



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS – REGIONAL CATALÃO
UNIDADE ACADÊMICA ESPECIAL DE MATEMÁTICA E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MODELAGEM E OTIMIZAÇÃO



Bruno Alves Maia

**PARAMETRIZAÇÃO DIMENSIONAL, POR MODELO DE
REGRESSÃO, DE PRÓTESES DE MÃO PARA CRIANÇAS,
CONFECCIONADAS POR MANUFATURA ADITIVA**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CATALÃO – GO, 2016

BRUNO ALVES MAIA

PARAMETRIZAÇÃO DIMENSIONAL, POR MODELO DE
REGRESSÃO, DE PRÓTESES DE MÃO PARA CRIANÇAS,
CONFECCIONADAS POR MANUFATURA ADITIVA

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Modelagem e Otimização pela Universidade Federal de Goiás – Regional Catalão.

Orientador:
Marcelo H. Stoppa

CATALÃO – GO

2016

TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAR AS TESES E DISSERTAÇÕES ELETRÔNICAS NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a Lei nº 9610/98, o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou *download*, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

1. Identificação do material bibliográfico: ☒ **Dissertação** ☐ **Tese**

2. Identificação da Tese ou Dissertação

Nome completo do autor: Bruno Alves Maia

Título do trabalho: Parametrização dimensional, por modelo de regressão, de próteses de mão para crianças, confeccionadas por manufatura aditiva.

3. Informações de acesso ao documento:

Concorda com a liberação total do documento ☒ SIM ☐ NÃO¹

Havendo concordância com a disponibilização eletrônica, torna-se imprescindível o envio do arquivo em formato digital PDF da tese ou dissertação.

Bruno Alves Maia

Assinatura do autor ²

Data: 09 / 10 / 2016

¹ Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. A extensão deste prazo suscita justificativa junto à coordenação do curso. Os dados do documento não serão disponibilizados durante o período de embargo.

²A assinatura deve ser escaneada.

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do
Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.

Alves Maia, Bruno

Parametrização Dimensional, por Modelo de Regressão, de Próteses
de Mão para Crianças, Confeccionadas por Manufatura Aditiva
[manuscrito] / Bruno Alves Maia. - 2016.

71 f.: il.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Henrique Stoppa.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Goiás, Unidade
Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Catalão,
Programa de Pós-Graduação em Modelagem e Otimização, Catalão, 2016.
Bibliografia.

Inclui lista de figuras, lista de tabelas.

1. Prótese de mão, Membro Superior. 2. Criança. 3. Antropometria. 4.
Modelo de Regressão. I. Henrique Stoppa, Marcelo, orient. II. Título.

CDU 519.246.

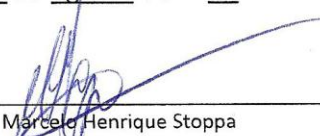


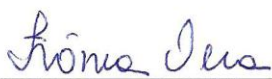
Defesa Nº 10

Ata de Defesa Pública – Dissertação de Mestrado

Aos 24 dias do mês de agosto do ano de 2016, às 10 h: 00 min, reuniram-se os componentes da banca examinadora, professores(as) Dr. Marcelo Henrique Stoppa (presidente e orientador), Dr^a. Ivânia Vera e Dr. Heber Martins de Paula para, em sessão pública realizada na Sala de Reuniões (Centro Integrado de Pesquisa), da Regional Catalão (RC), da Universidade Federal de Goiás (UFG), procederem com a avaliação do trabalho intitulado: "Parametrização Dimensional, por Modelo de Regressão, de Próteses de Mão para Crianças, Confeccionadas por Manufatura Aditiva", em nível de Mestrado, área de concentração Modelagem e Otimização, de autoria de Bruno Alves Maia, discente do Programa de Pós-Graduação em Modelagem e Otimização (PPGMO) da UFG/RC. A sessão foi aberta pelo presidente da banca, que fez a apresentação formal dos membros da banca. A seguir, a palavra foi concedida ao discente que, dentro do tempo regulamentar, procedeu a apresentação de seu trabalho. Terminada a apresentação, cada membro da banca arguiu o candidato, tendo-se adotado o sistema de diálogo sequencial. Terminada a fase de arguição, procedeu-se a avaliação do trabalho. Os membros da banca consideraram o trabalho final: ☒ **Aprovado** (unanimidade) ou ☐ **Reprovado** (por maioria simples). Cumpridas as formalidades de pauta, às 11 h: 40 min a presidência da mesa encerrou a sessão e para constar, eu Marcelo Henrique Stoppa, lavrei a presente Ata que, depois de lida e aprovada, segue assinada pelos membros da banca examinadora e pelo discente e, posteriormente, será homologada pelo Colegiado do PPGMO.

Catalão-GO, 24 de agosto de 2016.


Prof. Dr.: Marcelo Henrique Stoppa
Programa de Pós-Graduação em Modelagem e
Otimização, UFG/RC.
(Presidente da Banca)


Prof^a. Dr^a.: Ivânia Vera
IBIOTEC - Universidade Federal de Goiás - RC


Prof. Dr.: Heber Martins de Paula
FENG - Universidade Federal de Goiás - RC


Discente: Bruno Alves Maia
Programa de Pós-Graduação em Modelagem e
Otimização, UFG/RC.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus, pela força e coragem durante toda a caminhada.

Agradeço a minha família pelo carinho, paciência e apoio, em mais um degrau da minha vida.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Marcelo Henrique Stoppa, pelos ensinamentos, dedicação, compreensão e amizade.

Por fim, agradeço a todos os amigos e colegas que contribuam direta ou indiretamente nesse projeto.

RESUMO

MAIA, BRUNO A. *PARAMETRIZAÇÃO DIMENSIONAL, POR MODELO DE REGRESSÃO, DE PRÓTESES DE MÃO PARA CRIANÇAS, CONFECCIONADAS POR MANUFATURA ADITIVA* . 2016. 75 f. Dissertação (Mestrado em Modelagem e Otimização) – Unidade Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Universidade Federal de Goiás – Regional Catalão, Catalão – GO.

A utilização de membros artificiais proporciona grandes melhorias na qualidade de vida de pessoas que nasceram com malformação ou perderam os membros superiores. No entanto, o valor das próteses convencionais não é acessível à maioria da população. Com o objetivo de modificar essa realidade, começaram a surgir projetos utilizando a manufatura aditiva. O emprego de tal tecnologia, permite a confecção de próteses mais acessíveis e customizadas. Porém, o dimensionamento adequado dos projetos ainda é um problema, devido à falta de dados relativos ao tamanho dos membros superiores, principalmente sobre crianças e adolescentes. Com base nessa necessidade, este trabalho busca encontrar uma forma de parametrizar as dimensões da mão, auxiliando assim no melhor dimensionamento das próteses. Sendo assim, este trabalho procura uma variável que apresenta correlação satisfatória com as dimensões do membro superior. Após encontrar tal relação, foram criados uma tabela e um modelo paramétrico que conseguem estimar o comprimento da mão a partir da estatura.

Palavras-chaves: Prótese de mão, Membro Superior, Criança, Antropometria, Modelo de Regressão.

ABSTRACT

MAIA, BRUNO A. *PARAMETRIZAÇÃO DIMENSIONAL, POR MODELO DE REGRESSÃO, DE PRÓTESES DE MÃO PARA CRIANÇAS, CONFECCIONADAS POR MANUFATURA ADITIVA*. 2016. 75 f. Master Thesis in Modelling and Optimization – Unidade Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Universidade Federal de Goiás – Regional Catalão, Catalão – GO.

The use of artificial limbs provides great improvements in the quality of life of people who were born with malformation or have lost their upper limbs. However, the value of conventional prostheses is not accessible to the majority of the population. In order to change this reality, began to emerge projects using additive manufacturing. The use of such technology allows the manufacture of more accessible and customized prostheses. However, the adequation of project design is still a problem, due to the lack of data on the size of the upper limbs, especially on children and adolescents. Based on this need, this work seeks to find a way to parameterize the hand dimensions, thus helping in the better dimensioning of the prostheses. Thus, this work looks for a variable that presents satisfactory correlation with the dimensions of the upper limb. After finding such a relationship, a table and a parametric model were created that can estimate the length of the hand from the height.

Keywords: Hand prosthesis, Upper limb, Children, Anthropometry, Regression Model.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Membro artificial mais antigo que se têm registro.	21
Figura 1.2 – Exemplo de perna de pau.	22
Figura 1.3 – Prótese que pertenceu a Gotz Von Berlichingen.	23
Figura 1.4 – Desenho da primeira mão com movimentos pneumáticos.	24
Figura 1.5 – Exemplo de protóteses biônicas, na esquerda o modelo Michelangelo da empresa Ottobock, na direita o modelo i-limb da empresa Touch Bionics. . .	26
Figura 1.6 – Exemplo de protóteses: A) prótese passiva; B) prótese mecânica; C) prótese com sensor mioelétrico; D) Próteses Híbridas.	27
Figura 1.7 – Exemplo de dispositivos terminais; A) Gancho; B) Mão	27
Figura 1.8 – Desenho de Ambroise Paré da prótese " <i>Le Petit Lorrain</i> ". A) detalhes do mecanismo de movimento; B) dorso da prótese.	29
Figura 1.9 – Exemplo de luva estética.	30
Figura 2.1 – Estrutura óssea da mão.	36
Figura 2.2 – Movimentos de adução, abdução, flexão e extensão da mão.	37
Figura 2.3 – Músculos interósseos da mão. A) Músculos palmares; B) Músculos dorsais	38
Figura 2.4 – Exemplos de preensões digitais	39
Figura 2.5 – Exemplos de preensões palmares	39
Figura 2.6 – Exemplos de preensões centrais	39
Figura 2.7 – Medidas coletadas: m) metacarpo; pp) falange proximal; pm) falange medial; pd) falange distal; tip) tecido mole da falange distal; d) comprimento total das falanges do dedo; de) comprimento total do tecido até a ponta do dedo pp*) altura do tecido na articulação metacarpofalângica.	41
Figura 3.1 – Ilustração simplificada do processo FDM.	45
Figura 3.2 – Passos do processo de criação e confecção por FDM.	46
Figura 3.3 – Próteses confeccionadas pela Autodesk.	49
Figura 3.4 – Prótese " <i>K1 Hand</i> " disponível disponível no e-NABLE.	51
Figura 3.5 – Prótese HACKberry.	52
Figura 4.1 – Dados da Idade pelo Comprimento da mão coletados por Snyder <i>et al.</i> (1975).	54

Figura 4.2 – Imagem pronta para a impressão e coleta das medidas. As medidas coletadas são: a) largura da mão impressa; b) comprimento da mão impressa; c) comprimento da palma da mão impressa; d) comprimento do dedo médio da mão impressa; e) comprimento do polegar da mão impressa; f) comprimento do dedo indicador da mão impressa; g) comprimento do dedo anelar da mão impressa.	56
Figura 4.3 – Gráfico da Altura x Comprimento da Mão dos autores citados, mostrando homens e mulheres (medidas em cm)	58
Figura 4.4 – Exemplo de linha de regressão	60
Figura 4.5 – Diagrama de dispersão, reta de regressão e intervalo de confiança	61
Figura 4.6 – Tipos de correlação: a) Correlação linear positiva; b) Correlação linear negativa; c) Não há correlação; d) Correlação não linear	62
Figura 4.7 – Modelo dimensional gráfico da mão em tamanho real (escala 1:1).	65
Figura 4.8 – Dimensões da prótese <i>Flexy Hand 2</i> (e-NABLE): A) 50% de redução; B) Tamanho real disponível no <i>site</i>	66

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Comprimento das falanges, metacarpos e tecido mole das falanges distais (medidas em mm).	40
Tabela 3.1 – Propriedades mecânicas do ABS e PLA (valores em MPa)	48
Tabela 4.1 – Relações entre a altura e comprimento da mão encontrados na literatura .	58
Tabela 4.2 – Dados obtidos pela regressão	64

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABS — *Acrilonitrila Butadieno Styrene*

AOPA — Associação Americana de Prótese e Órtese, do inglês: *American Orthotic & Prosthetic Association*

APRL — *Army Prosthetics Research Laboratory*

CAD — Desenho Assistido por Computador, do inglês: *Computer Aided Design*

CEP — Comitê de Ética em Pesquisa

DARPA — *Defense Advanced Research Project Agency*

EMG — Eletromiográfico

FDM — *Fused Deposition Modeling*

IBGE — Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

LOM — *Laminated Object Manufacturing*

MMQ — Método dos Mínimos Quadrados

PC — Policarbonato

PET — Polietileno Tereftalato

PLA — Ácido Polilático (do inglês *Polylactic Acid*)

SLS — *Selective Laser Sintering*

TALE — Termo de Assentimento Livre e Esclarecido

TCLE — Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TPE — Elastômeros Termoplásticos Flexíveis (do inglês: *Polyvinyl chloride*)

UFG — Universidade Federal de Goiás

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	História das Próteses	21
1.2	Próteses de Membro Superior	26
1.3	Prótese de Membro Superior Infantil	31
1.4	Objetivo Geral	32
1.5	Objetivos Específicos	32
1.6	Desenvolvimento	33
2	A MÃO	35
2.1	Estrutura da Mão	35
2.1.1	Ossos	35
2.1.2	Articulações	37
2.1.3	Músculos	37
2.2	Preensões	38
2.3	Antropometria	40
3	MATERIAIS E PROJETOS DE PRÓTESES	43
3.1	Manufatura Aditiva	43
3.1.1	Processo de Impressão FDM	45
3.1.2	Materiais Utilizados na FDM	47
3.1.3	Prótese de perna para as Olimpíadas do Rio 2016	48
3.2	Projetos Existentes	50
3.2.1	e-NABLE	50
3.2.2	HACKberry	51
4	PARAMETRIZAÇÃO DIMENSIONAL	53
4.1	Escolha da variável	53
4.2	Análise dos Dados	58
4.2.1	Regressão	59
4.2.2	Correlação	61
4.3	Padronização das Medidas	63
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	67
	REFERÊNCIAS	69

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

1.1 História das Próteses

Membros artificiais são usados desde o início da humanidade, sendo, as próteses mais antigas pertencentes à civilização egípcia (THURSTON, 2007). Dentre esses membros artificiais, o mais antigo data entre 1295 e 664 a.C. e se trata de uma réplica do dedão do pé direito de uma mulher com idade entre 50 e 60 anos, ela é mostrada na Figura 1.1 (CHOI, 2007). Somente em 500 a.C. é que houve registro de um membro artificial. O qual se refere a Hegesistratus, um prisioneiro que conseguiu fugir de suas correntes, cortando seu pé e substituindo o mesmo posteriormente por uma peça de madeira (BELLIS, 2016).

Figura 1.1 – Membro artificial mais antigo que se têm registro.



Fonte: (CHOI, 2007).

As próteses foram desenvolvidas para serem funcionais, estéticas e terem sentido psíquico-espiritual de totalidade (THURSTON, 2007). Essa função psíquico-espiritual pode

ser observada em culturas antigas, como a egípcia por exemplo. Eles acreditavam que quando uma pessoa era enterrada faltando alguma parte do corpo, ela começaria uma nova vida sem esse membro. Membros artificiais foram encontrados anexados em múmias com detalhes delicados e sem sinais de desgaste. Tais evidências sugerem que as substituições foram feitas quando a pessoa não estava mais viva, sendo então, um preparativo da múmia para sua vida futura (NERLICH *et al.*, 2000).

Posteriormente, durante a Idade Média, as próteses passaram a ter como principais funções, o uso em batalhas e esconder deformidades. Nesse período não ocorreram avanços significativos em relação aos membros artificiais. Eles eram dispositivos rústicos, pesados e feitos com materiais disponíveis no período, como: madeira, metal e couro. Não haviam muitas alternativas disponíveis e se resumiam em perna de pau (Figura 1.2) ou gancho para substituir a mão (THURSTON, 2007).

Figura 1.2 – Exemplo de perna de pau.



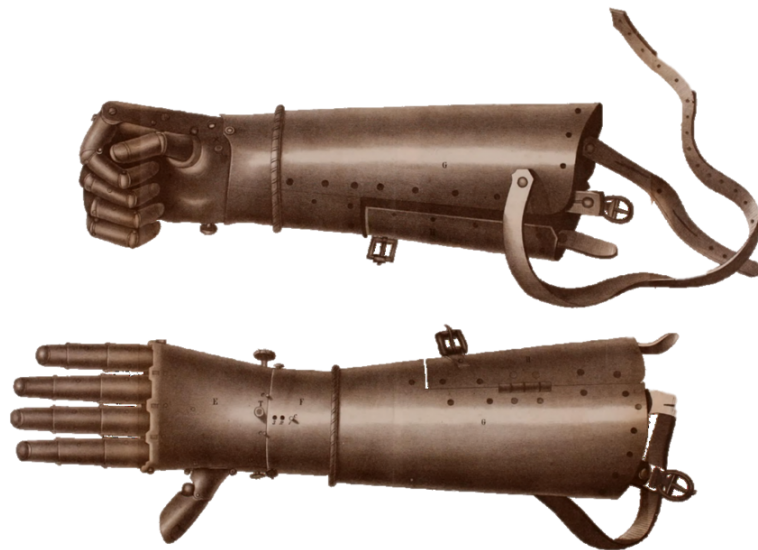
Fonte: (UNKENHOLZ, 2015).

Os cavaleiros medievais utilizavam próteses desenvolvidas exclusivamente para combate, porém, seu manejo era muito complexo. Os braços artificiais portavam um escudo pesado e as pernas serviam apenas para apoiar nos estribos. Tais características tornavam as próteses inúteis para atividades cotidianas. O corpo humano já era bem conhecido, porém desconhecia-se o suficiente para criar próteses funcionais. Além das próteses não serem funcionais, apenas as pessoas com melhor poder aquisitivo tinham acesso à esta tecnologia (MAYER, 2008).

Durante o Renascimento, a prática de amputações era um ato em que não se utilizavam técnicas anestésicas. Agonia e cirurgia eram inseparáveis e as pessoas ainda tinham alto risco de morte por hemorragia, infecção ou ambos (MAYER, 2008). Muitas pessoas começaram a tentar melhorar membros artificiais nesse período. Os maiores avanços se deram com a ajuda de relojoeiros que adicionaram componentes internos, como molas e engrenagens, com a finalidade de tornar as próteses capazes de realizarem movimentos simples (NORTON, 2007).

A recuperação dos conhecimentos das civilizações grega e romana, impulsionaram o desenvolvimento de várias áreas como: arte, filosofia, ciências e medicina (NORTON, 2007). Uma prótese considerada uma obra-prima mecânica, foi feita nesse período. Para Gotz Von Berlichingen, um importante cavaleiro alemão, que perdeu o braço na batalha de Landshut em 1504 e teve uma prótese construída em metal para substituir o membro perdido (Figura 1.3) (MAYER, 2008; CHANCHOLLE *et al.*, 2010).

Figura 1.3 – Prótese que pertenceu a Gotz Von Berlichingen.



Fonte: (UNKENHOLZ, 2015).

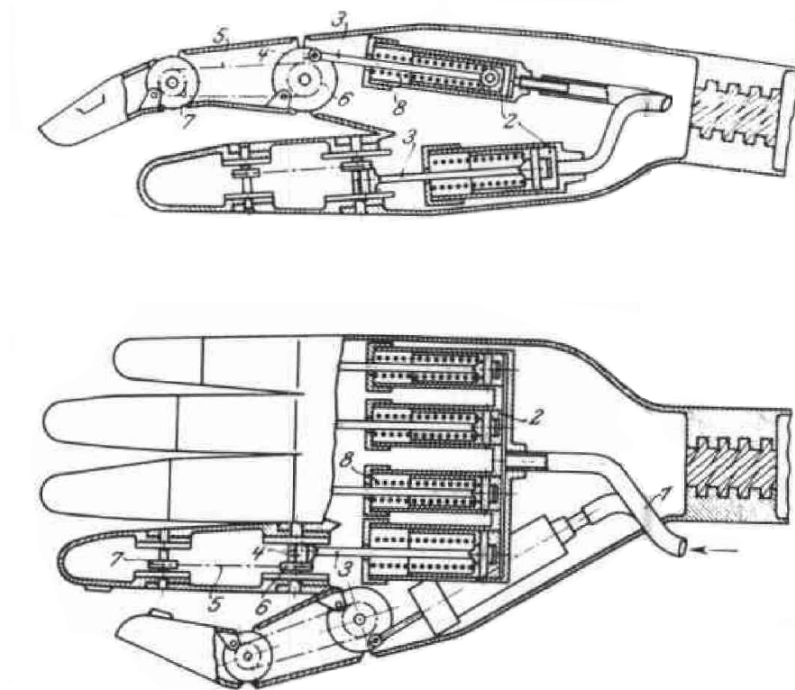
Com relação à cirurgia, Hipócrates descreveu o uso de ataduras, mas esta técnica foi perdida durante a Idade Média. Ela foi reintroduzida em 1529 por Ambroise Paré, um cirurgião militar francês. Em 1674, Etienne Morel introduziu o torniquete, que deu outro impulso à cirurgia de amputação. Essas técnicas serviam para controlar hemorragia, o que proporcionou um aumento significativo na quantidade de pacientes que foram salvos ao terem seus membros amputados (WILSON, 1992).

O período das grandes guerras resultou em muitos óbitos e amputações de membros. Ao passo que, houve indiretamente uma contribuição para o desenvolvimento de muitas técnicas médicas e de próteses. Um exemplo, foi que a partir da Guerra Civil dos Esta-

dos Unidos (1861 a 1865), a população iniciou pesquisas sobre membros artificiais devido a quantidade de pessoas que passaram a utilizar esses artifícios em substituição ao membro perdido durante a guerra (NORTON, 2007).

Prosseguindo, na Primeira Guerra Mundial (1914 a 1918) ocorreram avanços na área de eletrônica, que proporcionaram o desenvolvimento da primeira prótese com acionamentos elétricos, mostrada na Figura 1.4. Seus movimentos eram realizados por sistemas pneumáticos e foi patenteada na Alemanha em 1915 (CHILDRESS, 1985). Ao final da I Guerra Mundial foi formada a Associação Americana de Prótese e Órtese (AOPA) (do inglês: *American Orthotic & Prosthetic Association*). Ela era constituída principalmente por pessoas que desejavam melhorar os membros disponíveis (NORTON, 2007).

Figura 1.4 – Desenho da primeira mão com movimentos pneumáticos.



Fonte: (CHILDRESS, 1985).

Posteriormente, na Europa começaram a ocorrer várias pesquisas no campo da tecnologia de próteses. A grande quantidade de pessoas que começaram a utilizar membros artificiais incentivou a melhoria dos mesmos. Estas pesquisas incluíam áreas como a biomecânica do pé humano, os princípios de alinhamento, e métodos de encaixe para próteses. Houveram importantes contribuições para a tecnologia das próteses na Europa, principalmente por alemães e austríacos. As pesquisas abordavam principalmente sistemas de construção e *design* de componentes protéticos (RADCLIFFE, 1977).

No fim da Segunda Guerra Mundial (1939 a 1945), indivíduos que tiveram membros

amputados em hospitais militares começaram a manifestar a sua decepção com o desempenho proporcionado por seus membros artificiais (NORTON, 2007). A Alemanha se destacou no campo de próteses nesse período, com a criação da empresa *Orthopädische Industrie GmbH* em Berlim (1919). O foco da empresa era confecção e aprimoramento das próteses e seus componentes para os mutilados da Guerra. Novos materiais passaram a ser testados frequentemente com o intuito de melhorar os dispositivos (OTTOBOCK, 2016).

Paralelamente, nos Estados Unidos foi iniciado um programa de pesquisa em membros artificiais. Durante seus primeiros anos, pouca atenção foi dada ao peso das próteses. Eles reconheciam que os membros podiam ser mais leves, mas como a maioria das pessoas que utilizavam próteses eram soldados, eles não tinham problemas com o peso. Porém, mais tarde começaram a ter complicações devido ao peso das próteses para pessoas idosas e desprovidas de força (WILSON, 1979).

No início dos anos 1940 foi desenvolvida a primeira prótese por controle mioelétrica por Reinhold Reiter, um físico que trabalhou na Cruz Vermelha de Baviera, na Alemanha, publicado em 1948. Porém a limitação dos meios de divulgação da época não o tornaram amplamente difundido. Este fato levou a "redescoberta" do controle mioelétrico na Inglaterra, na União Soviética, e talvez outros lugares durante a década de 1950 (CHILDRESS, 1985).

Sistemas de controle mioelétrico utilizam o sistema neuromuscular existente para o acionamento e controle de mecanismos. O controle é realizado por meio de sensores de sinais eletromiográficos (EMG) (BILLOCK, 1986). A eletromiografia permite a avaliação contínua dos nervos colocando eletrodos dentro ou próximos de músculos específicos (LIEBERMAN, 2008). Os sinais EMG estão sendo investigados para analisar e melhorar o esporte, a arte e o desempenho ocupacional. Existe uma vasta área de aplicação destes sinais, incluindo, mas não se limitando ao controle de exoesqueletos, próteses de braço e mãos robóticas (BOYALI; HASHIMOTO, 2016).

As primeiras próteses não trabalhavam com o sistema mioelétrico como é conhecido no século XXI. Um exemplo é o sistema de controle MYOBOCK, conhecido por "*Myoswitch*". Nesta versão simplificada de um controle mioelétrico o EMG não controla diretamente o dispositivo terminal. Em vez disso, o paciente deve gerar um sinal suficientemente forte para ativar um limiar, que dispara um comutador eletrônico (MICHAEL, 1986).

Nas últimas décadas ocorreram inúmeros avanços nos membros artificiais. As próteses atuais permitem ter a mesma qualidade de vida que uma pessoa com membros naturais. As limitações atuais são mínimas, sendo observadas em casos específicos. Para alcançar tal resultado, os dispositivos são compostos de novos materiais e sistemas de controle avançados que possuem alto poder de processamento. Em consequência da tecnologia aplicada, os preços são pouco acessíveis (BERTOLINI, 2015).

Os membros artificiais atuais valem-se das tecnologias inovadoras. Tal fato propiciou a criação de próteses mais leves, funcionais, precisas, confiáveis e com aparência próxima do membro humano. Contudo, há uma barreira impedindo que boa parcela de população com necessidade de uso de próteses tenham acesso a esta tecnologia devido o alto custo das mesmas. Membros artificiais superiores custam no exterior entre \$ 4.000 e \$ 75.000, sendo as biônicas as mais caras (RESNIK *et al.*, 2012). Os dois modelos mais conhecidos de prótese biônica podem ser observados a seguir na Figura 1.5.

Figura 1.5 – Exemplo de protóteses biônicas, na esquerda o modelo Michelangelo da empresa Ottobock, na direita o modelo i-limb da empresa Touch Bionics.



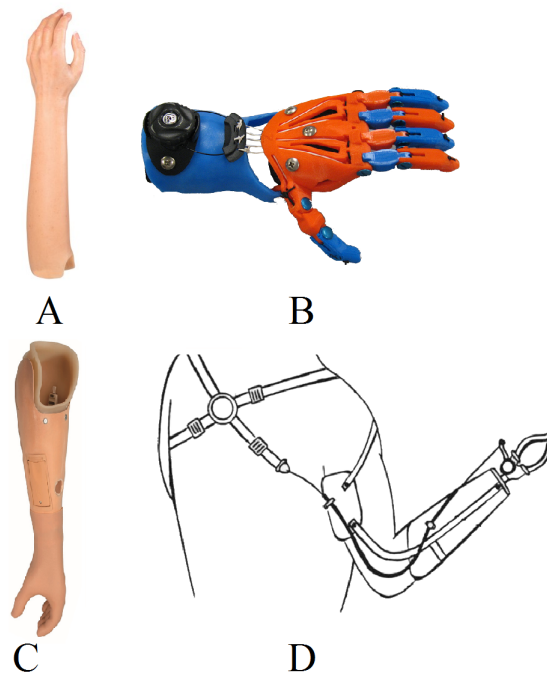
Fonte: OTTOBOCK; Touch Bionics.

1.2 Próteses de Membro Superior

Uma das estruturas mais complexas e desafiadoras da anatomia humana para substituir e restaurar, é a mão. Ela apresenta uma estrutura extremamente complexa que executa inúmeros movimentos com extrema precisão e destreza. Tais fatores desafiam a mente dos pesquisadores até hoje. Além da capacidade cinemática, a mão possui um dos mecanismos sensoriais mais complexos do corpo, dispondo de uma excelente propriocepção e capacidade de *feedback* sensorial (BILLOCK, 1986).

As próteses de membro superior são divididas em quatro classes principais (Figura 1.6), a saber: prótese passiva; prótese mecânica; prótese mioelétrica e prótese híbrida. **Próteses Passivas:** possuem apenas a função estética, não realizando nenhum movimento. **Próteses Mecânicas:** utilizam o movimento do corpo para controlar o dispositivo através de um sistema de cabos. **Próteses Mioelétricas:** tem seus movimentos controlados por sinais EMG, essa tecnologia produz os movimentos próximos da mão humana. **Próteses Híbridas:** são a combinação das próteses mecânicas e mioelétricas. As três últimas classes podem apresentar como dispositivo terminal mãos ou ganchos como apresentado na Figura 1.7 (WRIGHT *et al.*, 2001).

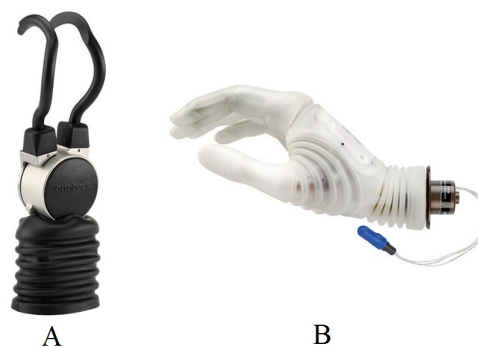
Figura 1.6 – Exemplo de protóteses: A) prótese passiva; B) prótese mecânica; C) prótese com sensor mioelétrico; D) Próteses Híbridas.



Fonte: (OTTOBOCK, ; BILLOCK, 1986; e-NABLE, 2016).

Como já mencionado, as primeiras próteses tinham finalidade psíquico-espiritual de totalidade, portanto eram utilizados apenas após a morte. Os primeiros registros de membros artificiais que foram utilizados durante a vida, pertenceram ao general romano Marcus Sérgio. Ele perdeu a mão direita na Segunda Guerra Púnica (218 - 201 a.C.) e uma prótese de metal foi feita para substituir o membro. De movimentos limitados, serviu apenas para segurar um escudo, Possibilitando que retornasse ao campo de batalha (ROBINS, 1984).

Figura 1.7 – Exemplo de dispositivos terminais; A) Gancho; B) Mão



Fonte: OTTOBOCK.

A Idade Média foi um período de muitas batalhas e poucos avanços em todas as áreas. A taxa de mortalidade entre os amputados era muito alta. Esses valores se devem ao fato de amputarem usando técnicas rústicas como guilhotina quente, aplicação de óleo fervente nas feridas entre outras (MAYER, 2008). Os soldados que conseguiam sobreviver após a amputação utilizavam membros artificiais próprios para combate. O peso elevado e a mobilidade limitada impediam sua utilização em tarefas cotidianas (THURSTON, 2007).

Durante a Idade Média Havia, havia apenas um modelo de membro artificial de membro superior, além dos membros projetados para batalha. Esta prótese possuía o formato de gancho e não apresentava boa estética nem era muito funcional. Mesmo com estas limitações, apenas pessoas com alto poder aquisitivo tinham acesso as próteses (MAYER, 2008).

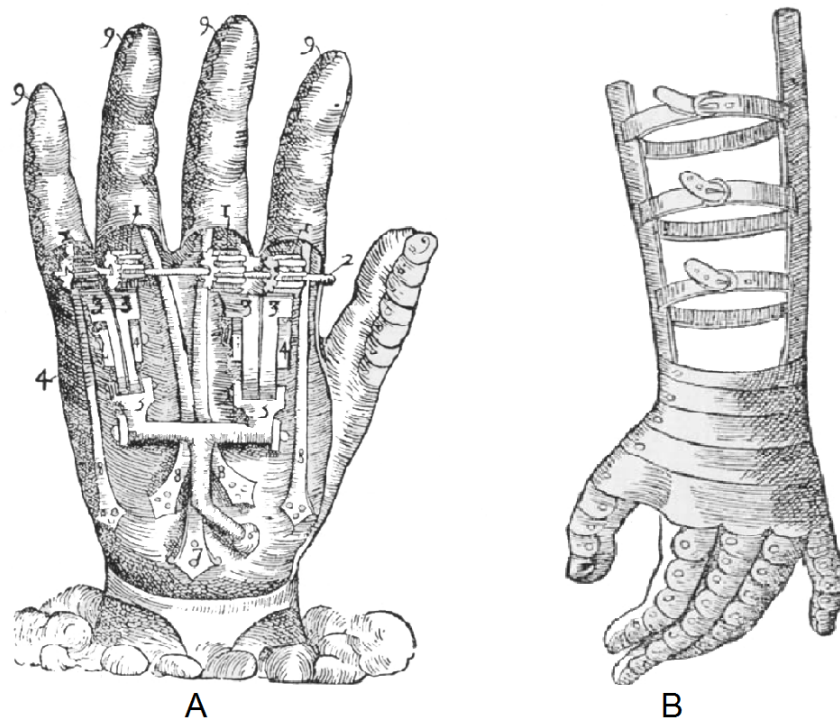
Uma prótese que se destacou pela quantidade de registros, pertenceu a Gotz von Berlichingen, que foi um importante cavaleiro alemão, nascido no castelo de Jagsthausen. Ele perdeu o braço direito no Cerco de Landshut em 1504. Assim, o membro foi substituído por duas próteses construídas em metal. Uma foi confeccionada com um escudo e era utilizada nas batalhas que participou posteriormente. A segunda possuía articulações que eram capazes de se mover. Embora nem todas as articulações fossem controláveis, o membro é considerado uma obra-prima mecânica para a época (ROBINS, 1984; MAYER, 2008).

Ambroise Paré (1510 - 1590) foi um médico francês que contribuiu para a medicina, principalmente com as técnicas de amputação. Porém suas contribuições não pararam por aí, ele também auxiliou a melhorar e desenvolver membros artificiais. Entre as próteses que ele projetou, a que ficou mais conhecida foi apelidada de "*Le Petit Lorrain*" (Figura 1.8). Feita em torno de 1550, o dorso parece com a luva de um guerreiro e a ligação ao antebraço é feita por tiras de couro e duas barras de metal (PUTTI, 2005).

Devido a quantidade de pessoas que passaram a necessitar de próteses durante os períodos de guerras, muitas pessoas e governos passaram a estudar os membros artificiais. No período durante e pós-guerra principalmente, muita tecnologia para próteses foi desenvolvida. Na Europa o país que teve mais avanço nessa área foi a Alemanha (RADCLIFFE, 1977).

A descoberta do sistema de controle mioelétrico na década de 1950 e seu desenvolvimento foi uma das maiores contribuições para a evolução das próteses. Sua criação foi possível devido a descoberta do transistor (CHILDRESS, 1985). O sistema mioelétrico permite o controle binário ou proporcional do membro. O primeiro possui um limiar que precisa ser ativado para que a prótese movimente. Enquanto que o segundo controla a velocidade dos movimentos (MICHAEL, 1986).

Figura 1.8 – Desenho de Ambroise Paré da prótese "*Le Petit Lorrain*". A) detalhes do mecanismo de movimento; B) dorso da prótese.



Fonte: Adaptado de Putti (2005).

O controle proporcional é considerado muito natural uma vez que utiliza o sistema neuromuscular residual existente para efetuar o controle. Ele utiliza o EMG para medir contrações musculares do membro remanescente (coto). Os sinais são monitorados e acionam o controle do dispositivo terminal de acordo com os estímulos recebidos. A utilização desse controle melhora a utilização dos dispositivos. Para que se obtenha um controle satisfatório do dispositivo, é necessário treinar o usuário (BILLOCK, 1986).

Até o final do século XX as principais próteses para membros superiores eram mãos ou ganchos (também chamados de pinça). Ambos podiam ter sistemas de controle mioelétrico, porém cada sistema apresentava vantagens e desvantagens. As mãos tinham como vantagem o fator estético ou psicossocial. Em contrapartida para ter essa aparência o membro artificial se tornava pesado e pouco funcional. Os ganchos apresentavam características opostas as mãos, eram leves, funcionais e precisos, porém sua aparência era muito distante de uma mão (BILLOCK, 1986).

Nos Estados Unidos foi criado um programa chamado *Army Prosthetics Research Laboratory* (APRL - Laboratório de Pesquisas de Próteses do Exército em tradução livre). Seu objetivo era desenvolver novas próteses, devido a insatisfação dos soldados com os membros existentes. Os primeiros dispositivos desenvolvidos foram uma mão e um gancho, bem aceitos pela população alvo, contudo, de alto custo devido as exigências de construção dos

mecanismos (WILSON, 1992).

Membros artificiais podem ter diversas aplicações, sendo as principais o manuseio de objetos e a utilidade social. Para muitas pessoas, a principal função consiste nas relações interpessoais. Elas acreditam que não são aceitas pela sociedade se não tiver "todos os membros" e estes forem esteticamente iguais aos reais. Para amenizar essa insegurança, em 1949 foi desenvolvida uma luva estética pela APRL. Desde então foram realizadas pesquisas para melhorar a aparência das luvas e sua utilidade social (WILSON, 1992). As luvas atuais conseguem reproduzir detalhes como unhas, nervuras e articulações com quase mesma aparência e sensação de uma mão natural (Figura 1.9) (OTTOBOCK, 2016).

Figura 1.9 – Exemplo de luva estética.



Fonte: OTTOBOCK

Para tornar os soldados amputados altamente funcionais novamente, a Agência Avançada de Projetos de Pesquisa e Defesa (DARPA do inglês: *Defense Advanced Research Project Agency*) lançou o programa Revolucionando Próteses em 2006. Como resultado, 2 braços artificiais estão em desenvolvimento: o braço DEKA e o braço modular. O primeiro é um sistema mioelétrico controlado por métodos não invasivos. O segundo é um sistema com o potencial de ser controlado neuralmente (GONZÁLEZ-FERNÁNDEZ, 2014).

O braço DEKA foi desenvolvido para ser um sistema com controle de mais articulações (cada articulação controlada é um grau de liberdade) que os sistemas mioelétricos disponíveis até o momento. O projeto tem como objetivo criar um membro artificial controlado mentalmente e capaz de restaurar as capacidades motoras e sensoriais. O projeto inclui 17 motores resultando em 26 graus de liberdade. Ele também possui sensores de po-

sição, de contato, de torque, de temperatura e acelerômetros. Este sistema ainda está sendo otimizado e não está comercialmente disponível (GONZÁLEZ-FERNÁNDEZ, 2014; RESNIK; KLINGER; ETTER, 2014).

A tecnologia implementada nas próteses ao longo das próximas décadas tem o potencial de revolucionar a reabilitação de pessoas amputadas. No entanto, é importante mencionar que os ganhos funcionais dependem da capacidade do dispositivo e do usuário em controle da prótese. Outro desafio, consiste no fato de atualmente os dispositivos mais avançados apresentam o preço elevado, sendo restritivo para muitas pessoas (GONZÁLEZ-FERNÁNDEZ, 2014).

1.3 Prótese de Membro Superior Infantil

Houve um aumento no número de crianças nascidas com deficiência congênita ou que sofreram amputações traumáticas nos membros superiores durante as duas últimas décadas. Estimativas globais de redução de membro superior variam de 4-5/10.000 para 1/100 nascidos vivos (ZUNIGA *et al.*, 2015). A criança deve ser avaliada por pediatra, e de acordo com o nível de amputação ou malformação serão recomendadas próteses. O uso de membros artificiais é recomendado para estimular funções bimanuais e a autonomia da criança (KORKMAZ *et al.*, 2012).

De modo geral, as crianças com deficiência congênita dos membros superiores são capazes de realizar atividades diárias necessárias sem o uso de uma prótese. No entanto sua utilização pode auxiliar, principalmente em atividades bimanuais. Na década de 1980 começaram a ser publicados trabalhos sobre a eficácia da aplicação de próteses elétricas para as crianças. A evolução na tecnologia permitiu a redução do tamanho dos dispositivos eletrônicos propiciando a criação de próteses elétricas para crianças (TODA *et al.*, 2015).

As próteses infantis precisam ser resistentes, baratas e fáceis de reparar ou substituir, caso eventualmente seja danificada, além de possuir uma estrutura robusta, mas que não afete sua funcionalidade. O fato de usar um membro artificial não deve impedir a criança de executar as atividades cotidianas, e sim estimular a prática diária e a novas descobertas. A idade juntamente com aspectos sociais e a personalidade influenciam na escolha da criança sobre um modelo de prótese (BURN; TA; GOGOLA, 2016).

Dispositivos protéticos em geral, possuem valor elevado e há pouca informação sobre a sua relação custo-benefício, em especial sobre próteses de membro superior (WRIGHT *et al.*, 2003). Membros artificiais superiores custam no exterior entre \$ 4.000 e \$ 75.000 (RESNIK *et al.*, 2012). O valor é influenciado por algumas características como ponto de amputação, estética, funcionalidade e o modo de controle, que pode ser mecânico ou mioelétrico (ZUNIGA *et al.*, 2015).

Um ponto importante para utilização de próteses é a reabilitação. Ela ensina formas de realizar atividades cotidianas utilizando as próteses, estimulando a criança a executar tarefas bimanuais. Outros parâmetros que contribuem para o sucesso da reabilitação é a detecção das necessidades da criança, avaliação de suas habilidades e o desenvolvendo do seu potencial. Quanto mais cedo a criança for submetida a reabilitação, melhor será sua adaptação ao membro artificial (KORKMAZ *et al.*, 2012).

Devido principalmente ao preço e o crescimento da criança, a opção mais viável era o gancho passivo. Embora funcionais, estes dispositivos nem sempre são muito bem recebidos, principalmente pela sua aparência. A maioria das próteses não se adaptam ao crescimento dos membros das crianças. Portanto é necessário constantemente realizar ajustes ou substituições (ZUNIGA *et al.*, 2015).

Os principais problemas enfrentados com relação a membros artificiais para crianças, são atualmente o alto custo e a falta de opções de tamanho. Quanto ao primeiro problema, recentemente vem sendo minimizado com a popularização de impressoras 3D. Essa popularização, juntamente com avanço dos *softwares* de Desenho Assistido por Computador CAD (*Computer Aided Design*), proporcionaram um aumento no interesse pelo desenvolvimento de membros artificiais de baixo custo (BURN; TA; GOGOLA, 2016).

1.4 Objetivo Geral

Desenvolver um sistema de dimensionamento de prótese a partir de uma medida conhecida do corpo.

1.5 Objetivos Específicos

- Estudar variáveis antropométricas que podem apresentar relação com o tamanho da mão.
- Eleger a variável mais confiável.
- Buscar bancos de dados com as medidas de mão de crianças.
- Realizar a análise da relação da variável escolhida com os dados encontrados.
- Propor uma classificação antropométrica que auxilie a construção de próteses de baixo custo mais adequadas para crianças.

1.6 Desenvolvimento

Diante do exposto, após uma introdução inicial, onde foram apresentados fatos históricos sobre próteses, e na sequência, a evolução das próteses de membro superior e em particular, os casos de próteses de membro superior infantis, o trabalho segue como o relatado a seguir.

No segundo capítulo são apresentadas algumas características acerca da estrutura do membro superior, sendo explanada a estrutura óssea, as articulações e os músculos. Posteriormente são apresentadas os tipos de preensões e dados antropométricos referentes à mão.

O terceiro capítulo apresenta projetos que desenvolvem membros artificiais utilizando manufatura aditiva, o primeiro é voltado para projetos infantis de membros superiores, o segundo, desenvolve um braço biônico *open source* para adultos e o terceiro, uma prótese de membro inferior que surgiu da parceria entre uma empresa e uma paraciclista. Em seguida é descrito o processo de manufatura aditiva, com foco na modelagem por deposição de material fundido (FDM do inglês: *Fused Deposition Modeling*) e posteriormente, são apresentadas algumas características dos materiais utilizados nesse processo.

Como foi definida a variável, os passos para a obtenção dos dados e a análise dos mesmos, são informados no quarto capítulo. Após a obtenção dos resultados, foi desenvolvido um modelo dimensional gráfico, que é apresentado em escala real no final do capítulo.

Finalmente são apresentadas as conclusões e propostas de continuidade do estudo no capítulo cinco.

Capítulo 2

A MÃO

A mão tem uma enorme importância para a execução de tarefas cotidianas, especialmente devido as características do polegar. Muitas lesões nesse membro, pode resultar em invalidez permanente. Os dedos do membro superior são convencionalmente numerados de um a cinco, sendo o polegar o primeiro e o dedo mínimo o último. Os dedos são identificados por nome, em vez de número, seguindo a sequência numérica, seus nomes são: polegar, indicador, médio, anular e mínimo (O'RAHILLY *et al.*, 1983).

Com a exceção do cérebro, a mão é ferramenta mais versátil do homem. A evolução em criaturas bípedes permitiu o desenvolvimento e refinamento contínuo desta ferramenta ao longo do tempo. Sua versatilidade é produto das complexas interações entre o poder fornecido pela musculatura, a estabilidade proporcionada pelas articulações e a estrutura fornecida pelos ossos (PANCHAL-KILDARE; MALONE, 2013).

2.1 Estrutura da Mão

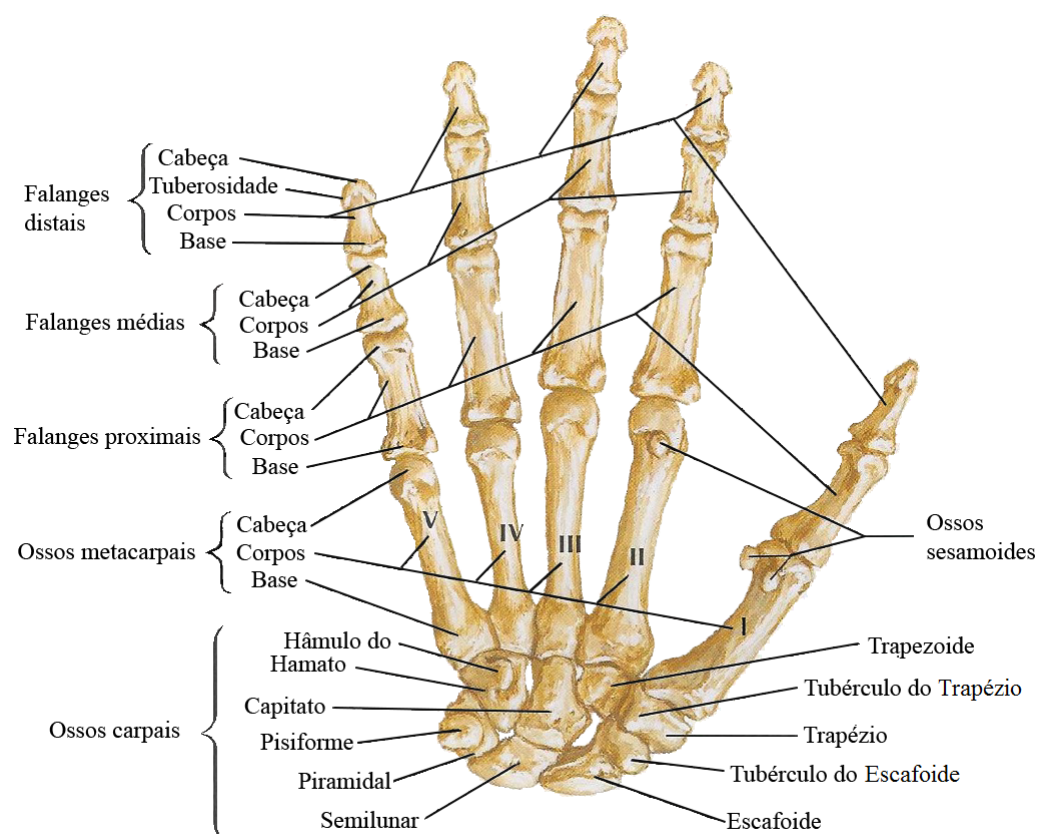
2.1.1 Ossos

A estrutura da mão é composta por 27 ossos que pode ser observados na Figura 2.1. Eles são divididos em três grupos: as falanges, o metacarpo e o carpo. Tradicionalmente o carpo é conhecido como punho, e contribui para a estabilidade e movimentação do membro superior. A região da palma da mão, é chamada de metacarpo e vem logo após o carpo. Por último, está a estrutura dos dedos, que é composta pelas falanges. O polegar é estruturalmente diferente dos outros dedos, devido à posição que ocupa em relação à mão e ter uma falange a menos que os demais dedos (PANCHAL-KILDARE; MALONE, 2013).

O carpo é composto por 8 ossos e se encontra entre as extremidades distais do rádio e ulna e a base proximal dos metacarpos. Os ossos do carpo são dispostos em duas filas, sendo uma proximal e outra distal. A fileira proximal consiste no escafoide, semilunar, piramidal e pisiforme. A fileira distal consiste no trapézio, trapezoide, capitato e hamato. Os

ossos da fileira proximal do carpo podem ser descritos como um segmento intercalado, pois há tendões sobre eles e seu movimento é totalmente dependente do movimento de suas articulações circundantes (KIJIMA; VIEGAS, 2009).

Figura 2.1 – Estrutura óssea da mão.



Fonte: (NETTER, 2011).

A região da palma da mão é composta por cinco ossos, que são chamados de metacarpos. Eles recebem um número de acordo com o dedo em que está ligado e possuem o mesmo formato e alinhamento, com exceção do polegar. Os metacarpos de II a V (do dedo indicador ao mínimo) são curvados e formam a região da palma da mão. Eles possuem a extremidade distal em formato parecido com o hemisférico, para receber a curvatura côncava das extremidades proximais das primeiras falanges (TAYLOR; SCHWARZ, 1955).

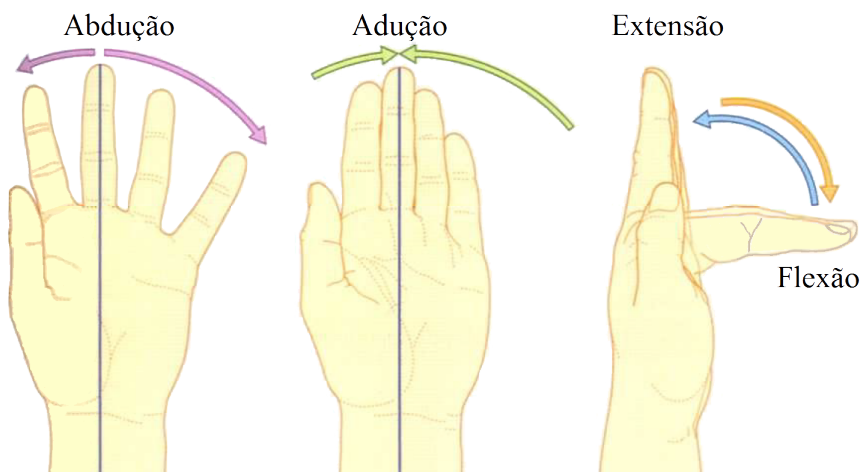
Os dedos da mão são constituídos de três falanges, sendo elas, proximal, medial e distal, exceto o polegar (ou primeiro dedo), que possui apenas as falanges proximal e distal. Cada falange possui um tamanho, sendo que a maior é a proximal, seguida da medial e a distal. As falanges, do polegar são estruturalmente parecidas com as demais (PANCHALKILDARE; MALONE, 2013).

2.1.2 Articulações

As articulações são responsáveis por realizar a união dos segmentos ósseos e proporcionar a estabilidade nessas regiões. Elas são divididas em assinoviais, semimóveis e sinoviais. As assinoviais (imóveis ou adiartroses), possuem a função de criar uma camada protetora, um exemplo são as articulações dos ossos do crânio e da face. As semimóveis (sínfises ou anfiartroses), possuem pouca mobilidade e a capacidade de se deformar, permitindo que a estrutura óssea se mova, um exemplo são as articulações entre as vértebras da coluna. As sinoviais (móveis ou diartroses), são as que proporcionam à estrutura óssea uma série de movimentos, é essa articulação que permite os movimentos da mão, entre outras partes do corpo (MOORE; DALLEY; AGUR, 2013).

Os movimentos da mão, são proporcionados por dois tipos de articulações, as metacarpofalângicas e as interfalângicas. A articulação metacarpofalângica é responsável por realizar a ligação entre a falange proximal e os metacarpo. Ela permite a movimentação em dois eixos, que são chamados de graus de liberdade (GDL). Os movimentos de um eixo são chamados de adução e abdução e os movimento do outro eixo, chamados de flexão e extensão, estes movimentos podem ser observados na Figura 2.2. A articulação interfalângicas são responsáveis por ligar uma falange a outra, ela possui apenas um GDL e permite os movimentos de flexão e extensão (KAPANDJI, 2002).

Figura 2.2 – Movimentos de adução, abdução, flexão e extensão da mão.



Fonte: (DRAKE; MITCHELL; VOGL, 2005).

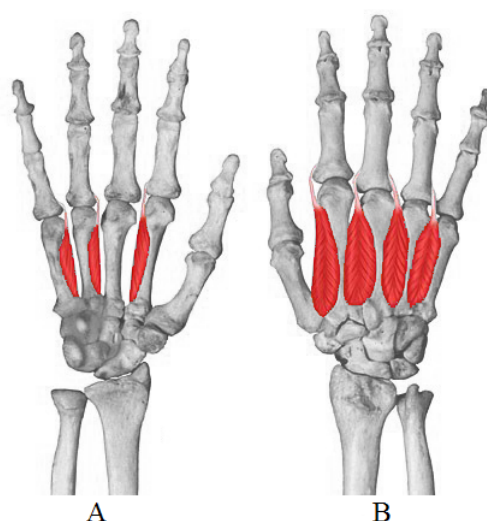
2.1.3 Músculos

Os movimentos da mão são gerados através da ação combinada dos músculos intrínsecos e extrínsecos. Os músculos intrínsecos são aqueles que iniciam e terminam na mão e são comumente encontrados na literatura pelo nome de interósseos, sendo divididos em

palmar e dorsal. Os músculos extrínsecos, são os que iniciam no antebraço 2.3 (KOZIN *et al.*, 1999; LISS, 2012).

Os músculos interósseos, têm esse nome por estarem localizados entre os ossos do metacarpo e podem ser observados na Figura 2.3. Os músculos palmares são três e estão na palma da mão, sendo responsáveis pelos movimentos de adução dos dedos, flexão das falanges proximais e extensão das falanges distais. Os dorsais são quatro e ficam no dorso da mão, eles executam os movimentos de abdução dos dedos, flexão das falanges proximais e extensão das falanges distais (KOZIN *et al.*, 1999; AUGUSTO, 2012).

Figura 2.3 – Músculos interósseos da mão. A) Músculos palmares; B) Músculos dorsais



Fonte: (AUGUSTO, 2012).

Os músculos extrínsecos são maiores, pois se iniciam no antebraço e são responsáveis por proporcionar força aos movimentos. Eles por sua vez, se dividem em flexores e em extensores. Os flexores iniciam na sua maioria na extremidade distal e medial do úmero. Enquanto que a maioria dos extensores, têm origem na extremidade distal e lateral do úmero (GASPAR, 2010).

2.2 Preensões

As preensões da mão podem ser classificadas em duas categorias simples, a de força e a de precisão. A preensão de força, como o nome sugere, ocorre quando é necessário aplicar força. O objeto é preso entre os dedos parcialmente flexionados, realizando contrapressão. A preensão de precisão, ocorre consiste em manusear de forma delicado, sendo caracterizada por posicionar o objeto entre a face palmar ou lateral dos dedos e o polegar (NAPIER, 1956).

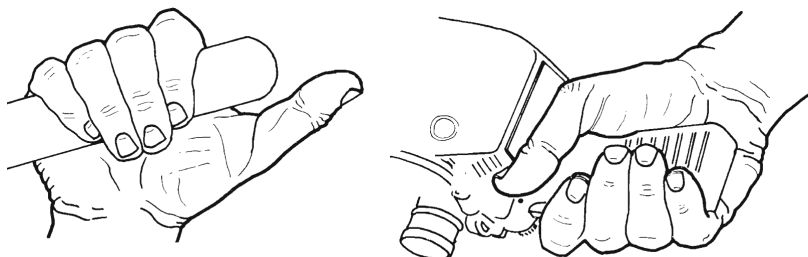
Outra forma de dividir as preensões, são em digitais, palmares e centradas. As digitais (Figura 2.4) são as que envolvem apenas os dedos, sendo subdivididas em bidigital, tridigital e pluridigital, de acordo com a quantidade de dedos utilizados na preensão. As preensões palmares (Figura 2.5), são as que utilizam a palma da mão, podendo utilizar ou não o polegar. As preensões centradas (Figura 2.6), são realizadas com a extensão de um dedo no mesmo eixo que o antebraço (KAPANDJI, 2002).

Figura 2.4 – Exemplos de preensões digitais



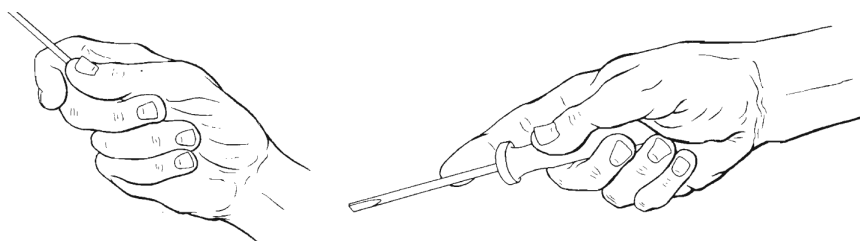
Fonte: adaptado de Kapandji (2002).

Figura 2.5 – Exemplos de preensões palmares



Fonte: adaptado de Kapandji (2002).

Figura 2.6 – Exemplos de preensões centrais



Fonte: adaptado de Kapandji (2002).

2.3 Antropometria

A antropometria é o ramo da ciência que estuda as medidas e forma do corpo humano (PHEASANT; HASLEGRAVE, 2005). Os primeiros estudos sobre as relações entre diversas partes do corpo, foram encontrados nas civilizações egípcia e grega. Os estudos antropométricos passaram a ter mais importância na década de 1940. A produção em larga escala e a adequação dos postos de trabalho para melhorar o desempenho das pessoas, estimularam o avanço dessa área. A aplicação dos dados antropométricos, é chamado de ergonomia, definida como a ciência que ajusta as condições de trabalho para as características da pessoa (RODRIGUEZ-AÑEZ, 2001; WIBOWO; SONI, 2014; MASSIRIS *et al.*, 2015).

Buscou-se por muito tempo, encontrar uma relação entre as medidas da mão. Em 1973 foi estudada se a relação entre o comprimento das falanges e do metacarpo era próxima da sequência de Fibonacci (LITTLER, 1973). Porém não foram encontrados evidências suficientes para provar tal teoria. Posteriormente, em 2003, foi realizado um estudo com 100 voluntários, onde foi observado que o comprimento dos ossos da mão não seguem a sequência de Fibonacci (PARK *et al.*, 2003). O foco até então, era encontrar um padrão para o tamanho dos ossos.

Um estudo trabalho realizado em 2010, estudou a medida dos ossos da mão (metacarpo e falanges) e também do tecido que cobre as pontas da falange distal. Foram coletadas as medidas de ambas as mãos de 66 pessoas, com a faixa etária de 19 a 78 anos (ALEXANDER; VIKTOR, 2010). Os comprimentos foram obtidos a partir de imagens de Raio X e as medidas são mostradas na Figura 2.7.

Os resultados foram considerados satisfatórios para os autores. Os dados não apresentaram diferença significativa entre as medidas da mão esquerda e direita, sendo de no máximo 0,5%. As medidas obtidas e o desvio padrão, das medidas coletadas, são apresentados na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Comprimento das falanges, metacarpos e tecido mole das falanges distais (medidas em mm).

Dedo	tecidos moles da falange distal (tip)	falange distal (pd)	falange medial (pm)	falange proximal (pp)	metacarpo (m)
I	5,67 ± 0,61	21,67 ± 1,60		31,57 ± 3,13	46,22 ± 3,94
II	3,84 ± 0,59	15,82 ± 2,26	22,38 ± 2,51	39,78 ± 4,94	68,12 ± 6,27
III	3,95 ± 0,61	17,40 ± 1,85	26,33 ± 3,00	44,63 ± 3,81	64,60 ± 5,38
IV	3,95 ± 0,60	17,30 ± 2,22	25,65 ± 3,29	41,37 ± 3,87	58,00 ± 5,06
V	3,73 ± 0,62	15,96 ± 2,45	18,11 ± 2,54	32,74 ± 2,77	53,69 ± 4,36

Fonte: (ALEXANDER; VIKTOR, 2010).

Capítulo 3

MATERIAIS E PROJETOS DE PRÓTESES

3.1 Manufatura Aditiva

A Manufatura Aditiva surgiu na década de 1980, inicialmente utilizada apenas na prototipagem rápida. O termo Prototipagem rápida é utilizado na indústria de transformação para descrever uma série de tecnologias que confeccionam produtos de forma rápida e automatizada. Com os avanços mais recentes, a manufatura aditiva aumentou significativamente seu campo de atuação (CAMPBELL; BOURELL; GIBSON, 2012; LIENEKE *et al.*, 2016). Inicialmente tinha apenas a função de confeccionar protótipos simples, atualmente é aplicada em diversas áreas como: engenharia mecânica, medicina, moda e arte (HAGUE; CAMPBELL; DICKENS, 2003; CAMPBELL; BOURELL; GIBSON, 2012).

Estereolitografia foi a primeira técnica desenvolvida de manufatura aditiva. No início dos anos 1990, outras tecnologias passaram a ser comercializadas, as principais são: Modelagem por deposição de material fundido (FDM do inglês: *Fused Deposition Modeling*), fabricação laminada de objeto (LOM inglês: *Laminated Object Manufacturing*) e sinterização seletiva a laser (SLS do inglês: *Selective Laser Sintering*). A empresa Stratasys® introduziu o processo FDM em 1991, desde então, este vem sendo o mais utilizado. Este método constrói objetos pela extrusão de materiais termoplásticos que são depositados camada por camada (AFROSE *et al.*, 2015).

A impressão 3D é uma tecnologia inovadora que permite a confecção rápida de modelos físicos a partir de objetos virtuais tridimensionais, normalmente criados em *softwares* CAD. Ela oferece maior liberdade de *design* e permite a transformação de ideias em protótipos, que auxiliam na verificação do projeto e testes funcionais de peças (AFROSE *et al.*, 2015).

Na última década a manufatura aditiva, em especial a FDM, vêm se popularizando devido à redução de custos e a crescente repercussão nos meios de comunicação. Um ele-

vado número de equipamentos está sendo inserido no mercado. Eles impactaram o *design* industrial, especialmente por permitir a prototipagem rápida e a fabricação de produtos com geometria bem complexa. Esta inovação aborda antigos problemas de *design* industrial típicos de técnicas de produção em massa tradicionais, tais como: liberdade geométrica, escalabilidade econômica e produtos diversos (PEI *et al.*, 2015a).

Um movimento importante que auxiliou na popularização da Manufatura Aditiva foi o RepRap (REPRAP, 2016). Ele busca tornar a manufatura aditiva, principalmente o processo FDM uma ferramenta acessível a todos, onde se cria e divulgam projetos de máquinas de código aberto (*open-source*). Outro conceito que está sendo aplicado é o de faça em casa (Fab@Home), que busca levar essa tecnologia para a casa das pessoas de uma forma simples e acessível (MALONE; LIPSON, 2007). *Softwares* de *design* mais acessíveis e a criação de *sites* para o compartilhamento de projetos também auxiliaram na democratização da Manufatura Aditiva (LIPSON; KURMAN, 2013).

A democratização da FDM despertou interesse nas pessoas sobre manufatura aditiva o que criou um novo mercado de impressoras. A demanda de tal mercado vem sendo atendida tanto por *startups* quanto por fabricantes do segmento industrial (PEI *et al.*, 2015c). A concorrência deste mercado vem aumentando a visibilidade e a acessibilidade da impressão 3D e incentivando mais pessoas a entrarem nesse mercado (PEI; MEISEL; WILLIAMS, 2015). Atualmente o número de pessoas que têm acesso as ferramentas e aos conhecimentos necessários para fabricar objetos com essas tecnologias vem crescendo e tende a aumentar (PEI *et al.*, 2015a).

O aumento da oferta e procura por impressoras 3D no mercado de entrada estimulou o desenvolvimento de novas soluções. Contudo, o desempenho e os valores de mercado são analisados, as novas evoluções devem justificar-se não apenas no mérito intelectual, mas em uma análise de custo-benefício (PEI *et al.*, 2015c). Os novos equipamentos que estão sendo desenvolvidos para o mercado de entrada conseguem oferecer boa qualidade, permitindo por exemplo, a criação de dispositivos relacionados com a saúde (PEI *et al.*, 2015a).

Alguns estudiosos definiram este fenômeno como a democratização de tecnologias ou a democratização da produção, que implica uma mudança cultural significativa no modo como as pessoas interagem com a tecnologia (MOTA, 2011; TANENBAUM *et al.*, 2013; PEI *et al.*, 2015a). Dentro da Manufatura Aditiva, a técnica FDM é uma das técnicas mais comuns, e está se difundindo tanto, que o termo impressão 3D é frequentemente usado para se referir à FDM (DUL; FAMBRI; PEGORETTI, 2016). Por ser o processo mais utilizado na confecção das próteses, o processo de impressão FDM é o foco desta seção.

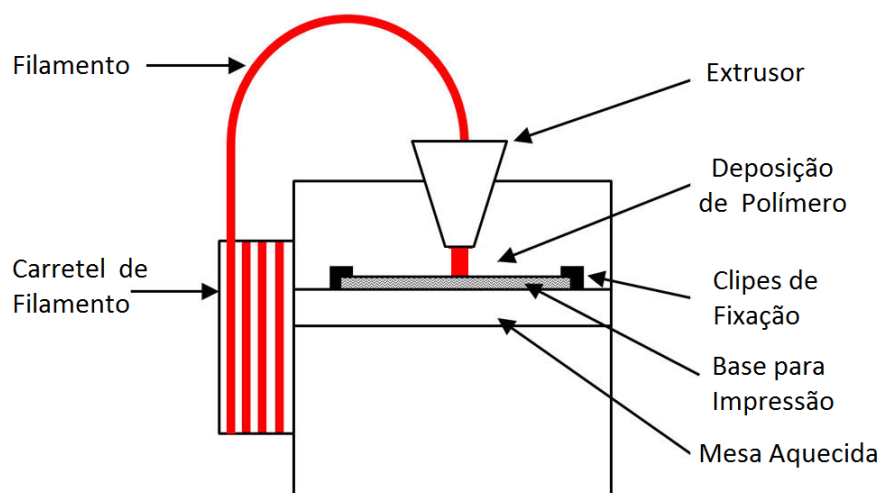
3.1.1 Processo de Impressão FDM

Como dito anteriormente, manufatura aditiva é um processo de fabricação onde os produtos são construídos camada por camada. As impressoras 3D funcionam de modo semelhante às impressoras convencionais (a laser ou jato de tinta). Porém, no lugar de tinta, as impressoras FDM utilizam um material termoplástico (BERMAN, 2012). Neste processo, um filamento é extrusado acima da sua temperatura de transição vítrea e depositado através de um bico camada por camada, sobre uma plataforma para construir o objeto tridimensional (DUL; FAMBRI; PEGORETTI, 2016).

A transição vítrea ocorre quando as cadeias moleculares de um material adquirem energia suficiente para sair da fase sólida indo próximo da líquida. Diversos materiais apresentam a característica de se solidificarem em um estado que é não cristalino e apresentarem uma estrutura sólida desordenada (YAMAKI; PEDROSO; ATVAR, 2002; REZENDE *et al.*, 2006). Estas modificações não ocorrem em uma temperatura específica, como acontece na fusão, mas em uma faixa de temperatura, sendo então aconselhável utilizar um intervalo de temperatura para transformação vítrea (YAMAKI; PEDROSO; ATVAR, 2002).

Uma exemplificação do processo FDM pode ser observada na Figura 3.1. O processo necessita de um filamento de material termoplástico, que normalmente é vendido em carretel. Esse filamento passa por um extrusor que força o material contra o bico, fazendo com que o material saia no formato e dimensão do bico. Entre o extrusor e bico, existe uma peça chamada *hotend*, que é a responsável por levar o material para a sua temperatura de transição vítrea.

Figura 3.1 – Ilustração simplificada do processo FDM.



Fonte: Adaptado de Pei *et al.* (2015b).

Após o material passar da temperatura vítrea, o extrusor força sua saída pelo bico, fazendo com que seja depositado em uma base. Essa base é removível, sendo normalmente

presa por cliques, para facilitar o processo de remoção e posicionamento da mesma. A base é normalmente de vidro e pode ficar em contato com uma mesa que aquece, dependendo do material que será utilizado, para aumentar a aderência do mesmo com a base.

Figura 3.2 – Passos do processo de criação e confecção por FDM.



Fonte: Adaptado de Gibson *et al.* (2010).

O processo de FDM pode produzir desde objetos simples, como um cubo, a objetos com geometrias complexas e/ou que são compostos por partes móveis (BERMAN, 2012). A maioria dos processos que envolvem manufatura aditiva, passa por oito passos ou parte deles (GIBSON *et al.*, 2010). Estes passos podem ser observados na Figura 3.2 e serão explicados a seguir:

- 1. CAD** – Desenvolvimento do modelo virtual que descreve completamente a geometria pretendida. É necessário a utilização de algum *software* CAD que gere um sólido ou a representação da geometria esperada em 3D.
- 2. Conversão para STL** – Praticamente todos os *softwares* que preparam o objeto para impressão aceitam arquivos no formato stl, que se tornou um formato padrão para FDM e pode ser gerado pela maioria dos *softwares* CAD, no entanto, este não é o único formato aceito, outra extensão utilizada é a obj.
- 3. Manipulação do arquivo STL** – Nesta etapa, podem ser realizados ajustes de dimensionamento, posicionamento e orientação do arquivo stl.
- 4. Configurações da máquina** – Configurar os parâmetros de construção como as propriedades dos materiais, espessura da camada, velocidade, dentre outros.

5. **Construção** – O processo de impressão é automático e a máquina é acompanhada apenas para que não ocorreram erros como falta de material ou energia, problemas no *software* de impressão, dentre outros.
6. **Remoção** – Após ser impressa, a peça deve ser removida da base, mas algumas medidas de segurança devem ser tomadas, como esperar a temperatura abaixar e a impressora não estar se movendo.
7. **Pós-processamento** – Algumas peças, dependendo da complexidade da geometria, necessitam da criação de suportes para serem impressas, ao término da impressão, esse suporte deve ser removido. Em alguns casos, é necessário realizar etapas adicionais, como montagem, pintura ou outra forma de acabamento.
8. **Aplicação** – Após todos os passos anteriores serem concluídos, a peça está pronta para ser utilizada.

3.1.2 Materiais Utilizados na FDM

A técnica FDM é uma das técnicas mais comuns na Manufatura Aditiva. Neste processo, um filamento de polímero termoplástico é utilizado para confeccionar o objeto tridimensional. Os polímeros mais utilizados são o Acrilonitrila Butadieno Styrene (ABS) e o Ácido Polilático (PLA do inglês: *Polylactic Acid*). Uma das principais limitações da FDM está relacionada com as propriedades mecânicas dos materiais utilizados (DUL; FAMBRI; PEGORETTI, 2016).

O ABS foi o primeiro material a ser utilizado na impressão, depois veio uma grande variedade de materiais, como o PLA, nylon, poliestireno de alto impacto, policarbonato, elastômeros termoplásticos flexíveis (TPE), policloreto de polivinila (PVC), polietileno tereftalato (PET) dentre outros. Espera-se a evolução dos polímeros, conseguindo que materiais com melhores características mecânicas, contribuam significativamente para a tecnologia FDM (PEI *et al.*, 2015b).

Um dos termoplásticos que é utilizado desde o início da FDM e que ainda possui bastante aplicação, é o ABS. Ele é derivado do petróleo e apresenta a densidade de $1,03 \text{ g/cm}^3$ e a temperatura de transição vítrea, próxima de 105°C . Possui como vantagem, boa rigidez, resistência a impactos e melhor pós processamento. Suas desvantagens são a variação dimensional, que pode afetar a funcionalidade da peça, pode apresentar o efeito “*warp*”, fazendo com que a peça se deforme ao resfriar e não é muito indicado para confecção de peças com detalhes muito pequeno (REISDORFER, 2015).

O PLA é derivado de fontes renováveis como amido de milho, raízes de mandioca e de cana, sendo biodegradável. Seu tempo de degradação leva aproximadamente 24 meses enterrado e 48 meses em contato com água. Possui a densidade $1,24 \text{ g/cm}^3$ e a tempera-

tura de transição vítrea, próxima de 60 °C. Suas vantagens são maior rigidez às peças, maior estabilidade dimensional e proporcionar peças mais detalhadas. Têm como desvantagens, menor resistência a atrito, impacto e a temperaturas elevadas (REISDORFER, 2015; PEI *et al.*, 2015b).

Em um estudo para encontrar as propriedades mecânicas das peças confeccionadas com PLA e ABS, foi utilizado o teste de tração seguindo a norma internacional ASTM: D638. Além de utilizar os dois materiais, foi analisada a influência de dois parâmetros de impressão, a espessura da camada (foram utilizados os valores de 0,2, 0,3 e 0,4 mm) e a orientação de impressão das peças (0°, 90°, 45° e -45°) (TYMRAK; KREIGER; PEARCE, 2014).

Para que o teste representasse melhor o resultado obtido pela maioria das pessoas, a produção dos corpos de prova ocorreu em um ambiente sem controle de temperatura. Após obter os resultados (Tabela 3.1), foi observado que o PLA apresenta melhores propriedades mecânicas que o ABS. Por outro lado, o ABS apresentou ter menos dependência dos parâmetros de impressão, apresentando apenas 6%, contra os 22% do PLA (TYMRAK; KREIGER; PEARCE, 2014).

Tabela 3.1 – Propriedades mecânicas do ABS e PLA (valores em MPa)

		ABS		PLA	
		Módulo de Elasticidade	Resistência a Tração	Módulo de Elasticidade	Resistência a Tração
Altura da camada (mm)	0,2	1839	29,7	3480	60,4
	0,3	1736	27,6	3340	48,5
	0,4	1875	28,2	3286	54,9
Orientação	0/90°	1867	27,7	3336	54,9
	± 45°	1739	29,7	3384	52,3

Fonte: (TYMRAK; KREIGER; PEARCE, 2014).

3.1.3 Prótese de perna para as Olimpíadas do Rio 2016

Por ultimo nesta seção, será apresentado um projeto de perna artificial produzido com manufatura aditiva, desenvolvido para uma paraciclista alemã.

Foi realizada uma parceria entre a paraciclista alemã Denise Schindler¹ e a empresa Autodesk² (desenvolvedora de *softwares* de *design*, engenharia e entretenimento 3D). O intuito foi a criação do projeto de uma prótese de perna confeccionada por manufatura aditiva. O novo membro artificial explora como as novas tecnologias de produção podem ser aproveitadas para aumentar a acessibilidade dos membros artificiais, nesse caso específico, as próteses esportivas (MUNHOZ, 2016).

¹ Denise-Schindler.de

² Autodesk.com

Denise perdeu a perna em um acidente quando tinha dois anos. Ela já participou de inúmeros eventos internacionais competindo pela Alemanha. Entre os prêmios que conquistou, estão a medalha de prata nos Jogos Paraolímpicos de Londres em 2012, e duas de prata e uma de bronze nos últimos Campeonatos Mundiais de Paraciclismo (MUNHOZ, 2016).

O processo convencional de confecção das próteses de membro inferior, é quase todo manual, utilizando técnicas de fundição em gesso e depois um processo de refinação. Além de ser um processo que depende da habilidade de quem está confeccionado, o tempo de produção é grande, levando aproximadamente 10 semanas (MUNHOZ, 2016).

Para a confecção do novo membro artificial, foi necessário digitalizar o membro residual da atleta, utilizando *softwares* da Autodesk para a modelagem da prótese. O projeto obteve 52 versões digitais até a versão a final. Após decidir pela versão final, a prótese foi confeccionada na própria Autodesk, com duração de cinco dias e custou cerca de um quarto do valor de uma prótese convencional (MUNHOZ, 2016).

Figura 3.3 – Próteses confeccionadas pela Autodesk.



Fonte: (MUNHOZ, 2016).

O projeto busca, além de uma prótese mais barata e que possa ser confeccionada em um tempo menor, que ela proporcione à atleta a mesma performance que as próteses convencionais. Outro ponto que não pode ser esquecido em membros artificiais, é o conforto, de modo que as próteses desenvolvidas também conseguiram atender essas características.

O projeto permitiu o desenvolvimento de próteses eficientes (Figura 3.3), que levam menos tempo para serem construídas e são mais baratas.

3.2 Projetos Existentes

Nesta seção, serão apresentados dois dos mais populares projetos *open source* de próteses de mão. Estes projetos disponibilizam de forma gratuita, arquivos para *download*. Abrindo a seção, é apresentado um projeto que vêm desenvolvendo próteses mecânicas de membros superiores para crianças e adolescentes. O segundo projeto é o desenvolvimento de um braço artificial biônico para adultos.

3.2.1 e-NABLE

Como já mencionado, a manufatura aditiva impulsionou o desenvolvimento de próteses de baixo custo. Seguindo este intuito, foi criado o projeto e-NABLE, que possui como finalidade, criar e disponibilizar de forma gratuita, projetos para confeccionar e montar próteses utilizando a manufatura aditiva. O e-NABLE é composto por uma rede global de voluntários que trabalham no desenvolvimento, fabricação e doação de próteses. Surgiu em 2013 disponibilizando o projeto de uma mão e desde então, pessoas começaram a colaborar. Estima-se que até 2015 foram doadas 1500 próteses para crianças e adultos em mais 40 de países (e-NABLE, 2016).

Os modelos disponibilizados, são de próteses mecânicas, principalmente por carregar o conceito da possibilidade de se montar em casa e a um baixo custo (Figura 3.4). Um problema que existe no *site* do e-NABLE, é quanto ao dimensionamento físico dos projetos, pois não são encontradas especificações sobre as medidas da mão que a prótese atende. Portanto, normalmente as próteses são confeccionadas, mas precisam ser ajustadas de acordo com as características da criança ou podem simplesmente serem descartadas por não atender minimamente as necessidades dos usuários (e-NABLE, 2016).

A maioria dos modelos da e-NABLE, são disponibilizados no *site* da *Thingiverse*³. Este *site* é voltado para o compartilhamento de desenhos 3D utilizando a licença *Creative Commons*. Esta licença permite a cópia e o compartilhamento de arquivos, estimulando o desenvolvimento e principalmente, o aprimoramento de projetos. Existem outros *sites* além do *Thingiverse* que também disponibilizam projetos de próteses para confecção com manufatura aditiva de forma gratuita, como: *NIH 3D Print Exchange*⁴, *Grabcad*⁵, *YouImagine*⁶ e *Instructables*⁷.

³ Disponível em: <https://www.thingiverse.com/>

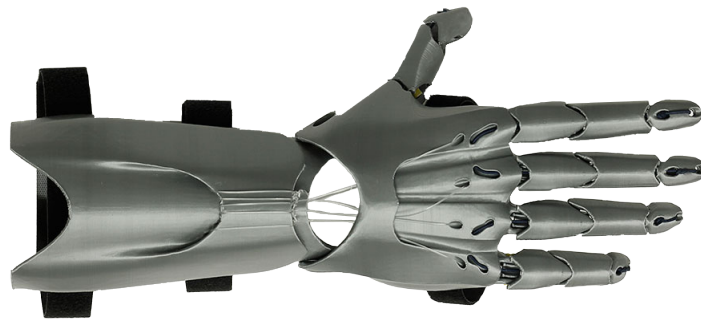
⁴ Disponível em: [3dprint.nih](http://3dprint.nih.gov/)

⁵ Disponível em: grabcad.com

⁶ Disponível em: youmagine.com

⁷ Disponível em: instructables.com

Figura 3.4 – Prótese "K1 Hand" disponível disponível no e-NABLE.



Fonte: Thingiverse.com

3.2.2 HACKberry

Um projeto foi criado em 2015 pela empresa japonesa exiii⁸ com o intuito de obter uma prótese de braço, biônica, com código aberto, que está sendo disponibilizado no *site* GitHub⁹. A utilização do código aberto possibilita a participação de vários colaboradores, acelerando assim o desenvolvimento do projeto. Outro objetivo dos desenvolvedores, é que mais pessoas possam confeccionar o braço biônico, disponibilizando para quem não tenha acesso à empresa. O braço pode ser observado na Figura 3.5.

Ela foi batizada de HACKberry, que é o nome de uma espécie de árvore que cresce com vários ramos. O nome representa também a visão da empresa, onde "*hack*" são os problemas e os ramos de alegria que se estendem para os usuários permitindo que as suas ideias e esforços se tornem frutos ("*berries*"). A empresa visa que o braço artificial se torne uma plataforma sobre a qual desenvolvedores e usuários do braço artificial de todo o mundo possam disseminar a prótese (HACKberry, 2016).

A estrutura do braço artificial pode ser confeccionada por manufatura aditiva, o que reduz seu custo e permite uma reposição mais rápida, já que pode ser produzida pelo próprio usuário. Por ser um dispositivo que utiliza energia elétrica, é necessário o uso de bateria, procurando peças que sejam fáceis de se encontrar, as baterias utilizadas na HACKberry, são baterias de câmeras digitais (HACKberry, 2016).

⁸ Disponível em: exiii.jp

⁹ Disponível em: [GitHub.com](https://github.com)

Figura 3.5 – Prótese HACKberry.



Fonte: exiii.jp.

A prótese apresenta um punho que movimenta, aumentando as possibilidades de utilização da prótese. Outra característica, é que o projeto possui dois tamanhos, sendo normalmente o maior para homens e o menor para mulheres. Todos os arquivos do projeto estão disponíveis para qualquer pessoa. O custo estimado da prótese está em torno de \$ 300,00 dólares, sendo então uma opção muito atraente para quem necessita de um membro artificial (HACKberry, 2016).

Capítulo 4

PARAMETRIZAÇÃO DIMENSIONAL

4.1 Escolha da variável

O intuito deste trabalho é desenvolver uma forma de estimar o tamanho da mão de uma criança ou adolescente a partir de alguma variável de fácil aquisição. Partindo deste princípio, escolheu-se a idade para ser essa variável. A idade é um dado fácil de se obter, não sendo necessário realizar nenhum procedimento especial para a obtenção desta informação. Para ver a eficiência de tal variável, procurou-se na literatura se haviam estudos que relacionam a idade com o comprimento da mão.

Durante a pesquisa observou-se a insuficiência na literatura, de trabalhos que apontassem a relação entre a idade e o comprimento da mão de crianças e adolescentes. Por fim, foi encontrado apenas um trabalho desenvolvido nos Estados Unidos da América realizado por Snyder *et al.* (1975) que será mostrado a seguir.

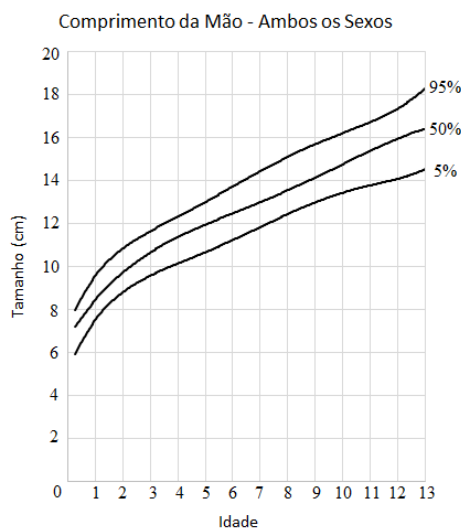
Em uma pesquisa que ocorreu entre os anos de 1972 e 1975, coletou-se 41 medidas do corpo em cada indivíduo, com o intuito de obter as dimensões antropométricas de bebês, crianças e adolescentes. Existia um grande interesse nessas medidas, principalmente para o desenvolvimento de padrões de *design* adequados à segurança de produtos (SNYDER *et al.*, 1975).

Ocorriam muitos acidentes nesse período devido ao mal dimensionamento dos móveis e brinquedos. Estima-se que 700.000 crianças foram lesionadas por brinquedos em 1968. Eles sabiam que a estatura das pessoas estava aumentando e que existiam diferenças regionais. Portanto, precisavam de uma quantidade grande de dados para representar a população dos Estados Unidos da América. No total foram coletadas as medidas de 4027 crianças e adolescentes que foram divididos por gênero e meses de vida, de 0 a 156 meses (13 anos) (SNYDER *et al.*, 1975).

Os dados foram dispostos em formato gráfico, para facilitar o entendimento e análise. Para todas as medidas, os dados foram divididos em masculino, feminino e a combinação

dos gêneros. São também fornecidas: a média, o desvio padrão, e os percentis 5, 50, e 95. A seguir, na Figura 4.1 exibe os valores encontrados do tamanho de mão para crianças e adolescentes.

Figura 4.1 – Dados da Idade pelo Comprimento da mão coletados por Snyder *et al.* (1975).



Fonte: Adaptado de (SNYDER *et al.*, 1975).

Por serem dados que foram coletados apenas na população dos Estados Unidos da América e com mais de 40 anos, eles não seriam uma boa estimativa para os padrões atuais. Fatores como mistura genética, melhora na alimentação e na saúde, dentre outros, modificam os padrões da população. Outro problema encontrado, foi a inexistência de banco de dados que relaciona a idade com o comprimento da mão de crianças e adolescentes (FREIRE, 2000).

Foram realizadas pesquisas em bancos de dados bibliográficos (Scopus¹, ScienceDirect² e SciELO³) além do IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística), utilizando combinações das palavras chave "*children*", "*child*", "*kid*", "*hand size*", "*hand length*", entre outras, porém não foram encontrados dados que relacionavam a idade com o comprimento da mão. Devido a ausência de material, a idade não é uma variável adequada para esse trabalho, sendo necessário escolher uma nova. Dessa vez, para evitar novamente o problema de falta de dados, realizou-se a busca na literatura por variáveis que sejam relacionadas com o comprimento da mão. Também foi levada em consideração a existência de estudos recentes com a variável escolhida.

A estatura é uma medida que se mostrou relevante, uma vez que vem sendo estudada há muitos anos. A primeira pesquisa que procurou a relação da estatura com outras medidas do corpo foi realizada na década de 1970 (SUE, 1755). Desde então vem sendo estudada a

¹ Disponível em: <https://www.scopus.com>

² Disponível em: <http://sciencedirect.com>

³ Disponível em: <http://www.scielo.org>

relação da estatura com outras partes do corpo. Na ciência forense, existem estudos que relacionam a estatura com o comprimento da mão, elas serão mostradas a seguir.

Na década de 1990 foi realizado um estudo para saber se era possível obter a estatura a partir das medidas do comprimento e largura da mão. O objetivo da pesquisa era obter um método para estimar a estatura de uma pessoa com o menor erro possível em casos onde não fosse possível aferir esse dado diretamente da pessoa. Foram coletadas as medidas da estatura, o comprimento e a largura de ambas as mãos de 166 egípcios. Os resultados mostraram bons resultados, sendo que o comprimento foi mais eficiente que a largura (ABDEL-MALEK *et al.*, 1990).

Um estudo iniciado em 2004 analisou a relação entre a estatura e as dimensões do pé e da mão. Foram coletados o peso, a estatura, a largura do pé e o comprimento da mão e do pé de 246 pessoas, sendo 123 homens e 123 mulheres no norte da Índia. Os autores chegaram a conclusão que os comprimentos da mão e do pé são bons estimadores para a estatura, porém, o pé tem melhor precisão (KRISHAN; SHARMA, 2007).

Uma pesquisa similar ocorreu nas ilhas Mauricio, as medidas dos voluntários foram coletadas em 2005. Eles escolheram pessoas na faixa etária de 18 a 30 anos e coletaram as medidas do comprimento e largura da mão, além da estatura e também dividirem por gênero, sendo 125 homens e 125 mulheres. Os resultados encontrados, mostraram uma alta correspondência entre a estatura de um indivíduo e o comprimento e mão (AGNIHOTRI *et al.*, 2008).

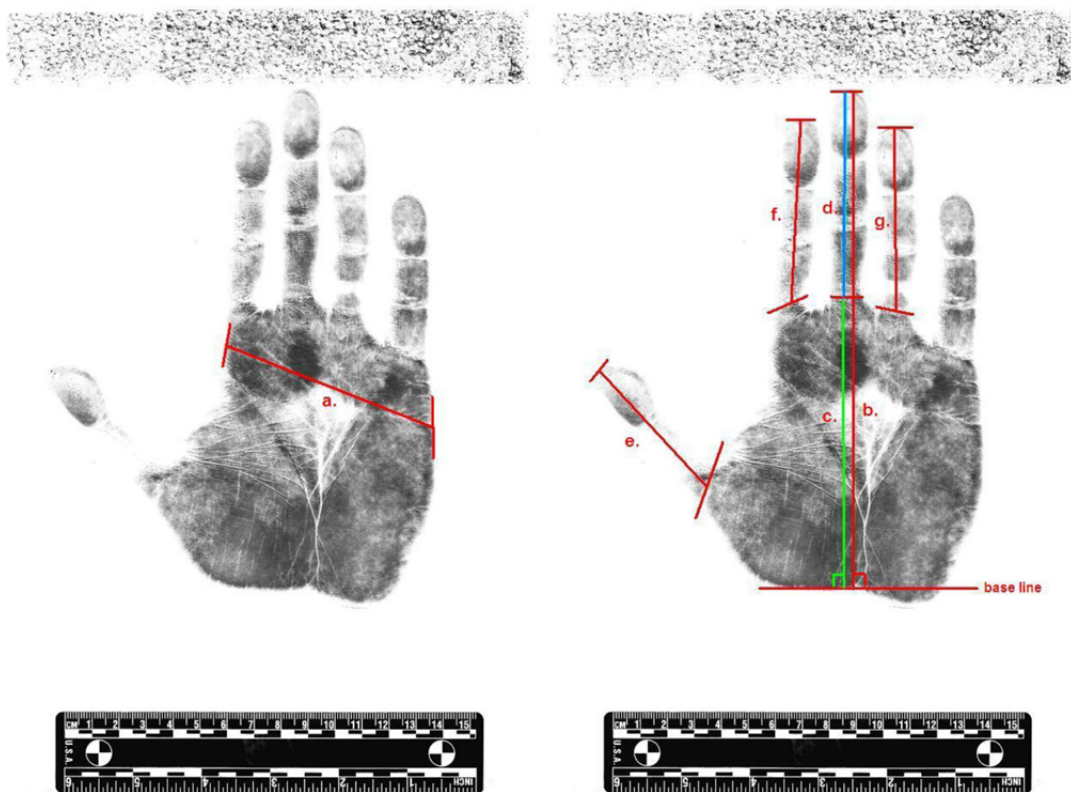
Em 2009 foi realizado outro estudo no Egito, dessa vez foram utilizadas também a medida das falanges dos dedos indicadores, médios, anelares e mínimos de ambas as mãos dos voluntários. Os dados foram coletados de 159 pessoas (77 mulheres e 82 homens) com idade entre 18 e 25 anos. Os autores perceberam que as falanges fornecem bons resultados na estimação da estatura, porém os comprimentos das mãos são mais confiáveis (HABIB; KAMAL, 2010).

Em 2010 foram coletadas as medidas de 100 estudantes iranianos (50 homens e 50 mulheres) com idade entre 21 e 26 anos. Além das medidas da mão e dos dedos, foram coletadas as medidas do braço e antebraço para ver a correlação da estatura com essas medidas. Nessa pesquisa, apenas pessoas destros foram incluídas e foi medida apenas a esquerda. Mesmo com essa seleção de voluntários, a pesquisa resultou em bons resultados (AKHLAGHI *et al.*, 2012).

As dimensões da população da Austrália Ocidental foram coletadas e analisadas em 2011. Este estudo compreendeu 201 adultos (110 mulheres e 91 homens). As mãos foram escaneadas e posteriormente as imagens foram tratadas para aumentar o contraste e facilitar a identificação dos pontos de interesse e por fim, imprimiam na escala 1:1 para então, as medidas serem coletadas. Exemplos de imagem após o tratamento e as medidas que eram

coletadas, são mostrados na Figura 4.2 (ISHAK; HEMY; FRANKLIN, 2011).

Figura 4.2 – Imagem pronta para a impressão e coleta das medidas. As medidas coletadas são: a) largura da mão impressa; b) comprimento da mão impressa; c) comprimento da palma da mão impressa; d) comprimento do dedo médio da mão impressa; e) comprimento do polegar da mão impressa; f) comprimento do dedo indicador da mão impressa; g) comprimento do dedo anelar da mão impressa.



Fonte: (ISHAK; HEMY; FRANKLIN, 2011).

As medidas antropométricas da população do norte da Índia foram estudadas em 2011. A amostra foi composta por indivíduos com idade de 17 a 20 anos que totalizaram 246 pessoas (123 homens e 123 mulheres). Coletaram as medidas do comprimento e largura do pé e da mão, apenas dos membros do lado esquerdo. Eles utilizaram diferentes formas de estimar a estatura e obtiveram os melhores resultados com a regressão (KRISHAN; KANCHAN; SHARMA, 2012).

A população do Sudão teve sua primeira pesquisa forense antropológica realizada em 2012. Ele coletou as medidas do comprimento da mão, do braço, da ulna e a largura da mão e do punho. Ele também tomou apenas as medidas do membro esquerdo, em pessoas destras, onde 200 pessoas participaram (100 mulheres e 100 homens) com faixa etária de 25 a 30 anos. Ao final, foram delineados novos padrões forenses para a população do Sudão (AHMED, 2013).

Na Eslováquia ocorreu um trabalho em 2014 com o objetivo de estudar e avaliar a relação entre as dimensões (comprimento e largura) do pé e mão, com a estatura da população eslovaca. A amostra foi composta por 250 alunos (120 homens e 130 mulheres) com idade entre 18 e 24 anos de várias regiões da Eslováquia. Concluíram que a partir dessas medidas do corpo, a estatura pode ser bem estimada e por consequência, utilizadas para a reconstrução do perfil biológico (UHROVÁ *et al.*, 2014).

Na Coréia do Sul foi analisada a relação de várias medidas da mão com a estatura. Foram medidos o comprimento da mão, dos dedos, das articulações dos dedos, da palma e largura da mão, a circunferência da mão e do punho e a espessura da mão. A amostra do estudo consistiu de 321 coreanos, compreendendo 167 homens e 154 mulheres, com idade de 20 a 83 anos. De todas as medidas, o comprimento da mão se mostrou novamente a mais relevante (JEE; YUN, 2015).

Novamente no Egito, foi realizado outra análise, desda vez os dados foram coletados de forma similar a Ishak, Hemy e Franklin (2011). Escanearam, depois trataram a imagem com um *software* para melhorar o contraste, porém, coletaram as medidas de forma virtual (utilizando um *software*), não sendo mais necessário imprimir. Estudaram as medidas da largura da mão e do comprimento da mão e das falanges apenas da mão direita dos voluntários. O estudo foi realizado com 191 voluntários (100 homens e 91 mulheres) de 18 a 67 anos de idade e apenas da mão direita. Eles concluíram que impressões deixadas pela mão ou até mesmo por parte dela, podem ser usados para estimar a estatura. Segundo os autores, coletar as medidas de forma digital economiza tempo e esforço, sendo então, mais viável que a coleta manual (PAULIS, 2015).

Como pode ser observado nos trabalhos citados, a estatura é uma variável que representa com precisão o comprimento da mão. Devido a este motivo, escolheu-se a estatura como a variável que será utilizada neste estudo para estimar o comprimento da mão. Contudo, os trabalhos ocorreram apenas com pessoas adultas e nenhum foi realizado no Brasil. Sendo assim, se faz necessário buscar dados sobre crianças e adolescentes, preferencialmente de brasileiros.

Os dados recentes, que relacionavam as medidas da altura e comprimento da mão, foram os estudos apresentados anteriormente. Como já foi mencionado, os estudos apresentaram que existe relação entre as medidas, porém para cada país, foi encontrada uma relação diferente. Sendo assim, estes dados servem para encontrar uma estimativa dos parâmetros entre eles. Para começar a análise, foram coletados os dados dos estudos citados, os quais são apresentados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Relações entre a altura e comprimento da mão encontrados na literatura

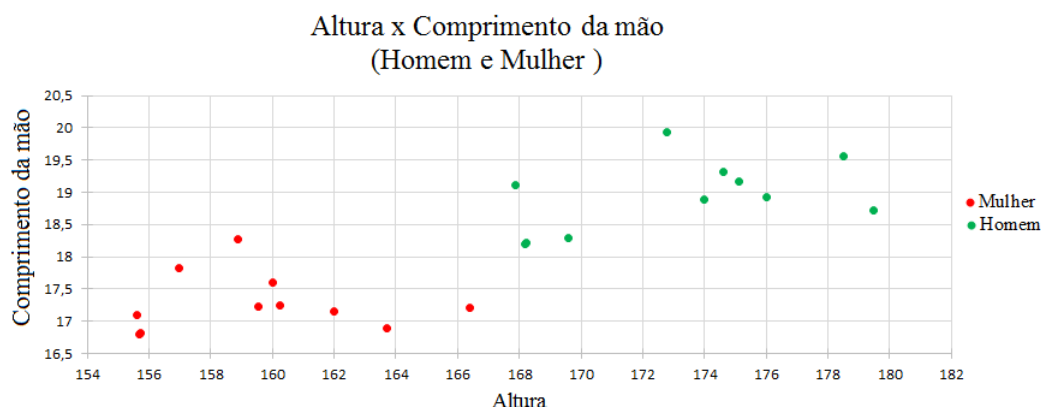
	Faixa	Mulher		Homem		País
	Etária	Estatura	Comp. mão	Estatura	Comp. mão	
Abdel-Malek <i>et al.</i> (1990)	18 - 30	1,59	18,27	1,73	19,93	Egito
Krishan e Sharma (2007)	17 - 20	1,56	16,82	1,68	18,23	Índia
Agnihotri <i>et al.</i> (2008)	18 - 30	1,60	17,22	1,74	18,89	Ilhas Maurício
Habib e Kamal (2010)	18 - 25	1,60	17,61	1,75	19,33	Egito
Ishak, Hemy e Franklin (2011)	18 - 68	1,79	19,55	1,64	16,89	Austrália Ocidental
Akhlaghi <i>et al.</i> (2012)	21 - 26	1,62	17,15	1,76	18,93	Irã
Krishan, Kanchan e Sharma (2012)	17 - 20	1,56	16,80	1,68	18,20	Índia
Ahmed (2013)	25 - 30	1,60	17,25	1,75	19,16	Sudão
Uhrová <i>et al.</i> (2014)	18 - 24	1,66	17,21	1,80	18,72	Eslováquia
Jee e Yun (2015)	20 - 83	1,56	17,10	1,70	18,30	Coreia do Sul
Paulis (2015)	18 - 67	1,57	17,82	1,68	19,12	Egito

Fonte: o autor.

4.2 Análise dos Dados

Observando os dados apresentados pelos autores, duas características podem ser observadas. A primeira é que eles aparentemente seguem uma tendência, mostrando que a relação entre a altura e comprimento da mão podem seguir um padrão. A segunda característica, é que os dados sugerem que existe uma diferença entre a altura dos homens em relação às mulheres, sendo em geral, os homens mais altos que as mulheres, estas características são mostradas no gráfico na Figura 4.3.

Figura 4.3 – Gráfico da Altura x Comprimento da Mão dos autores citados, mostrando homens e mulheres (medidas em cm)



Fonte: o autor.

Devido à grande miscigenação que existe na população brasileira e para melhorar a estimativa da curva de regressão, utilizou-se todos os dados, não sendo levada em conside-

ração a separação por gênero adotada pelos autores. O objetivo ao utilizar todos os dados, é obter uma curva de regressão geral que consiga abranger a maior quantidade de pessoas.

O crescimento é um processo biológico, de multiplicação e aumento da quantidade celular, que pode ser observado pelo desenvolvimento corporal. Ele é influenciado por fatores intrínsecos (genéticos e metabólicos) e fatores extrínsecos (alimentação, higiene, saúde, cuidados gerais com a criança, entre outros) (WHO *et al.*, 1995). Por consequência, a possibilidade de atingir ou não o potencial genético máximo de crescimento, depende das condições às quais a criança é submetida. Outra informação importante, é que a velocidade de crescimento, geralmente, não é uniforme nos diferentes órgãos e tecidos (BÁSICA, 2002).

4.2.1 Regressão

O objetivo de muitas pesquisas é estabelecer relações para que a partir de uma ou mais variáveis se possa prever outra. O ideal seria conseguir prever uma variável sem nenhum erro a partir de outra, porém, normalmente só é possível realizar uma aproximação. A regressão é uma ferramenta estatística usada para prever o valor aproximado de uma variável a partir do valor conhecido de outra. Esta técnica foi desenvolvida por Francis Galton (1822 - 1911), que realizou um estudo referente às alturas de pais e filhos (FREUND, 2006).

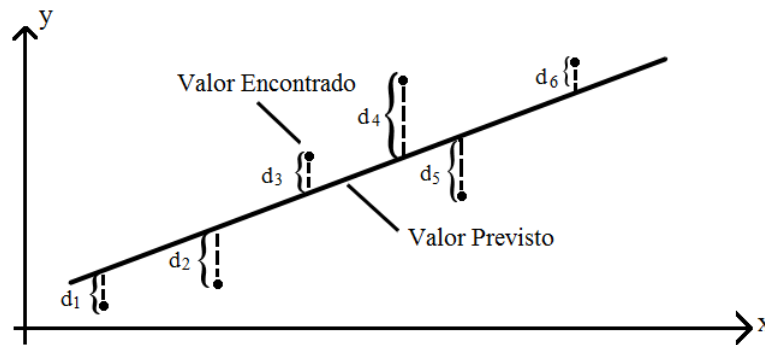
O gráfico mostrado anteriormente, que apresenta os dados coletados pelos pesquisadores (Figura 4.3), é comumente chamado de diagrama de dispersão dentro da estatística. Diagrama de dispersão é um gráfico no plano cartesiano em que se espera que as variáveis apresentem um padrão em seu comportamento (CORREA, 2003). No nosso caso, como pretende-se estimar o comprimento da mão, ele será a variável dependente (eixo das ordenadas) e a altura o termo independente (eixo das abcissas).

Os estudos apresentados utilizaram funções lineares para realizar a estimativa da altura a partir do comprimento da mão. Por propiciar bons resultados, utilizou-se neste trabalho também este tipo de função. Segundo Freund (2006), uma função linear tem esse nome pelo fato de seu gráfico no plano cartesiano ter o formato de uma linha reta (Equação 4.1). Ela possui dois coeficientes, a é o coeficiente angular e b o coeficiente linear, para definir estes coeficientes, será utilizado o Método dos Mínimos Quadrados (MMQ).

$$y = ax + b \quad (4.1)$$

Na Figura 4.4 é mostrado um exemplo de reta de regressão. Note que para cada ponto (d_i), existe uma diferença entre o valor previsto (sobre a reta) e o valor observado de y . Essas diferenças são chamadas de erro ou resíduo e podem ser negativos (quando estão abaixo da reta), positivos (quando estão acima da reta) ou zero (se não há diferença entre o ponto coletado e o previsto) (LARSON; FARBER, 2010).

Figura 4.4 – Exemplo de linha de regressão



Fonte: (LARSON; FARBER, 2010).

Para ter a função que melhor representa o comportamento dos dados, é necessário encontrar os coeficientes que gerem a função com o menor erro. O MMQ é a técnica mais utilizada em ciências experimentais, por conseguir encontrar estes coeficientes que geram o menor erro. Ele consiste em determinar os valores de a e b que minimizam a soma das diferenças quadráticas dos resíduos. A forma de encontrar os coeficientes é exibido a seguir na Equação 4.2 (HELENE, 2006; CORREA, 2003).

$$\begin{aligned} a &= \frac{n \sum x_i y_i - \sum x_i \cdot \sum y_i}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2} \\ b &= \bar{y} - a\bar{x} \end{aligned} \quad (4.2)$$

Sendo:

n = quantidade de dados coletados;

$\bar{x}$ = valor médio da variável x ;

x_i = variável independente;

$\bar{y}$ = valor médio da variável y ;

y_i = variável dependente.

Aplicou-se o MMQ nos dados da Tabela 4.1, obtendo os seguintes valores dos coeficientes: 10,26 para o coeficiente angular e 1,04 para o coeficiente linear, resultando na equação mostrada a seguir:

$$y = 10,26x + 1,04 \quad (4.3)$$

Onde:

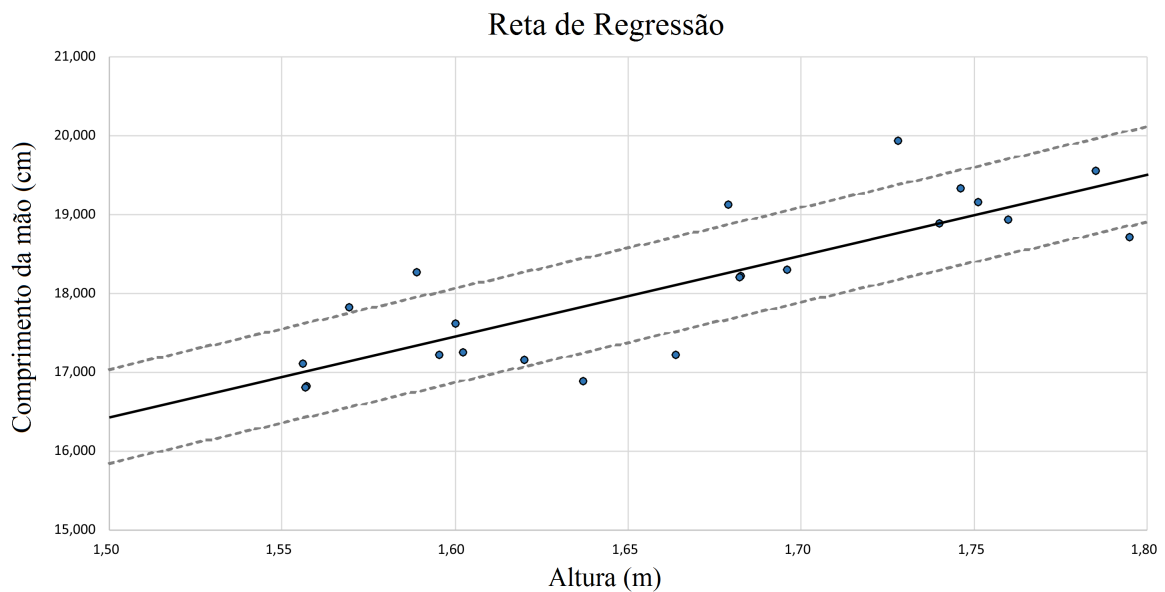
x = estatura;

y = comprimento da mão;

Após determinar a equação de regressão, é necessário descobrir o intervalo de confiança. O intervalo de confiança é construído a partir do erro padrão da estimativa, este erro é calculado pela Equação 4.4 onde os componentes são os mesmos da Equação 4.2. Ao calcular o erro, obteve-se o seguinte resultado: $S_e \approx 0,6$. A Figura 4.5 mostra o gráfico final, onde são mostrados os dados (diagrama de dispersão), a reta de regressão e o intervalo de confiança da regressão, este último representado pela região entre as retas pontilhadas (LARSON; FARBER, 2010).

$$S_e = \sqrt{\frac{\sum (y_i - \bar{y}_i)^2}{n - 2}} \quad (4.4)$$

Figura 4.5 – Diagrama de dispersão, reta de regressão e intervalo de confiança

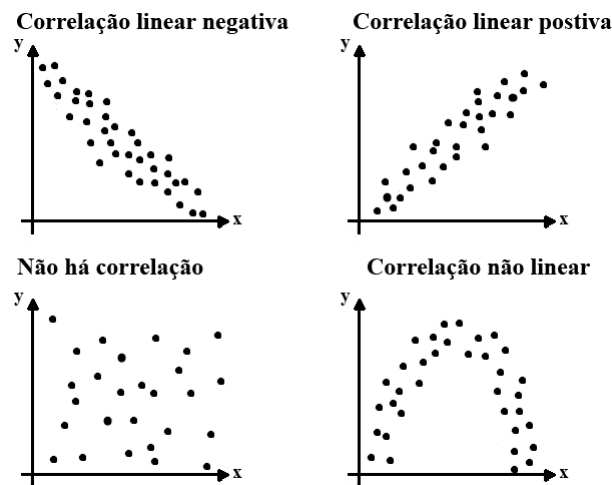


Fonte: o autor.

4.2.2 Correlação

A correlação estuda o comportamento de duas variáveis quantitativas distintas, ou seja ela verifica se existe relação entre duas variáveis, onde x é a variável independente (ou explanatória) e y é a variável dependente (ou resposta). A variável independente é medida pelo eixo das abscissas (horizontal) e a variável dependente é medida pelo eixo das ordenadas (vertical). A correlação entre duas variáveis pode ser linear, não linear ou não haver correlação, esses comportamentos são apresentados na Figura 4.6 (LARSON; FARBER, 2010).

Figura 4.6 – Tipos de correlação: a) Correlação linear positiva; b) Correlação linear negativa; c) Não há correlação; d) Correlação não linear



Fonte: (LARSON; FARBER, 2010).

A correlação linear ocorre quando o comportamento do gráfico se aproxima de uma reta. A tendência do gráfico é normalmente apresentada por uma linha que segue a tendência da distribuição dos pontos. Esta linha é comumente obtida pelo MMQ, por ser o método que encontra a equação que melhor se ajusta aos pontos (CORREA, 2003). A correlação positiva ocorre quando uma variável aumenta quando a outra aumenta ou decresce quando a outra decresce. Já a correlação negativa, ocorre quando ao aumentar uma variável a outra decresce.

Para saber a intensidade da correlação, existe o coeficiente de correlação. Ele é apresentado pela letra r e seu valor vai de -1 a 1 . Quanto mais próximo de -1 , maior é a correlação negativa. De forma análoga, quanto mais próximo de 1 , mais positiva será essa correlação. Quanto mais próximo de zero, menor é a correlação, não existindo correlação, no caso de o coeficiente resultar em zero. Se o coeficiente encontrado, resultar em -1 ou 1 , significa a existência de uma correlação “perfeita” (CORREA, 2003). O coeficiente pode ser calculado pela fórmula apresentada a seguir:

$$r = \frac{n \sum xy - (\sum x)(\sum y)}{\sqrt{[n \sum x^2 - (\sum x)^2] \cdot [n \sum y^2 - (\sum y)^2]}} \quad (4.5)$$

O coeficiente de correlação obtido para os dados utilizados foi $0,83$. Este valor está próximo de 1 , o que significa que as variáveis possuem correlação positiva. Porém, segundo Montgomery, Runger e Calado (2003), é importante realizar um teste estatístico para verificar se um conjunto de dados pode ser representado por um modelo de regressão linear. Para

a verificar se os dados utilizados podem ser representados pela equação linear encontrada (Equação 4.3), utilizou-se o teste t .

O teste t é um teste estatístico de hipóteses, onde são levantadas duas hipóteses contraditórias. Uma hipótese é chamada de hipótese nula (H_0), que é a alegação inicialmente assumida como verdadeira. A outra é chamada de hipótese alternativa (H_1), que é sempre uma afirmação contrária a hipótese nula. A hipótese alternativa, é a que se deseja demonstrar, comprovando que os dados são relevantes, por consequência, a hipótese nula é a contrária, falando que os dados não são relevantes (DEVORE, 2006).

Utilizando a correlação, foram levantadas duas hipóteses, sendo: que a correlação não é significativa, portanto os dados não podem ser representados pela regressão linear; que a correlação é significativa, validando assim a equação da regressão obtida (Equação 4.3). As hipóteses são mostradas a seguir:

$$\begin{aligned} H_0 : r &= 0 \\ H_1 : r &\neq 0 \end{aligned} \tag{4.6}$$

Para realizar o teste t , será utilizada a tabela de distribuição t de *Student*, que é uma distribuição de probabilidade estatística teórica. Para encontrar o valor desejado, é necessário o conhecimento do número de amostras (graus de liberdade) e a confiança que se espera dos dados. O valor encontrado, será comparado com T_0 , que é calculado utilizando a Equação 4.7. Se o valor de T_0 for maior que o encontrado na tabela, a hipótese nula é rejeitada, mostrando então que os dados têm um comportamento linear e validando o modelo de regressão que foi feito.

$$T_0 = \frac{r\sqrt{n-2}}{\sqrt{1-r^2}} \tag{4.7}$$

O valor de encontrado de t para 22 amostras e 99,5% de confiança, foi 3,153. Ao calcular T_0 , foi obtido o valor de 8,9. Portanto, a hipótese H_0 foi rejeitada, como já era esperado, indicando que a correlação entre os dados é significativa.

4.3 Padronização das Medidas

Como foi mostrado, mesmo utilizando os dados de vários países, as análises apresentaram que estes possuem correlação. Além da regressão encontrada (Equação 4.3), foi elaborado um modelo dimensional gráfico para estimar o tamanho da mão. Os dados utilizados, foram obtidos através do modelo de regressão (Tabela 4.2). Como o foco do modelo, foi o comprimento da mão, a largura não é levada em consideração, nem a posição do polegar. O modelo é apresentado na Figura 4.7.

A largura da mão não foi o foco do estudo, porém, como o modelo é baseado no formato da mão, foi estudada a relação entre a largura e comprimento da mão. Após analisar os dados dos trabalhos que coletaram essas duas medidas, foi encontrada a relação de que o comprimento da mão é em média aproximadamente 2,34 vezes sua largura. Utilizando esta informação em conjunto com os valores obtidos pela regressão, foram então, encontrados os valores da largura para a elaboração do modelo.

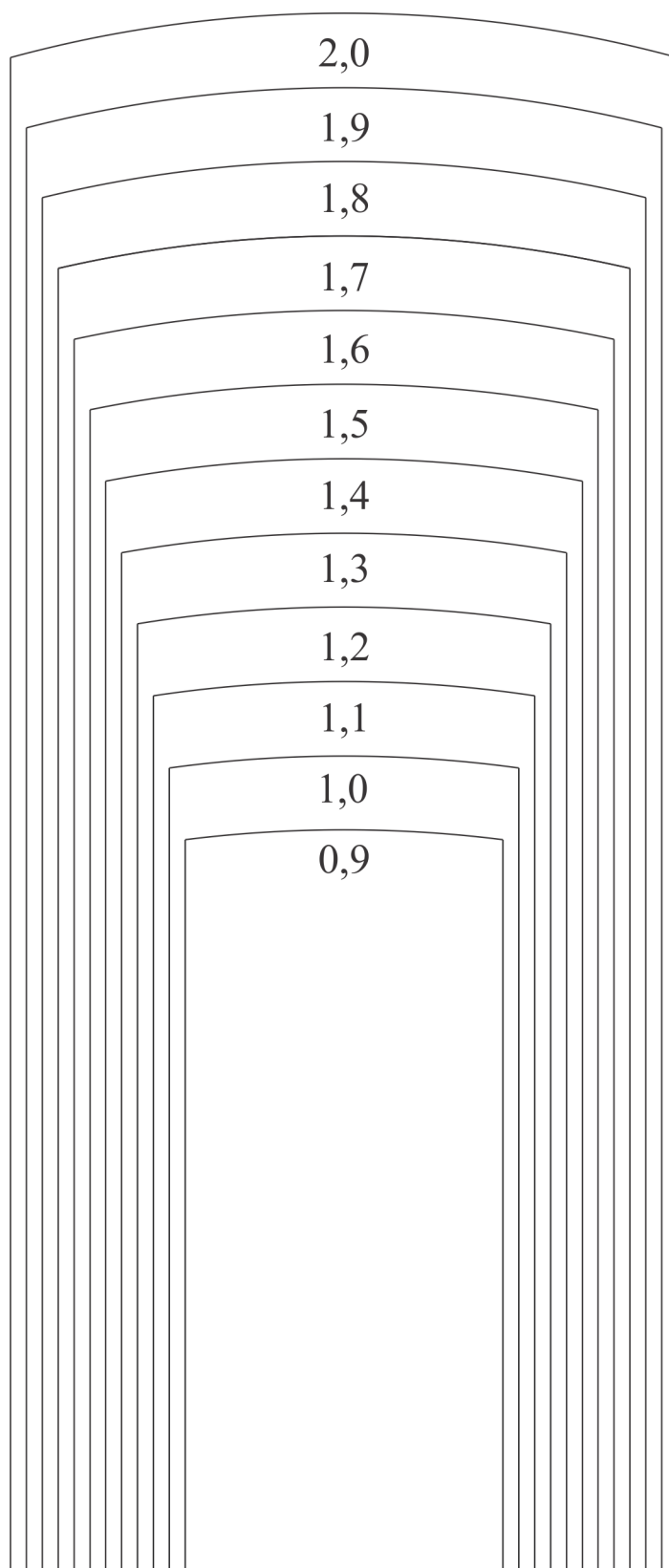
Tabela 4.2 – Dados obtidos pela regressão

Altura (m)	Comprimento da Mão (cm)	Largura da Mão (cm)
0,9	10,28	4,39
1,0	11,30	4,83
1,1	12,33	5,27
1,2	13,36	5,71
1,3	14,38	6,15
1,4	15,41	6,59
1,5	16,44	7,02
1,6	17,46	7,46
1,7	18,49	7,90
1,8	19,52	8,34
1,9	20,54	8,78
2,0	21,57	9,22

Fonte: o autor.

Para a utilização do modelo gráfico, basta colocar o punho na linha inferior e estender a mão sobre a folha, a primeira linha que não for ultrapassada, será utilizada. Após obter o tamanho da mão, é necessário saber a dimensão da prótese, para que seja realizada o ajuste proporcional do tamanho a prótese, para as dimensões do usuário. Sabendo a escala ou proporção, basta utilizar este valor para a impressão do membro artificial, o que não é um problema, visto que praticamente todos os programas utilizados em FDM apresentam a ferramenta de escala, podendo então, utilizar configurar.

Figura 4.7 – Modelo dimensional gráfico da mão em tamanho real (escala 1:1).

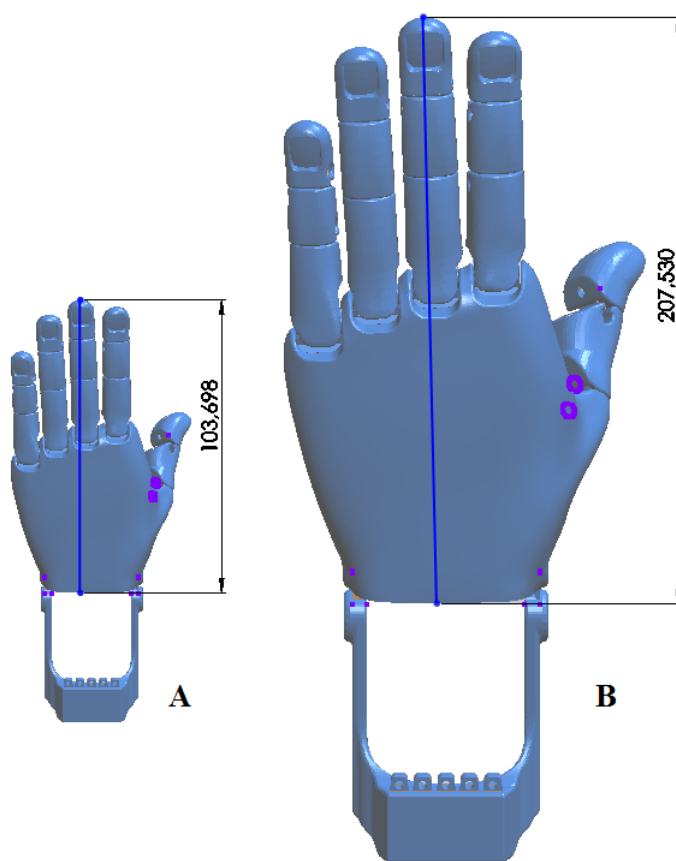


Fonte: o autor.

Para exemplificar o problema de dimensionamento das próteses disponíveis na internet, será considerado o modelo *Flexy Hand 2*⁴. A Figura 4.8B exibe o modelo nas dimensões reais fornecidas pelo *site*. Note que a prótese tem um comprimento total de aproximadamente 207,5 mm. De acordo com o modelo dimensional gráfico da mão (Figura 4.7) é fácil notar que esta dimensão é adequada para um adolescente entre 1,8 e 2,0 metros de altura.

A Figura 4.8A exibe a mesma prótese com redução de 1:2, ou seja, 50% do tamanho fornecido pelo e-NABLE. Assim, esta será a dimensão adequada para uma criança 90 cm de altura, conforme indica a Tabela 4.2

Figura 4.8 – Dimensões da prótese *Flexy Hand 2* (e-NABLE): A) 50% de redução; B) Tamanho real disponível no *site*.



Fonte: o autor.

Desta forma, a partir de projetos de próteses disponibilizados em projetos como o e-NABLE, uma adequação quanto à altura da criança ou adolescente, pode ser realizada por meio da determinação do comprimento da prótese desejada e ajustando o fator de redução de acordo com a Tabela 4.2. Este fator, em percentual, é encontrado diretamente dividindo-se o comprimento da mão encontrado na Tabela 4.2 pelo comprimento total da prótese.

⁴ Disponível em: <http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-flexy-hand/>

Capítulo 5

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Foi observada a ausência de dados referentes ao comprimento da mão de crianças e adolescentes. Contanto, a idade se mostrou não ser um dado adequado para estimar o comprimento da mão. A altura, por sua vez, apresentou resultados satisfatórios nos trabalhos que a correlacionaram com o comprimento do membro superior, porém, os trabalhos coletaram apenas medidas de adultos.

Foi observado nos trabalhos que estudaram a relação da altura com o comprimento da mão, que as mulheres apresentaram a estatura menor que os homens e consequentemente o tamanho do membro superior. Porém, Coitinho, Brant e Albuquerque (2002) mostra que esta diferença ocorre devido ao fato das mulheres normalmente pararem de crescer em torno dos 16 anos, enquanto que os homens continuam até aproximadamente os 18 anos.

A regressão se mostrou ser satisfatória, já que o valor de correlação encontrado se mostrou significativo, ou seja, os dados mostraram ter uma tendência, concordando com os resultados dos trabalhos que estudaram estas variáveis e já haviam chegado a essa conclusão. A única diferença, foi que ao invés de utilizar apenas os dados de um país, foram utilizados, os de vários, conseguindo assim, ver que de forma geral, a mão apresenta uma relação similar com a estatura.

O modelo dimensional gráfico desenvolvido (Figura 4.7) também se apresentou satisfatório, pois é bem intuitivo e fornece medidas que podem ser usadas para a confecção de novos modelos de próteses de membro superior.

Para o aprimoramento da regressão e do modelo visual, serão necessários alguns passos que deverão ser executados futuramente. Primeiro, é necessário que sejam coletadas as medidas de crianças e adolescentes, para que aumentar ainda mais a confiabilidade da regressão. Para essa etapa é necessário a criação e submissão de projeto ao CEP e após a

aprovação, realizar a coleta dos dados. Após esta etapa, os modelos serão atualizados com base nesse novo banco de dados, gerando então, um modelo mais preciso sobre o tamanho do membro superior das crianças e adolescentes.

Após a atualização dos modelos, pode ser criada uma numeração própria para o modelo visual. Tal medida se deve ao fato de que por mais que os dados sejam atualizados, eles apresentam a tendência média das pessoas, ou seja, algumas pessoas podem certamente fugir à regra não se adequar a estes valores.

REFERÊNCIAS

ABDEL-MALEK, A. K. *et al.* Prediction of stature from hand measurements. *Forensic science international*, Elsevier, v. 46, n. 3, p. 181–187, 1990. Citado 2 vezes nas páginas 55 e 58.

AFROSE, M. F. *et al.* Effects of part build orientations on fatigue behaviour of fdm-processed pla material. *Progress in Additive Manufacturing*, Springer, p. 1–8, 2015. Citado na página 43.

AGNIHOTRI, A. K. *et al.* Prediction of stature using hand dimensions. *Journal of Forensic and legal Medicine*, Elsevier, v. 15, n. 8, p. 479–482, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 55 e 58.

AHMED, A. A. Estimation of stature from the upper limb measurements of sudanese adults. *Forensic science international*, Elsevier, v. 228, n. 1, p. 178–e1, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 56 e 58.

AKHLAGHI, M. *et al.* Estimation of stature from upper limb anthropometry in iranian population. *Journal of forensic and legal medicine*, Elsevier, v. 19, n. 5, p. 280–284, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 55 e 58.

ALEXANDER, B.; VIKTOR, K. Proportions of hand segments. *Int. J. Morphol*, v. 28, n. 3, p. 755–758, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 40 e 41.

AUGUSTO, G. Músculos do membro superior. 2012. Disponível em: <<https://ifanatomia.wordpress.com/category/musculos-do-membro-superior/>>. Acesso em: 21/05/2016. Citado na página 38.

BÁSICA, S. d. P. d. S. Ministério da Saúde^ Departamento de A. *Saúde da criança: acompanhamento do crescimento e desenvolvimento infantil*. [S.l.]: Ministério da Saúde Brasília, 2002. Citado na página 59.

BELLIS, M. A brief history of prosthetics. 2016. Disponível em: <<http://inventors.about.com/library/inventors/blprosthetic.htm>>. Acesso em: 05/02/2016. Citado na página 21.

BERMAN, B. 3-d printing: The new industrial revolution. *Business horizons*, Elsevier, v. 55, n. 2, p. 155–162, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 45 e 46.

BERTOLINI, A. Robotic prostheses as products enhancing the rights of people with disabilities. reconsidering the structure of liability rules. *International Review of Law, Computers & Technology*, Taylor & Francis, v. 29, n. 2 - 3, p. 116 – 136, 2015. Citado na página 25.

BILLOCK, J. N. Upper limb prosthetic terminal devices: Hands versus hooks. *Clin Prosthet Orthot*, v. 10, n. 2, p. 57–65, 1986. Citado 4 vezes nas páginas 25, 26, 27 e 29.

BOYALI, A.; HASHIMOTO, N. Spectral collaborative representation based classification for hand gestures recognition on electromyography signals. *Biomedical Signal Processing E Control*, Elsevier, v. 24, p. 11–18, 2016. Citado na página 25.

BURN, M. B.; TA, A.; GOGOLA, G. R. Three-dimensional printing of prosthetic hands for children. *The Journal of hand surgery*, Elsevier, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.

CAMPBELL, I.; BOURELL, D.; GIBSON, I. Additive manufacturing: rapid prototyping comes of age. *Rapid Prototyping Journal*, Emerald Group Publishing Limited, v. 18, n. 4, p. 255–258, 2012. Citado na página 43.

CHANCHOLLE, A.-R. *et al.* Une main vous manque et... indications thérapeutiques des agénésies et amputations de mains : plasties et prothèses versus allogreffes. *Annales de Chirurgie Plastique Esthétique*, v. 55, n. 4, p. 272 – 286, 2010. ISSN 0294-1260. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0294126009002052>>. Acesso em: 08/01/2016. Citado na página 23.

CHILDRESS, D. S. Historical aspects of powered limb prostheses. *Clin Prosthet Orthot*, v. 9, n. 1, p. 2–13, 1985. Citado 3 vezes nas páginas 24, 25 e 28.

CHOI, C. Q. World's first prosthetic: Egyptian mummy's fake toe. *Live Science*, v. 27, 2007. Disponível em: <<http://www.livescience.com/4555-world-prosthetic-egyptian-mummy-fake-toe.html>>. Acesso em: 02/05/2016. Citado na página 21.

COITINHO, D. C.; BRANT, J. d. A. C.; ALBUQUERQUE, Z. P. *Saúde da criança: acompanhamento do crescimento e desenvolvimento infantil*. [S.l.]: Ministério da Saúde, Secretaria de Políticas de Saúde, 2002. Citado na página 67.

CORREA, S. M. B. B. *Probabilidade e Estatística*. 2. ed. [S.l.]: PUC MINAS, 2003. Citado 3 vezes nas páginas 59, 60 e 62.

DEVORE, J. L. *Probabilidade e estatística: para engenharia e ciências*. 6. ed. [S.l.]: Thomson, 2006. Citado na página 63.

DRAKE, R. L.; MITCHELL, A. W.; VOGL, W. *Gray's Anatomia Para Estudantes*. [S.l.]: Elsevier Brasil, 2005. Citado na página 37.

DUL, S.; FAMBRI, L.; PEGORETTI, A. Fused deposition modelling with abs-graphene nanocomposites. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, Elsevier, v. 85, p. 181–191, 2016. Citado 3 vezes nas páginas 44, 45 e 47.

e-NABLE. About e-nable. 2016. Disponível em: <<http://enablingthefuture.org/about/>>. Acesso em: 15/06/2016. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 50.

FREIRE, J. J. B. Estatura dado fundamental em antropologia forense. Biblioteca Digital da Unicamp, 2000. Citado na página 54.

FREUND, J. E. *Estatística Aplicada. Economia, Administração e Contabilidade*. 11. ed. [S.l.]: BOOKMAN, 2006. Citado na página 59.

GASPAR, H. M. d. S. *Estudo da Biomecânica da Mão por aplicação do Método dos Elementos Finitos*. Tese (Doutorado) — Universidade do Porto, 2010. Citado na página 38.

GIBSON, I. *et al. Additive manufacturing technologies*. [S.l.]: Springer, 2010. v. 238. Citado na página 46.

GONZÁLEZ-FERNÁNDEZ, M. Development of upper limb prostheses: current progress and areas for growth. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 95, n. 6, p. 1013–1014, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 31.

HABIB, S. R.; KAMAL, N. N. Stature estimation from hand and phalanges lengths of egyptians. *Journal of Forensic and Legal Medicine*, Elsevier, v. 17, n. 3, p. 156–160, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 55 e 58.

HACKberry. Hackiberry open source community. 2016. Disponível em: <<http://exiii-hackberry.com/>>. Acesso em: 15/06/2016. Citado 2 vezes nas páginas 51 e 52.

HAGUE, R.; CAMPBELL, I.; DICKENS, P. Implications on design of rapid manufacturing. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, SAGE Publications, v. 217, n. 1, p. 25–30, 2003. Citado na página 43.

HELENE, O. *Metodos dos Minimos Quadrados*. [S.l.]: Editora Livraria da Física, 2006. Citado na página 60.

ISHAK, N.-I.; HEMY, N.; FRANKLIN, D. Estimation of stature from hand and handprint dimensions in a western australian population. *Forensic science international*, Elsevier, v. 216, n. 1, p. 199–e1, 2011. Citado 3 vezes nas páginas 56, 57 e 58.

JEE, S.-c.; YUN, M. H. Estimation of stature from diversified hand anthropometric dimensions from korean population. *Journal of forensic and legal medicine*, Elsevier, v. 35, p. 9–14, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 57 e 58.

KAPANDJI, I. A. *The physiology of the joints*. [S.l.]: Elsevier Science, 2002. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 39.

KIJIMA, Y.; VIEGAS, S. F. Wrist anatomy and biomechanics. *The Journal of hand surgery*, Elsevier, v. 34, n. 8, p. 1555–1563, 2009. Citado na página 36.

KORKMAZ, M. *et al.* Evaluation of functionality in acquired and congenital upper extremity child amputees. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*, v. 46, n. 4, p. 262–268, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.

KOZIN, S. H. *et al.* The contribution of the intrinsic muscles to grip and pinch strength. *The Journal of hand surgery*, Elsevier, v. 24, n. 1, p. 64–72, 1999. Citado na página 38.

KRISHAN, K.; KANCHAN, T.; SHARMA, A. Multiplication factor versus regression analysis in stature estimation from hand and foot dimensions. *Journal of forensic and legal medicine*, Elsevier, v. 19, n. 4, p. 211–214, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 56 e 58.

KRISHAN, K.; SHARMA, A. Estimation of stature from dimensions of hands and feet in a north indian population. *Journal of Forensic and Legal Medicine*, Elsevier, v. 14, n. 6, p. 327–332, 2007. Citado 2 vezes nas páginas 55 e 58.

LARSON, R.; FARBER, B. *Estatística Aplicada*. 4. ed. [S.l.]: PEARSON, 2010. Citado 4 vezes nas páginas 59, 60, 61 e 62.

LIEBERMAN, J. A. Chapter 44 - electromyography and evoked potentials. In: GUPTA, A. K.; GELB, A. W. (Ed.). *Essentials of Neuroanesthesia and Neurointensive Care*. Philadelphia: W.B. Saunders, 2008. p. 283 – 289. ISBN 978-1-4160-4653-0", url = <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781416046530100445>, urlaccessdate = 01/02/2016. Citado na página 25.

LIENEKE, T. *et al.* Dimensional tolerances for additive manufacturing: Experimental investigation for fused deposition modeling. *Procedia CIRP*, Elsevier, v. 43, p. 286–291, 2016. Citado na página 43.

LIPSON, H.; KURMAN, M. *Fabricated: The new world of 3D printing*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2013. Citado na página 44.

LISS, F. E. The interosseous muscles: the foundation of hand function. *Hand clinics*, Elsevier, v. 28, n. 1, p. 9–12, 2012. Citado na página 38.

LITTLER, J. W. On the adaptability of man's hand: With reference to the equiangular curve. *The Hand*, Elsevier, v. 5, n. 3, p. 187–191, 1973. Citado na página 40.

MALONE, E.; LIPSON, H. Fab@ home: the personal desktop fabricator kit. *Rapid Prototyping Journal*, Emerald Group Publishing Limited, v. 13, n. 4, p. 245–255, 2007. Citado na página 44.

MASSIRIS, M. *et al.* Hand anthropometry of colombian caribbean college students using software based method. *Procedia Computer Science*, Elsevier, v. 67, p. 123–131, 2015. Citado na página 40.

MAYER, A. A végtagpótlás története a kezdetektől napjainkig. *Lege Artis Medicinae - LAM*, p. 637–640, 2008. Citado 3 vezes nas páginas 22, 23 e 28.

MICHAEL, J. W. Upper limb powered components and controls: Current concepts. *Clinical Prosthetics & Orthotics*, v. 10, n. 2, p. 66–77, 1986. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 28.

MONTGOMERY, D. C.; RUNGER, G. C.; CALADO, V. *Estatística aplicada e probabilidade para engenheiros*. 2. ed. [S.l.]: Grupo Gen-LTC, 2003. Citado na página 62.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. *Clinically oriented anatomy*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2013. Citado na página 37.

MOTA, C. The rise of personal fabrication. In: ACM. *Proceedings of the 8th ACM conference on Creativity and cognition*. [S.l.], 2011. p. 279–288. Citado na página 44.

MUNHOZ, V. *Atleta disputará Jogos Paralímpicos de 2016 com prótese 3D da Autodesk*. 2016. Disponível em: <<http://www.tecmundo.com.br/protese/104745-atleta-disputara-jogos-paralimpicos-2016-protese-3d-autodesk.htm>>. Acesso em: 15/05/2016. Citado 2 vezes nas páginas 48 e 49.

NAPIER, J. R. The prehensile movements of the human hand. *Bone & Joint Journal*, Bone and Joint Journal, v. 38, n. 4, p. 902–913, 1956. Citado na página 38.

NERLICH, A. G. *et al.* Ancient egyptian prosthesis of the big toe. *The Lancet*, Elsevier, v. 356, n. 9248, p. 2176–2179, 2000. Citado na página 22.

NETTER, F. H. *Atlas de Anatomia Humana*. [S.l.]: Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. Citado na página 36.

NORTON, K. M. A brief history of prosthetics. *inMotion Magazine*, v. 17, 2007. Citado 3 vezes nas páginas 23, 24 e 25.

O'RAHILLY, R. *et al.* *Basic human anatomy: a regional study of human structure*. [S.l.]: WB Saunders Company, 1983. Citado na página 35.

OTTOBOCK. Ottobock.com. Disponível em: <<http://www.Ottobock.com>>. Acesso em: 12/03/2016. Citado na página 27.

_____. History of ottobock. 2016. Disponível em: <<http://www.ottobock.com/pt/company/history/>>. Acesso em: 23/03/2016. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 30.

PANCHAL-KILDARE, S.; MALONE, K. Skeletal anatomy of the hand. *Hand clinics*, Elsevier, v. 29, n. 4, p. 459–471, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 35 e 36.

PARK, A. E. *et al.* The fibonacci sequence: relationship to the human hand. *The journal of hand surgery*, Elsevier, v. 28, n. 1, p. 157–160, 2003. Citado na página 40.

PAULIS, M. G. Estimation of stature from handprint dimensions in egyptian population. *Journal of forensic and legal medicine*, Elsevier, v. 34, p. 55–61, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 57 e 58.

PEI, D. E.; MEISEL, N. A.; WILLIAMS, C. B. Design and assessment of a 3d printing vending machine. *Rapid Prototyping Journal*, Emerald Group Publishing Limited, v. 21, n. 5, p. 471–481, 2015. Citado na página 44.

PEI, D. E. *et al.* + tuo project: low cost 3d printers as helpful tool for small communities with rheumatic diseases. *Rapid Prototyping Journal*, Emerald Group Publishing Limited, v. 21, n. 5, p. 491–505, 2015. Citado na página 44.

_____. Direct 3d printing of polymers onto textiles: experimental studies and applications. *Rapid Prototyping Journal*, Emerald Group Publishing Limited, v. 21, n. 5, p. 556–571, 2015. Citado 3 vezes nas páginas 45, 47 e 48.

_____. Low-cost closed-loop control of a 3d printer gantry. *Rapid Prototyping Journal*, Emerald Group Publishing Limited, v. 21, n. 5, p. 482–490, 2015. Citado na página 44.

PHEASANT, S.; HASLEGRAVE, C. M. *Bodyspace: Anthropometry, ergonomics and the design of work*. [S.l.]: Taylor & Francis, 2005. Citado na página 40.

PUTTI, V. Historical prostheses. *Journal of Hand Surgery (British & European Volume)*, SAGE Publications, v. 30, n. 3, p. 310–325, 2005. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 29.

RADCLIFFE, C. W. The knud jansen lecture: above-knee prosthetics. *Prosthetics & Orthotics International*, Taylor E Francis, v. 1, n. 3, p. 146–160, 1977. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 28.

- REISDORFER, T. *Conheça os diferentes tipos de materiais para impressão 3D FDM*. 2015. Disponível em: <<http://www.impressao3dfacil.com.br/conheca-os-diferentes-tipos-de-materiais-para-impressao-3d-fdm/>>. Acesso em: 15/05/2016. Citado 2 vezes nas páginas 47 e 48.
- REPRAP. *RepRap*. 2016. Disponível em: <<http://reprap.org/wiki/RepRap/pt>>. Acesso em: 08/07/2016. Citado na página 44.
- RESNIK, L.; KLINGER, S. L.; ETTER, K. The deka arm: Its features, functionality, and evolution during the veterans affairs study to optimize the deka arm. *Prosthetics and orthotics international*, SAGE Publications, v. 38, n. 6, p. 492–504, 2014. Citado na página 31.
- RESNIK, L. *et al.* Advanced upper limb prosthetic devices: implications for upper limb prosthetic rehabilitation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 93, n. 4, p. 710–717, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 31.
- REZENDE, M. C. *et al.* Avaliação da temperatura de transição vítrea de compósitos poliméricos reparados de uso aeronáutico. *Polímeros Ciência e Tecnologia*, ABPol, v. 16, n. 1, p. 79–87, 2006. Citado na página 45.
- ROBINS, R. An old cornish hand. *The Journal of Hand Surgery: British & European Volume*, Elsevier, v. 9, n. 2, p. 199–200, 1984. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 28.
- RODRIGUEZ-AÑEZ, C. R. A antropometria e sua aplicação na ergonomia. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, v. 3, n. 1, p. 102–108, 2001. Citado na página 40.
- SNYDER, R. G. *et al.* Physical characteristics of children. *Bethesda, MD: US Consumer Product Safety Commission*, 1975. Citado 3 vezes nas páginas 13, 53 e 54.
- SUE, J. J. Sur les proportions des squelette de homme, examiné depuis l'âge de plus tendre, jusqu'à celui de vingt cinq, soixante ans, & audel. *Acad. Sci. Paris Mem Mathemat. Phys. Present. Divers Savants*, v. 2, p. 572–585, 1755. Citado na página 54.
- TANENBAUM, J. G. *et al.* Democratizing technology: pleasure, utility and expressiveness in diy and maker practice. In: *ACM. Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*. [S.l.], 2013. p. 2603–2612. Citado na página 44.
- TAYLOR, C. L.; SCHWARZ, R. J. The anatomy and mechanics of the human hand. *Artificial limbs*, Hemisphere, v. 2, n. 2, p. 22–35, 1955. Citado na página 36.
- THURSTON, A. J. Paré and prosthetics: the early history of artificial limbs. *ANZ journal of surgery*, Wiley Online Library, v. 77, n. 12, p. 1114–1119, 2007. Citado 3 vezes nas páginas 21, 22 e 28.
- TODA, M. *et al.* Use of powered prosthesis for children with upper limb deficiency at hyogo rehabilitation center. *PloS one*, Public Library of Science, v. 10, n. 6, p. e0131746, 2015. Citado na página 31.
- TYMRAK, B.; KREIGER, M.; PEARCE, J. M. Mechanical properties of components fabricated with open-source 3-d printers under realistic environmental conditions. *Materials & Design*, Elsevier, v. 58, p. 242–246, 2014. Citado na página 48.

UHROVÁ, P. *et al.* Estimation of stature using hand and foot dimensions in slovak adults. *Legal Medicine*, Elsevier, v. 17, n. 2, p. 92–97, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 57 e 58.

UNKENHOLZ, T. Crude prosthetic limbs from the past were horrifying yet oddly beautiful. 2015. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 23.

WHO, W. H. O. *et al.* Physical status: The use of and interpretation of anthropometry, report of a who expert committee. Geneva: World Health Organization, 1995. Citado na página 59.

WIBOWO, R. K. K.; SONI, P. Anthropometry and agricultural hand tool design for javanese and madurese farmers in east java, indonesia. *APCBEE Procedia*, Elsevier, v. 8, p. 119–124, 2014. Citado na página 40.

WILSON, A. B. History of amputation surgery and prosthetics. *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*, Mosby Year Book, p. 3–15, 1992. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 30.

WILSON, A. B. J. History of amputation surgery and prosthetics. *Atlas of Limb Prosthetics*, v. 1, 1979. Citado na página 25.

WRIGHT, F. V. *et al.* The prosthetic upper extremity functional index: development and reliability testing of a new functional status questionnaire for children who use upper extremity prostheses. *Journal of Hand Therapy*, Elsevier, v. 14, n. 2, p. 91–104, 2001. Citado na página 26.

_____. Evaluation of the validity of the prosthetic upper extremity functional index for children. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 84, n. 4, p. 518–527, 2003. Citado na página 31.

YAMAKI, S. B.; PEDROSO, A. G.; ATVARIS, T. D. O estado vítreo dentro da perspectiva do curso de graduação em química (físico-química). *Química nova*, SciELO Brasil, v. 25, n. 2, p. 330–334, 2002. Citado na página 45.

ZUNIGA, J. *et al.* Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences. *BMC research notes*, Springer, v. 8, n. 1, p. 1–9, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.