informações de um modelo CAD (CHEN; NG, 1997).

A partir desse ponto a aplicação dessa ferramenta para bioengenharia apenas cresceu, apesar de ser haver poucos trabalhos para próteses de membro inferior, os trabalhos visando a construção de próteses de membro superior, principalmente mão e antebraço já vem sendo bem estudados (LOPES; ALMEIDA, 2014).

#### 4 REFERENCIAL TEÓRICO

#### 4.1 PRÓTESES DE MEMBRO INFERIOR

Prótese, em sua origem etimológica, significa colocar ou adicionar, enquanto órtese significa o ato de endireitar ou retificar (TERRA; MINAMOTO; JATENE, 2006). Se de um lado as próteses são utilizadas para substituir uma função do corpo, como as próteses dentárias, as órteses corrigem uma função ineficiente, como por exemplo os óculos de grau ou aparelhos auditivos.

Um dos fatores relevantes, além da escolha do equipamento conforme a necessidade física, é sua capacidade de aproximar ao máximo das funções originais. Proporciona assim uma melhor aceitação da sociedade e uma sensação de 'normalidade' para o indivíduo que possui deficiência (BENEDETTO; FORGIONE; ALVES, 2016).

Nos casos de órteses, como aparelhos auditivos, o que se espera é que sejam o menor possível, para que não sejam percebidos. Para as próteses de pé e tornozelo, o desejado é que sejam anatomicamente similares aos membros originais, além de oferecerem liberdade de movimento, também o mais próximo possível do real.

Segundo (NERY et al., 2010) as próteses atuais são dotadas de dois elementos: componente tibial e talar, além da utilização eventual de cimento ortopédico, que serve para o preenchimento de lacunas entre a prótese e meio biológico. Na Figura 1, nota-se o posicionamento da tíbia (ponto 1) e do tálus (ponto 3), sendo a tíbia o principal osso de ligação entre o pé e o joelho, enquanto o tálus é parte fundamental do conjunto articulado do tornozelo. O componente tibial (indicado pela seta azul da Figura 2b) é responsável por ligar o coto (parte que permanece após a amputação) ao componente talar (indicado pela seta laranja da Figura 2b), que supre a falta da articulação do tornozelo.

Figura 1 – Aspecto de uma radiografia do pé em perfil. O ponto 1 indica a tíbia, que é o osso que liga o pé ao joelho, e o ponto 3 indica o tálus, que é um dos ossos que compõe o conjunto articulado do tornozelo. Fonte (GOLDCHER, 2010).



A configuração desses componentes é um dos fatores que determina se a prótese é passiva ou ativa. As próteses passivas podem ser estéticas ou passivas para o trabalho, que podem ter uma ferramenta no ponto mais distal, como por exemplo, um tornozelo protético acionado por molas (BLOHMKE, 1994), ou um pé passivo construído em madeira ou material polimérico, podendo ser revestido em couro ou feltro.

Uma das peças utilizadas em próteses passivas são os adaptadores, que operam como o componente talar. Podem ser de vários modelos, sendo um destes apresentado na Figura 2a. Na Figura 2b, pode ser visualizado o ponto de instalação do adaptador (indicado pela seta laranja da Figura 2b), que ocupa a mesma função do tornozelo ao fazer o ligamento entre o pé e a perna.

Figura 2 – Modelo de adaptador para prótese de membro inferior. (a) Adaptador ou Conexão para prótese; (b) Exemplo de instalação da conexão, entre ponto inferior do *transfer* e o pé de prótese.



Segundo (POLIS et al., 2009), as próteses ativas são acionadas pelo indivíduo, por meio de dispositivos como tirantes, sistemas mioelétricos além das próteses híbridas. Esses três tipos se distinguem tanto pela complexidade da construção, programa de treinamento e pelo custo.

A tensão nos tirantes, resultantes do movimento do coto e ombro, transmitem o movimento para a prótese (Figura 3a). Uma das dificuldades de utilização desse modelo é que ele não é aplicável todos os níveis de amputação: quanto menor o coto maior é a dificuldade de controle. Por sua vez, o acionamento mioelétrico se utiliza dos sinais elétricos transmitidos na musculatura do coto para ativar a prótese (Figura 3b). Possui a vantagem de não ser desconfortável, utilizando eletrodos flexíveis para aferir a corrente elétrica. A dificuldade de utilização desse modelo diz respeito ao ruído, à interferência entre a musculatura e o meio de aquisição. Já a prótese híbrida é a que utiliza ambas as técnicas de transmissão do movimento, tanto utilizando os sinais elétricos intramusculares como aproveitando a dinâmica residual do coto (Figura 3c). Nesse aspecto, as próteses hibridas podem ser consideradas as de maior eficiência e facilidade de controle para o usuário, muito embora sejam também o modelo de maior custo de aquisição.

Figura 3 – Próteses ativas com (a) acionamento por tirantes. Adaptado de: (POLIS et al., 2009); (b) acionamento mioelétrico. Fonte: (Swiss Innovation Forum, 2017); (c) acionamento híbrido. Fonte: (HERR, 2014).



(a)



(b)



(c)

#### 4.2 IMPRESSORA 3D

A concepção de impressão em 3D, também referida como 'manufatura aditivada' (do inglês, *Additive Manufacturing*, ou AM), 'prototipagem rápida' (do inglês *Rapid Prototyping* ou RP) ou 'fabricação de forma livre sólida' (do inglês, *solid freeform fabrication*, ou SFF), foi desenvolvida por Charles Hull no início da década de 1980 (SPIE, 2013). O primeiro processo de impressão 3D foi patenteada em 1986 como estereolitografia (HULL, 1986), que era um processo muito longo, chegando a atingir dois meses, além de sofrer de uma

imprecisão considerável nos projetos, o que exigia várias interações para tornar o modelo útil. No mesmo ano, Hull desenvolveu o formato de arquivo .STL, que ajustaria o modelo criado em software CAD para a impressora 3D, ou "aparelho de estereolitografia" da época que é considerado o primeiro modelo de impressora 3D comercial.

Segundo (GROSS et al., 2014), a tecnologia de impressão 3D encontrou aplicações nas indústrias automotiva e aeroespacial para a impressão de protótipos de peças de automóveis e avião. As aplicações na defesa privada e governamental foram rapidamente reconhecidas, como por exemplo na prototipagem e fabricação de armas. As aplicações médicas remontam ao início dos anos 2000, com a produção de implantes dentários e próteses além de aplicações na indústria de alimentos e na têxtil/moda.

Cinco anos após a invenção da estereolitografia (do inglês *Stereolithography* ou SLA) ter sido patenteada, a SLA ganhou a companhia da técnica de modelagem de deposição fundida (do inglês *Fused Deposition Modeling* ou FDM) (CRUMP, 1992). Nas décadas seguintes, surgiram, também, a sinterização a lazer (do inglês *Selective Laser Sintering* ou SLS), Selective Laser Melting (SLM) ou derretimento a laser, Polyjet e outras técnicas não difundidas amplamente.

As técnicas de impressão 3D possuem similaridades e particularidades. Entre as particularidades, destaca-se a característica de produzirem diretamente através de um arquivo digital, fato este que reduz os custos de produção, armazenagem e transporte de ferramentas (CASEY, 2009).

A análise comparativa entre as diferentes técnicas acaba se voltando para alguns aspectos fundamentais: materiais disponíveis, precisão, textura de acabamento, resistência e disponibilidade cromática ou policromática. A seguir na TABELA 1 é apresentada uma síntese das principais técnicas de impressão tridimensional.

Tipo de Técnica	Tecnologia	Materiais
Polimerização fotossensível	SLA	Foto polímeros e resina
Extrusão	FDM	Termoplásticos, misturas
		e metais eutéticos
Granular	SLS	Ligas metálicas: titânio,
		alumínio, aço inoxidável
Granular	SLM	Termoplásticos, pós metálicos
		e cerâmicos
Polimerização Poly		Resinas e foto-polímeros combinados

Tabela 1 – Diferentes tecnologias de impressão 3D. Adaptado de (DABAGUE, 2014).

Ao se fazer uma análise mais minuciosa com a abrangência de todas as características fundamentais citadas anteriormente, não é fácil obter uma escolha unânime. Cada técnica tem sua vantagem e deve ser condicionada ao propósito e também ao investimento disponível. Segundo (DABAGUE, 2014), a modelagem de deposição fundida ou FDM é uma técnica análoga à impressão 2D, com a diferença que o material impresso acaba não sendo tinta em papel, mas sim termoplásticos e outros materiais eutéticos sobre uma plataforma aquecida. Esta técnica permite, portanto, a impressão multicolor, tendo em vista que a impressão é feita por uma ou mais extrusoras alimentadas por filamentos de forma independente, como os expostos na Figura 4a. Ou seja, cada extrusora imprime na cor do filamento pela qual está sendo alimentada. Por outro lado, a impressão 3D via FDM apresenta um aspecto rugoso visível a olho nu, como exposto na Figura 4a. Isto se torna um fato negativo se esta impressão almejar a obtenção de um produto final, ou seja pronto para o consumo, como pode ser observado pelo acabamento na figura 4b abaixo.

Figura 4 – Rolo de filamento (a) de ABS com (b) rugosidade perceptível de 0.075mm. Adaptados de: (DABAGUE, 2014)





#### 4.3 METODOLOGIA DE TAGUCHI

Para ter sucesso no competitivo mercado globalizado, a busca pela qualidade é incontestável no setor industrial. Encontrar os parâmetros que permitem a criação produtos com qualidade é um desafio, devido às variáveis presentes no processo. A qualidade é um termo abrangente, devido à sua complexidade, natureza multidimensional e numerosos aspectos. Por esse motivo, é descrita de diferentes formas. Neste trabalho, adotamos conceituação segundo Taguchi, obtendo os parâmetros desejados seguindo o seu planejamento experimental, conforme explicado a seguir.

Segundo (PERONA, 1998), o Dr. Genichi Taguchi, definiu qualidade como a perda que um produto causa à sociedade após sua venda. Quanto menor a perda associada ao produto, maior sua qualidade. Com esta concepção, associou a qualidade em função da perda (quality loss).

A perda ocorre pela sujeição do produto a variabilidades intrínsecas durante sua vida útil ou de efeitos colaterais nocivos associados ao seu uso, que são atribuídas por

variáveis denominadas, fatores de ruídos, presentes nos processos de projeto e produção e os quais se enquadram em três tipos (ALMEIDA; TOLEDO, 1989):

- Ruídos externos relacionado as condições de uso do produto e o ambiente. Exemplos: operação ou utilização incorreta do produto, umidade do ar, tensão da rede de energia, poeira, temperatura do ambiente etc.
- Ruídos internos ou degenerativos associados as características do produto que se alteram durante o uso ou estocagem.
- Ruídos da produção correspondem à variabilidade entre unidades do produto manufaturados sob as mesmas especificações. São decorrentes de variações na produção.

Os fatores anteriormente citados impedem o produto de alcançar o desempenho esperado, afetando assim a qualidade. Isto gera perdas ao consumidor, desde uma inconveniência até prejuízo financeiro ou físico, causando dano social (TAGUCHI; CHOWDHURY; TAGUCHI, 2000).

Logo, os defeitos e as não conformidades com os requisitos estabelecidos originam-se a partir de um fator de ruído não controlado, ocasionando a diferença de desempenho, entre os resultados desejado e observado. Portanto, o processo ou produto de boa qualidade é aquele que desempenha sua função sem variabilidade, obtendo linearidade, causando pouco ou nenhum desvio do padrão desejado, diminuindo assim a perda associada ao produto (SAVADAMUTHU; MUTHU; VIVEKANANDAN, 2011). A tendência atual, é criar produtos robustos, ou seja, insensíveis aos fatores de ruído, para alcançar a qualidade total (ARVIDSSON; GREMYR; HASENKAMP, 2008).

Ao aplicar o método Taguchi, objetiva-se identificar e ajustar os fatores de ruído para minimizar a variação que possa interferir na qualidade do produto final. Assim sendo, determina-se a combinação de fatores e interações que indiquem as melhores condições para produzi-lo, padronizando o processo adequadamente (CORREIA; CARDOZA, 2011). O planejamento experimental de Taguchi possui o atrativo de usar o mínimo de experiências possíveis, tendo na sua implementação uma estratégia de gestão de qualidade que proporciona redução de custos (SADEGHI et al., 2012).

#### 4.4 ENSAIOS MECÂNICOS

Os ensaios mecânicos são realizados por meio da aplicação de um dos tipos de esforços mecânicos (tração, compressão, torção ou cisalhamento), a fim de determinar a resistência do material à tensão aplicada. Nos processos industriais, os materiais ferrosos são os de maior utilidade, com destaque para os aços (ZOLIN, 2011), enquanto para a

aplicação protética são utilizados principalmente polímeros de alta densidade, alumínio e titânio (SANTOS et al., 2012).

Para a realização da maioria dos ensaios é necessário ter um elemento material, ou corpo de prova, que pode ser uma peça inteira ou uma amostra representativa do mesmo. Na Figura 5 é possível identificar os corpos de prova como amostra utilizado nos ensaios em metais. A escolha entre utilizar uma sessão circular, quadrada ou retangular depende a aplicação da peça. A realização dos ensaios em peças acabadas tem por objetivo verificar o seu comportamento, independente do valor da carga aplicada, aferindo a ductilidade ou constante elástica.

Figura 5 – Modelos de corpo de prova como amostra utilizado em ensaios de tração e torção, entre outros. Adaptado de (ZOLIN, 2011)



Os ensaios mecânicos são divididos inicialmente em não-destrutivos e destrutivos. O primeiro é utilizado para detectar e avaliar falhas nos materiais, também para o monitoramento de condições de operações de máquina (SOBRINHO, 2013). Sua principal vantagem é o não descarte do material ou estrutura de teste. Dois ensaios não-destrutivos comumente utilizados são realizados por inspeção visual e por ultrassom.

A inspeção visual é uma técnica para detectar falhas na superfície, grau de acabamento e formato da peça. Sua eficácia depende da experiência do responsável e das condições do local, como iluminação e acesso. Já o ensaio por ultrassonografia consiste na emissão de uma onda mecânica na superfície da peça e a captação da reflexão da onda que incide em uma descontinuidade, conforme as Figuras 6a e 6b, respectivamente. O tempo de espera da onda refletida indica a posição da falha.

Os ensaios destrutivos são os mais utilizados para determinar ou verificar as propriedades dos materiais e medir a capacidade de suportar esforço de uma peça pronta. Estes ensaios se caracterizam por inutilizar o modelo ensaiado: em alguns casos causam Figura 6 – Princípio de funcionamento dos ensaios não-destrutivos por Ultrassonografia. Adaptado de: (ZOLIN, 2011).



pequenos danos, mas que acabam se tornando pontos com concentração de tensão; em outros, destroem completamente a elemento. Na Tabela 2 apresentam-se a classificação dos ensaios destrutivos.

Tabela 2 – Classificação dos ensaios destrutivos

Tração	Flexão (Dobramento)
Compressão	Torção
Dureza	Fadiga
Impacto (Fratura)	Fluência

Figura 7 – Formas de aplicação de esforços e fraturas para ensaio de (a) Tração e (b) Compressão. Adaptados de: (ZOLIN, 2011).



Os ensaios de tração e compressão são similares e, em máquinas modernas, podem ser realizados no mesmo equipamento. Para ambos, o elemento ensaiado é preso pelas extremidades, um esforço é aplicado em sentidos opostos e uma célula de carga mensura a deformação, carga e tempo do ensaio. Para a tração, devido à força aplicada sobre a peça esta tende ao alongamento, enquanto que para a compressão ela tende ao achatamento.

O comportamento das fraturas, depende intrinsecamente do material utilizado. Na Figura 7a, observa-se os vários tipos de fraturas decorrentes do ensaio de tração. Para materiais dúcteis, que se deformam consideravelmente antes de romper, o alongamento se torna um comportamento esperado (conforme indicação (a, b) da Figura 7a). Já em materiais frágeis, que não sofrem deformação antes de romper, falhando logo que seu limite de resistência é atingido, as fraturas ocorrem atravessando a seção transversal do material, conforme indicações (c, d, e, f, g) da Figura 7a.

Para o ensaio de compressão, os materiais dúcteis a carga de compressão produz um amassamento crescente que causa o aumento da seção transversal antes de ocorrer a fratura, segundo indicação (a) da Figura 7b. Já para materiais frágeis, não haverá deformação e a falha ocorrera também atravessando a seção transversal, sendo que neste caso a falha será por cisalhamento, provocado pelas tensões de compressão, de cordo com a indicação (b) da Figura 7b.

### **5 MATERIAIS E MÉTODOS**

#### 5.1 MATERIAIS

Para desenvolver computacionalmente um modelo de adaptador, foi utilizado o AutoDesk Inventor 2015, versão Estudante. Nele, foi desenhado um modelo e compiladas simulações para avaliação de deformações e tensões mediante a aplicação de uma carga. O modelo resultante foi utilizado na impressora 3D para a confecção dos protótipos.

Com a finalidade de diminuir o número de experimentos realizados para atingir um resultado ótimo, foi utilizado o método estatístico aplicado com a matriz ortogonal de Taguchi. Os parâmetros escolhidos para serem aplicados ao experimento são provenientes da limitação da impressora 3D Cliever (Figura 8a). Esta dispunha apenas dos parâmetros preenchimento, anéis externos (Figura 8c), espessura (altura entre uma camada de impressão e outra), colunas de suporte e o filamento (Figura 8b). As colunas de suporte são originadas pela impressora, e não pelo arquivo original da peça a ser confeccionada, para dar suporte na impressão de eventuais partes dos modelos que possuem geometria desfavorável.

Figura 8 – Impressora 3D; (a) Impressora 3D Cliever; (b) Filamento PLA utilizado nos experimentos; (c) Anéis externos de impressão. Na peça da esquerda foram utilizadas 4 anéis e na da direita 2 camadas.



Para realização dos ensaios nos modelos desenvolvidos e impressos, foi utilizada uma máquina de tração universal mostrada na Figura 9. Com este equipamento também é

possível realizar ensaios de compressão, necessários para o desenvolvimento do presente estudo.



Figura 9 – Máquina de tração universal EMIC, linha DL1000.

Realizados os ensaios de compressão, os dados são enviados para o software MiniTab, que é uma plataforma que auxilia na obtenção de gráficos e figuras de respostas à vários métodos estatísticos. Nesse software, são gerados os gráficos que manifestam o apontamento da matriz ortogonal de Taguchi para a configuração mais eficiente.

#### 5.2 MÉTODOS

A partir da peça da Figura 2a, uma similar foi idealizada e modelada no software Inventor, mostrada na Figura 10a. A partir do perfil delineado em vermelho na Figura 10b, é possível perceber duas entradas. A entrada superior serve para o encaixe do pé de prótese, que também utiliza parafusos laterais para fixação. Já a entrada inferior serve para fixação do *transfer*, que normalmente é rosqueado ou com adaptadores tipo braçadeira, como pode ser visto também na Figura 2a.

Para a simulação, foi determinado que o ponto de fixação seria a parte superior do adaptador, conforme Figura 11a, que é utilizada como conexão para o encaixe do pé de prótese. Já a aplicação de força foi direcionada para a área central da parte inferior do adaptador, conforme Figura 11b, que é onde o peso realmente seria aplicado no momento da marcha.

Na Figura 12a é possível visualizar o encaixe padrão de um pé de prótese, que deve ser acoplado a um adaptador para fazer a ligação com o *transfer*, que é a haste metálica que substitui a tíbia (conforme Figura 2b). Na Figura 12b é possível ver como é feito o acoplamento do adaptador com o pé de prótese.

O modelo desenvolvido no software de simulação lida apenas com peças maciças. Logo serão utilizados apenas para comparação com os resultados dos ensaios. Os parâmetros definidos para o experimento físico ficaram limitados aos dados pela configuração da impressora 3D (Figura 8a). Figura 10 – Modelo esquemático de adaptador para prótese de membro inferior; (a) Modelo criado no Inventor; (b) Esboço do modelo simulado, para evidenciar as duas entradas existentes, uma para o pé de prótese e o outro para o encaixe do transfer.



Figura 11 – Pontos da simulação; (a) Pontos de fixação da peça; (b) Ponto de aplicação da carga.



Figura 12 – Pé de prótese e seu adaptador; (a) Pé de prótese modelo Ottobock, com haste de metal interna; (b) Encaixe do pé de prótese com o adaptador desenvolvido.



Foi estabelecida a aplicação de uma matriz ortogonal L4 de Taguchi, que utiliza três parâmetros com duas variações cada um, como pode ser visto na Tabela 3.

	Parâmetros				
Número de Experimentos	1 (Densidade)	2 (Anéis)	3 (Espessura)		
1	Nível 1	Nível 1	Nível 1		
2	Nível 1	Nível 2	Nível 2		
3	Nível 2	Nível 1	Nível 2		
4	Nível 2	Nível 2	Nível 1		

Tabela 3 – Matriz L4 de Taguchi

Na Tabela 4 pode-se visualizar as quatro configurações definidas a partir da utilização de três parâmetros: densidade (para 50% e 25%), anéis externos (4 e 2 anéis) e espessura (0.10mm e 0.19mm). O material utilizado nas impressões foi o PLA. Para reduzir os efeitos de variações aleatória dos dados, serão impressas três amostras para cada uma das configurações.

Tabela 4 – Configurações definidas a partir dos parâmetros liberados pela impressora 3D

	Configurações				
Ensaio	Densidade	Anéis Externos	Espessura		
111	50%	4 Anéis	0.10 mm		
212	25%	4 Anéis	$0.19 \mathrm{mm}$		
221	50%	2 Anéis	0.10 mm		
122	25%	2 Anéis	0.19 mm		

Como esse adaptador deve ser utilizado por pessoas, foi considerado que, em posição estática, cada perna suporte aproximadamente metade do peso do usuário. Uma pessoa de 60kg terá a carga distribuída de 30kg para cada perna. Logo, a conexão deve suportar a carga de aproximadamente 300N sem sofrer deformações significativas. O software foi utilizado para realizar simulações de esforço e, assim, determinar se o modelo criado era capaz de suportar uma carga mínima de 300N sem sofrer deformações além do estipulado.

Para efeito de fator de segurança, foram realizados simulações também para as cargas de 1000N e 3000N. Em nenhum dos casos a deformação deveria exceder o limite de 3mm, pois esta é a diferença de comprimento entre os membros inferiores considerada normal. Para valores superiores a este, pode haver desconforto durante a marcha (HOPPENFELD, 1999).

Para verificar a capacidade de cada configuração de resistir à aplicação de esforço estático, foram realizados ensaios de compressão em todos os modelos impressos utilizando a máquina de tração universal (Figura 9). O ensaio de compressão teve como parâmetro de parada uma deformação de 4mm, sendo aplicado à velocidade de 0,5mm/min. Mesmo não sendo realizado um ensaio com o corpo de prova padrão, o objetivo era verificar qual carga o adaptador suportaria até o momento da fratura.

De posse dos valores gerados nos ensaios de compressão, que ofereciam dados de tempo, deformação e força, foi calculada a eficiência de cada parâmetro em função da deformação. Utilizamos o método de Taguchi, definindo que o ideal seria ter uma deformação menor-melhor, foi aplicado a equação (Equação 5.1) dada pelo método.

$$10 \times \log(\frac{1}{n} \times \sum Y^2) \tag{5.1}$$

sendo:

- n o número de amostra. Neste caso, assume o valor três, que é a quantidade de amostras para cada configuração.
- Y os valores a serem avaliados. Neste caso, os valores de deformação encontrados nos ensaios de compressão.

### 6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

#### 6.1 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL E IMPRESSÃO 3D

Nas simulações, a deformação máxima encontrada para aplicação de 300N (Figura 13a) foi de 0.008021mm, enquanto para 1000N encontramos 0.02681mm (Figura 13b). Já para a aplicação de 3000N (Figura 13c) o valor foi de 0.07898mm. Também é visível que o ponto de maior deformação é o mesmo para as três simulações, pois essa região tem a menor seção, logo sofre a maior tensão e fica mais propensa à deformação.

Para as três simulações também foi encontrado um fator de segurança de 15.

Seguindo das informações da Tabela 4 e o modelo criado no software de simulação (Figura 10a), foram confeccionadas as peças na impressora 3D. Cada configuração contou com 3 amostras, conforme pode ser visto na Figura 14a. Sendo assim, foram realizados 12 experimentos no total. As diferenças de preenchimento (50% e 25%) podem ser visualizadas na Figura 14b, o que ressaltou os resultados finais de deformação.

#### 6.2 ENSAIO DE COMPRESSÃO

O ensaio de compressão foi realizado com critério de parada em 4mm de deformação. Com os dados gerados foi possível encontrar as deformações para as cargas pré-estabelecidas. Tendo sido ensaiadas cada configuração e seus grupos de amostras, os resultados obtidos através de média aritmética podem ser vistos na Tabela 5.

Tabela 5 – Deformação média de cada configuração quando submetidas às cargas de 300N, 1000N e 3000N.

	Configurações			Média	da Defor	rmação
Ensaio	Densidade	Anéis Externos	Espessura	300N	1000N	3000N
111	50%	4 Anéis	0.10 mm	0.1045	0.1729	0.3072
212	25%	4 Anéis	$0.19 \mathrm{~mm}$	0.1174	0.2197	0.4496
221	50%	2 Anéis	0.10  mm	0.1118	0.1993	0.4155
122	25%	2 Anéis	$0.19 \mathrm{mm}$	0.0646	0.1542	0.3618

As deformações encontradas na simulação e no ensaio de compressão tiveram diferenças significativas, conforme gráfico da Figura 15. Isso se deve principalmente ao fato de a simulação trabalhar apenas com peças maciças, o que acarreta em uma maior resistência a deformação, enquanto os modelos utilizados no experimento tinham apenas 50% e 25% de preenchimento. Portanto, podem ser considerados mais frágeis e, por isso, sofreram maiores deformações.



Figura 13 – Simulação da deformação para a aplicação de (a) 300N; (b) 1000N e (c) 3000N.

(c)

Figura 14 – Configurações confeccionadas por impressão 3D; (a) Horizontalmente estão distribuídas cada configuração e verticalmente estão dispostas as amostras de cada item; (b) Diferença de preenchimento das peças, a da direita foi impressa com 25% e a da esquerda com 50%.



#### 6.3 METODOLOGIA DE TAGUCHI

Os valores de deformação média da Tabela 5 foram inseridos no software MiniTab, obtendo assim os dos dados da relação sinal-ruído S/N (Tabela 6) e o gráfico do efeito de cada parâmetro na relação sinal-ruído (Figura 16).

Para analisar do impacto individual dos fatores é preciso verificar os valores da razão sinal-ruído (S/N). O fator densidade, representado pela coluna A, apresentou a maior diferença entre razões, de 2.205, enquanto o fator da coluna B, camadas externas, possui a menor diferença no valor de 0.342. Logo, o fator mais impactante foi a densidade, o que pode ser constado também no gráfico, onde as configurações com 50% de densidade apresentaram menores deformações. A configuração que apresentou a menor deformação, para esse experimento, é a que possui 50% de preenchimento, 4 fileiras de camada externa e 0.10mm de espessura, que é a mesma configuração 111 (Tabela 4).

Essa configuração fez parte dos experimentos já realizados, logo não houve necessidade de um experimento de confirmação. Na Figura 15 é possível perceber que a configuração 111 realmente apresentou a menor deformação para a aplicação de 3000N de carga.

#### 6.4 FRATURA

Foi observado, durante os ensaios, que para a faixa de deformação de 4mm ocorreram o início de fraturas. Também nesse ponto foi possível verificar visualmente o surgimento de embuchamento nas peças. Na Tabela 7 encontram-se os valores médios de carga no início das trincas. Tais valores apontam para o fato de que a carga aplicada necessária para que haja fratura é muito elevada. Considerando as necessidades de projeto propostas nesse trabalho, podemos afirmar que todos os quatro modelos são confiáveis nesse parâmetro.

Figura 15 – Gráfico da deformação média em função da força, para cada uma das configurações e para a simulação.



Tabela 6 – Tabela gerada pelo programa que apresenta a diferença (Delta) entre as razões(S/N). Sendo os fatores A, B e C , respectivamente, a densidade, anéis externos e a espessura.

	Tabela de Resposta para Razões sinal-ruído					
	Menor é melhor					
Nível	A (Densidade)	B (Anéis Externos)	C (Espessura)			
1	9.489	8.557	8.899			
2	7.283	8.215	7.873			
Delta	2.205	0.342	1.027			
Posto	1	3	2			

Figura 16 – Impacto de cada fator para alcançar a menor deformação possível sob a aplicação de 3000N de carga.O fator A corresponde a densidade, B ao número de camandas externas e o fator C representa a espessura.



Tabela 7 – Carga média em cada configuração que ocasiona o início das trincas e embuchamento.

	Configurações					
Ensaio	Densidade	Anéis Externos	Espessura	Média de Carga(N)		
111	50%	4 Anéis	$0.10 \mathrm{~mm}$	28141.0		
212	25%	4 Anéis	$0.19 \mathrm{~mm}$	15209.3		
221	50%	2 Anéis	0.10 mm	13505.3		
122	25%	2 Anéis	$0.19 \mathrm{~mm}$	19648.3		

Na Figura 17, é possível visualizar a formação das trincas, exceto no modelo 122, que foi o único a não apresentar fratura ao atingir 4mm de deformação. Isso ocorreu possivelmente por ser a configuração com maiores espaçamentos, por ter apenas duas camadas externas e espessura de 0,19mm (Tabela 4). Logo, o modelo 122 pode ser a configuração mais flexível.



Figura 17 – Surgimento de trincas quando foi alcançada uma deformação de 4mm, exceto pelo modelo 122.

O custo de material para confeccionar esses modelos não ultrapassou R\$ 13,00 (treze reais) por unidade, como mostra a Tabela 8. Mesmo considerando o custo de máquina e de um funcionário para supervisionar as impressões, o custo final ainda seria muito inferior ao custo de mercado do modelo convencional que varia, em média, de R\$2.000,00 a R\$3.000,00 (dois mil reais a três mil reais).

Tabela 8 – Quantidade em milímetros, custo e tempo de impressão para a confecção de cada configuração.

		Configurações				
Ensaio	Densidade	Anéis Externos	Espessura	Filamento(mm)	Custo	Tempo
111	50%	4 Anéis	0.10 mm	23472	12.82	10:56:22
212	25%	4 Anéis	0.19 mm	16158	8.33	06:23:07
221	50%	2 Anéis	0.10  mm	14517	7.92	06:58:25
122	25%	2 Anéis	0.19  mm	21504	11.73	08:28:16

Uma desvantagem desse processo é a demora da impressão. Este tempo pode ser reduzido através da remodelagem do desenho simulado, tornando-o mais esguio. Um fator atenuante é que a requisição de peças desse tipo não se dá em larga escala, mas sim por pedidos pontuais, de forma quase personalizada. É isso o que ocorre com a impressão de próteses de membro superior por ONG's (RIBEIRO; MIYADAIRA; FERRUZZI, 2016). Justamente por esse motivo, é essencial oferecer produtos acessíveis às pessoas que necessitam desse tipo de tecnologia, em particular a população mais carente.

#### 7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho se propôs a modelar, simular e construir um adaptador de prótese de membro inferior usando impressoras 3D. Conforme os objetivos propostos, pretendíamos avaliar a possibilidade de se chegar a um modelo de adaptador capaz de suportar as cargas estipuladas e não ter um baixo custo de confecção.

As deformações encontradas na simulação satisfazem o limite máximo de 3mm, além de estabelecer um coeficiente de segurança de 15 para as três cargas testadas. Os valores dos ensaios de compressão tiveram comportamento similar, tendo a configuração 111 (50%; 4 fileiras; 0.10mm) sofrido as menores deformações, enquanto a configuração 212 (25%; 4 fileiras; 0.19mm) apresentou as maiores deformações. Tais resultados estão em concordância o experimento de Taguchi, dado na Figura 3, a partir de onde sabemos que a configuração 111 foi a mais eficiente no requisito menor deformação.

Como pode ser visto na Figura ??, os fatores 'densidade' e 'camada externa' obtiveram o maior e o menor delta, respectivamente. Portanto, esses fatores são o mais e o menos significativo, respectivamente, quando se busca a menor deformação para aplicação de carga.

Assim, embora não tenha sido realizado um ensaio com a configuração 222 (25%; 2 fileiras; 0.19mm), o resultado de 212 (25%; 4 fileiras; 0.19mm) também era esperado, pois esta configuração possui duas das características de menor desempenho. Apesar disso, o modelo 212 ainda atende aos pré-requisitos de deformação máxima à carga utilizada para o fator de segurança (3000N).

A confiabilidade dos modelos pode ser atestada pelos valores médios de deformação para as cargas aplicadas (Tabela 5) e pelos altos valores de carga necessários para o surgimento de trincas e embuchamento (Tabela 7). A partir de tais valores, podemos afirmar que qualquer uma das configurações testadas, quando utilizada por uma pessoa de 60kg (força aplicada pra cada perna de 300N de forma estática), não deformará além do estipulado (3mm), nem sofrerá trincas. Tais resultados, juntamente com o preço médio calculado por peça (menos de R\$ 13), confirma a suposição inicial de que a impressão 3D pode ser empregada para a confecção desse tipo de órtese de baixo custo.

Apesar dos resultados muito positivos, ainda serão necessários vários outros estudos para validar a utilização desse modelo de adaptador por pessoas. Alguns dos passos necessários para alcançar esse objetivo seria:

- Refazer os experimentos utilizando outros parâmetros, como:
  - a aplicação de *primer* para o revestimento externo;

- a utilização de outros filamentos, como ABS, PETG e Nylon, entre outros;
- Realizar ensaios de esforços dinâmicos, como o ensaio de fadiga. Para avaliar o comportamento do componente sob esforço contínuo e assim mensurar sua vida útil.
- Proceder com experimentos empregando o adaptador em próteses de tornozelo de indivíduos na cidade de São Luís-MA.

O presente trabalho culminou na publicação de artigo completo no XXIV Congresso Internacional de Engenharia Mecânica – COBEM 2017, sob o título *Lower limb prosthesis* to ankle adapter manufactured in 3D printer.

#### REFERÊNCIAS

ALMEIDA, C. S. Avaliação da resistência à fratura de próteses fixas temporárias reforçadas por uma malha de nylon experimental. Tese (Doutorado) — UNESP-Univ Estadual Paulista-Instituto de Ciência e Tecnologia-CSJC, 2015.

ALMEIDA, H. S. de; TOLEDO, J. C. de. Método Taguchi: Qualidade voltada para o projeto do produto e do processo. *Revista de Administração da Universidade de São Paulo*, v. 24, n. 4, 1989.

ARVIDSSON, M.; GREMYR, I.; HASENKAMP, T. An operationalization of robust design methodology. In: LINKÖPING UNIVERSITY ELECTRONIC PRESS. 10th QMOD Conference. Quality Management and Organizational Development. Our Dreams of Excellence; 18-20 June; 2007 in Helsingborg; Sweden. [S.1.], 2008.

BENEDETTO, K. M. D.; FORGIONE, M. C. R.; ALVES, V. L. R. Reintegração corporal em pacientes amputados e a dor-fantasma. *Acta Fisiátrica*, v. 9, n. 2, p. 85–89, 2016.

BLOHMKE, F. Compêndio Otto Bock: Próteses para o membro superior. *Berlin: Schiele* & *Schön*, 1994.

BLUMM, A. C. N. Análise do ambiente mercadológico e tecnológico para a definição de especificações-meta e conceito de uma prótese transtibial. 2016.

CASEY, L. Prototype pronto. *Packaging Digest*, v. 46, n. 8, p. 54–56, 2009.

CHEN, Y.; NG, C. Integrated reverse engineering and rapid prototyping. *Computers & Industrial Engineering*, Elsevier, v. 33, n. 3-4, p. 481–484, 1997.

CORREIA, E. A. S.; CARDOZA, J. A. S. Planejamento de experimentos no processo produtivo utilizando o método taguchi. *Gepros: Gestão da Produção, Operações e Sistemas*, Universidade Estadual Paulista-UNESP Bauru, Depto de Engenharia de Produção, v. 6, n. 1, p. 55, 2011.

CRUMP, S. Apparatus and method for creating three-dimensional objects. Google Patents, 1992. US Patent 5,121,329. Disponível em: <a href="https://www.google.com.br/patents/US5121329">https://www.google.com.br/patents/US5121329</a>.

DABAGUE, L. A. M. O processo de inovação no segmento de impressoras 3D. 2014. Monografia (Bacharel em Ciências Econômicas), UFPR (Universidade Federal do Paraná), Brasil.

ESTÊVÃO, R. J. O. Desenvolvimento de uma prótese transtibial endoesquelética. Dissertação (Mestrado) — Universidade de Aveiro, 2009.

FRANCA, J. E. M. et al. Tendências em biomecânica ortopédica aplicadas à reabilitação. *Acta Ortop Bras*, SciELO Brasil, v. 9, n. 3, p. 45, 2001.

GOLDCHER, A. Podologia. 5. ed. [S.l.]: ROCA, 2010. 72–76 p.

GROSS, B. C. et al. Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences. [S.l.]: ACS Publications, 2014.

HERR, H. The new bionics that let us run, climb and dance. 2014. Accesso em 10 nov. 2017. Disponível em: <a href="https://www.ted.com/talks/hugh\_herr\_the\_new\_bionics\_that\_let\_us\_run\_climb\_and\_dance">https://www.ted.com/talks/hugh\_herr\_the\_new\_bionics\_that\_let\_us\_run\_climb\_and\_dance</a>>.

HOPPENFELD, S. Propedêutica ortopédica: coluna e extremidades. [S.l.]: Atheneu, 1999.

HULL, C. W. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. [S.l.]: Google Patents, 1986. US Patent 4,575,330.

KUNKEL, M. E.; BARNA, M. A. Modificações estruturais e de desempenho de um protótipo de prótese de mão mecânica feita por impressão 3d. In: *IV ENCONTRO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA-2014*. [S.l.: s.n.], 2014.

LOPES, J. A. L.; ALMEIDA, L. C. *Metodologia para concepção de prótese ativa de mão utilizando impressora 3d*. Dissertação (Monografia) — Universidade de Brasília, August 2014.

NERY, C. A. d. S. et al. Artroplastia total de tornozelo: experiência brasileira com a prótese hintegra. *Revista Brasileira de Ortopedia*, Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia, 2010.

PEREIRA, H. et al. Comportamento mecânico do poli (ácido láctico) com diferentes pigmentações para a impressão 3d de componentes para aplicação em próteses e órteses. 2016.

PERONA, M. Manufacturing conformity assessment through taguchi's quality loss function. International Journal of Quality & Reliability Management, MCB UP Ltd, v. 15, n. 8/9, p. 931–946, 1998.

POLIS, J. E. et al. Projeto e construção de parte estrutural de protese de mão humana com movimentos. [sn], 2009.

REIS, G. dos; JÚNIOR, A. J. C.; CAMPOS, R. da S. Perfil epidemiológico de amputados de membros superiores e inferiores atendidos em um centro de referência. 2012.

RIBEIRO, W. C.; MIYADAIRA, A. N.; FERRUZZI, Y. Desenvolvimento de mão robótica de baixo custo. *Revista Eletrônica Científica Inovação e Tecnologia*, v. 1, n. 13, p. 93–99, 2016.

SADEGHI, S. H. et al. Soil erosion assessment and prioritization of affecting factors at plot scale using the taguchi method. *Journal of Hydrology*, Elsevier, v. 448, p. 174–180, 2012.

SAMPOL, A. V. A Protetização no Amputado de Membro Inferior. 2014. Accesso em: 20 nov. 2017. Disponível em: <a href="http://portaldafisioterapia.com.br/">http://portaldafisioterapia.com.br/</a> a-protetizacao-no-amputado-de-membro-inferior/>.

SANTOS, I. C. R. V. et al. Amputations for diabetic foot and social factors: implications for nursing preventive care. *Northeast Network Nursing Journal*, v. 12, n. 4, 2012.

SAVADAMUTHU, L.; MUTHU, S.; VIVEKANANDAN, P. Quality improvement in turning process using taguchi's loss function. *International Journal of Soft Computing and Engineering*, Citeseer, v. 1, n. 4, p. 2231–2307, 2011.

SOBRINHO, E. P. Inspeção em turbinas a gás com o uso do boroscópio. 2013.

SPIE. Chuck Hull: Pioneer in Stereolithography. 2013. Accesso em: 15 nov. 2017. Disponível em: <a href="https://spie.org/membership/spie-professional-magazine/spie-professional-archives-and-special-content/2013-january-spie-professional-archive/chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-magazine/spie-professional-archive/chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-magazine/spie-professional-archive/chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive/chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive/chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive/chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive/chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive/chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive/chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive/chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive/chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive//chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive//chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive//chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive//chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive//chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive//chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive//chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive//chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive//chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie-professional-archive//chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie.org/membership/spie-professional-archive//chuck-hull>">https://spie.org/membership/spie.org/membership/spie.org/membership/spie.org/membership/spie.org/membership/spie.org/membership/spie.org/membership/spie.org/membership/spie.org/membership/spie.org/membership/spie.org/membership/spie.org/membership/spie.org/membership/spie.org/membership/spie.org

Swiss Innovation Forum. *Hugg Herr*. 2017. Accesso em: 10 nov. 2017. Disponível em: <a href="http://www.swiss-innovation.com/hughherr>">http://www.swiss-innovation.com/hughherr></a>.

TAGUCHI, G.; CHOWDHURY, S.; TAGUCHI, S. Robust engineering. 2000. [S.l.]: McGraw-Hill, New York, 2000.

TERRA, R. M.; MINAMOTO, H.; JATENE, F. B. Dispositivos intra-traqueais: próteses ou órteses? *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, Jornal Brasileiro de Pneumologia, v. 32, n. 6, p. 606–607, 2006.

VALCANAIA, D. d. V. et al. Resistencia a flexão do sistema targis/vectris. [sn], 2000.

VALENÇA, T. D. C. et al. Repercussões sociais da aquisição de uma deficiência física na vida de idosos. *Kairós. Revista da Faculdade de Ciências Humanas e Saúde. ISSN 2176-901X*, v. 20, n. 1, p. 41–55, 2017.

ZOLIN, I. Ensaios Mecânicos e Análise de Falhas. 2011. Apostila.