CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA CELSO SUCKOW DA FONSECA – CEFET/RJ

Luis Eduardo Da Cunha Ferro

DESENVOLVIMENTO DEUM QUIRODÁCTILO DE MEMBRO SUPERIOR ATIVADO POR LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA

Rio de Janeiro
2018

CEFET/RJ
DIRETORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO

DESENVOLVIMENTO DE UM QUIRODÁCTILO DE MEMBRO SUPERIOR ATIVADO POR LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais do Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca, CEFET/RJ, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais.

Luis Eduardo Da Cunha Ferro

Orientadores:
Ricardo Alexandre Amar de Aguiar, D.Sc.
Sérgio de Almeida Oliveira; D.Sc.

Rio de Janeiro
Maio de 2018

DESENVOLVIMENTO DE UM QUIRODÁCTILO DE MEMBRO SUPERIOR ATIVADO POR LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA

Dissertação de Mestrado apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais, Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca, CEFET/RJ, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais.

Luis Eduardo Da Cunha Ferro

Aprovada por:

_____

Prof. Ricardo Alexandre Amar de Aguiar, D.Sc. (Orientador)

_____

Prof. Sérgio de Almeida Oliveira, D. Sc.

_____

Prof. Alessandro Rosa Lopes Zachi, D. Sc.

_____

Prof. Hector Reynaldo Meneses Costa, D. Sc.

Rio de janeiro

Maio de 2018

CEFET/RJ – Sistema de Bibliotecas / Biblioteca Central

F395 Ferro, Luis Eduardo da Cunha
Desenvolvimento de um quirodáctilo de membro superior ativado por liga com memória de forma / Luis Eduardo da Cunha Ferro.—2018.
95f. + apêndices : il. (algumas color.) , grafs. , tabs. ; enc.

Dissertação (Mestrado) Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca , 2018.
Bibliografia : f. 88-95
Orientadores : Ricardo Alexandre Amar de Aguiar
Sérgio de Almeida Oliveira

1. Ligas com memória de forma. 2. Prótese. 3. Amputações. 4. Engenharia mecânica e de materiais. I. Aguiar, Ricardo Alexandre Amar de (Orient.). II. Oliveira, Sérgio de Almeida (Orient.). III. Título.

CDD 620.16

Elaborada pela bibliotecária Lívia Lima CRB-7/5904

AGRADECIMENTOS

Primeiramente creditar a **DEUS** um imenso agradecimento por tudo que me fez aprender como pessoa e profissional, a aprender que tudo tem seu tempo e hora para acontecer, mas também exigirá um pouco de perseverança em sua busca.

Agradecer a minha mãe **Maria Lúcia Ferro** e minha irmã **Fernanda Ferro** pela minha formação pessoal e acreditar que a educação é sempre o melhor caminho.

A minha esposa **Ariele Ferro** por todo incentivo, dedicação, força e carinho que me colocaram sempre para caminhar em frente, sem pestanejar e esmorecer diante das adversidades que a vida nos impõe.

Aos amigos **Brenno Duarte, Rosemere Lima, Jorge Neto e Daniel Kawasaki** por me ajudarem muitas vezes com os experimentos e sugestões, durante minha dissertação.

Ao amigo **Caio Santos** por seguir comigo em todas as ideias, experimentos e pesquisas tanto nos projetos, como na vida.

Ao **Dr. Saul Eliahu Mizrahi** por me incentivar sempre a cursar não só o mestrado, mas continuar evoluindo nos estudos, ter me aberto às portas do **Instituto Nacional de Tecnologia** para desenvolvimento não só da dissertação, mas também de outras tecnologias assistidas.

Aproveito também para agradecer aos amigos, **Gabriel Mendes**, **Leonardo Nóbrega**, **Fernando José** e **Dr. Homero** pela ajuda no desenvolvimento mecânico e computacional além dos conselhos e indicações durante o estudo.

Ao meu coorientador **Prof. Dsc. Sérgio Oliveira** pela dedicação, atenção e norte na construção da dissertação.

Um agradecimento especial a uma pessoa extraordinária, meu orientador **Prof. Dsc. Ricardo Aguiar,** que abriu as portas para um desconhecido de outra formação e seguiu demonstrando não só paciência, mas também incentivo, comprometimento e conhecimento para que conquistasse os objetivos estabelecidos.

Dedico esta a minha mãe e irmã, minha esposa Ariele Ferro e principalmente a melhor parte de mim, minha pequena Lara.

“Não coloque limites em seus sonhos, coloque fé”.

Autor desconhecido

RESUMO

Desenvolvimento de um Quirodáctilo de Membro Superior Ativado por Liga com Memória de Forma

Luis Eduardo da Cunha Ferro

Orientadores:

Ricardo Alexandre Amar de Aguiar, D. Sc.

Sérgio de Almeida Oliveira; D.Sc.

Resumo da dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais do Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca, CEFET/RJ, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais.

Este trabalho apresenta a metodologia desenvolvida para a criação de quirodáctilos a serem implementados em próteses fabricadas utilizando prototipagem rápida em 3De tendo como atuadores as ligas de NiTi com efeito de memória de forma. Fios de ligas com memória de forma foram conformados em molas de torção que serão usadas como atuadores a fim de possibilitar ao amputado uma prótese mais leve, com movimentos mais orgânicos no desenvolvimento de suas tarefas diárias. Foram estudados diferentes métodos, tanto de acionamento quanto de atuadores para a execução dos movimentos antropomórficos do membro amputado. Foram fabricadas molas de torção com diferentes tratamentos térmicos a fim de encontrar a melhor combinação para a realização dos movimentos e força. Para mensurar a força gerada pela mola foi desenvolvido um aparato usando células de carga e uma metodologia baseada em programação simples, de arquitetura aberta e custo baixo. Para desenvolvimento do quirodáctilo, foram usadas duas molas de torção e feita uma análise das forças e movimentos gerados. A força gerada por cada mola de torção foi de aproximadamente 7 N e com acionamento em todas as falanges pode-se chegar a 21 N. O protótipo apresentou ângulos de rotação das falanges bem próximos aos encontrados em dedos humanos.

Palavras-chaves: Ligas com Memória de Forma, Prótese, Quirodáctilo, Membro Superior.

ABSTRACT

Development of a Shape Memory Alloy-Activated Upper Limb

Luis Eduardo da Cunha Ferro

Advisors:

Ricardo Alexandre Amar de Aguiar, D. Sc.

Sérgio de Almeida Oliveira, D. Sc

Abstract of the Master's thesis submitted to the Graduate Program in Mechanical Engineering and Materials Technology of the CelsoSuckow Federal Center of Technological Education of Fonseca, CEFET / RJ, as part of the requisites required to obtain a Master's degree in Mechanical Engineering and Technology of Materials.

This work presents the methodology developed for the creation of quirodactyls to be implemented in prostheses fabricated using rapid 3D prototyping and having as actuators NiTi alloys with shape memory effect. Alloy wires with shape memory were formed into torsion springs that will be used as actuators in order to allow the amputee a lighter prosthesis, with more organic movements in the development of their daily tasks. Different methods were studied, both actuation and actuators for the execution of the anthropomorphic movements of the amputated limb. Twist springs with different heat treatments were manufactured in order to find the best combination for achieving the movements and strength. To measure the force generated by the spring an apparatus was developed using load cells and a methodology based on simple programming, open architecture and low cost. For the development of the quirodactyl, two torsion springs were used and an analysis of the generated forces and movements was made. The force generated by each torsion spring was approximately 7 N and with activation in all phalanges could reach 21 N. The prototype showed angles of rotation of the phalanges very close to those found in human fingers.

Key words: Alloys with Shape Memory, Prosthesis, Quirodactyl, Upper Limb.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 - Proporção de pessoas com pelo menos uma deficiência 13
Figura 2.1 - Utilização do polegar em oposição de outros dedos..... 18
Figura 2.2 - Visão dorsal dos ossos da mão 19
Figura 2.3 - Movimentos de abdução, adução e flexão e extensão e adução do dedo polegar 20
Figura 2.4 - Três formas de garra como citado na tabela 2.1: composta, força, gancho e palmar respectivamente da esquerda para direita 21
Figura 2.5 - Três formas de pinça como citado na tabela 2.2: força, precisão e tridigital respectivamente da esquerda para direita 22
Figura 2.6 - Os níveis de amputação para membros superiores..... 24
Figura 2.7 - Transformação de fase austenística para martensitica corrida pela variação de temperatura..... 26
Figura 2.8 - Transformação da fase martensitica por um estimulo mecânico 26
Figura 2.9 - Estruturas da matriz de uma liga com memória de forma..... 27
Figura 2.10 - Curva característica de transformação de uma liga com memória de forma 28
Figura 2.11 - Ilustração do carregamento na liga apresentando o comportamento superelástico..... 29
Figura 2.12 - Gráfico Tensão versus Deformação do efeito superelástico..... 30
Figura 2.13 - Efeito de memória de forma apresentado pelas estruturas das fases do material 31
Figura 2.14 - Curva tridimensional esquematizando Tensão versus temperatura versus deformação 31
Figura 2.15 - Bobina primária e secundária ligada ao reto artificial do paciente 33
Figura 2.16 - Ensaio de bancada auxiliado por controlador 33
Figura 2.17 - Análise de bancada do controlador e SMA..... 34
Figura 2.18 - Sistemas de estudo de acionamento – (a) Protótipo do dedo com atuador e (b) a mão artificial..... 35
Figura 2.19 - Aparato para validação do modelo do atuador e controlado da não linearidade 36

Figura 2.20 - Relação entre os fatores que influenciam a resistividades de SMA 37
Figura 2.21 - Controlador e ensaio de ativação do musculo artificial 37
Figura 2.22 - Mandril perfurado e furos para a conformação do fio 38
Figura 2.23 - Fixação do fio de SMA NiTi no mandril helicoidal 39
Figura 2.24 - Aparato usados para controlar a temperatura e aquecer a amostra 39
Figura 2.25 - Comportamento elástico da mola durante seus processos de 100 ciclos térmicos 40
Figura 2.26 - Arranjo entre a luva e o atuador 41
Figura 2.27 - Modelo simulado e prótese completamente flexionada 41
Figura 2.28 - Protótipo de uma mão para crianças 42
Figura 2.29- A mão biônica 3D de Galileu 43
Figura 2.30 - Modelo computacional e físico 43
Figura 2.31 - Protótipo de dedo impresso 3D com atuador de SMA 44
Figura 2.32 - Dedos com tendões de fios de SMA 44
Figura 2.33 - Protótipo utilizando SMA para o sistema de abertura e fechamento das mãos 45
Figura 2.34 - Mão do Inmoov acionada por sinais eletromiográficos 46
Figura 2.35 - Protótipo SMA/Micromotor DC 46
Figura 3.1 – Desenho cotado, em milímetros, da falange distal 49
Figura 3.2 – Falange distal impressa 49
Figura 3.3– Desenho cotado, em milímetros, da falange medial e proximal 50
Figura 3.4 - Falange medial e proximal impressa 50
Figura 3.5- Desenho cotado, em milímetros, da base do quirodáctilo 51
Figura 3.6 - Base do quirodáctilo impressa 51
Figura 3.7– Modelo impresso 3D em ABS para a realização do estudo 52
Figura 3.8– Região de corte das molas 55
Figura 3.9 – Curva tensão x deformação com etapas divididas 56
Figura 3.10– Mola de torção no aparato antes do tratamento térmico 57
Figura 3.11- Forno utilizado para tratamento térmico 58
Figura 3.12– Mola de torção resfriada no forno, diâmetro do fio de 0,5 mm 59
Figura 3.13– Mola de torção resfriada na água, diâmetro do fio de 1 mm 59

Figura 3.14 – Montagem na placa Arduíno 61
Figura 3.15 – Montagem da instalação do Shield 62
Figura 3.16 – Modelo tridimensional criado no software Rhinoceros 62
Figura 3.17 – Célula de carga montada no aparato para se obter a força produzida pela mola de torção..... 63
Figura 3.18 – Certificação Inmetro da balança calibrada 63
Figura 3.19 – Interface *Ergonautas Ruler* 64
Figura 4.1 - Análise semi quantitativa EDX da amostra do fio de 0,5mm a 10000X 65
Figura 4.2 – Análise DSC da amostra de NiTi, com diâmetro de 0,5mm, antes dos tratamentos térmicos..... 66
Figura 4.3 - Análise DSC da amostra de NiTi, com diâmetro de 1 mm, antes dos tratamentos térmicos 67
Figura 4.4 - Análise DSC da amostra do fio SMA conformado, com diâmetro de 0,5mm, resfriada ao ar 67
Figura 4.5 - Análise DSC da amostra do fio de SMA conformado, com diâmetro de 0,5mm, resfriada no forno 68
Figura 4.6 - Análise DSC da amostra do fio de SMA conformado, com diâmetro de 0,5mm, resfriada na água 69
Figura 4.7 - Análise DSC da amostra do fio da mola de SMA conformado, com diâmetro de 1mm e resfriada ao ar. 70
Figura 4.8 - Análise DSC da amostra do fio da mola de SMA conformado, com diâmetro de 1mm e resfriada no forno. 70
Figura 4.9 - Análise DSC da amostra do fio de SMA conformado, com diâmetro de 1mm e resfriado na água 71
Figura 4.10 - Relação de concentração de precipitado Ni4Ti3 em relação a temperatura de transformação de fase..... 73
Figura 4.11 - Gráfico de carga versus deslocamento do fio de 0,5 mm. 74
Figura 4.12 - Gráfico de Carga versus deslocamento do fio de 1 mm 75
Figura 4.13 - Gráfico comparativo entre molas de torção do fio de 0,5mm a 1A 76
Figura 4.14 - Gráfico comparativo dos tratamentos da mola de 1mm a 2A 76
Figura 4.15 - Ensaio de torção da mola com fio de 1 mm de diâmetro e corrente de 3A. 77
Figura 4.16 –Local de filmagem com a câmera fotográfica digital Kodak, modelo AZ501 79

Figura 4.17 - Montagem das falanges distal e medial 80
Figura 4.18 – Montagem das falanges distal e medial 80
Figura 4.19 – Perpendicularidade da base do protótipo do dedo humanoide 81
Figura 4.20 – Movimento falange distal..... 82
Figura 4.21 - Medição do ângulo interno e externo da falange medial – proximal 82
Figura 4.22 – Deformação do protótipo devido ao calor gerado pelo SMA, vista superior 83
Figura 4.23 – Deformação do protótipo vista lateral..... 84

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Funções estáticas tipo garra.....21

Tabela 2.2 – Funções estáticas tipo pinça.....22

Tabela 3.1 – Ângulo e comprimento ideal para as falanges do quirodáctilo proposto.....48

Tabela 3.2 - Propriedades mecânicas do termoplástico Poliácido Láctico (PLA) ……53

Tabela 3.3 – Composição química do fio (porcentagem mássica) – Adaptado do fabricante Nexmetal ……54

Tabela 4.1 - Temperaturas (°C) de transformação dos fios de 0,5 mm.....71

Tabela 4.2 - Temperaturas (°C) de transformação dos fios de 1 mm.....72

Tabela 4.3 - Os ângulos ideais humanoides comparados aos obtidos 83

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS 26

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO. 13

CAPITULO 2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA. 18
2.1 –MEMBROS SUPERIORES E AMPUTAÇÕES 18

2.1.1 - As mãos humanas. 18
2.1.2 - Amputações 23

2.2 –CARACTERÍSTICAS E FUNCIONAMENTO DAS LIGAS COM MEMÓRIA DE FORMA 24

2.2.1 – Transformação de fases nas LMFs 26
2.2.2 – Efeito de superelasticidade. 29
2.2.3 – Efeito de memória de forma. 30

2.3 - ATUADORES DE SMA E SUAS APLICAÇÕES 32

2.4–CONFECÇÃO DE MOLAS DE SMA. 38

2.5- EXEMPLOS DE APLICAÇÃO EM ESTUDOS DE PRÓTESES. 40

CAPÍTULO 3 – METODOLOGIA 48
3.1 - ESTRUTURA MECÂNICA DO QUIRODÁCTILO HUMANO DE MEMBRO SUPERIOR 48

3.1.1 - Escolha dos fios de SMA para uso 48
3.1.2 - Material para prototipagem. 52

3.2 – FABRICAÇÃO DAS MOLAS DE TORÇÃO 53

3.2.1- Caracterização dos fios de Nitinol 54
3.2.2 – Ensaio de tração 55
3.2.3 - Conformação mecânica dos fios 56
3.2.4–Aparato para medir a força produzida por uma mola de torção de SMA. 59
3.2.5- Validações dos ensaios da célula de carga 62

3.3 -ESTUDO PARA MENSURAÇÃO DOS ÂNGULOS DE ROTAÇÃO DO PROTÓTIPO. 63

CAPÍTULO 4 –ANÁLISE E RESULTADOS 65
4.1-ESTRUTURA QUÍMICA DOS FIOS DE NITI. 65

4.2 – ENSAIOS DE DSC 65

4.4 – RESULTADOS DOS ENSAIOS DE TRAÇÃO. 74

4.5 – ENSAIO DE CARGA 75

4.6 MENSURAÇÃO DOS ÂNGULOS DE ROTAÇÃO DO PROTÓTIPO 78

CAPÍTULO 5 – CONCLUSÃO 85

CAPÍTULO 6 - SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS 87
APÊNDICE A – CONFIGURAÇÃO DO SHIELD HX711 96

APÊNDICE B – PLOTAGEM DOS DADOS PARA GRAVAÇÃO EM ARQUIVO .EXL 98

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO.

Segundo a OMS, estima-se que 10% da população dos países, em tempos de paz, sofram de algum tipo de deficiência, e nessa estimativa 2% apresentam uma deficiência física de qualquer natureza, como a perda ou destruição em partes dos membros. Desta forma, a vida dessas pessoas passa por grandes transformações pois há a redução das atividades “comuns” do dia a dia e a autoestima do indivíduo torna-se suscetível a abalos, já que os mesmos se encontram em fragilidade emocional e psíquica. E com isso, passam a acreditar que não mais retornarão à rotina costumeira, sendo assim, inúmeros tipos de tecnologias são pesquisados e desenvolvidos a fim de melhorar não só a autoestima dos amputados, mas também sua reinserção no mercado de trabalho (LOPES *et al.,* 2011).

Segundo a CARTILHA DO CENSO (2012), 45.606.048 Brasileiros, que representam cerca de 23,9% da população a época da pesquisa, tem algum tipo de deficiência. Estas deficiências podem ser classificadas como visual, auditiva, motora e mental/intelectual. Destas, a motora absorve 7% do percentual total, e é na região nordeste onde os números se encontram mais elevados (figura I.1).

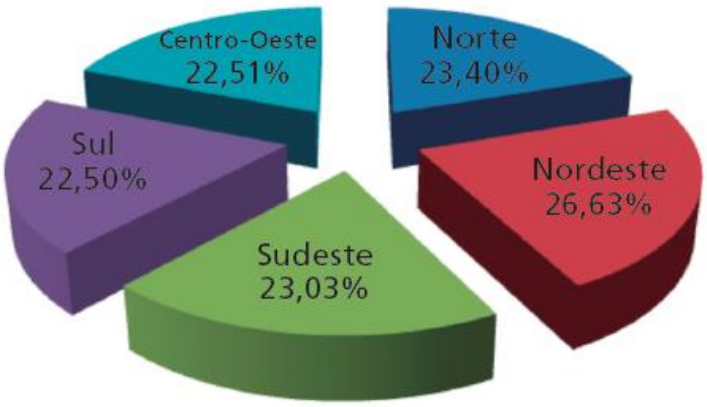


Figura I.1 - Proporção de pessoas com pelo menos uma deficiência. - CARTILHA DO CENSO (2012)

Para uma melhor ilustração da situação dos amputados que retornam ao trabalho no Brasil, foi realizado um estudo por MACÊDO (2013) no Lar Escola São Francisco (LESF), localizado em São Paulo, que é um centro para reabilitação de alta complexidade e muito reconhecido por secretarias estaduais e municipais para tratamento tanto de crianças como adultos no que diz respeito a deficiência física e

mobilidade reduzida. Neste estudo, tomando por base a relação amputados/ mercado de trabalho, foram entrevistadas pessoas em idades produtiva, na faixa de 16 até os 65 anos, com amputações traumáticas em membros inferiores. O questionário envolvia assuntos tanto de dados pessoais, escolaridade, estado civil, o tempo de amputação, idade no momento da amputação, e se havia relação da amputação com o acidente de trabalho entre outros. Com base nos dados desta pesquisa, foram avaliados 78 amputados de membros inferiores, e logo que se deu concluída o processo de reabilitação, apenas 10,2% haviam retornado ao trabalho e 23% da amostra apresentou algum tipo de sequela relativa ao acidente.

Segundo CINELLI *et al.* (2016) nos dados obtidos em sua pesquisa no ano de 2011, estima-se que 15% das amputações realizadas são de membros superiores, e está relacionado a perda de capacidade funcional e laboral do paciente, sendo assim sua capacidade de trabalho e empregabilidade apresentam uma grande redução, por ter sua capacidade de manipulação comprometida.

A amputação é caracterizada como uma subtração parcial ou total de um membro do corpo humano, por isso que durante seu processo de reabilitação, tanto física quando psicológica, ouso da prótese se torna uma alternativa bastante interessante para acelerar o retorno as suas atividades rotineiras.

Segundo ZUNIGA (2015) temos um grande número de pessoas com deficiência, e que continua crescendo, principalmente crianças com amputações traumáticas e congênitas. Muitas vezes ocorre que as condições para a adaptação da prótese são dificultadas pelo tipo sofrido e extensão da amputação, no caso das crianças ainda temos o seu crescimento. De acordo com o mesmo estudo, ocorre que muitas vezes os recursos financeiros familiares e até mesmo seguros de saúde não cobrem os custos que, quando relativo a uma mão amputada, variam de $4.000 a $20.000 dólares.

Para tentar amenizar estes problemas, uma melhor concepção dos projetos das próteses, tornando estas próteses mais funcionais e mais leves em comparação as mesmas de anos passados, tem sido objeto de muitas pesquisas. Tem-se procurando também uma melhor tolerância da relação amputado-prótese e um controle maior sobre os seus movimentos. (CARVALHO *et al.*,2000, SCHULZ *et al.*, 2001, LOPES *et al.*, 2011)

O uso de novos produtos, de materiais não antes conhecidos, mas agora comuns no mercado industrial, o desenvolvimento da robótica e principalmente a criação e popularização da impressora 3D, do Scanner 3D e das máquinas que possuem o controle numérico computadorizado (CNC); está por muitos está sendo considerado como Terceira Revolução Industrial. Desta forma, ocorreu um grande desenvolvimento de ferramentas e produtos com custo de produção relativamente baixos para desenvolvimento de novos projetos (LIMA e CORRÊA, 2016).

Segundo WEN (2016), há um grande apelo da comunidade médica internacional a fim de que com a facilidade de acesso a uma impressora 3D, os acadêmicos e médicos possam ter melhores formas de estudo da anatomia humana. Ele destaca três grandes características desta evolução:

a) A facilidade no uso de softwares na criação e construção de um produto ou peça 3D (modelagem);

b) O estudo de movimento interno dos componentes do corpo, com a utilização de recursos dinâmicos, para que desta forma se torne mais fácil entender e ensinar os funcionamentos dos processos fisiológicos e patológicos de uma forma mais clara e sucinta;

c) facilitar a interação, aluno e professor, melhorando o processo de aprendizagem quando são usadas a impressão 3D de um componente do corpo humano.

Estudos como o de CASSEMIRO (2002), propõe o desenvolvimento de novas tecnologias a fim de facilitar o acesso e até mesmo a aquisição de próteses não só funcionais, como ativas. Com isso trazendo uma melhor qualidade de vida e também uma enorme contribuição com relação a atividade social e econômica do amputado.

Neste estudo foi realizada uma modelagem cinemática, implementação computacional e simulação dos movimentos de forma a reproduzir a anatomia humana e os movimentos originais dos membros. Foram analisados membros inferiores e superiores. Também foi estudado o uso de SMA no lugar dos atuadores que são utilizados na construção da prótese. Para isso foi utilizado um controlador CLP para controlar o músculo artificial através da aplicação de uma corrente elétrica nos fios de Nitinol.

As ligas que possuem memória de forma se fazem muito adequadas a diversos tipos de aplicações para situações que exista a necessidade de baixo ruído e algum

tipo de trabalho mecânico realizado (SILVA *et al*., 2013), em áreas como a reabilitação robótica (BUNDHOO *et al*., 2008), Biomedicina e próteses (CUNHA, 1999; SONG e MA, 2007) e utilização aeroespacial (LAGOUDAS,2008), o que atorna uma excelente e inesgotável fonte de estudos e com diversas pesquisas em ramos variados.

Por apresentarem grande potencial de aplicações para ser explorado, existem muitos estudos e desenvolvimentos de próteses para membros superiores em todo o mundo. Esta liga é usada com as funções de músculos, permitindo que os movimentos sejam os mais naturais e as próteses sejam as mais leves possíveis e apresentem baixo custo. Existe também uma grande necessidade de inclusão do paciente amputado, não só social, mas também profissional e financeira, de forma a permitir que o amputado tenha uma melhor qualidade de vida e independência física.

Com base no contexto apresentado, o objetivo desta dissertação é adicionar o uso de ligas que possuem memória de forma, conhecidas como SMA (*Shape Memory Alloy*), como um atuador em protótipos 3D de quirodáctilos (dedos humanos) criados para serem aplicados em próteses, possibilitando assim uma movimentação mais orgânica possível desta prótese. Por apresentarem menores custos de produção pode-se tornar seu uso mais acessível para uma relevante parcela da população.

Para atingirmos este objetivo, foi criado um protótipo de um quirodáctilo plotado em uma impressora 3Dcom as dimensões e formatos mais próximos possíveis de um dedo humanoide. O “dedo” apresenta articulações e foi projetado para o usar molas de torção fabricadas de SMA como atuadores. Esta atuação será produzida pelo aquecimento da mola por efeito joule e será controlada através de uma placa arduíno, de fácil manuseio e arquitetura livre.

Após a criação do quirodáctilo foi elaborada uma metodologia para se obter a carga que cada mola é capaz de imprimir para realização de pequenas tarefas, tais como carregar compras do mercado e segurar o celular por exemplo. Com uma célula de carga ligada ao arduíno foi obtido, através da criação de um algoritmo em Java, a leitura da carga produzida pela mola de torção de SMA. Foi também medido o tempo de reação e os ângulos obtidos no protótipo.

O trabalho é dividido em seis capítulos, distribuídos da seguinte forma:

No capítulo 2, é apresentado uma revisão bibliográfica abordando características físicas de membros superiores e os tipos de amputações existentes.

Uma breve descrição sobre as SMAs e com suas aplicações como atuadores, mas principalmente o seu uso como atuadores em próteses também é apresentada.

No capítulo 3 é mostrada a metodologia adotada no desenvolvimento desta dissertação, onde se destacam a escolha mecânica do quirodáctilo de um membro superior, o material usado para prototipagem, a geometria das molas e tipos de conformação usadas e uma exposição sobre a plataforma de dados referente ao sistema implantado.

No capítulo 4 são expostos os resultados experimentais obtidos, como por exemplo, a caracterização dos fios, ensaios das molas de torção, ensaios e validações das cargas e movimentos dos quirodáctilos.

Por fim, no capitulo 5sãoapresentados as conclusões e os próximos passos que poderão ser desenvolvidos em futuros trabalhos.

CAPITULO 2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.

2.1 –Membros superiores e amputações

2.1.1 - As mãos humanas.

O órgão motor mais importante para todo ser humano, sem dúvidas são as mãos, presentes em todas as atividades que realizamos do nosso cotidiano. Isso muito se deve a sua capacidade construtivas e mecânicas, e é capaz de realizar tarefas extremamente complexas devido a sua grande maleabilidade e funcionalidade (CUNHA, 2002; CURA, 2005; CAMARGO; 2008).

Sua localização se encontra no extremo de cada membro superior (popularmente chamado de Braço), fato este que possibilita muitas vezes manipulação de materiais mais longínquos, além disso possui um outro quirodáctilo, conhecido como polegar, que possibilita tocar a ponta de cada outro dedo sendo o mesmo bastante utilizado para acertar a força contraposta a outros dedos obtendo a capacidade de efetuar um agarramento de objeto de forma mais eficaz, figura 2.1 , pois o mesmo é localizado um pouco distante e oposto aos demais, possibilitando o uso de ferramentas, aparelhos celulares dentre outras opções. (CURA; 2005; CAMARGO; 2008)

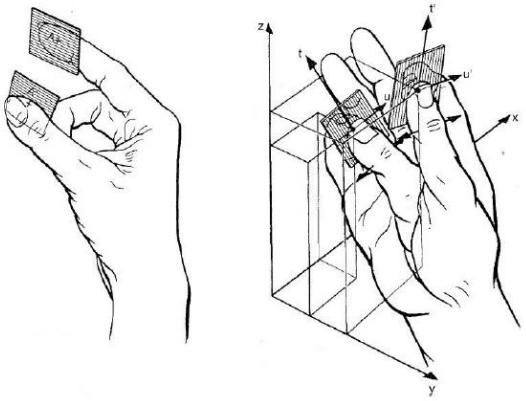


Figura - 2.1 - Utilização do polegar em oposição de outros dedos (XAVIER, 2016)

A sua habilidade única de se adaptar, relativo à sua forma, a diversos objetos se deve a seu conjunto de 23 graus de liberdade (DOF – *degrees of freedom*),

distribuídos por todo seu conjunto, sendo 5 DOF para o polegar, 4 DOF para os outros dedos e sua palma que possui 2 DOF (CAMARGO, 2008).

Esse grande número de graus de liberdade baseia-se nos 27 ossos, 17 articulações e 19 músculos que compõem cada mão, apresentado na figura 2. 2, pertencente aos seres humanos. De modo simplista conforme figura 2. 3, toda essa composição possibilita que os dedos façam movimentos de flexão, abdução, extensão e adução. Existem ainda inúmeros tendões e terminações nervosas que são situados no antebraço (CUNHA, 2002).

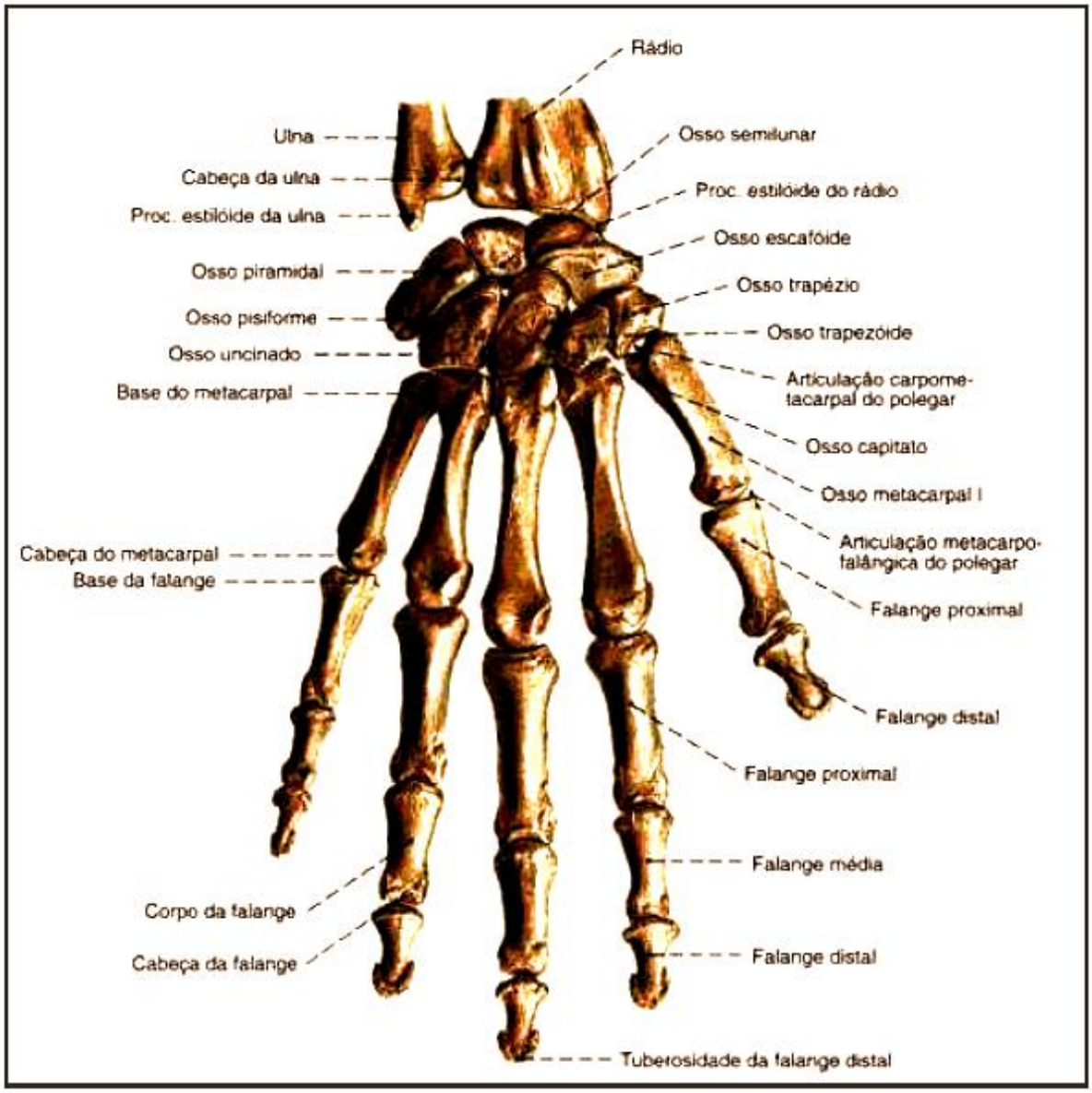


Figura 2. 2 – Visão dorsal dos ossos da mão (VAY, 2015).

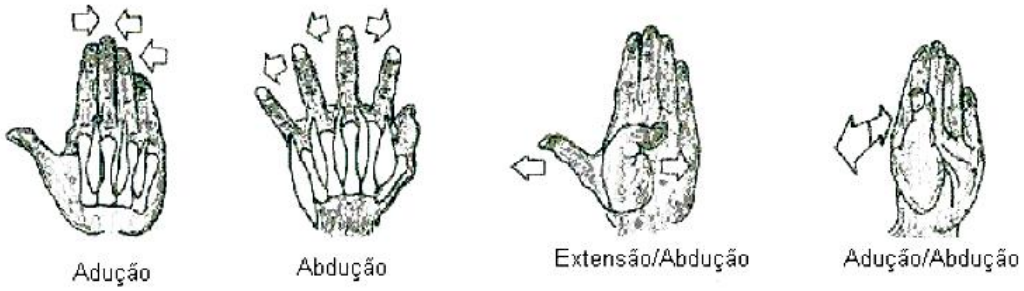


Figura 2. 3 – Movimentos de abdução, adução, flexão, extensão e adução do dedo polegar (CURA, 2005).

Outro componente do órgão motor mais importante do corpo humanos é o CARPO, que faz parte do esqueleto do pulso. O mesmo é constituído por 8 ossos carpais em conjunto dispostos em duas fileiras de quatro que deslizam entre si, os ossos deslizam sobre os outros adjacente a ele. Devido a essa maleabilidade é possível uma grande adaptação óssea ao pulso para a realização dos movimentos. (CAMARGO, 2008).

Para se adaptar aos diversos tipos de objetos de nosso cotidiano, nossas mãos assumem diferentes formas tais como segurar objetos, carregar sacolas, segurar uma bola entre outras. Todas as funções descritas são denominadas de funções estáticas da mão. As tabelas 2.1 e 2.2 mostram diferentes tipos de funções relacionadas aos objetos e nas figuras 2.4 e 2.5, os exemplos de tipos garra e pinça respectivamente (CURA; 2005; CAMARGO; 2008).

Tabela 2.1 – Funções estáticas tipo garra – adaptado de Cura (2005).

Tipo Garra	Configuração	Tipos de objetos
Garra composta	O polegar em abdução com sua polpa em contato coma região da face média do dedo indicador.	Esferas, cilindros, troncos de cones com pequenos diâmetros; paralelepípedos de pequena dimensão e principalmente lâminas
Garra de força	Os quatro últimos dedos envolvem o objeto e o polegar em oposição mantém a garra fechada	Esferas, cilindros, troncos de cones e paralelepípedos que tem pelo menos uma dimensão maior que a mão
Garra em gancho	Semelhante à garra de força, mas o sentido da força aplicada pelo objeto é axial ao braço	Geralmente cilindros ou outras formas de objetos usados como alças
Garra palmar	Semelhante à pinça tridigital, porém todos os dedos envolvem o objeto pressionando-o contra a palma da mão	Esferas, paralelepípedos, troncos de cones e cilindros que se restringem aos limites da mão

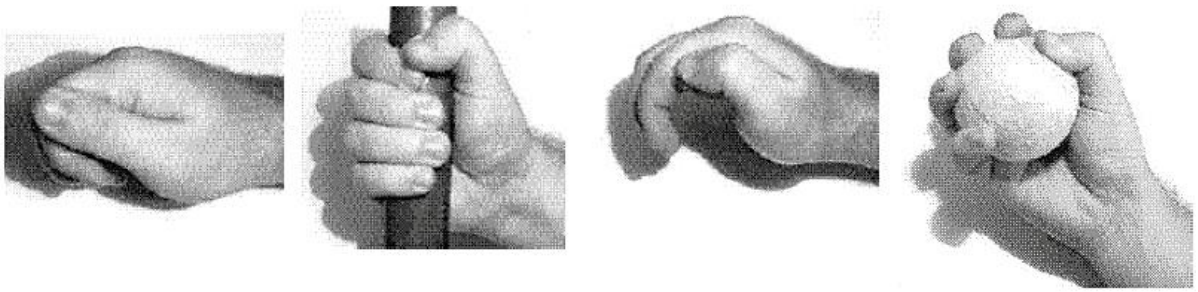


Figura 2.4 – Três formas de garra como citado na tabela 2.1: composta, força, gancho e palmar respectivamente da esquerda para direita (CUNHA,1999).

Tabela 2.2 – Funções estáticas tipo pinça – adaptado de Cura (2005).

Tipo Pinça	Configuração	Tipos de objetos
Pinças tridigitais	Polegar em oposição aos dedos indicador e médio com as pontas dos dedo sem contato entre si	Esferas, cilindros, troncos de cones com pequenos diâmetros; paralelepípedos de pequena dimensão
Pinça de precisão	Polegar em oposição ao indicador com as pontas dos dedos entre si	Esferas, cilindros, troncos de cones com pequenos diâmetros; paralelepípedos de pequena dimensão e lâminas
Pinça de força	Polegar em oposição ao indicador e parte das falanges distais em contato	Esferas, cilindros, troncos de cones com pequenos diâmetros; paralelepípedos de pequena dimensão e lâminas



Figura 2.5 – Três formas de pinça como citado na tabela 2.2: força, precisão e tridigital respectivamente da esquerda para direita (CUNHA,1999).

É por esses movimentos, que a rotina de um amputado de membro superior, se torna tão complicada, tanto nas atividades pessoais como nas relações profissionais. Existe, portanto, a necessidade de adaptação para continuar realizando suas atividades, por isso o uso da prótese se torna indispensável (CAMARGO, 2008).

2.1.2 - Amputações

São utilizadas várias definições sobre o que caracteriza uma amputação, existem algumas correntes que consideram como sendo a remoção cirúrgica, total ou parcial, de um membro ou qualquer parte do corpo. Pode ter partido de um trauma, tais como acidentes automobilísticos, acidentes de trabalho entre outros ou como efeito de uma doença patológica que afetou o membro. É valido ressaltar, que a doença que mais contribui para a estatística de amputações é a vascular periférica, associada a diabetes (PINTO,2015).

Uma perda total ou parcial de um membro causa um grande abalo psicológico no paciente e é ainda conhecida como causadora de um prejuízo triplo no seu portador, sendo responsável por uma perda de função, perda da sensação e alteração da imagem corporal, tanto estética como funcional. Após uma amputação, a pessoa se encontra em uma situação física totalmente diferente e se vê forçada a uma nova realidade. Novas situações e limitações forçam o corpo e o cérebro a adaptação tanto no quesito profissional quanto no pessoal nas suas atividades diárias (PINTO,2005; CAMARGO, 2008).

A reintegração profissional e o nível de atividade funcional dependem consideravelmente do nível da amputação aplicada ao indivíduo conforme exemplificado na figura 2.6.

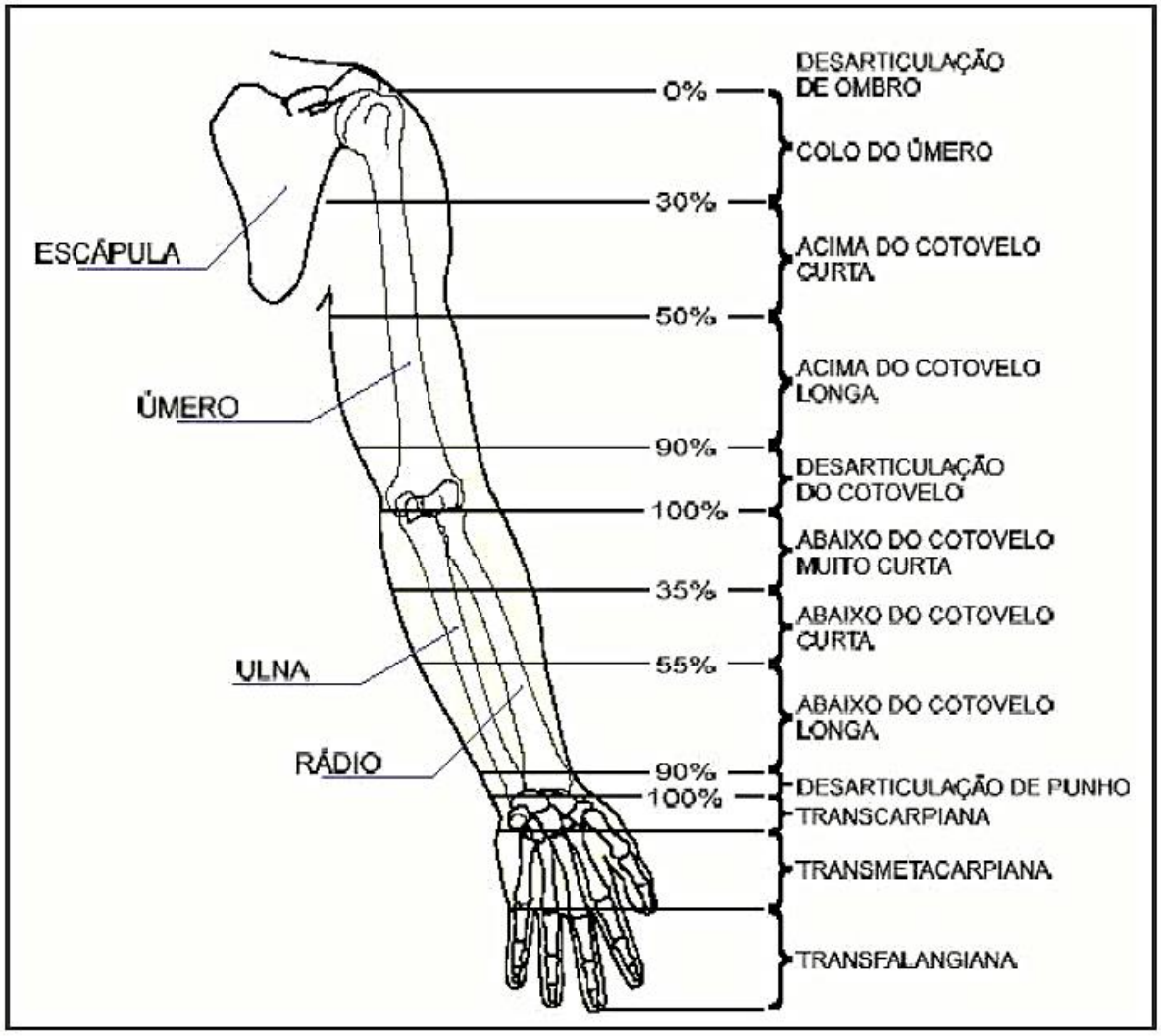


Figura 2.6 – Os níveis de amputação para membros superiores
(KOTTKE, *et al.*, 1984)

Em alguns estudos é mostrado que amputados de membros superiores, no nível distal tem menor nível de internamento e dependência funcional. Já o tipo de amputação com desarticulação de cotovelo e de ombro, são as que mais geram dificuldades para a relação prótese/amputado (PRETO *et al*., 2015).

2.2 –Características e funcionamento das ligas com memória de forma

Devido à grande necessidade de materiais que obtivessem uma maior resistência aliada a um menor peso para certas aplicações, possuindo assim uma capacidade simultânea de cumprir as exigências rigorosas de serviços e trabalhar

como atuadores, fez com que crescessem uma linha de pesquisa em todo mundo sobre materiais inteligentes. (AQUINO, 2011)

Os materiais inteligentes possuem uma capacidade de resposta mecânica a um estímulo externo não só mecânico, como de outras naturezas tais como térmico, magnético, entre outros. Neste contexto Ligas que possuem memória de forma, também conhecidas como SMA (*Shape Memory Allow*), principalmente as constituídas de Níquel–Titânio apresentam uma grande versatilidade em diversas aplicações, tais como médicas, aeroespaciais entre outras. (LAGOUDAS, 2008)

As principais propriedades de uma Liga NiTi SMA variam um pouco dependendo de outros elementos introduzidos a sua matriz. Estas ligas apresentam uma grande capacidade de recuperação de deformações, em torno de 10%, capaz de gerar tensões de 900Mpa, energia de atuação de 10Mj/m^3, capacidade de aplicação de mais de 100mil ciclos, uma grande biocompatibilidade e atuação silenciosa (LAGOUDAS 2008, AQUINO, 2011).

Os comportamentos mais difundidos e mais estudados para uma Liga de SMA são a superelasticidade e memória de forma, pois segundo Lagoudas (2008), as SMAs quando trabalham como atuadores, alteram não só a rigidez, frequência natural, mas também a forma e outras características mecânicas em resposta aos estímulos externos de temperatura e/ou campo magnéticos.

A estrutura cristalina possui um tipo de comportamento em relação aos estímulos termomecânicos aplicados sobre a liga, ilustrado na Figura 2.7 e logo após, na Figura 2.8, mostra a transformação da estrutura martensitica por meio carregamento mecânico e térmico apresentando o comportamento da estrutura cristalográfica das SMA’s.

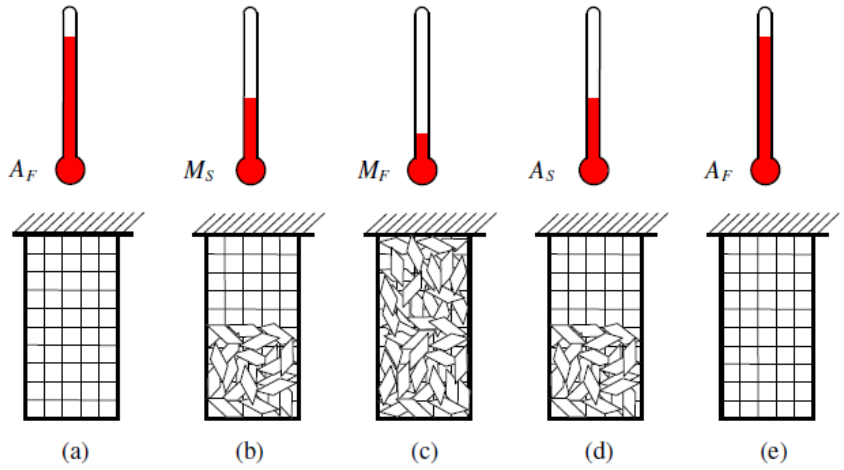


Figura 2.7 – Transformação de fase austenística para martensítica corrida pela variação de temperatura. (AQUINO, 2011)

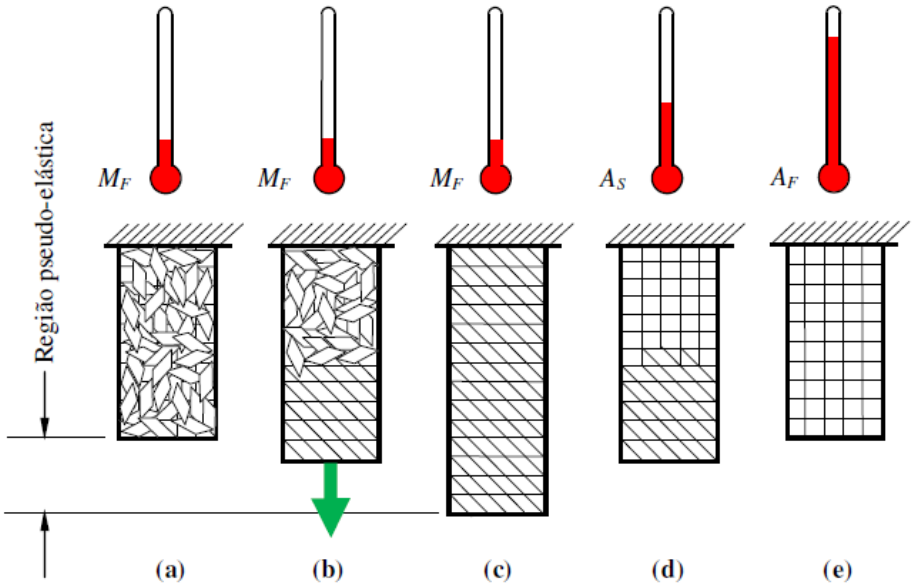


Figura 2.8 – transformação da fase martensitica por um estimulo mecânico e térmico (AQUINO, 2011)

2.2.1 – Transformação de fases nas LMFs

Nas LMFs ocorrem duas fases distintas com estruturas cristalinas diferentes e por consequência propriedades mecânicas distintas. A fase que acontece a baixa temperatura é a fase Martensitica (M) e a que ocorre em alta temperatura é a fase Austenística (A)(DIAS; 2005; OLIVEIRA; 2007; LAGOUDAS; 2008; AQUINO; 2011).

A Austenita possui sua estrutura em formato de CCC, cúbica de corpo centrado, e a fase martensitica possui uma estrutura tetragonal, conhecida como TCC,

Nesta transformação de fase (adifusional) ocorre uma reorganização dos átomos. Por conta disso é um processo que não depende do tempo, mas sim de um estímulo mecânico ou térmico para mudar sua microestrutura. (OLIVEIRA; 2007; LAGOUDAS; 2008; AQUINO; 2011). Cada cristal formado de martensita pode ter diversas direções de orientação, denominadas variantes. Estas variantes podem ser agrupadas em duas formas principais que são a martensita maclada e a não maclada. (DIAS; 2005; OLIVEIRA; 2007; LAGOUDAS; 2008)

A martensita maclada (M_t) é formada por meio de combinações de variantes que já se encontram “acomodadas” sendo induzidas por temperatura (Figura 2.9-b). A martensita não-maclada, geralmente induzida por tensão seja trativa ou compressiva, apresenta apenas uma variante martensitica dominante (M_s), ilustrada na Figura 2.9-c. Para acontecer o retorno a matriz Austenística da liga é necessário um processo de aumento de temperatura. (OLIVEIRA; 2007; LAGOUDAS; 2008; AQUINO; 2011)

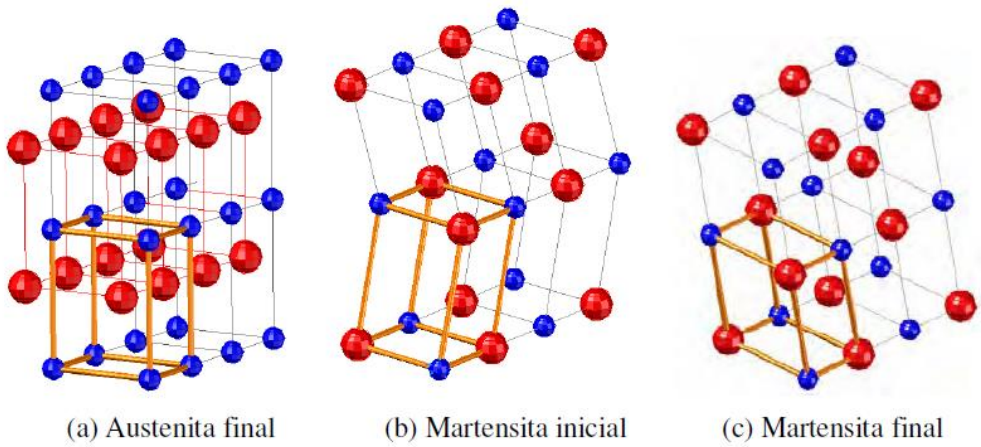


Figura 2.9 – Estruturas da matriz de uma liga com memória de forma – (AQUINO, 2011)

A composição da liga é uma componente extremamente importante no valor das temperaturas de mudança de fase das SMAs, neste contexto existem quatro temperaturas características que marcam o início/fim de cada mudança de fase (DIAS; 2005; OLIVEIRA; 2007; AQUINO; 2011).

A maior parte das transformações ocorrem em uma curta faixa de tempo, em contrapartida tanto o início quanto o término da transformação durante o aquecimento/resfriamento do material se estendem por um maior intervalo de temperatura, e eles dependem de fatores como elementos da liga, tratamento térmico, entre outros.

A histerese térmica é medida entre a temperatura onde existe 50% da fração do material transformado em austenita (A_{50}) e a temperatura onde há a outra metade da fração transformada em martensita (M_{50}), mais conhecida como A_{50}-M_{50} (DIAS; 2005; OLIVEIRA; 2007), como pode ser observado na Fig. 2.10.

As quatro temperaturas características dos fenômenos de mudança de fase que serão apresentadas na Figura 2.10 são as:

- M_s- temperatura de início da transformação direta/martensitica.
- M_f - Temperatura final da transformação direta/martensitica.
- A_s- Temperatura de início da transformação inversa/Austenística.
- A_f- Temperatura de término da transformação inversa/Austenística.

Na figura 2.10 são apresentadas a histerese térmica H_t (H_t= A_{50}-M_{50}), a amplitude térmica do resfriamento denominada e_c (e_c= M_f-M_s) e a amplitude térmica de aquecimento chamada de e_h(e_h=A_f-A_s).

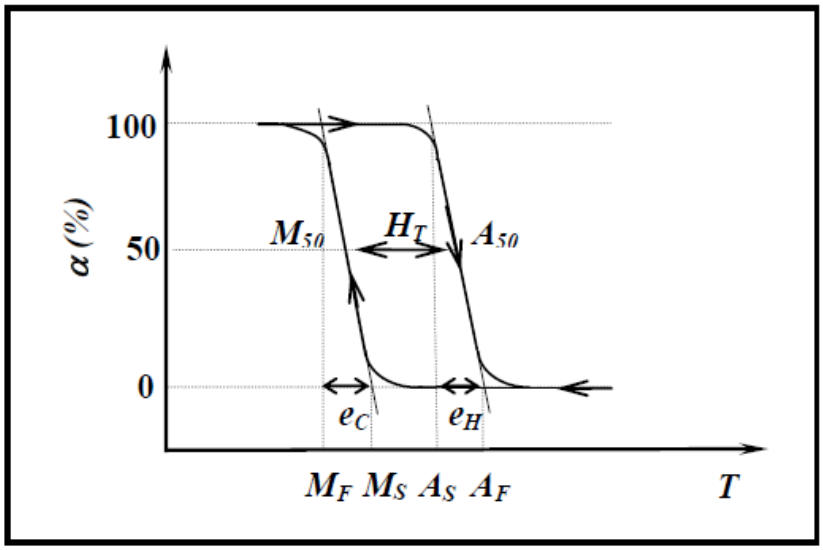


Figura 2.10 - Curva característica de transformação de uma liga com memória de forma (OLIVEIRA, 2007).

2.2.2 – Efeito de superelasticidade.

O efeito da super elasticidade ocorre quando uma liga com memória de forma é aquecida até uma temperatura acima A_f, e por conta disso passa a ter no material apenas a fase austenística, conhecida também como fase de alta temperatura. Nesta temperatura um carregamento pode proporcionar o aparecimento da fase martensitica induzida por tensão, e o material passa apresentar uma deformação nesta fase martensitica. Logo após a retirada da tensão a fase austenística reaparece, ocorrendo a recuperação da forma inicial conforme ilustrado na figura 2.11. (DIAS; 2005; OLIVEIRA; 2007; LAGOUDAS; 2008; AQUINO; 2011)

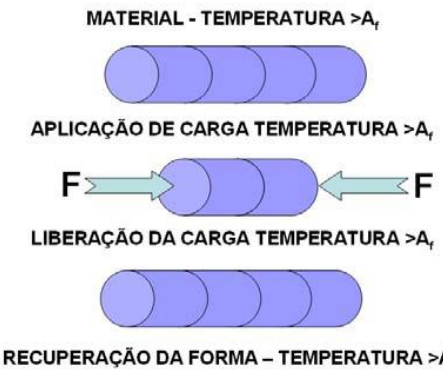


Figura 2.11 – Ilustração do carregamento na Liga apresentando o comportamento superelástico (OLIVEIRA, 2007).

A superelasticidade não é um fenômeno ativado pelo carregamento térmico, e sim uma transformação de fase reversível induzida por tensão, compressiva e/ou trativa que é alcançada quando há uma transformação martensitica induzida por deformação e ocorre para uma temperatura onde há matriz martensitica é instável, ou seja, quando acima de A_f. Conforme mostrado na Figura 2.12. (LAGOUDAS, 2008).

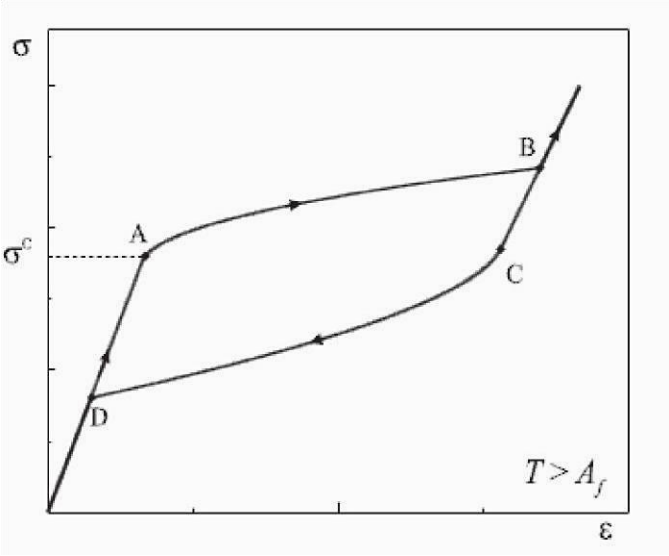


Figura 2.12 – Gráfico de tensão versus deformação do efeito superelástico (ROMANO E TANNURI, 2008).

Na figura 2.12 pode-se observar vários trechos deste efeito:

- Trecho DA – O material tracionado se encontra na fase elástica e no estado austenístico com a temperatura ambiente acima de Af.
- Trecho AB – O material continua sendo tracionado, ocorre o início da transformação da austenita para Martensita (M+), ocorre também o início da histerese do material.
- Trecho BD – No ponto B estado da estrutura é martensitica induzida por tração, com a retirada do carregamento, ponto D, o existe somente a fase austenítica.

  A energia potencial armazenada faz ocorrer a recuperação da deformação do material, induzida pela mudança do estado martensitico para austenístico.

2.2.3 – Efeito de memória de forma.

O efeito de memória de forma (EMF), ocorre quando liga é deformada em sua fase martensitica e logo após a deformação a carga que gerou a deformação, em uma temperatura abaixo de M_s, é retirada e logo a seguir é efetuado um carregamento térmico (aquecimento) acima de A_f, e a liga irá retornar a sua forma inicial/original,

esse efeito apresentado nas figuras 2.13 e 2.14. (DIAS; 2005; OLIVEIRA; 2007; AQUINO; 2011)

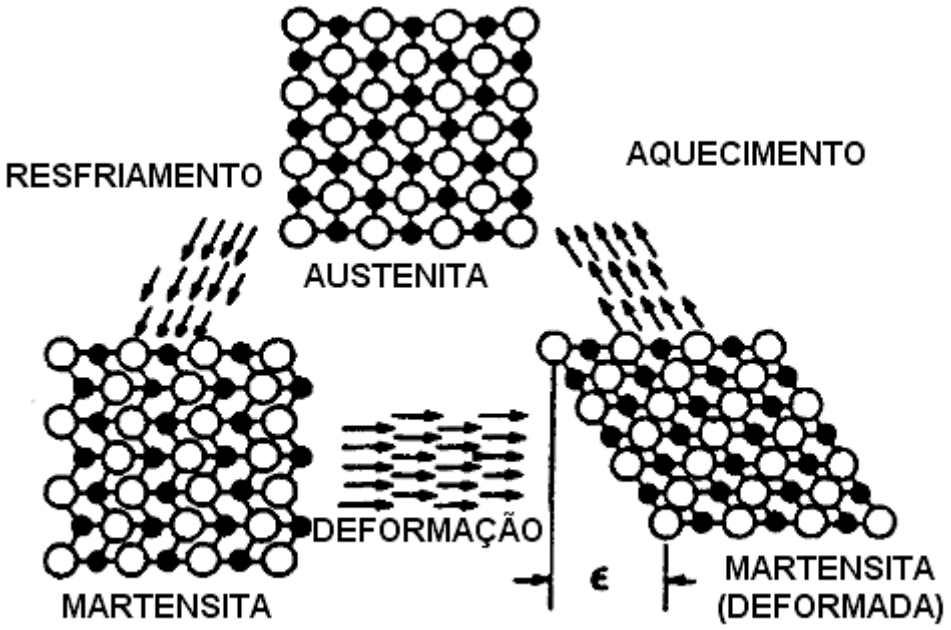


Figura 2.13 – Efeito de memória de forma (OLIVEIRA, 2007).

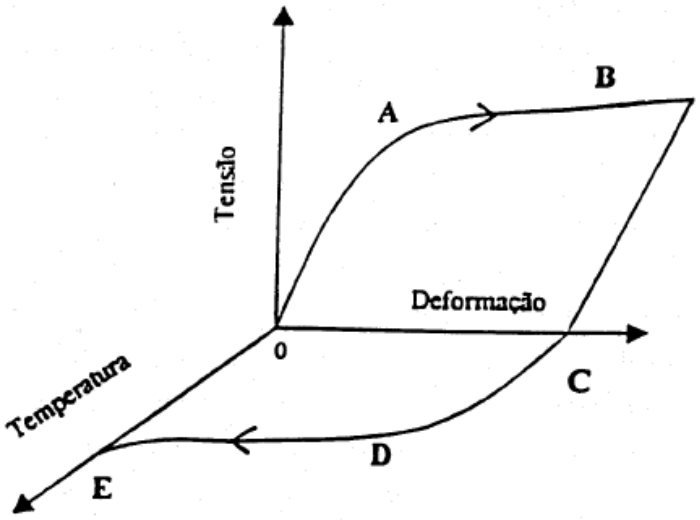


Figura 2.14 - Efeito de memória de forma simples (DIAS,2005).

A Fig. 2.14 apresenta um comportamento que é chamado efeito de memória de forma simples, *One Way* (DIAS, 2005).

No ponto *O,* o material contém somente martensita maclada, quando o mesmo é sujeito a uma tensão que excede a tensão de início da transformação para

martensita não maclada (ponto A), ocorre o processo de reorientação de uma porcentagem de variantes até que para tensão, termina o processo de reorientação da estrutura, agora já denominada martensita não maclada (ponto B).

À partir deste ponto, qualquer aumento de tensão promove uma deformação elástica. O material logo após é elasticamente descarregado (B para C) permanecendo na fase martensita não maclada e possuindo uma deformação residual.

Quando se aquece o material, privando-o de tensão, a transformação reversa tem início quando a temperatura toca A_s, no ponto D, e se completa quando atinge a temperatura A_f, ponto E. Neste ponto somente existe a fase austenística e o material retorna a forma original.

2.3 - Atuadores de SMA e suas aplicações.

A SMA foi introduzida na função de atuador pela primeira vez em 1950. Com sua expansão dentro dos centros científicos do mundo, e novas formas de fabricação e funções, o processo está em franca expansão. As aplicações de SMA na medicina são uma grande evolução para a qualidade de vida dos pacientes, já que o material possui capacidades únicas que nenhum outro tipo de metal como alumínio e titânio possuem e seriam elas o efeito de memória de forma e pseudoelasticidade (ELZEY *et al.*, 2005; LANGE et *al.* ,2015).

De acordo com NISHI *et al.* (2004), podem existir várias aplicações da SMA na medicina em geral, neste trabalho ele projetou um esfíncter anal artificial, conforme apresentado na figura 2.15, trabalhando como atuador e sendo implantado no corpo de um paciente, para fazer a função do reto, que possui incontinência fecal intratável.

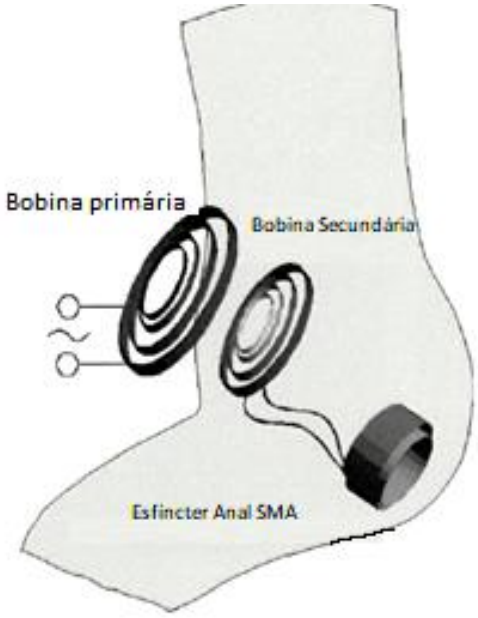


Figura 2.15 – Bobina primária e secundária ligada ao reto artificial do paciente (NISHI *et al.*, 2004)

Segundo VILLOSLADA *et al.* (2015) a ação de atuadores com liga com memória de forma (SMA) possui inúmeras vantagens tais como: alta relação força/massa e recuperação da forma, entre outras características peculiares aos SMA's.

No trabalho proposto por VILLOSLADA *et al.* (2015), que se baseia na ideia de criar um atuador com ligas de SMA, usando alguns tipos de controladores como por exemplo controlador PID, que utiliza um controle proporcional (P) que ajusta a variável de controle de forma proporcional ao erro, um controle integral (I), que ajusta a variável de controle baseando-se no tempo em que acontece o erro e no controlador derivativo (D), que ajusta a variável de controle tendo como base a taxa de variação do erro. Desse modo, o controle consegue modificar e controlar a fase de histerese da liga Nitinol e compensar seus efeitos não lineares para a sua utilização no projeto denominado STAMAS, que pretende criar músculos artificiais que serão aplicados em trajes espaciais, conforme apresentado na figura 2.16.

Este estudo concluiu que para controlar de forma eficaz, se faz necessário o uso do controlador bi linear PID. Porém, por consumir mais potência pode causar a falha do Nitinol por fadiga em curto tempo.

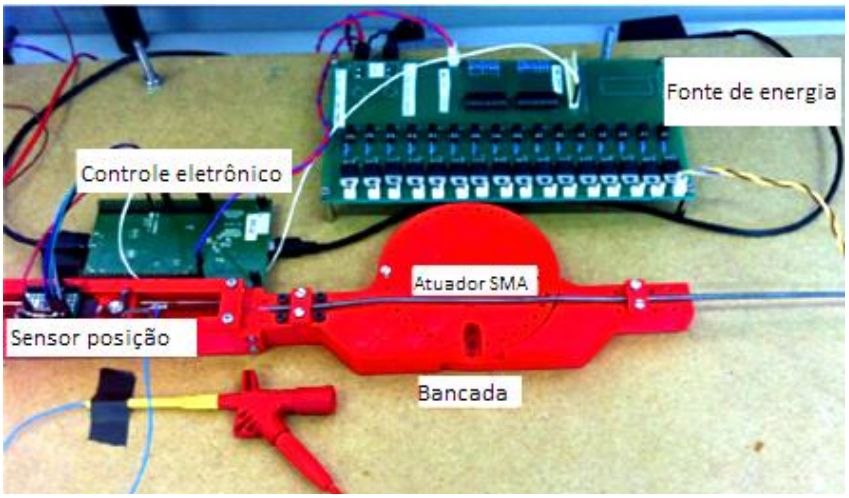


Figura 2.16 – Ensaio de bancada auxiliado por controlador (VILLOSLADA *et al.,* 2015)

Na mesma linha de se conseguir controlar a fase de não histerese, os pesquisadores SILVA *et al.* (2013) utilizaram o princípio da lógica fuzzy para criar um controlador para melhor controlar o esforço mecânico gerado por uma liga SMAs. Este controle procura usaras três principais características desta liga que são a pseudoelasticidade, memória de forma e efeito de memória de forma reversível (TWSME). Os autores indicam que se utilizando o efeito de memória de forma e efeito de memória de forma reversível, pode-se conseguir as forças necessárias para construir um bom atuador mecânico.

No estudo de SILVA *et al.* (2013), houve a montagem de um ensaio experimental para verificação da força e da deformação do fio SMA e a interface elétrica feita para ativação do sistema de controle via lógica fuzzy. As estruturas mecânicas do aparelho foram feitas em alumínio, utilizaram também célula de carga e polias de teflon. A ativação da SMA foi via efeito joule.

Foi utilizado um fio de NiTi com 0,3mm de diâmetro e 600 mm de comprimento, temperatura de transformação em austenita de 30°C. Foi realizado um processo de treinamento da liga para a aparição do fenômeno de TWSME, sendo realizados 100 ciclos de aquecimento e resfriamento com uma tensão constante de 200 MPa, conforme ilustrado na figura 2.17.

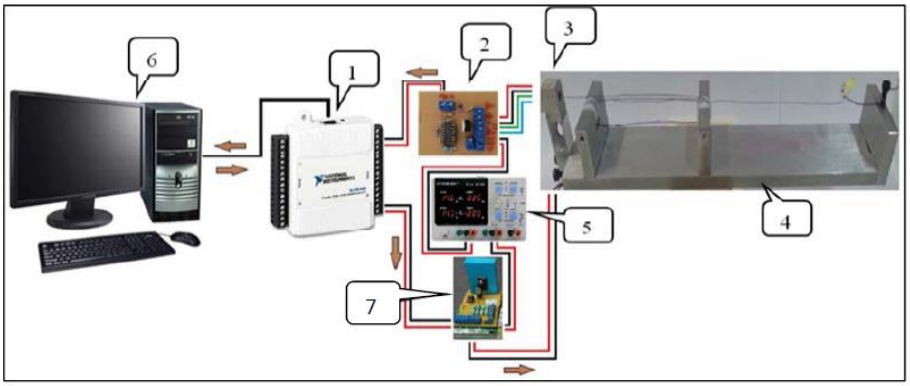
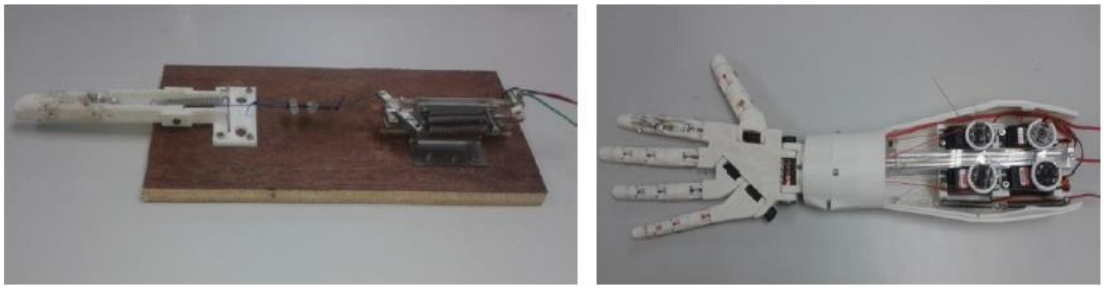


Figura 2.17 – Análise de bancada do controlador e SMA (SILVA *et al.*, 2013)

LANGE (2015), utilizou em seu estudo uma arquitetura aberta denominada Inmoov, Figura 2.18 (a) e (b), onde foi desenvolvido um robô utilizando apenas impressora 3D e servos motores para movimentação de membros superiores. Foi analisado também uma forma de se adaptar no projeto de Langevin, usando SMA no lugar de fios de nylon para a função de tendões.



(a) (b)

Figura 2.18 – Sistemas de estudo de acionamento – (a) Protótipo do dedo com atuador e (b) a mão artificial (LANGE *et al.*, 2015)

Os pesquisadores fizeram o estudo utilizando um fio com 1mm² de seção transversal, para avaliar a deformação recuperável do fio. Nestes ensaios foram encontrados um valor de 2% de deformação, por isso foi desenvolvido um sistema de polias e fios paralelos pois essa deformação não atendeu à solicitação do deslocamento do protótipo do quirodáctilo.Com o sistema de polias com fios paralelos aquecidos individualmente a 6,5V e 1.6 A, observou-se uma dificuldade com a histerese da liga de SMA, e se chegou à conclusão que a tecnologia funciona, mas

ainda precisa de maiores capacidades de controle do efeito não linear (PID) e de diferentes tensões para se atingir algumas posições.

Os autores SREEKUMAR *et al.* (2009) propuseram o uso de SMA como atuador, sendo assim, demonstraram uma preocupação com a forma de controlar a não linearidade, e se propuseram a estudar modelos 3D e validar através de um modelo a deformação e a força que o SMA exerceria no sistema e descobrir a corrente ideal para que acima da mesma se obtivesse o efeito desejado e abaixo não ocorresse deformação no fio, conforme visto na figura 2.19.



Figura 2.19 – Aparato para validação do modelo do atuador e controlador.
(SREEKUMAR *et al.*, 2009)

ZHANG e YIN (2012), pesquisadores de Xangai, propuseram um estudo em que utilizavam o SMA como atuador na função de um tendão muscular, criando assim um músculo artificial que poderia realizar atividades cotidianas da forma mais antropomórfica possível. Em seu estudo foi construído um arranjo com fios de SMA simulando um músculo humano, denominado de músculo artificial, obedecendo os fatores que influenciam diretamente o SMA e que são apresentados na figura 2.20.

Na figura 2.21 é mostrado o arranjo que vai indicar através de uma célula de carga a força de tração total do conjunto.



Figura 2.20 – Relação entre os fatores que influenciam a resistividade da SMA (ZHANG e YIN, 2012)

Com o desenvolvimento dos testes foi observado a necessidade de utilização de mais fios em paralelo, pois em sua forma de repouso, o músculo acaba sustentando algum peso, que poderia causar uma deformação plástica no fio, eliminando assim a sua característica de memória de forma.

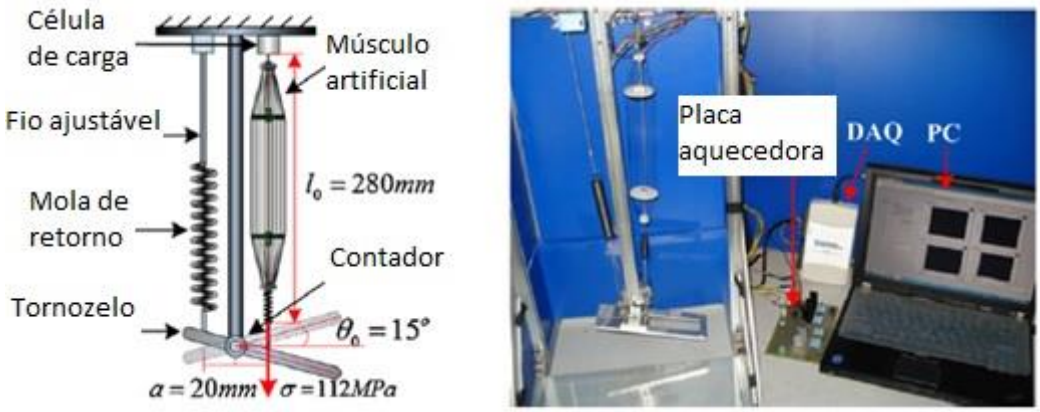


Figura 2.21 – Controlador e ensaio de ativação do músculo artificial (ZHANG e YIN, 2012)

No estudo chegou-se à conclusão de que seria necessário aumentar a frequência de ativação da SMA, outra informação importante seria com relação ao arrefecimento do material, pois se fossem reduzir o diâmetro para arrefecer mais rápido com isso teria que colocar muitos mais fios de SMA para efetuar a força, já que o músculo natural realiza uma força de 939 N e do de SMA apenas 169 N.

2.4–Confecção de molas de SMA.

No trabalho de SANTOS *et al.* (2016), foi apresentado a fabricação e avaliação do o comportamento termomecânico de um atuador usando molas de SMA.O fio foi conformado em um mandril, conforme a figuras 2.22 a e b, depois mantido a uma temperatura de 450°C durante 20 minutos, e em seguida foi resfriado em água, com temperatura de aproximadamente 27°C.Posteriormente foi realizado um treinamento, submetendo a mola a 50 ciclos de carregamento até valores $\varepsilon_{máx}$ = 300% e descarregamento até zero. Este treinamento foi realizado em uma temperatura de 20°C acima de *Af*.

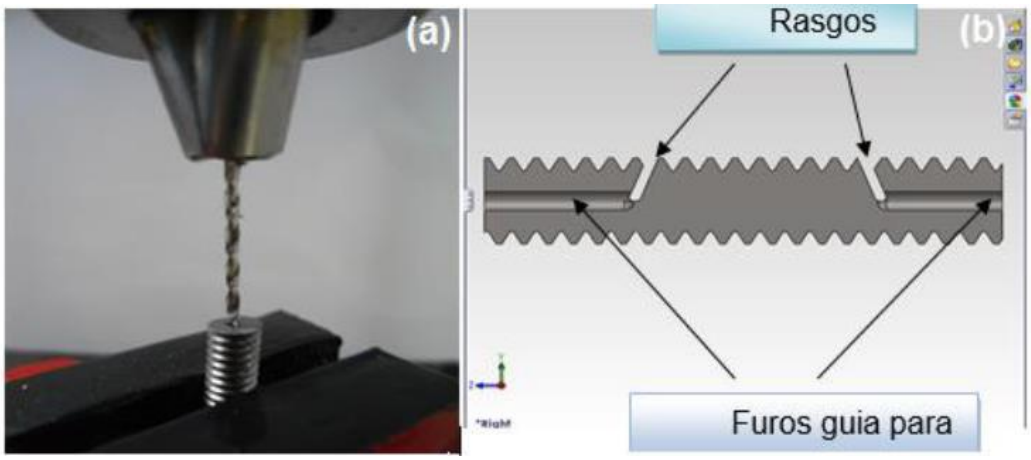


Figura 2.22 – Mandril perfurado e furos para a conformação do fio – (a) Mandril perfurando a barra rosqueada, (b) Ilustração dos rasgos com as guias- (SANTOS *et al.*,2016).

Um modelo de conformação e treinamento de molas helicoidais de SMA para serem utilizadas em um atuador termo ativado foi desenvolvido por FERNANDES

(2016). Foi utilizado um fio de SMA comumente usados sem arcos ortodônticos, com diâmetro de 0,508 mm. O fio foi pré conformado em um mandril cilíndrico e fixado em suas extremidades para não desenrolar durante o processo de conformação, conforme ilustra a figura 2.23.



Figura 2.23 –Fixação do fio de SMA (NiTi) no mandril helicoidal (FERNANDES, 2016).

A mola foi aquecida a uma temperatura de 500°C durante 15 minutos, em um forno controlado, e após o processo foi deixada resfriar dentro do próprio forno conforme figura 2.24.



Figura 2.24 – Aparato usados para controlar a temperatura e aquecer mola (FERNANDES, 2016).

A mola logo após o processo de conformação, sofreu um processo de treinamento que se baseou em um aquecimento da amostra até uma temperatura acima da *Af*, mantendo a mesma durante 5 minutos, na sequência a mola foi comprimida e resfriada a uma temperatura abaixo de *Mf* e mantida na mesma temperatura por 5 minutos, sendo realizados 100 ciclos. Durante seu processo de treinamento se obteve uma recuperação elástica de 53,06% para a mola (figura 2.25).



Figura 2 .25 – Comportamento da mola de SMA durante seus 100 ciclos térmicos (FERNANDES, 2016).

2.5- Exemplos de aplicação em estudos de próteses.

Os pesquisadores VILLOSLADA *et al.* (2015), da Universidade Carlos III, em Madri, desenvolveram uma luva com alguns sensores e atuadores usando SMA (figura 2.26), para reproduzir e gravar os movimentos para a implantação no Inmoov. Foram realizados padrões de movimentos que foram reproduzidos a partir de um estímulo que foi efetuado via sinais eletromiográficos. Os sensores foram acoplados aos dedos e permitiram montar um banco de dados dos movimentos e a criação de padrões a partir dos dados obtidos.

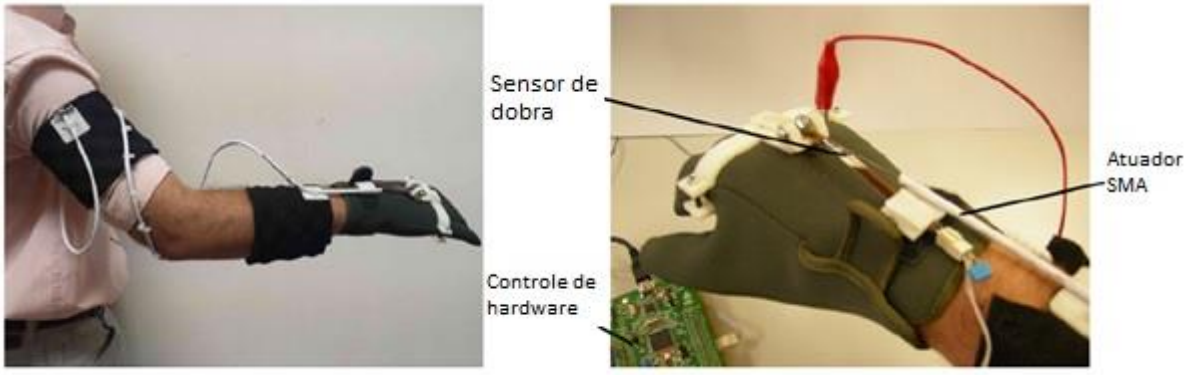


Figura 2.26 – Arranjo entre a luva e o atuador (VILLOSLADA *et al.*, 2014).

Em pesquisa realizada no Brasil por STOPPA E CARVALHO (2015), foi desenvolvido, a partir de uma modelagem matemática, um estudo para analisar os graus de liberdade da plataforma do Inmoov. Esta plataforma robótica foi criada pelo pesquisador e design francês Gael Langevin (2012) para simular todo o corpo humanoide e manter todos os graus de liberdade possíveis quando comparado ao corpo humano (Figura 2.27). Esta plataforma procura facilitar os desafios para aplicação de próteses com movimento natural em seres humanos e também construí-las de um material de custo reduzido.

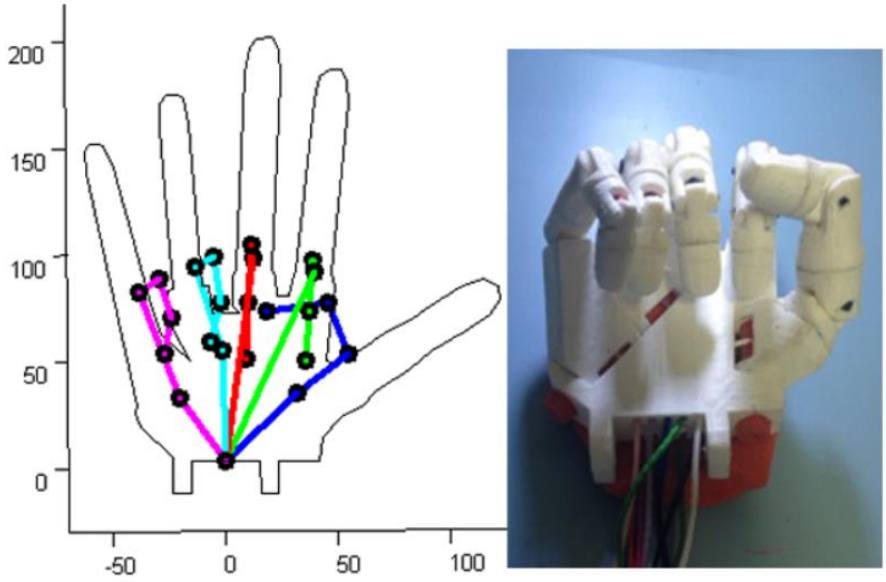


Figura 2 .27 – Modelo simulado e prótese completamente flexionada (STOPPA e CARVALHO, 2015)

ZUNIGA *et al.* (2015), desenvolveram uma mão mecânica, com tecnologia de impressão 3D, para próteses de membro superior de crianças (figura 2.28). O estudo atual faz parte de um projeto denominado “*E-nable the future*”.



Figura 2.28 – Protótipo de uma mão para crianças (ZUNIGA *et al.*, 2015).

LEMUS E ROHMER (2015) desenvolveram na Guatemala, universidade de Galileo, uma pesquisa sobre desenvolvimento de próteses de mãos já com design antropomórfico de modo que seja fabricada em uma impressora 3D (figura 2.29). No estudo foi analisado como input de dados, na comunicação da interface paciente/prótese, o método de eletromiografia e o reconhecimento de padrões utilizando redes neurais. Foi desenvolvido um software e plataforma com modelagem 3D para modelar os movimentos realizados por mãos biônicas.

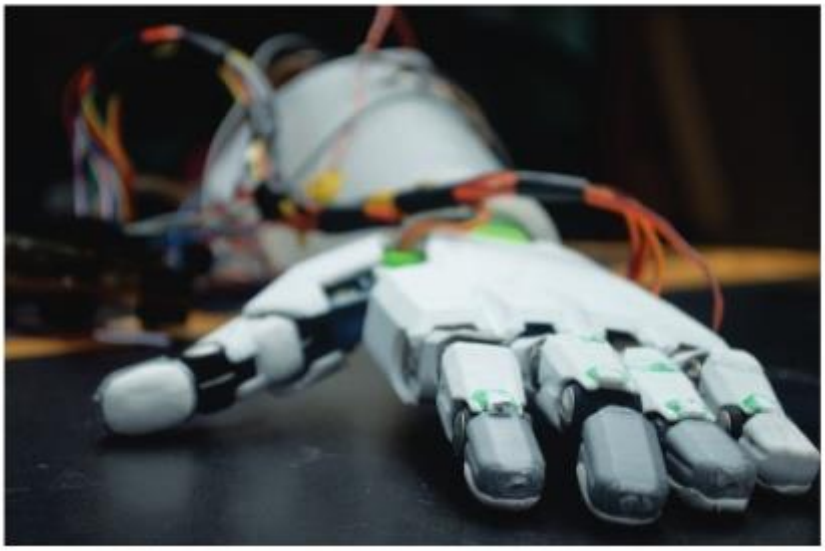


Figura 2.29– A mão biônica 3D de Galileo (LEMUS E ROHMER; 2015).

Seguindo a mesma ideia de projeto de prótese a baixo custo, temos os pesquisadores SURESHBABU *et al.* (2015), do instituto italiano de tecnologia, que desenvolveram o estudo denominado a mão biônica iCub, mostrada na figura 2. 30. Está prótese de baixo custo tem 18 graus de liberdade e apresenta nas articulações das falanges, sensores magnéticos que dão o retorno das informações para o sistema que faz a aquisição de sinais eletromiográficos.

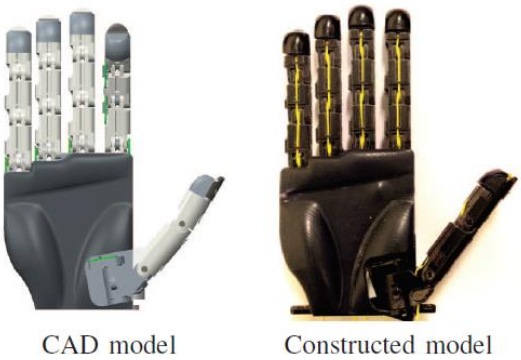


Figura 2.30 – Modelo computacional e físico (SURESHBABU *et al.*, 2015)

BUNDSHOO *et al.* (2008), desenvolveram uma prótese antropomórfica de um dedo, impressa em 3D e acionada por motores especiais, denominados de Miga Motors. Este estudo avalia a condição de uso de um controlador PWM (pulso de largura modulada) combinado com o uso de fios SMA para fazer a função dos tendões

(figuras 2.31 e 2.32). Neste estudo os motores da Miga Motors são acionados por uma bobina de SMA.

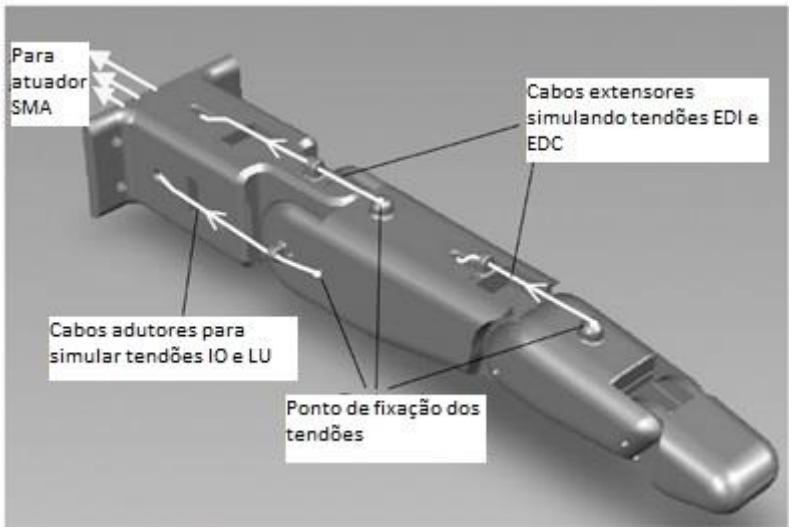


Figura 2.31 – Protótipo de dedo impresso 3D com atuador de SMA (BUNDHOO *et al*., 2008)

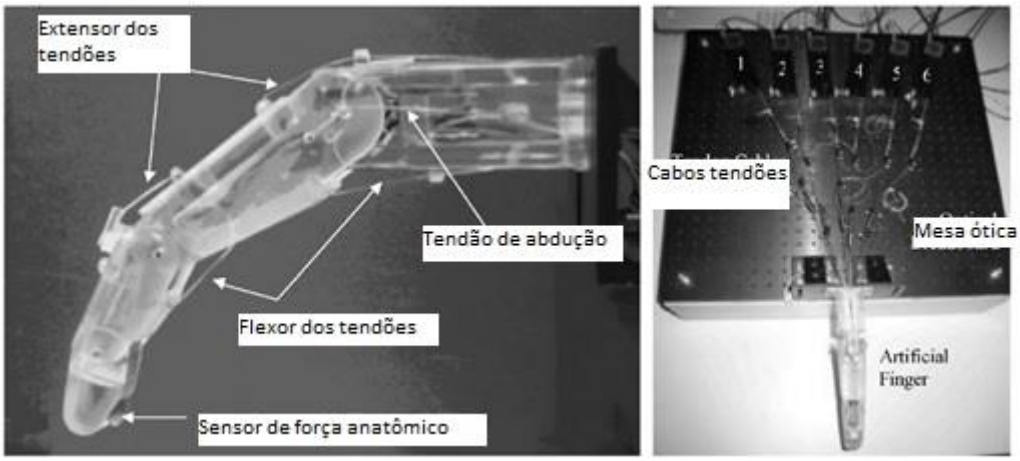


Figura 2.32 – Dedos com tendões de fios de SMA (BUNDHOO *et al*., 2008)

LEE *et al.* (2012), em seu experimento, utilizaram fios de SMA do tipo “músculo artificial” e o retorno era feito por uma mola que trabalhava como um sistema de mola e contra mola, que funcionava dando tração ao dedo, vide figura 2.33. A dificuldade de seu estudo ocorreu de forma que as ligas de SMA escolhidas para o trabalho são de maior valor financeiro quando comparada a NiTi.

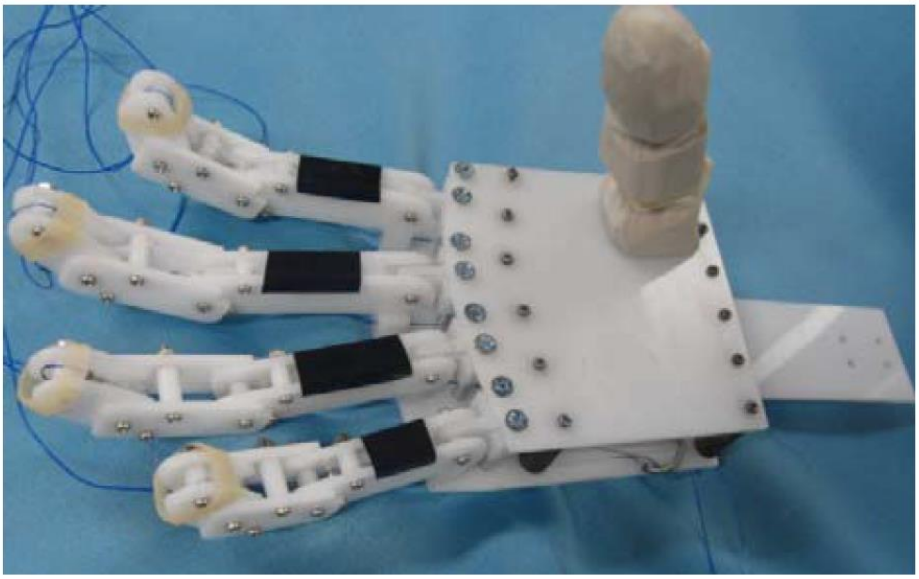


Figura 2.33 – Protótipo utilizando SMA para o sistema de abertura e fechamento das mãos (LEE *et al.*,2012)

O estudo que apresentou um grande avanço neste tipo de tecnologia foi realizado por XAVIER (2016), e compreendeu uma abordagem em que se utiliza a plataforma Inmoov. Foram feitas aquisição de sinais eletromiográficos para a criação de um padrão que se adequasse ao trabalho de LANGEVIN (2012). Desta forma seria possível a utilização de microprocessadores livres como arduíno UNO e programas com licenças abertas para se desenvolver uma prótese para uma pessoa com amputação no membro superior na altura medial do membro.

No estudo foi constatado que é perfeitamente plausível esta abordagem, já que houve uma interação entre o paciente amputado e a prótese via sinais eletromiográficos (figura 2.34).

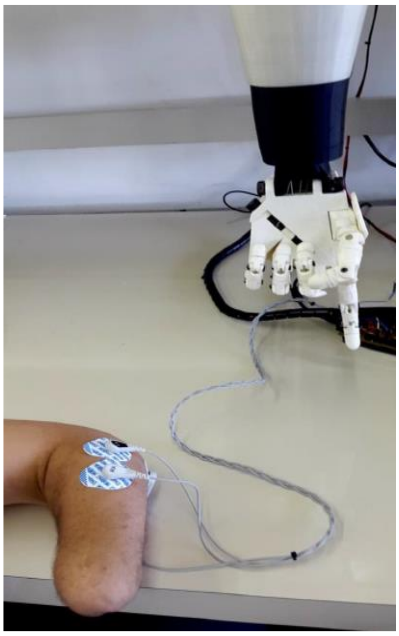


Figura 2.34 – Mão do Inmoov acionada por sinais eletromiográficos (XAVIER, 2016).

Os pesquisadores Gao, Deng e Zhang (2015) em seu estudo partiram de uma ideia de analisar atuadores híbridos, sendo que para uma parte dos movimentos foi utilizado motores de corrente contínua (DC), figura 2.35, que já são amplamente usados em próteses de mãos, combinando a velocidade e força de um micromotor DC aos fios de SMA para melhorar a velocidade do reflexo em relação aos objetos.

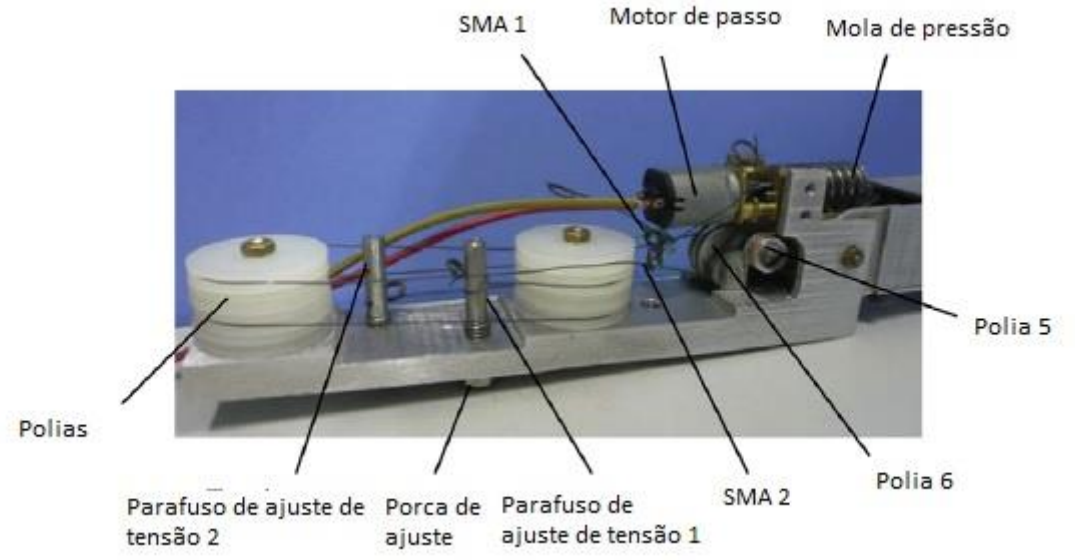


Figura 2.35 – Protótipo SMA / Micromotor DC (GAO, DENG, ZHANG, 2015)

No resultado do seu estudo foi observado que a histerese que sofre o fio SMA no seu processo de transformação de fase, não interferiria no funcionamento normal da prótese, pois para compensar a histerese sofrida pelo SMA, o micromotor aplicaria uma tensão de modo contínuo na prótese, isto é, os movimentos completos seriam realizados com o auxílio do micromotor, mas em um movimento de reflexo do paciente seria utilizado a liga SMA em questão.

CAPÍTULO 3 – METODOLOGIA

3.1 - Estrutura Mecânica do Quirodáctilo Humano de Membro Superior

3.1.1 - Escolha dos fios de SMA para uso

Para o desenvolvimento deste trabalho, foi necessário a produção de uma mola de torção com fios de ligas SMA's, para que a mesma se torne o atuador principal de uma prótese de membro superior. Foram analisados dois tipos de diferentes diâmetros de fios para produção da mola, que será usada para a ativação da prótese.

Os fios de NiTi que foram analisados, apresentam diâmetros de 0,5mm e 1mm com temperatura de ativação em 40°C +- 10°C. Como a pretensão é de fabricar a prótese com o uso de impressora 3D, usando fios de Poliácido Láctico (PLA), e este material não suporta temperaturas elevadas, foram estudados diferentes tipos de próteses antropomórficas.

Para a confecção da mesma, foi realizado um estudo de várias configurações do modelo, de modo a adequar o formato da mola de torção e a antropomorfia dos quirodáctilos dos seres humanos, uma vez que, pretende-se usar este estudo para em uma etapa posterior, a criação de uma prótese de uma mão biônica.

De acordo com Silva *et al.* (2012) as medidas e os ângulos considerados dentro do padrão de um dedo humano prototípico são apresentadas na tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Ângulo e comprimento ideal para as falanges do quirodáctilo proposto – Adaptado de SILVA (2012)

Falange / Junta	Comprimento	Ângulo
Proximal / MCP	44,8 mm	90˚
Medial / PIP	26,2 mm	100˚
Distal / DIP	17,7 mm	80˚

Para aproximar-se destas medidas e satisfazer o uso das molas de torção, foram estudadas diversas geometrias e tamanhos e, com isso, a forma mais próxima que foi obtida se encontram nas figuras 3.1, 3.3 e figura 3.5. Nas figuras 3.2, 3.4 e a figura 3.6 tem-se as geometrias escolhidas já plotadas na impressora 3D. A figura 3.7

apresenta-se o modelo 3D impresso em impressora 3D de marca UP e modelo BOX+, em PLA, montado.

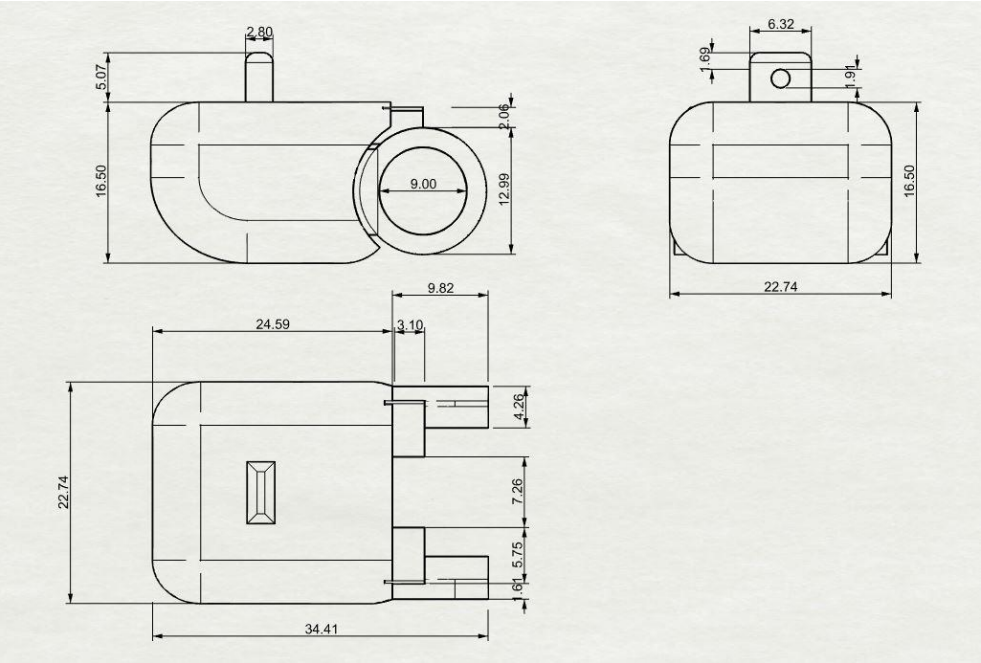


Figura 3.1 - Desenho cotado, em milímetros, da falange distal.

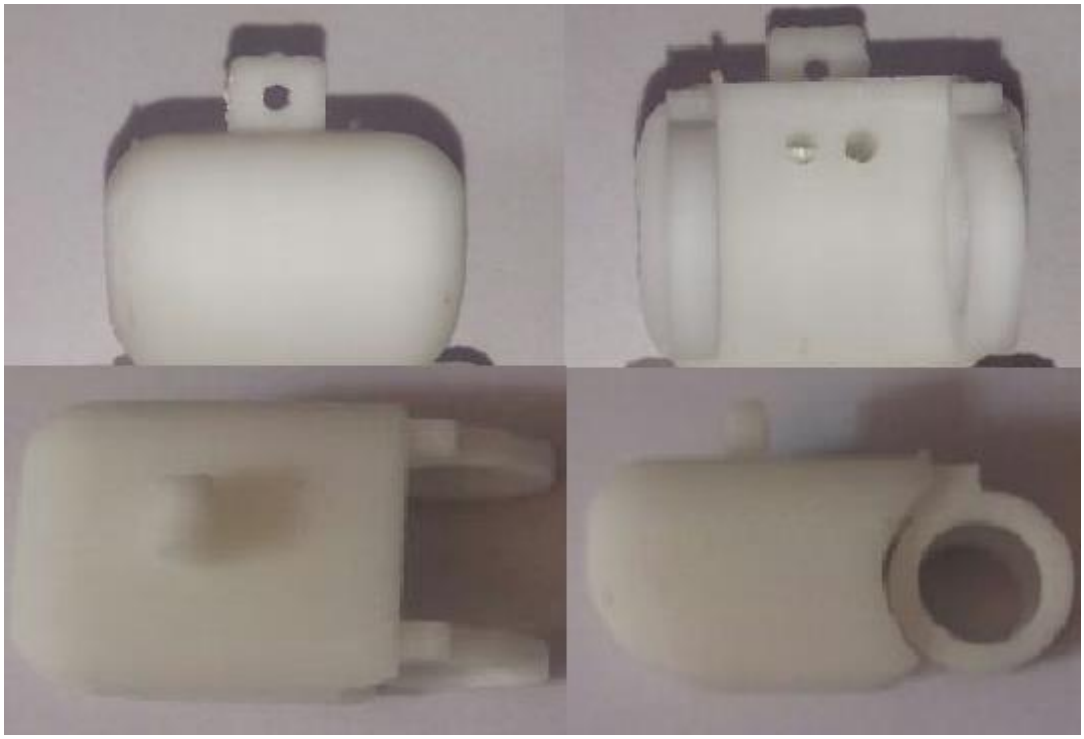


Figura 3.2 – Falange distal impressa.

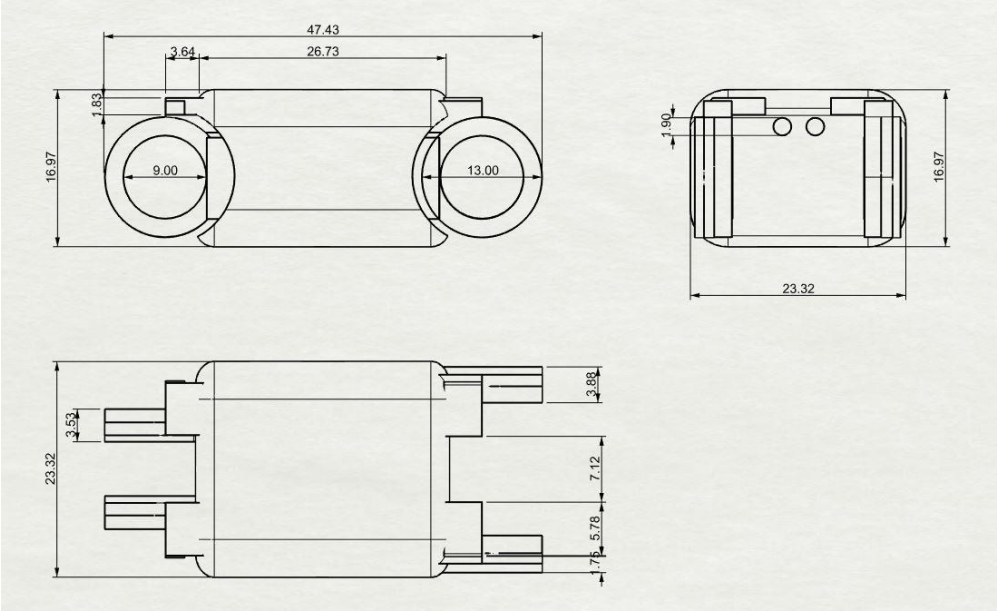


Figura 3.3 - Desenho cotado, em milímetros, da falange medial e proximal.

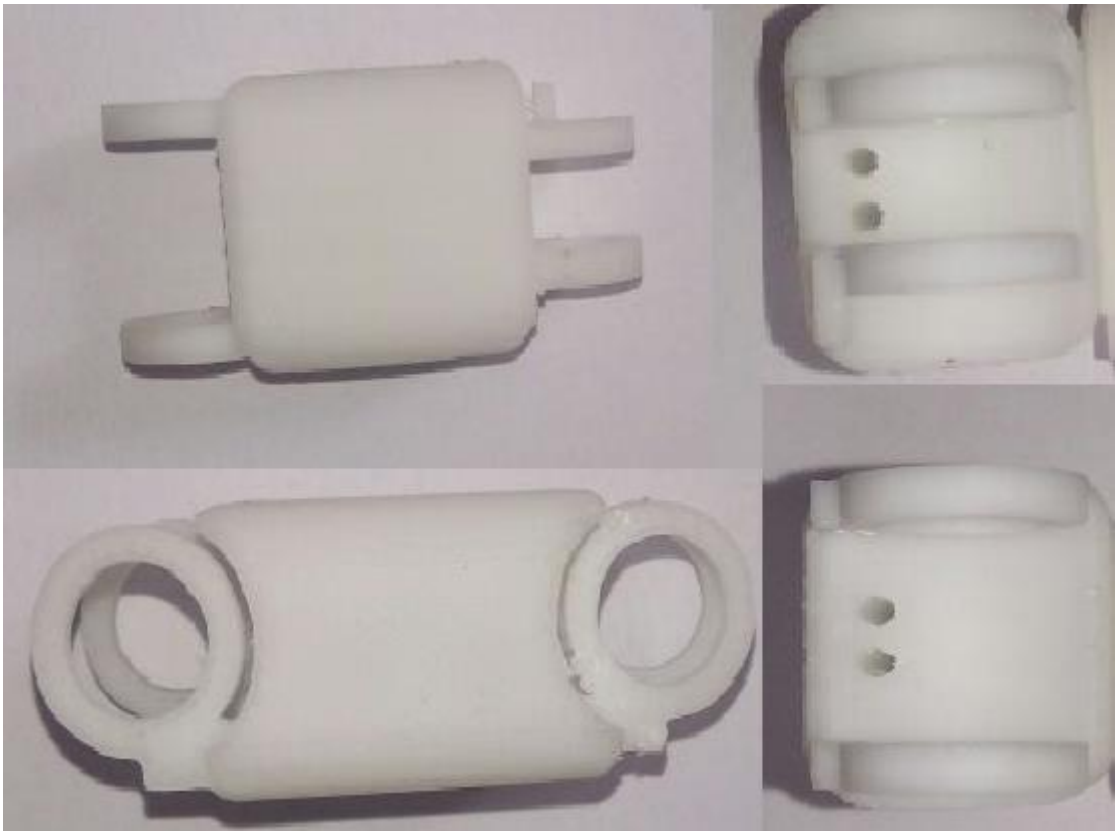


Figura 3.4 – Falange medial e proximal impressa.

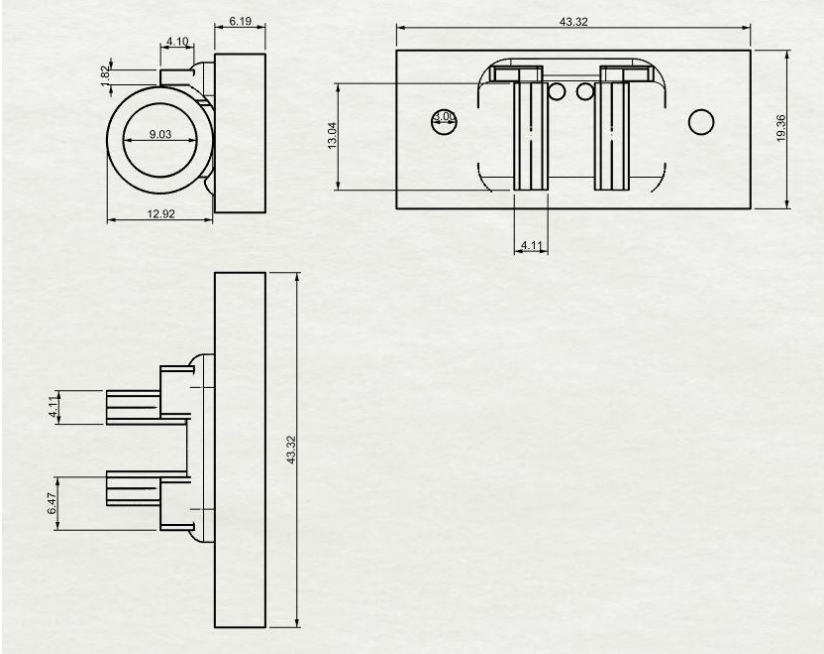


Figura 3.5 - Desenho cotado, em milímetros, da base do quirodáctilo.

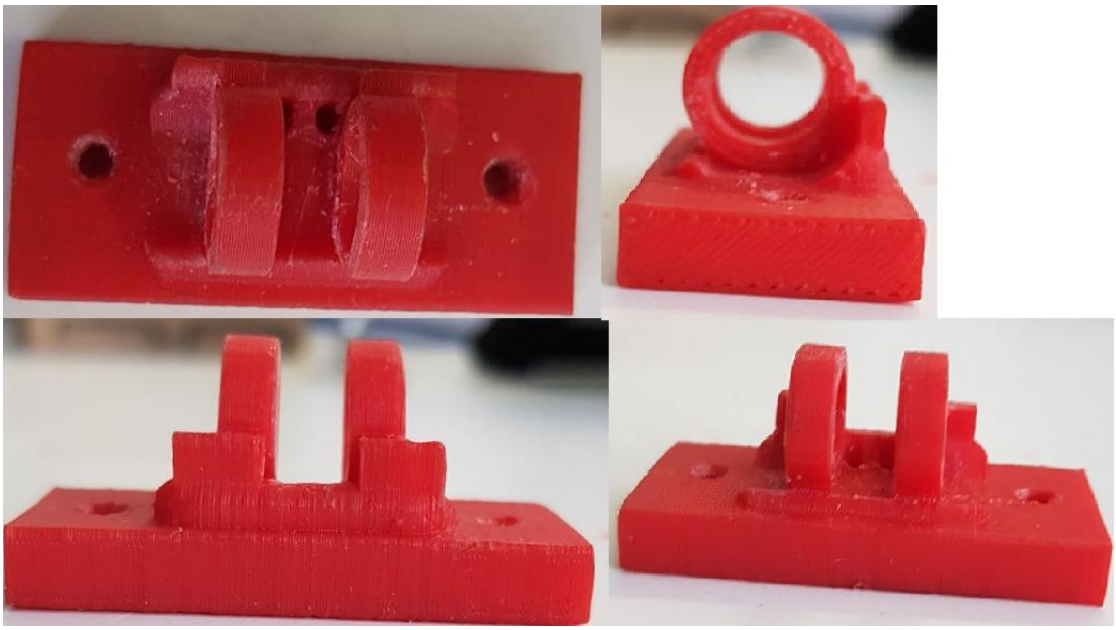


Figura 3.6 - Base do quirodáctilo impressa.

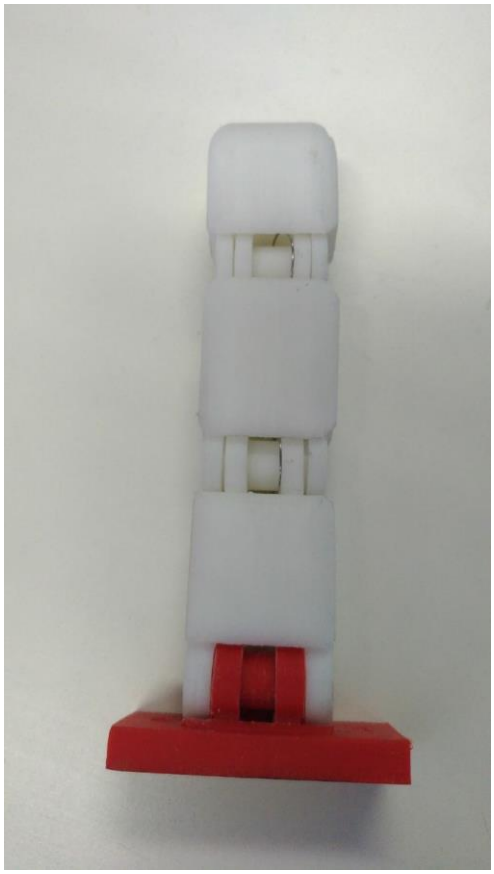


Figura. 3.7 – Modelo 3D impresso em PLA para a realização do estudo.

.

3.1.2 - Material para prototipagem.

Há uma grande gama de aplicações de biomateriais como matéria prima em componentes de prototipagem rápida, esses materiais apresentam uma alta capacidade para implantação direta e uma excelente adequação tanto anatômica como na maleabilidade para modelagem e ajustes dimensionais para cada paciente (MIRONOV *et al.*, 2009).

Para a prototipagem do quirodáctilo foram utilizados filamentos de poliácido láctico (PLA). Esse material possui uma grande gama de aplicações e estudos recentes indicam ser um dos mais promissores biopolímeros atualmente fabricados e com fácil acesso ao grande público. O PLA apresenta boa biocompatibilidade, excelentes propriedades mecânicas, níveis baixos de toxidade e é bioabsorvível. A tabela 3.2 apresenta as propriedades mecânicas desse material.

Tabela 3.2 - Propriedades mecânicas do termoplástico Poliácido Láctico (PLA) – Adaptado do fabricante 3DLab.

Propriedades da matéria prima		
Densidade	1,24	g/cm3
Temperatura de fusão	185	°C
Temperatura de transição vítrea(Tg).	60	ºC
Limite de escoamento	66	MPa
Resistência a flexão	130	MPa
Módulo de Elasticidade	4.350	MPa

Resultado do ensaio de tração segundo a norma ASTM D638 - Corpo de prova impresso		
Propriedades		
Limite de escoamento	24,8	MPa
Módulo de Elasticidade	1.896	MPa
Limite de ruptura	46	MPa
Alongamento	3,69	%

Resultado do ensaio de dureza segundo a nora ASTM D 2240 - Corpo de prova impresso		
Propriedade		
Dureza Shore D	85	Shore D

Resultado ensaio HTD segundo a norma ISO 75 - Corpo de prova impresso		
Propriedade		
Temperatura HDT	55,11	°C

3.2 – Fabricação das molas de torção

A fabricação das molas de SMA foi realizada à partir de uma conformação mecânica e um posterior um tratamento térmico destas molas (HEIDARI *et al*., 2016). O comportamento termomecânico das molas de SMA muda drasticamente com o processamento do material, seja mecânico ou térmico (LAGOUDAS e MILLER, 2001; HEIDARI *et al.,* 2016). Então, será importante definir os parâmetros dos tratamentos térmicos (temperatura e velocidade de resfriamento), em função da aplicação em que será usada a mola de SMA fabricada.

3.2.1- Caracterização dos fios de Nitinol

Para fabricar as molas de torção foram utilizados fios de memória de forma com diâmetros de 0,5 e 1 mm, fabricados pela empresa Nexmetal. Junto com o material foi fornecido a composição química do fio, como pode ser visto na tabela 3.3.

Tabela 3.3 – Composição química do fio (porcentagem mássica) – Adaptado do fabricante Nexmetal.

Ni	H	C	N	O	Ti
55	0,001	0,05	0,001	0,05	44.8*

*Balanceado

As temperaturas de início e fim de transformação de fase dos fios foram obtidas experimentalmente utilizando-se um calorímetro DSC (do inglês, *Differencial Scannning Calorimeter)*. O experimento utiliza um calorímetro Netzsch DSC-200 F3.

O experimento usando o calorímetro considera a comparação de uma amostra da liga em relação a uma referência. O procedimento do teste monitora a quantidade de energia e a temperatura em um processo de variação constante de temperatura. Quando ocorre a transformação de fase, o calorímetro controla a quantidade de calor fornecida para compensar a energia que é cedida ou absorvida pelo sistema. Os resultados desta compensação, mostra o calor latente da transformação de fase, sendo possível identificar as temperaturas de início e fim de transformação de fase para o material da mola de SMA.

Foram realizados ensaios de DSC nos fios antes, e depois da conformação/tratamento térmico, para se analisar o quanto a conformação e o tratamento térmico influenciam nas temperaturas de transformação de fase. Nestes ensaios utilizou-se uma taxa de aquecimento/resfriamento de 10°C/min e em todas as molas conformadas foram retiradas as amostras do mesmo ponto para análises e todas as amostras são da região entre elos da mola, conforme figura 3.8.

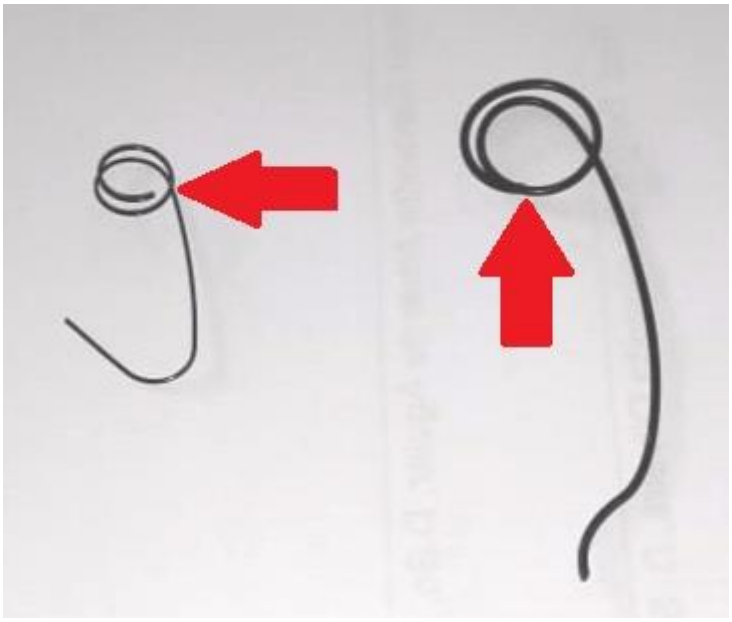


Figura 3.8 – Região de corte das molas.

3.2.2 – Ensaio de tração

Para fazer uma melhor caracterização dos fios de NiTi, foram realizados ensaios de tração nas amostras antes da conformação. O ensaio de tração foi realizado no laboratório do CEFET campus maracanã, Laboratório de compósitos e adesivos (LADES), em uma máquina tração da marca Instron, modelo 5966, em amostras de fios de 0,5 e 1mm de diâmetro. Os fios foram carregados com uma taxa de 0,8 mm/ min até atingirem a tensão de 230 MPa.

Autores como Pértile (2005) citam que a curva de tensão versus deformação da martensita pode ser dividida em 3 etapas bem definidas, como apresentado na figura 3.9

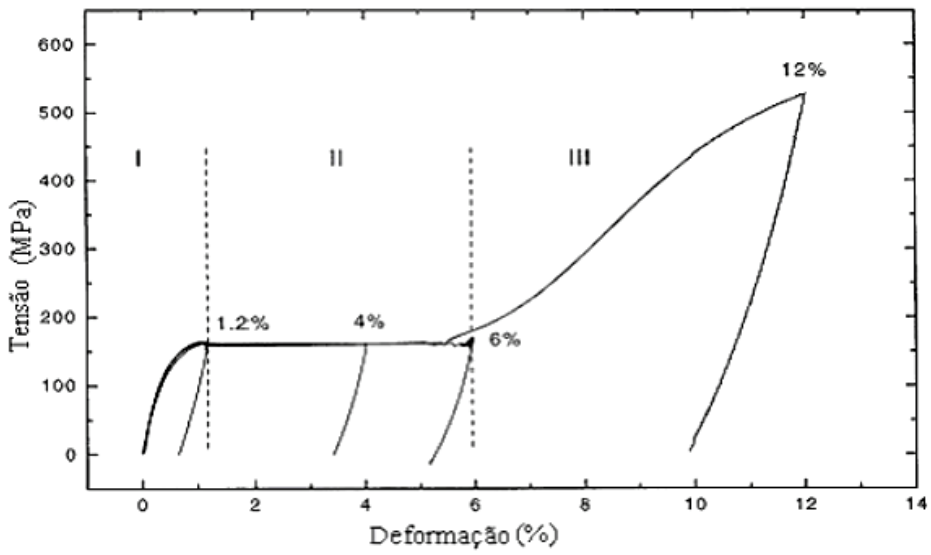


Figura 3.9 - Curva tensão x deformação com etapas divididas (PÉRDILE, 2005)

As deformações no início do patamar de tensão, como pode ser observado na figura 3.9, são de aproximadamente 2%, no meio do patamar são de aproximadamente 4% e um pouco acima do final do patamar de tensão entre 6 a 12%.

Na interface para a terceira etapa, ocorre uma deformação plástica irreversível, com isso para a amostra conseguir ter o efeito da memória de forma mecânica ou térmica o processo deve se encerrar até o final da etapa II.

3.2.3 - Conformação mecânica dos fios

Para a conformação do fio foi utilizado o aparato mostrado na figura 3.10 e um forno para o tratamento térmico da mola. Foram confeccionadas molas de torção com 8,5 mm de diâmetro externo e com 4 espiras ativas com os fios de 0,5mm de diâmetro e 17,9 de diâmetro externo e com 4 espiras ativas com os fios de 1mm; O aparato usado para a confecção das molas e apresentado na figura 3.10.

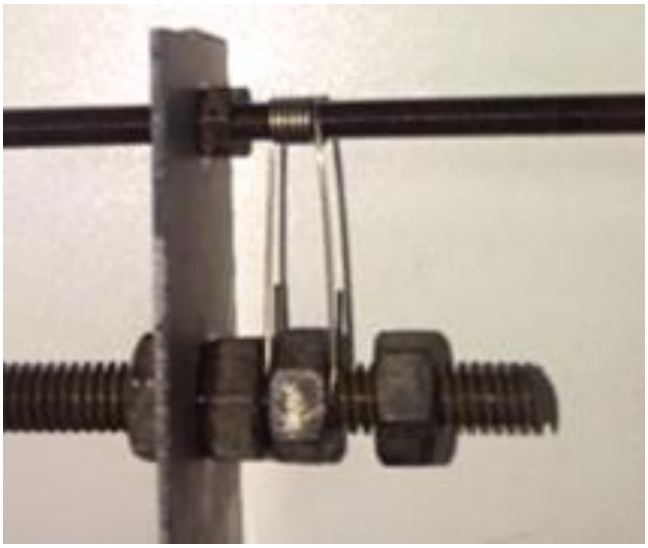


Figura 3.10- Mola de torção no aparato antes do tratamento térmico

Após a conformação as molas foram colocadas no forno controlado (Mufla micro processado, fabricante Quimis, modelo Q318M), apresentado na Figura 3.11, do laboratório de metalografia do campus Santa Cruz da Universidade Estácio de Sá.

Primeiramente a mola foi colocada no forno com temperatura de 470 °C por 30 minutos e em seguida foram realizados 03 tipos de resfriamento nas molas, que são resfriamento na água, ao ar e dentro do forno. Após a conformação e todos estes tratamentos, foi observado que o fio continuou com efeitos de memória de forma.



Figura 3.11 – Forno utilizado para tratamento térmico.

O tratamento térmico da amostra sendo resfriada na água foi realizado da seguinte forma, o forno foi ligado e quando alcançou a temperatura de 470°C, o aparato contendo a mola conformada foi colocado dentro do forno durante 30 minutos. Logo após este tempo ela foi resfriada através da imersão do aparato em um tanque com a água em temperatura ambiente (25 °C).

O tratamento seguinte foi semelhante ao descrito anteriormente, a mudança foi que logo após a mola ser retirada do forno, ela ficou em uma bandeja na bancada do laboratório, que possui temperatura controlada de 25°C, ou seja, foi resfriada ao ar.

O próximo tratamento se dará nos mesmos moldes dos anteriores, a mudança foi que tão logo após os 30 minutos a 470°C, a temperatura do forno será reduzida para 250°C por 30 min e logo depois dessa etapa, o forno será desligado e resfriará. Levando assim ao resfriamento do material no seu interior, ou seja, aparato será resfriado dentro do forno.

As figuras 3.12 e 3.13 apresentam as molas de torção após o tratamento térmico.

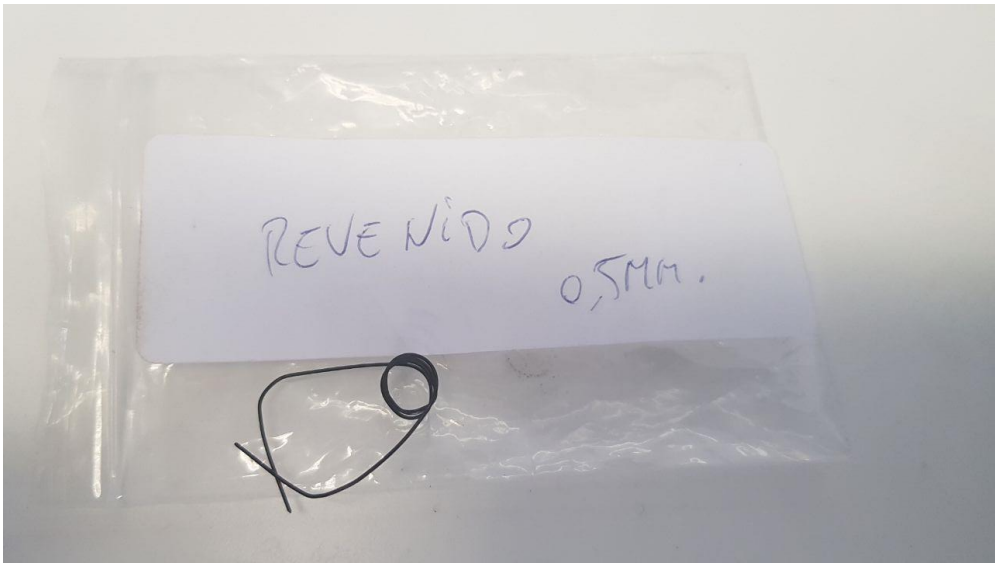


Figura 3.12 – Mola de torção resfriada no forno, diâmetro do fio de 0,5 mm.

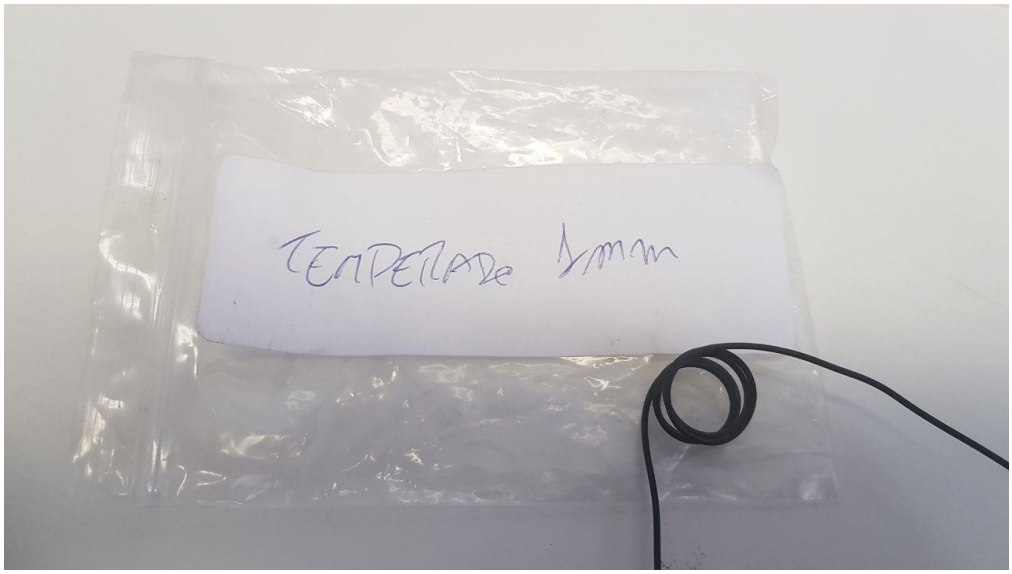


Figura 3.13– Mola de torção resfriada na água, diâmetro do fio de 1 mm.

3.2.4–Aparato para medir a força produzida por uma mola de torção de SMA.

Com a finalidade de efetuar análise da carga gerada pela mola de torção, foi necessário recorrer à literatura para desenvolver um modo de se obter tais dados. Como não foi encontrado nada já estudado nesse sentido, foi essencial a criação de um modelo físico, que conseguisse captar os dados de carga impostas pela mola, com baixo custo, simples construção, boa resposta e confiabilidade do sistema (XAVIER, 2016).

Para se obter os carregamentos foi empregada a plataforma arduíno UNO, que é uma tecnologia com código aberto, com um micro controlador Atmega 2560 e entradas e saídas digitais. Esta arquitetura digital foi escolhida por apresentar uma grande versatilidade e por permitir a possibilidade de se usar outras placas periféricas, chamadas de *Shields*, que podem ser anexadas à placa principal e programadas, utilizando a linguagem C++. A facilidade de se encontrar bibliotecas com diversos códigos montados, alta disponibilidade de dados e diversos modelos de plataformas que possam ser anexadas a placa principal fomentaram a escolha desta plataforma (XAVIER, 2016).

Para se realizar as medições foi necessário o desenvolvimento de uma programação em linguagem C++ e a utilização do software do próprio arduíno (arduíno IDE) para a inserção do código na placa principal.

Este código é apresentado no apêndice A ao final da dissertação e também é apresentado um código em Java script para a leitura e captura das medições, juntamente com o código para obter a plotagem dos dados via excel (apêndice B).

Para se obter a carga produzida pela mola de torção quando se aplica uma corrente nesta mola, foi utilizada uma célula de carga e um *Shields* modelo HX711. O mesmo, foi desenvolvido para converter as alterações de valor de resistência dos sensores (sinal analógico), utilizando uma ponte de *West Stone*, para sinais digitais a serem interpretados pela programação que foi inserida no arduíno.

Como os sensores não produzem uma grande variação no sinal de saída, foi importante utilizar um amplificador de sinal, e com isso melhorar a leitura deste sinal.

O *Shields* se comunica pelo padrão TTL232, que é muito simples, apresenta elevada sensibilidade, boa velocidade de medida, possui uma tensão de serviço de 5VDC, corrente de funcionamento de menos de 10mA, diferencial de entrada de +- 40mV, precisão dos dados e é de 24 bits.

O HX711 é adaptado para receber as informações da célula de carga e a mesma utiliza como sensor ativo o strain gage para sua mensuração. A célula de carga utilizada (Fabricante MWS e modeloSen.Pes 1kg), possui dimensões de 12,7 mm x 12,7 mm x 80 mm, faixa de trabalho de 0,01g a 2000g, com variação de 5%, tensão de funcionamento de 3~15V DC e uma potência nominal de 1,0mV/V +- 0,15mV/V.

As ligações entre célula de carga e o shield foram as seguintes, fio vermelho, preto, branco e verde da célula de carga respectivamente no shield nas entradas E+, E-, A- e A+. As ligações entre o shield e a placa Arduíno UNO foram as seguintes, GND, DT, SCK e VCC do shield para respectivamente 5V, GND, A6 e A5 no arduíno, como pode ser observado nas figuras 3.14 e 3.15.

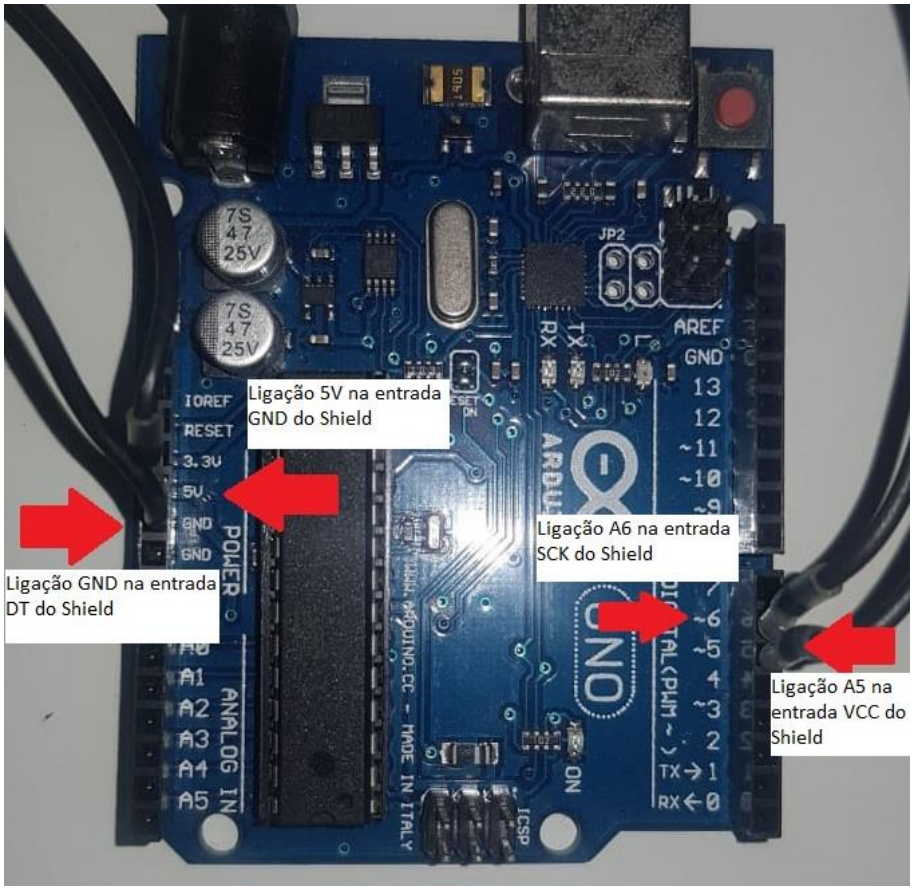


Figura 3.14– Montagem na placa Arduíno.



Figura 3.15 – Montagem da instalação do Shield.

Com a célula de carga e o sistema de leituras montados, foi necessário o desenvolvimento de um aparato que tornasse possível medir a força produzida pela

mola de torção. Para isso foi desenvolvido uma base para suportar a célula de carga e permitir a leitura da carga produzida pela mola de torção, este aparato é mostrado na figura 3.16.

Posteriormente este aparato foi impresso em uma impressora 3Dde marca UP e modelo Box+. A figura 3.17 mostra a célula de carga montada neste aparato.

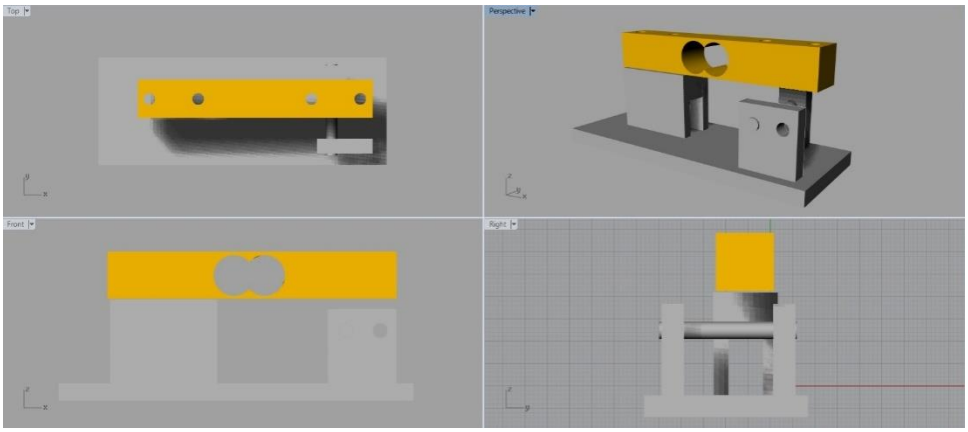


Figura 3.16 – Modelo tridimensional criado no software Rhinoceros.

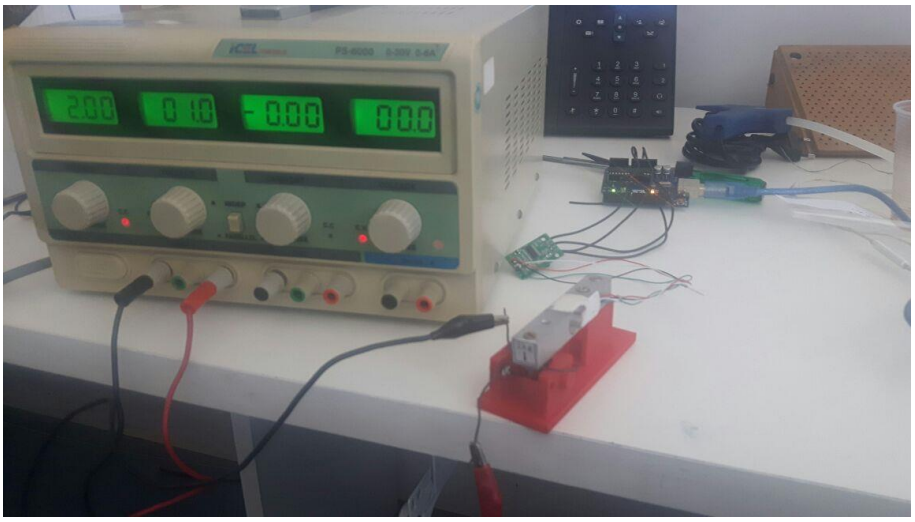


Figura 3.17 – Célula de carga montada no aparato para se obter a força produzida pela mola de torção.

3.2.5- Validações dos ensaios da célula de carga

Dada à necessidade de um sistema de baixo custo, a célula de carga (Fabricante MWS e modelo Sen.Pes 1kg) não poderia ter um valor agregado elevado, e por possuir um valor mais baixo não foi enviado o certificado de calibração da mesma. Para que os resultados apresentassem boa confiabilidade foi necessário comparar os resultados encontrados com uma célula de carga já calibrada. Para isso

foram utilizadas massas de 110g, 200g, 600g e 1kg e uma balança calibrada, conforme a figura 3.18, certificada pelo Inmetro.



Figura 3.18 – Certificação Inmetro da balança calibrada.

3.3 -Estudo para mensuração dos ângulos de rotação do protótipo.

Para uma melhor validação deste estudo é necessário avaliar os ângulos de rotação produzidos no protótipo pelas molas de torção de SMA. Seria conveniente usar uma interface que fosse amigável e de fácil aplicabilidade para garantir tais princípios foram analisadas algumas plataformas como o SolidWorks, Rhinoceros e AutoCad. Mas como a melhor forma de se obter os ângulos era por meio de imagens e vídeos, estas plataformas devido a não facilidade de operação foram descartadas.

Foi analisada uma interface disponibilizada por uma Universidade Espanhola, a Universidade Politécnica de Valência, especializada em análise de movimentos e ergonomia.

Essa ferramenta de análise online, que tem seu próprio navegador, é mostrada na figura 3.19. Por ser gratuita e apresentar facilidade na sua utilização foi a ferramenta utilizada para a obtenção dos ângulos e também para analisar os movimentos do protótipo.

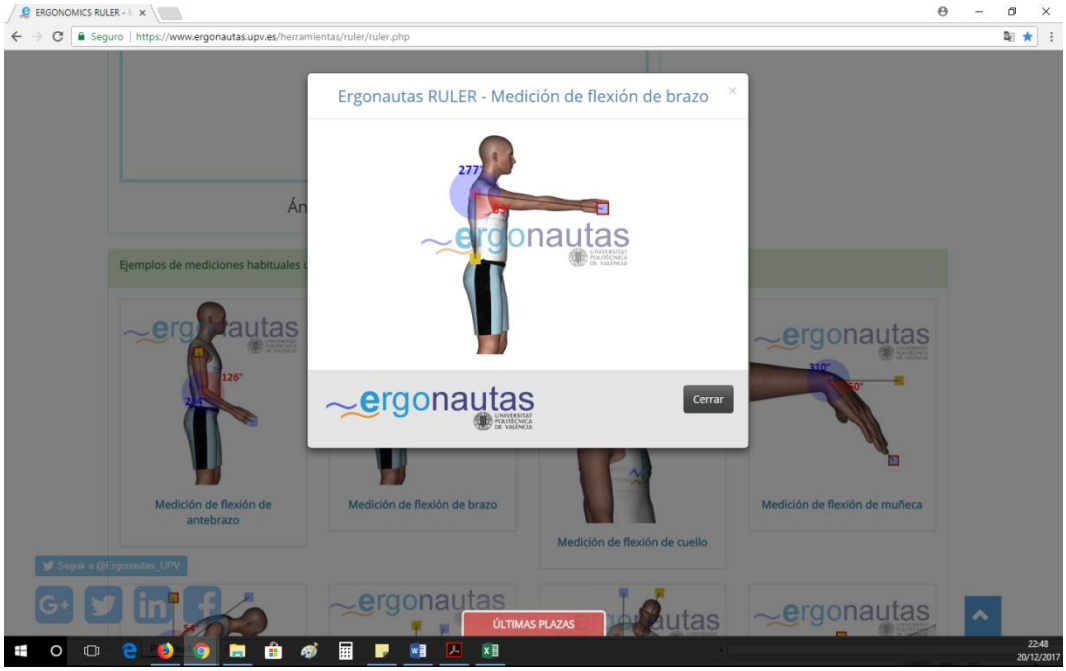


Figura 3.19 – Interface *Ergonautas Ruler*, (Universidade Politécnica de Valência, 2017)

CAPÍTULO 4 –ANÁLISE E RESULTADOS

4.1-Estrutura química dos fios de NiTi.

Para obter mais informações sobre as condições dos fios adquiridos, os mesmos foram caracterizados, sendo primeiramente avaliados através de uma análise semi quantitativa por espectroscopia de raios x por dispersão em energia, conhecido como EDS (*Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy*).

O EDS é uma técnica analítica usada para a análise elementar ou na caracterização química de uma amostra, a técnica é uma das variantes da espectroscopia por fluorescência de raios x. O resultado do EDS para o fio de 0,5 mm de diâmetro é apresentado na figura 4.1.

Estes ensaios são considerados semi quantitativos e o ensaio de EDS realizado na amostra foi apenas para verificar se a mesma se encontra dentro dos padrões indicados pelo fornecedor.

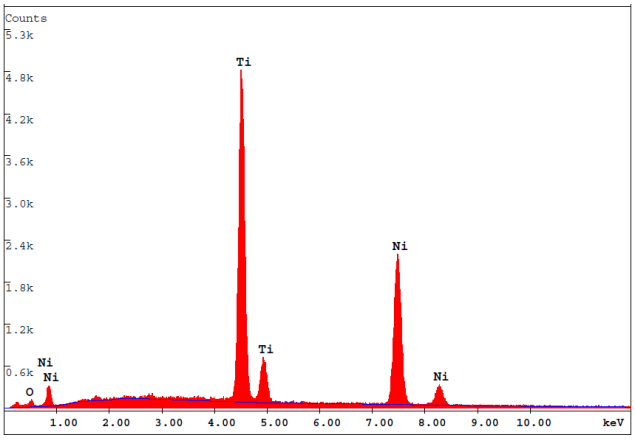


Figura. 4.1 – Análise semi quantitativa EDS da amostra do fio de 0,5mm de diâmetro a 10000X.

4.2 – Ensaios de DSC

Foram realizados ensaios de DSC nos fios de 0,5 mm e 1 mm de diâmetro como recebido e após a realização da conformação/tratamento térmico para se analisar o quanto a conformação e o tratamento térmico influenciam nas temperaturas de transformação de fase e na energia necessária para a realização desta

transformação. Primeiramente foram realizados os ensaios de DSC nos fios de 0,5 e 1,00 mm como recebidos.

Na figura 4.2, pode-se observar que o material do fio de 0,5 mm de diâmetro para temperaturas superiores a *Af* (35,8 °C), sem a presença de carga, é completamente austenístico. Já para temperaturas abaixo de *Mf* (-22,5 °C) é completamente martensitico. Entre As (26,3 °C) e Ms (-10,3°C) se encontra a faixa de histerese, onde não se pode afirmar qual é a orientação das variantes da matriz. Ainda neste gráfico contém a fase R antes da fase martensitica.

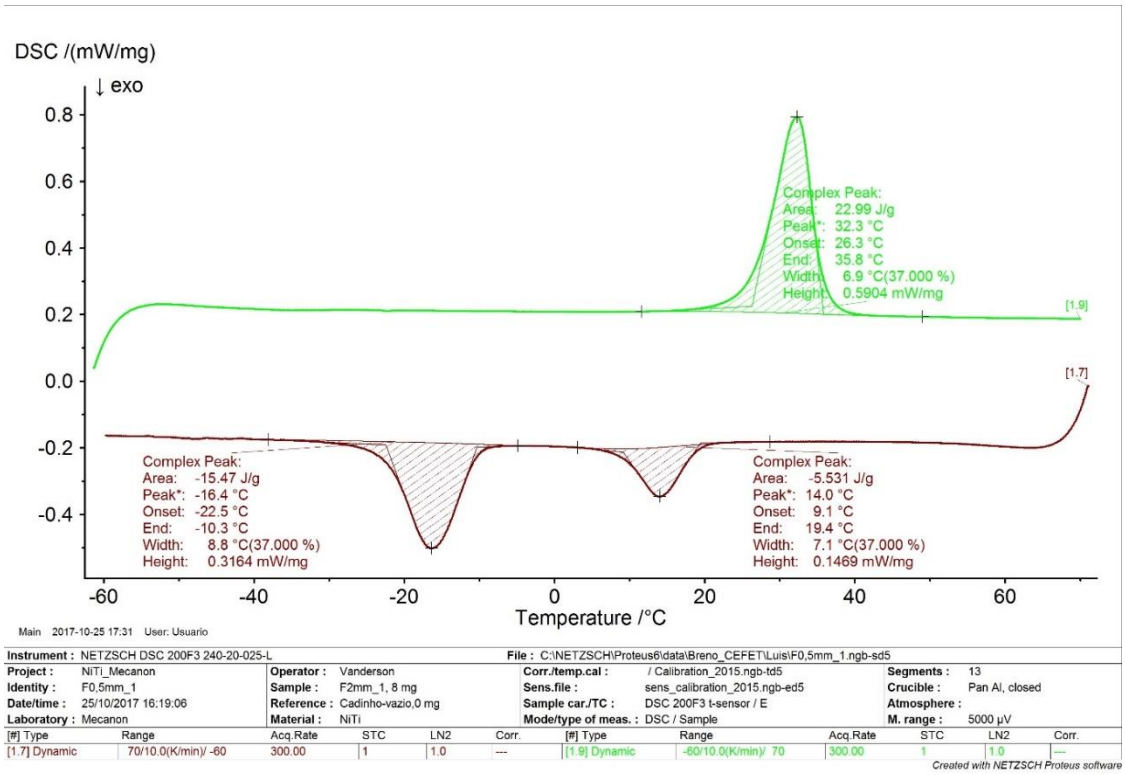


Figura. 4.2 – Análise DSC da amostra de NiTi, com diâmetro de 0,5mm, antes dos tratamentos térmicos

O fio de 1,0 mm de diâmetro como recebido, figura 4.3 apresenta *Af* (52,2 ºC),*Mf*(- 6,7 ºC), A_s (34,3°C) e M_s (22,1 °C) de que são valores próximos do encontrado para o fio de 0,5 mm. Os resultados apresentados nas figuras 4.2 e 4.3 estão dentro da margem indicada pelo fabricante para temperatura de ativação da liga que é de 40°C +-10°C.

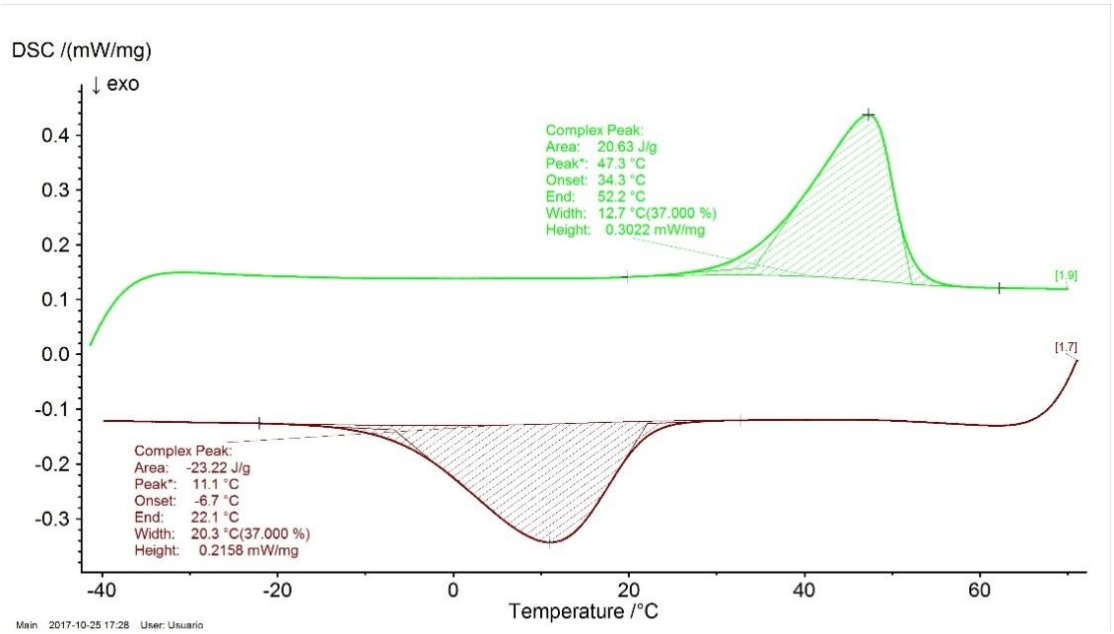


Figura. 4.3 – Análise DSC da amostra de do fio de SMA com diâmetro de 1mm antes dos tratamentos térmicos.

Após serem feitas as análises de DSC dos fios como recebidos, foram realizados ensaios nos fios das molas de torção fabricadas, ou seja, depois de conformados e tratados termicamente.

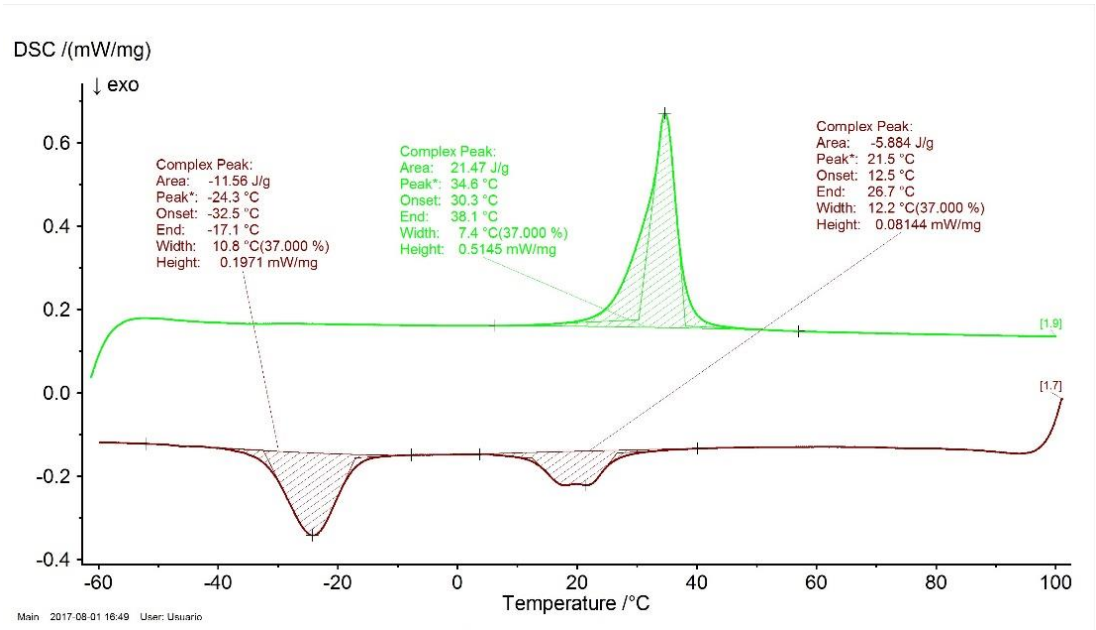


Figura. 4.4 – Análise DSC da amostra do fio SMA conformado, com diâmetro de 0,5mm, resfriada ao ar.

A figura 4.5 mostra o resultado do ensaio da amostra retirada exatamente no meio de um elo da mola de torção para o tratamento em que foi resfriada no forno. O

resultado mostra claramente que o material ainda possui as características de memória de forma, e ainda continua com o seu acionamento na faixa de de 40°C +-10°C, apresentado com A_s = 30,3ºC, A_f= 38,1 ºC,M_f= -17,1ºC e M_s = -32,5°C.

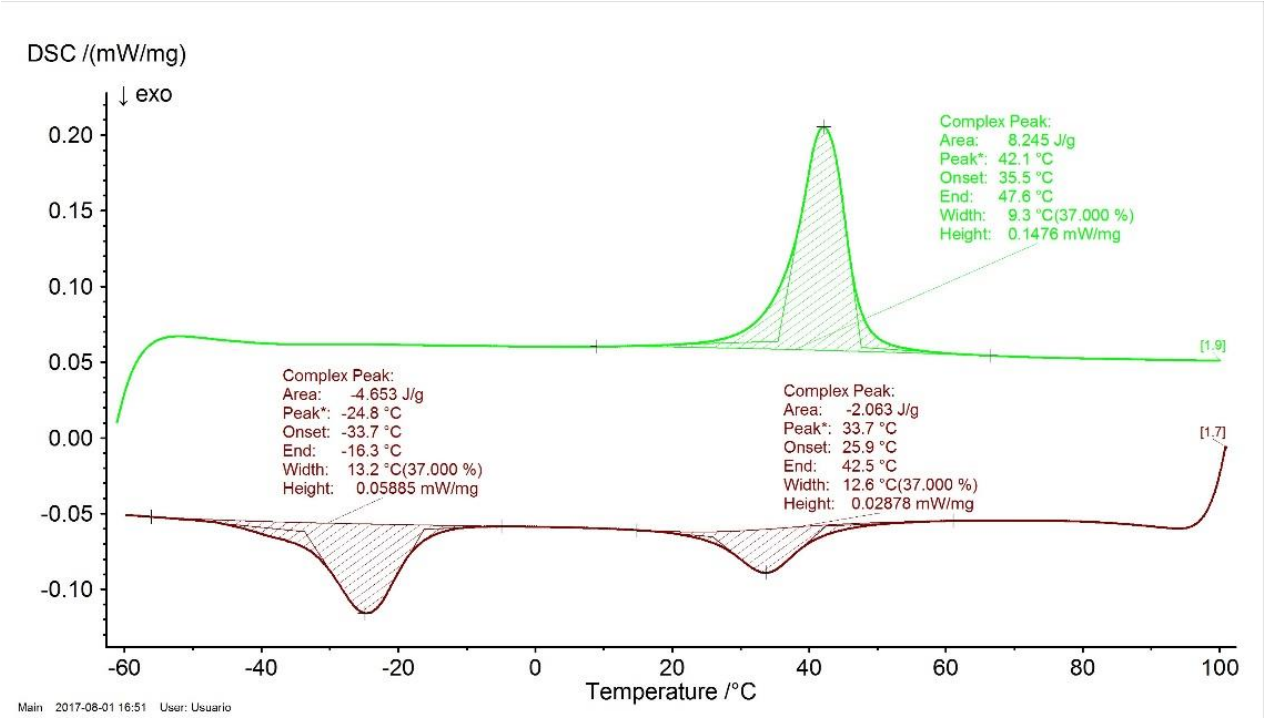


Figura. 4.5 – Análise DSC da amostra do fio de SMA conformado, com diâmetro de 0,5mm, resfriada no forno.

A figura 4.5 mostra o resultado para a mola com fio 0,5 mm de diâmetro, resfriada no forno, pode-se observar que o fio apresenta A_s = 35,5ºC, A_f= 47,6 ºC, e M_s = -33,7°C *e* M_f= -16,3ºC

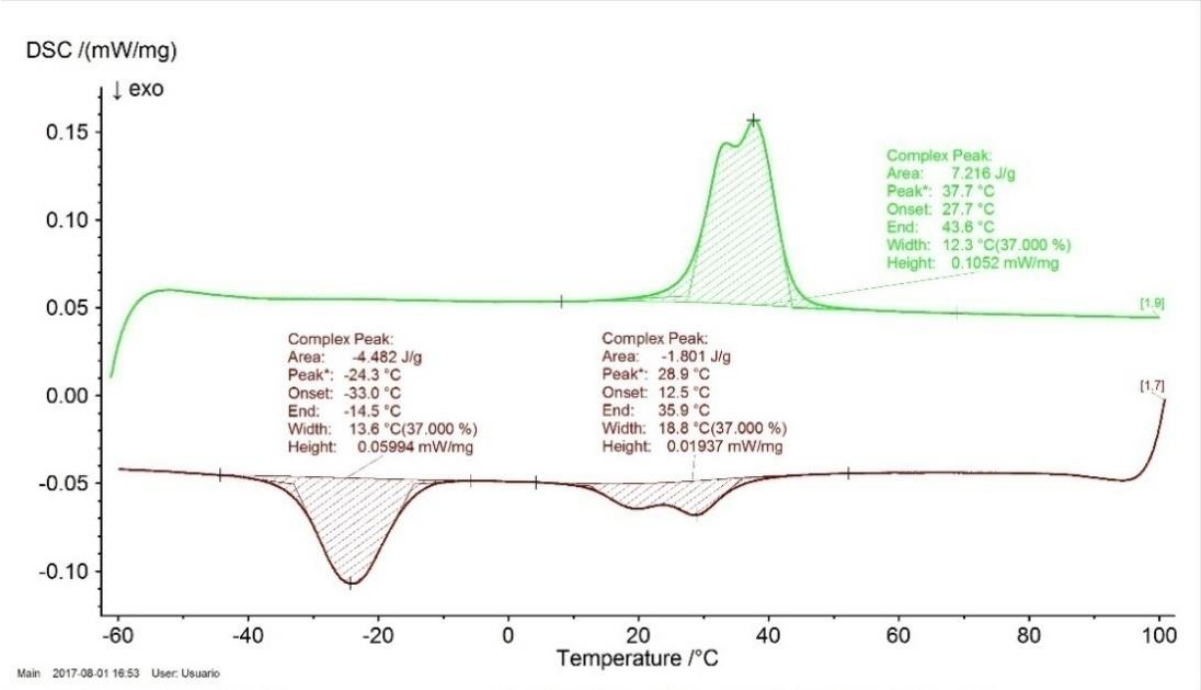


Figura. 4.6 – Análise DSC da amostra do fio de SMA conformado, com diâmetro de 0,5mm, resfriada na água.

Os resultados para o fio da mola de torção resfriadas na água são apresentados na figura 4.6 e temos que, A_s = 27,7ºC, A_f= 43,6 ºC, M_s = -14,5°C *e* M_f= -33,0ºC

Vale ressaltar que todas as amostras submetidas a análise e a conformação mecânica foram retiradas do mesmo lote de fio de SMA, com isso não se corre o risco de mudança de porcentagens atômicas de elementos como Níquel e Titânio.

Nas amostras de 1 mm de diâmetro ocorreram os mesmos procedimentos de tratamento do material, e foram retiradas para a análise de DSC amostras em pontos semelhantes para todas as molas.

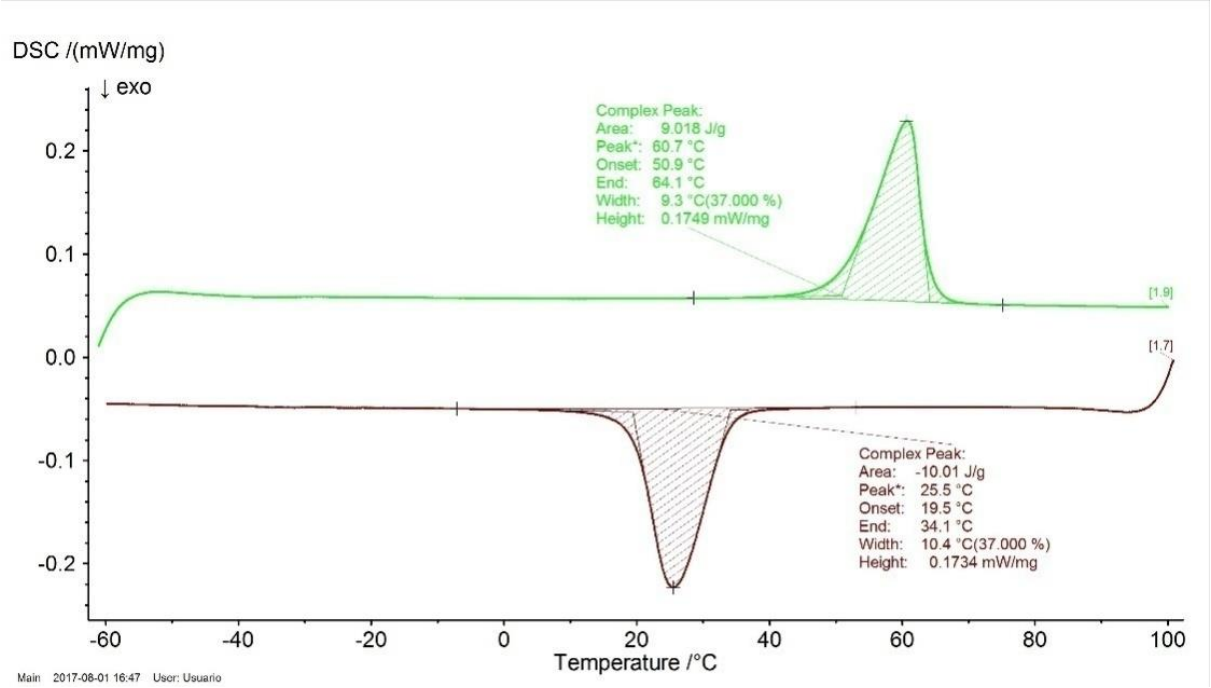


Figura 4.7– Análise DSC da amostra do fio da mola de SMA conformado, com diâmetro de 1mm e resfriada ao ar.

Conforme apresentado na figura 4.7, a temperatura de transformação do fio da mola de SMA, com diâmetro de 1mm e resfriada ao ar apresentou *As* = 50,9 ºC, *Af* = 64,1 ºC e *Ms* = 19,5 ºC e M_f= 34,1ºC

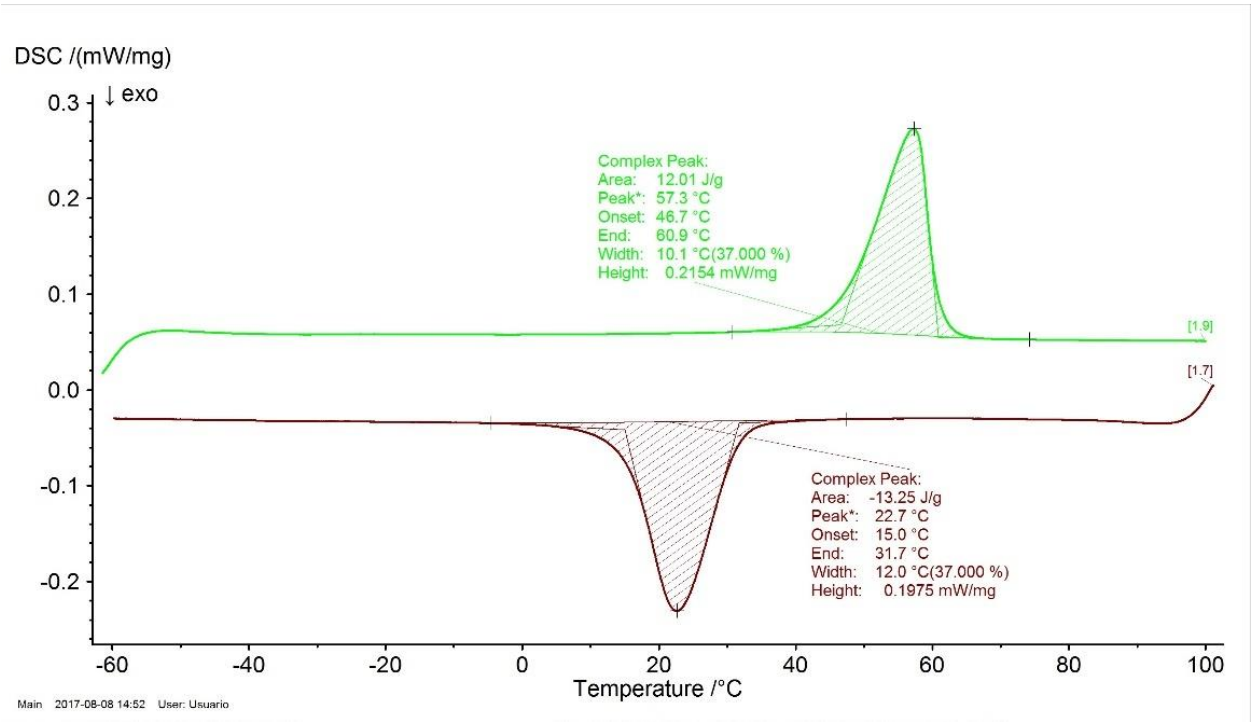


Figura 4.8 – Análise DSC da amostra do fio da mola de SMA conformado, com diâmetro de 1mm e resfriada no forno.

Para o fio da mola de 1mm e resfriada no forno a temperatura de transformação apresentou A_s = 46,7ºC, A_f= 60,9 ºC,M_f= 15,0ºC e M_s = 31,7°C, como pode ser observado na figura IV.9.

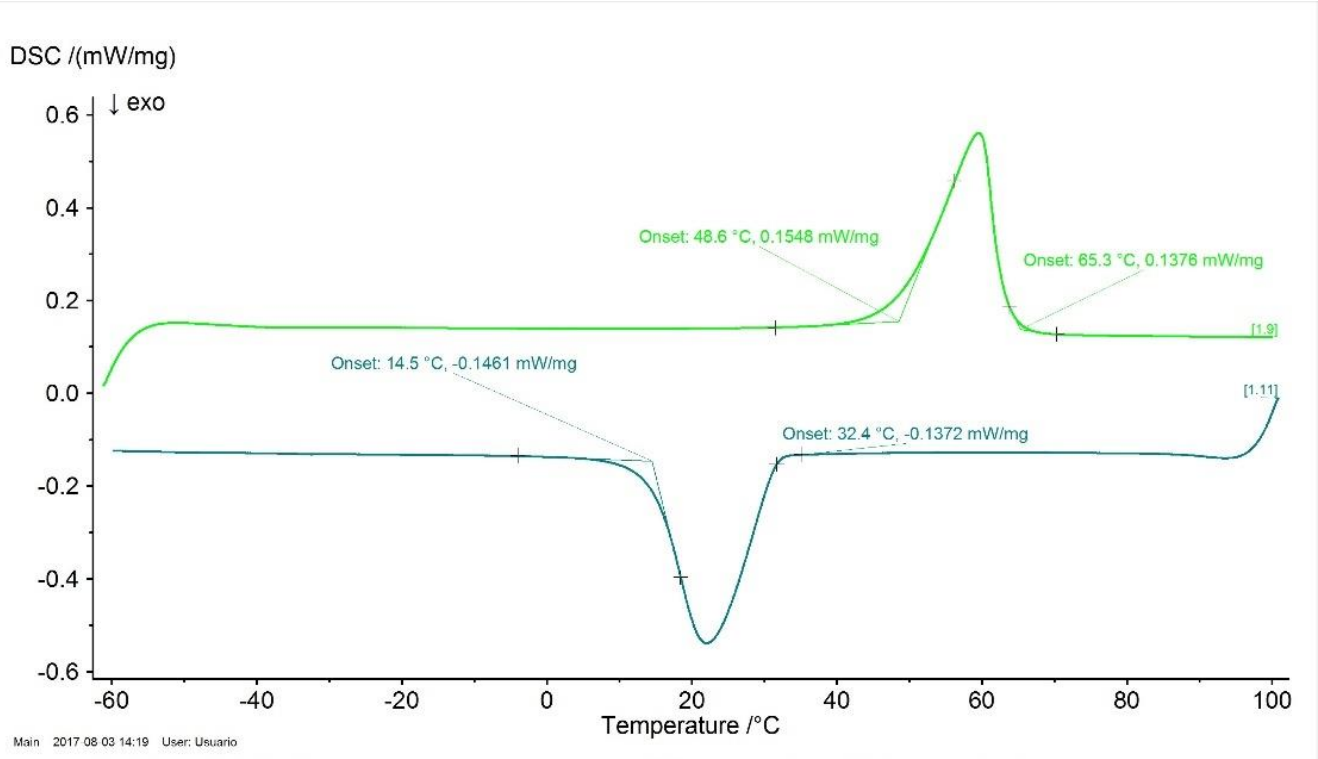


Figura. 4.9 – Análise DSC da amostra do fio de SMA conformado, com diâmetro de 1mm e resfriado na água.

Na figura 4.9 pode -se observar que para o fio de 1,0 mm de diâmetro e resfriado na água, o valor de A_s = 48,6ºC, A_f= 65,3 ºC, M_s = 32,4°C *e* M_f= 14,5ºC.

As tabelas IV.01 e IV.02 apresentam as temperaturas de transformação de fases austenística e martensitica dos fios como recebidos e das molas já conformadas sem a presença de tensão seja trativa ou compressiva.

Tabela 4.1: Temperaturas (°C) de transformação dos fios de 0,5mm

	As	*Af*	*Rs*	*Rf*	*Ms*	*Mf*
Como recebido	26,3	35,8	19,4	9,1	-10,3	-22,5
Resfriado na água	27,7	43,6	35,9	12,5	-14,5	-33,0
Resfriado ao ar	30,3	38,1	26,7	12,5	-17,1	-32,5
Resfriado no forno	35,5	47,6	42,5	25,9	-16,3	-33,7

Tabela 4.2: Temperaturas (°C) de transformação dos fios de 1mm

	As	*Af*	*Ms*	*Mf*
Como recebido	34,3	52,2	22,1	-6,7
Resfriado na água	48,6	65,3	32,4	14,5
Resfriado ao ar	50,9	64,1	34,1	19,5
Resfriado no forno	46,7	60,9	31,7	15,0

Observando os dados das tabelas 4.1 e 4.2 percebe-se que a conformação/tratamento produziram alterações nas temperaturas de transição de dos fios de SMA. As mudanças, foram mais significativas no tratamento de resfriamento ao ar do fio de 1mm. Para os fios de 0,5 mm, em todas as situações analisadas no DSC a existência de uma fase R durante resfriamento, segundo MAGELA (2010), esta fase antecede a formação da martensita, mas é também considerada como uma transformação martensítica.

A formação da fase R ocorre quando na preparação das ligas Ni-Ti são realizados tratamentos térmicos e envelhecimento da liga, o que produz a precipitação de partículas metaestáveis de Ni_4Ti_3. Essas partículas que são precipitadas na matriz do material possuem oito variantes e tem a forma lenticular, por conta disso, produzem mudanças nas características de transformação de fase que beneficiam a formação da fase – R e ainda reduz o Ni no interior da matriz. Na Figura 4.10, fica ilustrado a relação temperatura de transformação de fase em relação a concentração destes precipitados (RAVARI; FARJAMI; NISHIDA, 2014).

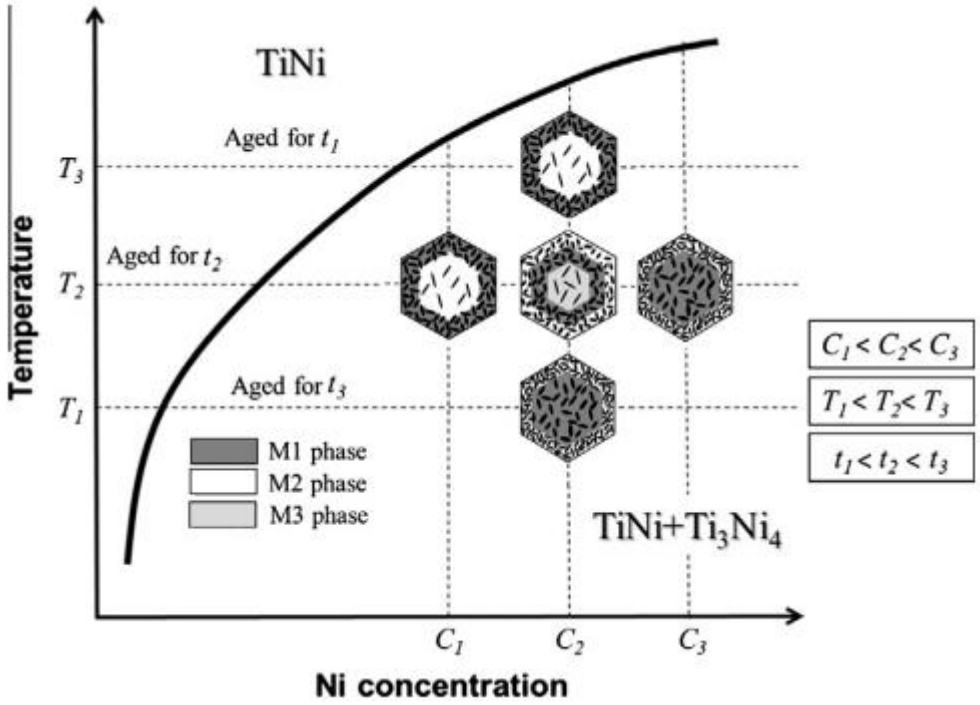


Figura 4.10 – Relação de concentração de precipitado Ni_4Ti_3 em relação a temperatura de transformação de fase (RAVARI; FARJAMI; NISHIDA, 2014).

Para o resfriamento na água percebe-se o aparecimento de uma nova fase no resfriamento e também fase R no aquecimento (Figura IV.7).

Para a utilização da mola de torção para movimentação da prótese, foram analisados alguns resultados obtidos no DSC. A temperatura de transformação de fase é uma característica muito importante, visto que seu acionamento será executado por efeito joule e por se tratar de uma prótese com seu controle executado pela placa programável Arduíno UNO, quanto menor for a temperatura de transformação austenística melhor se torna a utilização deste componente.

Por conta disso a melhor escolha se basearia na mais baixa temperatura de A_f, que de acordo exposto as tabelas 4.1 e 4.2 é para a mola de fio de 0,5mm com o tratamento de resfriamento ao ar, e para a mola criada com o fio de 1mm é com o tratamento de resfriamento ao forno. Outro fator importante seria a mais alta temperatura de M_f, para que possa ocorrer a transformação completa sem nenhum mecanismo esterno de resfriamento, neste caso seria o fio de 1,0 mm de diâmetro resfriado ao ar.

A utilização das molas confeccionadas com os fios de 0,5 mm de diâmetro, por apresentarem uma fase R e uma temperatura M_f inferior a -30 ºC, dependem de um sistema de refrigeração.

4.4 – Resultados dos ensaios de tração.

O ensaio de tração se torna muito importante para saber o início e o fim das tensões de transformação de fase de martensita maclada para martensita não maclada dos fios das molas de 0,5 e 1mm diâmetro. Foram realizados ensaios de tração entre 0 e 230 MPa para os fios de 0,5 e 1,0 mm de diâmetro. Foram utilizadas amostras de 80mm de comprimento e uma taxa de carregamento de 0,8mm/min, como pode ser observado nas figuras 4.11 e 4.12. As tensões de transformação de fase são mais facilmente observáveis no ensaio do fio de 0,5 mm de diâmetro.

Para uma proposta de prótese é de suma importância conciliar a carga gerada em razão do deslocamento efetuado pela mola de torção para atividades rotineiras a qualquer comportamento humano, como por exemplo, segurar um copo, carregar algum produto, usar o celular, entre outras coisas.

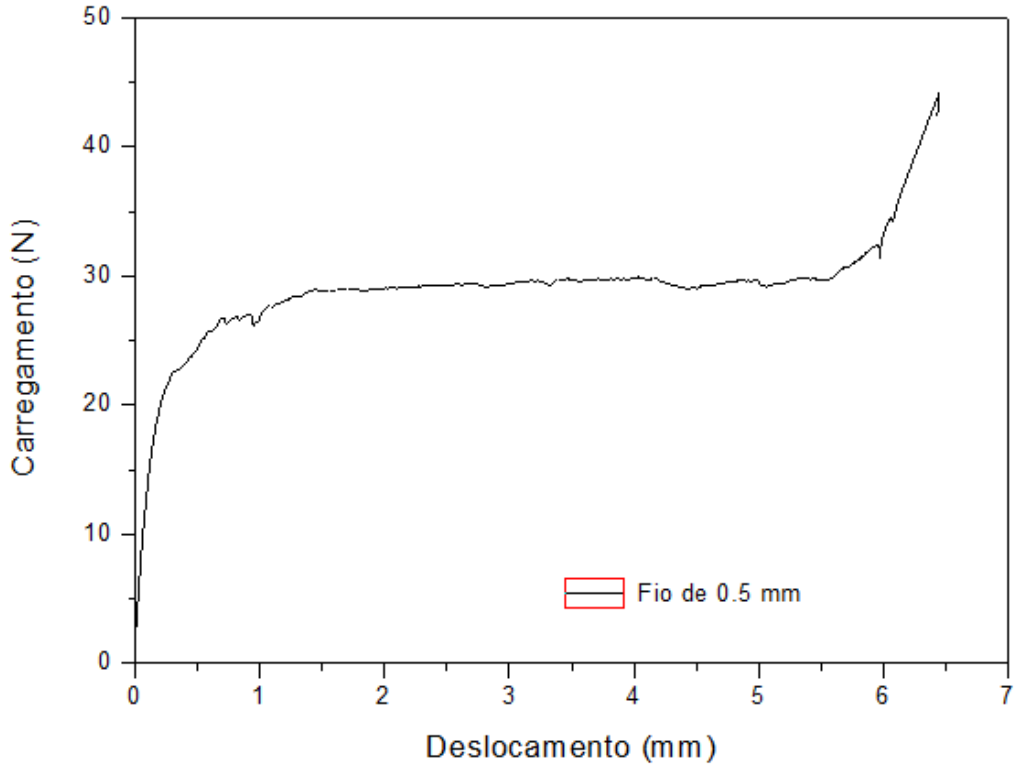


Figura 4.11– Gráfico de carga versus deslocamento do fio de 0,5 mm

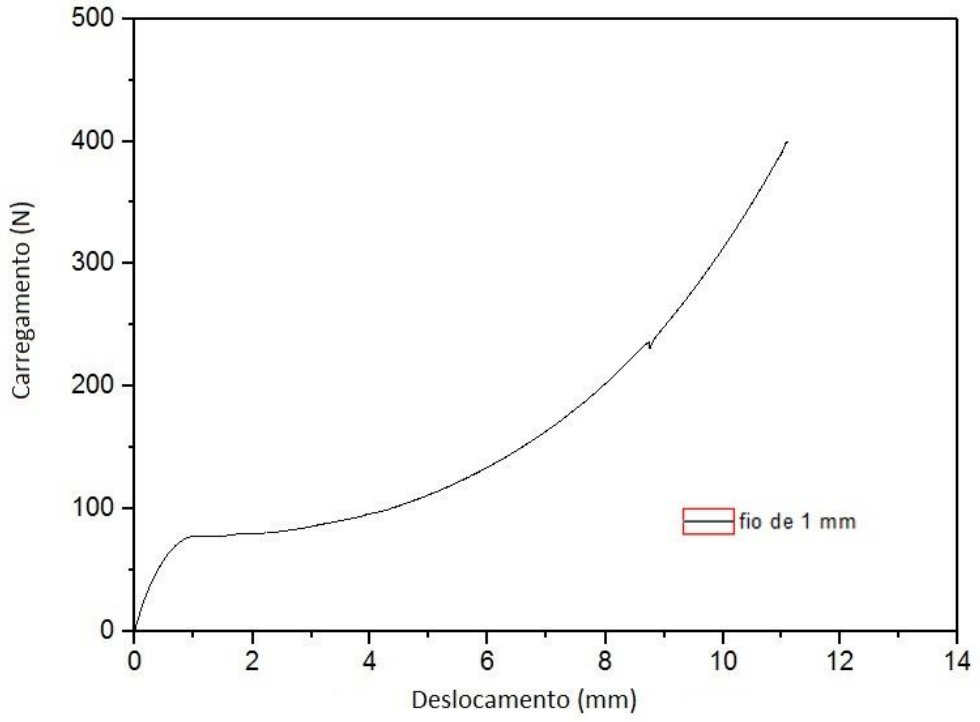


Figura 4.12 – Gráfico de Carga versus deslocamento do fio de 1 mm

4.5 – Ensaio de carga

Foi realizado um conjunto de ensaios para avaliar a carga que as molas de torção de SMA conseguem imprimir ao protótipo do quirodáctilo, e em função deles avaliar se com a utilização das molas de torção como atuadores é possível executar funções simples, tais como segurar um copo ou uma sacola de compras.

Foram efetuados testes com as molas de torção fabricadas com fios de 0,5 e 1 mm de diâmetro e resfriadas ao ar, na água e no forno. Para a mola de 0,5 mm de diâmetro foi usada uma corrente de 1 A e para as molas de 1 mm de diâmetro foram usadas correntes de 2 A e 3 A.

Na Figura 4.13ão apresentados os resultados para as molas de torção de fios de 0,5 mm diâmetro e com uma corrente de 1 A aplicada na mola.

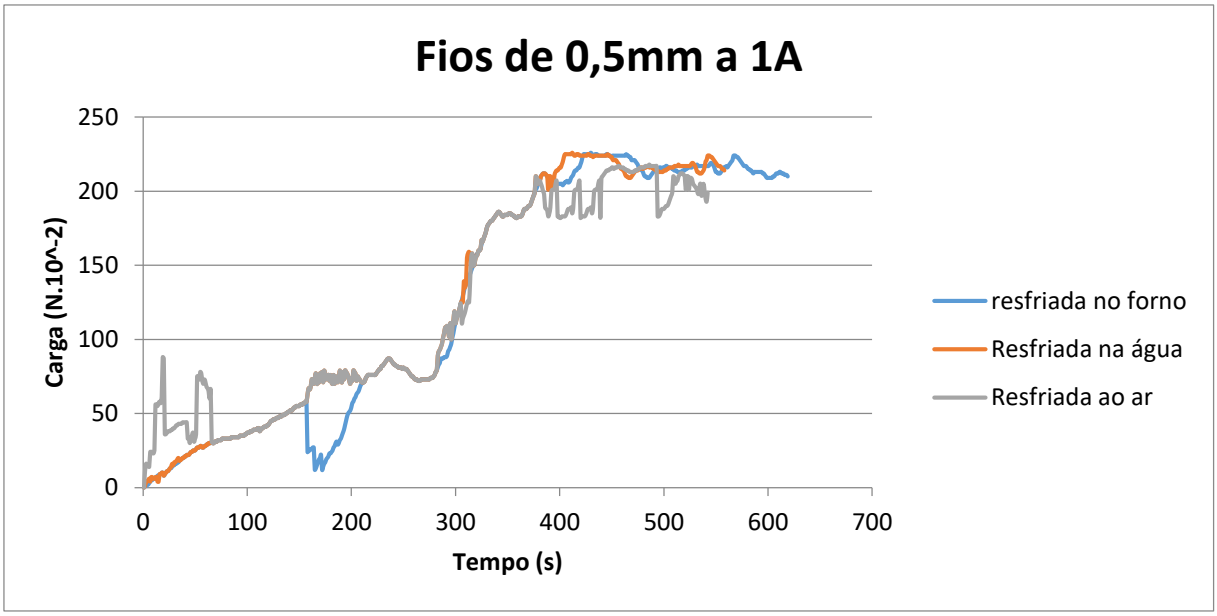


Figura 4.13 - Gráfico comparativo entre molas de torção do fio de 0,5mm a 1A.

Pode-se observar na figura 4.13 que o valor máximo de carga produzida pela mola de 0,5 mm é de aproximadamente 2,3 N e que este valor é praticamente o mesmo para todas as condições de resfriamento. Além disso, não existe um ganho proporcional da força quando a corrente é aplicada, pois é possível observar vários patamares.

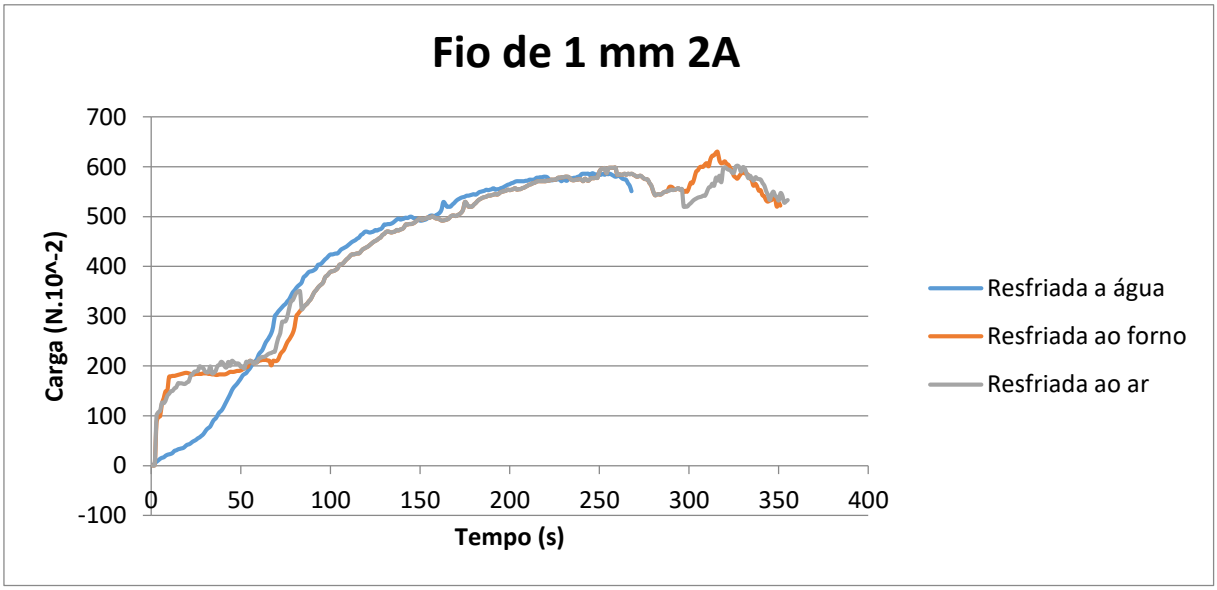


Figura. 4.14 – Gráfico comparativo dos tratamentos da mola de 1mm a 2A.

Na figura 4.14. mostra o comportamento da mola de torção de 1mm de diâmetro de fio de SMA resfriadas ao ar, na água e no forno quando é aplicada na mola uma corrente de 2 A. Pode-se observar que para todos os tratamentos o maior valor de carga obtida é de aproximadamente 6 N.

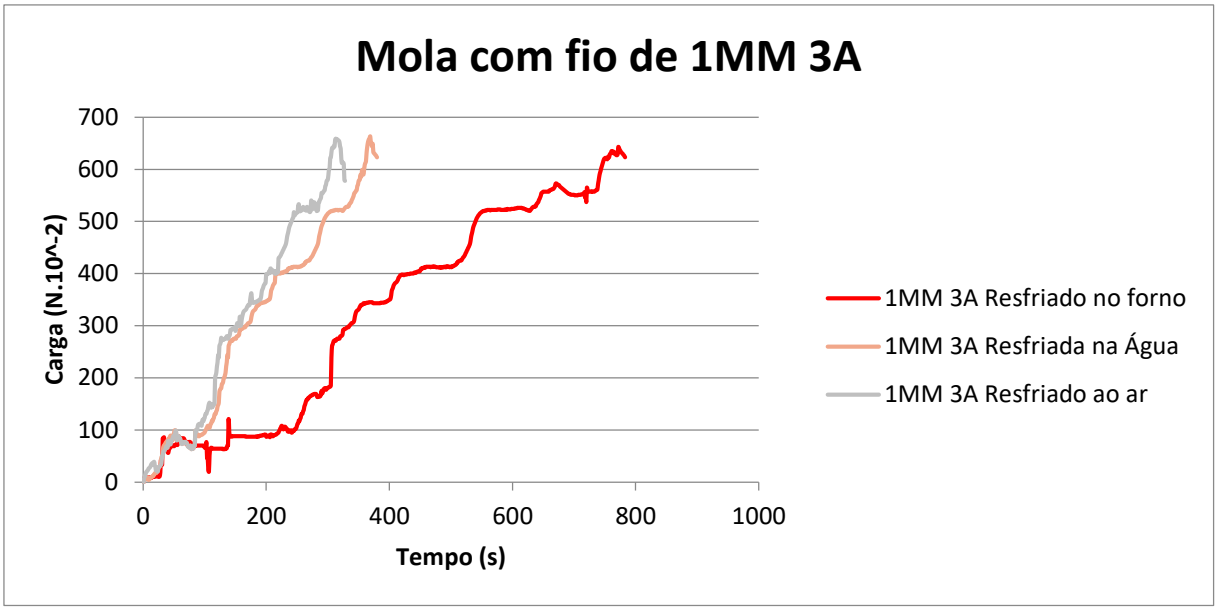


Figura 4.15 - Ensaio de torção da mola com fio de 1 mm de diâmetro e corrente de 3A

Na figura 4.15 é apresentado o resultado de carga para a mola torção com fio de 1mm de diâmetro, quando é aplicado na mola uma corrente de 3 A. O resultado para carga máxima é de aproximadamente 6,5 N para todas as condições de resfriamento da mola. A mola resfriada na agua apresenta um resultado mais linear sem apresentar grandes patamares.

Para todos os ensaios pode-se observar que o tempo para atingir o valor de carga máxima é bastante elevado, isto pode ser contornado em futuros estudos por um número maior de espiras na mola de torção bem como, uma maior pré-carga aplicada na mola ou um melhor ajuste da mola no protótipo.

Analisando os resultados anteriores pode concluir que para as molas fabricadas com os fios de 1mm o valor de carga para a corrente de 2 A foi de aproximadamente 6 N e para a corrente de 3 A foi de aproximadamente 6,5 N ou seja, para ambas as correntes os valores encontrados estão bem próximos.

No trabalho Lee, Okamoto e Matsubara (2011), o protótipo desenvolvido conseguiu agarrar e erguer um objeto de 500g e no de Bundhoo (2011), com a utilização de motores de enrolamento de SMA, um único dedo fez carga de 22N. Baseado nos trabalhos citados, o protótipo se manteve perto das expectativas, pois com a utilização simultânea de 3 molas tem-se uma carga de aproximadamente 20N.

Vale ressaltar que por mais que a finalidade dos ensaios fosse apenas determinar a carga exercida pela mola de torção, um componente importante também era avaliar o tempo de execução do movimento da mola. Porém, como é observado nas figuras 4.13, 4.14, 4.15, os tempos encontrados foram elevados e de difícil comparação, pois eles dependem da pré carga na mola antes de se aplicar a corrente. Foi observado também durante os ensaios um deslocamento dos elos da mola quando a corrente é aplicada, causando alguns patamares nas curvas de carregamento.

Um problema que foi detectado durante aquecimento da mola de torção é que a sua temperatura superficial fica acima de 70°C. Para que o movimento ocorra de forma rápida é necessária uma corrente de acionamento entre 2 e 3 A. Esta é uma corrente muito elevada para um circuito, como o do Arduíno, gerar e controlar. Com isso se faz necessário a criação de um circuito elétrico de fonte chaveada. Deve-se observar que para a utilização de movimento rápido de uma falange é necessária uma mola e para um dedo inteiro são 3 molas de torção. Para ilustrar, se for ser realizado em uma mão a função de garra/palmar, se faz necessário o uso de todos os dedos. Com isso seria necessário usar 14 molas simultaneamente, ou seja, um valor muito elevado de corrente.

A Mola escolhida para se efetuar os ensaios de movimento foi a mola de 1mm de diâmetro resfriada na água, pois foi a que apresentou um melhor comportamento nos ensaios de carga.

4.6 Mensuração dos ângulos de rotação do protótipo

Foi realizado um ensaio para mensurar os ângulos de rotação do protótipo produzido pelo torque gerado da mola de torção de SMA. Para isso foi utilizado uma câmera digital fotográfica Kodak, modelo AZ501, para efetuar a filmagem do movimento, do início até a sua finalização, conforme apresentado na figura 4.16.



Figura 4.16 – Local de filmagem com a câmera fotográfica digital Kodak, modelo AZ501.

Primeiramente foi realizada a montagem do dedo do protótipo com as molas de torção agindo como atuadores entre as falanges, como apresentado nas figuras 4.17 e 4.18. Para a realização da tarefa foi utilizado um esquadro para se garantir a perpendicularidade do protótipo do dedo humanoide como pode ser observado na figura 4.19.



Figura 4.17 - Montagem das falanges distal e medial.

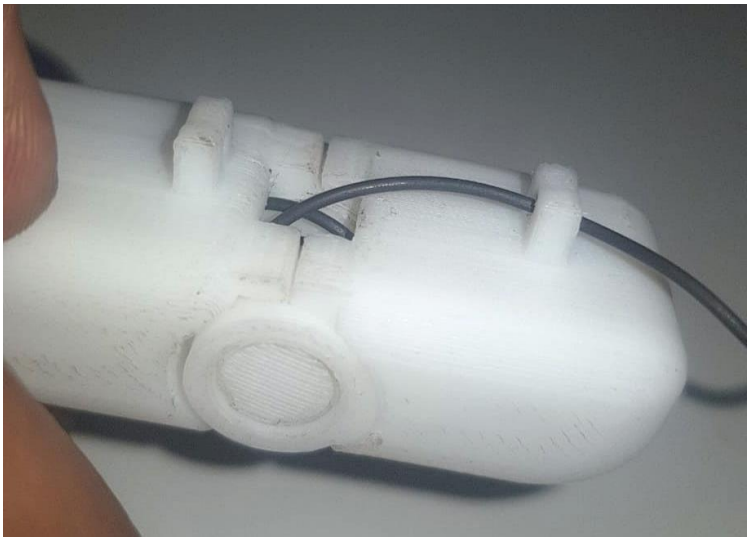


Figura 4.18 - Montagem das falanges distal e medial.

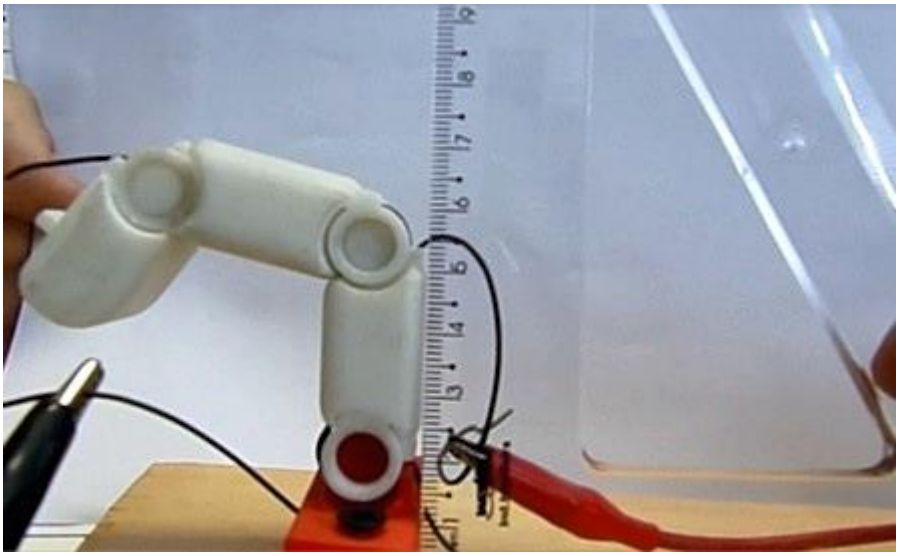


Figura 4.19 – Perpendicularidade da base do protótipo do dedo humanoide.

Logo após a montagem do quirodáctilo foi iniciada a gravação do ensaio e a aplicação de uma corrente elétrica de 3A nas molas através de uma fonte de corrente. Primeiro foi aplicada a corrente na mola entre as falanges distal e medial e logo a seguir na mola entre as falanges medial e proximal.

No ensaio foi utilizada uma mola de torção de 1mm de diâmetro resfriada na água. Esta mola foi utilizada pois foi a que apresentou um melhor comportamento nos ensaios de carregamento.

Após os ensaios serem realizados, foram retiradas algumas imagens para uma análise angular através de uma página da web disponibilizada pela Universidade Politécnica de Valência, que possui um sistema muito intuitivo e simples tanto para o upload de imagens como para análise dos movimentos (ERGONAUTAS, 2018).

Após a da gravação do vídeo do ensaio, foi realizado o upload das imagens para serem analisadas. De acordo com a figura 4.20 o ângulo realizado pela falange distal é de 62° externa (em relação a posição inicial vertical do protótipo de dedo) e 118° interna.

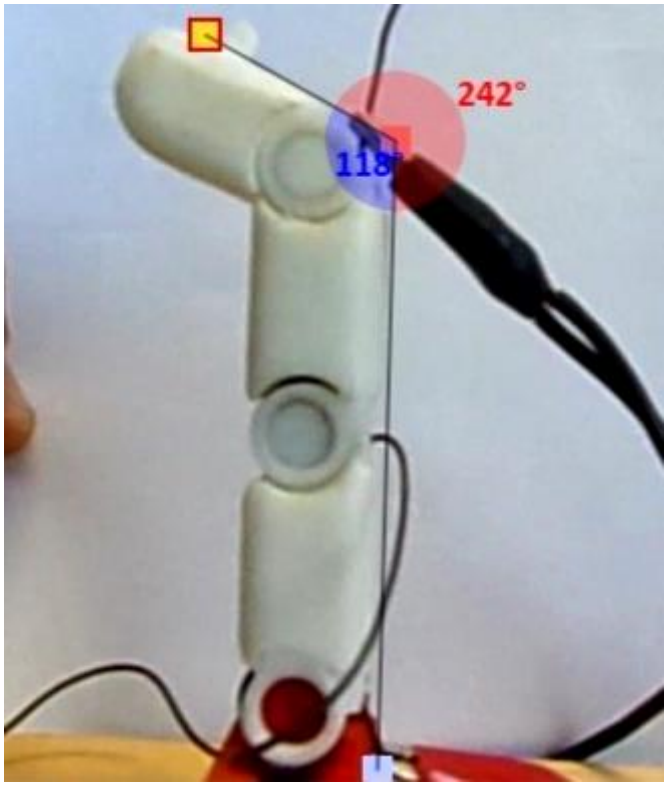


Figura 4.20 – Movimento falange distal.

Com o teste já realizado na falange distal, foi inserida agora no protótipo a mola de torção responsável pela rotação da falange medial – proximal. Pode-se observar na figura 4.21 que o ângulo externo realizado pela falange medial é de 74° (em relação a posição inicial vertical do protótipo de dedo) e o ângulo interno é de 106°.

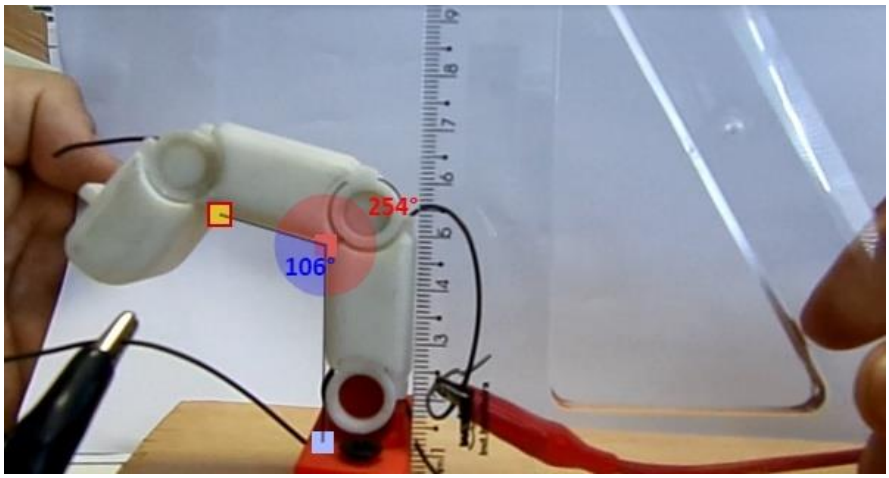


Figura 4.21 – Medição do ângulo interno e externo da falange medial – proximal.

O presente trabalho mostrou que a utilização das molas de torção como atuadores apresentou ângulos de rotação, ao término do movimento, bem próximos aos alcançados nos trabalhos de Silva (2011) e Langevin (2012) e que estes valores, são também bem próximos aos ângulos antropomórficos naturais, como mostrado na tabela 4.3

Tabela 4.3 – Os ângulos ideais humanoides comparados aos obtidos

Falange / Junta	Comprimento ideal (mm)	Comprimento Protótipo (mm)	Ângulo ideal	Ângulo obtido
Proximal	44,8	47,43	90°	74°
Medial	26,2	47,43	100°	74°
Distal	17,7	34,41	80°	62°

A temperatura que foi atingida na mola de torção é superior aos 66°C, que é a Temperatura de transição vítrea (*Tg*) do polímero, que induziu deformações no protótipo na região de contato com a mola e como consequência inutilizou o protótipo, como mostrado nas figuras 4.22 e 4.23. Por conta desse evento se faz necessária uma análise de outros biomateriais para a confecção do protótipo e mudanças na região de contato da mola com a prótese.

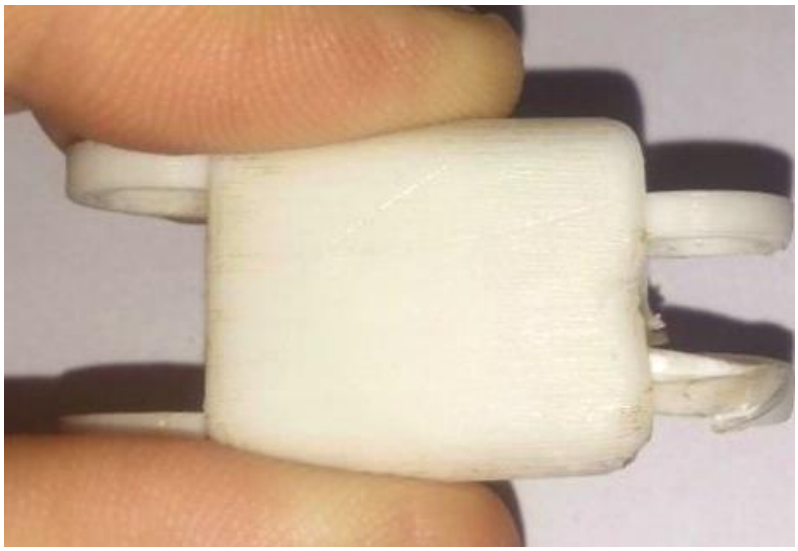


Figura 4.22– Deformação do protótipo devido ao calor gerado pelo SMA, vista superior.

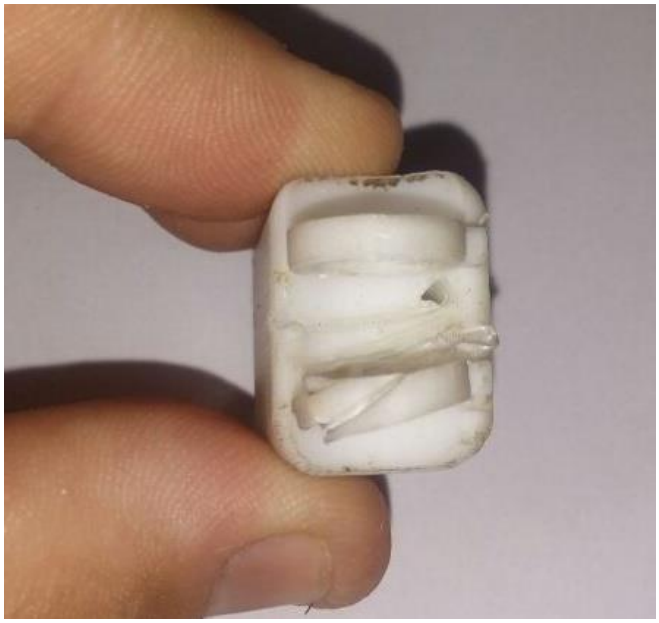


Figura 4.23 – Deformação do protótipo vista lateral.

CAPÍTULO 5 – CONCLUSÃO

Nesta dissertação foi realizada a conformação mecânica e tratamento térmico de fios de SMA de NiTi com diâmetros de 0,5mm e 1mm para fabricar molas de torção, e sua posterior utilização como tendões em quirodáctilos humanoides de membros superiores.

Para isso, foram necessários o desenvolvimento e a construção do protótipo quirodáctilo, e modelo utilizado nesta dissertação foi o oitavo modelo desenvolvido e impresso, pois os anteriores não apresentaram uma resposta satisfatória.

Foram realizados ensaios de DSC de todos os fios como recebidos e nas molas após a conformação e o tratamento térmico, como forma de avaliar qual o melhor tratamento térmico, para cada um dos dois diâmetros de fios, para aplicação da mola no protótipo da prótese. Analisando os resultados obtidos foi observado que a mola de torção fabricada com o fio de 1mm de diâmetro e resfriado ao ar apresentava as melhores características.

Por não existir disponível na literatura técnica uma metodologia para mensuração da carga gerada por molas de torção de fios SMA, foi necessário o desenvolvimento de uma metodologia e de um aparato experimental para se obter a esta carga quando se aplica uma corrente elétrica na mola. O modelo desenvolvido foi de baixo custo e apresentou bons resultados.

Nos ensaios para avaliar a carga produzida pelas molas de torção, foi observado que as molas de fios de 1mm diâmetro atingiram valores de carga entre 6N e 6,5 N por mola para correntes de 2 A e 3 A respectivamente, e as com os fios de 0,5mm diâmetro de 2,3N com uma corrente de 1A.

Embora nos ensaios de DSC tenha se observado que a mola de diâmetro de fio de 1mm e resfriada no forno fosse a melhor indicada, nos ensaios de carga foi visto que se faz necessário um desenvolvimento de uma lógica PID com a finalidade de uniformizar a variação de fornecimento de carga, por conta disso, para realização dos ensaios de movimento, a mola torção utilizada foi a de 1mm de diâmetro resfriada na água.

No ensaio para avaliar a os movimentos no quirodáctilo foi observado que a mola torção com fio de 1mm de diâmetro resfriada na água, com a pré carga aplicada

a mola e com aquecimento partindo da temperatura ambiente, tinha um retardo de aproximadamente 3 minutos em sua primeira utilização. Isto ocorreu devido aos elos da mola que foram pré-carregados, na sua colocação, precisarem de um tempo para se acomodarem dentro do protótipo. Mas mesmo assim o protótipo apresentou ângulos rotação bem próximos aos dedos humanos.

Existe um ponto que deve ser considerado em um estudo mais amplo que é o aquecimento imposto a mola pelo efeito joule, afetar diretamente a protótipo, visto que o material da impressão 3D é afetado por uma temperatura maior que 70°C. Portanto com o uso continuo da prótese pode haver um colapso do quirodáctilo de forma precoce.

CAPÍTULO 6 - SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O este trabalho ainda necessita de alguns estudos para um maior avanço no modelo apresentado, como por exemplo, uma nova configuração de acionamento das molas para o quirodáctilo e um sistema de alimentação que seja suficiente para de um dia de atividades comuns para qualquer indivíduo com limitações sendo amputado/congênito.

Algumas sugestões para trabalhos futuros é continuar o estudo criando uma melhor geometria do protótipo do dedo para possibilitar um maior ganho de força, com a menor perda de energia. Aumentar a eficiência do sistema como um todo, utilizar com outros compostos químicos no polímero, como alumínio ou cobre, para melhor dissipar o calor gerado no protótipo.

Uma outra proposta de estudo seria utilizar uma estrutura de acionamento mista, ou seja, uma parte do movimento realizada com servo motores e outra parte com os fios de SMA.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AQUINO, Alberdan Santiago de **Controle de vibração de um sistema sob desbalanceamento rotativo utilizando atuador de liga com memória de forma.**2011. 135 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal da Paraíba, João Pessoa, 2011.

BUNDHOO, V. et al. A shape memory alloy-based tendon-driven actuation system for biomimetic artificial fingers, part I: design and evaluation. **Robótica,** Cambridge, v. 27, n. 1, p. 131-146, 2009.

BUNDHOO, V.; PARK, E.J. Design of an artificial muscle actuated finger towards biomimetic prosthetic hands. In: CONFERENCE INTERNATIONAL ON ADVANCED ROBOTICS, 12., 2005, Seattle. **Proceedings**…Seattle: University of Washington, 2005. p. 368-375.

CAMARGO, Daniel Rodrigues de. **Desenvolvimento do protótipo de uma prótese antropomórfica para membros superiores.**2008. 186 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)-Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de São Carlos, São Carlos, 2008.

CARROZZA, M. C. et al. The Development of a Novel Biomechatronic Hand – Ongoing Research and Preliminary Results, In: IEEE/ASME INTERNATIONAL CONFERENCE ON ADVANCED INTELLIGENT MECHATRONICS, 2001, Como.**Proceedings**…Como: I/EEE, ASME, 2001. p. 249-254.

CARVALHO, Daniela C. L. et al. Adaptação dos pacientes ao uso de próteses mioelétricas: estudo do tratamento fisioterápico e possíveis alterações fisiológicas. **Anais**...Madrid: CSIC/CYTED, 2000.

CASSEMIRO, Edna Rodrigues. **Metodologia para desenvolvimento de dispositivos biomecânicos para aplicação em próteses antropomórficas.** 2002.

105 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica)-Curso de Engenharia Mecânica, Projeto Mecânico, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2002.

CINELLI, Milton J. et al. O design de próteses open source para membros superiores por meio da análise documental de projetos. **Revista Logos & Existência: Revista da Associação Brasileira de Logoterapia e Análise Existencial,** Paraíba, v. 5, n. 2, p.93-119, ago. 2016.

CUNHA, F.L.**Obtenção e uso dos acoplamentos cinemáticos interfalangianos e interdigitais no projeto de Próteses Antropomórficas para Membros Superiores.**1999. 143p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)-Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, 1999.

CUNHA, Fransérgio Leite da. **Mão de São Carlos, uma prótese multifunção para membros superiores:** um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores. 2002. 259 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica)-Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002.

CURA, Vanderlei de Oliveira del. **Acionamento e controle de dedo de uma prótese para membro superior com realimentação proprioceptiva de força e temperatura.** 2005. 110 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)-Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de São Carlos, São Carlos, 2005. Disponível em: <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-04052006-174641/publico/Dissertacao.pdf> Acesso em: 05 fev. 2017.

DIAS, Rogério Fonseca. **Efeito da deformação cíclica nas propriedades mecânicas de uma liga níquel-titânio superelástica.** 2005. 158 f. Tese (Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Minas)-Escola de Engenharia da UFMG, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2005.

ELZEY, D. M.; SOFLA, A.; WADLEY, H. N. G. A shape memory-based multifunctional structural actuator panel. **International Journal Of Solids And Structures**, v. 42, n. 7, p.1943-1955, 2005.

ERGONAUTAS. Universidad Politécnica de Valencia. Disponível em:<https://www.ergonautas.upv.es/herramientas/ruler/ruler.php>. Acesso em: 05 de jan. 2018.

FERNANDES, Guilherme Fagundes. **Construção e caracterização de mola helicoidal com memória de forma aplicada em um atuador linear termoativado.** 2014. 45 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia de Materiais)-Escola de Engenharia de Lorena, Universidade de São Paulo, Lorena, 2014.

GAO, Fei; DENG, Hua; ZHANG, Yi. Hybrid actuator combining shape memory alloy with DC motor for prosthetic fingers. **Sensors And Actuators A: Physical,** [s.l.], v. 223, p.40-48, mar. 2015. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.sna.2014.11.025>. Acesso em: 08 Set 2017

HEIDARI, B. et al. Fabrication and modeling of shape memory alloy springs.**Smart Materials and Structures**, v. 25, p. 1-16, 2016.

KOTTKE, Frederic.J., STILLWELL, G. K., LEHMANN, Justus. F.; **Krusen: Tratado de Medicina Física e Reabilitação.** 3. ed. São Paulo: Editora Manole, 1984. 1303 p.

LAGOUDAS, D. C. **Ligas de Memória de 2008. Forma**: Modelagem e engenharia de aplicações. Texas: Springer, [2008?]. p. 446.

LANGE, G. et al. Shape Memory Alloys as Linear Drives in Robot Hand Actuation. **Procedia Computer Science**, v. 76, n. 1, p.168-173, 2015.

LANGEVIN, G. **Inmoovrobot**. França: Paris. 2012. Disponível em: <http://www.*inmoov*.fr>. Acesso em: 01 Mar 2017.

LEE, J. H., OKAMOTO, S., MATSUBARA, S., 2012. **Desenvolvimento de Multi-FingeredProstheticHand usando memória de forma tipo muscular artificial da liga**. Informática e Aplicação 3 p.477-484.

LEMUS, J. F. A. A.; ROHMER, E. **Galileobionichand:** em gactivated approaches for a multifunctionupper-limbprosthetic.Guatemala: Universidade Galileo, 2015. v. 6.

LIMA, Taís Silva; CORRÊA, Glaucinei Rodrigues. Influências Das Novas Tecnologias Para Designers E-Makers. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO EM DESIGN, 12., 2016, Belo Horizonte. **Anais**...Rio de Janeiro: Blucher Design Proceedings, 2016. p. 1 - 12. Disponível em: <http://www.proceedings.blucher.com.br/article-details/influncias-das-novas-tecnologias-para-designers-e-makers-24624>. Acesso em: 01 mar. 2017.

LOPES, Eugênia Gabriela; GUERRA NETO, Custodio Leopoldino de Brito; NAGEM, Danilo Alves Pinto. Development of a sensor for dynamic prosthetistis/orthotistis using an intelligent IPMC produced by plasma. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA MECÂNICA, 21., 2011, Natal. **Anais**... **.**Rio de Janeiro: Abcm, 2011. p. 1-5.

MACÊDO, Márcia C. M. et al. Return to work in traumatic lower limb amputees patients. **Acta Fisiátrica,** [s.l.], v. 20, n. 4, p. 179-182, fev. 2013. GN1 Genesis Network.

MAGELA, Jardel Oliveira. **Influência de tratamentos térmicos e mecânicos nas temperaturas de transformação martensitica em ligas Ni-Ti com efeito de memória de forma.** 2010. 126 f. Dissertação (Mestrado em engenharia de materiais) - Universidade Federal de Ouro Preto, Belo Horizonte, 2010.

MIRONOV, V. et al. Biofabrication: a 21st centurymanufacturingparadigm. **Biofabrication,** [s.l.], v. 1, n. 2, p. 1-16, 1 jun. 2009. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1088/1758-5082/1/2/022001>. Acesso em: 11 Dez 2017

NAYLAMP MECHATRONICS. Tutorial transmissor de célula de carga HX 711. Disponivel em :<http://www.naylampmechatronics.com/blog/25_Tutorial-trasmisor-de-celda-de-carga-HX711-Ba.html>. Acesso em 15 de dez. 2017.

NISHI, Kotaro.et al. OHI, Ryoji. Development of an implantable artificial anal sphincter using a shape memory alloy. **Journal of Pediatric Surgery,** [s.l.], v. 39, n. 1, p.69-72, jan. 2004. Elsevier BV.

OLIVEIRA, Carlos Augusto do Nascimento. **Caracterização termoelástica de atuadores helicoidais da liga Cu-Zn-Al com memória de forma.** 2007. 85 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica)-Curso de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2007.

PÉRTILE, Luana Beatriz. **CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA E ELETROQUÍMICA IN VITRO E IN VIVO DA LIGA NiTi.** 2005. 124 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Pós-graduação em Ciência e Engenharia de Materiais, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2005. Disponível em: <https://repositorio.ufsc.br/handle/123456789/102296>. Acesso em: 20 mar. 2018.

PINTO, Vitor Manuel Nunes. **Caracterização da pressão plantar em amputados transtibiais e transfemurais.**2014. 77 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Reabilitação)-Curso de Engenharia de Reabilitação e Acessibilidade Humanas, Departamento de Engenharia de Reabilitação, Universidade de Trás - Os - Montes e Alto Douro, Vila Real, 2014. Disponível em: <https://repositorio.utad.pt/bitstream/10348/4237/1/msc_vmnpinto.pdf>, Acesso em: 14 abr. 2017.

PRETO, Pedro; MARTINS, Matilde; BARREIRA, Ilda. Prevalência de dor fantasma, sensação fantasma e dor no membro residual após amputação: Revisão sistemática. In: CONGRESSO DE ENFERMAGEM MÉDICO - CIRÚRGICA DA ESSV, 2., 2015, Bragança. **Anais...**Viseu: Escola Superior de Saúde, 2015. p. 17 - 27. Acesso em: 17 abr. 2017.

RAVARI, B. Karbakhsh; FARJAMI, S.; NISHIDA, M..Effects of Ni concentration and aging conditions on multistage martensitic transformation in aged Ni-rich Ti–Ni alloys. **Acta Materialia**, [s.l.], v. 69, p.17-29, maio 2014. Elsevier BV. http://dx.doi.org/10.1016/j.actamat.2014.01.028.

ROMANO, Roberto; TANNURI, Eduardo Aoun. Modelagem e validação experimental de um atuador baseado em liga de memória de forma. **Revista Controle & Automação,** Rio de Janeiro, v. 1, n. 19, p.30-42, jan. 2008. Disponível em: <http://www.sba.org.br/revista/Welcome.html>. Acesso em: 18 nov. 2017.

SANTOS, Abdias Gomes dos; ARAÚJO, Carlos José de; BARBOZA, Kleberton R. A. Fabricação de mini molas de ligas com memória de forma (SMA): comportamento termomecânico. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIÊNCIA DOS MATERIAIS, 22., 2016, Natal. **Anais...**São Paulo: Abcm, 2016. p. 5108 - 5120.

SCHULZ, S.; PYLATIUK, C., BRETTHAUER, G. A new ultralightanthropomorphichand. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND AUTOMATION – ICRA, 2001, Seul.**Proceedings**... Seul: IEEE Roboticsand Automation Society, 2001.

SILVA, André F. C. et al. Dedo Biométrico Artificial acionado por liga com Memória de Forma. In. CONGRESSO LATINO AMERICANO DE ÓRGÃOS ARTIFICIAIS E BIOMATERIAIS, 7., 2012, Natal. **Anais**.... Natal: SLABO, 2012.

SILVA, André F. C. et al. Desenvolvimento de um controlador Fuzzy Aplicado aforça e controlo de deslocamento em um Actuador de ligação de Memória de Forma. In: BRAZILIAN CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING,22., 2013, Ribeirão Preto. **Anais...**Rio de Janeiro: ABCM, 2013. p. 5295-5301.

SONG, G .; MA, N., 2007. **Controle robusto de uma alavanca atuada de fio de liga de memória de forma. Materiais inteligentes estruturas.** v. 16, p. 51-57.

SREEKUMAR, M.; NAGARAJAN, T.; SINGAPERUMAL, M..ApplicationoftrainedNiTi SMA actuators in a spatialcompliantmechanism: Experimental investigations. **Materials & Design**, [s.l.], v. 30, n. 8, p. 3020-3029, 2009.

STOPPA, M. H.; CARVALHO, J. C. M. Kinematic modeling of a multi-fingered hand prosthesis. In; CONGRESSO NACIONAL DE MATEMÁTICA APLICADA A INDÚSTRIA, 25. 2015, Caldas Novas.**Anais...**Caldas Novas:Congresso Nacional de Matemática Aplicada, 2015. p. 10.

SURESHBABU, A. V.; METTA, G.; PARMIGGIANI, A. A new cost effective robot hand for the icub humanoid. **IEEE Roboticsand Automation Society***,* Seoul, v. 6, n. 2, p. 3-5, 2015.

VAY, David Le. **Anatomía y Fisiología Humana.** 2. ed. Catalunha: Paidotribo, 2015. 344 p.

VILLOSLADA, Álvaro. et al. Position control of a shape memory alloy actuator using a four-term bilinear PID controller. **Sensors And Actuators A: Physical,** [s.l.], v. 236, p.257-272, dez. 2015. Elsevier BV.

WEN, ChaoLung. Homem Virtual (Ser Humano Virtual 3D): A Integração da Computação Gráfica, Impressão 3D e Realidade Virtual para Aprendizado de Anatomia, Fisiologia e Fisiopatologia. **Grad Revista de Graduação USP,**São Paulo, v. 1, n. 1, p.7-15, jul. 2016. Semestral.Acesso em: 01 abr. 2017.

XAVIER, Ricardo Taoni. **Implementação de uma prótese ativa para membro superior de baixo custo.** 2016. 118 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)-Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2016.

ZHANG, Jianjun; YIN, Yuehong. SMA-based bionic integration design of self-sensor–actuator-structure for artificial skeletal muscle. **Sensors and Actuators A: Physical,** [s.l.], v. 181, p.94-102, jul. 2012. Elsevier BV.

ZUNIGA, Jorge. et al. Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences. **BMC Research Notes,** [s.l.], v. 8, n. 1, p.10-19, 2015. Springer Nature.

Apêndice A – Configuração do Shield Hx711

```
/*
Setup your scale and start the sketch WITHOUT a weight on the scale
 Once readings are displayed place the weight on the scale
 Press +/- or a/z to adjust the calibration_factor until the output readings match the known weight
Arduino pin 5 -> HX711 CLK
Arduino pin 6 -> HX711 DOUT
Arduino pin 5V -> HX711 VCC
Arduino pin GND -> HX711 GND
*/

#include "HX711.h"

HX711 scale(6, 5);

floatcalibration_factor = 849; // this calibration factor is adjusted according to my load cell
float units;
float ounces;

void setup() {
Serial.begin(9600);
Serial.println("HX711 calibration sketch");
Serial.println("Remove all weight from scale");
Serial.println("After readings begin, place known weight on scale");
Serial.println("Press + or a to increase calibration factor");
Serial.println("Press - or z to decrease calibration factor");

scale.set_scale();
scale.tare();  //Reset the scale to 0

longzero_factor = scale.read_average(); //Get a baseline reading
```

```
Serial.print("Zero factor: "); //This can be used to remove the need to tare the scale. Useful in permanent scale projects.
Serial.println(zero_factor);
}

void loop() {

scale.set_scale(calibration_factor); //Adjust to this calibration factor

Serial.print("Reading: ");
units = scale.get_units(), 10;
if (units < 0)
  {
units = 0.00;
  }
ounces = units * 0.035274;
Serial.print(units);
Serial.print(" grams");
Serial.print(" calibration_factor: ");
Serial.print(calibration_factor);
Serial.println();

if(Serial.available())
  {
char temp = Serial.read();
if(temp == '+' || temp == 'a')
calibration_factor += 1;
else if(temp == '-' || temp == 'z')
calibration_factor -= 1;
  }
}
```

Apêndice B – Plotagem dos dados para gravação em arquivo .exl

```
import java.io.BufferedReader;
import java.io.InputStreamReader;
import java.io.OutputStream;
import gnu.io.CommPortIdentifier;
import gnu.io.SerialPort;
import gnu.io.SerialPortEvent;
import gnu.io.SerialPortEventListener;

import java.util.Date;
import java.util.Enumeration;

import java.sql.*;
import java.text.SimpleDateFormat;

import java.io.*;
import java.io.File;
import java.io.IOException;

// http://playground.arduino.cc/Interfacing/Java

public class SerialBalanca implements SerialPortEventListener {
	SerialPortserialPort;

	Connection conexao = null;

	private static String caminho_arquivo =
"C:\\Users\\Caio.santos\\Desktop\\SensorComModulo\\MedicaoSMA\\EnsaioDeTens
aoSMA" +obter_Data_arquivo()+".csv";
	private static String caminho_banco =
"C:\\Users\\Caio.santos\\Desktop\\SensorComModulo\\MedicaoSMA\\EnsaioDeTens
aoSMA.db";
	private String tabela = "Historico_MedicaoSMA";
```

```
/** The port we're normally going to use.*/
private static final String PORT_NAMES[] = {
        "/dev/tty.usbserial-A9007UX1", // Mac OS X
        "/dev/ttyACM0", // Raspberry Pi
        "/dev/ttyUSB0", // Linux
        "COM5", // Windows
};
/**
* A BufferedReader which will be fed by a InputStreamReader
* converting the bytes into characters
* making the displayed results codepage independent
*/
private BufferedReader input;
/** The output stream to the port */
private OutputStream output;
/** Milliseconds to block while waiting for port open */
private static final int TIME_OUT = 2000;
/** Default bits per second for COM port.*/
private static final int DATA_RATE = 9600;

private intcontador_loop = 0;

public void initialize() {
      // the next line is for Raspberry Pi and
      // gets us into the while loop and was suggested here was
suggested http://www.raspberrypi.org/phpBB3/viewtopic.php?f=81&t=32186
        System.setProperty("gnu.io.rxtx.SerialPorts", "COM5");

      CommPortIdentifierportId = null;
      Enumeration portEnum = CommPortIdentifier.getPortIdentifiers();

      //First, Find an instance of serial port as set in PORT_NAMES.
```

```
            while (portEnum.hasMoreElements()) {
                CommPortIdentifiercurrPortId = (CommPortIdentifier)
portEnum.nextElement();
                for (String portName : PORT_NAMES) {
                    if (currPortId.getName().equals(portName)) {
                        portId = currPortId;
                        break;
                    }
                }
            }
            if (portId == null) {
                System.out.println("Could not find COM port.");
                return;
            }

            try {
                // open serial port, and use class name for the appName.
                serialPort = (SerialPort) portId.open(this.getClass().getName(),
                        TIME_OUT);

                // set port parameters
                serialPort.setSerialPortParams(DATA_RATE,
                        SerialPort.DATABITS_8,
                        SerialPort.STOPBITS_1,
                        SerialPort.PARITY_NONE);

                // open the streams
                input = new BufferedReader(new
InputStreamReader(serialPort.getInputStream()));
                output = serialPort.getOutputStream();

                // add event listeners
                serialPort.addEventListener(this);
```

```
            serialPort.notifyOnDataAvailable(true);
        } catch (Exception e) {
            System.err.println("1:" + e.toString());
        }
}

/**
 * This should be called when you stop using the port.
 * This will prevent port locking on platforms like Linux.
 */
public synchronized void close() {
        if (serialPort != null) {
            serialPort.removeEventListener();
            serialPort.close();
        }
}

/**
 * Handle an event on the serial port. Read the data and print it.
 */
public synchronized void serialEvent(SerialPortEventoEvent) {

        if (oEvent.getEventType() == SerialPortEvent.DATA_AVAILABLE) {
            try {
                if(input.ready()){
                  String inputLine = input.readLine();
                  if(inputLine.length() > 0){

                      intlocaldamarca = inputLine.indexOf("Reading: ");
                      if(1==1){ // localdamarca>=0
```

```
                                String str_data = obter_Data();
                                String str_hh_mm_ss = obter_hh_mm_ss(str_data);
                                intano = obter_ano(str_data);
                                intmes = obter_mes(str_data);
                                intdia = obter_dia(str_data);




                                inputLine=inputLine.substring(localdamarca+1);

                                intgramas = (int)
Double.parseDouble(inputLine.substring(0,4));


                                if (gramas> 0) {
                                      System.out.println("ppm: " + inputLine);
                                       System.out.println("");
                                    System.out.println("agora:
"+dia+"/"+mes+"/"+ano+"  "+str_hh_mm_ss);
                                    System.out.println("localdamarca = "+
localdamarca);
                                      System.out.println("linhafiltrada: "+inputLine);
                                      System.out.println("gramas: "+gramas);

                                     // executarsql(" INSERT INTO "+tabela+"(id,
data_medida,hora_medida,gramas,descricao) "+
                                // " VALUES (1, '2017-05-24', '12:15:07', 50, 'gramas'); ");



                                      //select Max(ID)+1 from Historico_CO2;
```

```
                                    intNovoID = ObterNovoID();
                                    System.out.println("NovoID: " + NovoID);
                                    executarsql(" INSERT INTO "+tabela+"(id,
gramas) "+
                            " VALUES ("+NovoID+","+gramas+"); ");
                                    contador_loop++;
                                        String linhadedados =
contador_loop+";"+gramas;

                                    //gravarArquivo("C:\\Users\\usernote\\Deskt
op\\SensorComModulo\\Historico_CO2.csv", linhadedados, true);
                                        gravarArquivo(caminho_arquivo,
linhadedados, true);

                                    //System.out.println("antes de
selecionarDados()");

                                    //selecionarDados();

                                    //System.out.println("aposselecionarDados()");

                                    //if((x<=10&&y<=10)||(x<=10&&y>=1000)||(x>=10
00&&y<=10)||(x>=1000&&y>=1000)){output.write(100);}else{output.write(50);}

                                } // Fim do IF queverifica se a gramas é maiorque zero

                            }
                        }
                    }

            } catch (Exception e) {
                System.err.println(e.toString());
            }
```

```
            }
            // Ignore all the other eventTypes, but you should consider the other ones.
        }

         private void gravarArquivo(String nomearq, String str_out, boolean append) {
                try  {
                  FileOutputStreamfout = new FileOutputStream(nomearq,append);
                  DataOutputStream p = new DataOutputStream(fout);
                  p.writeBytes(str_out + "\n");
                  p.flush();
                  p.close();
                  fout.close();
                 } catch (Exception ex)
                   { ex.printStackTrace(); }
                }

        public void conectarBanco() {
           try {
             Class.forName("org.sqlite.JDBC");
           //conexao = DriverManager.getConnection("jdbc:sqlite:C:\\sqlite\\labim.db");
             conexao = DriverManager.getConnection("jdbc:sqlite:"+caminho_banco);
           } catch ( Exception e ) {
             System.err.println( e.getClass().getName() + ": " + e.getMessage() );
             System.exit(0);
           }
           System.out.println("Opened database successfully");
         }

        public void criarTabela(){
           executarsql(" CREATE TABLE IF NOT EXISTS "+tabela+" (ID INT, "+
" Data_Medida  date, "+
" Hora_Medida char (8), "+
" gramas  INT, "+
```

```
" DESCRICAO VARCHAR(20));");
        }


        public intObterNovoID() {
                intNovoID = 0;
                try {

                    Statement stmt = conexao.createStatement();
                    ResultSetrs = stmt.executeQuery( "select Max(ID) as NovoID from " +
tabela + ";" );
                    if (rs.next()) {
                  NovoID = rs.getInt("NovoID");
                    }
                    rs.close();
                  } catch ( Exception e ) {
                    System.err.println( e.getClass().getName() + ": " + e.getMessage() );
                    System.exit(0);
                  }
                  System.out.println("Operation done successfully");
                  return NovoID+1;
                 }


        public void selecionarDados() {
                try {

                    Statement stmt = conexao.createStatement();
                    //System.out.println("antes de executeQuery: ");
                    ResultSetrs = stmt.executeQuery( "SELECT * FROM "+tabela+";" );
                    //System.out.println("depois de executeQuery: ");
                    while ( rs.next() ) {
                        //System.out.println("dentro do while - selecionardados");
```

```
            int id = rs.getInt("ID");
            String data_medida = rs.getString("Data_Medida");
            String hora_medida = rs.getString("Hora_Medida");
            int nivel_co2 = rs.getInt("Nivel_CO2");
            String  descricao = rs.getString("Descricao");
            System.out.println("");
            System.out.println("ID: " + id);
            System.out.println("Data: " + data_medida);
            System.out.println("Hora_Medida: " + hora_medida);
            System.out.println("Nivel_CO2: " + nivel_co2);
            System.out.println("Descricao: " + descricao);
            System.out.println("");


          }
          rs.close();
          //stmt.close();
          //conexao.close();
        } catch ( Exception e ) {
          System.err.println( e.getClass().getName() + ": " + e.getMessage() );
          System.exit(0);
        }
        System.out.println("Operation done successfully");
      }




public void executarsql(String sql) {
      try {
            Statement stmt = conexao.createStatement();
            stmt.executeUpdate(sql);
```

```
                    stmt.close();
                    }
                catch (Exception e) {
                    System.err.println(e.getClass().getName() + ": " + e.getMessage());
                    System.exit(0);
                    }
                  System.out.println("Sucessonaexecução");
        }


        public String obter_Data(){
                Date data = new Date();
                SimpleDateFormatformatador = new
SimpleDateFormat("yyyy/MM/ddkk:mm:ss");
                String data_atual = formatador.format(data);
                return data_atual;

        }
        public static String obter_Data_arquivo(){
            Date data = new Date();
            SimpleDateFormatformatador = new SimpleDateFormat("yyyy-MM-dd_kk-
mm-ss");
            String data_atual = formatador.format(data);
            return data_atual;
}



        public String obter_hh_mm_ss(String data_atual){
                String str_hh_mm_ss = data_atual.substring(11,19);
                return str_hh_mm_ss;
        }
```

```
    public intobter_ano(String data_atual){
            String str_ano = data_atual.substring(0,4);
            Integer ano = Integer.parseInt(str_ano);
            return ano;
       }


    public intobter_mes(String data_atual){
          String str_mes = data_atual.substring(5,7);
          Integer mes = Integer.parseInt(str_mes);
          return mes;
    }


    public intobter_dia(String data_atual){
           String str_dia = data_atual.substring(8,10);
           Integer dia = Integer.parseInt(str_dia);
           return dia;
     }

        public static void main(String[] args) throws Exception {
            SerialBalanca main = new SerialBalanca();

        String linhadedados = "NovoID;gramas";

      //main.gravarArquivo("C:\\Users\\usernote\\Desktop\\SensorComModulo\\Historic
o_CO2.csv", linhadedados, true);

        main.gravarArquivo(caminho_arquivo, linhadedados, true);

            main.conectarBanco();
            main.criarTabela();
            main.initialize();
```

```
        Thread t=new Thread() {
            public void run() {
                //the following line will keep this app alive for 1000 seconds,
                //waiting for events to occur and responding to them (printing
incoming messages to console).
                try {Thread.sleep(1000); System.out.println("arg0"); } catch
(InterruptedExceptionie) {}
            }
        };
        t.start();
        System.out.println("Started");
    }
}
```