

**UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**  
**FGA - FACULDADE GAMA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA**  
**BIOMÉDICA**

**MÉTODO DE CONCEPÇÃO DE ARTICULAÇÕES**  
**FLEXÍVEIS EM IMPRESSORAS 3D**

**JORGE RIBEIRO CUNHA DA SILVA**

**ORIENTADOR: Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**PUBLICAÇÃO: 025A/2014**  
**BRASÍLIA/DF: JULHO – 2014**

**UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**  
**FGA - FACULDADE GAMA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA**  
**BIOMÉDICA**

**MÉTODO DE CONCEPÇÃO DE ARTICULAÇÕES**  
**FLEXÍVEIS EM IMPRESSORAS 3D**

**JORGE RIBEIRO CUNHA DA SILVA**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA DA FACULDADE GAMA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.**

**APROVADA POR:**

---

**Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade**  
**(Orientador)**

---

**Prof. Dr. Leandro Xavier Cardoso**  
**(Examinador Interno)**

---

**Prof. Dr. Francisco Leite Aviani**  
**(Examinador Externo)**

**BRASÍLIA/DF, 31 DE JULHO DE 2014.**

## **FICHA CATALOGRÁFICA**

SILVA, J. R. C.

MÉTODO DE CONCEPÇÃO DE ARTICULAÇÕES FLEXÍVEIS EM IMPRESSORAS 3D, [Distrito Federal] 2014.

Nº.p.96, 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2014).  
Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

1. ELASTÔMEROS TERMOPLÁSTICOS 2. PRÓTESES DE MÃO

3. IMPRESSORAS 3D 4. ARTICULAÇÕES FLEXÍVEIS

I. FGA UnB Gama/UnB. II. Título (série)

## **REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA**

SILVA, J. R. C. (2014). MÉTODO DE CONCEPÇÃO DE ARTICULAÇÕES FLEXÍVEIS EM IMPRESSORAS 3D. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação NO./2014, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, no.p.87

## **CESSÃO DE DIREITOS**

AUTOR: JORGE RIBEIRO CUNHA DA SILVA.

TÍTULO: MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

GRAU: MESTRE

ANO: 2014

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

---

ANO 2014

ENDEREÇO: QI 07 conjunto U casa 24, Guará I

CEP 71020-216 Brasília, DF – Brasil.

## DEDICATÓRIA

*Aos meus pais, Neuza e Jorge,  
a minha esposa Roberta  
e a meus filhos Melissa e Yago.*

*Num sentido real, toda a vida está inter-relacionada. Todos os homens estão presos a uma rede de mutualidade inescapável, atados a um único traje do destino. Qualquer coisa que afete diretamente alguém, afeta indiretamente a todos. Eu nunca posso ser aquilo que deveria ser até que você seja o que deveria ser, e você nunca pode ser aquilo que deveria ser até que eu seja aquilo que deveria ser. Esta é a estrutura inter-relacionada da realidade.*

*Texto budista.*

## **AGRADECIMENTOS**

Minha homenagem sincera a todos aqueles que contribuíram direta e indiretamente para finalização deste trabalho:

À Deus pela força e saúde na realização deste projeto, à minha família que sempre me apoiou de forma incondicional, à Roberta, Yago e Melissa pela compreensão e carinho.

Ao Professor Marcelino pela orientação, incentivo e amizade.

Aos demais Professores e Colegas do Curso do Mestrado da UNB Gama, pela ajuda e incentivo em diversos momentos desta trajetória.

## **RESUMO**

### **MÉTODO DE CONCEPÇÃO DE ARTICULAÇÕES FLEXÍVEIS EM IMPRESSORAS 3D**

**Autor: JORGE RIBEIRO CUNHA DA SILVA**

**Orientador: Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade**

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica**

**Brasília, Julho de 2014.**

Em todo o mundo mais de um bilhão de pessoas convivem com alguma deficiência, muitos necessitam do uso de prótese para suprir a ausência de um membro funcional. Na busca pela utilização de novas tecnologias a prototipagem rápida se apresenta como uma solução viável, pois o fator econômico é fundamental. A partir de um modelo de prótese de mão, disponibilizado na internet, é proposta a construção de um novo modelo, utilizando uma metodologia de impressão em 3D com a utilização de dois plásticos. A avaliação dos materiais se faz necessária para segurança do produto e para isto foram feitos dois ensaios mecânicos, sendo o primeiro um ensaio de fadiga em corpos de prova normatizados, realizado para avaliar as propriedades apenas do produto elástico de dois fornecedores, um nacional e outro importado, pois o plástico rígido não será exposto a carregamento significativo no produto em questão. Como resultado, verificou-se que tanto o nacional quanto o importado atendem as necessidades de carga a que serão submetidos, sendo que de forma descritiva, os corpos nacionais apresentaram uma carga média maior quando comparados ao importado, para o mesmo estiramento. Da mesma forma, os corpos nacionais apresentaram uma queda de carga média menor quando comparados ao importado, para o mesmo estiramento. Um segundo ensaio é proposto para teste em um modelo de dedo impresso, ajustado ao formato de um corpo de prova padronizado, sendo para isso construída uma máquina de ensaio mecânico, adaptada para as condições básicas do funcionamento do dedo, utilizando-se dos valores de referência para próteses. Neste segundo ensaio, os resultados apresentados para os limites de utilização estabelecidos foram satisfatórios. Verificou-se conclusivamente que, analisando-se o conjunto de ensaios realizados nos corpos de prova e nos dedos impressos, as articulações construídas atendem as necessidades básicas, para a utilização desta tecnologia com segurança para possíveis aplicações em próteses e órteses.

**Palavras-chaves:** Elastômeros Termoplásticos, Próteses de mão, Impressoras 3D e Articulações Flexíveis.

## **ABSTRACT**

### **DESIGN METHOD FOR FLEXIBLE JOINTS BUILD IN 3D PRINTERS**

**Author: JORGE RIBEIRO CUNHA DA SILVA**

**Supervisor: Dr. Marcelino Monteiro de Andrade**

**Post-Graduation Program in Biomedical Engineering**

**Brasília, July of 2014.**

Worldwide over one billion people live with some kind of disability; many of them require the use of prosthesis to compensate the absence of a functional limb. By seeking the use of new technologies to meet this demand, the rapid prototyping with 3D printer, is presented as a viable solution, since the economic factor is critical. The building of a new prosthesis model is proposed based on a template available on the Internet, using a printing 3D methodology with two types of plastic. A review of the materials becomes necessary for the safety of the product and for this two mechanical tests were made. The first being a fatigue test in standardized specimens, conducted to assess only the elastic materials properties of products of two suppliers, one national and the other imported, because the hard plastic will not be exposed to significant load on the product in question. As a result, it was found that both the national and imported meet the needs of the load that will be submitted, and descriptively, national specimens had a higher average load when compared to the imported ones for the same stretch. Similarly, national specimens fell by less average load when compared to the imported for the same stretch. A second test is proposed to test a model of finger printed, adjusted to the standardized specimen format, a machine of mechanical test was built for this, adapted to the basic conditions for the functioning of the finger, using the reference values for prostheses. In this second test, the results for the preset use limits were satisfactory. It was observed conclusively that, by analyzing the set of trials in the specimens and in printed fingers, constructed joints meet the basic needs for the use of this technology safely for possible applications in prosthetics and orthotics.

**Key-words:** Thermoplastics Elastomers, Hand Prosthesis, 3D Printers and Flexible Joints.

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	15
1.1 Objetivos .....	18
1.2.1 Objetivo geral .....	18
1.2.2 Objetivos específicos .....	18
1.2 Revisão da Literatura .....	19
1.3 Organização do Trabalho .....	21
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	22
2.1 Deficiência e Inclusão social.....	22
2.2 Deficiência motora de membro superior .....	23
2.2.1 Antropometria da mão.....	24
2.2.2 Cinesiologia do punho e da mão .....	25
2.3 Órteses e próteses .....	27
2.4 Polímeros utilizados em impressoras 3D .....	29
2.4.1 Acrilonitrila-Butadieno-Estireno (ABS) .....	30
2.4.2 Elastômeros.....	31
2.5 Impressão em 3D .....	34
2.5.1 Processo de impressão em 3D.....	34
2.6 Ensaio mecânicos .....	36
2.6.1 Diagrama de Wöhler .....	38
2.6.2 Normas.....	39
2.7 Boas práticas de fabricação.....	39
3. METODOLOGIA .....	41
3.1 Método de construção das articulações flexíveis.....	41
3.2 Primeiro ensaio: Fadiga em corpos de prova .....	42
3.2.1 Aparato instrumental do 1º Ensaio .....	43
3.2.2 Protocolo da execução do 1º ensaio .....	45
3.2.3 Análise dos dados do 1º ensaio .....	47
3.3 Segundo Ensaio: fadiga em dedos impressos.....	47
3.3.1 Aparato instrumental do 2º Ensaio .....	48
3.3.2 Protocolo da execução do 2º ensaio .....	50
3.3.3 Análise dos dados do 2º ensaio .....	54
4. RESULTADOS .....	55
4.1 Primeiro Ensaio: Corpos de Prova .....	55



4.2 Segundo Ensaio: Dedos Impressos.....	59
5. DISCUSSÃO.....	62
6. CONCLUSÃO.....	65
7. TRABALHOS FUTUROS.....	66
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	67
ANEXOS.....	70
ANEXO 1: Detalhes técnicos da máquina de ensaio mecânico – 2º ensaio.....	70
ANEXO 2: Diagrama esquemático do arduino uno.....	77
ANEXO 3: Célula de carga.....	78
ANEXO 4: Cabo de Tração.....	80
ANEXO 5: Motor DC.....	81
ANEXO 6: Script do programa arduino ide - 2º ensaio.....	83
ANEXO 7: Script do MAtlab para o 1º ensaio.....	84
ANEXO 8: Script do MAtlab para o 2º ensaio.....	87
ANEXO 9: Datasheet INA 118 P.....	88
ANEXO 10: CIF – Classificação Internacional de Funcionalidade, incapacidade e Saúde.....	91

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Valores de referência da máxima força de apreensão da mão de crianças até 14 anos de idade .....	26
TABELA 2 - Performance da mão natural .....	28
Tabela 3 - Dados Técnicos do Plástico ABS (FILAMENTOS 3D BRASIL, 2013).....	31
Tabela 4 - Descrição técnica do plástico flexível importado (GARCIA, 2013).....	33
Tabela 5 – Propriedades físicas do Material plástico flexível Nacional de acordo com testes realizados pelo fornecedor da matéria prima. ....	33
Tabela 6 – Valores medidos na célula de carga.....	52
Tabela 7 - RESULTADOS DOS ENSAIOS NOS CORPOS DE PROVA.....	57
Tabela 8 - MÉDIA DOS VALORES OBTIDOS DAS CARGAS E ESTIRAMENTO ....	58
Tabela 9 – Inclinação da curva de regressão .....	61

## LISTA DE FIGURAS

Figura1: Anatomia da mão .....	24
Figura 2: Pinça Trípode ou de três pontos (Fonte: Autor) .....	25
Figura 3: Gráfico demonstrativo da resistência à tração X densidade de diversos materiais. Fonte:(KLEIN, 2013).....	30
Figura 4:a. Modelo CAD 3D, b. Modelo STL (fonte: Beal, 2002) .....	35
<b>Figura 5: Planos de fatiamento (fonte: modificado de Beal, 2002).</b> .....	35
Figura 6: a. Intersecção de um plano de fatiamento b. fatia gerada (fonte: Beal, 2002). .....	35
Figura 7: Adição sucessiva de camadas (fonte: Beal, 2002). .....	36
Figura 8: Impressora 3D RepRap Prusa Mendel v2 (Fonte: Autor).....	36
<b>Figura 9: Diagramas típicos da curva S-N. a) Aproximação de um carregamento real. b) Carregamento de fadiga do tipo senoidal, modelo teórico. Modificado de (MORAIS; JÚNIOR, 2013).</b> .....	38
Figura 10: Dedos em processo de impressão. ....	42
<b>Figura 11: Imagens do dedo impresso em 3D e mão robótica impressa em 3D.</b> .....	42
Figura 12: Dimensões do corpo de prova (Fonte: ASTM 638D) .....	43
Figura 13: Equipamento de ensaio de fadiga. ....	44
<b>Figura 14: Tela do programa Wave Matrix™ para ensaios de fadiga.</b> .....	44
Figura 15: Alguns dos Corpos de prova impressos em Impressora 3D RepRap. (a): seis da esquerda são importados e os seis da direita nacionais, foto (b): detalhe da impressão do corpo de prova. (Fonte: Autor).....	45
Figura 16: Balança digital utilizada e Medição dos corpos de prova (Fonte: Autor) .....	45
Figura 17: Detalhe do corpo de prova fixado na máquina de ensaio (Fonte: Autor).....	46
Figura 18 - Organização da máquina de ensaio mecânico.....	48
Figura 19: Máquina de ensaio mecânico vista superior. (Fonte: Autor) .....	49
Figura 20: Máquina de ensaio mecânico – vista lateral. (Fonte: Autor) .....	49
Figura 21: Máquina de ensaio mecânico – visão geral. (Fonte: Autor).....	50
Figura 22: Tela do ambiente de desenvolvimento integrado Arduino IDE. (Fonte: Autor).....	53
Figura 23: Gráfico S x N para o corpo de prova A com 50% de preenchimento de material nacional. ....	56
Figura 24: Gráfico S x N para o corpo de prova A com 50% de preenchimento de material importado. ....	56
Figura 25: Gráfico S x N para o corpo de prova A com 100% de preenchimento de material nacional.....	56
Figura 26: Gráfico S x N para o corpo de prova A com 100% de preenchimento de material importado. ....	57
Figura 27: Gráfico do estiramento versus tempo, do corpo de prova A com 100% de preenchimento de material nacional. ....	58
Figura 28: Gráfico da carga versus tempo para um ciclo de fadiga, do corpo de prova A com 100% de preenchimento de material nacional. ....	59
Figura 29 – Gráfico dos últimos 5 min. de 1 hora, com amplitudes superiores a 80% da maior amplitude.....	60
Figura 30 – Gráfico dos últimos 10 seg. de 1 hora, com amplitudes superiores a 80% da maior amplitude.....	61

Figura 31: Representação da ponte de Wheatstone com extensômetros, em uma célula de carga. (CARVALHOSO, 2012) .....	70
Figura 32: Ponte de wheatstone. ....	70
Figura 33: INA 118 - Foto e Diagrama. (Fonte: INA118 Datasheet) .....	72
Figura 34: Transdutor de força composto por duas vigas bi-engastadas, onde R1, R2, R3 e R4 são as resistências dos extensores e na outra figura, T= tração, C= compressão e F a força aplicada. ....	73
Figura 35: Célula de Carga. (Fonte: Autor) .....	73
Figura 36: Arduino Uno Rev3.....	73
Figura 37: Diagrama da Ponte H. ....	75
Figura 38: Motor Pittiman com caixa de redução. (Fonte: Autor).....	75
Figura 39: Detalhe do motor com a polia e cabo de tração no eixo excêntrico já fixados. (Fonte: Autor).....	75

## **LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES.**

*ABS - Acrylonitrile-Butadiene-Stirene*

*AC – Aquisição do Conhecimento*

*ACM – Association for Computing Machinery*

*AMB – Associação Médica Brasileira*

*ASTM – American Society for Testing and Materials*

*ATMC – Articulação Trapézio metacárpica*

*CAD – Computer Aided Design*

*CAM – Computer Aided Manufacturing*

*CID – Classificação Internacional de Doenças*

*CIF – Classificação Internacional de Funcionalidade*

*CEN – Comité Européen de Normalisation*

*CNC – Computing Numeric Control*

*DC – Direct Current*

*DOF – Degrees of Freedom*

*EUA – Estados Unidos da América*

*FDM – Fused Deposition Modeling*

*GHS – Globally Harmonized System of Classification and Labelling of Chemicals*

*IBICT – Instituto Brasileiro de Informações em Ciência e Tecnologia*

*ICSP – In Circuit Serial Programming header*

*IEEE – Institute of Electrical and Electronics Engineers*

*IDE – Integrated development environment*

*IOD – Information Objects Definition*

*LCD – Liquid Crystal Display*

MPa – Mega Pascal

*PWM - Pulse With Modulation*

SES/DF – Secretaria de Estado da Saúde do Distrito Federal

SATM - Sociedade Norte Americana de Terapeutas da Mão (SATM)

TPE - Elastômeros Termoplásticos (*TPEs-Thermoplastics Elastomers*)

TI – Tecnologia da Informação

## 1. INTRODUÇÃO

Em todo o mundo, mais de um bilhão de pessoas convivem com alguma deficiência, dentre estas, cerca de 200 milhões apresentam problemas funcionais e este é um número crescente e preocupante. Neste contexto, comunidades desfavorecidas economicamente possuem um maior número de pessoas com deficiência, as quais apresentam baixas perspectivas de qualidade de vida e inclusão social (OMS - ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE, 2012). Entre estas, grande número necessita do uso de prótese para suprir a ausência de um membro funcional, como por exemplo: deficiência congênita, casos de amputação em decorrência de lesões, traumas ou doenças (ALVES, 2012).

A mão, por ser um órgão essencial para a interação do indivíduo com o meio físico, quando impossibilitada da execução de movimentos básicos, como os movimentos do polegar denominados oposição e a contra-oposição em relação a um dos outros dedos, impedirá que o indivíduo realize as tarefas mais simples (como agarrar objetos), às mais complexas como: segurar um lápis, um pincel ou tocar instrumentos musicais. O comprometimento das funções musculoesqueléticas influencia negativamente o desempenho de atividades da rotina diária, tendo o indivíduo, afetadas a qualidade de vida e a sua participação ativa na sociedade. Dentre os movimentos mais realizados pela mão envolvendo a articulação trapézio-metacárpica (ATMC) estão: a preensão cilíndrica, a pinça lateral e a trípede (agarrar com três dedos). Estas deficiências prejudicam a maioria dos movimentos finos, particularmente aqueles exercidos pelas articulações do polegar e principalmente a ATMC, que é a responsável pela execução de pinças e preensões conforme será descrito com mais detalhes na fundamentação teórica (BARROSO, 2010).

A utilização da Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF), documento anexo, em conjunto com a Classificação Internacional de Doenças (CID), neste caso a CID-10, tornará explícito os benefícios decorrentes da utilização de uma prótese, durante a realização das atividades de vida do indivíduo relacionadas à reabilitação. Este conceito proporcionará uma base científica, estabelecerá uma linguagem padrão para a descrição da saúde e permitirá a comparação de dados entre pesquisadores, profissionais de saúde e usuários em geral a nível internacional, de maneira atemporal. Como qualificadores para referência deste trabalho utilizaremos o código s7300.3\_ apenas com o primeiro qualificador, de modo que este indica uma deficiência grave do membro superior nas estruturas do corpo, não sendo utilizado o segundo qualificador para indicar a

natureza da mudança da estrutura do corpo em questão (OMS - ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE, 2003). Desta maneira incluímos o braço, o antebraço, o punho, a mão e os dedos.

O desenvolvimento de produtos para saúde, para pessoas com necessidades específicas, estão cada vez mais diversificados e customizados, e este grupo crescente de pessoas, está mais exigente e precisam de produtos personalizados. Estes produtos, denominados Tecnologia Assistiva (TA), constituem-se em dispositivos desenvolvidos para permitir uma maior funcionalidade a idosos e indivíduos com incapacidades ou mobilidade reduzida, no auxílio de suas atividades da vida diária. Dentre estes se enquadram dispositivos mecânicos, órteses ou próteses, que são dispositivos mecânicos extracorpóreos com o objetivo de aumentar a independência, funcionalidade e desempenho biomecânico dos utilizadores. Tecnologia Assistiva é um termo utilizado para identificar todo o arsenal de recursos e serviços que contribuem para proporcionar ou ampliar habilidades funcionais de pessoas com deficiência (ALVES, 2012).

Na busca pela utilização de novas tecnologias em vários setores como os da indústria e do comércio de produtos para saúde, a prototipagem rápida se apresenta como uma solução de grande interesse, pois o fator tempo é fundamental na integração desta tecnologia, quando se leva em consideração o custo e o tempo de incorporação da tecnologia (JUNIOR, 2008). Uma das principais aplicações da prototipagem rápida é na visualização antecipada de novos projetos, quando estes ainda estão em fase de avaliação ou já em fase de concepção mais avançada (TODD GRIMM, 2004).

O termo "rápido" associado ao processo de prototipagem é relativo, pois a construção de alguns protótipos pode levar de horas a semanas, dependendo do tamanho e da complexidade do objeto. Ainda assim esses processos são bem mais rápidos que os métodos tradicionais, tais como a usinagem, em que alguns projetos podem requerer dias ou mesmo meses para se fabricar um único protótipo. Estas tecnologias, comparando-se a impressão em 3D e a fresa 5D, vieram para suprir o aumento da velocidade no desenvolvimento dos produtos, elas podem trabalhar de modo cooperativo em que a deficiência de uma é suprida pela qualidade da outra. Utilizando-se de outros processos como a parametrização e a customização, é possível fazer partes dos protótipos utilizando uma tecnologia e nas demais outra tecnologia, agregando aos protótipos, eficiência em termos de custo e tempo (JUNIOR, 2008).



Os modelos produzidos por prototipagem rápida em engenharia biomédica são de grande utilidade tanto no ambiente educacional, quanto no apoio à atividade médica, servem para produzir estruturas anatômicas para visualização em ambiente educacional, podem facilitar o diagnóstico de determinadas patologias, servem de suporte na elaboração de procedimentos cirúrgicos complexos e na fabricação de próteses, órteses e instrumentos médicos (KURIKI et al., 2007).

Dentre as tecnologias utilizadas para a prototipagem rápida, foram escolhidas as de construção mais simples e com menor custo de implantação da interface hardware/software. Neste contexto, a impressão em 3D encaixa-se neste perfil e para isso foi escolhida a Impressora 3D de mesa e de código aberto RepRap Prusa Mendel, que tem a capacidade de imprimir objetos plásticos. Como a maioria das peças da RepRap são feitas de plástico e a própria RepRap pode imprimir estas peças, então esta é uma máquina auto replicável, daí o seu nome replicante e rápida (BOWYER, 2014).

Segundo Kuriki et al. (2007), existe um movimento de inclusão para pessoas deficientes com a finalidade de permitir-lhes maior acessibilidade, em locais como Bibliotecas, praias, clubes recreativos, etc. e até a utilização de produtos e serviços por vezes inaccessíveis. Desta forma fica evidente a necessidade de uma maior exposição e esclarecimento das possibilidades do que pode ser desenvolvido para auxiliar as atividades cotidianas dessas pessoas, em que para o desenvolvimento de produtos e serviços para saúde, se faz necessária à integração de diversas áreas trabalhando juntas por um objetivo comum (ALVES, 2012).

Há pouco tempo atrás, testes e ensaios de produtos não eram muito considerados, mas devido a normas e especificações que fabricantes e fornecedores são agora obrigados a cumprir, o conceito de testes e ensaios de produtos, é agora parte integrante da pesquisa e desenvolvimento de produtos (SHAH, 2002). Levando-se em consideração a avaliação do produto com relação à prevenção de risco à saúde, foram analisadas em ensaio mecânico, amostras do material elástico e um modelo de dedo impresso para confecção de articulações de próteses ou órteses.

Diante do exposto anteriormente, este trabalho apresenta a metodologia para construção de articulações flexíveis utilizando a impressão em 3D. Na avaliação do produto, um primeiro teste é realizado em laboratório de caracterização de materiais, feito

em equipamento proprietário de ensaio mecânico, utilizando corpos de provas padronizados de material elástico e em um segundo teste realizado em dedos impressos, em que é executado em máquina de ensaio de construção própria para análise mecânica, tendo como resultado a possibilidade de serem aplicados em articulações de próteses ou órteses.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.2.1 Objetivo geral

Este trabalho tem por objetivo propor uma metodologia de construção de articulações com a utilização de plásticos flexíveis e rígidos, produzidas em impressoras 3D com possíveis aplicações em órteses e próteses.

### 1.2.2 Objetivos específicos

Os objetivos deste trabalho podem ser detalhados segundo o aspecto ou área de interesse:

Quanto à engenharia biomédica, este trabalho se propõe a:

- Fazer o levantamento dos padrões e normas nacionais e internacionais relacionadas à fabricação de próteses e órteses;
- Fazer o levantamento dos padrões e normas nacionais e internacionais relacionadas a ensaios mecânicos com polímeros rígidos e flexíveis;
- Propor o desenvolvimento de um novo modelo de articulação flexível para prótese ou órtese;
- Propor uma metodologia para impressão em 3D de articulações, com a utilização de dois tipos de plásticos, sendo um rígido e outro flexível.
- Propor o desenvolvimento de um aparato instrumental para realização de ensaios de fadiga em articulações flexíveis para prótese ou órtese de mão.

## 1.2 REVISÃO DA LITERATURA

A pesquisa da base bibliográfica utilizada neste trabalho considerou a busca por livros, teses, monografias e artigos nas seguintes fontes especializadas: PubMed, IEEE (*Institute of Electrical and Electronics Engineers*), ScholarSphere, UFSC (Universidade Federal de Santa Catarina), IBICT (Biblioteca Digital de Teses e Dissertações do IBICT).

O PubMed é uma base de dados que permite a pesquisa bibliográfica de artigos publicados em revistas de grande circulação da área médica. A pesquisa realizada com o argumento “prosthesis for unilateral amputees” retornou 299 trabalhos, dos quais apenas dois foram relevantes ao tema em estudo. Nessa mesma base, uma pesquisa com o argumento “biomechanics of the human hand” implicou em 890 trabalhos, dos quais apenas dois foram de real interesse.

Outra base bibliográfica pesquisada foi o IEEE. Embora a pesquisa tenha retornado apenas um trabalho para “*Fatigue in 3D Printed Elastomers*”, 1066 trabalhos para “*Mechanical Fatigue Tests*” e cinco trabalhos para “*Fatigue tests in Elastomers*”, nenhum deles versou sobre o tema abordado neste trabalho.

O ScholarSphere é um serviço de repositório seguro, permitindo que a comunidade da Universidade do Estado da Pennsylvania (EUA), compartilhem seus trabalhos de pesquisa acadêmica para acesso mundial. Professores, funcionários e alunos podem usar o ScholarSphere para arquivar seus trabalhos e criar um registro durável e citável de seus documentos, apresentações, publicações acadêmicas, conjuntos de dados, ou outras criações acadêmicas. Neste repositório foi localizado um artigo relevante, versando sobre ensaio de fadiga em materiais semelhantes ao do trabalho aqui apresentado, diferenciando-se pela metodologia da impressão do produto.

Nas bases de dados consultadas no Brasil, UFSC e IBICT, na busca de informações com o argumento “Força de prensão palmar” no IBICT, foram encontrados poucos trabalhos, e entre os trabalhos encontrados, foi grata a surpresa de achar uma dissertação de mestrado sobre a força de prensão palmar, de Patrícia Moura - UnB, a qual ressaltou em seu trabalho a dificuldade de se encontrar dados relativos a funções da mão referentes à população do Brasil. Na UFSC, na busca com o argumento estereolitografia, resultou em 36 trabalhos e apenas um foi de real interesse, onde é citado Beal (2002).

Foram realizadas outras pesquisas nas bases de dados citadas, devido à grande variedade de assuntos relacionados ao objeto de estudo, com a finalidade de identificar livros e trabalhos nas seguintes áreas de conhecimento: Impressão em 3D, Ensaios mecânicos de fadiga e boas práticas de fabricação. Os resultados desta pesquisa são descritos a seguir de modo resumido, os trabalhos relevantes a esta pesquisa.

No que diz respeito à impressão em 3D, Beal (2002) em “Avaliação do uso de insertos obtidos por estereolitografia na moldagem de pós metálicos por injeção”, em sua dissertação de mestrado, descreve todo o processo de fabricação de objetos em 3D, a partir de arquivos gerados por modelos tridimensionais de imagens, projetados em programas CAD (*Computer Aided Design*) que geram imagens em representação de uma malha triangular, salvas posteriormente em arquivos no formato STL (Estereolitografia) e enviados para uma máquina de prototipagem rápida para modelagem por fusão e deposição (FDM).

Em relação a ensaios mecânicos de fadiga foram utilizados os seguintes trabalhos: Sisquini (2002), Sanches (2007), Moore and Williams (2012), Carvalhoso (2012) e Kwon et al. (2004). Os livros de DePaoli (2008), Hodgkinson (2000), MyerKuts (2002), Lee et al. (2005), Kumar and Gupta (2003) e de Canevarolo (2007) complementaram o estudo sobre ensaios mecânicos em polímeros, de onde foram coletadas as referências e informações relevantes para a utilização das normas e procedimentos na realização dos ensaios mecânicos.

Quanto às boas práticas de fabricação de produtos para saúde, encontrou-se em diversos trabalhos, referências apontando para o Guia de Auxílio na Implantação de Boas Práticas em Produtos para Saúde, baseado nas normas e Portaria da ANVISA, servindo para maior compreensão da legislação e regras para o aumento da eficácia e segurança de produtos médicos, o uso destas informações visa validar o uso da metodologia e os materiais empregados na construção de próteses e órteses.

### 1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho está organizado em sete capítulos, incluindo este capítulo.

No capítulo dois, é apresentada uma visão geral do referencial teórico, objetivando a compreensão das tecnologias, conceitos, e padrões utilizados na pesquisa, desenvolvimento, design do produto e manufatura na área de saúde. Logo, são abordados os seguintes temas: (i) Deficiência e inclusão social, (ii) Deficiência motora de membro superior; (iii) Órteses e próteses; (iv) Polímeros utilizados em impressoras 3D; (v) Impressão em 3D; (vi) Ensaio mecânicos e (vii) Boas práticas de fabricação.

O capítulo três detalha a metodologia utilizada na construção das articulações flexíveis impressas em 3D e os ensaios mecânicos realizados para a validação do processo.

O capítulo quatro descreve os resultados obtidos na execução dos ensaios mecânicos de fadiga utilizando-se de duas metodologias nos materiais plásticos, rígido e flexível.

O capítulo cinco discute os pontos relevantes envolvendo o tema estudado.

O capítulo seis apresenta as conclusões finais do trabalho.

O capítulo sete apresenta as sugestões para trabalhos futuros que podem ser desenvolvidos a partir das ideias apresentadas neste documento.

Por fim, para não haver a quebra da sequência lógica no desenvolvimento ou prolongamento do texto, dados fundamentais para a compreensão e desenvolvimento do trabalho são apresentados em anexo de modo que, no anexo 1 são mostrados os detalhes técnicos da máquina de ensaios mecânicos construída, no anexo 2 são mostrados os detalhes técnicos da plataforma de prototipagem Arduino UNO, no anexo 3 os detalhes técnicos da célula de carga utilizada nos ensaios mecânicos, no anexo 4 as especificações do cabo de tração utilizado para tracionar o dedo com o motor DC, no anexo 5 os detalhes técnicos do motor DC, no anexo 6 é apresentado o script que é carregado no Arduino para controle e leitura dos dados do motor DC e da célula de carga no segundo ensaio, no anexo 7 é apresentado o script para execução dos cálculos e geração dos gráficos do primeiro ensaio, e no anexo 8 é apresentado o script para execução dos cálculos e geração dos gráficos do segundo ensaio.

## 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 DEFICIÊNCIA E INCLUSÃO SOCIAL

A deficiência é inerente à condição humana e quase todas as pessoas em algum momento de suas vidas terão uma deficiência temporária ou permanente e que com o envelhecimento, seus corpos enfrentarão dificuldades cada vez maiores. Ao longo da história, com o aumento demográfico e o envelhecimento das populações, tornou-se premente a criação de iniciativas de inclusão social para melhor apoiar as pessoas com deficiência. Em 2006 a Convenção das Nações Unidas sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência, incorporou estas iniciativas nos direitos humanos das pessoas com deficiência, (OMS - ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE, 2012).

A partir de 1989, com a promulgação do Estatuto da Pessoa com Deficiência, estabeleceram-se critérios para assegurar os direitos de igualdade, com vistas à inclusão social plena e efetiva das pessoas com deficiências. O Capítulo II do direito à saúde, em seu artigo 22 no Parágrafo 1º, assegura às pessoas com deficiência, a assistência à saúde, bem como a sua habilitação e reabilitação durante todo o período de vida que lhe for indicado e no Parágrafo 3º, define-se que a compensação da perda ou limitação funcional é considerada como reabilitação. O Artigo 23 deste mesmo artigo, no Inciso I, incumbe ao Sistema Único de Saúde - SUS “*fornecer obrigatória e gratuitamente, ajudas técnicas, incluindo órteses, próteses e equipamento auxiliares à habilitação, reabilitação e inclusão da pessoa com deficiência*” (LEI Nº 7.853 DE 24/10/1989, 1989). Esclarecidas estas necessidades e direitos dos deficientes a nível internacional e nacional, verificamos as necessidades locais.

Segundo dados coletados no núcleo de produção de órteses e próteses da Secretaria de Estado de Saúde do DF, em dezembro de 2013, dos 84 deficientes cadastrados para o recebimento de órtese ou prótese de membro superior, 34 destes aguardam para receber uma órtese ou prótese de mão (SES/DF). Sendo assim vimos que além desta necessidade premente da produção de próteses e órteses, verificamos também que, os produtos entregues pelo órgão de saúde local são terceirizados e têm sua produção em sua maioria feita fora do DF.

## 2.2 DEFICIÊNCIA MOTORA DE MEMBRO SUPERIOR

A mão é um órgão essencial, pois permite a interação do indivíduo com o meio físico, é um verdadeiro órgão dos sentidos, permitindo a execução de funções como a comunicação e expressão, palpação e a manipulação de objetos, o impedimento da execução destas funções básicas, trarão sérias limitações funcionais, tais como agarrar objetos, segurar um lápis, um pincel ou tocar instrumentos musicais. O comprometimento das funções musculoesqueléticas ou a ausência do membro superior inteiro ou suas extensões, influencia negativamente o desempenho de atividades da rotina diária, afetando a qualidade de vida e a participação ativa do indivíduo na sociedade.

Dos movimentos mais realizados pela mão envolvendo a articulação trapézio-metacárpica (ATMC), está: a preensão cilíndrica, a pinça lateral, e a trípude (agarrar com três dedos). Deficiências na mão prejudicam a maioria dos movimentos finos, particularmente aqueles exercidos pelas articulações do polegar e principalmente a ATMC, que é a responsável pela execução de pinças e preensões (BARROSO, 2010). Em sua estrutura, a mão é composta por 27 ossos, 17 articulações, 19 músculos e seus respectivos tendões ativados por músculos presentes no antebraço. Esse conjunto todo confere à mão um total de 23 graus de liberdade (DOF – *Degrees of freedom*), onde o polegar possui cinco DOF e outros dedos quatro DOF cada um. A palma da mão possui dois DOF. Isso a torna um órgão de extrema destreza, capaz de realizar inúmeros movimentos e assumir diversas formas (CURA, 2005).

Basicamente os dedos realizam os movimentos de flexão, extensão, adução e abdução. No movimento de flexão as falanges do dedo se curvam em direção à palma da mão inclusive o polegar; o sentido contrário é o movimento de extensão. O movimento de adução aproxima os dedos uns dos outros, e abdução os separa. Isso confere capacidade de manusear objetos de diferentes formas, além de se acomodar à forma do objeto no ato de agarrá-lo (CURA, 2005). A figura 1 mostra a anatomia da mão.

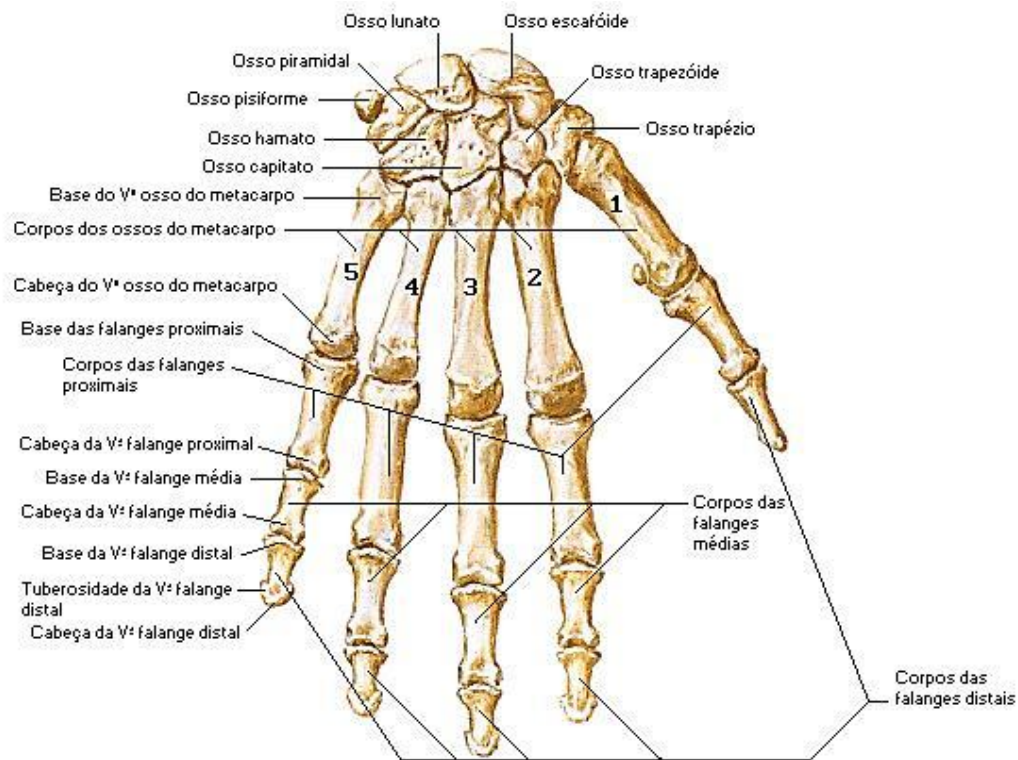


Figura1: Anatomia da mão

Fonte: NETTER, Frank H.. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000. (FRANK H. NETTER, 2000)

### 2.2.1 Antropometria da mão

A antropometria é o estudo das medidas físicas do corpo humano. A força de preensão palmar tem sido usada como rotina de avaliação da função da mão e incluída em muitas séries de testes que avaliam o sistema motor. Contudo, mesmo entre indivíduos da mesma idade encontra-se geralmente grande variabilidade de força. Assim, é essencial obter valores médios para grupos de diferentes idades que permitirão não só interpretar os resultados, mas também estabelecer metas adequadas à prescrição de tratamentos (CARREIRA et al., 2010).

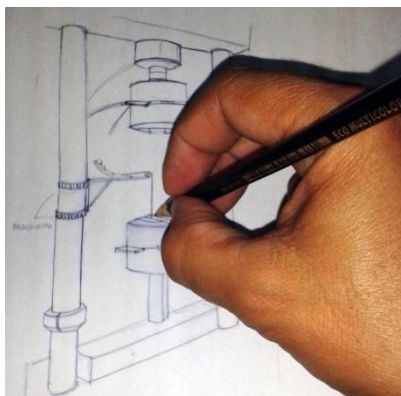
Para medição da força da mão utiliza-se o dinamómetro, que é um equipamento simples, barato, e eficaz. O dinamómetro Jamar® é amplamente usado e é o recomendado pela Sociedade Norte Americana de Terapeutas da Mão (SATM) para a medição da força muscular. Apresenta-se como um instrumento confiável quando calibrado adequadamente, usado em posição padronizada e de acordo com as normas de utilização (CARREIRA et al., 2010). A metodologia do uso deste instrumento obteve alta reprodutibilidade em estudos anteriores, sendo o seu uso considerado adequado para avaliar com precisão a força muscular da mão, este esclarecimento inicial demonstra a metodologia utilizada para



a coleta dos dados de referência para a força da mão utilizada neste trabalho, com dados coletados a nível nacional onde citamos o trabalho de Moura (2008).

### 2.2.2 Cinesiologia do punho e da mão

O movimento de oposição gerado pela ATMC durante as atividades de preensão e de pinça é o que distingue o homem dos outros animais. A pinça lateral, também denominada pinça de chave, é intermediária entre força e precisão, sendo o objeto apreendido entre a polpa do polegar e a face radial do dedo indicador, podendo variar entre a prega de flexão da articulação interfalangeana proximal do dedo indicador. Esse padrão de preensão é, em geral, mais usado para segurar um objeto fino, como um cartão ou segurar e girar uma chave. A pinça trípode ou a de três pontos (Figura 2), o objeto é apreendido entre as polpas dos dedos médio, indicador e polegar. O componente de movimento importante neste padrão é a rotação do polegar, que permite a oposição de polpa a polpa. Este padrão de preensão é usado comumente para levantar objetos de uma superfície plana, para segurar objetos pequenos, para manipular canetas e escrever (BARROSO, 2010).



**Figura 2: Pinça Trípode ou de três pontos (Fonte: Autor)**

A definição de força muscular de um indivíduo envolve o pico de força (ou força média durante alguns segundos), que é a força máxima que um grupo muscular consegue desenvolver por um curto período de tempo. Não se mede a força de um músculo específico, mas sim, a capacidade dos grupos musculares realizarem uma ação específica, por exemplo, a flexão do cotovelo, a preensão ou levantamento de um objeto. O autor cita que a capacidade máxima para se produzir força varia consideravelmente entre pessoas e entre tarefas (ESTIVALET, 2004).

No primeiro ensaio, utilizando-se de corpos de prova, foi tomado como referência o valor máximo de força de preensão da mão para crianças do sexo masculino, Tabela 1,

para avaliarmos os valores limites para a utilização dos materiais empregados na construção de órteses/prótese, neste sentido, foi desenvolvida de uma metodologia para a execução do ensaio de fadiga.

A mão pode se mover rapidamente para agarrar objetos em até 4.000 mm/s, mas se move em média, a 310 mm/s durante o uso normal. A mão deve ter a capacidade de não só se mover rapidamente, quanto agarrar firmemente um objeto. A mão pode agarrar objetos em preensão palmar e preensão lateral, a maior parte dos indivíduos, podem agarrar objetos com uma força de aproximadamente 5N e cerca de 1.500 vezes em um dia. Esses dois padrões de preensão que requerem movimento do polegar representam uma frequência de 50 por cento e 33 por cento, respectivamente, quando usada para pegar um objeto, e 88 por cento e 10 por cento ao segurar um objeto. A velocidade de preensão da mão está relacionada com o tamanho do objeto a ser agarrado e varia também com o tamanho da mão do indivíduo (STARK, 2014).

Comparando-se os valores para adultos e crianças, em trabalhos já apresentados e levando-se em conta que, crianças têm uma aceitação maior no uso de próteses, comparados com adultos, segundo Pastre et al. (PASTRE et al., 2005), adultos tem dificuldade em aceitar psicologicamente a deficiência física e a alteração de sua imagem corporal. Dos dados apresentados no trabalho citado foram utilizados os maiores valores de referência para crianças, nos ensaios em corpos de prova dos materiais para a construção das articulações flexíveis deste trabalho conforme tabela 1.

TABELA 1 -  
Valores de referência da máxima força de preensão da mão de crianças até 14 anos de idade

<b>Força Muscular (N)</b>	
Masculino	322 ± 44
Feminino	297 ± 46

Fonte: (CARREIRA et al., 2010)

Para o segundo ensaio feito nos dedos impressos, considerou-se os valores apresentados no trabalho de Carrozza et al. (2006), para próteses ativas .

## 2.3 ÓRTESES E PRÓTESES

Órteses e próteses têm a função de auxiliar o paciente na superação de suas deficiências funcionais e estéticas, que apesar de toda a evolução tecnológica das últimas décadas, com o desenvolvimento de novos materiais e técnicas de fabricação, estas possuem elevado grau de rejeição por parte do usuário. Estes fatores estão associados principalmente pela falta de semelhança dos modelos fabricados, com a mão humana, seja ela estética ou funcional. Outro fator de rejeição se dá pela falta de sensações táteis e o elevado custo de compra e manutenção nos modelos mais avançados. Segundo a Resolução Normativa – RN nº 167, de 9 de janeiro de 2008, publicada no DOU em 10 de janeiro de 2007, seção 1, páginas 348 e 349, e com base nas deliberações da Câmara Técnica de Implantes da AMB – Associação Médica Brasileira, Órteses e próteses tem as seguintes descrições:

As órteses para as mãos são aparelhos terapêuticos que proporciona melhoras em vários parâmetros dentre estes, são observadas o incremento de força muscular de amplitudes de movimentos passivos em articulações rígidas, melhora da dor, crescimento harmônico de estruturas pericapsulares, diminuição do tônus muscular, controle dos ângulos de atuação articular e maior estabilidade, envio de informações neuronais do movimento mais eficiente e conseqüentemente maiores interações com o meio (BARROSO, 2010).

Prótese é um dispositivo permanente ou transitório que substitui total ou parcialmente um membro, órgão ou tecido.

Podendo ser: Interna ou Implantada (Ex: prótese articular, prótese não convencional para substituição de tumor, coração artificial, válvula cardíaca, ligamento artificial, etc); Externa ou não implantada (Ex: prótese para membro); Implantada total ou parcial por ato cirúrgico ou percutâneo (Ex: implante dentário, pele artificial); Estética, quando mantém apenas a forma e a estética (Ex: prótese ocular, prótese mamária, cosmética de nariz).

Órteses e próteses geralmente são prescritas por médicos, em sua maioria ortopedistas e fisiatras, mas são também prescritas por odontólogos, veterinários, fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais, sendo que o Terapeuta Ocupacional além de prescrever, também confecciona com material termoplástico, e treina o paciente com a órtese ou prótese para uma melhor adaptação e independência, orienta quanto ao uso, colocação e formas de manutenção (BARROSO, 2010).

As próteses antropomórficas são chamadas assim por terem aparência e movimentos parecidos com os de uma mão natural ao se agarrar um objeto. Segundo Carrozza et. al (2006), para que uma prótese de mão tenha sucesso, precisa atender aos seguintes requisitos:

1. Funcionalidade: O dispositivo deve executar preensão e manipulação estáveis para executar os movimentos básicos das atividades diárias.

2. Agilidade: A mão deve ser ágil (a agilidade aumenta com o número de graus de liberdade, com a frequência operacional e com a precisão no controle do movimento).

3. Controle: A prótese deve restaurar as capacidades sensoriais motoras relacionadas da mão humana. A intenção do usuário precisa ser interpretada em tempo real. Habilidades de propriocepção e exterocepção devem ser providas ao usuário por um sistema artificial de sensores.

4. Cosmética: A prótese deve ter aparência estática e dinâmica da mão humana.

Em um projeto de prótese de mão o objetivo é replicar a “máquina” mão natural, primeiramente na sua especificação e depois na sua funcionalidade e desempenho. O projeto deverá proceder da análise da mão natural. De acordo com Carrozza (2006), as especificações da mão natural correspondem às características biológicas e fisiológicas da mão natural, apresentadas na tabela 2.

TABELA 2 - Desempenho da mão natural	
Características	Mão Natural
Graus de liberdade	22
Tipos de preensão	Preensão forte e preensão precisa
Força da preensão	> 500 N (idade 20-25)
Força dois-dedos	> 100 N
Velocidade da articulação	120°/s
Raio de ação da flexão	100° dependendo da articulação
Número de sensores	Cerca de 17000
Propriocepção	Posição, movimento, força.
Sensorização exteroceptiva	Pressão, força, aceleração, temperatura, dor
Sensorização proporcional	Habilidade de regular força e velocidade de acordo com o tipo de preensão
Estabilidade de controle e agilidade	Preensão é estável contra deslizamento ou carga externa

Volume total	50 cm <sup>3</sup> (apenas mão)
Peso total	400g (sem os músculos extrínsecos)
Fonte: Carrozza et al. 2006	

## 2.4 POLÍMEROS UTILIZADOS EM IMPRESSORAS 3D

No intuito de esclarecer sobre a natureza dos materiais empregados na construção da articulação flexível, utilizando-se de basicamente dois tipos de plásticos conhecidos como polímeros, quais sejam o ABS e o elastômero termoplástico, apresentamos um resumo com algumas características destes plásticos amplamente utilizados na indústria e ultimamente muito empregados para a impressão em 3D.

A caracterização das propriedades de polímeros é crítica para o desenvolvimento e os processos de fabricação de materiais, bem como o controle de qualidade e para a determinação da funcionalidade de um produto acabado (Figura 3). Polímeros são utilizados em praticamente todas as aplicações da atividade humana e da indústria; desde embalagem a produtos da linha automotiva, de eletrônicos aos cuidados com a saúde, e de construção civil à indústria aeroespacial. A compreensão dessas propriedades é fundamental para o entendimento de como um material polímero transforma-se através de seu ciclo de vida, das matérias-primas para compostos semiacabados, para produto acabado e dependendo do tipo do polímero, este pode ser reciclado e reiniciar todo o processo (CORREA; YAMAKAWA; JR, 1999).

Um exemplo de polímero de grande interesse comercial é o *Acrylonitrile-Butadiene-Stirene* (ABS).

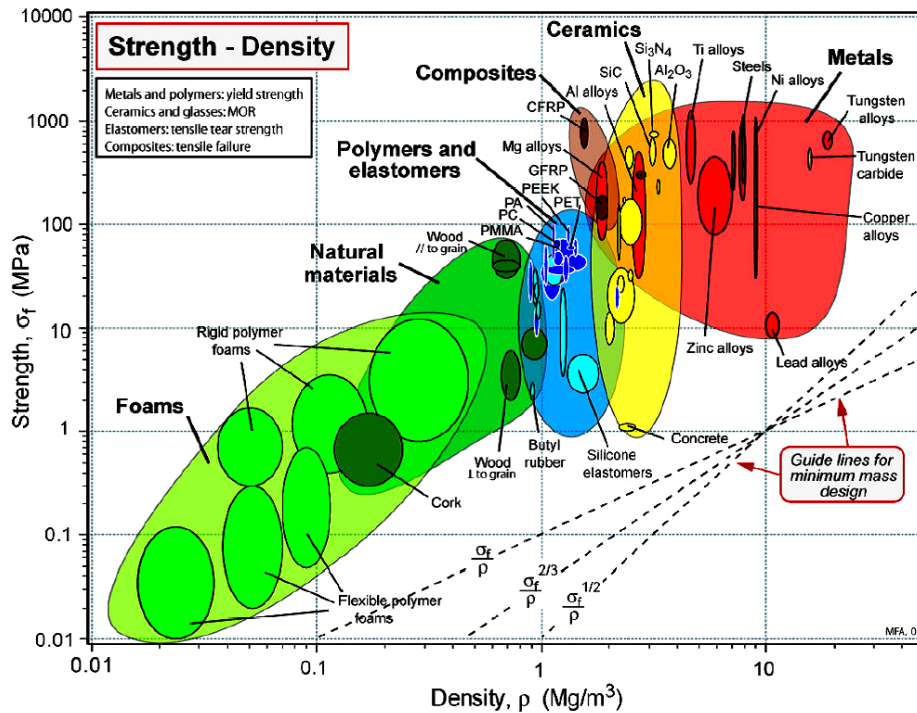


Figura 3: Gráfico demonstrativo da resistência à tração X densidade de diversos materiais. Fonte:(KLEIN, 2013)

### 2.4.1 Acrilonitrila-Butadieno-Estireno (ABS)

Os plásticos se classificam em termoplásticos e termoestáveis. O Acrilonitrila-Butadieno-Estireno é conhecido comercialmente como ABS, é um material termoplástico rígido e leve, com alguma flexibilidade e resistência na absorção de impacto, muito comum na fabricação de produtos moldados para usos diversos. Esta resina sintética termoplástica pode assumir quaisquer formas e cores, por moldagem térmica a altas temperaturas e adição de pigmentos (CELENTANO, 2003).

A coloração do ABS possibilita a reprodução de cores vivas e varia, nas suas propriedades de reflexão e refração da luz, de um transparente muito claro e límpido a um opaco. Este plástico é também muito usado pelo acabamento de alto brilho que permite entre outras vantagens, uma excelente relação de preço e qualidade, o que o torna um produto desejável: económico e eficaz. Além disso, este material permite a reciclagem (CELENTANO, 2003).

Tabela 3 -  
Dados Técnicos do Plástico ABS (FILAMENTOS 3D BRASIL, 2013).

Propriedades		Método / Condições	Unidades	Valores Típicos
Físicas	Densidade	ASTM D792	g/cm <sup>3</sup>	1.04
	Encolhimento	ASTM D955	%	0.4-0.6
Reológicas	Fluidez	ASTM D1238 [220°C 10Kg]	g/10min	15
Mecânicas	Resistência atração no escoamento	ASTM D638 [5mm/min]	MPa	41
	Elongação na ruptura		%	40
	Módulo de flexão	ASTM D790	MPa	1960
Impacto	Resistência ao impacto IZOD (com entalhe)	ASTM D256 [12.7x62.5x3.53mm]	J/m (23°C)	314
			J/m (0°C)	226
			J/m (-3°C)	157
Térmica	Temperatura de Deflexão Térmica HDT	ASTM D648 [1.82MPa] [127x12.7x12.7mm]	°C	91

#### 2.4.2 Elastômeros

Os elastômeros fazem parte da classe de materiais poliméricos conhecidos como “Termofixos”, esses materiais são assim denominados porque uma vez que tenham sido aquecidos (fundidos) e resfriados novamente, perdem suas propriedades físicas, devido a alterações químicas sofridas durante o processo de aquecimento (CANEVAROLO JR., 2002).

O comportamento de tensão-deformação dos polímeros amorfos é similar ao da borracha natural em temperatura ambiente e muito diferente dos sólidos cristalinos. Diferente dos metais que podem ter um alongamento reversível de apenas 10 por cento de seu comprimento, os elastômeros podem ser estirados em torno de 10 vezes o seu comprimento, sem lhe causar danos e utilizando-se de uma tensão relativamente baixa para atingir esta deformação (KUMAR; GUPTA, 2003).

A característica química que particulariza a classe dos elastômeros (e dos termofixos de modo geral) é a presença de ligações cruzadas entre as cadeias poliméricas adjacentes. Além disso, os polímeros elastoméricos são amorfos, isto é, suas cadeias poliméricas estão dispostas de maneira desordenada e enovelada, não apresentando, portanto, algum grau de cristalinidade. Quanto à característica mecânica desse tipo de material, quando submetido à tensão, os elastômeros deformam-se elasticamente, podendo chegar a mais de 1000% do

comprimento original, mesmo quando submetidos a valores relativamente altos de tensão. Desta forma, pode-se identificar nos elastômeros a seguinte propriedade física: baixo módulo de Young ou módulo de elasticidade sob tração. No caso das borrachas naturais a elasticidade é proporcionada pela restrição imposta à deformação irreversível das ligações cruzadas e a flexibilidade das moléculas elastoméricas (CANEVAROLO JR., 2002).

A princípio os elastômeros são essencialmente termorrígidos ou termofixos. Entretanto, esses materiais, nas condições ambientes, exibem comportamento elastomérico (ou elástico). Esses polímeros especiais são, na verdade, copolímeros de blocos, em que blocos termoplásticos duros e rígidos alternam-se com blocos elásticos macios e flexíveis, de modo que o material resultante não apresente ligações cruzadas. A ausência dessas ligações tem grande importância para a engenharia, pois como esses elastômeros não são termofixos eles podem ser aquecidos e remoldados sem perdas de propriedades, como ocorreria com os elastômeros termofixos convencionais, isto é, os TPEs (*Thermoplastic Elastomers*) podem ser reciclados (CANEVAROLO JR., 2002).

Também conhecidos como borrachas termoplásticas, os elastômeros termoplásticos são uma classe de copolímeros ou uma mistura física de polímeros (normalmente de um plástico com uma borracha), que dão origem a materiais com propriedades termoplásticas e elastoméricas. Enquanto a maioria são elastômeros termorrígidos, termoplásticos são relativamente fáceis de utilizar na fabricação de produtos, como por exemplo, em moldagem por injeção. Elastômeros termoplásticos combinam as borrachas termoplásticas típicas com outras vantagens. A principal diferença entre os elastômeros termorrígidos e os elastômeros termoplásticos é o grau de ligações cruzadas em suas estruturas. De fato, ligações cruzadas é um fator estrutural crucial que contribui para que o material adquira propriedades elásticas elevadas (VARÓN et al., 2012). Apresentamos as referências do elastômero flexível nacional e do elastômero importado utilizado nos ensaio com os corpos de prova e nos dados impressos nas tabelas 4 e 5.



Tabela 4 -  
 Descrição técnica do plástico flexível importado (GARCIA, 2013)

<b>Diâmetro</b>	2.8 mm
<b>Tolerância</b>	± 0.2 (Devido às propriedades elásticas do material, não é um problema durante a impressão)
<b>Velocidade de impressão</b>	30-50 mm/s
<b>Temperatura de impressão</b>	210-230 °C
<b>Densidade</b>	1215 Kg/m <sup>3</sup>
<b>Dureza (A)</b>	84
<b>Resistência a tração</b>	39 MPa
<b>Elongação na ruptura</b>	700%
<b>Toxicidade</b>	Substância não perigosa de acordo com a classificação GHS ( <i>Globally Harmonized System of Classification and Labelling of Chemicals</i> )

Tabela 5 –  
 Propriedades físicas do Material plástico flexível Nacional de acordo com testes realizados pelo fornecedor da matéria prima.

Physical Properties							
Property	Key	DIN / ISO	Unit	Value	ASTM / ISO	Unit	Value
Hardness	M	ISO 868	Shore A	85	D-2240	Shore A	85
Hardness	M	ISO 868	Shore D	36	D-2240	Shore D	36
Tensile Strength	M	53504	MPa	45	D-412	psi	5075
Elongation @ break	M	53504	%	640	D-412	%	610
100% Modulus	M	53504	MPa	7.0	D-412	psi	1015
300% Modulus	M	53504	MPa	12.0	D-412	psi	1740
Tear Resistance	M	ISO 34-1	N/mm	60	D-624	Pfi	574
Abrasion	M	ISO 4649	mm <sup>3</sup>	25	ISO 4649	in <sup>3</sup>	0.0015
Compression Set 24hrs @ 23°C	M	ISO 815	%	20	D-395	%	20
Compression Set 24hrs @ 70°C	M	ISO 815	%	40	D-395	%	40
Mold Shrinkage	M		%	0.8	D-955	in/in	0.008
Density	M	ISO 1183-1	kg/m <sup>3</sup>	1.12	D-792	kg/m <sup>3</sup>	1.12

Fonte: Modificado de Filamentos 3D Brasil

## 2.5 IMPRESSÃO EM 3D

No fim dos anos 80, programas CAD (*Computer Aided Design*), foram utilizados para desenvolver tecnologias capazes de gerar objetos diretamente dos modelos tridimensionais. Estas tecnologias são conhecidas como prototipagem rápida, pois foram desenvolvidas para acelerar o processo de desenvolvimento de produtos, facilitando a sua visualização, montagem e teste. Atualmente se discute se o nome desta tecnologia continua sendo prototipagem, pois já é utilizada para gerar o produto final. De um modo geral, todo processo de manufatura que proporcione a fabricação de objetos 3D a partir de um modelo CAD, com o auxílio de um sistema CAM (*Computer Aided Manufacturing*), em um curto espaço de tempo (incluindo o tempo de programação CAM), pode ser considerado um processo de prototipagem rápida (BEAL, 2002).

Obtenção de uma representação tridimensional a partir de um software de CAD, geralmente no formato STL (representação em uma malha triangular). No fim dos anos 80, programas CAD, foram utilizados para desenvolver tecnologias capazes de gerar objetos diretamente de modelos tridimensionais. Estas tecnologias são conhecidas como prototipagem rápida, pois foram desenvolvidas para acelerar o processo de desenvolvimento de produtos, facilitando a sua visualização, montagem e teste. Atualmente se discute se o nome desta tecnologia continua sendo prototipagem, pois já é utilizada para gerar o produto final. De um modo geral, todo processo de manufatura que proporcione a fabricação de objetos 3D, a partir de um modelo CAD, com o auxílio de um sistema CAM, em um curto espaço de tempo (incluindo o tempo de programação CAM), pode ser considerado um processo de prototipagem rápida (BEAL, 2002).

### 2.5.1 Processo de impressão em 3D

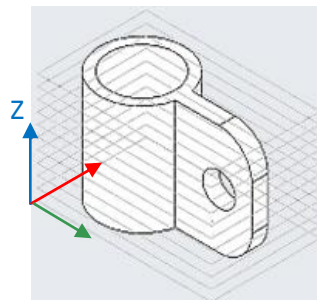
Os passos para a obtenção de um objeto pelo processo de prototipagem rápida seguem uma sequência descrita a seguir:

1. Obtenção de uma representação tridimensional a partir de um software de CAD, geralmente no formato STL (representação em uma malha triangular) Figuras 4a e 4b.



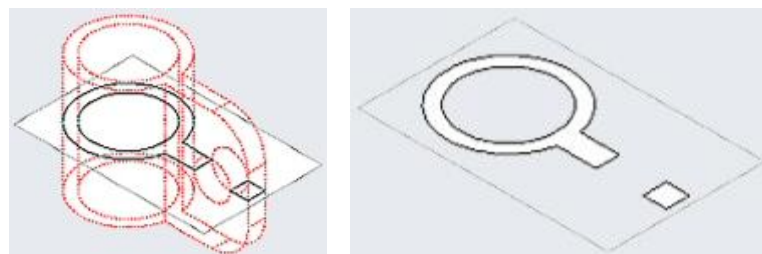
**Figura 4: a. Modelo CAD 3D, b. Modelo STL (fonte: Beal, 2002)**

2. A partir do arquivo STL gerado, o modelo é enviado para um programa CAM, específico para cada processo/máquina, onde será fatiado em camadas paralelas entre si e perpendiculares ao eixo Z conforme figura 5.



**Figura 5: Planos de fatiamento (fonte: modificado de Beal, 2002).**

3. Em seguida, o programa com o sistema CAM processa a trajetória da máquina para cada uma das camadas (Figura 6) e ao final do processo é gerado um arquivo em código numérico de controle, geralmente conhecido como “G-Code”, este arquivo é o utilizado pelo programa que comanda a execução dos movimentos da máquina, que pode ser uma impressora 3D ou uma máquina CNC (Figura 7).



**Figura 6: a. Intersecção de um plano de fatiamento b. fatia gerada (fonte: Beal, 2002).**

4. Finalmente a máquina de prototipagem rápida (Figura 8) inicia a fabricação do objeto por adição em camadas bidimensionais, onde cada camada é depositada sobre a anterior.

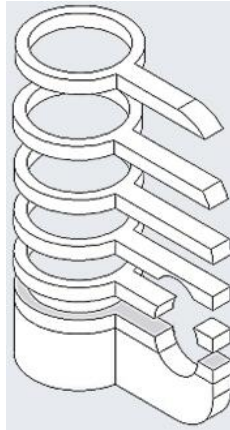


Figura 7: Adição sucessiva de camadas (fonte: Beal, 2002).

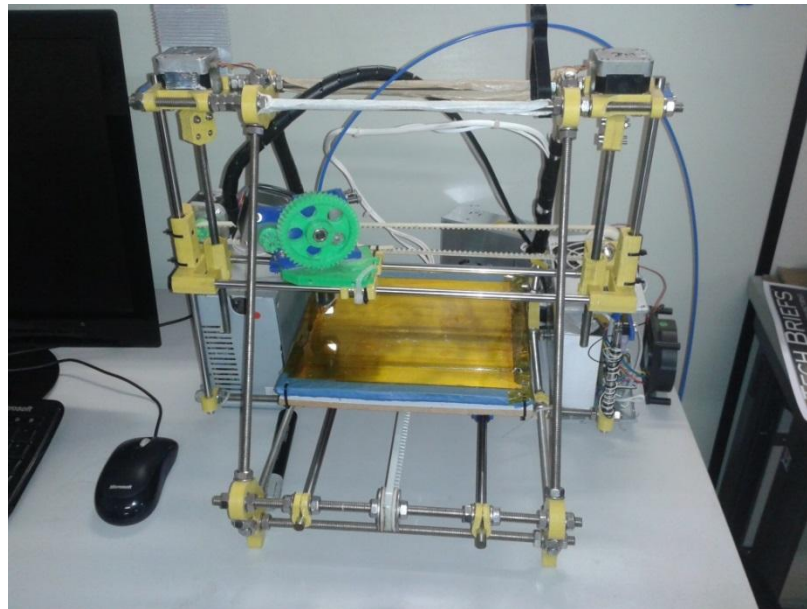


Figura 8: Impressora 3D RepRap Prusa Mendel v2 (Fonte: Autor)

## 2.6 ENSAIOS MECÂNICOS

A utilização de materiais pela humanidade sempre foi apoiada por atividades de testes, que se desenvolveram ao longo dos séculos a partir de testes rudimentares aos modernos procedimentos com base científica os quais dão suporte à utilização de materiais em todos os aspectos da ciência e tecnologia. Criou-se com isso uma dependência mútua entre os avanços do conhecimento científico e o desenvolvimento de uma metodologia para a realização de ensaios mecânicos, proporcionando um progresso no desenvolvimento de programas de avaliação versáteis capazes de dar suporte a várias operações industriais. Essas operações incluem: controle de qualidade, comparações entre materiais, cálculos de projetos, previsões de desempenho e podem também servir de ponto de partida para a formulação de teorias (HODGKINSON, 2000).

Fadiga é a ruptura de componentes, sob uma carga bem inferior à carga máxima suportada pelo material, devido a solicitações cíclicas repetidas. A fadiga é uma falha ou fratura progressiva de materiais pela propagação de desarranjos estruturais (trincas) devido a carregamentos externos variando no tempo, e tem sido responsável pela maioria das falhas em serviço nas estruturas e componentes da engenharia aeroespacial (estruturas de aeronaves), da engenharia civil (edificações e pontes), da engenharia mecânica (eixos, rotores, turbinas, etc.). Tais falhas têm sido consequência de carregamento mecânico puro (fadiga mecânica pura), ambientes agressivos (fadiga com corrosão) ou elevadas temperaturas (fadiga por fluência) (SISQUINI, 2001). O comportamento de materiais submetidos a cargas cíclicas repetidas em termos de flexão, o alongamento, a compressão, ou de torção é geralmente descrito como a fadiga.

O carregamento cíclico repetido constitui, eventualmente, uma deterioração mecânica e fratura progressiva, que leva até a falha. Vida de fadiga é definida como o número de ciclos de deformação necessário para provocar a falha da amostra de ensaio sob um dado conjunto de condições de oscilação. As falhas que ocorrem a partir de aplicação repetida de estresse ou tensão, estão bem abaixo da resistência máxima aparente do material. Dados de fadiga são geralmente relatados como o número de ciclos para falha num determinado nível de tensão máxima (SISQUINI, 2001).

A curva de resistência à fadiga, que representa o stress versus o número de ciclos para falha, também conhecida como curva de  $S - N$  (Figura 9), é gerada ao testar uma multiplicidade de amostras sob pressão cíclica, cada uma, em diferentes níveis de tensão. Em níveis de alta tensão, os materiais tendem a falhar em um número relativamente baixo de ciclos. Em tensões baixas, os materiais podem ser estressados ciclicamente por um número indefinido de vezes e o ponto de falha é praticamente impossível estabelecer. Este stress, limitando abaixo do qual o material nunca falhará, é chamado o limite de resistência à fadiga. O limite de resistência à fadiga, também pode ser definido como a tensão em que a curva  $S-N$  se torna assintótica à linha horizontal (de tensão constante). Para a maioria dos polímeros, o limite de resistência à fadiga é entre 25 e 30 % da força de tensão estática para a fratura. Os dados de resistência à fadiga são de grande importância no projeto (SHAH, 2002).

### 2.6.1 Diagrama de Wöhler

Os resultados apresentados para os ensaios de fadiga são observados por meio da curva de tensão versus o número de ciclos, conhecidos como curva S-N ou curva de Wöhler, onde S representa a tensão aplicada e N o número de ciclos (Figura 9). As curvas S-N são muito utilizadas para se estimar as vidas úteis de componentes de máquinas e estruturas (SISQUINI, 2001).

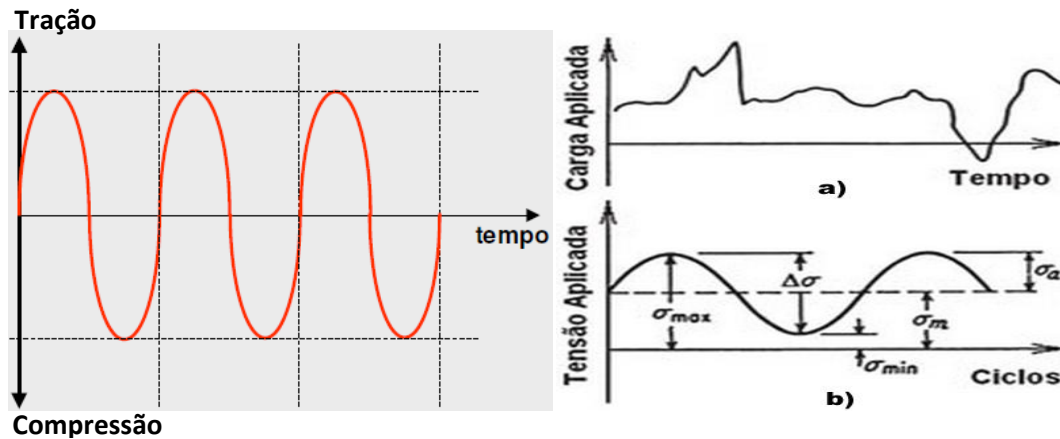


Figura 9: Diagramas típicos da curva S-N.  
a) Aproximação de um carregamento real.  
b) Carregamento de fadiga do tipo senoidal, modelo teórico. Modificado de (MORAIS; JÚNIOR, 2013).

A partir do trabalho deste engenheiro alemão “Wöhler”, verificou-se que a tensão que um material pode suportar em esforço dinâmico (fadiga) é muito menor que a suportada em condição estática e por isso é utilizado até hoje como referência em ensaios de fadiga (MORAIS; JÚNIOR, 2013). Os gráficos de carregamento em função do tempo real geralmente são visualizados por uma aproximação de valores que, a partir dos dados coletados, foi possível gerar as curvas S-N (figuras 11a e 11b), utilizando as equações de 1 a 4 para quantificar os componentes de fadiga.

$$\text{Tensão alternada: } \sigma_a = \frac{(\sigma_{\text{máx}} - \sigma_{\text{min}})}{2}; \quad (1)$$

$$\text{Amplitude de tensões: } \Delta\sigma = (\sigma_{\text{máx}} - \sigma_{\text{min}}); \quad (2)$$

$$\text{Tensão média: } \sigma_{\text{máx}} = \frac{(\sigma_{\text{máx}} + \sigma_{\text{min}})}{2}; \quad (3)$$

$$\text{Razão entre tensões: } \sigma_a = \frac{\sigma_{\text{máx}}}{\sigma_{\text{min}}}. \quad (4)$$

Onde  $\sigma$  é a tensão.

## 2.6.2 Normas

As normas adotadas como referência para a execução dos ensaios de fadiga no material flexível, seguem os padrões da ASTM, sendo a ASTM D638 (ASTM D638, 2010) a que abrange a grande maioria das especificações para ensaios em plásticos, e a ASTM D412 e E606 (ASTM E606, 2004) que respectivamente abrangem as propriedades de tração de borrachas termofixas e de fadiga em elastômeros termoplásticos.

Seguindo a fundamentação teórica dos assuntos que circundam a fabricação de produtos para saúde e para justificar a necessidade dos ensaios mecânicos realizados, acrescentamos a referência da ANVISA, que em nosso país normatiza e fiscaliza todos os setores relacionados a produtos e serviços que possam afetar a saúde.

## 2.7 BOAS PRÁTICAS DE FABRICAÇÃO

Produto médico: é o produto para a saúde, tal como equipamento, aparelho, material, artigo ou sistema de uso ou aplicação médica, destinado à prevenção, diagnóstico, tratamento ou reabilitação e que não utiliza meio farmacológico, imunológico ou metabólico para realizar sua principal função em seres humanos, podendo, entretanto ser auxiliado em suas funções por tais meios. Produto médico ativo para terapia: qualquer produto médico ativo, utilizado isoladamente ou em combinação com outros produtos médicos, destinado a sustentar, modificar, substituir ou restaurar funções ou estruturas biológicas, no contexto de tratamento ou alívio de uma enfermidade, lesão ou deficiência. (ANVISA RDC 185/2001). Todos os produtos não invasivos são classificados como classe I, levando-se em consideração que as órteses/próteses propostas neste documento, não dependem inicialmente de fonte de energia elétrica para o seu funcionamento. Quanto ao risco este produto pode ser classificado como classe I – Baixo risco.

Conforme regulamento técnico da ANVISA, fabricantes de produtos para saúde devem cumprir requisitos mínimos, referentes à eficácia e a segurança dos produtos. Dentre as exigências, os produtos para saúde devem ser projetados e fabricados de forma que seu uso não comprometa o estado clínico e a segurança dos pacientes, nem a segurança de outras pessoas, quando usados nas condições e finalidades previstas. Os possíveis riscos existentes devem ser aceitáveis em relação ao benefício proporcionado ao paciente e devem ser reduzidos a um grau compatível com a proteção à saúde e a segurança das

pessoas (ANVISA RDC 56/2001). Com relação às avaliações relativas ao projeto de fabricação, algumas perguntas devem ser respondidas na discussão.

Quanto as Propriedades Químicas, Físicas e Biológicas:

- Os produtos para saúde devem ser projetados e fabricados de forma que sejam garantidas as características e desempenho, com especial atenção a:

a) seleção dos materiais utilizados, particularmente quanto à toxicidade e, quando for o caso, a inflamabilidade;

b) compatibilidade entre os materiais utilizados e entre os materiais e os tecidos biológicos, células e fluidos corporais, considerando a finalidade prevista do produto médico.

Quanto as Propriedades Relativas à Fabricação e ao Meio Ambiente.

- Os produtos para saúde devem ser projetados e fabricados de forma que eliminem ou reduzam:

a) os riscos de lesões vinculados a suas características físicas, incluídas a relação volume/pressão, a dimensão, e, se for o caso, ergonômicas;

b) os riscos vinculados com as condições do meio ambiente razoavelmente previsível, tais como os campos magnéticos, influências elétricas externas, descargas eletrostáticas, pressão, temperatura ou variações de pressão e de aceleração;

d) os riscos que derivam, em caso de impossibilidade de manutenção ou calibração, do envelhecimento dos materiais utilizados ou da perda de precisão de algum mecanismo ou controle (Anvisa RDC 56/2001).



### **3. METODOLOGIA**

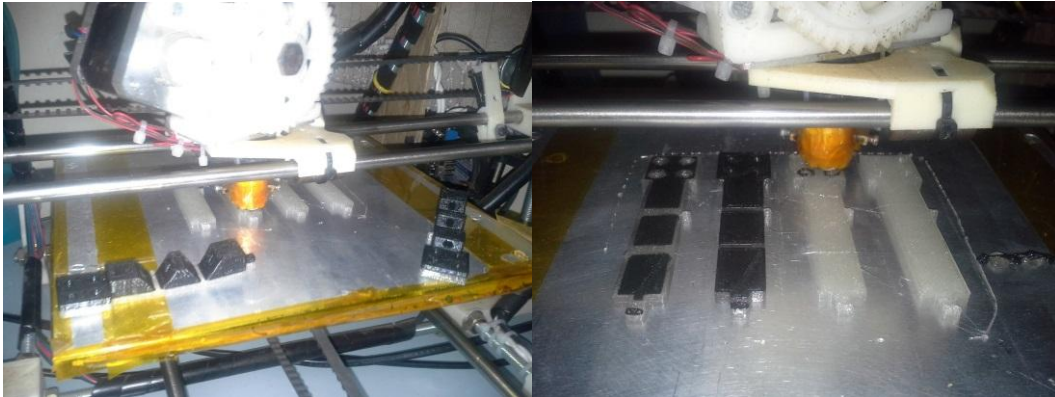
Neste capítulo apresentamos o método utilizado para a construção das articulações flexíveis com a utilização de dois plásticos, sendo um rígido e outro flexível, com possíveis aplicações em órteses e próteses. Para validar esta indicação de utilização destes materiais em produtos para saúde, realizamos testes de fadiga em dois ensaios distintos. No primeiro ensaio foi utilizado o equipamento para ensaios mecânicos, já descrito anteriormente, disponível no laboratório de caracterização de materiais da UNB – Gama, em que foram feitos testes em corpos de prova normalizados, para avaliação de fadiga no material flexível, pois no contexto da prótese de mão é o material que sofre os maiores esforços. Em um segundo teste foi realizado o ensaio mecânico em dedos impressos, utilizando-se os dois materiais plásticos envolvidos e para encontrar aderência às normas de ensaio conhecidas, estes dedos foram redesenhados com as dimensões da região central dos corpos de prova, região esta que segundo a literatura, é onde se observam os fenômenos mecânicos a serem avaliados.

#### **3.1 MÉTODO DE CONSTRUÇÃO DAS ARTICULAÇÕES FLEXÍVEIS**

Para o desenho do modelo de prótese a ser impressa, foi utilizado o programa Sketch Up, respeitando-se os limites de dimensões da impressora utilizada: 200 X 200 X 65 mm e um único bico extrusor, exportando o desenho em arquivo na extensão STL. Para verificar se o arquivo gerado em STL está pronto para ser impresso, é utilizado outro programa gratuito, muito usado para reparar arquivos para impressão em 3D, é o Netfabb, este programa faz uma correção nos polígonos gerados e garante a integridade do arquivo STL. Em seguida utilizamos outro programa gratuito para gerar o arquivo G-code a partir do desenho inicial, o Slic3r.

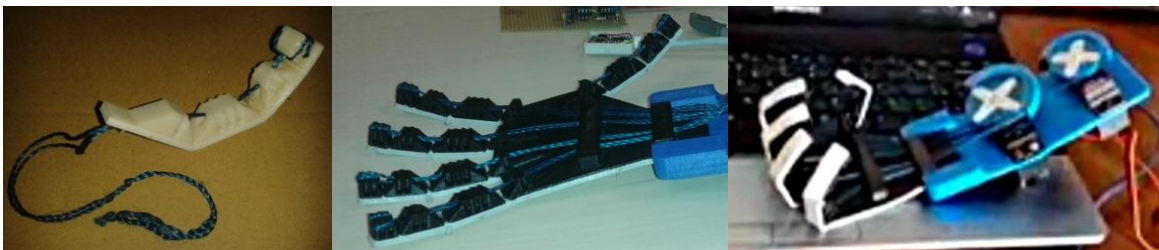
O processo utilizado na fabricação das articulações proposto neste trabalho segue a mesma sequência apresentada inicialmente para a impressão em 3D, em que a partir de modelo em 3D do objeto a ser impresso salvo em arquivo no formato STL, que é convertido em outro de comando numérico, o G-code, posteriormente carregado no programa de controle e gerenciamento de impressão (programa da impressora), na sequência se inicia a impressão com o material flexível. Com o uso de uma impressora 3D com apenas um bico extrusor, para possibilitar a utilização de dois filamentos plásticos de materiais diferentes, é criada uma marcação de referência no desenho da peça inicial para a interrupção da impressão, para que de modo visual é observado que a impressora para de

imprimir esta marca na peça. Neste momento é feita a substituição do filamento de material elástico pelo filamento de plástico ABS, e não há mais interrupção até o fim da impressão. Na Figura 10, pode ser visto o momento em que é iniciada a impressão com o filamento de plástico rígido (ABS), na cor preta, sobre o plástico flexível (Elastômero Termoplástico) já impresso de cor branca.



**Figura 10: Dedos em processo de impressão.**

Como exemplo, é apresentado no conjunto de imagens da Figura 11, em que é possível visualizar o dedo impresso em separado e o protótipo de mão robótica, em que possível incluir a utilização de sensores eletromiográficos para acionar a abertura e fechamento da mão.



**Figura 11: Imagens do dedo impresso em 3D e mão robótica impressa em 3D.**

### 3.2 PRIMEIRO ENSAIO: FADIGA EM CORPOS DE PROVA

O que se pretende é demonstrar a partir de ensaios mecânicos de fadiga, a resistência do material elástico a ser empregado na construção de articulações de órteses ou próteses, seguindo as referências de normas conhecidas internacionalmente.

### 3.2.1 Aparato instrumental do 1º Ensaio

O aparato instrumental deste ensaio relacionamos a seguir pois sua descrição já foi feita previamente.

- Balança para pesagem dos corpos de prova com precisão de 0,01g;
- Paquímetro com precisão de 0,01cm;
- Equipamento de ensaios mecânicos da Instron, tendo como acessório o programa Wave Matrix e
- Corpos de prova impressos em impressora 3D com material flexível conforme modelo apresentado na norma da ASTM D638 (Figura12).

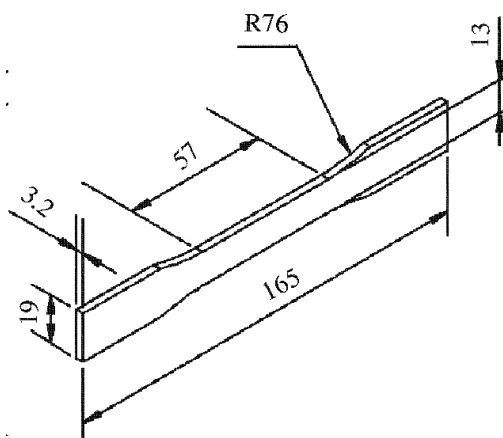


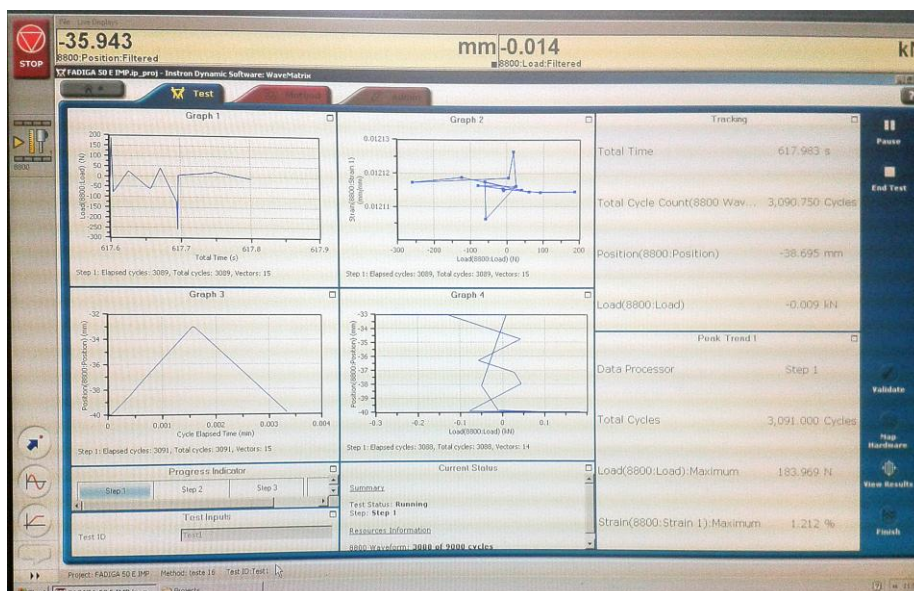
Figura 12: Dimensões do corpo de prova (Fonte: ASTM 638D)

O equipamento utilizado foi o sistema de testes servo-hidráulico INSTRON<sup>®</sup> 8801 (Figura 13), utilizado para testes estáticos e dinâmicos com capacidade de carga de até 100kN, associada ao software para a realização dos testes dinâmicos o Wave Matrix<sup>™</sup>, que compõe o conjunto, instalada no Laboratório de caracterização de materiais da UnB Faculdade do Gama. As formas de apresentação dos dados colhidos neste equipamento são apresentadas a seguir. Um detalhamento maior sobre o equipamento utilizado é apresentado no Anexo 5.



**Figura 13: Equipamento de ensaio de fadiga.**

A partir da utilização do software Wave Matrix™, uma gama de campos gráficos e resultados pré-configurados permitem visualizações em tempo real da forma de como o teste está progredindo (Figura 14). A análise de dados pós-teste, pode ser selecionado a partir de uma variedade de ciclos selecionados individualmente. É possível também exportar gráficos individuais em formato JPEG, e os dados como arquivos de texto (.TXT).



**Figura 14: Tela do programa Wave Matrix™ para ensaios de fadiga.**

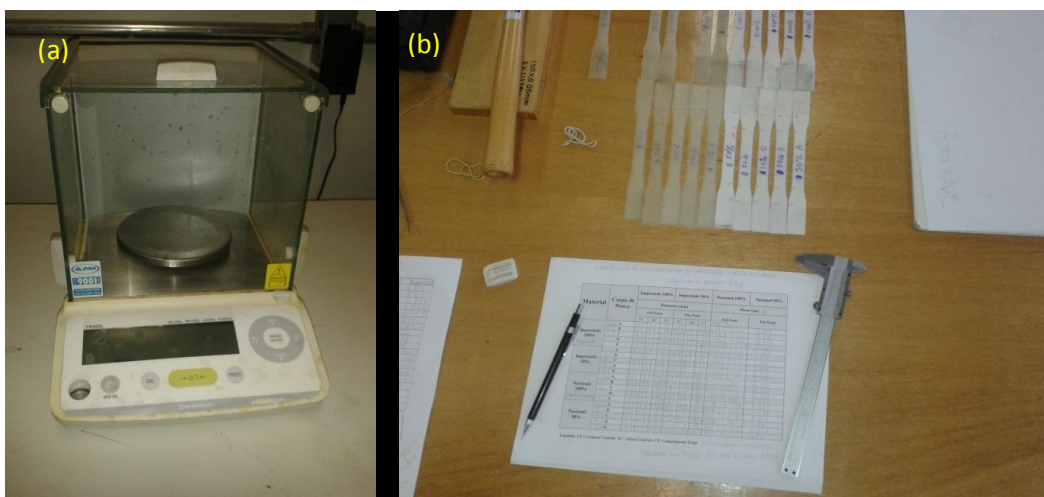
### 3.2.2 Protocolo da execução do 1º ensaio

A partir do modelo apresentado pela ASTM 638D (Figura 12), foi gerado um modelo esteriolitográfico (STL) com auxílio de um programa CAD (Sketch Up), deste modelo foram impressos 20 corpos de prova com o elastômero termoplástico, na Figura 15a e 15b, seguindo os seguintes padrões: cinco corpos de prova com 50% de preenchimento com elastômero nacional, cinco corpos de prova com 50% de preenchimento com elastômero importado, cinco corpos de prova com 100% de preenchimento com elastômero nacional e cinco corpos de prova com 100% de preenchimento com elastômero importado.



**Figura 15:** Alguns dos Corpos de prova impressos em Impressora 3D RepRap. (a): seis da esquerda são importados e os seis da direita nacionais, foto (b): detalhe da impressão do corpo de prova. (Fonte: Autor)

Inicialmente todos os corpos de prova utilizados nos ensaios, foram pesados em balança digital da marca OHAUS modelo AR2140, com capacidade máxima de 210g precisão de  $\pm 0,0001g$  e medidos em paquímetro analógico marca Mitutoyo, com capacidade de 200mm, graduação de 0,05mm e exatidão de  $\pm 0,05mm$ , conforme Figuras 16a e 16b.



**Figura 16:** (a) Balança digital utilizada e (b) Medição dos corpos de prova (Fonte: Autor)



Os ajustes iniciais para a realização do ensaio, fica por conta das configurações no programa da Wave Matrix. Com o equipamento da Instron previamente ajustado em programa acessório para o ensaio de fadiga, é fixado nas garras de tração ao corpo de prova em análise, seguindo os padrões de normas conhecidas para ensaios mecânicos.

A frequência na repetição dos movimentos utilizada foi de 5Hz a dezoito mil (18.000) ciclos em modo senoidal, com amplitude de extensão do movimento constante de 7mm; a temperatura durante os ensaios foi a temperatura ambiente em sala climatizada, que se apresentou em  $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ . A utilização destes valores para o ensaio teve por objetivo prever a fadiga do material utilizado, extrapolando-se os valores das cargas a que serão expostos os materiais em operação, com medidas de cargas de curta duração (CELENTANO, 2003).

Admitindo-se que os valores para uso normal da prótese podem chegar a 10% do valor de uma mão saudável de uma criança de até 14 anos (Tabela 1), aproximadamente 32,2N e dividindo-se este valor por dois, temos 16,1N no dedo polegar em oposição aos demais dedos. Para o estiramento consideramos o comprimento do arco formado pelo ângulo máximo de dobra dos dedos com relação a sua seção transversal chegando a aproximadamente 3,9mm. Para a frequência, consideramos um valor de 5Hz, em que comparando-se a média diária de movimentos de garra (abrir e fechar da mão) de uma pessoa normal, com 18 mil ciclos teremos superado em uma hora de teste a média mensal dos movimentos da mão protética. Estas são as referências de valores para frequência e estiramento as quais foram transportadas para o ensaio nos corpos de prova (Figura 17).



Figura 17: Detalhe do corpo de prova fixado na máquina de ensaio (Fonte: Autor).

### 3.2.3 Análise dos dados do 1º ensaio

Os dados coletados pelo programa Wave Matrix, são arquivados como um arquivo de texto com uma extensão “.TXT”, estes arquivos são carregados para o programa MATLAB que é um software voltado para o cálculo numérico. Ele integra análise numérica, cálculo com matrizes, processamento de sinais e construção de gráficos. O arquivo de texto gerado pelo Wave Matrix, contém respectivamente os valores do tempo total do ensaio em segundos, o tempo decorrido em segundos, o total de ciclos, os ciclos decorridos, o passo, contagem total de ciclos, posição em milímetros, valor da carga em kN e o estiramento em porcentagem. Destes valores foram utilizados: o tempo total do ciclo, o tempo decorrido do ciclo, o número de ciclos decorridos, a posição em milímetros, a carga do ciclo e o estiramento em percentual.

Os dados selecionados são carregados para o MATLAB e processados (Anexo 5). Inicialmente são calculadas as médias dos valores de estiramento e carga de todos os corpos de prova avaliados. Em seguida são gerados os valores comparativos entre os corpos de prova nacionais e importados, apresentando-os em tabelas de valores e gráficos, que são mostrados nos resultados.

Os valores de peso e medida coletados inicialmente, não foram utilizados no trabalho, pois não houve alterações significantes que afetassem os resultados. Com relação à temperatura, este servirá de referência para a reprodução do ensaio em outros estudos.

## 3.3 SEGUNDO ENSAIO: FADIGA EM DEDOS IMPRESSOS

Em situações alternativas, os ensaios de fadiga poderiam ser feitos diretamente utilizando-se os dedos ou a mão impressa em 3D, conforme mão impressa (Figura 11) apresentada anteriormente, para serem submetidos aos esforços na frequência de referência. Contudo, não seria estabelecida a aderência normativa em corpos de prova padronizados e exigiria adaptações não convencionais na máquina industrial de ensaio como mostrado na Figura 17.

Para resolvermos este problema foram feitas as impressões dos dedos em formato adaptado para que seu tamanho na área a ser avaliada tivesse a mesma dimensão da região central do corpo de prova (Figura 12), que na prática é a parte que sofre as alterações com relação aos esforços de tração, compressão e torção nos ensaios mecânicos. Além disso, construímos uma máquina de ensaio mecânico adaptada para o tipo de ensaio. Neste

trabalho foi escolhida para teste na máquina de ensaio mecânico, a representação do movimento de flexão do dedo, sendo que será realizado o teste utilizando-se apenas um dedo, pois o estudo é o mesmo para todos os demais dedos da mão. A estratégia da construção da máquina de ensaio está relacionada aos diversos componentes de uma prótese no sentido de se aproximar ao movimento de uma mão natural.

### 3.3.1 Aparato instrumental do 2º Ensaio

Para validar a utilização do método de concepção de articulações flexíveis impressos em 3D, utilizando-se de um modelo aproximado do dedo da prótese. E levando-se em consideração a aderência às normas de ensaios mecânicos, foram impressos dedos com as dimensões aproximadas às utilizadas na construção da prótese de mão, mantendo-se a dimensão da parte do dedo a ser ensaiada, igual à do pescoço do corpo de prova apresentado anteriormente (Figura 12), que é onde se observam os fenômenos de fadiga nos corpos de prova convencionais. Feita esta adaptação, partimos para a construção de uma máquina de ensaios de fadiga adaptada à estrutura do dedo, pois na máquina industrial não seria possível fazer as adaptações adequadas, conforme relatamos a seguir.

A máquina de ensaio mecânico consiste na associação dos elementos apresentados na Figura 18 como segue; o motor DC, a ponte H, a célula de carga e o dedo a ser ensaiado, são montados na mesma estrutura da base em madeira, sendo que cada um dos elementos tem o funcionamento independente controlados pela plataforma de prototipagem eletrônica Arduino Uno. O Arduino é alimentado via cabo USB conectado ao computador e a célula de carga é alimentada pela saída de 5V do Arduino. O motor é alimentado via fonte externa de corrente contínua (DC) de 5V e 32A, conectada a uma ponte H, e esta é conectada aos terminais digitais do Arduino para gerar o sincronismo e manter o controle do motor.

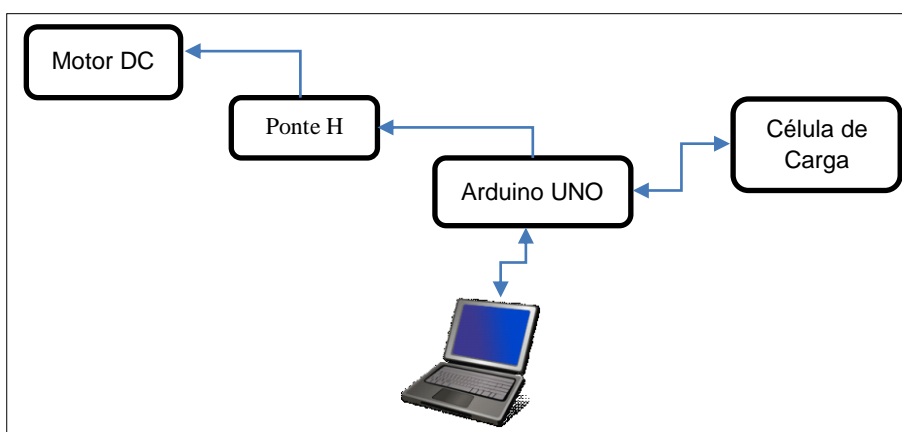


Figura 18 - Organização da máquina de ensaio mecânico

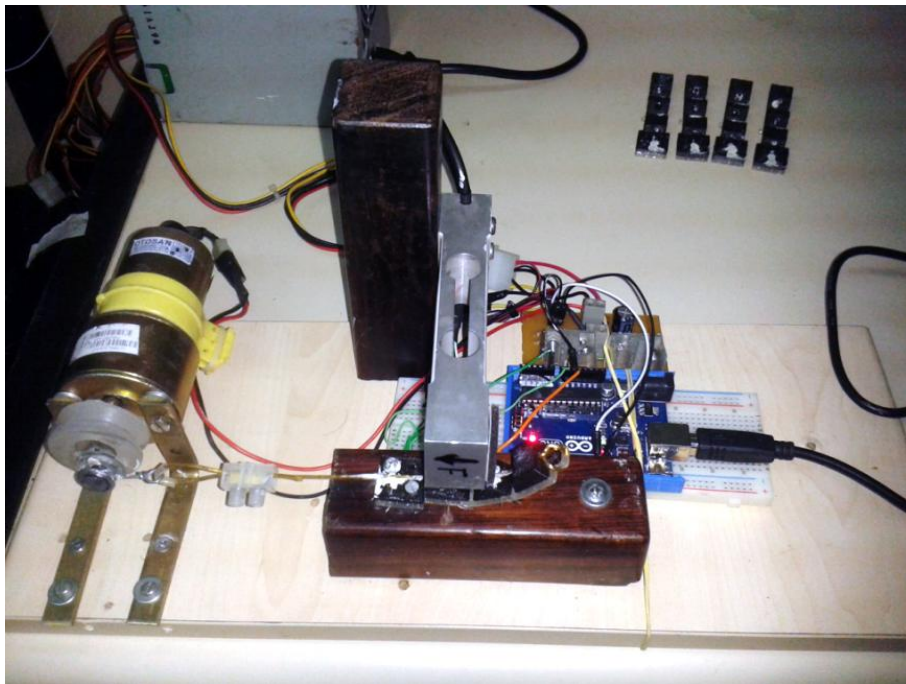


Na Figura 19, é possível visualizar a distribuição dos dispositivos utilizados na máquina de ensaio de fadiga construída, com as ligações eletrônicas feitas com a utilização de uma placa de prototipagem conhecida como “Protoboard”.



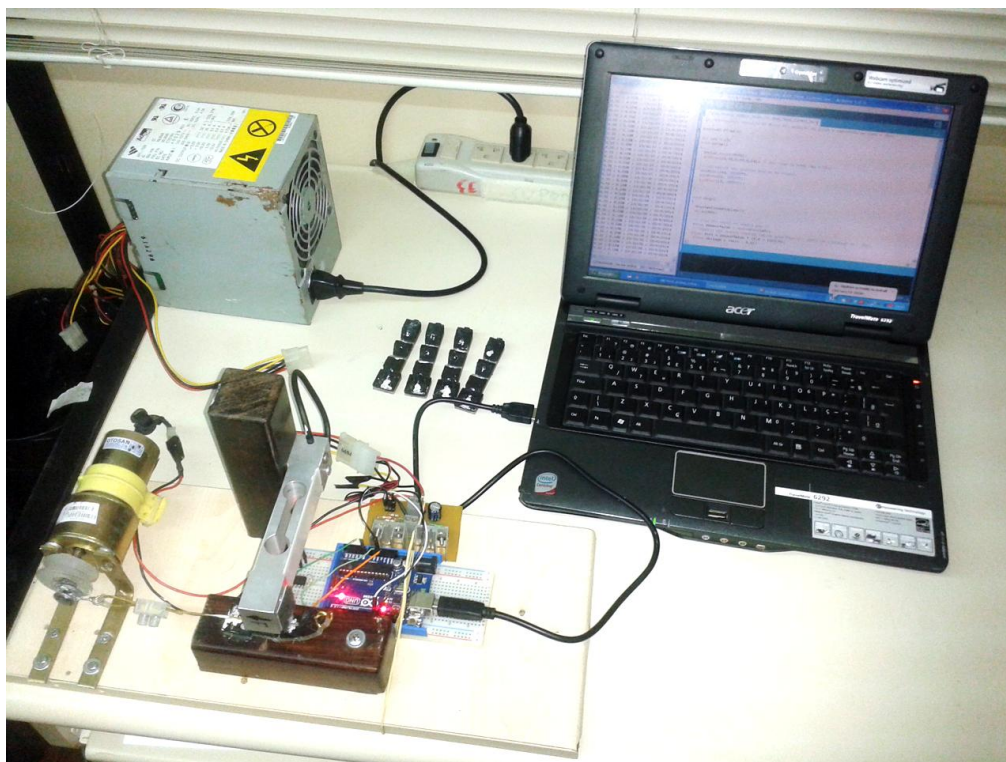
**Figura 19: Máquina de ensaio mecânico vista superior. (Fonte: Autor)**

Na Figura 20, visualiza-se a fixação do cabo trator na polia com eixo excêntrico, ligada ao dedo impresso.



**Figura 20: Máquina de ensaio mecânico – vista lateral. (Fonte: Autor)**

O conjunto completo da máquina de ensaio mecânico é apresentado na Figura 21, onde se visualiza na tela do computador, os dados gerados pelo programa “IDE” do Arduino, a fonte de alimentação do motor DC e os dedos já ensaiados.



**Figura 21: Máquina de ensaio mecânico – visão geral. (Fonte: Autor)**

### **3.3.2 Protocolo da execução do 2º ensaio**

Inicialmente foram impressos cinco dedos com 100% de preenchimento utilizando-se a metodologia proposta neste trabalho, com o desenho do dedo ajustado para ensaio mecânico. Os ajustes para o início do teste consistem em calibrar a tensão de leitura da célula de carga utilizando-se pesos previamente aferidos em balança de precisão, e ajustar os valores medidos no programa de execução do Arduino, fazendo a interpolação polinomial a partir de valores de carga e tensão conhecidos. Após ajustados os valores, fazemos atualização do programa para a plataforma de prototipagem Arduino. A descrição do programa encontra-se no Anexo 5. Os cálculos utilizados para a conversão dos valores de carga utilizando-se da interpolação polinomial de Lagrange é descrita a seguir de forma resumida.

A fórmula de interpolação polinomial de Lagrange é derivada do polinômio de diferença dividida de Newton e consiste em determinar uma função a partir de valores conhecidos em certos pontos. Para cada  $n$  pontos, pode-se obter uma função polinomial de

grau até  $n - 1$ . Deste modo, para fazer a interpolação de grau 1 precisamos de 2 pontos  $(x_i, f(x_i))$  e  $(x_{i+1}, f(x_{i+1}))$ , de modo que o valor de  $x$  para o qual se quer o valor de  $f(x_i)$  esteja no intervalo  $(x_{i+1})$  (BURDEN; FAIRES, 2008).

A fórmula de interpolação de Lagrange pode ser derivada direto do polinômio de diferença dividida de Newton de grau equivalente, primeiramente escrevendo a diferença dividida na forma simétrica:

$$f[x_n, x_{n-1}, \dots, x_0] = \sum_{i=0}^n \frac{f(x_i)}{\prod_{j=0, j \neq i}^n (x_i - x_j)}$$

A fórmula de Lagrange envolve somente os pontos  $x_i$  e os valores da função correspondente  $f(x_i)$ . Sendo assim a diferença dividida da fórmula fundamental de Newton não precisa ser calculada.

Para um polinômio de segundo grau temos:

$$p_2(x) = f[x_0] + (x - x_0)f[x, x_0] + (x - x_0)(x - x_1)f[x_2, x_1, x_0]$$

Substituindo as formas simétricas equivalentes para as diferenças divididas temos:

$$\begin{aligned} p_2(x) &= f(x_0) + (x - x_0) \frac{f(x_0)}{(x_0 - x_1)} + (x - x_0) \frac{f(x_1)}{(x_1 - x_0)} + \frac{(x - x_0)(x - x_1)}{(x_0 - x_1)(x_0 - x_2)} f(x_0) + \\ &+ \frac{(x - x_0)(x - x_1)}{(x_1 - x_0)(x_1 - x_2)} f(x_1) + \frac{(x - x_0)(x - x_1)}{(x_2 - x_0)(x_2 - x_1)} f(x_2) = \\ &= \frac{(x - x_1)(x - x_2)}{(x_0 - x_1)(x_0 - x_2)} f(x_0) + \frac{(x - x_0)(x - x_2)}{(x_1 - x_0)(x_1 - x_2)} f(x_1) + \frac{(x - x_0)(x - x_1)}{(x_2 - x_0)(x_2 - x_1)} f(x_2) \end{aligned}$$

Sendo assim o polinômio interpolador de Lagrange pode ser escrito como:

$$p_n(x) = L_0(x)f(x_0) + L_1(x)f(x_1) + L_2(x)f(x_2) + \dots + L_n(x)f(x_n)$$

$$P_n(x) = \sum_{i=0}^n L_i(x)f(x_i)$$

Onde  $f(x_i)$  é o valor obtido para cada  $x_i$  e  $L_i(x)$  é:

$$L_i(x) = \frac{(x - x_0)(x - x_1) \dots (x - x_n)}{(x_i - x_0)(x_i - x_1) \dots (x_i - x_n)}$$

Utilizando-se da fórmula de interpolação de Lagrange, que pode ser escrita como um polinômio de ordem  $n$  que passa pelos pontos  $(x_i, g(x_i))$  para  $i = 0$  até  $n$  temos:

$$g(x) = \frac{(x - x_1)(x - x_2) \dots (x - x_n)}{(x_i - x_1)(x_i - x_2) \dots (x_i - x_n)} f_0$$

$$+ \frac{(x - x_1)(x - x_2) \dots (x - x_n)}{(x_1 - x_0)(x_1 - x_2) \dots (x_1 - x_n)} f_1$$

$$\vdots$$

$$+ \frac{(x - x_0)(x - x_1) \dots (x - x_{n-1})}{(x_n - x_0)(x_n - x_1) \dots (x_n - x_{n-1})} f_n$$

Tabela 6 – Valores medidos na célula de carga		
	<b>Pesos</b>	<b>Tensões</b>
<b>1</b>	0 g	0,38 V
<b>2</b>	990 g	0,67 V
<b>3</b>	2890 g	1,87 V

Na Tabela 6, são apresentados os valores obtidos em um ajuste feito para calibrar a célula de carga, colocando preso à célula de carga, um peso de referência e medindo o valor da tensão apresentado no programa IDE do Arduino. Este procedimento é realizado, toda vez que é iniciado o ensaio com novo dedo.

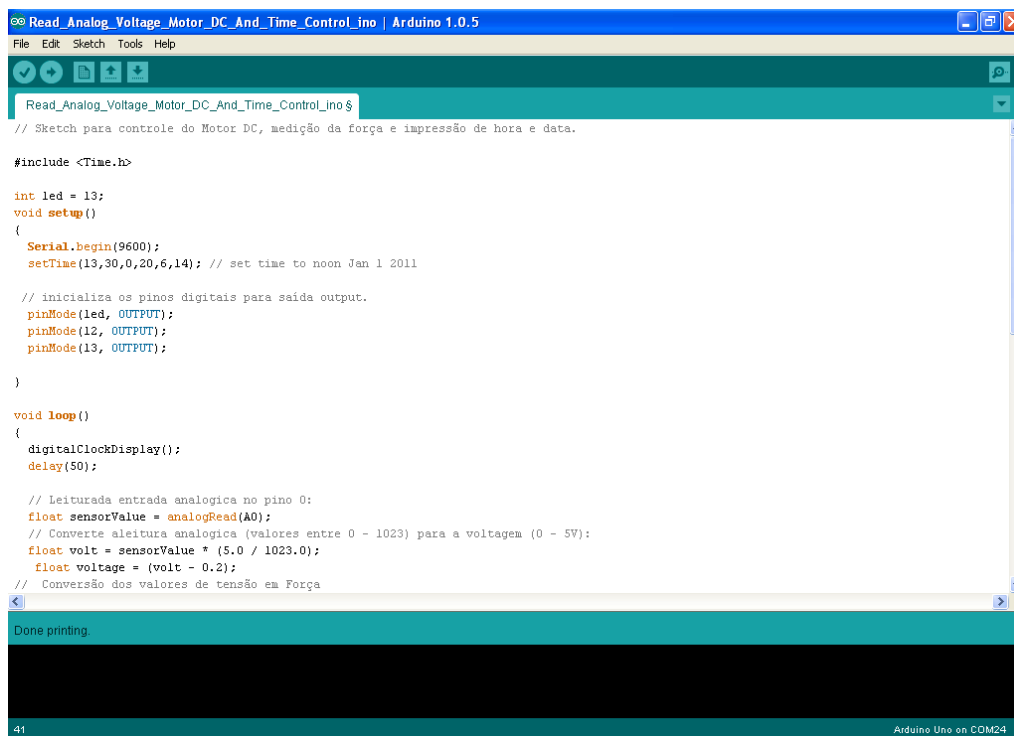
Para os pesos de referência e considerando as tensões  $T$  geradas pela célula de carga, temos:

$$g(T) = \frac{(T - 0,67)(T - 1,87)}{(0,38 - 0,67)(0,38 - 1,87)} 1$$

$$+ \frac{(T - 0,38)(T - 1,87)}{(0,67 - 0,38)(0,67 - 1,87)} 990$$

$$+ \frac{(T - 0,38)(T - 0,67)}{(1,87 - 0,38)(1,87 - 0,67)} 2890$$

A função apresentada é utilizada no script do Arduino IDE (Anexo 6) para calibração dos valores de referência da célula de carga, submetida aos pesos de referência no início do teste de cada dedo, tendo como valor de resultado  $g(T)$ , que é o valor do peso em gramas convertido para o ajuste da força em Newtons (N). A aparência da tela do programa Arduino IDE onde são feitas as programações do microcontrolador é apresentada na figura 22.



```
Read_Analog_Voltage_Motor_DC_And_Time_Control_ino | Arduino 1.0.5
File Edit Sketch Tools Help
Read_Analog_Voltage_Motor_DC_And_Time_Control_ino $
// Sketch para controle do Motor DC, medição da força e impressão de hora e data.

#include <Time.h>

int led = 13;
void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  setTime(13,30,0,20,6,14); // set time to noon Jan 1 2011

  // inicializa os pinos digitais para saída output.
  pinMode(led, OUTPUT);
  pinMode(12, OUTPUT);
  pinMode(13, OUTPUT);
}

void loop()
{
  digitalWriteDisplay();
  delay(50);

  // Leitura entrada analógica no pino 0:
  float sensorValue = analogRead(A0);
  // Converte leitura analógica (valores entre 0 - 1023) para a voltagem (0 - 5V):
  float volt = sensorValue * (5.0 / 1023.0);
  float voltage = (volt - 0.2);
  // Conversão dos valores de tensão em Força
}
```

**Figura 22: Tela do ambiente de desenvolvimento integrado Arduino IDE. (Fonte: Autor)**

Feito isto ajustamos a força medida na célula de carga pela pressão do dedo em teste para valores acima de 10N. Este valor é o dobro do valor da força de uma prótese ativa, tracionando o cabo de aço para que o dedo atinja esta força na posição de 90° de ângulo. Em seguida, ligamos o motor à fonte de 5V e inicia-se a ciclagem pelo período de aproximadamente uma hora e quinze minutos.

No início do teste, a frequência varia com valores que ficam em torno de 3Hz. Após o primeiro minuto a frequência se estabiliza em valores próximos de 4Hz. Completado o período de uma hora e quinze minutos terá feito aproximadamente 18000 ciclos, o que equivale a utilização da prótese por um mês, se levarmos em consideração 10 por cento da média dos valores de abrir e fechar da mão, já referenciada anteriormente, que chega a 1500 vezes por dia. A temperatura durante os ensaios foi a do ambiente em sala

climatizada, que se apresentou em  $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$  medida com termômetro digital da marca Unity aferido, com escala variando entre  $-50^{\circ}\text{C}$  a  $+70^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ . O registro da temperatura serve de referência para a reprodução do ensaio em testes futuros. Para cada valor de tensão emitido pela célula de carga e lido pelo Arduino, é feita a conversão para valores de carga equivalente em Newtons e apresentados nos gráficos de resultados.

### **3.3.3 Análise dos dados do 2º ensaio**

O programa Arduino IDE, apresenta em sua tela de visualização da entrada serial, os valores lidos pela célula de carga, em que são gravados na tela a tensão medida, o valor da força convertido e o tempo transcorrido. Quando é interrompido o ensaio, após uma hora e meia de execução do teste, os valores apresentados nesta janela do programa são copiados para um arquivo de texto, que como apresentado posteriormente, no ensaio nos corpos de prova, são carregados para o MATLAB e processados (Anexo 6). Inicialmente, os dados coletados são filtrados para que possam ser analisados os valores correspondentes ao período de uma hora do tempo total do ensaio, sendo descartados os primeiros 5 minutos do início dos testes, em seguida são apresentados os gráficos para cada dedo analisado, mostrando os últimos cinco minutos do período de uma hora do intervalo de tempo amostrado.

No tratamento dos dados foram considerados, para geração dos gráficos os valores acima dos 80% da força máxima aplicada nos dedos, que são os valores relevantes para análise da frequência de ciclagem do teste e a força. Dos gráficos gerados dos últimos cinco minutos, fez-se uma nova filtragem para uma melhor visualização do comportamento da frequência de ciclagem do ensaio nos últimos dez segundos destes cinco minutos. Cujos resultados são apresentados a seguir.

## 4. RESULTADOS

Esta seção de resultados divide-se em duas partes onde apresentamos inicialmente o resultado dos ensaios nos corpos de prova de material elastomérico impressos, e em seguida o dos dedos impressos com os materiais plásticos.

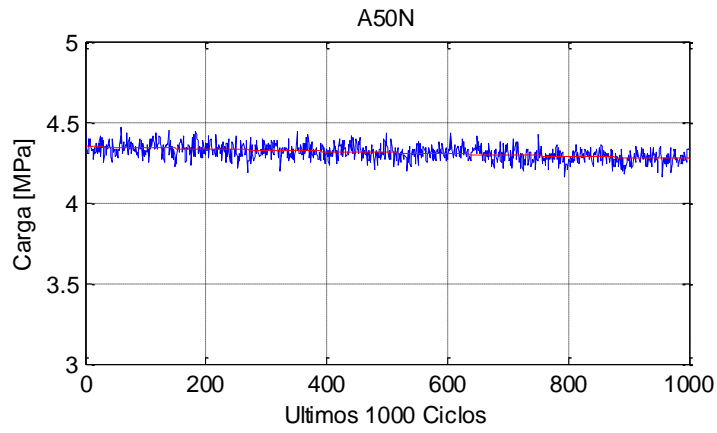
Da metodologia para construção de articulações flexíveis, resultou de uma peça que seguindo o molde inicialmente desenhado, obteve boa qualidade visual, tendo o produto final seguido à aparência e as dimensões previamente ajustadas, com boa flexibilidade e resistência. O que se observou também foi que na impressão, os dois plásticos aderiram-se sem auxílios externos ou a aplicação de qualquer material adesivo na interface dos materiais (ABS e o elastômero), resultando em uma peça com resistência aceitável para possíveis aplicações em próteses e órteses. Dos testes de ensaio realizados para a validação do produto obteve-se os resultados apresentados a seguir.

### 4.1 PRIMEIRO ENSAIO: CORPOS DE PROVA

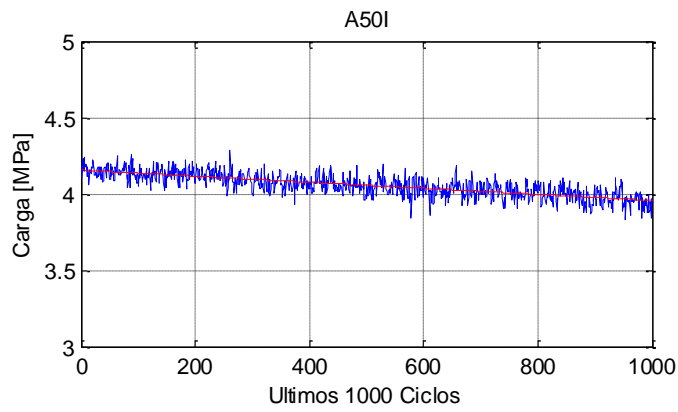
Dos corpos de prova impressos, o primeiro corpo de prova de cada grupo de cinco, foi descartado e considerado corpo de prova de ajuste dos parâmetros da máquina. Conforme a tabela 4, os resultados apresentados com os corpos de prova utilizados apresentaram resistência instantânea à tensão nos ensaios de aproximadamente 4,16MPa em média, para a amplitude de extensão aproximada de 7mm ajustada no teste.

Apesar de não terem sido feitas medições de temperatura nos corpos de prova, sabe-se que estes, quando submetidos à tração cíclica, têm suas temperaturas aumentadas e em decorrência disto aumentam suas elasticidades. Nestas condições, têm uma diminuição de seus limites de resistência à tração (CANEVAROLO JR., 2002). Outros fenômenos podem influenciar na fadiga do material reduzindo sua vida útil como, por exemplo, a exposição à luz solar, altas temperaturas e o contato com produtos químicos que reagem com este tipo de plástico (KUMAR; GUPTA, 2003).

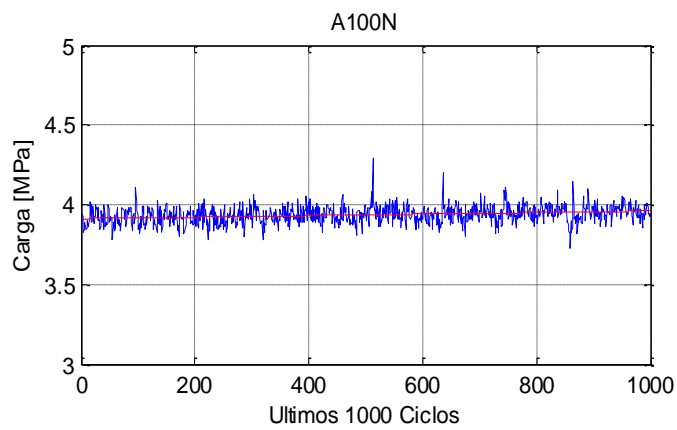
A seguir a apresentamos os gráficos dos resultados obtidos nos ensaios de fadiga (Figuras de 23 a 26), em que, os gráficos se apresentam de forma semelhante ao apresentado anteriormente para a aproximação de um carregamento real (Figura 9).



**Figura 23: Gráfico S x N para o corpo de prova A com 50% de preenchimento de material nacional.**

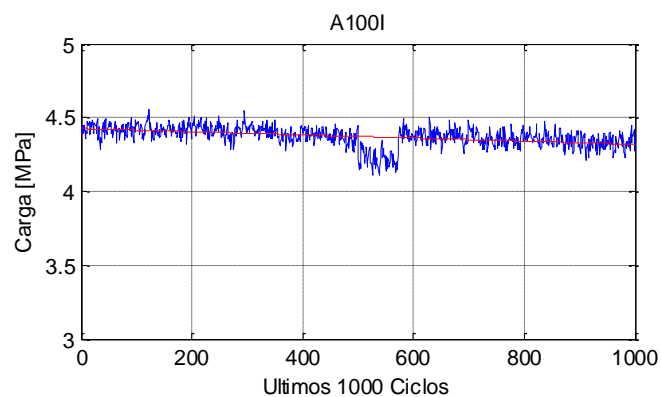


**Figura 24: Gráfico S x N para o corpo de prova A com 50% de preenchimento de material importado.**



**Figura 25: Gráfico S x N para o corpo de prova A com 100% de preenchimento de material nacional.**





**Figura 26: Gráfico S x N para o corpo de prova A com 100% de preenchimento de material importado.**

Os valores apresentados para a inclinação (traço em vermelho nas Figuras de 23 a 26) referem-se às curvas de regressão linear dos gráficos de carga X ciclos. Os dados referentes às médias das cargas, inclinação e extensão em cada corpo de prova ensaiado, são apresentados na Tabela 7.

Tabela 7 -  
RESULTADOS DOS ENSAIOS NOS CORPOS DE PROVA

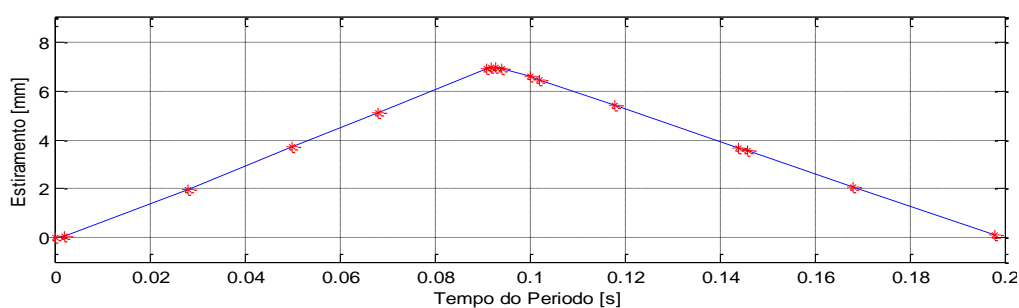
Corpos de prova	Carga média (MPa)	Inclinação	Extensão (mm)
A50%Nac	4.3101	-0.0750	6.9762
A50%Imp	4.0566	-0.1987	6.9825
A100%Nac	3.9366	0.0482	6.9901
A100%Imp	4.3727	-0.1064	6.9616
B50%Nac	4.3383	-0.0832	6.9729
B50%Imp	3.4688	-0.1576	6.9398
B100%Nac	4.4605	-0.0846	6.9653
B100%Imp	4.0443	0.1041	7.0630
C50%Nac	4.3248	-0.0857	6.9594
C50%Imp	4.1877	-0.0840	6.9815
C100%Nac	4.4106	-0.0911	6.9660
C100%Imp	3.8845	-0.1278	6.9331
D50%Nac	4.4403	-0.0465	6.9783
D50%Imp	4.3018	-0.0977	6.9372
D100%Nac	3.8757	-0.0448	6.9621
D100%Imp	4.1965	-0.1204	6.9727

Os Valores das médias para cada conjunto de corpos de prova com preenchimento de 50% nacional, 50% Importado, 100% nacional e 100% importado para cargas e estiramentos são apresentados na Tabela 8.

Tabela 8 -  
**MÉDIA DOS VALORES OBTIDOS DAS CARGAS E ESTIRAMENTO**

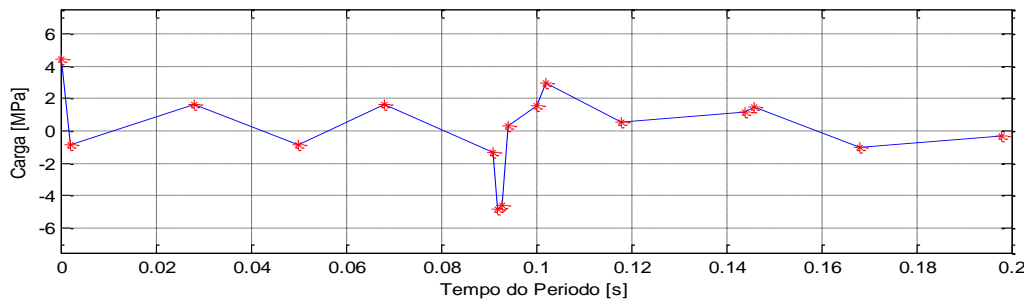
	50% Nacional	50% Importado	100% Nacional	100% Importado
Média das cargas (MPa)	4.3534	4.0037	4.1709	4.1245
Desvio Padrão Cargas (MPa)	0.0591	0.3704	0.3073	0.2088
Reta de Inclinação	-0.0726	-0.1345	-0.0431	-0.0626
Desvio Padrão Inclinação	0.0180	0.0534	0.0642	0.1115
Média do Estiramento (mm)	6.9717	6.9602	6.9709	6.9826
Desvio Padrão Estiramento (mm)	0.0085	0.0251	0.0129	0.0561

O gráfico do Tempo de corrido (segundos) X Estiramento (mm) (Figura 27), apresenta a amplitude do estiramento em um único ciclo.



**Figura 27: Gráfico do estiramento versus tempo, do corpo de prova A com 100% de preenchimento de material nacional.**

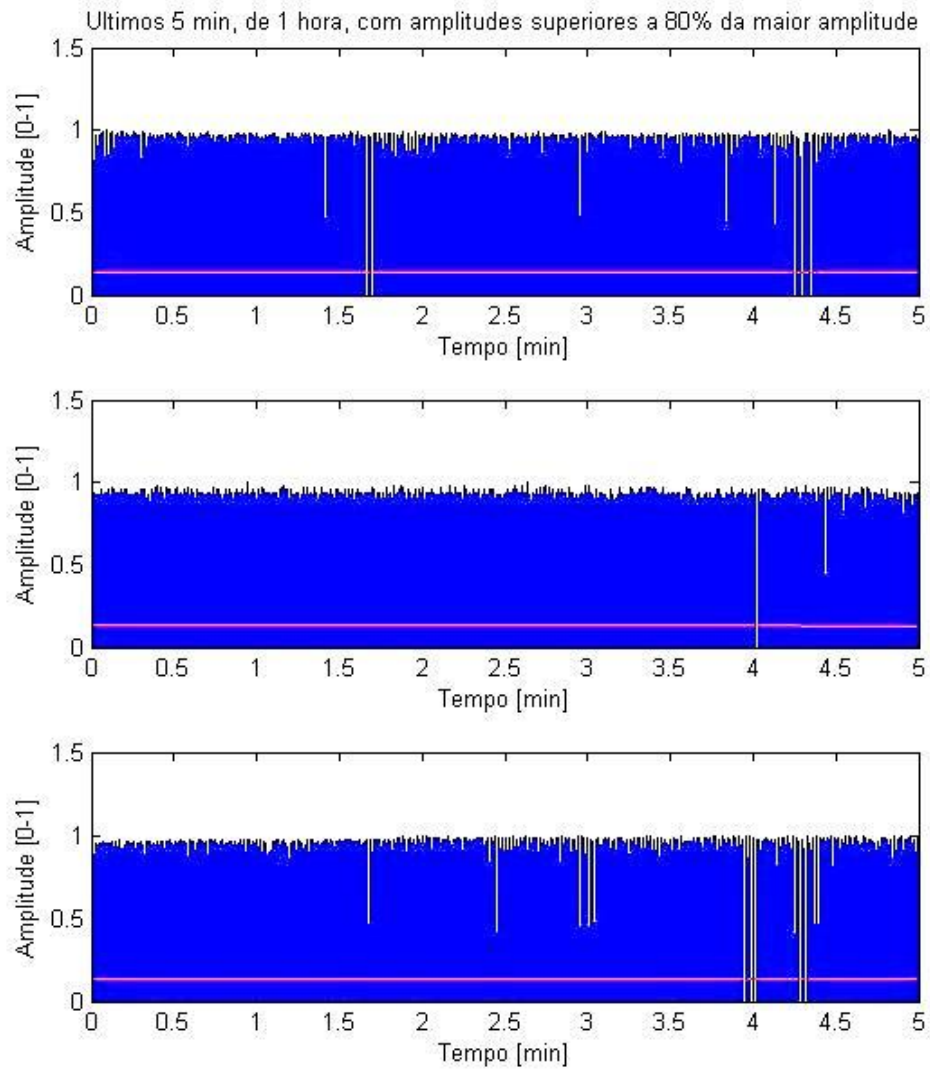
O gráfico do Tempo de corrido (segundos) X Carga (MPa) (Figura 28), apresenta a oscilação da resistência do corpo de prova sob carga em um único ciclo.



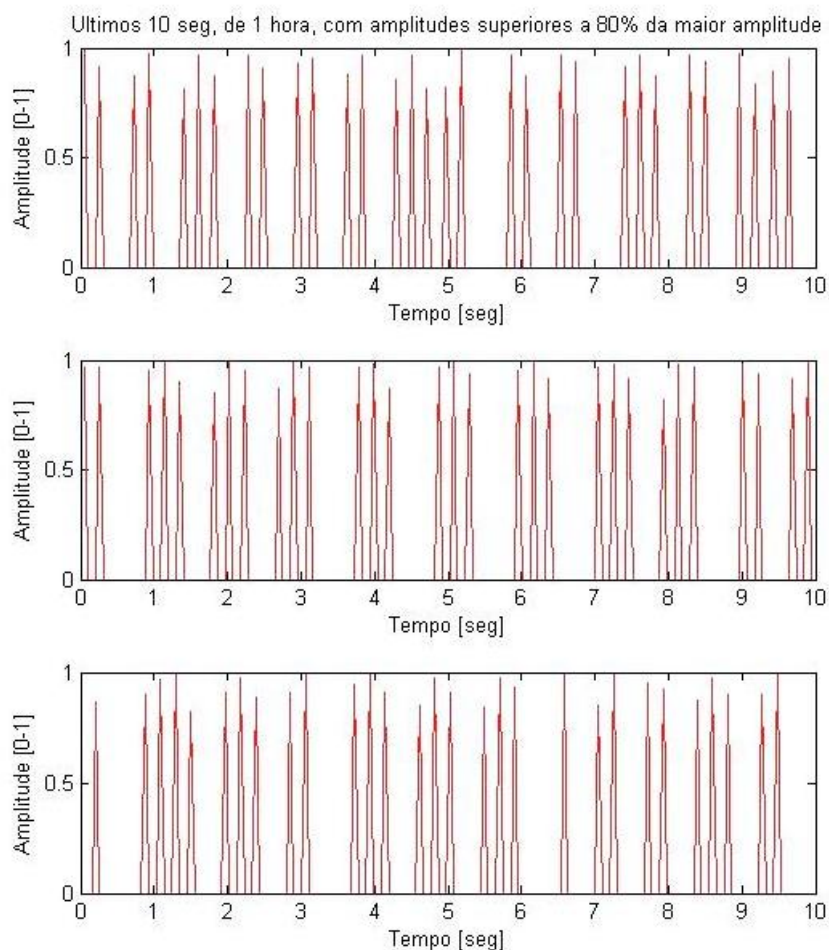
**Figura 28: Gráfico da carga versus tempo para um ciclo de fadiga, do corpo de prova A com 100% de preenchimento de material nacional.**

## 4.2 SEGUNDO ENSAIO: DEDOS IMPRESSOS

Depois dos testes realizados com a impressão de cinco dedos, apenas em três, os valores apresentados puderam ser avaliados sem comprometer a confiabilidade dos dados, devido à irregularidade nos dados apresentados. Desta forma, dos dados coletados nos ensaios, foram descartados os dos primeiros cinco minutos do início do ensaio, tempo em que a máquina de ensaios estabiliza seus movimentos. No intervalo da hora subsequente, fez-se uma avaliação em primeiro momento, nos últimos cinco minutos (Figura 29) e, posteriormente, nos últimos 10 segundos desta mesma hora, para uma melhor visualização da frequência de ciclagem, como apresentado nos gráficos da figura 30. Dos cinco dedos de prova impressos e ensaiados, dois foram descartados e considerados dedos de prova para juste dos parâmetros da máquina.



**Figura 29 – Gráfico dos últimos 5 min. de 1 hora, com amplitudes superiores a 80% da maior amplitude.**



**Figura 30 – Gráfico dos últimos 10 seg. de 1 hora, com amplitudes superiores a 80% da maior amplitude.**

A Tabela 9 apresenta os valores da inclinação da curva de regressão e mostra a variação da força durante os últimos cinco minutos do período de uma hora do teste, nos dedos avaliados, mostrando que não houve variação significativa nos parâmetros analisados.

<b>Tabela 9 – Inclinação da curva de regressão</b>	
<b>Dedo Impresso</b>	<b>Inclinação</b>
<b>1</b>	$1,2109 \times 10^{-7}$
<b>2</b>	$-1,9881 \times 10^{-6}$
<b>3</b>	$-4,143 \times 10^{-7}$

## 5. DISCUSSÃO

A impressão em 3D utilizando-se dois plásticos, sendo um rígido e outro elastomérico, já foi apresentada no trabalho de Moore e Williams (2012), quando fizeram ensaios para caracterização da fadiga, para avaliar a aderência entre os plásticos no objeto impresso. O que o difere deste trabalho é o processo de impressão, que utiliza a fotopolimerização conhecida como direct 3D e o tipo de ensaio realizado avalia apenas a força de aderência entre os materiais envolvidos.

Na avaliação dos corpos de prova do primeiro ensaio, pelos valores apresentados na tabela 5, de forma descritiva, os corpos de prova nacionais apresentaram uma carga média maior quando comparados aos importados para o mesmo estiramento. Da mesma forma, os corpos de prova nacionais apresentaram uma queda de carga média menor quando comparados aos importados, para o mesmo estiramento, sendo que estes materiais, se empregados na construção de próteses e órteses, terão resistência superior aos valores mínimos necessários para a segurança do produto. Se comparados com os valores de referência, 161N são equivalentes à aproximadamente 3,8Mpa nos corpos de prova descritos e estes foram submetidos a cargas e ciclos superiores aos suportados por um dedo de uma mão natural.

Os gráficos e dados coletados no ensaio nos corpos de prova, comprovaram algumas características do material elástico avaliado, como por exemplo: a fluência e a relaxação de tensão, pois na maioria dos corpos os valores de tensão diminuíram com o tempo, mostrando que quando o corpo de prova foi mantido sob deformação cíclica constante, a tensão para manter esta deformação diminui com o tempo (CANEVAROLO JR., 2002), fato comprovado pelas curvas de regressão linear apresentadas nos gráficos.

Nos dedos impressos, para os valores de referência utilizados, verificou-se que em todos os dedos que foram testados dentro do período de ciclagem analisado, não houve problemas de quebra, descolamentos ou outros que pudessem comprometer o funcionamento do dedo. Foi possível também observar nos gráficos gerados que os valores de inclinação para a curva de regressão são muito pequenos, havendo uma tendência de estabilidade dos valores apresentados, indicando que mesmo com a distensão do cabo trator utilizado nos ensaios, dentro do período de uma hora de testes equivalentes a 14400 ciclos, os dedos apresentaram-se sem alterações que prejudicassem o seu funcionamento,

considerando-se os valores de referência para utilização de próteses ativas do trabalho de Moore e Williams (2012).

Próteses de mão ativas estão disponíveis no mercado ao custo de dezenas de milhares de Reais. Próteses de mão passivas, utilizando software livre e modelos 3D disponíveis na Internet, já podem ser disponibilizadas em modelos mais simples por valores menos proibitivos, na ordem de centenas de Reais. O projeto apresentado neste trabalho pode ser utilizado para produzir estas mesmas próteses, com valores muito próximos do apresentado. Os materiais utilizados na construção de próteses utilizando-se a impressão em 3D podem ser reciclados, o que reforça o apelo ecológico de projetos desta natureza.

A metodologia apresentada neste estudo utilizou-se de uma impressora 3D com apenas um bico extrusor. Com isto se fez necessária a interrupção do processo de impressão para a substituição do filamento plástico. Em uma impressora 3D com dois bicos extrusores, o processo ficaria mais rápido e mais prático. Mas há de se levar em conta que a ideia inicial do projeto valoriza o baixo custo para a construção de próteses e órteses e sendo assim, considerando-se que é uma máquina de prototipagem rápida e o custo para agregar mais um bico extrusor e não levando em conta o tempo para a execução do trabalho, a impressora 3D utilizada atendeu às expectativas do projeto.

As tecnologias de impressão em 3D estão se tornando mais acessíveis a cada dia que passa. Podemos imaginar que em breve este equipamento será equiparado a uma impressora doméstica convencional, sendo um periférico de um computador em diversos lares, escritórios e consultórios, reduzindo ainda mais o custo da construção e manutenção de órteses e próteses, aumentando a acessibilidade e a socialização de diversos deficientes.

Segundo Shah (2002), padrões específicos para realização de testes de fadiga em plásticos e elastômeros termoplásticos estão sendo desenvolvidos e modificados constantemente. Apesar da padronização de vários métodos de ensaio, estes testes ainda enfrentam o problema de compreensão e interpretação dos dados obtidos, isto devido à natureza complexa dos procedimentos e a quantidade de organizações de teste. Neste contexto existem poucos estudos sobre ensaios de fadiga destes materiais, no contexto das impressões 3D, com os resultados publicados.

Com os ensaios realizados e pela facilidade na reconstrução de parte ou de toda a prótese, é esperado que a utilização dos materiais plásticos apresentados para produção de

próteses de mão, com o uso da tecnologia de impressão em 3D, possa ser empregada em próteses com a capacidade de pinça e garra a baixo custo, aumentando a inclusão social de uma quantidade maior de usuários.

Conforme o trabalho apresentado por Moore e Williams (2012), outros testes poderiam ser feitos no sentido de verificar a aderência entre os materiais plásticos utilizados para a construção de articulações, pois no início dos ensaios com os dedos impressos, verificou-se em testes preliminares para ajuste da máquina de ensaio que, com 135000 ciclos a parte rígida da falange medial descolou-se, devido à força exercida pelo cabo trator nesta região do dedo, sendo recomendável que na construção de articulações para próteses ou órteses, os dedos sejam impressos separados da região palmar da prótese da mão. E deste modo facilitando a substituição e reduzindo custos de manutenção, não sendo necessária para isso a reimpressão de toda a prótese de mão no caso de uma quebra de um dos dedos.

As impressoras 3D já estão chegando ao mercado nacional a um custo menos proibitivo e dentro em breve estará chegando à casa de todos nós como mais um periférico, a exemplo de impressoras, kits multimídia e outros acessórios. Neste contexto a produção de próteses com esta tecnologia traz inúmeras vantagens, facilitando a vida dos deficientes no que diz respeito à acessibilidade, pois terão próteses personalizadas a um custo muito mais baixo para produção e manutenção, rompendo a barreira das filas de espera em serviços públicos de saúde.

Entre as questões mais relevantes a serem levadas em consideração em construções de próteses de membro superior é que a funcionalidade, a má aparência cosmética e a baixa controlabilidade são fatores relevantes, sendo que segundo Carozza et al. (2006), entre trinta e cinquenta por cento dos pacientes que utilizam próteses, estes não as utilizam regularmente por acharem impossível efetuar tarefas das mais simples, como apreensão em pinça. De modo que a impressão 3D, pela facilidade de construção a baixo custo e com uma maior possibilidade de personalização do produto, poderá atender mais prontamente a esta demanda.



## 6. CONCLUSÃO

Os ensaios mecânicos realizados tanto nos corpos de prova quanto nos dedos impressos, demonstraram que a tecnologia e os materiais empregados para a construção de próteses e órteses indicam o atendimento às exigências com relação à segurança e a qualidade do produto. No primeiro ensaio em corpos de prova, vimos que o material elastomérico resiste aos esforços solicitados, dentro dos requisitos referenciados para próteses de mão e no segundo ensaio, confirmou-se que a composição dos dois plásticos pode ser perfeitamente utilizada para esta finalidade.

As normas para a produção de próteses e órteses ainda está evoluindo, mas não abordam diretamente a impressão em 3D, com relação às próteses externas ou extracorpóreas, pois novas tecnologias e materiais aparecem a cada dia, desta forma as novas tecnologias estarão sempre motivando o desenvolvimento de novos métodos de teste padrão. Os testes nos produtos já existentes são determinados pela duplicação dos métodos de ensaios realizados em materiais semelhantes. Com isso pelas normas e resoluções existentes o projeto apresentado neste trabalho atende aos requisitos das normas existentes tanto para os processos de fabricação quanto para os ensaios mecânicos.

Para a metodologia de impressão de articulações, levando-se em consideração que a construção de próteses humanas é personalizada, e que a produção de peças iguais em larga escala fica descartada, indica que este projeto possui orientação neste nicho de mercado, atendendo também aos objetivos propostos.

O desenvolvimento de uma máquina de ensaio mecânico, específica para a avaliação das articulações dos dedos impressos, foi também realizado dentro dos parâmetros esperados, tendo assim concluído o trabalho com a realização total dos objetivos propostos.

## 7. TRABALHOS FUTUROS

Alguns estudos acadêmicos mostram evidências da importância da integração do design industrial à engenharia, no projeto de produtos (BREFE, 2008) e a integração do design nos produtos é fundamental quando se pensa na comercialização. Na maioria dos projetos de próteses o que se pretende é atingir a excelência no que diz respeito à aparência e funcionalidade para que seja o mais próximo possível da mão natural. Neste sentido, já há uma integração entre design e engenharia, destaque deve ser dado ao Laboratório de Prototipagem – do Departamento de Desenho Industrial e ao Laboratório de Engenharia e Inovação – LEI, ambos da Universidade de Brasília, que trarão grande contribuição no desenvolvimento de produtos, em fatores considerados críticos e fundamentais em trabalhos futuros.

Com relação à captura da imagem por escaneamento, considerando a personalização das próteses e órteses, sugere-se que seja utilizada a tecnologia do Kinect<sup>®</sup>, sendo que durante os estudos para a concepção das próteses e órteses, foram feitos alguns testes para a geração da imagem tridimensional a partir do escaneamento com Kinect<sup>®</sup>, em que os resultados demonstraram que, o uso desta tecnologia, irá facilitar o trabalho para a geração da imagem tridimensional inicial para depois de customizada, ser enviada para a impressão em 3D.

Utilizando-se desta mesma tecnologia do escaneamento e da impressão em 3D, já é possível moldar, por exemplo, palmilhas ortopédicas personalizadas com a utilização de diferentes tipos de plásticos moldáveis.

A próxima etapa do trabalho consiste em iniciar o experimento clínico, mediante aprovação em comitê de ética, de próteses ou órteses construídas em impressoras 3D, aplicados em indivíduos sujeitos a utilização destes dispositivos.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVES, D. C. C. **Aspectos ergonômicos relevantes para a concepção de tecnologia assistiva** : órteses de membros inferiores [s.l.] Universidade do Minho, 2012.

ARDUINO SA. **Arduino UNO Overview**. Disponível em: <<http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>>. Acesso em: 20 dez. 2013.

ASTM D638. **Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics**. Annual ed. West Conshohocken, PA.: ASTM International, 2010.

ASTM E606. **Standard Practice for Strain-Controlled Fatigue Testing**. Annual ed. West Conshohocken, PA.: ASTM International, 2004.

BARROSO, P. N. **Nova Órtese de Extensão de Punho e Abduçora de Polegar para Crianças com Paralisia Cerebral: Avaliação de Suas Contribuições para o Incremento da Funcionalidade Manual**. [s.l.] Universidade Federal de Minas Gerais, 2010.

BEAL, V. E. **Avaliação do uso de insertos obtidos por estereolitografia na moldagem de pós metálicos por injeção**. [s.l.] Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC, 2002.

BOWYER, A. **RepRap.org**. Disponível em: <<http://reprap.org/wiki/RepRap>>.

BREFFÉ, M. L. P. **Estudo sobre a integração entre design industrial e engenharia no processo de desenvolvimento de produtos em empresas brasileiras de pequeno porte**. [s.l.] Universidade de São Paulo, 2008.

BURDEN, R. L. ; FAIRES, J. D. **Análise Numérica**. 8<sup>a</sup>. ed. [s.l.] CENGAGE Learning, 2008. p. 736

CANEVAROLO JR., S. V. **Ciência dos Polímeros - Um texto básico para tecnólogos e engenheiros**. 1<sup>a</sup>. ed. São Paulo: [s.n.]. p. 139 – 168

CARREIRA, H. et al. FORÇA DA PREENSÃO DA MÃO NUMA AMOSTRA DE CRIANÇAS Dos 11 aos 14 Anos. **Acta Médica Portuguesa**, p. 811–818, 2010.

CARVALHOSO, P. I. DE A. **Finalização de máquina para ensaios de delaminação sob fadiga**. [s.l.] Universidade de Aveiro - Portugal, 2012.

CELENTANO, C. G. J. T. D. Caracterización mecánica de materiales termoplásticos de uso en componentes de refrigeradores. **Anais: 3º Congreso Internacional en Ciencia y Tecnología de Metalurgia y Materiales**, n. 4, p. 298–301, 2003.

CORREA, C.; YAMAKAWA, R.; JR, E. H. Determinação de Temperatura de Transição Dúctil-frágil de Plásticos Através de Testes de Impacto Instrumentado. **Polímeros: Ciência e ...**, v. 9, p. 76–84, 1999.

CURA, V. DE O. DEL. **Acionamento e Controle de Dedo de uma Prótese para Membro Superior com Realimentação Proprioceptiva de Força e Temperatura.** [s.l.] Universidade de São Paulo, 2005.

ESTIVALET, P. S. **Avaliação dos movimentos de punho e de mão na atividade de cromagem de cilindros de uma empresa do vale do rio dos sinos - rs.** [s.l.] Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2004.

FILAMENTOS 3D BRASIL. **Dados Técnicos do Filamento Plástico em ABS.** Disponível em: <<http://www.filamentos3dbrasil.com.br/dados-tecnicos-abs/>>.

FRANK H. NETTER. **Atlas de Anatomia Humana.** 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2000. p. 319

GARCIA, I. G. **FilaFlex Safety Data Sheet.** Los Vientos - Spain: Recreus, 2013.

HODGKINSON, J. M. **Mechanical testing of advanced fibre composites.** [s.l.] Woodhead Publishing Limited, 2000.

JUNIOR, A. S. **Análise Comparativa entre os Processos de Prototipagem Rápida na Concepção de novos Produtos: Um Estudo de Caso para Determinação de Processo mais Indicado.** [s.l.] Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 2008.

KLEIN, A. N. **Introdução a Engenharia de Materiais.** Florianópolis - Santa Catarina: [s.n.]. Disponível em: <[http://emc5711.klein.prof.ufsc.br/Propriedades\\_basicas.pdf](http://emc5711.klein.prof.ufsc.br/Propriedades_basicas.pdf)>.

KUMAR, A.; GUPTA, R. K. **Fundamentals of Polimer Engineering.** Second Edi ed. New York: Marcel Dekker, Inc., 2003.

KURIKI, H. U. et al. Análise Comparativa do Padrão Eletromiográfico de Músculos do Antebraço de Pacientes Hemiplégicos. **Anais do XII Congeso Brasileiro de Biomecânica**, v. 1, p. 1–6, 2007.

LEI Nº 7.853 DE 24/10/1989. **Estatuto do Portador de Deficiência.** Presidência da República do Brasil, , 1989. Disponível em: <[http://www.planalto.gov.br/ccivil\\_03/leis/17853.htm](http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/leis/17853.htm)>

MORAIS, W. A. DE; JÚNIOR, H. D. S. Fadiga nos aços estruturais. **Revista do Aço**, dez. 2013.

OMS - ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. **Classificacao Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saude: CIF.** São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo – EDUSP, 2003.

OMS - ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. **Relatório Mundial sobre a Deficiência.** São Paulo: Banco Mundial, 2012. p. 334p.

PASTRE, C. M. et al. Fisioterapia e amputação transtibial. **Revista Arquivos de Ciências da Saúde**, v. 12, n. 2, p. 120–124, 2005.

PATSKO, L. F. **Tutorial Montagem da Ponte H**. Disponível em: <[http://www.maxwellbohr.com.br/downloads/robotica/mec1000\\_kdr5000/tutorial\\_eletronica\\_-\\_montagem\\_de\\_uma\\_ponte\\_h.pdf](http://www.maxwellbohr.com.br/downloads/robotica/mec1000_kdr5000/tutorial_eletronica_-_montagem_de_uma_ponte_h.pdf)>. Acesso em: 15 abr. 2014.

SANCHES, M. A. A. **Sistema Microcontrolado para Medição de Forças na Região Plantar e nos Membros Superiores de Pacientes**. [s.l.] Universidade Estadual Paulista, 2007.

SHAH, V. **Handbook of Materials Selection**. Brea, California: John Wiley & Sons, Inc., New York, 2002. p. 547 – 590

SISQUINI, G. R. **Vida Residual de Estruturas Oceânicas**. [s.l.] Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2001.

STARK, G. Physiologic Function and Prosthetic Emulation of the Human Hand. **The Academy Today - Advancing Orthotic and Prosthetic Care Through Knowledge**, v. 10, n. 1, 2014.

TODD GRIMM. **User's Guide to Rapid Prototyping**. Dearborn, Michigan: Society of Manufacturing Engineers, 2004.

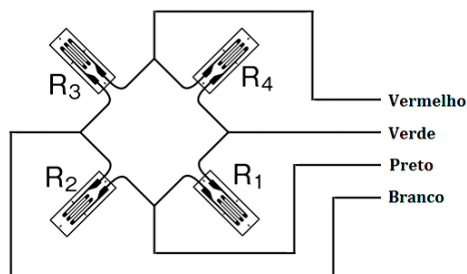
VARÓN, D. J. et al. Estudio, Análisis y Clasificación de Elastómeros Termoplásticos. **Revista de investigación**, p. 1–22, 2012.

## ANEXOS

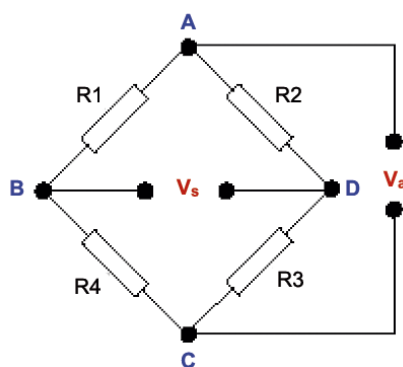
### ANEXO 1: DETALHES TÉCNICOS DA MÁQUINA DE ENSAIO MECÂNICO – 2º ENSAIO

#### Célula de Carga

As células de carga são utilizadas como transdutores de força que ao sofrerem deformação no regime elástico, mesmo que pequena esta deve ser suficiente para gerar um sinal de saída linear e compatível com a carga aplicada. O princípio de funcionamento é baseado na variação ôhmica sofrida em um sensor denominado extensômetro elétrico, que converte a força ou peso em sinal elétrico. Os extensômetros elétricos de resistência são ligados entre si através de uma ponte de Wheatstone equilibrada (Figura 31). Uma vez identificada a variação ôhmica dos extensômetros elétricos é possível, através de relações de calibração e dados fornecidos pelo fabricante da célula de carga, avaliar as tensões e as forças a que a mesma está submetida (CARVALHOSO, 2012).



**Figura 31:** Representação da ponte de Wheatstone com extensômetros, em uma célula de carga. (CARVALHOSO, 2012)



**Figura 32:** Ponte de wheatstone (Fonte: Autor).

A ponte de Wheatstone é o circuito mais usado para a ligação dos extensômetros. Este circuito permite eliminar a influência da temperatura no extensômetro (CARVALHOSO, 2012).

Considerando a Figura 32, na qual R1, R2, R3 e R4, são extensômetros com o mesmo valor de resistência, sendo este circuito alimentado por uma tensão constante  $V_a$ , a tensão de saída  $V_S$  pode ser obtida conforme mostrado a seguir.

A tensão entre os pontos A e B é:

$$V_{AB} = \frac{R_1}{R_1 + R_4} V_a \quad (5)$$

E entre A e D:

$$V_{AD} = \frac{R_2}{R_2 + R_3} V_a \quad (6)$$

Sabe-se que a tensão de saída  $V_S$  é a diferença de potencial entre  $V_{AB}$  e  $V_{AD}$ , portanto:

$$V_S = V_{AB} - V_{AD} \quad (7)$$

Substituindo (5) e (6) em (7):

$$V_S = \frac{(R_1 R_3) - (R_2 R_4)}{(R_1 R_4)(R_2 R_3)} V_a$$

Admitindo-se que é uma ponte balanceada, temos que:

$$R_1 = R_2 = R_3 = R_4$$

Conseqüentemente, a saída  $V_S$  da ponte será nula. Neste caso não houveram deformações na célula de carga, não causando variação resistiva. Assim, não há diferença de potencial entre os terminais  $V_{AB}$  e  $V_{AD}$ .

Supondo que haja uma variação de resistência  $R$  devido à deformação, cada extensômetro terá um acréscimo  $dR$  de resistência:

$$R_1 + R = dR_1$$

$$R_2 + R = dR_2$$

$$R_3 + R = dR_3$$

$$R_4 + R = dR_4$$

Sendo que para deformações de tração  $dR > 0$ , para compressão  $dR < 0$  (SANCHES, 2007).

A amplificação do sinal proveniente da célula de carga foi realizada com a utilização de um circuito integrado, modelo INA 118 (Anexo 9), fabricado pela empresa Burr-Brown®, que tem incorporado um amplificador instrumental com ganho ajustável. A figura 33 ilustra a imagem e a estrutura interna deste componente com seu diagrama básico de ligações.

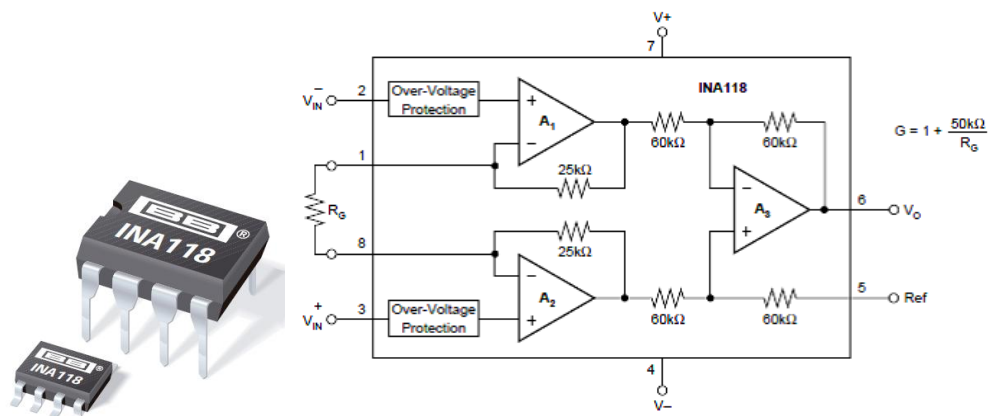


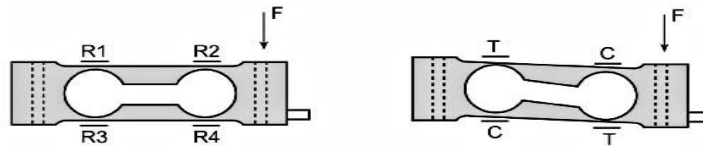
Figura 33: INA 118 - Foto e Diagrama. (Fonte: INA118 Datasheet)

A célula de carga foi amplificada com um ganho de aproximadamente 900 vezes com a utilização de um amplificador instrumental, neste caso o INA 118. A resistência  $R_G$ , responsável pelo ganho de 900 vezes no sinal de entrada, é uma resistência de 56 Ohm, ligada entre os pinos 1 e 8 do INA 118, como se pode ver no esquema elétrico do Anexo 9. O ganho é calculado através da equação  $G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G}$ , onde  $G$  é o ganho de sinal.

No INA 118 é efetuada a amplificação do sinal de saída da célula de carga. A entrada dos poucos milivolts (mV) gerados pela célula de carga faz-se nos pinos 2 e 3 do INA 118, enquanto que a saída da tensão amplificada, 0 a 5 V, é efetuada através dos pinos 6 e 7, que posteriormente são conectados respectivamente à entrada analógica A0 e a referência (GND) do Arduino.

As células de carga utilizadas são do tipo transdutor de força, composta por duas vigas bi-engastadas (Figura 34). Detalhes técnicos sobre a célula de carga encontram-se no Anexo 3.





**Figura 34:** Transdutor de força composto por duas vigas bi-engastadas, onde R1, R2, R3 e R4 são as resistências dos extensores e na outra figura, T= tração, C= compressão e F a força aplicada. (CARVALHOSO, 2012)



**Figura 35:** Célula de Carga. (Fonte: Autor)

Ambos os dispositivos, célula de carga e INA 118, foram alimentados na saída de tensão de 5V do circuito do microcontrolador Arduino UNO que apresentamos a seguir.

### Arduino Uno Rev3

O Arduino é uma plataforma de prototipagem eletrônica de código aberto (*open-source*) baseada em uma placa com entradas e saídas digitais e analógicas (Figura 36). O código a ser embarcado deve estar no formato “.ino”, e utiliza código na linguagem C/C++. Com o Arduino é possível desenvolver mecanismos interativos autônomos, além disso, existe a possibilidade de ser conectado a um computador com software IDE o qual é utilizado para programar o microcontrolador do Arduino (exemplo: Flash, Processing). O ambiente de desenvolvimento integrado Arduino IDE (*Integrated Development Environment*) de código aberto conta com uma interface gráfica simples e intuitiva e pode ser obtido gratuitamente, estando disponível também para vários sistemas operacionais no site de internet do fabricante (ARDUINO SA, [s.d.]).



**Figura 36:** Arduino Uno Rev3.

O Arduino Uno Rev3 é composto por uma placa de circuitos impressos que utiliza o microcontrolador ATmega 328. Esta versão possui 14 entradas/saídas digitais (das quais seis podem ser usadas como saídas PWM - *Pulse With Modulation*), seis entradas analógica, um cristal oscilador de 16 MHz, conexão USB, uma entrada para fonte de alimentação, um conector ICSP (*In Circuit Serial Programming header*) e um botão de reset. O Arduino pode receber sinais de vários sensores eletrônicos e processar as informações para controlar motores, luzes, servo-motores e outros tipos de atuadores e para utilizar as funções do microcontrolador do Arduino, basta conectá-lo a um computador via cabo USB ou ligar a uma fonte DC (que pode ser uma bateria). O Arduino Uno Rev3 apresenta as seguintes características:

- Tamanho: 5.3x6.8x1.0 cm;
- Microcontrolador: ATmega328;
- Tensão de operação: 5V;
- Tensão de entrada (recomendada): 7-12V;
- Tensão de entrada (limites): 6-20V;
- Pinos de entrada/saída digitais: 14 (6 com saída PWM);
- Pinos de entrada analógica: 6;
- Corrente DC por pino entrada/saída: 40 mA;
- Corrente DC para o pino de 3.3V: 50 mA;
- Memória Flash: 32 kB (ATmega328), sendo 0.5 kB usados pelo bootloader;
- SRAM: 2 kB (ATmega328);
- EEPROM: 1 kB (ATmega328);
- Frequência de clock: 16 MHz.

Os 14 pinos digitais do Arduino Uno podem ser usados como entrada ou saída, através das funções `pinMode()`, `digitalWrite()` e `digitalRead()`, operando a 5V. O Arduino possui também entradas analógicas, identificadas de A0 a A5, cada uma com 10 bits de resolução (ou seja  $2^{10} = 1024$  valores diferentes). Possibilita várias formas de comunicação com um computador, com outro Arduino ou outros microcontroladores (ARDUINO SA, [s.d.]). Detalhes do esquema eletrônico do Arduino no Anexo 2.

### **Motor Corrente Contínua (DC)**

Ao ligarmos um motor DC (*Direct Current*) em uma fonte de tensão, que pode ser uma bateria, observamos que ela gira com velocidade constante em uma única direção. Para alterarmos o sentido de rotação do motor, basta apenas que invertamos os terminais do motor. Para que não seja necessário fazer esta operação manualmente, utilizamos uma ponte H. A ponte H é um dos circuitos mais importantes na elaboração de sistemas automatizados. Constitui-se de quatro chaves mecânicas ou eletrônicas, utilizando-se de

relês ou transistores, posicionadas de maneira que formam a letra “H”, devido a distribuição dos componentes em que cada chave localizam-se em um extremo com o motor ao centro (Figura 37). A inclusão da Ponte H no circuito da máquina de ensaio mecânico deveu-se a facilidade na conexão, no melhor controle do sentido de rotação do motor DC e para sincronizar o motor DC à leitura dos dados gerados pela célula de carga, a exibição dos valores de força e tempo apresentados (PATSKO, 2006).

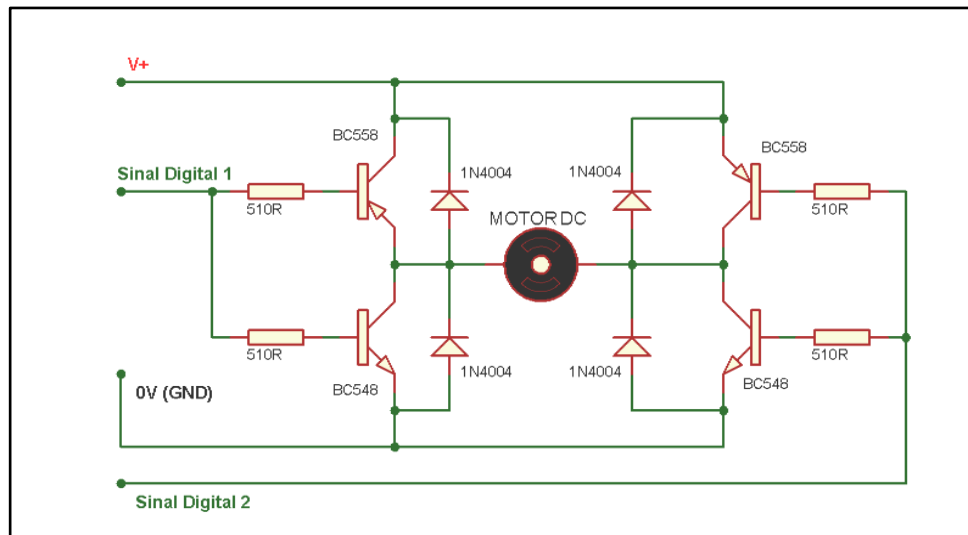


Figura 37: Diagrama da Ponte H.



Figura 38: Motor Pittiman com caixa de redução. (Fonte: Autor)

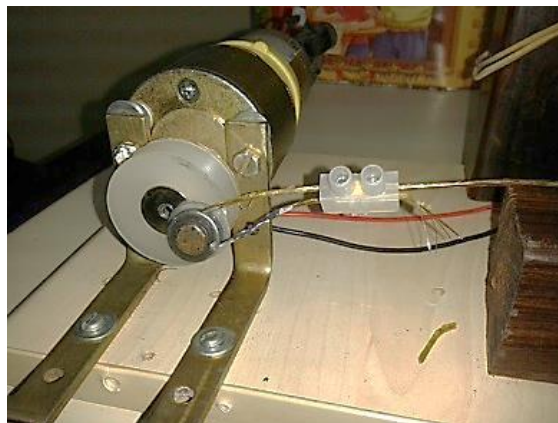


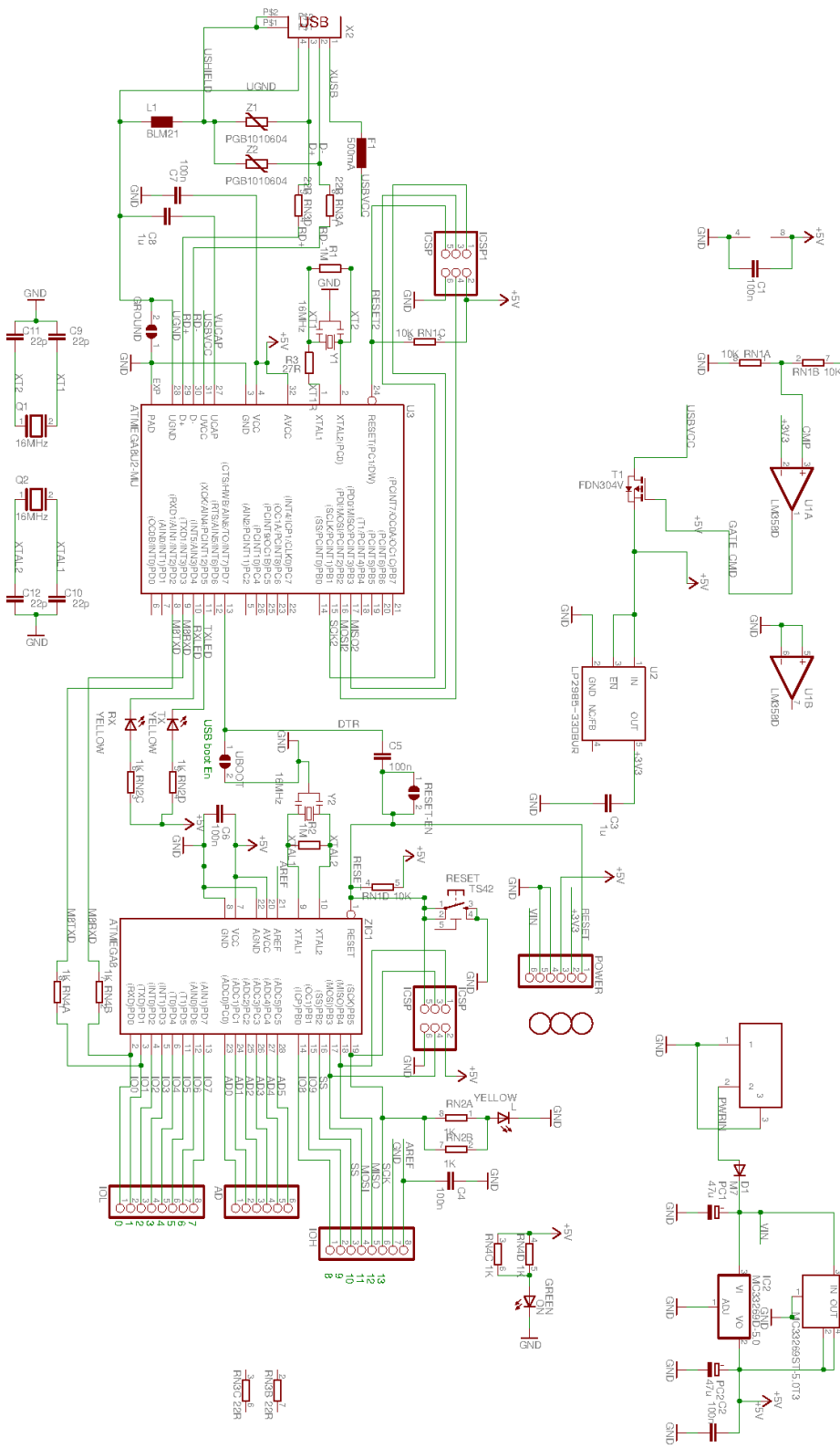
Figura 39: Detalhe do motor com a polia e cabo de tração no eixo excêntrico já fixados. (Fonte: Autor)

Devido ao diâmetro do eixo de saída do motor DC (Figura 38) ter uma medida menor que o da polia plástica acoplada ao motor (Figura 39), foi necessária a colocação de uma interface metálica para a fixação da mesma, além disso, verificada a dificuldade de se ajustar a velocidade de oscilação para se conseguir a frequência do movimento necessária, optou-se por acrescentar um eixo excêntrico, fazendo com que o motor girasse em um único sentido, mas com uma amplitude de oscilação constante, em que esta amplitude fica ajustada para que o dedo alcance o ângulo de 90° com a horizontal, fazendo a força de compressão na célula de carga. O cabo de tração utilizado para conectar o dedo ao motor DC é confeccionado em aço revestido e suporta uma carga de até 236N/mm<sup>2</sup>, tendo sua descrição detalhada no Anexo 4. A descrição mais detalhada do motor encontra-se no Anexo 5, sendo que trata-se de um motor da Marca Pittiman, com carga máxima de 4,961 Kg/cm, velocidade máxima sem carga de 1043 rpm, alimentação de 12V, Amperagem sem carga de 0,33A e com carga máxima de 14,5A. A organização do hardware da máquina de ensaio mecânico pode ser vista na figura 28.

# ANEXO 2: DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DO ARDUINO UNO

## Arduino™ UNO Reference Design

Reference Design ARE PROVIDED "AS IS" AND WITH ALL FAULTS. ARDUINO DISCLAIMS ALL OTHER WARRANTIES, EXPRESS OR IMPLIED, REGARDING PRODUCTS, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO, ANY IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY OR FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE. Arduino may make changes to specifications and product descriptions at any time without notice. The Customer must not use the Reference Design for any product that is sold or distributed by Arduino. Arduino is not responsible for any damage or liability arising from these or future definitions and shall have no responsibility whatsoever for conflicts or incompatibilities arising from future changes to them. The product information on the Web Site or Materials is subject to change without notice. Do not finalize a design with this information.



## ANEXO 3: CÉLULA DE CARGA

### Single Point Load Cell



#### Quick Details

<b>Place of Origin:</b>	Jiangsu China (Mainland)	<b>Brand Name:</b>	Silvanus	<b>Model Number:</b>	PX5
<b>Usage:</b>	Pressure Sensor	<b>Theory:</b>	Resistance Sensor	<b>Output:</b>	Analog Sensor
<b>Material:</b>	Aluminum	<b>Capacity:</b>	200g ~ 10kg	<b>Sensitivity:</b>	1.0±0.1/2.0±0.1mV/V
<b>Working Temperature:</b>	-30~+70°C	<b>Protection Class:</b>	IP65	<b>Eccentric error:</b>	0.03%F.S
<b>Cable length:</b>	250mm	<b>Max platform size:</b>	200X200	<b>Recommend Excitation:</b>	10~12V
<b>Maximum Excitation:</b>	15V DC				

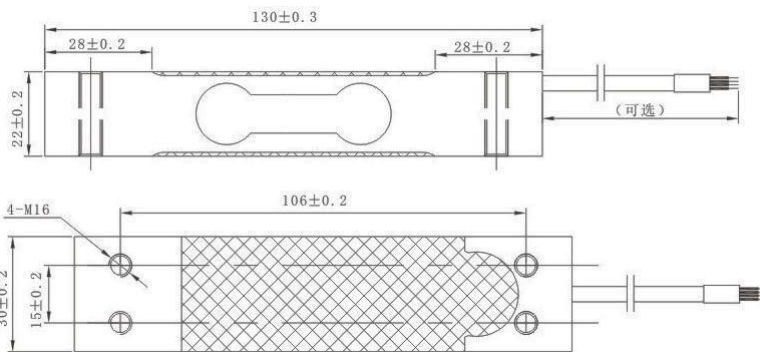
#### Packaging & Delivery

**Packaging Detail:** as customer's requirement

**Delivery Detail:** 7~20days

#### Specifications

1. Double holes cantilever beam structure
2. Temperature compensated and four corners adjusted
3. Quality warranty



#### Features:

Aluminum-alloy;  
Colorless anodized;  
Glue sealed.

#### Applications:

Electon records the seales/records the hearyscalesetc;  
Recommended platform size:250X350mm.

**Parameters:**

Rated Load(kg):10kg;  
Size: 13cm in length; 3cm in width; 2.2cm in height;  
Precision:0.02;  
Composition Error(%FS):0.03;  
Rated Output(mv/v): $2\pm 0.1$ ;  
Non-linearity(%FS):0.03;  
Hysteresis(%FS):0.03;  
Repeatability:(%FS):0.01;  
Creep(%FS/30min):0.02;  
Zero Balance(%FS): $\pm 1$ ;  
Input Resistance( $\Omega$ ): $405\pm 6$ ;  
Output Resistance( $\Omega$ ): $350\pm 3$ ;  
Insulation Resistance(M $\Omega$ ) $\geq 5000$ (100VDC);  
Excitation Voltage(V):9-12VDC;  
Compensated temp.Range( $^{\circ}$ C):-10—+40;  
Use Temp.Range( $^{\circ}$ C):-35—+65;  
Temp.Effect on Zero(%FS/10 $^{\circ}$ C):0.03;  
Temp.Effect on Span(%FS/10 $^{\circ}$ C):0.03;  
Safe Overload(%FS):120;  
Ultimate Overload(%FS):150;  
Defend Grade:IP65;  
Cable:Shielding Cable( $\Phi 5$ )

**Wiring Schematic Diagram:**

Red: + (input);  
White: - (output);  
Black: - (input);  
Green: +(output).



# ANEXO 4: CABO DE TRAÇÃO

## CABOS DE AÇO



BITOLA		TABELA DE PESO				TABELA I.P.S.				TABELA E.I.P.S.			
DIÂMETRO		PESO EM kg POR METRO LINEAR				CARGAS DE RUPTURA RESISTÊNCIA 1.770 N/mm <sup>2</sup> (IPS) em kgf				CARGAS DE RUPTURA RESISTÊNCIA 1.960 N/mm <sup>2</sup> (EIPS) em kgf			
Pol.	mm	6X7		6X19 - 6X36		6X7		6X19 - 6X36		6X7		6X19 - 6X36	
		AF / AFA	AA / AACI	AF / AFA	AA / AACI	AF / AFA	AA / AACI	AF / AFA	AA / AACI	AF / AFA	AA / AACI	AF / AFA	AA / AACI
1/16"	1,59	0,012	0,013			151	163			167	181		
5/64"	1,99	0,014	0,015			236	255			261	283		
3/32"	2,38	0,019	0,021			340	367			376	407		
1/8"	3,18	0,034	0,037			604	653			669	723		
5/32"	3,97	0,054	0,061			944	1.021			1.045	1.130		
3/16"	4,76	0,078	0,086	0,09	0,10	1.359	1.469	1.351	1.457	1.505	1.627	1.496	1.613
1/4"	6,35	0,140	0,154	0,16	0,17	2.416	2.613	2.402	2.591	2.676	2.893	2.659	2.869
5/16"	7,94	0,221	0,244	0,24	0,27	3.778	4.085	3.755	4.051	4.183	4.523	4.158	4.486
3/8"	9,53	0,310	0,341	0,35	0,39	5.442	5.885	5.409	5.836	6.026	6.517	5.990	6.462
7/16"	11,10	0,430	0,473	0,48	0,52	7.383	7.983	7.339	7.917	8.176	8.840	8.126	8.767
1/2"	12,70	0,570	0,627	0,63	0,68	9.665	10.451	9.607	10.364	10.702	11.573	10.638	11.476
9/16"	14,30	0,710	0,781	0,79	0,88	12.254	13.250	12.180	13.139	13.569	14.672	13.487	14.550
5/8"	15,90	0,880	0,968	0,98	1,07	15.149	16.381	15.058	16.244	16.775	18.139	16.674	17.988
3/4"	19,10	1,250	1,380	1,41	1,55	21.860	23.638	21.729	23.441	24.207	26.176	24.061	25.957
7/8"	22,20	1,710	1,880	1,92	2,11	29.532	31.934	29.354	31.667	32.702	35.362	32.505	35.066
1"	25,40	2,230	2,450	2,50	2,75	38.660	41.804	38.427	41.454	42.810	46.291	42.552	45.904
1.1/8"	28,60			3,17	3,48			48.719	52.557			53.949	58.199
1.1/4"	31,80			3,91	4,30			60.231	64.977			66.697	71.951
1.3/8"	34,90			4,73	5,21			72.547	78.262			80.334	86.664
1.1/2"	38,00			5,63	6,19			86.007	92.783			95.239	102.743

Obs: O valor do peso é referencial, podendo variar em função da tolerância do passo do cabo de aço.

Fonte: NBR ISO 2408:2008

TIPOS DE CONSTRUÇÃO	6X7+AF 1+6	6X19+AF Seale 1+9+9	6X25+AF Filler 1+6+6+12	6X36+AACI Warrington Seale 1+7+(7+7)+14	6X41+AF Warrington Seale 1+8+(8+8)+16

Construção	RESISTÊNCIA DOS FIOS COMPONENTES		
	Min. Max.	Flexibilidade Resistência à Abrasão	Max. Min.
6X7			
6X19 Seale			
6X25 Filler			
6X41 Warrington - Seale			

### RELAÇÃO DO TIPO DE CABO E DIÂMETRO DA POLIA OU TAMBOR

Tipo de Cabo	Diâmetros Recomendados	Diâmetros Mínimos
6X7	72xØ do Cabo	42xØ do Cabo
6X19 SEALE	51xØ do Cabo	34xØ do Cabo
6X25 FILLER	39xØ do Cabo	26xØ do Cabo
6X41 W-S	31xØ do Cabo	20xØ do Cabo

Obs: Nota-se que o uso de diâmetros maiores que os acima recomendados, só podem trazer benefícios para a vida útil do Cabo de Aço.

### TIPOS DE SERVIÇOS X FATOR DE SEGURANÇA

Aplicações	Fator de Segurança
Cabos estáticos	3 a 4
Cabo para tração no sentido horizontal	4 a 5
Guinchos, guindastes, escavadeiras	5
Pontes rolantes	6 a 8
Talhas elétricas e outras	7
Guindastes estacionários	6 a 8
Laços	5 a 6
Elevadores de obra	8 a 10
Elevadores de passageiro	12

### A - CARGAS DE TRABALHO E FATORES DE SEGURANÇA

Carga de trabalho é a massa máxima que o cabo está autorizado a sustentar. A carga de trabalho de um cabo de uso geral, especialmente quando ele é movimentado, não deve, via de regra, exceder a um quinto da carga de ruptura mínima efetiva do mesmo. O fator ou índice de segurança é a relação entre a carga de ruptura mínima efetiva do cabo e a carga aplicada. Um fator de segurança adequado garante:

- Segurança da operação, evitando rupturas;
- Duração do cabo e, conseqüentemente, economia.

### Tipos de Alma (parte interna do Cabo de Aço)

AF (Alma de Fibra Natural - Ex: Sisal)	MAIOR FLEXIBILIDADE e MENOR RESISTÊNCIA À TRAÇÃO
AFA (Alma de Fibra Artificial - Ex: Polietileno)	MAIOR RESISTÊNCIA À TRAÇÃO
AA (Alma Constituída por uma Perna)	MAIOR FLEXIBILIDADE e MENOR RESISTÊNCIA À TRAÇÃO
AACI (Alma Constituída por um Cabo Independente)	MAIOR RESISTÊNCIA À TRAÇÃO

Acabamento dos Cabos: Polidos, Galvanizados, Inoxidáveis e Revestidos

### Categoria de Resistência à Tração de Cabos de Aço e Arames

DENOMINAÇÃO AMERICANA	RESISTÊNCIA À TRAÇÃO (N/mm <sup>2</sup> )	CABOS DE AÇO	ARAMES
P.S. (Flow Steel)	1.570	1.370 a 1.770	
I.P.S. (Improved Flow Steel)	1.770	1.570 a 1.960	
E.I.P.S. (Extra Improved Flow Steel)	1.960	1.770 a 2.160	
E.E.I.P.S. (Extra Extra Improved Flow Steel)	2.160	1.960 a 2.160	

### Tolerância no Diâmetro do Cabo de Aço

Norma	Ø Cabo de Aço	Tolerância (%)
NBR ISO 2408 (mm)	2 ≤ Ø < 4	0 a +8
	4 ≤ Ø < 6	0 a +7
	6 ≤ Ø < 8	0 a +6
	≥ 8	0 a +5
API SPEC 9A	Ø (mm)	-1 a +4
	Ø (pol)	0 a +5

### TOLERÂNCIA DOS CANAIS DE POLIAS E TAMBORES

Diâmetro Nominal do Cabo de Aço (polegadas)	Folga Mínima do Diâmetro do Canal Antes da Substituição ou Usinagem da Polia ou dos Tambores	Folga Máxima para Canais Novos ou Usinados
1/4" a 5/16"	1/64"	1/32"
3/8" a 3/4"	1/32"	1/16"
13/16" a 1.1/8"	3/64"	3/32"
1.3/16" a 1.1/2"	1/16"	1/8"

### INSPEÇÃO DOS CABOS DE AÇO EM USO

- 1- Determinação do trecho crítico;
- 2- Perda do diâmetro, máximo admissível para cabos com 6 pernas de 6 a 8%;
- 3- Verificação do número de fios partidos, para cabos com 6 pernas: 6 arames partidos em um comprimento de 6 vezes o diâmetro do cabo (não mais que 3 arames partidos na mesma perna);
- 4- Verificação do desgaste por abrasão nos arames externos;
- 5- Verificação de corrosão;
- 6- Verificação de deformação ou amassamento ao longo do cabo.

Os cabos de aço da SIVA, são identificados por um fitilho vermelho com a marca SIVA em sua parte interna.





# ANEXO 5: MOTOR DC



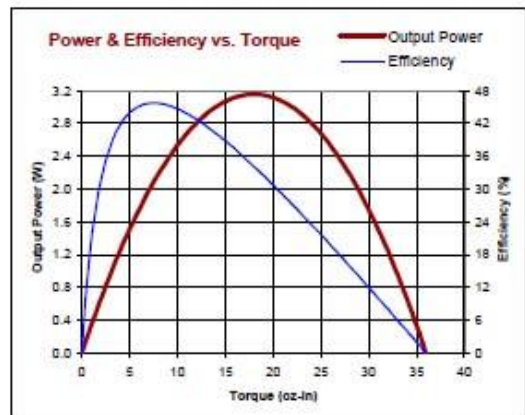
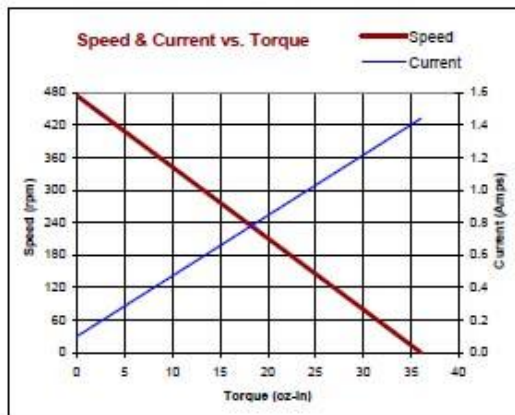
## GM9413-1

Lo-Cog® DC Gearmotor

Assembly Data	Symbol	Units	Value	
Reference Voltage	E	V	12	
No-Load Speed	$S_{NL}$	rpm (rad/s)	474	(49.6)
Continuous Torque (Max.) <sup>1</sup>	$T_C$	oz-in (N-m)	15	(1.1E-01)
Peak Torque (Stall) <sup>2</sup>	$T_{PK}$	oz-in (N-m)	36	(2.5E-01)
Weight	$W_M$	oz (g)	14.9	(422)
Motor Data				
Torque Constant	$K_T$	oz-in/A (N-m/A)	5.60	(3.95E-02)
Back-EMF Constant	$K_E$	V/krpm (V/rad/s)	4.14	(3.95E-02)
Resistance	$R_T$	$\Omega$	8.33	
Inductance	L	mH	6.17	
No-Load Current	$I_{NL}$	A	0.10	
Peak Current (Stall) <sup>2</sup>	$I_P$	A	1.44	
Motor Constant	$K_M$	oz-in/vW (N-m/vW)	1.94	(1.37E-02)
Friction Torque	$T_F$	oz-in (N-m)	0.50	(3.5E-03)
Rotor Inertia	$J_M$	oz-in-s <sup>2</sup> (kg-m <sup>2</sup> )	3.9E-04	(2.8E-06)
Electrical Time Constant	$\tau_E$	ms	0.74	
Mechanical Time Constant	$\tau_M$	ms	14.7	
Viscous Damping	D	oz-in/krpm (N-m-s)	0.011	(7.6E-07)
Damping Constant	$K_D$	oz-in/krpm (N-m-s)	2.8	(1.9E-04)
Maximum Winding Temperature	$\theta_{MAX}$	°F (°C)	311	(155)
Thermal Impedance	$R_{TH}$	°F/watt (°C/watt)	66.4	(19.1)
Thermal Time Constant	$\tau_{TH}$	min	11.1	
Gearbox Data				
Reduction Ratio			5.9	
Efficiency			0.81	
Maximum Allowable Torque		oz-in (N-m)	175	(1.24)
Encoder Data				

- Included Features**
- 2-Pole Stator
  - Ceramic Magnets
  - Heavy-Gauge Steel Housing
  - 7-Slot Armature
  - Silicon Steel Laminations
  - Stainless Steel Shaft
  - Copper-Graphite Brushes
  - Diamond Turned Commutator
  - Motor Sleeve Bearings
  - Output Sleeve Bearing
  - Standard Gears
- Customization Options**
- Alternate Winding
  - Sleeve or Ball Bearings
  - Modified Output Shaft
  - Custom Cable Assembly
  - Special Brushes
  - EMI/RFI Suppression
  - Alternate Gear Material
  - Special Lubricant
  - Optional Encoder
  - Fail-Safe Brake

<sup>1</sup> - Specified at max. winding temperature at 25°C ambient without heat sink. <sup>2</sup> - Theoretical values supplied for reference only.



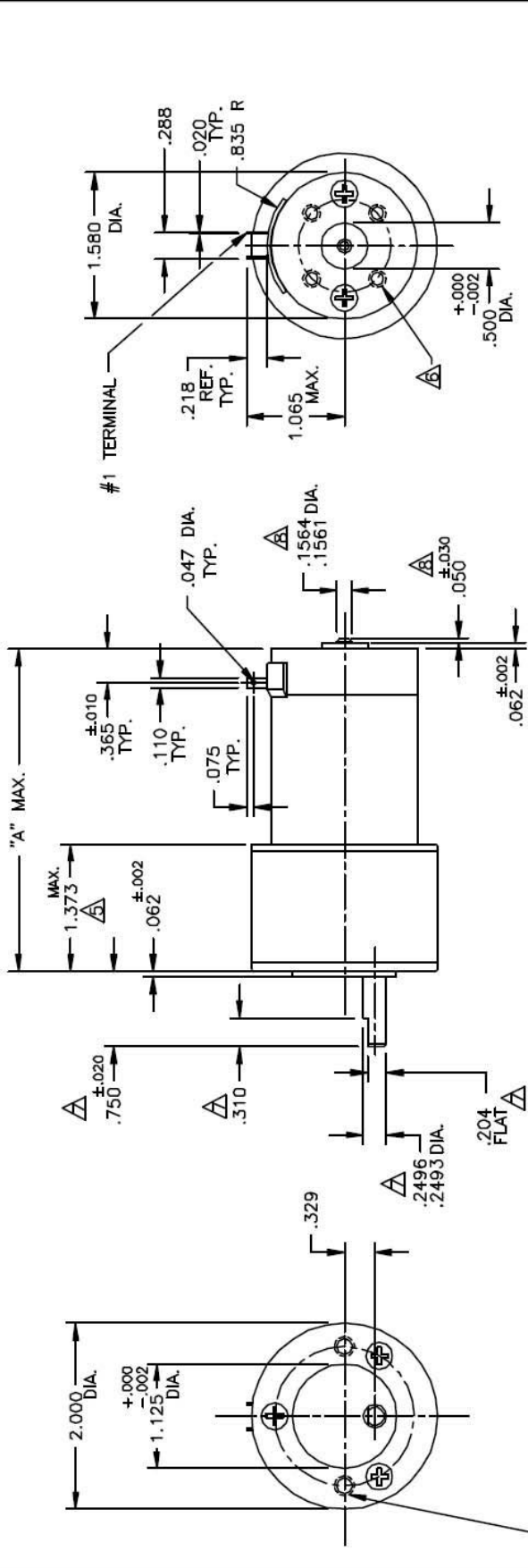
All values are nominal. Specifications subject to change without notice. Graphs are shown for reference only.

© 2001 Pittman.

PITTMAN, 343 Godshall Drive, Harleysville, PA 19438, Phone: 877-PITTMAN, Fax: 215-256-1338, E-mail: info@pittmannet.com, Web Site: www.pittmannet.com

NOTICE: CONFIDENTIAL PROPRIETARY INFORMATION. THIS PRINT CONTAINS DESIGN INFORMATION, AND INTELLECTUAL PROPERTY WHICH ARE THE EXCLUSIVE PROPERTY OF PITTMAN, DIVISION OF PERRY ENGINEERING & MANUFACTURING CORP. RECIPIENT MUST KEEP THIS INFORMATION UNCLOSED UNLESS CONFIDENTIAL AND RECIPIENT IS EXPRESSLY PROHIBITED FROM COPYING OR PUBLICATION OF THIS PRINT EXCEPT TO OTHERS IN THEIR OCCUPATION ON A NEED-TO-KNOW BASIS.

REVISIONS		
LTR	DESCRIPTION	DEPT./ANGE DATE
F	ADDED NOTES 7&8. REVISED DRAWING	RJS/RJS 3/15/96



#10-32 UNF-2B, .250 DP. REF.  
 2 HOLES 180° APART  
 ON A 1.500 DIA. B.C.

- NOTES:
1. SHAFT ROTATION IS SHOWN WHILE VIEWING OUTPUT SHAFT WITH POSITIVE VOLTAGE (+) APPLIED TO #1 TERMINAL.
  2. TERMINALS ARE TIN PLATED FOR SOLDERING.
  3. ENDPLAY .015 MAX. ON MOTOR SHAFT, .020 MAX. ON OUTPUT SHAFT.
  4. LIMIT TORQUE ON GEARBOX TO 175 oz.in., STANDARD (STD.) GEARING  
 LIMIT TORQUE ON GEARBOX TO 300 oz.in., HIGH TORQUE (H-T) GEARING  
 LIMIT TORQUE ON GEARBOX TO 500 oz.in., WIDE FACE (WF) GEARING
- △ FOR WIDE FACE RATIOS 728/1419:1 SEE 150-33-2  
 △ FOR 2426.9/4732.5:1 RATIOS (ALL GEAR TYPES) SEE 150-33-2.  
 △ OPTIONAL REAR MOUNTING PATTERN AVAILABLE. #6-32 UNC-2B .250 DP. MAX., 4 HOLES ON A 1.000 DIA. B.C..  
 △ ALL SHAFT DIMENSIONS NOTED ARE STANDARD (10-535); FOR ALL OTHER SHAFT CONFIGURATIONS REFER TO DATA SHEET FOR PART NUMBERS.  
 △ OPTIONAL REAR SHAFT EXTENSIONS AVAILABLE FOR MOTOR SHAFT CONFIG. SEE DATA SHEET.

ALL TYPES	728/1419:1	CW	GM94X6	4.326
ALL TYPES	218.4/426:1	CCW	GM94X5	3.976
ALL TYPES	65.5/127.7:1	CW	GM94X4	3.676
ALL TYPES	19.7/38.3:1	CCW	GM94X3	3.476
ALL TYPES	5.9/11.5:1	CW	GM94X2	3.101
GEARING	GEAR RATIO	DIRECTION	MODEL NO.	"A" MAX.

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED  
 FINISH: ALL SHARP EDGES  
 MATERIAL: 303 STAINLESS STEEL  
 BREAK ALL SHARP EDGES  
 APPROVED: JLF  
 DESIGNED: RJS  
 DATE: 3/30/93  
 DRAWN: RJS  
 FILE: 130J33

PITTMAN  
 PERRY ENGINEERING & MANUFACTURING CORP.  
 10000 W. 10TH AVENUE  
 DENVER, CO 80231

TYPE: OUTLINE AND MOUNTING DIMENSIONS  
 GM94XX STANDARD

DWG. NO. 150-33  
 REV. B- F

SCALE: D.N.S. SHEET 1 OF 1

## ANEXO 6: SCRIPT DO PROGRAMA ARDUINO IDE - 2º ENSAIO

```
// Sketch para controle do Motor DC, medição da força e impressão de hora e data.
#include <Time.h>

unsigned long start, elapsed;

int led = 13;
void setup()
{
  start = millis();

  Serial.begin(9600);

  // initialize the digital pin as an output.
  pinMode(led, OUTPUT);
  pinMode(12, OUTPUT);
  pinMode(13, OUTPUT);
}
void loop()
{
  delay(50);
  //Declaração dos valores de carga:
  float P1 = 0.44;
  float P2 = 0.90;
  float P3 = 1.79;

  // Leitura da entrada analogica pino 0:
  float sensorValue = analogRead(A0);
  // Converte a leitura analogica (valores de 0 - 1023) para voltagem (0 - 5V):
  float volt = sensorValue * (5 / 1023.0);
  float voltage = (((((volt - P2) * (volt - P3))/((P1 - P2) * (P1 - P3))) * 0) +
  (((((volt - P1) * (volt - P3))/((P2 - P1) * (P2 - P3))) * 990) +
  (((((volt - P1) * (volt - P2))/((P3 - P1) * (P3 - P2))) * 990);

  float forca = (voltage * 9.8)/1000;

  // Contagem do tempo em milisegundos
  long elapsed = millis() - start;

  Serial.print(volt);
  Serial.print(" ; ");
  Serial.print(voltage);
  Serial.print(" ; ");
  Serial.print(forca);
  Serial.print("N ; ");
  Serial.print(" ; ");
  Serial.print(elapsed);
  Serial.print(" ; ");

  // Rotina de loop para acionar o motor DC
  digitalWrite(13, HIGH);
  // Comando para saltar a linha
  Serial.println();
}
```

## ANEXO 7: SCRIPT DO MATLAB PARA O 1º ENSAIO

```
closeall
clear
clc

cor=['A''B''C''D''E'];
inf= ['50''100'];
reg=['N''I'];
ii=0;
k=0;
for a=2:5
for b=1:2

if b==1
bb=1:2;
else
bb=3:5;
end

for c=1:2
ii=ii+1;
load ([cor(a) inf(bb) reg(c)])
%[cor(a) inf(bb) reg(c)]
%pause

%ensaio=C100N;

tt=ensaio(:,1); %tempo total
tc=ensaio(:,2); %tempo ciclo
nc=ensaio(:,4); %número ciclo
pc=ensaio(:,7); %posição ciclo
cc=ensaio(:,8); %carga ciclo
ec=ensaio(:,9); %estiramento ciclo

for i=1:length(tt)-1
if tt(i)>tt(i+1)
tt(i+1)=1000*tt(i+1);
end

end

N=length(nc);
for i=min(nc):max(nc)
[i a b c]
P=find(nc==i);
if (ii==4)&&(k<10)
k=k+1
figure(1)
subplot(2,1,1)
plot(tt(P)-tt(P(1)),pc(P)-pc(P(1)))
ylabel('Estiramento [mm]')
xlabel('Tempo do Periodo [s]')
holdon
plot(tt(P)-tt(P(1)),pc(P)-pc(P(1)), 'r*')
holdoff
grid
axis([0 .2 -1 9])
subplot(2,1,2)
```

```

plot(tt(P)-tt(P(1)),1000*cc(P)/41.6)
holdon
plot(tt(P)-tt(P(1)),1000*cc(P)/41.6,'r*')
holdoff
ylabel('Carga [MPa]')
xlabel('Tempo do Periodo [s]')
grid
axis([0 .2 -7.5 7.5])
pause(.1)

end

clc
%vetor(i-min(nc)+1,1:4)=[i-min(nc) cc(P(1)+find(pc(P)==min(pc(P)))-1)
min(pc(P))-max(pc(P)) max(pc(P)-pc(P(1)))]

vetor(i-min(nc)+1,1:4)=[i-min(nc) max(cc(P)) min(pc(P))-max(pc(P))
max(pc(P)-pc(P(1)))]];

%pause
%hold on
%plot(tt(P),ec(P)-mean(ec(P)),'r')
%hold off

%pause(.1)
end

% if ii==10
%     pause
% end

P = polyfit(1:length(vetor(:,2)),vetor(:,2)',1);
Y = polyval(P,1:length(vetor(:,2)));

%subplot(2,1,1)
figure(2)
subplot(4,4,ii)
plot(1000*vetor(:,2)/41.6)
holdon
plot(1000*Y/41.6,'r')
xlabel('Ultimos 1000 Ciclos')
ylabel('Carga [MPa]')
title([cor(a-1) inf(bb) reg(c)])
axis([0 1000 3 5])
grid
%subplot(2,1,2)
%plot(vetor(:,3))
%xlabel('Ultimos 1000 Ciclos')
%ylabel('Estiramento [mm]')
%axis([0 1000 -7.5 -6.6]);
der=diff(1000*Y);

result(ii,1:5)=[ mean(vetor(:,2)') std(vetor(:,2)') 10^3*mean(Y)/41.6
10^3*der(1)/41.6 mean(vetor(:,4)')];
%pause

if ii<5

```

```

figure(3)

subplot(2,2,ii)
plot(1000*vetor(:,2)/41.6)
hold on
plot(1000*Y/41.6, 'r')
xlabel('Ultimos 1000 Ciclos')
ylabel('Carga [MPa]')
title('([cor(a-1) inf(bb) reg(c)])')
axis([0 1000 3 5])
grid
end

pause(.1)
end
end
end

C50N=result(1:4:end,:);
C50I=result(2:4:end,:);
C100N=result(3:4:end,:);
C100I=result(4:4:end,:);

MC=[ mean(C50N(:,3)) mean(C50I(:,3)) mean(C100N(:,3)) mean(C100I(:,3))];
DC=[ std(C50N(:,3)) std(C50I(:,3)) std(C100N(:,3)) std(C100I(:,3))];
MI=[ mean(C50N(:,4)) mean(C50I(:,4)) mean(C100N(:,4)) mean(C100I(:,4))];
DI=[ std(C50N(:,4)) std(C50I(:,4)) std(C100N(:,4)) std(C100I(:,4))];
Me=[ mean(C50N(:,5)) mean(C50I(:,5)) mean(C100N(:,5)) mean(C100I(:,5))];
De=[std(C50N(:,5)) std(C50I(:,5)) std(C100N(:,5)) std(C100I(:,5))];

[MC ; DC ; MI; DI; Me; De]

```

## ANEXO 8: SCRIPT DO MATLAB PARA O 2º ENSAIO

```
clear;closeall;clc
loadtensoes.txt
N=length(tensoes);

U5m=round(N/12);
sinais=tensoes(end-U5m+1:end,:);
t=5/U5m:5/U5m:5;
vm=max(sinais);
p=0;

for n=[1 3 5]
p=p+1;
subplot(3,2,2*p-1)
sinalaux=sinais(:,n)/vm(n);
sinalaux(find(sinalaux<.8*max(sinalaux)))=0;
plot(t,sinalaux)
PP = polyfit(t',sinalaux,1);
y = polyval(PP,t);
holdon
plot(t,y,'r')
iy=diff(y);

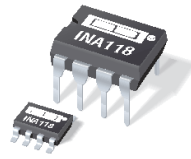
xlabel('Tempo [min]')
ylabel('Amplitude [0-1]')

if p==1
title('Ultimos 5 min, de 1 hora, com amplitudes superiores a 80% da maior
amplitude')
end
text(.1,1.25,['#Inclinação da curva de regressão = ' num2str(iy(1))])
axis([0 5 0 1.5])
end

U10s=round(N/360);
sinais10=tensoes(end-U10s+1:end,:);
t10=10/U10s:10/U10s:10;
vm=max(sinais10);
p=0;

for n=[1 3 5]
p=p+1;
subplot(3,2,2*p)
sinalaux10=sinais10(:,n)/vm(n);
sinalaux10(find(sinalaux10<.8*max(sinalaux10)))=0;

plot(t10,sinalaux10,'r')
xlabel('Tempo [seg]')
ylabel('Amplitude [0-1]')
if p==1
title('Ultimos 10 seg, de 1 hora, com amplitudes superiores a 80% da
maior amplitude')
end
end
```



INA118

## Precision, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIER

### FEATURES

- **LOW OFFSET VOLTAGE:** 50µV max
- **LOW DRIFT:** 0.5µV/°C max
- **LOW INPUT BIAS CURRENT:** 5nA max
- **HIGH CMR:** 110dB min
- **INPUTS PROTECTED TO ±40V**
- **WIDE SUPPLY RANGE:** ±1.35 to ±18V
- **LOW QUIESCENT CURRENT:** 350µA
- **8-PIN PLASTIC DIP, SO-8**

### APPLICATIONS

- **BRIDGE AMPLIFIER**
- **THERMOCOUPLE AMPLIFIER**
- **RTD SENSOR AMPLIFIER**
- **MEDICAL INSTRUMENTATION**
- **DATA ACQUISITION**

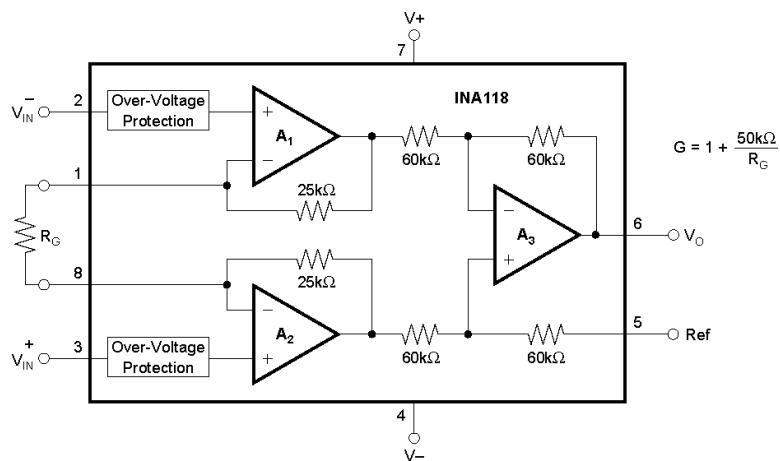
### DESCRIPTION

The INA118 is a low power, general purpose instrumentation amplifier offering excellent accuracy. Its versatile 3-op amp design and small size make it ideal for a wide range of applications. Current-feedback input circuitry provides wide bandwidth even at high gain (70kHz at G = 100).

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. Internal input protection can withstand up to ±40V without damage.

The INA118 is laser trimmed for very low offset voltage (50µV), drift (0.5µV/°C) and high common-mode rejection (110dB at G = 1000). It operates with power supplies as low as ±1.35V, and quiescent current is only 350µA—ideal for battery operated systems.

The INA118 is available in 8-pin plastic DIP, and SO-8 surface-mount packages, specified for the -40°C to +85°C temperature range.



International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85734 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Twx: 910-952-1111  
 Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAXLine: (800) 548-6133 (US/Canada Only) • Cable: BBRCORP • Telex: 066-6491 • FAX: (520) 889-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132



# SPECIFICATIONS

## ELECTRICAL

At  $T_A = +25^\circ\text{C}$ ,  $V_S = \pm 15\text{V}$ ,  $R_L = 10\text{k}\Omega$  unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	INA118PB, UB			INA118P, U			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
<b>INPUT</b>								
Offset Voltage, RTI Initial	$T_A = +25^\circ\text{C}$		$\pm 10 \pm 50/\text{G}$	$\pm 50 \pm 500/\text{G}$		$\pm 25 \pm 100/\text{G}$	$\pm 125 \pm 1000/\text{G}$	$\mu\text{V}$
vs Temperature	$T_A = T_{\text{MIN}}$ to $T_{\text{MAX}}$		$\pm 0.2 \pm 2/\text{G}$	$\pm 0.5 \pm 20/\text{G}$		$\pm 0.2 \pm 5/\text{G}$	$\pm 1 \pm 20/\text{G}$	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
vs Power Supply	$V_S = \pm 1.35\text{V}$ to $\pm 18\text{V}$		$\pm 1 \pm 10/\text{G}$	$\pm 5 \pm 100/\text{G}$		*	$\pm 10 \pm 100/\text{G}$	$\mu\text{V}/\text{V}$
Long-Term Stability			$\pm 0.4 \pm 5/\text{G}$			*		$\mu\text{V}/\text{mo}$
Impedance, Differential			$10^{10} \parallel 1$			*		$\Omega \parallel \text{pF}$
Common-Mode			$10^{10} \parallel 4$			*		$\Omega \parallel \text{pF}$
Linear Input Voltage Range		$(V+) - 1$ $(V-) + 1.1$	$(V+) - 0.65$ $(V-) + 0.95$		*	*		V
Safe Input Voltage				$\pm 40$	*	*	*	V
Common-Mode Rejection	$V_{\text{CM}} = \pm 10\text{V}$ , $\Delta R_S = 1\text{k}\Omega$						*	
	G = 1	80	90		73	*		dB
	G = 10	97	110		89	*		dB
	G = 100	107	120		98	*		dB
	G = 1000	110	125		100	*		dB
<b>BIAS CURRENT</b>			$\pm 1$	$\pm 5$		*	$\pm 10$	nA
vs Temperature			$\pm 40$			*		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
<b>OFFSET CURRENT</b>			$\pm 1$	$\pm 5$		*	$\pm 10$	nA
vs Temperature			$\pm 40$			*		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
<b>NOISE VOLTAGE, RTI</b>	G = 1000, $R_S = 0\Omega$							
f = 10Hz			11			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 100Hz			10			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 1kHz			10			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f_b = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz			0.28			*		$\mu\text{V}/\text{p-p}$
Noise Current								
f = 10Hz			2.0			*		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 1kHz			0.3			*		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f_b = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz			80			*		$\text{pA}/\text{p-p}$
<b>GAIN</b>								
Gain Equation		1	$1 + (50\text{k}\Omega/R_G)$	10000	*	*	*	V/V
Range of Gain	G = 1		$\pm 0.01$	$\pm 0.024$		*	$\pm 0.1$	%
Gain Error	G = 10		$\pm 0.02$	$\pm 0.4$		*	$\pm 0.5$	%
	G = 100		$\pm 0.05$	$\pm 0.5$		*	$\pm 0.7$	%
	G = 1000		$\pm 0.5$	$\pm 1$		*	$\pm 2$	%
Gain vs Temperature	G = 1		$\pm 1$	$\pm 10$		*	$\pm 10$	$\text{ppm}/^\circ\text{C}$
50k $\Omega$ Resistance <sup>(1)</sup>	G = 1		$\pm 25$	$\pm 100$		*	*	$\text{ppm}/^\circ\text{C}$
Nonlinearity	G = 1		$\pm 0.0003$	$\pm 0.001$		*	$\pm 0.002$	% of FSR
	G = 10		$\pm 0.0005$	$\pm 0.002$		*	$\pm 0.004$	% of FSR
	G = 100		$\pm 0.0005$	$\pm 0.002$		*	$\pm 0.004$	% of FSR
	G = 1000		$\pm 0.002$	$\pm 0.01$		*	$\pm 0.02$	% of FSR
<b>OUTPUT</b>								
Voltage: Positive	$R_L = 10\text{k}\Omega$	$(V+) - 1$	$(V+) - 0.8$		*	*		V
Negative	$R_L = 10\text{k}\Omega$	$(V-) + 0.35$	$(V-) + 0.2$		*	*		V
Single Supply High	$V_S = +2.7\text{V}/0\text{V}^{(2)}$ , $R_L = 10\text{k}\Omega$	1.8	2.0		*	*		V
Single Supply Low	$V_S = +2.7\text{V}/0\text{V}^{(2)}$ , $R_L = 10\text{k}\Omega$	60	35		*	*		mV
Load Capacitance Stability			1000			*		pF
Short Circuit Current			+5/-12			*		mA
<b>FREQUENCY RESPONSE</b>								
Bandwidth, -3dB	G = 1		800			*		kHz
	G = 10		500			*		kHz
	G = 100		70			*		kHz
	G = 1000		7			*		kHz
Slew Rate	$V_O = \pm 10\text{V}$ , G = 10		0.9			*		V/ $\mu\text{s}$
Settling Time, 0.01%	G = 1		15			*		$\mu\text{s}$
	G = 10		15			*		$\mu\text{s}$
	G = 100		21			*		$\mu\text{s}$
	G = 1000		210			*		$\mu\text{s}$
Overload Recovery	50% Overdrive		20			*		$\mu\text{s}$
<b>POWER SUPPLY</b>								
Voltage Range		$\pm 1.35$	$\pm 15$	$\pm 18$	*	*	*	V
Current	$V_{\text{IN}} = 0\text{V}$		$\pm 350$	$\pm 385$		*	*	$\mu\text{A}$
<b>TEMPERATURE RANGE</b>								
Specification		-40		85	*		*	$^\circ\text{C}$
Operating		-40		125	*		*	$^\circ\text{C}$
$\theta_{\text{JA}}$			80			*		$^\circ\text{C}/\text{W}$

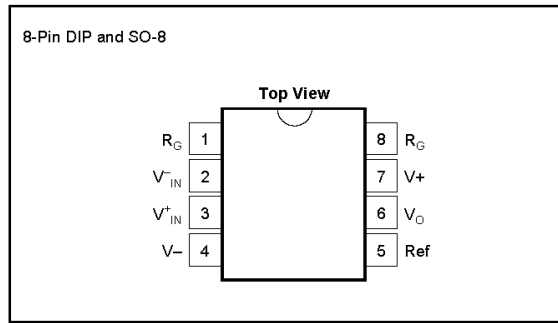
\* Specification same as INA118PB, UB.

NOTE: (1) Temperature coefficient of the "50k $\Omega$ " term in the gain equation. (2) Common-mode input voltage range is limited. See text for discussion of low power supply and single power supply operation.



INA118

## PIN CONFIGURATION



## ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Supply Voltage .....	±18V
Analog Input Voltage Range .....	±40V
Output Short-Circuit (to ground) .....	Continuous
Operating Temperature .....	-40°C to +125°C
Storage Temperature .....	-40°C to +125°C
Junction Temperature .....	+150°C
Lead Temperature (soldering, 10s) .....	+300°C



## ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

This integrated circuit can be damaged by ESD. Burr-Brown recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

## ORDERING INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER <sup>(1)</sup>	TEMPERATURE RANGE
INA118P	8-Pin Plastic DIP	006	-40°C to +85°C
INA118PB	8-Pin Plastic DIP	006	-40°C to +85°C
INA118U	SO-8 Surface-Mount	182	-40°C to +85°C
INA118UB	SO-8 Surface-Mount	182	-40°C to +85°C

NOTE: (1) For detailed drawing and dimension table, please see end of data sheet, or Appendix C of Burr-Brown IC Data Book.

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or licenses to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.

ANEXO 10: CIF – CLASSIFICAÇÃO INTERNACIONAL DE  
FUNCIONALIDADE, INCAPACIDADE E SAÚDE

CIF

Classificação  
Internacional de  
Funcionalidade,  
Incapacidade e  
Saúde



Organização Mundial da Saúde



Direcção-Geral da Saúde

Lisboa  
2004

---

## Capítulo 7

### Estruturas relacionadas com o movimento

- s710** Estrutura da região da cabeça e pescoço
  - s7100 Ossos do crânio
  - s7101 Ossos da face
  - s7102 Ossos da região do pescoço
  - s7103 Articulações da região da cabeça e pescoço
  - s7104 Músculos da região da cabeça e pescoço
  - s7105 Ligamentos e fâscias da região da cabeça e pescoço
  - s7108 Estrutura da região da cabeça e pescoço, outra especificada
  - s7109 Estrutura da região da cabeça e pescoço, não especificada
- s720** Estrutura da região do ombro
  - s7200 Ossos da região do ombro
  - s7201 Articulações da região do ombro
  - s7202 Músculos da região do ombro
  - s7203 Ligamentos e fâscias da região do ombro
  - s7208 Estrutura da região do ombro, outra especificada
  - s7209 Estrutura da região do ombro, não especificada
- s730** Estrutura do membro superior
  - s7300 Estrutura do braço
    - s73000 Ossos do braço
    - s73001 Articulações da região do cotovelo
    - s73002 Músculos do braço
    - s73003 Ligamentos e fâscias do braço
    - s73008 Estrutura do braço, outra especificada
    - s73009 Estrutura do braço, não especificada
  - s7301 Estrutura do antebraço
    - s73010 Ossos do antebraço
    - s73011 Articulação do punho
    - s73012 Músculos do antebraço
    - s73013 Ligamentos e fâscias do antebraço
    - s73018 Estrutura do antebraço, outra especificada
    - s73019 Estrutura do antebraço, não especificada

- s7302 Estrutura da mão**
  - s73020 Ossos da mão**
  - s73021 Articulações da mão e dos dedos**
  - s73022 Músculos da mão**
  - s73023 Ligamentos e fásCIAS da mão**
  - s73028 Estrutura da mão, outra especificada**
  - s73029 Estrutura da mão, não especificada**
- s7308 Estrutura do membro superior, outra especificada**
- s7309 Estrutura do membro superior, não especificada**

- s740 Estrutura da região pélvica**
  - s7400 Ossos da região pélvica**
  - s7401 Articulações da região pélvica**
  - s7402 Músculos da região pélvica**
  - s7403 Ligamentos e fásCIAS da região pélvica**
  - s7408 Estrutura da região pélvica, outra especificada**
  - s7409 Estrutura da região pélvica, não especificada**

- s750 Estrutura do membro inferior**
  - s7500 Estrutura da coxa**
    - s75000 Ossos da coxa**
    - s75001 Articulação da anca**
    - s75002 Músculos da coxa**
    - s75003 Ligamentos e fásCIAS da coxa**
    - s75008 Estrutura da coxa, outra especificada**
    - s75009 Estrutura da coxa, não especificada**
  - s7501 Estrutura da perna**
    - s75010 Ossos da perna**
    - s75011 Articulações da região do joelho**
    - s75012 Músculos da perna**
    - s75013 Ligamentos e fásCIAS da perna**
    - s75018 Estrutura da perna, outra especificada**
    - s75019 Estrutura da perna, não especificada**
  - s7502 Estrutura do tornozelo e pé**
    - s75020 Ossos do tornozelo e do pé**
    - s75021 Articulações do tornozelo e articulações do pé e dedos**
    - s75022 Músculos do tornozelo e do pé**

- s75023 Ligamentos e fâscias do tornozelo e do pé
- s75028 Estrutura do tornozelo e do pé, outra especificada
- s75029 Estrutura do tornozelo e do pé, não especificada
- s7508 Estrutura do membro inferior, outra especificada
- s7509 Estrutura do membro inferior, não especificada
- s760** Estrutura do tronco
  - s7600 Estrutura da coluna vertebral
    - s76000 Segmento vertebral cervical
    - s76001 Segmento vertebral torácico
    - s76002 Segmento vertebral lombar
    - s76003 Segmento vertebral sacrado
    - s76004 Cóccix
    - s76008 Estrutura da coluna vertebral, outra especificada
    - s76009 Estrutura da coluna vertebral, não especificada
  - s7601 Músculos do tronco
  - s7602 Ligamentos e fâscias do tronco
  - s7608 Estrutura do tronco, outra especificada
  - s7609 Estrutura do tronco, não especificada
- s770** Estruturas musculoesqueléticas adicionais relacionadas com o movimento
  - s7700 Ossos
    - s7701 Articulações
    - s7702 Músculos
    - s7703 Ligamentos extra-articulares, fâscias, aponevroses extramusculares, retináculos, septos, bolsas serosas, não especificados
    - s7708 Estruturas musculoesqueléticas adicionais relacionadas com o movimento, outras especificadas
    - s7709 Estruturas musculoesqueléticas adicionais relacionadas com o movimento, não especificadas
- s798** Estruturas relacionadas com o movimento, outras especificadas
- s799** Estruturas relacionadas com o movimento, não especificadas

---

## ACTIVIDADES E PARTICIPAÇÃO

*Definições :*      *Actividade é a execução de uma tarefa ou acção por um indivíduo.*

*Participação é envolvimento de um indivíduo numa situação da vida real.*

*Limitações da actividade são dificuldades que o indivíduo pode ter na execução de actividades.*

*Restrições na participação são problemas que um indivíduo pode enfrentar quando está envolvido em situações da vida real.*

### *Qualificadores*

Os domínios para o componente Actividade e Participação estão incluídos numa única lista que cobre a faixa completa das áreas da vida (desde a aprendizagem básica e observação até áreas mais complexas tais como, as relacionadas com as tarefas sociais). Este componente pode ser utilizado para designar actividades (a) ou participação (p) ou ambas.

Os dois qualificadores do componente Actividades e Participação são: o qualificador de *Desempenho* e o qualificador de *Capacidade*. O qualificador de desempenho descreve o que um indivíduo faz no seu ambiente habitual. Como este ambiente implica um contexto social, o desempenho registado por este qualificador também pode ser entendido como um “envolvimento numa situação da vida” ou “a experiência vivida” das pessoas no contexto habitual em que elas vivem. Este contexto inclui os factores ambientais – todos os aspectos do mundo físico, social e atitudinal, que podem ser codificados utilizando-se os Factores Ambientais.

O qualificador de capacidade descreve a capacidade de um indivíduo de executar uma tarefa ou acção. Este qualificador identifica o nível máximo provável de funcionamento que a pessoa pode atingir num domínio específico num dado momento. A Capacidade é medida num ambiente uniforme ou padrão reflectindo assim a capacidade do indivíduo ajustada para o ambiente. Os factores ambientais podem ser utilizados para descrever as características deste ambiente uniforme ou padrão.

Tanto o qualificador de Capacidade como o de Desempenho podem ser utilizados com e sem os dispositivos de auxílio ou a ajuda de terceiros, e de acordo com a seguinte escala:

xxx.0	NENHUMA dificuldade	(nenhuma, ausente, escassa...)	0-4%
xxx.1	Dificuldade LIGEIRA	(leve, baixa...)	5-24%
xxx.2	Dificuldade MODERADA	(média, regular...)	25-49%
xxx.3	Dificuldade GRAVE	(alta, extrema...)	50-95%
xxx.4	Dificuldade COMPLETA	(total...)	96-100%
xxx.8	Não especificada		
xxx.9	Não aplicável		

Estão disponíveis classes amplas de percentagens para aqueles casos em que se usam instrumentos de medida calibrados ou outras normas para quantificar o problema de desempenho ou limitação da capacidade. Por exemplo, a indicação de “nenhum problema de desempenho” ou “um problema total de desempenho” pode ter uma margem de erro até 5%.

Em geral, um problema de desempenho moderado é quantificado a meio da escala do problema total de desempenho. As percentagens devem ser calibradas em diferentes áreas tendo como referência os valores "standard" da população como percentis. Para que esta quantificação possa ser utilizada de maneira universal, os métodos de avaliação devem ser desenvolvidos através de *as funções* pesquisas.

Para explicações mais específicas sobre as convenções de codificação, vide Anexo 2.