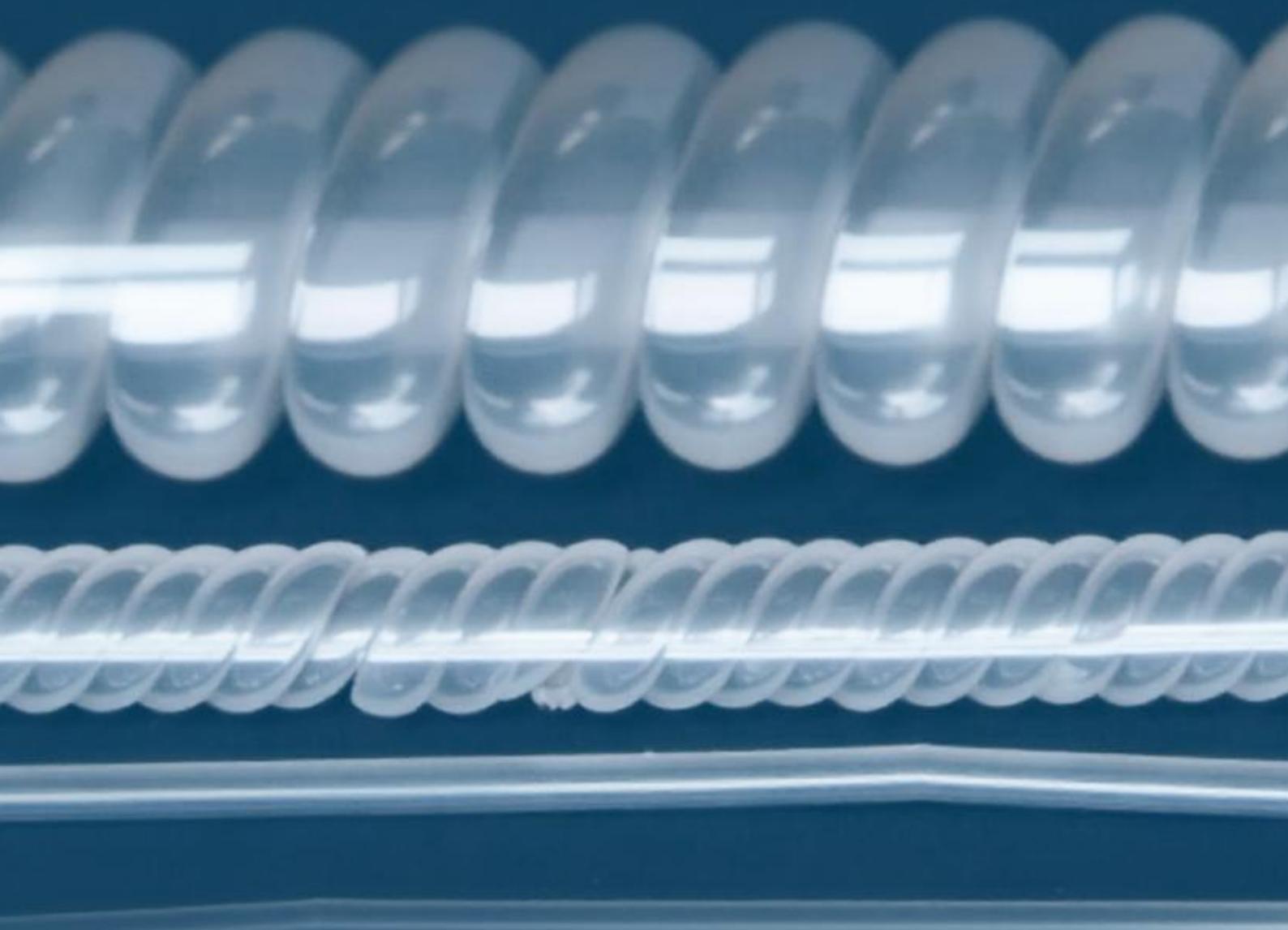


SARAH MENDES
ORGANIZADORA



ESTUDO EXPERIMENTAL DO COMPORTAMENTO TERMO-MECÂNICO DE FIOS DE NYLON ESPIRALADOS

CURITIBA
EDITORIA REFLEXÃO ACADÊMICA
2025



Sarah Mendes
Head Organizer



**Estudo experimental do
comportamento termo-mecânico de
fios de nylon espiralados**

**Reflexão Acadêmica
editora**

**Curitiba
2025**

Copyright © Editora Reflexão Acadêmica
Copyright do Texto © 2025 O Autor
Copyright da Edição © 2025 Editora Reflexão Acadêmica
Editora-Chefe: Profa. Msc. Barbara Luzia Sartor Bonfim Catapan
Diagramação: Editora
Edição de Arte: Editora
Revisão: O Autor

O conteúdo do livro e seus dados em sua forma, correção e confiabilidade são de responsabilidade exclusiva da autora. Permitido o download da obra e o compartilhamento desde que sejam atribuídos créditos a autora, mas sem a possibilidade de alterá-la de nenhuma forma ou utilizá-la para fins comerciais.

Conselho Editorial:

Profª. Msc. Rebeka Correia de Souza Cunha, Universidade Federal da Paraíba - UFPB
Prof. Msc. Andre Alves Sobreira, Universidade do Estado do Pará - UEPA
Profª. Drª. Clara Mariana Gonçalves Lima, Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP
Profª. PhD Jalsi Tacon Arruda, Centro Universitário de Anápolis - UniEVANGÉLICA
Profª. Drª. Adriana Avanzi Marques Pinto, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho - UNESP
Prof. Dr. Francisco Souto de Sousa Júnior, Universidade Federal Rural do Semi-Árido - UFERSA
Prof. Dr. Renan Gustavo Pacheco Soares, Universidade Federal de Pernambuco - UFPE
Prof. Dr. Sérgio Campos, Faculdade de Ciências Agronômicas, Brasil.
Prof. Dr. Francisco José Blasi de Toledo Piza, Instituição Toledo de Ensino, Brasil.
Prof. Dr. Manoel Feitosa Jeffreys, Universidade Paulista e Secretaria de Educação e Desporto do Amazonas, Brasil.
Profª. Drª. Mariana Wagner de Toledo Piza, Instituição Toledo de Ensino, Brasil.
Prof. Msc. Gleison Resende Sousa, Anhanguera Polo Camocim, Brasil.
Profª. Msc. Raiane Vieira Chaves, Universidade Federal de Sergipe, Brasil.
Profª. Drª. Thalita Siqueira Sacramento, Escola da Natureza- Secretaria de Educação do Distrito Federal, Brasil.
Prof. Msc. André Luiz Souza, Universidade Federal do Triângulo Mineiro, Brasil.
Profª. Drª. Leonice Aparecida de Fatima Alves Pereira Mourad, Universidade Federal de Santa Maria, Brasil.
Profª. Drª. Lenita de Cássia Moura Stefani, Universidade do Estado de Santa Catarina, Brasil.



Reflexão Acadêmica
editora

Ano 2025

Prof^a. Msc. Vanesa Nalin Vanassi, Universidade do Estado de Santa Catarina, Brasil.
Prof^a. Dr^a. Khétrin Silva Maciel, Universidade Federal do Sul da Bahia, Brasil.
Prof^a. Dr^a. Adriana Crispim de Freitas, Universidade Federal do Maranhão, Brasil.
Prof. Esp. Richard Presley Silva Lima Brasil, Centro De Educação Superior De Inhumas Eireli, Brasil.
Prof^a. Dr^a. Vânia Lúcia da Silva, Universidade Federal de Juiz de Fora, Brasil.
Prof.^a Dr^a. Anna Maria de Oliveira Salimena, Universidade Federal de Juiz de Fora, Brasil.
Prof.^a Dr^a. Maria Clotilde Henriques Tavares, Universidade de Brasília, Brasil.
Prof.^a Dr^a. Márcia Antonia Guedes Molina, Universidade Federal do Maranhão, Brasil.
Prof. Msc. Mateus Veppo dos Santos, Centro Universitário Euro-American, Brasil.
Prof.^a Msc. Adriana Xavier Alberico Ruas, Funorte, Brasil.
Prof.^a Msc. Eliana Amaro de Carvalho Caldeira, Centro Universitário Estácio - Juiz de Fora MG, UFJF, Brasil.
Prof. Msc. João Gabriel de Araujo Oliveira, Universidade de Brasília, Brasil.
Prof.^a Dr.^a Anisia Karla de Lima Galvão, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Norte, Brasil.
Prof.^a Dr.^a Rita Mônica Borges Studart, Universidade de Fortaleza, Brasil.
Prof.^a Msc. Adriane Karal, UDESC/UCEFF, Brasil.
Prof.^a Msc. Darlyne Fontes Virginio, IFRN, Brasil.
Prof.^a Msc. Luciana Mação Bernal, Universidade Federal de São Carlos, Brasil.
Prof. Dr. Roberto José Leal, Escola de Enfermagem Anna Nery / Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil.



Reflexão Acadêmica
editora

Ano 2025

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Estudo experimental do comportamento termo-mecânico de fios de nylon espiralados [livro eletrônico] / organização Sarah Mendes. -- 1. ed. -- Curitiba, PR : Editora Reflexão Acadêmica, 2025.

Formato: PDF

Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader

Modo de acesso: World Wide Web

Inclui: Bibliografia

ISBN: 978-65-84610-65-1

DOI: 10.51497/reflex.978-65-84610-65-1

1. Engenharia. 2. Termodinâmica.

I. Mendes, Sarah. II. Título.

25-259766

CDD-620

Editora Reflexão Acadêmica
Curitiba – Paraná – Brasil
[contato@reflexaoacademica.com.br](mailto: contato@reflexaoacademica.com.br)



Reflexão Acadêmica
editora

Ano 2025

SOBRE A AUTORA

Sarah Silveira Mendes é doutora e mestre em Engenharia Mecânica pela Universidade Federal Fluminense (UFF), com graduação em Engenharia Mecânica pela Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF). Possui também formação em Licenciatura em Física pelo Centro Universitário ETEP.

Além disso, tem diversas especializações na área de engenharia e ensino, incluindo Engenharia Metalúrgica – Processos de Fabricação, Engenharia de Materiais, Engenharia de Segurança do Trabalho, Docência e Gestão do Ensino Superior e Gerenciamento de Projetos TI.

Atualmente, é professora adjunta de materiais e processos de fabricação do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ), onde atua no ensino e pesquisa. Sua trajetória acadêmica e profissional é marcada pelo aprofundamento técnico e interdisciplinaridade, contribuindo para a formação de novos engenheiros e para o avanço do conhecimento na área.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho não poderia ser terminado sem a ajuda de diversas pessoas às quais presto minha homenagem:

Aos meus pais, Fernando e Rejane, pelo apoio e amor incondicionais, sempre.

À minha irmã e amiga, Paula, pelo amor, risadas e amizade.

Ao Lucas, pelo apoio incondicional, carinho, amor, força e paciência. Ao Fred e Nilton por serem perfeitos e alegrarem meus dias. À Risete e Ricardo, pela amizade e apoio. Ao Luthi, por todos os rabinhos abanando e lambeijos.

Aos meus avós, Anésia, Celeste e Guido pelo incentivo e amor.

Às amigas Carol, Andressa e Julia, pela amizade, incentivo, apoio e ajuda possibilitando a realização deste trabalho.

À Lúcia e Ana Vitória e Carol pelo apoio, companheirismo e amizade.

Aos colegas do LOM pela ajuda prestada durante os ensaios, pela amizade e momentos de descontração.

Ao meu orientador Professor Luiz Carlos, que me mostrou os caminhos a serem seguidos e me apoiou nos momentos mais críticos. Também não posso deixar de agradecer pela compreensão e pelas discussões que enriqueceram o trabalho.

RESUMO

Neste trabalho, foi investigado experimentalmente o comportamento termo-mecânico de fios de nylon espiralados. Os corpos de provas, ou seja as fios espiralados, foram fabricados usando linhas monofilamento de nylon (poliamida) para pesca de diâmetro 0,8 mm. No procedimento experimental, um fio espiralado, com uma pré- deformação constante de 50%, foi submetido a uma variação de temperatura na faixa de 30°C a 120°C. Ao ser submetida a essa variação de temperatura, a fibra de nylon espiralada do tipo homoquiral tende a contrair ao ser aquecida e expandir ao ser resfriada. Durante os testes, as forças de reação do corpo de prova foram monitoradas com uma célula de carga e imagens do corpo de prova foram capturados a cada 5 segundos. Estas imagens foram processadas usando um software de Correlação de Imagens que gerou os campos de deslocamento dos corpos de prova. Com estes campos de deslocamento foi possível calcular os ângulos de rotação e a deformação dos corpos de prova. O ângulo de inclinação das espiras foi medido utilizando o software ImageJ. A teoria de molas helicoidais juntamente com os dados experimentais foram utilizados para descrever o comportamento dos fios espiralados. Foram realizados diferentes testes, considerando dois diferentes comprimentos dos fios espiralados, de 15 mm e 20 mm, e três valores de tensão nominal de fabricação: 10,35 MPa, 16,35 MPa e 20,35 MPa. Foi observado que a rotação é inversamente proporcional ao tamanho inicial dos corpos de prova. O mesmo não foi verificado na deformação longitudinal. A rigidez torcional se mostrou proporcional ao valor do índice de mola.

PALAVRAS-CHAVE: músculos artificiais, fios de nylon, atuadores poliméricos, correlação de imagens.

ABSTRACT

In this work, the thermo-mechanical behavior of coiled nylon fishing lines was investigated. In the experimental procedure, a polyamide coiled line (0.8 mm of diameter) was pre-stretched holding the distance between its ends constant and was subjected to different temperatures (range from 30°C to 120°C). Under this temperature condition, the homochiral coiled fiber of nylon fiber tends to contract upon being heated and expanded upon being cooled. During tests, the reaction force was monitored using a cell load and images of coiled line were captured every 5 seconds. The Digital Image Correlation software was used to attain the displacement fields. The rotation and the deformation of the specimens were estimated with these displacement fields. The pitch angle of the coiled fiber was measured using the ImageJ software. The helical spring theory together with the experimental data was used to describe the thermo-mechanical behavior of coiled fiber. Different tests were performed considering two distinct lengths of coiled fibers, 15 mm and 20 mm, and three values of nominal tension of manufacture, 10,35 MPa, 16,35 MPa and 20,35 MPa. The rotation of these coiled lines was inversely proportional to the initial size of the specimens, and the deformation was not affected by it. The torsional stiffness was proportional to the value of the spring index.

KEYWORDS: artificial muscle, polymeric actuator, fishing line, DIC method.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Mola Helicoidal com grande índice de mola.....	18
Figura 2 - a) Mola helicoidal na posição inicial antes da compressão b) Mola helicoidal após a compressão	19
Figura 3 - Mola helicoidal com as extremidades livres com carregamento axial.....	22
Figura 4 - Comportamento da mola ao sofrer deflexão	23
Figura 5 - a) Ilustração esquemática do mecanismo de funcionamento de um atuador homoquiral b) Ilustração esquemática do mecanismo de funcionamento de um atuador heteroquiral.....	27
Figura 6 - Esquema de produção do corpo de prova a) Fibra precursora fixada no aparato de produção; b) Início da inserção de torção, fio reduz o tamanho; c) Início da formação de espiras; d) Fio completamente espiralado	28
Figura 7 - Corpo de prova fabricado: fio de nylon espiralado.	28
Figura 8 - Aparato experimental	30
Figura 9 - Corpo de prova com padrão aleatório monocromático para realização da Correlação de Imagens Digitais	32
Figura 10 - a) Imagem do corpo de prova e o b) campo de deslocamento na horizontal a 109°C e c) vertical a 109°C	33
Figura 11 - Campo de deslocamento vertical do corpo de prova de 15 mm e 16 MPa a 109°C.....	33
Figura 12 - Campo de deslocamento horizontal do corpo de prova de 15 mm e 16 MPa a 109°C	34
Figura 13 - Curva média de cada tipo de corpo de prova da variação da temperatura em relação ao período normalizado.....	35
Figura 14 - Curva média de cada tipo de corpo de prova da taxa de aquecimento em relação ao período normalizado.....	36
Figura 15 - Curva de rotação média do CP em relação a temperatura no aquecimento	37
Figura 16 - Curva de rotação média do CP em relação a temperatura no resfriamento	38
Figura 17 - Curva de deformação média do CP em relação a temperatura no aquecimento	39
Figura 18 - Curva de deformação média do CP em relação a temperatura no resfriamento	39
Figura 19 - Curva de deformação vertical média em relação a rotação média no aquecimento.....	41
Figura 20 - Curva da deformação média em relação a rotação média durante o resfriamento	42
Figura 21 - Identificação do número de espiras ativas com a Correlação de Imagens Digital	43
Figura 22 - Curva do ângulo alfa em relação a temperatura no aquecimento nos corpos de prova de 20 mm	44
Figura 23 - Curva do ângulo alfa em relação a temperatura durante o resfriamento nos corpos de prova de 20 mm.....	44
Figura 24 - Curva de $\Delta\Theta$ em relação a $R\cos(\alpha)$ durante o aquecimento na faixa de 30 °C até 100°C nos corpos de prova de 20 mm.....	46
Figura 25 - Curva de $\Delta\Theta$ em relação a $R\cos(\alpha)$ durante o resfriamento na faixa de 100 °C até 40°C nos corpos de prova de 20 mm.....	47
Figura 26 - Curva da força em relação a temperatura durante o aquecimento	48
Figura 27 - Curva da força em relação a temperatura durante o resfriamento.....	48

Figura 28 - Curva de Glp em relação a temperatura durante o aquecimento nos corpos de prova de 20 mm.....	49
Figura 29 - Curva de Glp em relação a temperatura durante o resfriamento nos corpos de prova de 20 mm.....	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dados da fabricação dos corpos de prova	26
Tabela 2 - Relação de medidas dos corpos de prova	31
Tabela 3 - Espiras ativas médias.....	43
Tabela 4 - Coeficientes das retas ajustadas do aquecimento	46
Tabela 5 - Coeficientes das retas ajustadas do resfriamento.....	47

LISTA DE SÍMBOLOS

- C – índice de mola
d - diâmetro do aro da mola
E - módulo de elasticidade do material
G – módulo de rigidez torcional do material
I – momento de inércia da seção transversal do arame
 I_p – momento de inércia polar da seção transversal do arame
 m_f – momento fletor
 m_t – momento torsor
n – número de espiras ativas na mola
P – força aplicada
r - raio da espira
 r_o - raio inicial da espira
 α — ângulo de inclinação final
 α_o – ângulo de inclinação inicial
 δ – deflexão nominal
 Δk – mudança no raio de curvatura do arame da mola após deformação
 δ_o – deflexão nominal inicial
 $\Delta \theta$ – torção sofrida pelo arame da mola após deformação
 σ – tensão normal
 τ – tensão de cisalhamento
 τ_c - tensão de cisalhamento na superfície
 φ – ângulo de rotação relativa de uma extremidade em relação a outra da mola
 φ_1 – ângulo de rotação na extremidade não carregada da mola
 φ_2 – ângulo de rotação na extremidade carregada da mola

SUMÁRIO

CAPÍTULO 01	1
INTRODUÇÃO	
1.1 MOTIVAÇÃO	1
1.2 OBJETIVOS.....	2
1.3 ORGANIZAÇÃO DO TEXTO	3
CAPÍTULO 02	4
REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	
CAPÍTULO 03	18
MODELO MATEMÁTICO	
3.1 MOLAS HELICOIDAIS	18
3.1.1 Molas com extremidades livres para rotação	20
3.1.1.1 Cálculo das Tensões.....	20
3.1.1.2 Cálculo das Deflexões.....	21
3.1.1.3 Desenrolamento das extremidades da mola.....	24
CAPÍTULO 04	25
MATERIAIS E MÉTODOS	
4.2 FABRICAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	25
4.3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	29
4.3.1 Arranjo Experimental	29
4.3.2 Tratamento Térmico e Ciclo de Treinamento	30
4.3.3 Ciclo Térmico	31
4.3.4 Correlação de Imagens Digital	31
4.3.5 Ângulo de Inclinação	34
CAPÍTULO 05	35
RESULTADOS E DISCUSSÕES	
CAPÍTULO 06	51
CONCLUSÕES	
6.1 TRABALHOS FUTUROS	52
REFERÊNCIAS.....	53
APÊNDICE.....	59
1 INTRODUÇÃO.....	60
2. MATERIAIS E MÉTODOS	61
2.1 Fabricação dos corpos de prova	61
2.2 Arranjo experimental	63
3. RESULTADOS E DISCUSSÃO	64
4. CONCLUSÕES.....	67
5. AGRADECIMENTOS.....	67
6. REFERÊNCIAS	68
7. RESPONSABILIDADE AUTORAL	68

CAPÍTULO 01

INTRODUÇÃO

Com o advento da medicina moderna, associada ao grande avanço tecnológico, pesquisadores tem buscado soluções para problemas que antigamente eram tidos como insolucionáveis, como por exemplo a recuperação de estrutura muscular após perda de capacidade motora, devido a doença ou trauma. Nos últimos anos materiais com a capacidade de reproduzir as características dos músculos esqueléticos se tornaram um tópico popular na área acadêmica e na industrial.

Foram desenvolvidos vários dispositivos de atuação baseados em diferentes mecanismos e materiais inteligentes com eficiência superior em muitos aspectos aos músculos naturais. Um dos objetivos principais destes dispositivos é substituir tecido muscular esquelético quando este falha ou auxiliá-lo quando fraco (MIRFAKHRAI, 2007a).

1.1 MOTIVAÇÃO

Materiais com memória de forma pertencem ao grupo de materiais inteligentes que podem alterar a geometria, a rigidez, o volume e outras características mecânicas quando sofrem estímulos externos como voltagem, corrente, pressão ou temperatura. Tais materiais são frequentemente utilizados como atuadores. Estudos envolvendo materiais inteligentes são justificáveis pois além de otimizar espaço e peso em aplicações automotivas e aeroespaciais, estes materiais são empregados em robôs humanoides, próteses, exoesqueletos e também na confecção de músculos artificiais (HAINES, 2014). Esta tecnologia dos músculos artificiais pode trazer enormes benefícios para implantes médicos e dispositivos de assistência humana, como também para ferramentas de diagnóstico e minimizar cirurgias invasivas (MADDEN, 2004; MAJIDI, 2014).

Nas últimas décadas diversos materiais foram desenvolvidos e testados, incluindo polímeros, nanotubos de carbono e de grafeno e compósitos poliméricos/inorgânicos (MIRFAKHRAI, 2007a). No entanto, problemas com o

desempenho e o custo restringiram o desenvolvimento destes materiais (HAINES, 2014). A alta voltagem necessária para o movimento, a histerese substancial apresentada pelos atuadores já testados e a dificuldade de produção se tornaram as maiores limitações dessas tecnologias (YANG, 2016).

Em 2014 Haines *et al.* desenvolveu um novo tipo de atuador usando fio de nylon de pesca espiralado com a habilidade de contrair e expandir. O Atuador de Fibra Polimérica Espiralado (AFPE) apresenta uma performance bastante satisfatória, com a densidade de energia atingindo 2,63 kJ/kg e densidade de potência superior a 5,3 kW/kg, com torque de 50% (CHERUBINI, 2015), se mostrando centenas de vezes superior a densidade de energia produzida por músculos esqueléticos naturais, normalmente de 39 J/kg (MADDEN, 2004; AZIZ, 2015). Dentre as características deste atuador, se destacam as seguintes; contração termal reversível na direção da fibra, grande expansão térmica volumétrica e grande anisotropia durante mudanças de dimensão termicamente induzidas que proporcionam longo curso muscular. Essas características em conjunto com o baixo custo, aproximadamente US\$5/kg (HAINES, 2014), torna tal atuador extremamente promissor.

Trabalhos anteriores demonstraram o princípio básico de funcionamento desse atuador, fornecendo dados relevantes para aplicações futuras (KIANZAD, 2015; AZIZ, 2015; CHERUBINI, 2015; MORETTI, 2015; SHARAFI, 2015a; YANG, 2016), porém investigações mais detalhadas são necessárias para possibilitar o seu emprego. Apesar desses estudos, não há dados demonstrando a influência do comprimento inicial do atuador e tensão nominal de produção na rotação e deformação vertical do atuador.

1.2 OBJETIVOS

O presente trabalho tem por intuito estudar o comportamento mecânico de fios de nylon espiralados, submetidos a tração e variação de temperatura. O objetivo principal é relacionar e comparar o comportamento de fios espiralados homóquicos produzidos em laboratório. Sendo esses fabricados com diferentes tensões nominais de produção e com diferentes comprimentos iniciais. Outro objetivo é associar o comportamento destes atuadores com a geometria de molas helicoidais, extraíndo parâmetros do atuador.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TEXTO

Além deste capítulo inicial, o qual introduz o tema abordado e apresenta o objetivo deste estudo, a dissertação organiza-se em mais 5 capítulos.

O capítulo 2, apresenta uma revisão bibliográfica dos tipos de atuadores, traça um panorama dos estudos já desenvolvidos nessa área e descreve o que as pesquisas mais recentes indicam sobre os atuadores de fibras de nylon espiraladas e outros tipos de atuadores, bem como suas vantagens e tipos de testes aos quais já foram submetidos.

O capítulo 3 apresenta um modelo matemático clássico de molas helicoidais. E as hipóteses assumidas para melhor entendimento do comportamento do atuador de fibra de nylon espiralada.

No Capítulo 4, a metodologia de fabricação utilizada é descrita juntamente com o tratamento térmico aplicado. Em seguida, o treinamento térmico realizado para diminuir os efeitos da histerese é descrito. E também a fabricação do aparato de testes é especificada. Por fim, o procedimento experimental e o método de análise dos dados coletado são apresentados.

No Capítulo 5, são apresentados os resultados obtidos para cada tipo de corpo de prova. Discussão sobre o comportamento termo-mecânico deste atuador e sua relação com comportamento de uma mola helicoidal também são apresentados.

Finalmente, no Capítulo 6, são apresentados conclusões deste estudo e sugestões para trabalhos futuros.

CAPÍTULO 02

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Os músculos artificiais são uma classe de materiais ou dispositivos biologicamente inspirados que podem se contrair, expandir ou girar reversivelmente por estímulos externos, como tensão (OHM, 2010; PELRINE, 2002), pressão (CHOU, 1996; DAERDEN, 2002), corrente (BAUGHMAN, 1996; LIMA, 2012), ou temperatura (LENG, 2011). Durante décadas, muitos materiais diferentes foram usados para a produção de músculos artificiais. No futuro, esses podem substituir as tecnologias dos atuadores atuais como os motores eletrônicos e piezoeletricos em diversos propósitos. E também tornar viáveis aplicações que atualmente vão além das possibilidades dos atuadores atuais (MIRFAKHRAI, 2007a). Devido a sua complexidade, seu desenvolvimento envolve aspectos dos materiais e da engenharia (IONOV, 2014). Algumas limitações encontradas nos músculos artificiais, já estudados, incluem o pequeno ciclo de vida útil e a perda de energia armazenada. Sendo que essas ocorrem devido a mecanismos dissipativos principalmente encontrados na histerese nos ciclos e baixa eficiência de trabalho. Até 2007 nenhuma tecnologia de músculo artificial apresentou um ciclo de vida excepcional e um alto grau de irreversibilidade na deformação durante a atuação com grandes cargas (MIRFAKHRAI, 2007a).

Os músculos de animais e plantas podem ser considerados atuadores naturais (HUBER, 1997). Um músculo esquelético humano médio tem um ciclo de contração muscular de 100 ms e atinge uma força em estado estacionário em centenas de milissegundos (FUNG, 1994). A razão de potência máxima em relação ao peso do músculo esquelético de um mamífero é de 0,32 kW / kg (JOSEPHSON, 1993). O movimento dos animais é permitido devido a contrações e elongações dos músculos, que possuem estrutura fibrosa. Algumas vantagens dos músculos naturais, que são raramente exploradas em músculos artificiais, são o uso de combustível de alta densidade de energia (carboidratos + oxigênio: uma importante vantagem para dispositivos autônomos) (MIRFAKHRAI, 2007a). E também a habilidade de

variar/modular a rigidez em uma grande faixa e a capacidade de se regenerar, permitindo um alto ciclo de vida útil.

Os atuadores possuem ampla aplicação na micro fabricação, microeletrônica, medicina, e sistemas lab-on-a-chip (KIM, 2013). Os atuadores artificiais incluem hidráulicos, pneumáticos e solenoides (HUBER, 1997). Outros atuadores artificiais, tais como piezoelectrónicos, ligas com memória de forma e dispositivos magnetostrictivos, são baseados em materiais que mudam a forma; estes estão sendo cada vez mais usados em novas aplicações.

Pode-se mencionar modelos propostos para o estudo de músculos artificiais movidos eletroquimicamente que ligam o comportamento mecânico à mudança de componentes químicos (OTERO, 2014). No caso dos atuadores eletroquímicos, a difusão iônica e alguns reordenamentos mecânicos e químicos devem ser controlados, o que pode adicionar mais complexidade ao modelo. Porém um grau de irreversibilidade durante a atuação de alta carga é um problema para tipos eletroquímicos de músculos artificiais em particular (MIRFAKHAI, 2007a). No caso dos atuadores pneumáticos, já foram desenvolvidos modelos de dinâmica dos fluidos em que as variáveis de estado são dependentes do espaço e do tempo e, além disso, as condições de contorno são dependentes do tempo (CHOU, 1996).

A utilização de atuadores fabricados de fibras é uma estratégia particularmente atraente, pois as fibras são caracterizadas pela flexibilidade e alta anisotropia. As propriedade como atuadores dessas fibras são facilmente caracterizadas, dado que as propriedades do atuador são as mesmas da fibra em si. Ou seja, a atuação de fibras monofilamentosas é alcançada unicamente devido a mudanças nas propriedades do material constituinte.

Projetos baseados em controle tem sido usados para demonstrar a alta não-linearidade dos músculos pneumáticos artificiais (ANDRIKOPoulos, 2013). Modelos de dois estados também foram desenvolvidos com o intuito de estudar variações de deflexão de força em ligas com memória de forma (ZHAO, 2014) e atuadores helicoidais de NiTi (AN, 2012).

Alguns trabalhos sobre atuadores em geral, em seus diversos tipos, têm sido desenvolvidos apesar de certos problemas de eficiência, peso e manuseio. Como os atuadores hidráulicos e pneumáticos inspirados em músculos naturais (KLUTE, 1999) que requerem aparelhos suplementares para que sua atuação ocorra como

compressores e válvulas. No caso do atuador pneumático de McKibben, além da histerese, há também a inabilidade de produzir uma grande força (TONDU, 2012)

Os atuadores multifilamentosos são baseados na mudança da distância entre os filamentos. Uma possibilidade de mudar reversivelmente a distância entre os filamentos é impregnar a fibra com material fusível, que pode alterar o seu volume devido à fusão e cristalização. Um exemplo deste tipo são nanotubos de carbono impregnados com parafina (LIMA, 2012; CHUN, 2014), poliestireno e poli(estireno-isopreno-b-estireno) (KWON, 2015).

No trabalho de Lima *et al.* (2012), o atuador de nanotubo de carbono foi aquecido por corrente elétrica e por luz, o que levou à fusão da parafina a 60 ° C, de modo que o seu volume aumentou em 20%. O aquecimento adicional da parafina fundida trouxe 10% de expansão de volume, totalizando 30%. O resfriamento levou à cristalização da parafina e ao seu encolhimento. Uma vez que a cera e materiais semelhantes são policristalinos, a alteração de forma após a fusão foi isotrópica, fazendo com que a alteração de volume fosse uniforme em todas as direções. Resultados promissores foram demonstrados por esta abordagem, com atuação de tração relatada de até 7% e rotação a uma média de 11.500 rotações por minuto. Além disso, foram atingidos tempos de atuação tão baixos como 25 milissegundos, superando amplamente o resto dos sistemas concorrentes propostos (LIMA, 2012; FOROUGHI, 2011). Foram, após este estudo, propostas diferentes arquiteturas para o fio (SHANG, 2015), assim como materiais condutores alternativos (MIRVAKILI, 2013).

Os nanotubos de nióbio, propostos por Mirvakili *et al.* (2013), apresentaram melhor a resistência à tração da configuração e maior condutividade. Outros importantes aspectos do sistema, incluindo a velocidade de atuação torcional e a relação torque-massa, diminuíram. Esses atuadores de fibra baseados na mudança de volume dos materiais exibiram propriedades excepcionais, incluindo alta resistência à tração, atuação rápida na ordem de dezenas de milissegundos, robustez e reversibilidade de atuação para milhões de ciclos.

Uma das grandes desvantagens dos estudos com nanotubos de carbono e dos nanotubos de nióbio é o custo alto destas fibras. Além de, no caso dos músculos ativados eletrotermicamente, existe a necessidade de eletrólito, eletrodo oposto e embalagem do dispositivo, que adicionam muito mais peso e volume ao atuador. O eletrólito também limita a temperatura e tensão de operação, bem como a taxa de atuação.

Outra alternativa proposta por Lima *et al.* (2015) para músculos artificiais baseados na mudança da distância entre as fibras foi preencher este espaço com materiais que podem expandir. Estas fibras possuíam a mesma arquitetura das fibras descritas por Lima *et al.* (2012) com a exceção de que a parafina foi substituída por uma resina PDMS (Polidimetilsiloxano) reticulada macia. Essa, quando sujeita a diferentes solventes, dilatou. O que resultou com que a base dos nanotubos de carbono torcidos convertesse essa expansão tanto para o movimento de contração quanto para o movimento de torção. Com esse método, deformações de até -45% foram obtidos com tensões correspondentes a dezenas de MPa. Esse sistema apresentou tempo de resposta de contração de 0,1 s. Apesar disso, a ação reversa apresentou limitação na difusão do solvente para fora da fibra e tempo de resposta bastante superior ao da contração, cerca de 10 segundos .

Um dos motivos que torna os nanotubos de carbono atraentes para as tecnologias de atuadores e músculos artificiais é a sua excepcional resistência (LU, 2012). Assim, diversas arquiteturas e estratégias já foram testadas. Uma diferente abordagem foi estudada por Guo *et al.* (2012), essa utilizou a necessidade de uma grande quantidade de nanotubos de carbono para formar uma fibra visível a olho nu e a sua alta condutividade. Nesse atuador, proposto por Guo *et al.* (2012), todos os nanotubos de carbono foram alinhados paralelamente uns aos outros com um ângulo de inclinação do eixo da fibra. Nessa configuração particular, os nanotubos de carbono na fibra agem como fios condutores quando uma corrente elétrica é aplicada, gerando um campo eletromagnético.

Como resultado, uma força de atração entre os nanotubos é gerada, levando à torção da fibra e sua contração. Com uma voltagem de 5 A foi obtida uma rotação de até 10º. Porém, devido, principalmente, ao fato deste estudo ter utilizado apenas uma fibra de nanotubo, a configuração apresentou somente 200 ciclos com resposta conservada. Quando o ângulo de inclinação da fibra foi aumentando, ocorreu a formação de espiras ao longo comprimento do atuador. Esta geometria, mais complexa que a anterior, proporcionou uma contração superior (até 14%) e uma rotação resultante melhorada (até 135 revoluções por metro) (CHEN, 2015a).

Uma das vantagens observadas nos estudos deste tipo de atuador, proposto por Guo *et al.* (2012), é o fato de que sua atuação é controlada simplesmente por uma corrente elétrica passando pela fibra. Essa característica os torna mais fáceis e convenientes em termos de controle. No entanto, existem algumas desvantagens na

geometria do atuador. Sua deformação durante a contração de 14% e a rotação gerada de menos de uma revolução por centímetro de fibra os torna menos promissores que outros sistemas de atuadores.

Já os atuadores estudados por Chen *et al.* (2015b) e He *et al.* (2015) trabalharam com o conceito de que forças interfaciais desempenham papel significativo na mecânica de objetos de tamanhos micro e nano. Nestes atuadores, novamente, fibras foram extraídas de conjuntos de nanotubos de carbono e foram colocadas juntas para formar fibras de múltiplas camadas, chamada de SHFs (multiply fibers). Após, uma torção adicional foi aplicada e resultou na formação de torções e foram denominadas de HHFs (hierarchically arranged helical fibres). Quando as fibras SHF e HHF foram umedecidas, o líquido infiltrou nos espaços livres entre as fibras e os nanotubos de carbono. Devido a tensão superficial do líquido, uma força atrativa entre os elementos em todos os níveis surgiu. Este fato levou a uma maior torção e encurtamento adicional da fibra SHF ou HHF correspondente em escala macroscópica, o que gerou a atuação. Devido aos nanotubos de carbono serem hidrofóbicos, as fibras não podem ser molhadas pela água. Com isso solventes menos polares devem ser utilizados, como o etanol, a acetona e o diclorometano.

Tensões de até 60% foram reportadas, com tempo de atuação para os HHFs na ordem de 1 segundo. A estabilidade da atuação foi testada durante mais de 50 ciclos. Em estudo complementar do mesmo grupo (HE, 2015), as fibras foram tratadas com plasma de oxigênio para aumentar sua hidrofilicidade, permitindo assim a atuação por molhagem com água. Resultados semelhantes foram obtidos embora com tempo de resposta menores em vários segundos. As características que tornam essa tecnologia atraente são a força natural e o alto módulo de elasticidade dos nanotubos, que proporcionam às fibras excelente robustez mecânica e resistência. Seu tempo de resposta rápida com solventes altamente voláteis e o fato de não serem produzidas quantidades substanciais de calor no processo. Porém, esta abordagem possui mesmos pontos fracos que estão presentes em atuadores eletromecânicos: baixa contração e altos custos na produção.

Uma abordagem inovadora foi sugerida por Spinks *et al.* (2002) ao utilizarem fibras fabricadas de folhas de nanotubos de carbono. Estas fibras foram mergulhadas em soluções de cloreto de sódio (NaCl) e ácido clorídrico (HCl). Foi observado que a espessura da fibra sofreu um aumento significativo quando uma corrente elétrica as atravessou. A razão desse comportamento foi a formação e acúmulo de hidrogênio

molecular na forma de nano bolhas, entre as folhas de nanotubos. Com esse método o tempo de atuação observado foi de dezenas de segundos e deformações de no máximo 2%. Já o estudo desenvolvido por Mirfakhrai *et al.* (2007b), um solvente orgânico, mais eletroquimicamente estável (acetonitrilo) que a água foi utilizado nas mesmas fibras de nanotubos de carbono. A aplicação de uma corrente induziu a atuação da fibra, mas não foram observadas a formação de nano bolhas. Os autores levantaram a hipótese de que a atuação foi resultado do acúmulo de carga sobre a fibra, que levou a variações no comprimento das ligações de carbono (C-C). A deformação típica apresentada pelo sistema foi menos de 0,5% com o tempo de reação de menos de 1 segundo, que são valores baixos comparados com os outros atuadores de nanotubos de carbono. Outra desvantagem é a necessidade da fibra estar imersa em uma solução.

Como alternativa aos atuadores usando nanotubos de carbono, foi proposto por Meng *et al.* (2015) e Cheng *et al.* (2014) o uso de óxido de grafeno. As fibras foram fabricadas torcendo filmes de óxido de grafeno independentes. Este material é hidrófilo, o que tornou a fibra um atuador movido a umidade. A fibra ao ser exposta a uma alta umidade (85% de umidade relativa), absorveu moléculas de água do ar. Esta absorção induziu uma mudança na distância entre as camadas, resultando no desenrolamento da fibra, ou seja, no movimento de rotação. Ao serem expostos ao ar seco, o processo se inverteu e as moléculas de água deixaram a fibra, diminuindo seu volume e torcendo-a. Este processo foi repetido mais de 500 vezes sem qualquer perda de função. Para este cenário foi medida tensão de tração de cerca de 110 MPa, com deformação de tensão de até 4,7%.

Um atuador alternativo, também produzido de grafeno e óxido de grafeno, foi sugerido por Meng *et al.* (2013), Gao *et al.* (2011) e Li *et al.* (2013). Fibras assimétricas foram produzidas por oxirredução a laser de regiões de óxido de grafeno para grafeno. Nesta arquitetura, a atuação não se deu por torção e desenrolamento da fibra como o modelo anterior. Em vez disso, a flexão foi alcançada através de uma expansão desigual das distintas partes da fibra. Estas partes diferentes da fibra respondem de forma diferente à absorção de umidade, o óxido absorve as moléculas de água e expande, enquanto o grafeno reduzido é hidrofóbico e não expande. Flexão de até 150º foi observada com uma taxa de 8º por segundo e a reversibilidade de atuação foi constatada em 1000 ciclos (CHENG, 2013).

Este mecanismo criado se assemelha à flexão de tiras bi-metálicas e polímeros com camadas de materiais de diferentes propriedades (IONOV, 2014; STOYCDEV, 2012), pois se baseiam na expansão não homogênea das camadas conectadas. Metais eletrotermicamente controlados com memória de forma possuem a capacidade de contração rápida e transmitir alto torque quando submetido a altas tensões. Entretanto, são materiais caros e histeréticos, o que os tornam difíceis de serem controlados (CUI, 2006).

Os atuadores poliméricos são objetos de estudos desde muito tempo, conforme explicitado na revisão de Hunter et al. (1991). Este fato é atribuído, inicialmente, a sua capacidade de converter energia química ou eletroquímica em energia mecânica. Atuadores poliméricos são comuns devido ao grande número de polímeros capazes de atuar sob diferentes condições e estímulos (STUART, 2010). Além disso, materiais poliméricos fornecem uma abordagem simples para a fabricação de atuadores.

Os primeiros estudos utilizaram géis polieletrólitos, borrachas naturais e sintéticas, e fibras de colágeno com ligações cruzadas (HUNTER, 1991). Sistemas de polímeros com atributos muito semelhantes aos sistemas biológicos são frequentemente utilizados para uma ampla gama de aplicações, tais como biointerfaces responsivas que são funcionalmente semelhantes às superfícies naturais (STUART, 2010). Sistemas controlados de entrega de medicação e liberação (JHAVERI, 2008); revestimentos que são capazes de interagir e responder ao seu ambiente (MENDES, 2008); materiais compósitos que acionam e simulam a ação dos músculos. E filmes finos e partículas que são capazes de detecção pequenas concentrações de analitos (STUART, 2010; ANKER, 2008).

Atuadores monofilamentosos baseados em mudança de volume são baseados no transporte ativo de massa para e do polímero, como exemplo das moléculas solventes. Hidrogéis são redes tridimensionais de polímeros fortemente embebido em água e a quantidade de água pode aproximar-se de 99% em peso da massa de hidrogel. Devido a essa propriedade eles são capazes de dilatar ou expandir quando a quantidade de água do polímero muda em consequência de um estímulo como luz (TER SCHIPHORST, 2015), pH (RICHTER, 2008) e força iônica (LIM, 2015). Contudo, estes materiais possuem baixo módulo de elasticidade e mecânica desfavorável e sua atuação é limitada pela difusão de solventes. Tornando-os impráticos para aplicações além do laboratório (STOYCDEV, 2016).

Os atuadores elastômeros dielétricos são polímeros elásticos não condutores entre dois eletrodos. Um exemplo deste atuador é fibra de camadas coaxiais proposta por Kofod *et al.* (2011), onde até três camadas condutivas foram separadas por camadas macias isolantes. Neste atuador a aplicação de uma alta tensão aos eletrodos leva a uma diminuição do diâmetro e um correspondente alongamento da fibra devido à atração eletrostática entre as camadas condutoras. No entanto, há alguns problemas da abordagem que devem ser solucionados antes que esses atuadores possam ser implementados em dispositivos comerciais. Um deles são as tensões relativamente altas na ordem de milhares de volts que são necessárias para a atuação.

Os polímeros com memória de forma são redes quimicamente ou fisicamente reticuladas, que consistem em um ou dois polímeros (HAGER, 2015; KOERNER, 2004). Fibras poliméricas com memória de forma também têm sido utilizadas na concepção de tecido inteligentes, fornecendo um tecido com a capacidade de mudança de forma, ou permeabilidade controlável ao vapor (ZHUO, 2011). Os tecidos baseados em polímeros com memória de forma também foram propostos para aplicações em pesquisas biomédicas (MENG, 2009). Tais polímeros de memória de forma estão entre os poucos sistemas de atuadores que fizeram todo caminho para a comercialização.

Entretanto, ainda há um desafio fundamental nesses materiais, a reversibilidade de atuação. Mesmo em materiais avançados, há a necessidade de uma força externa ser aplicada ao material de forma a trazê-lo de volta à sua forma original, tornando-os inadequados para aplicações como músculos artificiais (STOYCHEV, 2016). Além de que, os polímeros com memória de forma acionados termicamente apresentam baixa capacidade de trabalho, a menos que sejam reforçados com fibras (KOERNER, 2004).

Ohm *et al.* (2010 e 2011) utilizaram cristais líquidos de elastômeros na fabricação de fibras altamente orientadas. Estas fibras, sob carga constante, variando a temperatura em uma faixa de valores abaixo e acima da temperatura de transição vítreo sofreram alongamento e contração, respectivamente. A caracterização mecânica das fibras revelou um módulo de elasticidade máximo de cerca de 0,75 MPa, com deformações correspondentes a até 90%. Entretanto, alguns pontos ainda não viabilizam sua aplicação. Um dos maiores impedimentos foi o tempo de resposta do material. Outra adversidade é que foram necessárias grandes diferenças de temperatura, na ordem de várias dezenas de graus para a atuação.

Mirvakili *et al.* (2016) introduziram um novo tipo de atuador flexional de fibras de nylon. O atuador de flexão foi fabricado realizando primeiro um tratamento térmico num monofilamento de nylon 6,6 numa temperatura de 90º durante 45 minutos. Este processo se mostrou necessário para remover qualquer deformação residual existente no filamento e para torná-lo o mais reto possível. A seção transversal do filamento, originalmente circular, passou por um processo de achatamento utilizando uma prensa visando a formação de barras de nylon. A barra de nylon foi então limpa com álcool etílico e aplicado sobre duas superfícies uma tinta de prata em spray ou fios de níquel de 75 µm de diâmetro para o aquecimento. Para este estudo, as outras duas superfícies foram mantidas isoladas eletricamente.

Durante os testes, para o aquecimento, um pedaço de fio de cobre muito flexível foi ligeiramente enrolado em torno da ponta da barra para fazer a conexão elétrica ao atuador de Mirvakili *et al.* (2016). Para garantir uma boa conexão elétrica entre o fio de cobre e os dois lados da barra, pequena quantidade de tinta prateada foi novamente adicionada no final da fabricação. Foi obtido durante os experimentos um raio de curvatura reversível de 0,23 mm⁻¹ com uma amplitude de flexão reversível máxima de 115 mm para o atuador de flexão de nylon.

A popularidade do tema motiva pesquisadores a desenvolver novas categorias minimizando a perda estrutural. Com isso, Haines *et al.* (2014) desenvolveu músculos que trabalham com atuação sem histerese, com alta eficiência em relação aos outros tipos de músculos artificiais já desenvolvidos (HAINES, 2014).

Os atuadores de nylon, baseados em fios de nylon espiralados, desenvolvidos por Haines *et al.* (2014) se baseiam em dois fenômenos termo-mecânicos do nylon: uma grande expansão térmica anisotrópica, e o efeito da memória de forma do polímero (KIANZAD, 2015). As espiras quando aquecidas tendem a desenrolar parcialmente. Essa característica está associada ao coeficiente de expansão térmica radial positivo e ao coeficiente de expansão térmica axial negativo (CHERUBINI, 2015; MORETTI, 2015; AZIZ, 2015; KIANZAD, 2015; MIRVAKILI, 2015; HAINES, 2014; SHARAFI, 2015a).

Diversas pesquisas e caracterizações experimentais já foram realizadas sobre este novo tipo de atuador espiralado produzido de nylon (CHERUBINI, 2015; MORETTI, 2015; AZIZ, 2015; KIANZAD, 2015; MIRVAKILI, 2015; HAINES, 2014; SHARAFI, 2015a). Essas também descreveram seu método de produção. Esses músculos artificiais trabalham com uma atuação sem histerese e fornecem uma maior

eficiência em comparação com outros tipos de músculos artificiais. Esta resposta muscular melhorada é obtida em sua contração reversível na estrutura microscópica, que tem grande expansão térmica volumétrica e mudança dimensional não-homogênea devido à atuação térmica.

Seu comportamento ativado termicamente consiste não apenas de sua elasticidade entrópica mas também da interação das cadeias poliméricas, que são altamente alinhadas ao longo do eixo das fibras e contraem quando a temperatura é aumentada (YUAN, 2014). A atuação térmica ocorre dentro de uma faixa de temperatura que se encontra a temperatura ambiente até valores de temperatura superiores a da transição vítreia (Tg) e vice-versa.

Moretti *et al.* (2015) desenvolveram um aparato para ensaios e um procedimento experimental para investigar a resposta termomecânica dos atuadores espiralados de nylon, com o objetivo de prover informações e dados úteis para as futuras aplicações. O aparato de testes foi projetado para realizar testes isotérmicos e isométricos de tensão. Ele consistiu em uma câmara térmica de tubos de vidro coaxiais e foi construído para executar ensaios de tensão cíclica numa gama de temperaturas (até 200 °C). As curvas isotérmicas de tensão por deformação obtidas com os testes auxiliaram a medição da histerese e densidade de energia de atuação dos corpos de prova testados. Este estudo forneceu detalhes técnicos sobre o processo de fabricação dos atuadores e sobre a concepção e operação do aparato de testes.

Em estudo posterior do mesmo grupo (CHERUBINI, 2015), utilizando o mesmo aparato experimental para realizar ensaios isotérmicos, revelou importantes aspectos do atuador. Nos resultados pode-se observar que o atuador possui uma quantidade consistente de perdas de eficiência por histerese. Essa perda por histerese se mostrou fortemente depende da temperatura, diminuindo com o aumento da temperatura. As curvas isotérmicas de tensão nominal por deformação relativa obtidas indicaram que quando altamente esticados, os atuadores espiralados revertem sua tendência a encurtar com o aumento da temperatura. Os perfis isométricos de tensão nominal por temperatura indicaram uma alta repetibilidade das variações de cargas na resposta do atuador à mudança de temperatura, com uma tendência claramente linear. A energia elástica armazenada foi determinada e indicou que estes atuadores podem ser empregados de forma satisfatória como molas passivas de alta eficiência.

O módulo de elasticidade e tensão do atuador foram estudados por Kianzad *et al.* (2015); foi demonstrado um importante comportamento do nylon espiralado: ao

aumentar a temperatura de -40°C para 200°C o módulo de elasticidade diminuiu de ~155MPa para 35MPa e a contração térmica detectada foi de aproximadamente 2% na faixa de temperatura de -40°C até 20°C. Já na faixa de 100°C até 160 °C a contração térmica foi de 10%.

No trabalho de Mirvakili *et al.* (2014), a espira de nylon recebeu uma camada de prata para melhorar sua eficiência. Esta pintura foi aplicada durante a fabricação do músculo quando a fibra se encontrava apenas torcida, antes das espirais se formarem. O processo de fabricação apenas foi retomado quando a tinta de prata secou. Até 29% de atuação linear foi observada com densidades de energia e potência atingindo 840 kJm^{-3} (528 J kg^{-1}) e 1.1 kW kg^{-1} (operando a 0.1 Hz, 4% de deformação, 1.4 kg de carga). Uma das vantagens deste método é a sua acessibilidade e a possibilidade de ser aplicado em qualquer filamento de polímero. A utilização eficaz desta técnica baseou-se num revestimento uniforme para evitar gradientes de temperatura.

A tensão torcional e o torque gerado foram estudados por Aziz *et al.* (2015). Em seu trabalho foram investigados métodos de ensaio para caracterizar os atuadores de nylon como atuadores torcionais e a utilização da mudança de temperatura para provocar a atuação. Foi projetado e desenvolvido um método experimental capaz de medir continuamente a atuação torcional induzida termicamente em materiais fibrosos. Diferentes condições de teste foram estudados, replicando as possíveis condições de aplicação: curso livre com apenas uma extremidade atada, atuação torcional contra um torque aplicado externamente (Isotônico), rotação travada para determinar o torque gerado. E atuação de torção da fibra contra uma mola de retorno quando o atuador operada com as duas extremidades fixas, uma a outra mola e outra ao aparato de testes, conforme já detalhado em estudo anterior de Foroughi *et al.* (2011). Também foi introduzido um método para medir tanto o curso livre como o torque bloqueado de uma fibra com uma extremidade fixa.

Sharafi e Li (2015a) desenvolveram um modelo constitutivo, em que a resposta de atuação da mola torcida e depois enrolada foi considerada para ser determinada por dois tipos de moléculas, que são as cadeias helicoidais e as cadeias entrópicas. No entanto, a consideração de um grande número de parâmetros de escala molecular na estrutura constitutiva, que são difíceis de determinar, tornou o uso do modelo um desafio considerável. Consequentemente, também foi proposto, pelo mesmo grupo, um modelo fenomenológico termo- mecânico, que dependia em grande parte de ajuste de curvas.

Devido a isso, o modelo fenomenológico se mostrou incapaz de definir os mecanismos subjacentes que controlam o comportamento de atuação muscular.

Mais recentemente, Yang *et al.* (2016) desenvolveram um modelo multiescala visando descrever o comportamento e analisar o efeito de uma ampla gama de fatores, avaliando a resposta do atuador. As comparações entre os resultados do modelo e resultados experimentais demonstraram excelente conformidade. Foram discutidos também, afim de validar o modelo, os efeitos dos parâmetros em escala micro, meso e macro sobre as respostas de atuação do músculo artificial.

Uma relação quantitativa entre a atuação torcional (curso e torque) e mudança de volume foi introduzida por Aziz *et al.* (2016). Foi realizada uma análise baseada em uma investigação experimental dos efeitos do diâmetro da fibra e da torção inserida no curso de torção e no torque medido ao aquecer e resfriar um atuador espiralado de nylon 6 na faixa de temperatura de 26°C a 62°C. Foram estudadas fibras de 400 µm, 500 µm, 780 µm e 1000 µm de diâmetro para a fabricação de fibras espiraladas com tensão nominal axial de 10 MPa durante a manufatura. Os resultados apontaram que o curso torcional depende apenas da quantidade de torção inserida na fibra e é independente do diâmetro da fibra. O torque gerado se mostrou maior em fibras que mais torção foi inserida e com maiores diâmetros. Os resultados apresentados por este estudo foram modelados utilizando uma aproximação de hélice simples da estrutura da fibra espiralada.

Um novo músculo artificial baseado em um compósito de *healing-on-demand* constituído de fibras de nylon espiraladas, polímero termoendurecível, e partícula termoplástica foi preparado e caracterizado por Zhang *et al.* (2015). Neste estudo foi aplicado um dano de flexão ao compósito, que pôde ser regenerado mesmo em uma condição de contorno restrita após aquecimento local, passando por um procedimento de fechamento e então cura. As amostras fraturadas foram aquecidas com um soprador durante 10 minutos. A eficiência foi testada com condições de contorno livres e fixas. A contração rápida do músculo artificial ao ser aquecido aproximou as superfícies fraturadas. Simultaneamente o agente termoplástico de fusão preencheu a fissura via ação capilar e ligou as duas superfícies da fratura. Ao aplicar uma pré-deformação de 60% nos músculos artificiais mais de 60% da eficiência de regeneração foi alcançada com condições de contorno livre e 54%, com condição de contorno fixas após repetidos eventos de regeneração. Foi observado que neste caso não há efeito significante ao se variar o índice de mola do músculo artificial espiralado.

As vantagens observadas deste compósito é o seu baixo custo, alta eficiência na regeneração, boa compatibilidade e excelente flexibilidade.

Zhang *et al.* (2016) estudou novamente a fibras de nylon espiraladas, desta vez reforçadas com um compósito em 'espuma' sintética. Esse compósito possuía aproximadamente 3,5% do volume do músculo artificial polimérico. As fibras espiraladas de nylon foram tecidas em forma de um esqueleto de rede bidimensional e este foi incorporado a matriz de espuma sintética. A grade reforçada sintética foi projetada para ser capaz de se regenerar repetidamente após fissuras. Pequenas fibras termoplásticas foram dispersas na matriz de espuma de modo a reforçar e como um agente regenerador.

Aplicações deste atuador de fios de nylon espiralados também foram estudadas, entre elas Kim *et al.* (2015) utilizou energia térmica para gerar um grande curso de torção no atuador de nylon espiralado e com isso girar o rotor de um gerador elétrico. Foi demonstrado que uma fibra de nylon espiralado de 27 μm de diâmetro movida por flutuações de temperatura de 16,7 °C pode girar um rotor magnético até uma velocidade máxima de rotações torcionais de 70.000 rpm para mais de 300.000 ciclos de aquecimento e resfriamento sem perda de desempenho.

Ao se empregar flutuações de temperatura ressonantes de 19,6 °C foi obtida uma potência elétrica média de 124 W por kg de músculo.

Cho *et al.* (2016) empregaram o músculo artificial de nylon pintado de prata em um dedo robótico com o propósito de determinar sua estrutura ideal. Com este estudo, foi apresentado a flexão e extensão de um dedo usando os atuadores de nylon.

Já Yip *et al.* (2015) empregaram os atuadores em um braço robótico com o propósito de examinar a controlabilidade. Os fios de nylon utilizados neste estudo possuíam uma camada condutiva na sua superfície. Nos testes realizados foram observados grandes tensões de atuação e força por peso nos atuadores. Foram também desenvolvidos modelos termomecânico e termoelétrico para o atuador.

O emprego do músculo de nylon em dedo indicador robótico também foi estudado por Wu *et al.* (2015). O projeto estudado foi baseado em circulação de água quente e fria para gerar a atuação nos fios de nylon espiralados e obter movimento rápidos nos dedos. O sistema de atuação consistiu em uma mola e o atuador dentro de um tubo de silicone compatível. O tubo de silicone funcionou como um compartimento à prova d'água expansível, dentro do qual o músculo enrolado contraiu quando aquecido e expandiu quando resfriado. Uma contração térmica de 22% foi

obtida para o atuador quando aquecido com água de 25 °C para 95 °C, o que resultou no levantamento de 200g. O músculo artificial levou 1,5 segundos para se contrair completamente quando ativado hidrotermicamente, sendo esta contração revertida pela exposição à água fria (21 °C). Este dispositivo foi capaz de acionar a ponta do dedo para um ângulo de 41 graus de flexão em menos de 2 segundos.

CAPÍTULO 03

MODELO MATEMÁTICO

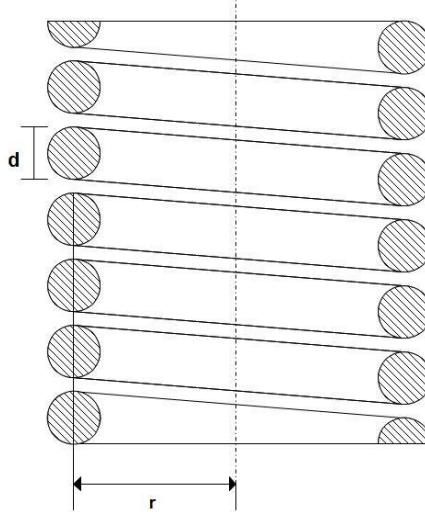
Modelos analíticos e numéricos são altamente desejáveis em diversos contextos científicos (SHARAFI, 2005b), portanto é pertinente uma abordagem da teoria de molas helicoidais de grande índice de mola com grande deflexão.

3.1 MOLAS HELICOIDAIS

Uma mola mecânica pode ser definida como um corpo elástico cuja função primária é defletir e deformar quando uma força é aplicada e recuperar a sua forma original ao ser liberado desta solicitação após ser deformado (WAHL, 1944). Em outras palavras, são componentes elásticos que exercem forças ou torques e absorvem energia, sendo esta geralmente armazenada e subsequentemente liberada.

A teoria de molas helicoidais com grande índice é a mais indicada a ser abordada neste trabalho devido a sua aplicação em molas tanto com ângulo de inclinação inicial e/ou com a deflexão grande(s) por espira na mola. O índice de mola (C), usado para classificar tipos de molas, é definido como o diâmetro médio da espira ($2r$) dividido pelo o diâmetro do arame (d), conforme mostrado na Figura 1.

Figura 1 - Mola Helicoidal com grande índice de mola

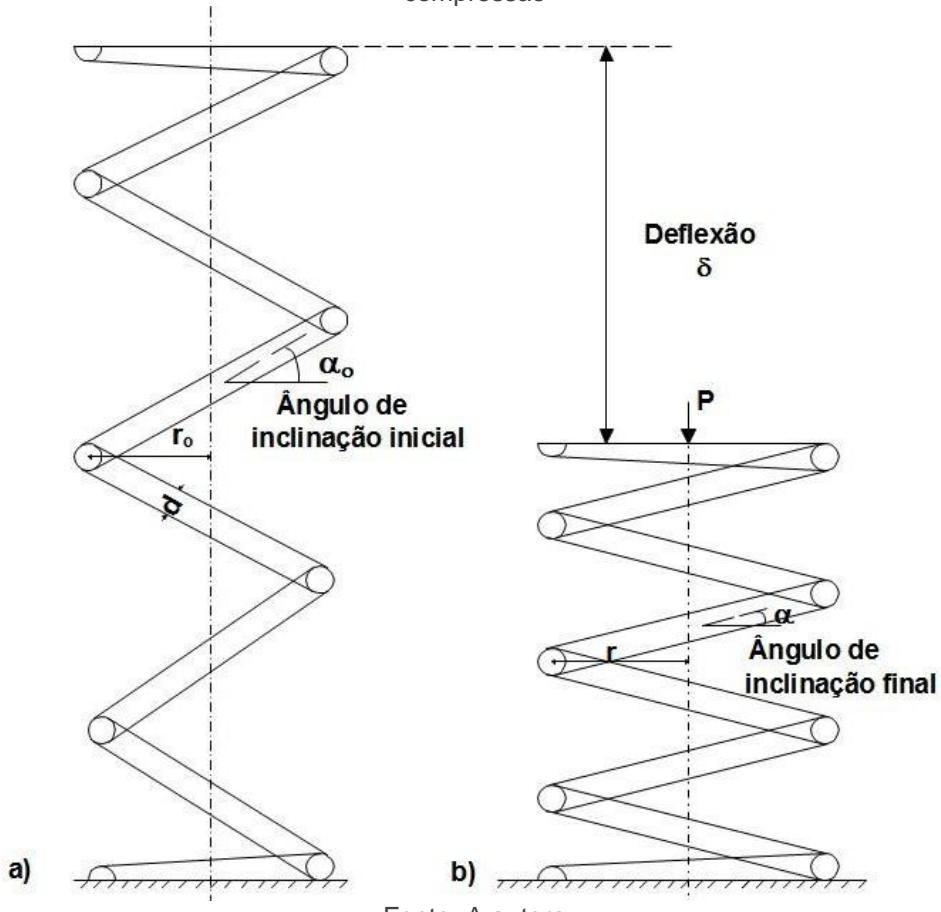


Fonte: A autora

Em molas de índices elevados, mudanças no ângulo de inclinação e no raio da espira durante a deformação são mais proeminentes. Nas com índices classificados como pequeno ou moderado, altas tensões são estabilizadas antes que a deflexão se torne suficientemente grande, com isso mudanças no ângulo de inclinação ou no raio da espira não são significativas. Portanto, a teoria de molas helicoidais de pequeno índice apresenta erros por presumir o ângulo de inclinação inicial nulo e a não ocorrência de mudanças no raio da espira que ocorrem em molas de grande índice.

Durante a compressão de uma mola helicoidal, como mostrado na Figura 2, o raio da espira aumenta de r_o para r e o ângulo de inclinação inicial diminui de α_o para α .

Figura 2 - a) Mola helicoidal na posição inicial antes da compressão b) Mola helicoidal após a compressão



Fonte: A autora

Quando uma mola helicoidal é submetida a uma tensão axial resultando em uma grande deflexão, há uma tendência das espiras de se destorcerem. Com isso, as extremidades da mola tendem a girar uma em relação a outra em torno do eixo da mola. Caso a mola tenha as extremidades fixas prevenindo sua rotação, surgem momentos atuando nos extremos em relação ao eixo da mola.

3.1.1 MOLAS COM EXTREMIDADES LIVRES PARA ROTAÇÃO

3.1.1.1 Cálculo das Tensões

Na Figura 3- a) podemos observar uma mola helicoidal de grande ângulo inicial de inclinação submetida a um esforço P . Suas extremidades estão livres para rotação em relação ao eixo da mola. Assumindo o ângulo de inclinação como α e o raio da espira sendo r , as forças e momentos atuando em um elemento infinitesimal A (ampliado na Figura 3- b)), de comprimento ds , serão um momento fletor $m_f = P r \sin(\alpha)$, um momento torçor $m_t = P r \cos(\alpha)$, uma força cortante $P \cos(\alpha)$ e uma força normal de $P \sin(\alpha)$. A tensão de cisalhamento τ resultado do momento torçor $P r \cos(\alpha)$ será equivalente a razão do momento pelo módulo da seção torcionada, conforme abaixo:

$$\tau = \frac{16 P r \cos(\alpha)}{\pi d^3} \quad (1)$$

Da mesma forma a tensão normal σ devido ao momento fletor $P r \sin(\alpha)$ será:

$$\sigma = \frac{32 P r \sin(\alpha)}{\pi d^3} \quad (2)$$

Ao assumir o índice da mola grande, a tensão devida a carga de cisalhamento $P \cos(\alpha)$ e a tensão $P \sin(\alpha)$ serão desconsideradas por premissas do modelo. De acordo com a teoria de máximo cisalhamento, a tensão cisalhante equivalente na superfície da espira do elemento A pode ser definida como:

$$\tau_c = \frac{1}{2} \sqrt{\sigma^2 + 4\tau^2} \quad (3)$$

Utilizando as Equações 1 e 2 temos que a tensão cisalhante na superfície da espira é equivalente a:

$$\tau_c = \frac{16 P r}{\pi d^3} \quad (4)$$

A deflexão nominal δ_o usando o raio inicial r_o da espira antes da deflexão é:

$$\delta_o = \frac{64 P r_o^3 n}{G d^4} \quad (5)$$

Onde n é o número de espiras ativas e G o módulo de rigidez torcional e P a carga axial.

3.1.1.2 Cálculo das Deflexões

Assumindo uma mola helicoidal axialmente carregada com as extremidades livres para rotação (Figura 3-a)), e conforme a teoria da elasticidade, temos que na medida em que a mola deflete uma mudança na curvatura do arame da mola é equivalente a

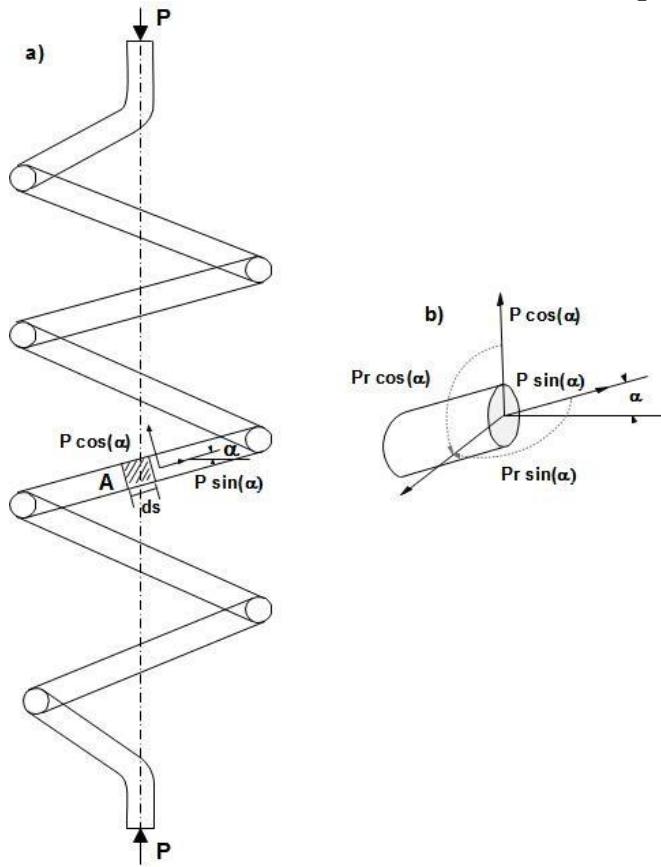
$$\Delta k = \frac{\cos^2(\alpha)}{r} - \frac{\cos^2(\alpha_o)}{r_o} \quad (6)$$

Onde r_o e r são os raios inicial e final da mola e α_o e α são os valores inicial e final do ângulo de inclinação.

De acordo com a Figura 3-b) o momento fletor, $m_f = P r \operatorname{sen}(\alpha)$ gera a mudança na curvatura do arame. Este momento deve ser equivalente a rigidez flexional EI multiplicada pela mudança de curvatura, conforme:

$$P r \operatorname{sen}(\alpha) = EI(\Delta k) \quad (7)$$

Figura 3 - Mola helicoidal com as extremidades livres com carregamento axial



Fonte: Os autores

Onde E representa o módulo de elasticidade do material do arame e I , o momento de inércia da seção transversal do arame.

Da teoria da elasticidade também pode ser demonstrado, que na medida em que a mola sofre deflexão de um ângulo de inclinação inicial α_0 para um ângulo de inclinação final α , sua torção $\Delta\theta$ por unidade de comprimento do arame pode ser definida por:

$$\Delta\theta = \frac{\sin(\alpha)\cos(\alpha)}{r} - \frac{\sin(\alpha_0)\cos(\alpha_0)}{r_0} \quad (8)$$

A torção $\Delta\theta$ multiplicada pela rigidez torcional GI_p (para um arame de seção transversal redondo) é equivalente ao momento de torção m_t , conforme abaixo:

$$P r \cos(\alpha) = GI_p(\Delta\theta) \quad (9)$$

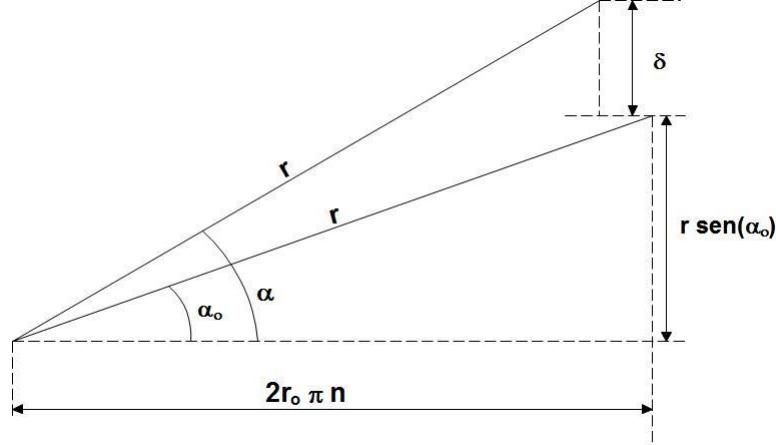
Sendo G o módulo de rigidez torcional e I_p momento de inércia polar da seção transversal do arame. A Equação (9) pode ser reescrita como:

$$P = \frac{GI_p}{r \cos(\alpha)} \left(\frac{\sin(\alpha) \cos(\alpha)}{r} - \frac{\sin(\alpha_o) \cos(\alpha_o)}{r_o} \right) \quad (10)$$

Assumindo que o comprimento ativo do raio da mola se mantém constante, que é uma suposição coerente para molas de grande índice, a projeção do raio da espira na base da mola varia quando esta sofre uma deflexão δ (Figura 4). Da geometria da figura abaixo, deduz-se que quando o ângulo de inclinação muda de α_o para α a deflexão total δ torna-se

$$\delta = r (\sin(\alpha) - \sin(\alpha_o)) \quad (11)$$

Figura 4 - Comportamento da mola ao sofrer deflexão



Fonte: Os autores

Como $r \cos(\alpha_o) = 2\pi n r_o$, onde n é o número total de espiras ativas, a Equação (11) pode ser reescrita como:

$$\delta = \frac{2\pi n r_o}{\cos(\alpha_o)} (\sin(\alpha) - \sin(\alpha_o)) \quad (12)$$

3.1.1.3 Desenrolamento das extremidades da mola

Ao ser defletida, a quantidade de desenrolamento das extremidades de uma mola helicoidal pode ser calculada como o ângulo em radianos subentendido pela projeção do comprimento total da mola na posição não deformada em um plano perpendicular ao eixo:

$$\varphi_1 = \frac{r \cos(\alpha_o)}{r_o} \quad (13)$$

$$\varphi_2 = \frac{r \cos(\alpha)}{r} \quad (14)$$

A mudança no ângulo ϕ , também definida como a rotação relativa de uma extremidade em relação a outra é calculada como a diferença de φ_1 e φ_2 e como $r \cos(\alpha_o) = 2\pi n r_o$, conforme equação:

$$\varphi = \varphi_2 - \varphi_1 = \frac{2\pi n r_o}{\cos(\alpha_o)} \left(\frac{\cos(\alpha)}{r} - \frac{\cos(\alpha_o)}{r_o} \right) \quad (15)$$

Onde ϕ é expresso em radianos.

CAPÍTULO 04

MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS

Nesse trabalho foram utilizados fios de nylon com 0,8 mm diâmetro da marca Ekilon Crystal para fabricar os corpos de provas, que são baseados em fios espiralados. Foi realizada uma medida da transição vítreia do material e o valor encontrado está de acordo com a literatura do nylon 6 e 6.6 (MCINTYRE, 2005; HERRERA, 2001; CHOY, 1981; WYPYCH, 2012, KOBAYASHI, 1970), que está na faixa de 40ºC até 50ºC.

4.2 FABRICAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Os músculos artificiais de nylon podem ser fabricados de dois modos, torcionando a fibra de nylon até a mesma formar espirais ou realizando um tratamento térmico na fibra quando esta está enrolada em forma de espirais em um mandril (HAINES, 2014). No método do mandril, a forma do mesmo define a geometria final do músculo. Para manter a forma espiralada, obtida ao se enrolar o nylon no mandril, a fibra é submetida a um tratamento térmico onde é aquecida até seu ponto de fusão. Esse modo de produção viabiliza a formação de espiras com grandes diâmetros e alto índice de mola. Já o outro modo de fabricação dos corpos de prova espiralados consiste no método da inserção de torção na fibra até a mesma formar espiras e foi o método utilizado neste trabalho. Os músculos fabricados pelo método de torcionamento da fibra possuem menor curso e capacidade de carga maior (SHARAFI, 2015a).

A fabricação dos atuadores se deu com o acoplamento de uma das extremidades da fibra a um motor e a outra foi fixada a um suporte com uma massa, gerando uma tensão nominal no fio. A extremidade conectada a massa foi impedida de girar e livre para se movimentar verticalmente ao se ligar o motor (furadeira) em sentido anti-horário. As fibras espiraladas testadas nesse trabalho foram torcidas até

que todo seu comprimento estivesse espiralado. O peso aplicado foi crucial para manter a fibra em linha reta e esticada, sem permitir o enroscamento antes da fibra se tornar espiralada.

Sob uma determinada carga, espiras são formadas espontaneamente quando a torção inserida é acima da densidade de torção crítica da fibra (HAINES, 2014). Isso normalmente ocorre devido a formação de núcleos de enrolamento em um ou vários pontos da fibra, e em seguida se propagam a partir desses pontos de nucleação para toda a fibra.

Foram utilizadas três massas de valores diferentes na produção dos corpos de prova, 520g, 822g e 1023g, gerando assim diferentes tensões nominais de produção (10,35 MPa, 16,35 MPa e 20,35 MPa, respectivamente) e consequentemente distintos índices de mola (2,11, 1,83 e 1,78, respectivamente). A tensão nominal de fabricação foi calculada pela razão da força gerada pela massa dividida pela seção transversal da fibra. Devido aos diferentes valores de índices de molas, os ângulos iniciais de inclinação de cada mola foram diferentes. A relação de massas utilizadas na fabricação e os índices de mola resultantes estão relacionados na Tabela 1. Dependendo do sentido da inserção de torsão na fibra de nylon podem ser criados dois tipos diferentes de atuadores lineares.

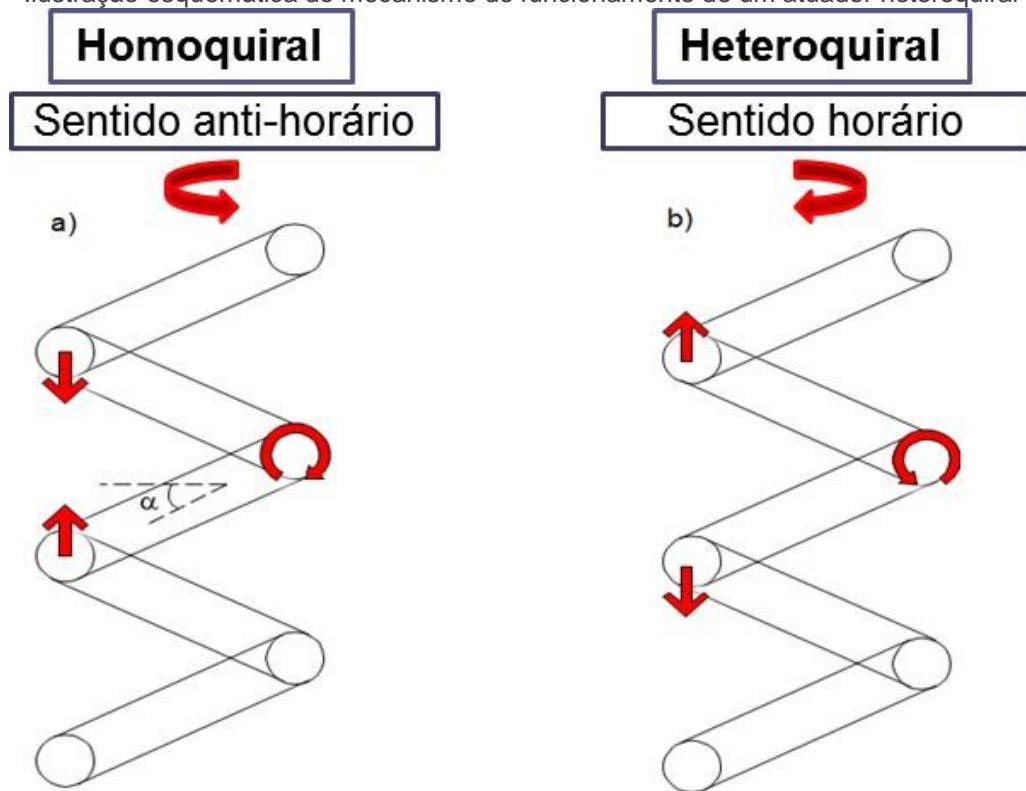
Tabela 1 - Dados da fabricação dos corpos de prova

Tipo de corpo de prova	Peso utilizado na fabricação (gramas)	Tensão nominal de fabricação (MPa)	Índice de Mola
Tipo 1	520	10,35	2,11
Tipo 2	520	10,35	2,11
Tipo 3	822	16,35	1,83
Tipo 4	822	16,35	1,83
Tipo 5	1023	20,35	1,78
Tipo 6	1023	20,35	1,78

Fonte: A autora

Corpos de prova de nylon espiralados que possuem torção da fibra com a mesma quiralidade da espira são produzidos com o motor inserindo a torção em sentido anti-horário e denominados homoquirais (ver Figura 5(a)). Caso a quiralidade da espira seja oposta ao sentido de torção da fibra os fios de nylon espiralados são denominados heretoquirais, conforme Figura 5 b). Os músculos artificiais homoquirais quando aquecidos contraem e os heteroquirais expandem (HAINES, 2014).

Figura 5 - a) Ilustração esquemática do mecanismo de funcionamento de um atuador homoquiral b) Ilustração esquemática do mecanismo de funcionamento de um atuador heteroquiral

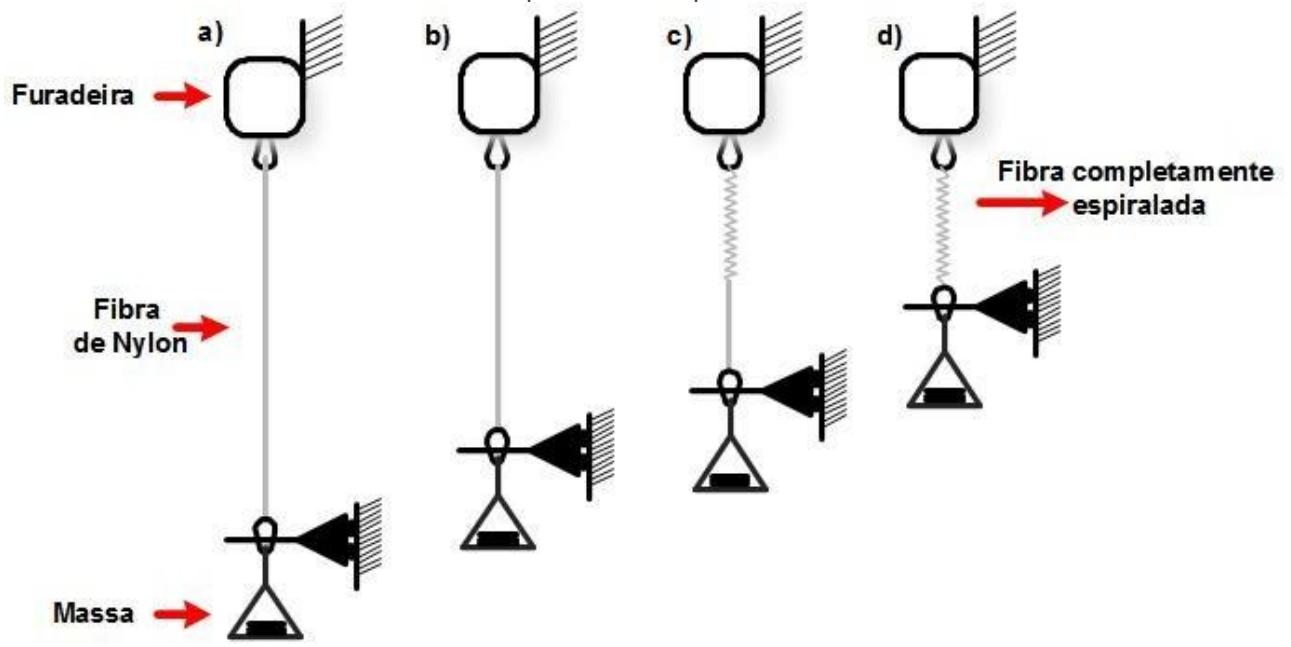


Fonte: A autora

Com uma fibra de náilon de 0,8 mm de diâmetro espirais com diferentes índices foram obtidas com a variação da tensão no fio durante a torção no processo de fabricação. A Figura 6 ilustra o procedimento de fabricação dos corpos de prova. Na Figura 6 (a) temos o fio de náilon preso ao aparato antes do início da produção com a massa fixa na outra extremidade. Essa massa foi impedida de rotacionar porém ficou livre para realizar movimento vertical. O tamanho do fio de náilon é reduzido com o início da inserção de torção, conforme Figura 6 (b).

Na medida em que a torção foi inserida no fio e o mesmo atingiu o seu limite de torção formaram-se pequenos núcleos espiralados ao longo seu comprimento conforme Figura 6 c). Na Figura 6 d) pode-se observar o esquema do aparato de fabricação com a fibra espiralada completamente formada, neste momento o motor é desligado para prevenir a ruptura da fibra espiralada devido ao excesso de torção.

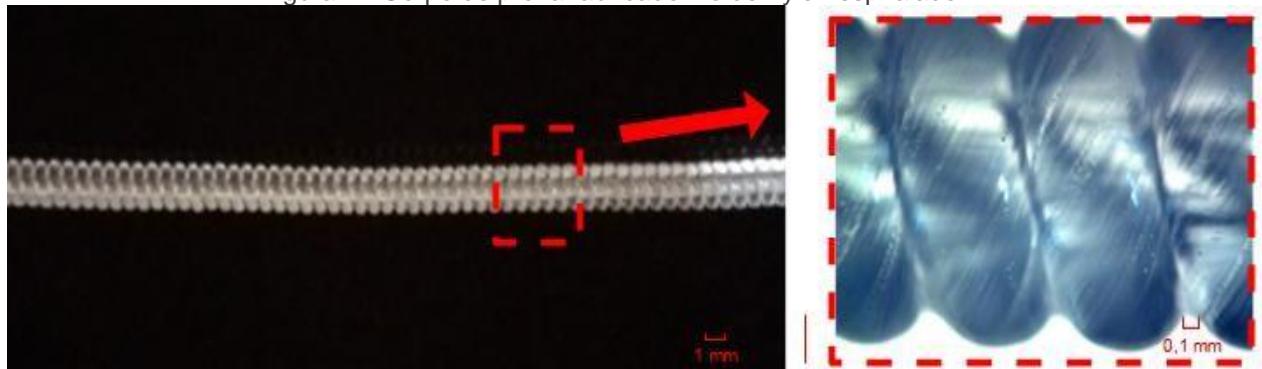
Figura 6 - Esquema de produção do corpo de prova a) Fibra precursora fixada no aparato de produção; b) Início da inserção de torção, fio reduz o tamanho; c) Início da formação de espiras; d) Fio completamente espiralado



Fonte: A autora

O fio de nylon espiralado usado como corpo de prova se encontra ilustrado na Figura 7 .

Figura 7 - Corpo de prova fabricado: fio de nylon espiralado.



Fonte: A autora

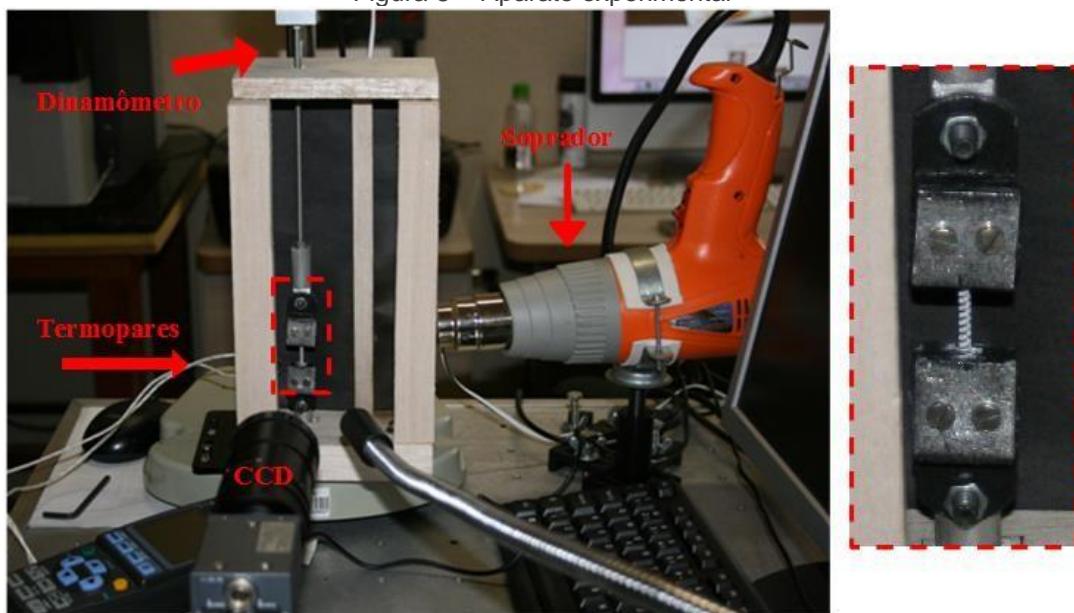
4.3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

4.3.1 ARRANJO EXPERIMENTAL

Com o propósito de estudar o comportamento dos atuadores de nylon espiralados durante um ciclo térmico, uma câmara de madeira balsa com uma das faces de vidro temperado foi fabricada conforme Figura 8. A disposição experimental se deu da seguinte forma, o corpo de prova foi acoplado a uma base fixa dentro da câmara de temperatura controlada e a um dinamômetro digital portátil da Instrutherm DD-500 com resolução de 0,1 Kgf, sendo que seus dados foram armazenados em um computador. A parte frontal do aparato foi fabricada de vidro temperado transparente, o que possibilitou a captura de imagens do corpo de prova usando uma câmera CCD (charged couple device) de alta resolução da Sony modelo XCD- SX900 (resolução 1280 x 960 pixels e tamanho do pixel de $4,65\mu\text{m} \times 4,65\mu\text{m}$) com lentes C-Mount 10x Zoom fixada a uma distância constante do aparato durante o ciclo térmico realizado. O corpo de prova foi uniformemente iluminado com uma fonte de luz para melhorar a qualidade das imagens capturadas.

O Soprador Térmico DK-1160 da Dekel foi utilizado, acoplado ao aparato para realizar a variação de temperatura da câmera durante os testes. Os valores da temperatura durante os testes foram aquisitados com o auxílio de 2 termopares do tipo K, localizados nas extremidades do corpo de prova, ligados ao termômetro TD 880 da Icel Manaus e os dados foram armazenados no computador.

Figura 8 - Aparato experimental



Fonte: A autora

4.3.2 TRATAMENTO TÉRMICO E CICLO DE TREINAMENTO

Após a fabricação, os corpos de prova (CPs) foram submetidos a um tratamento térmico para manter a forma espiralada durante os testes. Neste tratamento, os CPs, fixados a um aparato para impedir que as espirais se desfizessem, foram submetidos a uma temperatura de 120°C em uma estufa durante 1 hora. Esse aquecimento a uma temperatura superior a temperatura de transição vítreia do nylon (~47 °C) (MCINTYRE, 2005; HERRERA, 2001; CHOY 1981; WYPYCH, 2012, KOBAYASHI, 1970), torna permanente a geometria espiralada recém introduzida.

Como Haines *et al.* (2014) estabeleceram, ciclos de treinamento entre altas e baixas temperaturas garante a resposta de atuação da fibra de nylon espiralada estável com o mínimo de efeitos de histerese. Esse processo de múltiplos aquecimentos e resfriamentos é destinado para treinar o músculo termicamente ativado até que uma resposta de atuação reversível seja obtida.

Ciclos de treinamento no fio espiralado foram realizados após 24h do tratamento térmico, neste intervalo, os corpos de prova foram mantidos fixos no aparato de tratamento térmico. Estes ciclos térmicos de treinamento consistiram no aquecimento do fio deformado em 50% até a temperatura de 120°C, logo após um resfriamento até a temperatura ambiente (~25°C) mantendo a deformação, seguido de um aquecimento até 120°C com o fio no seu comprimento não deformado,

subsequente a um resfriamento até a temperatura ambiente. Este ciclo térmico foi realizado 6 vezes em cada corpo de prova. Os testes foram realizados após o término do treinamento do fio.

4.3.3 CICLO TÉRMICO

Os testes foram realizados com dois comprimentos iniciais diferentes do corpo de prova, 15 mm e 20 mm, e três valores diferentes de tensão nominal, 10,35 MPa, 16,35 MPa e 20,35 MPa, aplicadas durante a fabricação, conforme Tabela 2. Cada tipo de corpo de prova foi testado 5 vezes. A deformação inicial aplicada nos corpos foi de 50% do valor de comprimento inicial de cada corpo, tornando os comprimentos dos corpos de prova 22,5 mm e 30 mm, respectivamente. Essa deformação foi mantida constante durante os testes.

Tabela 2 - Relação de medidas dos corpos de prova

Tipo de corpo de prova	Tamanho inicial (mm)	Tensão nominal de fabricação (MPa)	Deformação aplicada (%)
Tipo 1	20	10,35	50
Tipo 2	15	10,35	50
Tipo 3	20	16,35	50
Tipo 4	15	16,35	50
Tipo 5	20	20,35	50
Tipo 6	15	20,35	50

Fonte: A autora

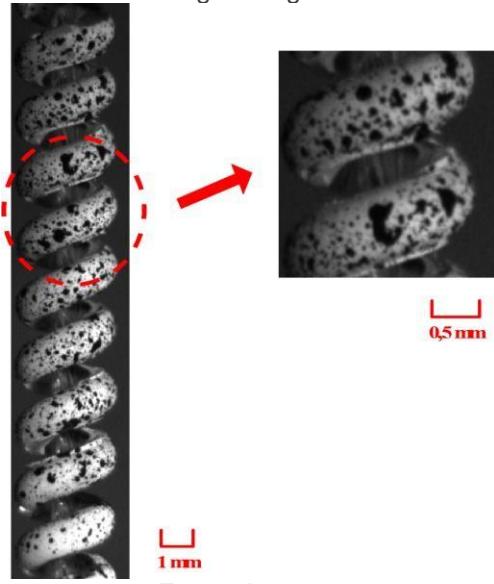
Inicialmente, no procedimento experimental, todos os corpos de prova foram deformados 50% à temperatura ambiente, de 25°C, no interior do aparato. Com o auxílio do Soprador Térmico, a temperatura da câmera foi elevada da temperatura ambiente até 120 °C. E logo após resfriada da temperatura de 120°C até 40°C. Para obter um comportamento similar do soprador e uma taxa de aumento de temperatura para todos os testes, o intervalo entre os testes foi de 1 hora. Durante o ensaio, a câmera de alta resolução capturou imagens do corpo de prova a cada 5 segundos. Os valores de temperatura e força também foram gravados durante todo o teste.

4.3.4 CORRELAÇÃO DE IMAGENS DIGITAL

As imagens aquisitadas foram processadas usando um programa de Correlação de Imagens Digitais, objetivando a obtenção dos campos de deslocamento

do CP durante o ciclo térmico. Com os campos de deslocamento gerados, foram obtidas a deformação e rotação dos corpos de prova. Para tal, os corpos de prova foram submetidos a uma pintura branca em toda sua extensão seguido de aplicação de spray preto gerando assim, um padrão randômico ilustrado na Figura 9.

Figura 9 - Corpo de prova com padrão aleatório monocromático para realização da Correlação de Imagens Digitais



Fonte: A autora

Este programa consiste na comparação de imagens antes e depois de uma deformação ser imposta a um corpo de prova. Mais informações sobre o método podem ser encontradas em Schreier *et al.* (2009). Neste trabalho a sub-imagem de referência possuía 21 x 21 pixels e a sub-imagem de busca, 51 x 51 pixels.

Nas Figuras 10, 11 e 12 pode-se observar os campos de deslocamento gerados após a correlação de imagens de uma corpo de prova durante o ciclo térmico. Uma das imagens utilizadas para a realização da Correlação está exemplificada na Figura 10 (a). Nas Figuras 10 (b) e 12 é ilustrado o campo deslocamento na horizontal do corpo de prova de 15 mm e 16,35 MPa quando a temperatura do aparato era de 109°C. Esse dado foi usado para calcular a rotação do CP. A região central do corpo de prova permaneceu sem grandes deslocamentos enquanto o contrário pode-se notar nas extremidades, com grandes deslocamentos. A extremidade superior apresenta uma rotação oposta a rotação da extremidade inferior em quantidades iguais. O campo de deslocamento vertical dos corpos na temperatura 109°C é ilustrado pelas Figuras 10 (c) e 11. Mais uma vez a região central apresenta os

menores valores de deslocamento. A extremidade superior apresenta deslocamento positivo enquanto a inferior, negativo.

Figura 10 - a) Imagem do corpo de prova e o b) campo de deslocamento na horizontal a 109°C e c) vertical a 109°C

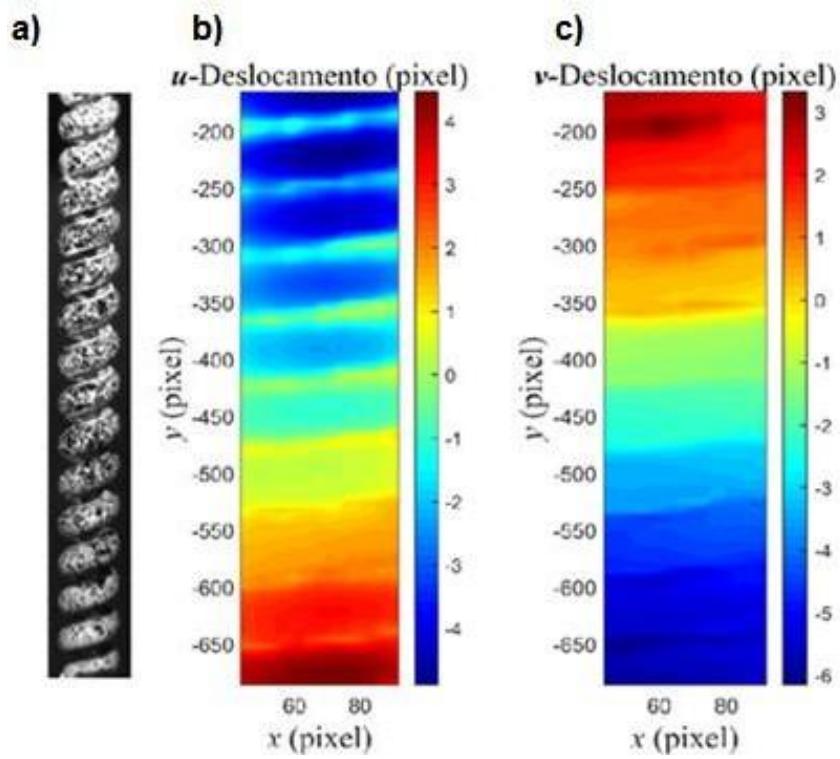


Figura 11 - Campo de deslocamento vertical do corpo de prova de 15 mm e 16 MPa a 109°C

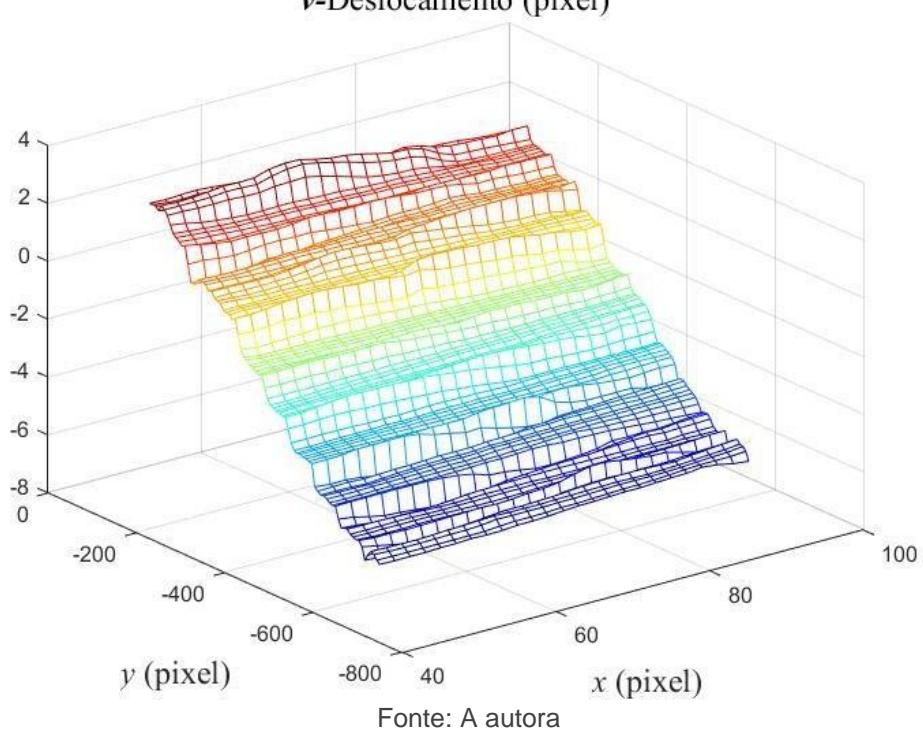
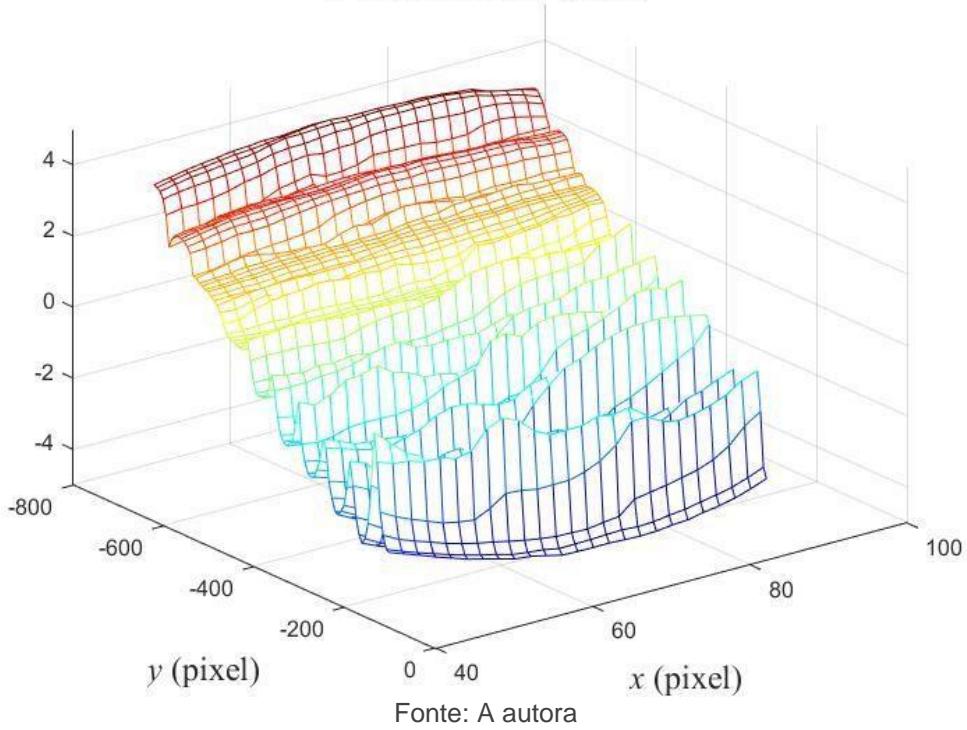


Figura 12 - Campo de deslocamento horizontal do corpo de prova de 15 mm e 16 MPa a 109°C
***u*-Deslocamento (pixel)**



Fonte: A autora

Os resultados médios de rotação e deformação calculados a partir dos campos de deslocamento obtidos para cada tipo de corpo de prova são encontrados no Capítulo 5.

4.3.5 ÂNGULO DE INCLINAÇÃO

Os ângulos de inclinação de cada corpo de prova foram mensurados utilizando o software ImageJ. Foram selecionadas as imagens capturadas durante os testes a cada 10 °C iniciando na temperatura de 30°C durante o aquecimento e encerrando com a temperatura de 40°C durante o resfriamento.

A partir dos valores medidos do ângulo de inclinação, dos valores da força medidos durante os testes e da geometria do corpo de prova, calculou-se os valores para a rigidez torcional GI_p . Para o cálculo deste parâmetro considerou-se o valor do raio da espira constante, variando apenas o valor do raio da espira projetado na base da mola.

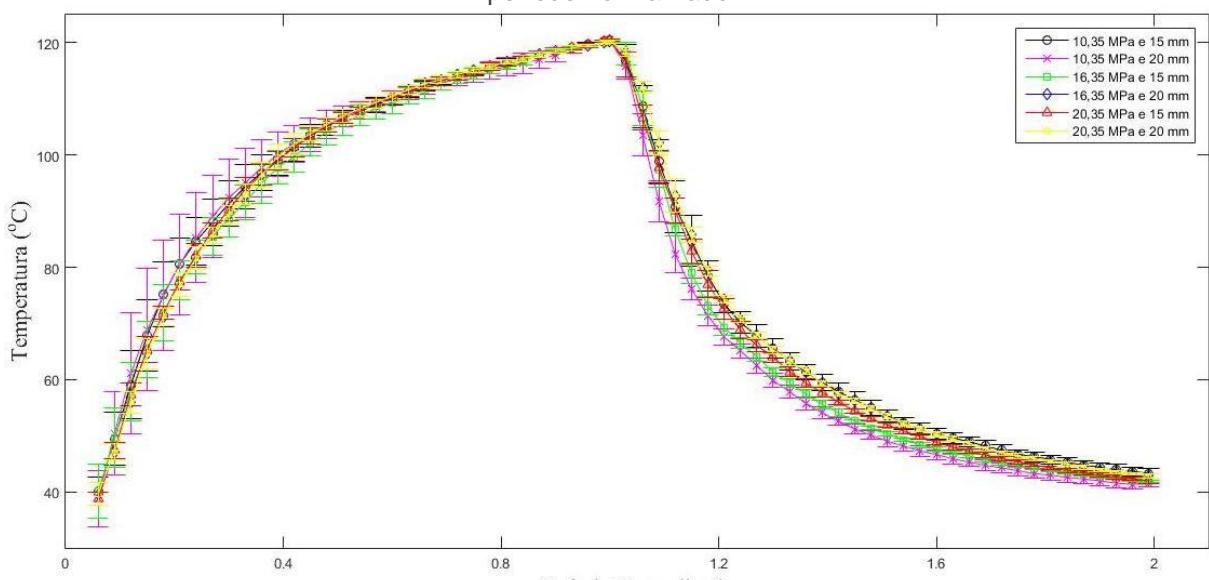
CAPÍTULO 05

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados experimentais dos corpos de prova fabricados de fibras de nylon espiraladas com as tensões nominais de 10,35 MPa, 16,35 MPa e 20,35 MPa e com os comprimentos iniciais de 15 mm e 20 mm (22,5 mm e 30mm após pré- deformação) são apresentados nessa seção. Nos gráficos apresentados a seguir, os dados médios e erros dos 6 tipos de corpos de prova testados são apresentados. Os resultados foram obtidos utilizando os campos de deslocamento, conforme apresentado na seção 4.3.3.

A Figura 13 ilustra o ciclo térmico (aquecimento/resfriamento), ou seja, a variação média da temperatura em relação ao período normalizado dos testes realizados com cada tipo de corpo de prova. O período normalizado foi calculado pela razão do tempo de teste total com o tempo equivalente para chegar à máxima temperatura. É possível observar que o aumento da temperatura é fortemente dependente do comportamento do soprador em cada teste. O aparelho apresentou uma repetibilidade nos testes em relação ao tempo velocidade de aquecimento e resfriamento e não possui comportamento linear.

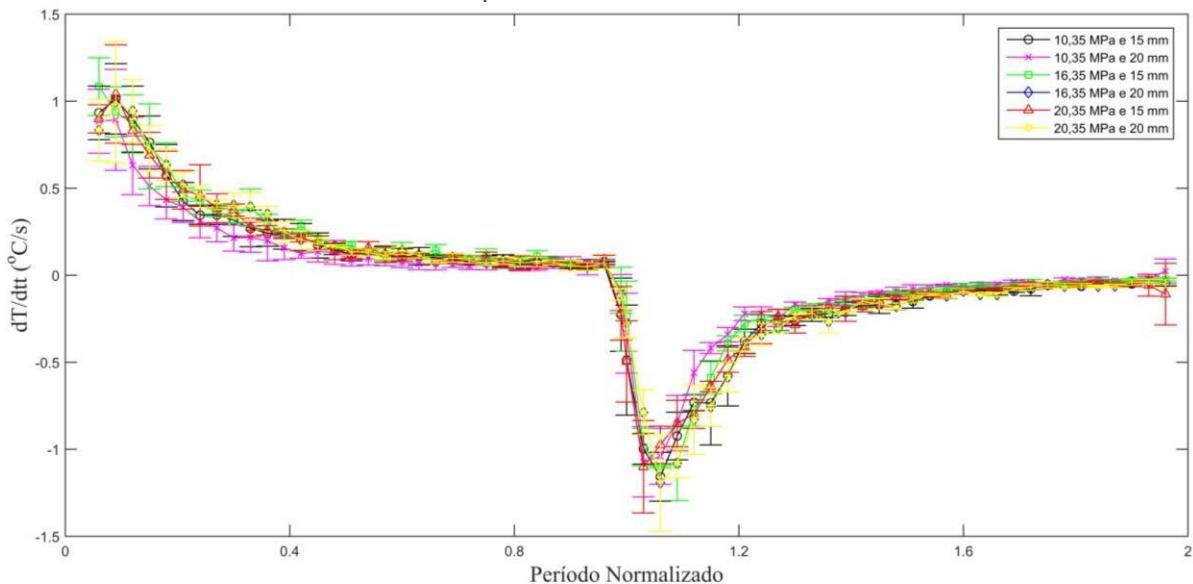
Figura 13 - Curva média de cada tipo de corpo de prova da variação da temperatura em relação ao período normalizado



Fonte: A autora

A taxa de aquecimento média de cada tipo de corpo de prova em relação ao período normalizado é ilustrada na Figura 14. Novamente pode-se associar o comportamento das curvas e as barras de erro à atuação do soprador durante os testes. Verifica-se que a taxa de variação da temperatura em relação ao tempo nos pontos de 0.25 e 1.25 do período normalizado se apresentou constante, o primeiro representa a temperatura de aproximadamente 80°C no ciclo de aquecimento e o segundo, no ciclo de resfriamento, a temperatura aproximada de 80°C.

Figura 14 - Curva média de cada tipo de corpo de prova da taxa de aquecimento em relação ao período normalizado

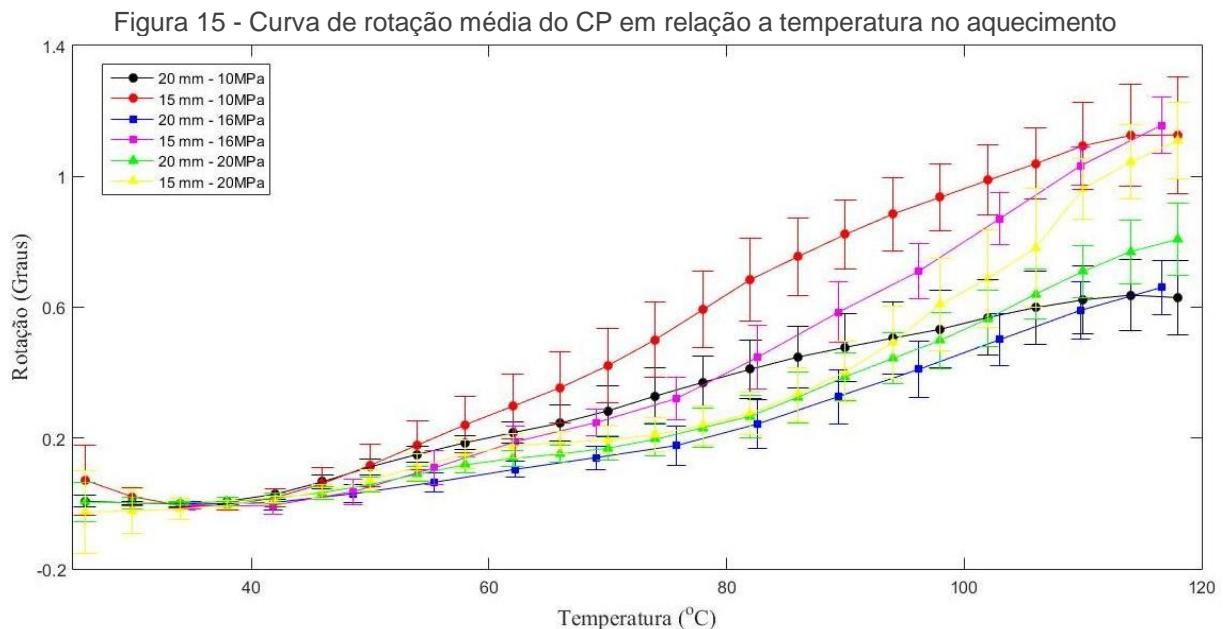


Fonte: A autora

Na Figura 15 e 16 são mostrados os resultados da rotação média em função da temperatura, para os seis tipos de CPs. O valor da rotação, dado por $(-\frac{\partial u}{\partial y} \frac{180}{\pi})$ foi determinado a partir dos campos de deslocamento gerados pela Correlação de Imagens Digital. A rotação do corpo de prova durante o aquecimento é ilustrada na Figura 15. É possível constatar pouca variação na rotação até a faixa de temperatura entre 40°C e 50°C; neste intervalo se encontra a temperatura de transição vítreo do nylon (MCINTYRE, 2005; HERRERA, 2001; CHOY, 1981; WYPYCH, 2012, KOBAYASHI, 1970).

Um grande aumento na rotação ocorre a partir de 50°C, que pode ser associado com o valor da temperatura de transição vítreo, conforme Figura 15. A rotação pode ser considerada com um aumento linear até a temperatura de aproximadamente 80°C. Nos estudos de Aziz *et al.* (2015), uma maior rotação também foi encontrada

acima da temperatura de transição vítreo do nylon. Pode-se observar que a rotação do corpo de prova aumenta na medida que o tamanho inicial do corpo de prova é reduzido, dado que os corpos de prova de 15 mm apresentaram maior rotação.

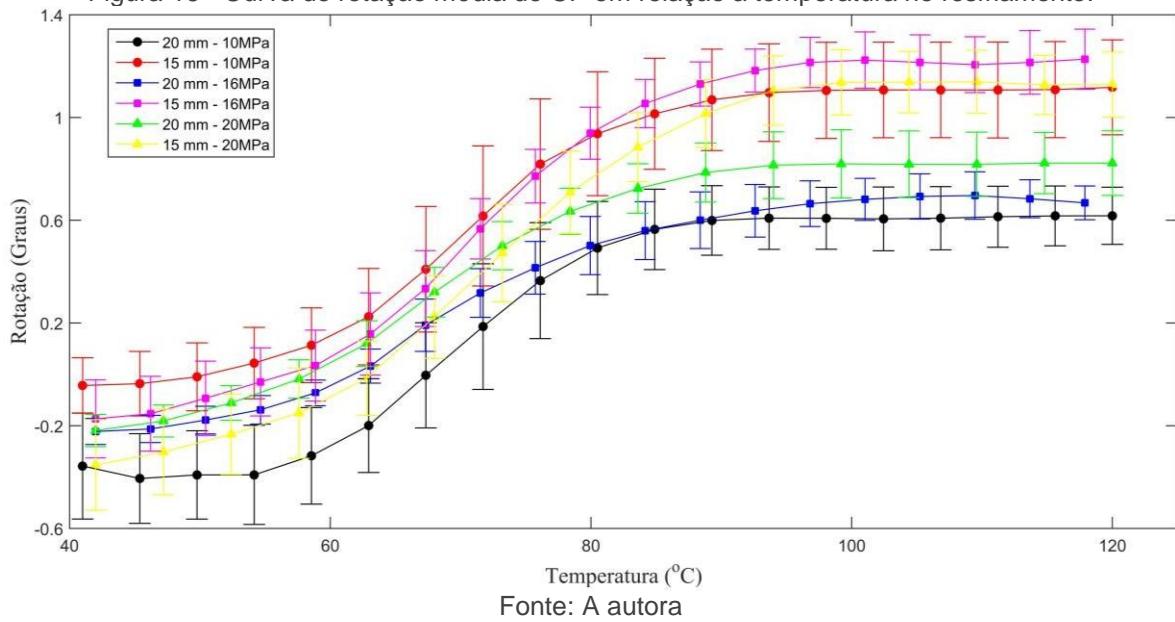


Fonte: A autora

A Figura 16 ilustra a rotação média em função da temperatura no resfriamento. Verifica-se que a rotação se manteve aproximadamente constante entre 120°C até 90°C, sendo seguida de uma queda acentuada no intervalo de 90°C a 50°C. As mudanças observadas na faixa de temperatura de 80°C até 90°C foram estudadas por Haines *et al.* (2014) e explicadas como devidas a variação neste mesmo intervalo de temperatura de uma modesta expansão térmica negativa ($<4,0 \times 10^{-5} \text{ K}^{-1}$) para uma grande expansão térmica negativa ($> 3,7 \times 10^{-4} \text{ K}^{-1}$) no nylon. Foi também demonstrado por Haines *et al.* (2014) que esta contração termal pode ser aumentada em 50% ao se espiralar a fibra de nylon.

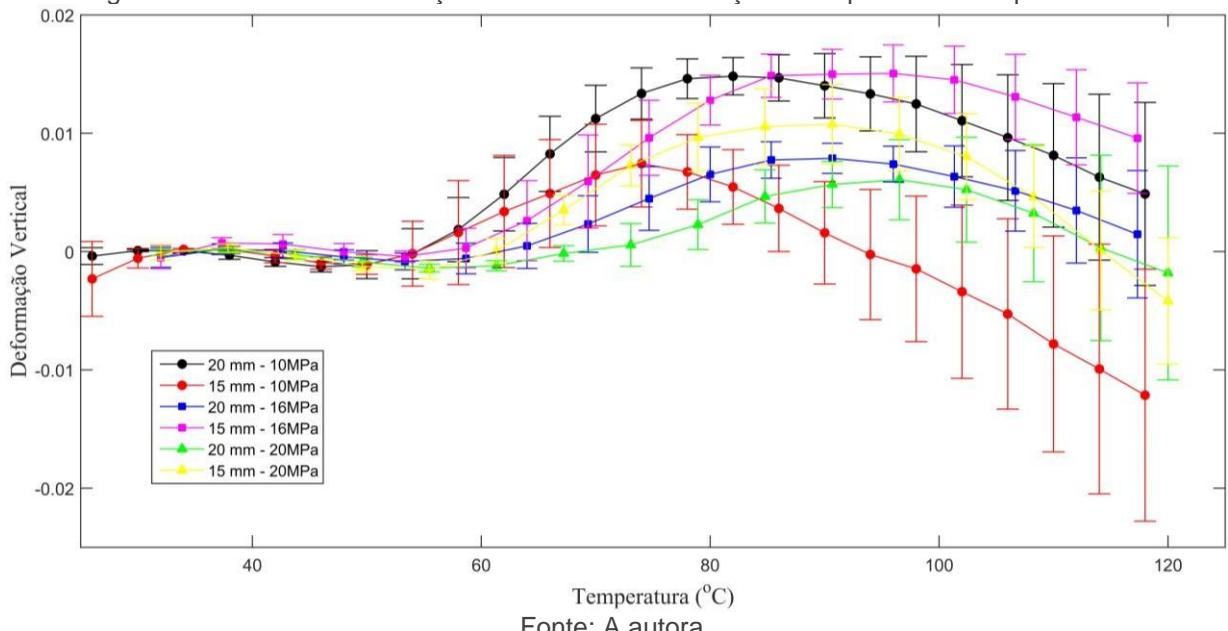
Uma pequena histese pode ser observada entre o aquecimento e o resfriamento, especialmente acima da temperatura de transição vítreo. Este fato também foi observado nos estudos de Aziz *et al.* (2015) nos testes de atuação torcional com rotação livre na fibra.

Figura 16 - Curva de rotação média do CP em relação a temperatura no resfriamento.



As Figuras 17 e 18 mostram a evolução da deformação longitudinal (axial) média dos corpos de prova em relação a temperatura. A deformação longitudinal foi obtida com os campos de deslocamento da Correlação de Imagens Digital e é dada pela razão da deflexão δ pelo comprimento aparente do corpo de prova. Observa-se que a deformação é baixa no intervalo de 25°C a 50°C na Figura 17, que representa o aquecimento. A partir da faixa de temperatura de transição vítreia (40°C-50°C) os corpos de prova apresentam uma deformação vertical positiva. Este fenômeno pode ser explicado ao considerar o balanço inicial de esforços (forças de tensão e cisalhamento e momentos de torção e flexão) que os corpos de prova sofrem antes da atuação. A tensão referente a pré-deformação dos corpos de prova combinados com a diminuição da rigidez do nylon após a transição vítreia é inicialmente causada por uma expansão axial. Como resultado, os efeitos do coeficiente de expansão termal axial e radial se tornam mais pronunciados a partir de 80°C. Assim, a contração vertical, deformação longitudinal negativa, dos corpos de prova pode ser observada na Figura 17 em temperaturas superiores a 80°C.

Figura 17 - Curva de deformação média do CP em relação a temperatura no aquecimento



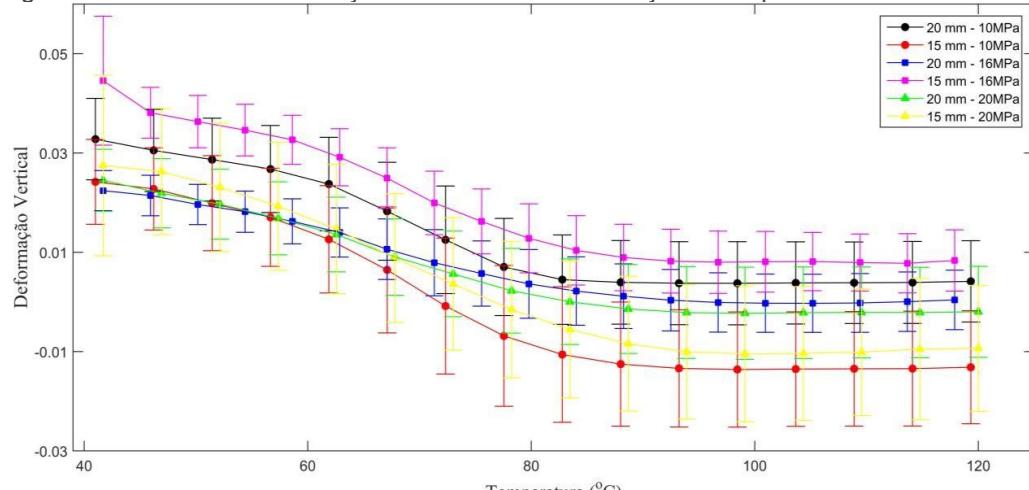
Fonte: A autora

O deslocamento longitudinal no resfriamento pode ser verificado na Figura 18.

O deslocamento médio se manteve constante na faixa de 90°C a 120°C, o que evidencia o atraso na resposta do material ao ser resfriado. A maior deformação no ciclo resfriamento ocorreu no final do teste na temperatura de 40°C. A deformação final de todos os tipos de corpos de prova foi positiva. O maior deslocamento no resfriamento foi observado no corpo de prova do tipo 15 mm e 16 MPa.

As variações nos corpos de prova, durante o resfriamento, para a rotação (Figura 16) e para a deformação longitudinal (Figura 18) apresentam comportamento similar.

Figura 18 - Curva de deformação média do CP em relação a temperatura no resfriamento



Fonte: A autora

O comportamento observado nos atuadores de nylon (Haines *et al.* (2014)) se baseia em dois fenômenos termo-mecânicos: uma grande expansão térmica anisotrópica, e o efeito de memória de forma do polímero (KIANZAD, 2015). As espiras quando aquecidas tendem a desenrolar parcialmente, este fato é devido a um coeficiente de expansão térmica radial positivo e ao coeficiente de expansão térmica axial negativo (CHERUBINI, 2015; MORETTI, 2015; AZIZ, 2015; KIANZAD, 2015; MIRVAKILI, 2015; HAINES, 2014).

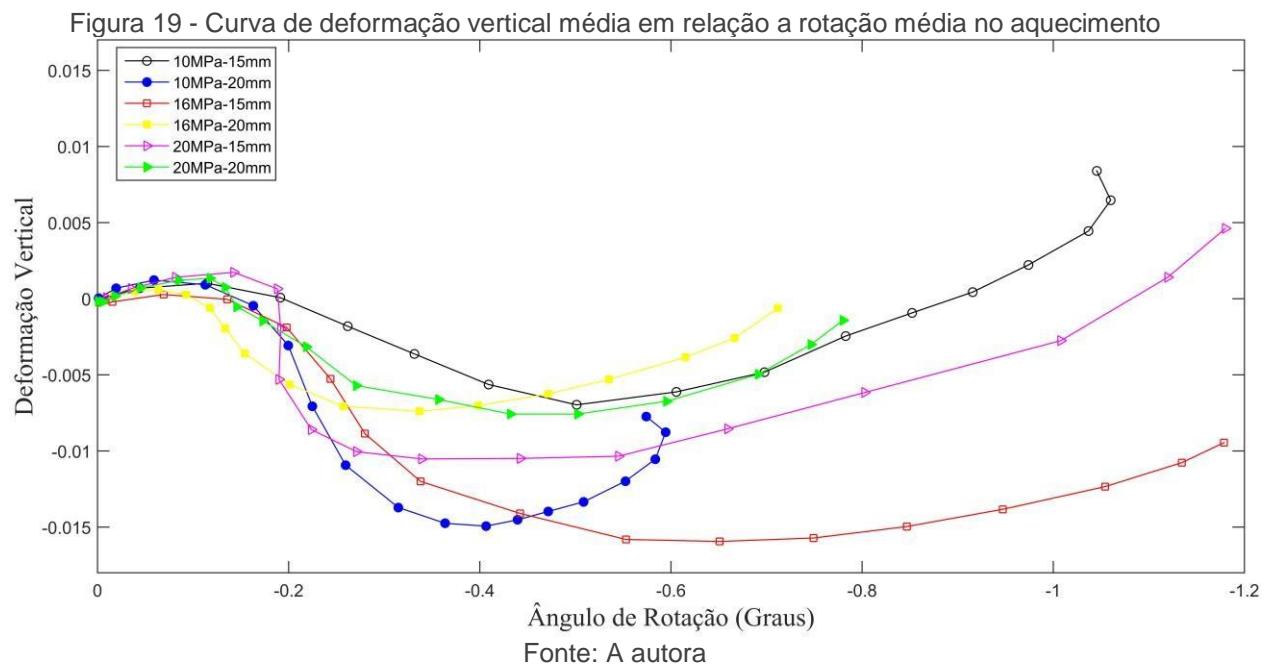
A microestrutura da fibra de nylon consiste basicamente de duas fases: uma amorfia, com cadeias Gausianas altamente orientadas na direção do estiramento e outra caracterizada por pequenas pontes cristalinas (CHOY, 1981; SHARAFI, 2015a). Do ponto de vista termodinâmico, a fase amorfia é menos estável energeticamente comparada a fase cristalina. Consequentemente, ao se aplicar energia termomecânica, as cadeias amorfas sofrem mudanças estruturais enquanto a fase cristalina permanece intacta (HAINES, 2014; SHARAFI, 2015a). A fase amorfia desempenha um papel duplo nas respostas de atuação térmica, em que as cadeias altamente esticadas se comportam como uma cadeia elástica entrópica que modifica a forma com estímulo e recupera a sua forma original após a descarga. As cadeias helicoidais atuam como um interruptor estrutural que torce e destorce ao longo do intervalo de temperatura de atuação do músculo artificial. Os interruptores estruturais possuem dois mecanismos que podem ser ativados pela variação da temperatura: um mecanismo de relaxamento ativado pelo resfriamento e um mecanismo entrópico que é ativado durante o processo de aquecimento (HAINES, 2014; SHARAFI, 2015a).

Durante o processo de aquecimento os mecanismos entrópicos auxiliam os interruptores estruturais a se moverem ao longo do percurso helicoidal. O acúmulo destes movimentos helicoidais resultam em flutuações na forma de contrações ou expansões na direção da fibra. Quando essas contrações saturam-se, as cadeias helicicamente orientadas começam a intervir umas com as outras. Este movimento resulta na expansão radial da fibra devido a falta de espaço no sentido longitudinal. No decorrer do processo de resfriamento, o interruptor mecanismo de relaxamento ocorre.

Em outras palavras, a anisotropia na expansão térmica começa a influenciar no comportamento do nylon e o calor extra expande o músculo radialmente enquanto o processo de entrelaçamento continua. Durante o processo de resfriamento, ocorrem mecanismos de relaxamento nos quais os interruptores estruturais experimentam movimento inverso. Estes mecanismos de relaxamento impulsionam tanto os

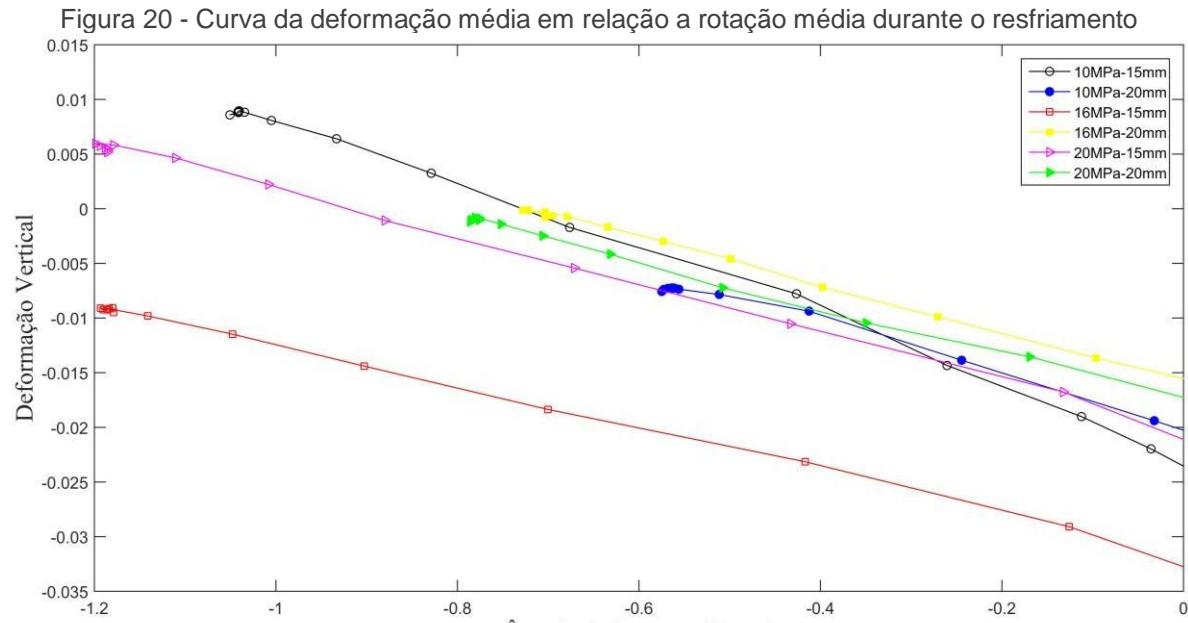
interruptores estruturais quanto as cadeias entrópicas (fase amorfa) para expandirem na direção longitudinal ao recuperar a sua configuração em baixa temperatura. Do ponto de vista macroscópico, durante o aquecimento o músculo artificial contrai longitudinalmente. Em temperaturas superiores a temperatura de transição vítrea, os músculos sofrem expansão radial e contração longitudinal ao mesmo tempo (CHOY, 1981; HAINES, 2014; SHARAFI, 2015a).

A relação da deformação longitudinal e do ângulo de rotação no ciclo térmico (aquecimento/resfriamento) é mostrada nas Figuras 19 e 20. A Figura 19 apresenta as curvas médias durante o aquecimento dos corpos de prova. Os corpos de prova apresentam uma rotação negativa devido ao sentido adotado. Durante o aquecimento, devido ao balanço inicial de esforços, os corpos de prova não apresentam comportamento proporcional. Como pode ser concluído a partir da Figura 19, é necessário menos torção da fibra espiralada para compensar a deformação axial ao se considerar um comprimento de corpo de prova maior da fibra enrolada.



As curvas da deformação vertical em relação ao ângulo de rotação durante o resfriamento são apresentadas na Figura 20. As curvas obtidas podem ser consideradas como retas paralelas e proporcionais, conforme esperado. As fibras ao serem deformadas e em seguida aquecidas sofrem certa instabilidade devido também ao pequeno número de espiras ativas. Durante o resfriamento os corpos de prova retornam da posição rotacionada para a posição inicial, porém deformada, de forma

linear. Todos os corpos de prova apresentaram deformação negativa final devido ao resfriamento ocorrer com a fibra deformada. No início do resfriamento os corpos de prova sofrem uma inércia de movimento que pode ser observado no ínicio das retas médias, isto se deve a demora do aparato de testes resfriar.



Fonte: A autora

A rotação observada nas fibras espiraladas pode ser associada ao comportamento de uma mola helicoidal de índice de mola grande sendo deformada de uma posição inicial para uma final devido a uma deflexão δ . O músculo artificial espiralado sofre uma deflexão com o aumento da temperatura. Esta deflexão gera uma mudança na inclinação das espiras e uma mudança na torção do fio de nylon do atuador.

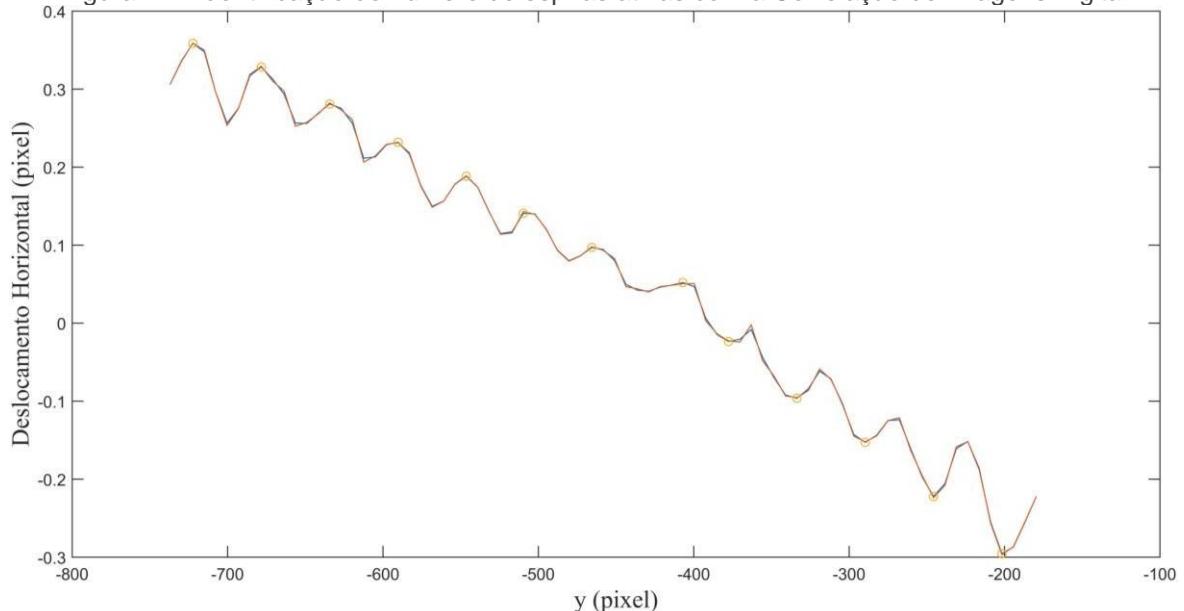
Durante os testes apenas os atuadores com maior número de espiras ativas, atuadores com 20 mm de comprimento inicial, apresentaram medições satisfatórias no dinamômetro. Foi observado uma relação proporcional do número de espiras ativas e a força produzida pelo músculo ao sofrer a atuação. Na Tabela 3 estão dispostos os valores de espiras ativas identificados com a Correlação de Imagens Digital, conforme ilustrado na Figura 21, para os corpos de prova de 20 mm e 15 mm. Na Figura 21 também é possível observar a variação do sentido de rotação do atuador, sendo que a metade superior possui sentido oposto a extremidade inferior, este fato também pode ser observado nos campos de deslocamento ilustrado pelas Figuras 10, 11 e 12 no Capítulo 4.

Tabela 3 - Espiras ativas médias

Tipo de atuador	Número médio de espiras ativas
20 mm e 10 MPa	12,1
15 mm e 10 MPa	9,4
20 mm e 16 MPa	12,4
15 mm e 16 MPa	9,3
20 mm e 20 MPa	11,8
15 mm e 20 MPa	8,7

Fonte: A autora

Figura 21 - Identificação do número de espiras ativas com a Correlação de Imagens Digital

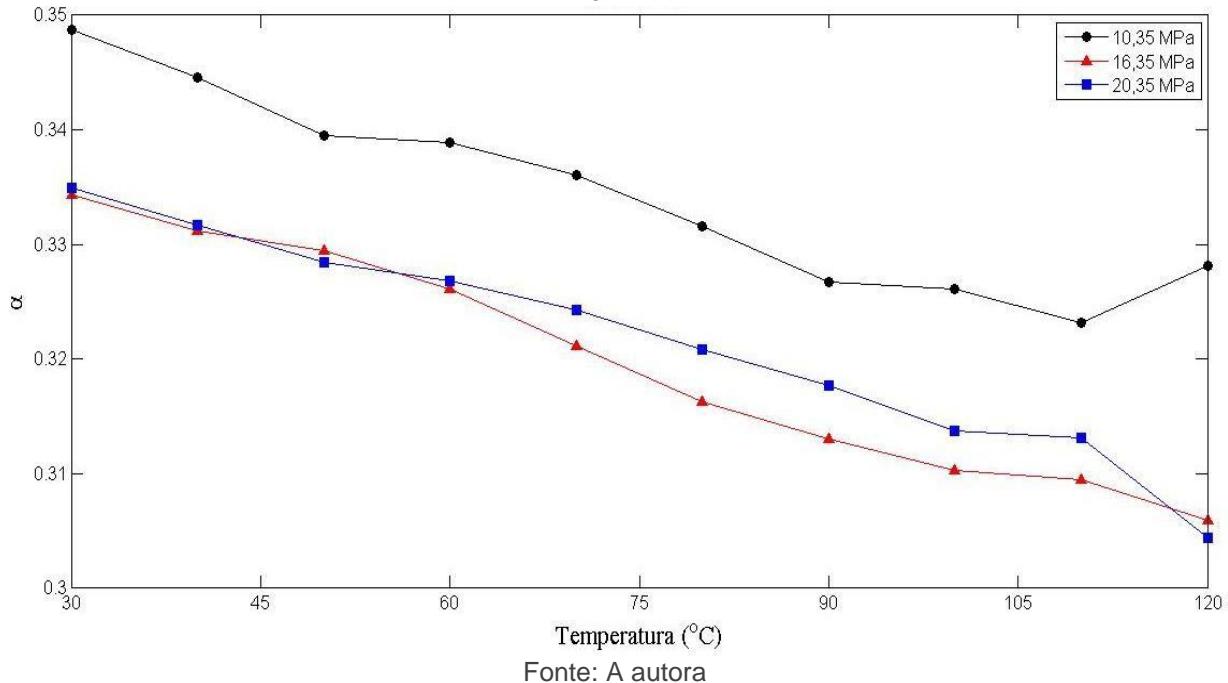


Fonte: A autora

Os próximos resultados estão focados na avaliação dos parâmetros dos corpos de prova de comprimento inicial de 20 mm (30 mm com a pré-deformação). Estes parâmetros foram extraídos das imagens das fibras espiraladas usando um programa de processamento de imagens de código livre, chamado ImageJ, e os campos de deslocamento.

Os ângulos de inclinação α de cada atuador foram medidos em intervalos de 10 °C e os valores médios dos atuadores de 20 mm de comprimento inicial foram plotados na Figura 22. A espira analisada de cada corpo de prova localizava-se longe das bordas e do centro do corpo de prova, afim de evitar os efeitos de borda e a pequena rotação e deslocamento encontrados na região central do corpo de prova, respectivamente. Podemos observar que os corpos de prova diminuem o ângulo α com o aumento da temperatura. Há uma instabilidade no ângulo na faixa de temperatura de 100 °C até 120°C durante o aquecimento devido ao aumento rápido de temperatura.

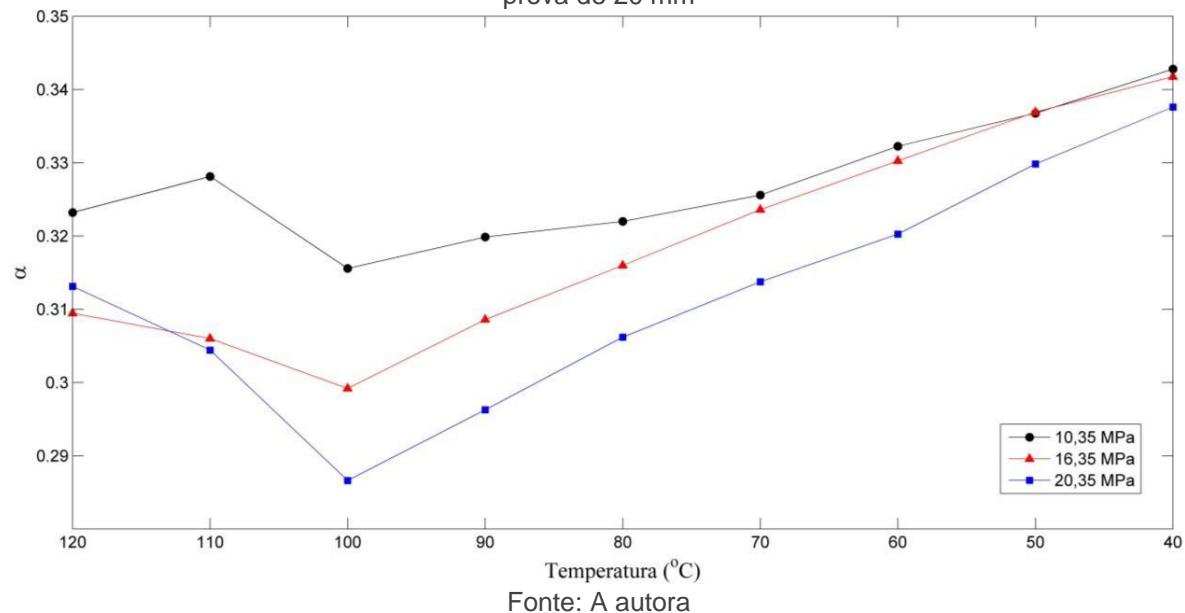
Figura 22 - Curva do ângulo alfa em relação a temperatura no aquecimento nos corpos de prova de 20 mm



Fonte: A autora

Na Figura 23 pode-se observar a variação do ângulo α durante o resfriamento. A instabilidade verificada na faixa de 120 $^{\circ}\text{C}$ até 100 $^{\circ}\text{C}$, notada durante o aquecimento, também pode ser encontrada. A partir de 100 $^{\circ}\text{C}$ até a temperatura final de 40 $^{\circ}\text{C}$ o ângulo de inclinação aumenta, conforme esperado. As fibras espiraladas não retornam para a sua ângulação inicial com o término do ciclo, indicando uma pequena deformação residual.

Figura 23 - Curva do ângulo alfa em relação a temperatura durante o resfriamento nos corpos de prova de 20 mm



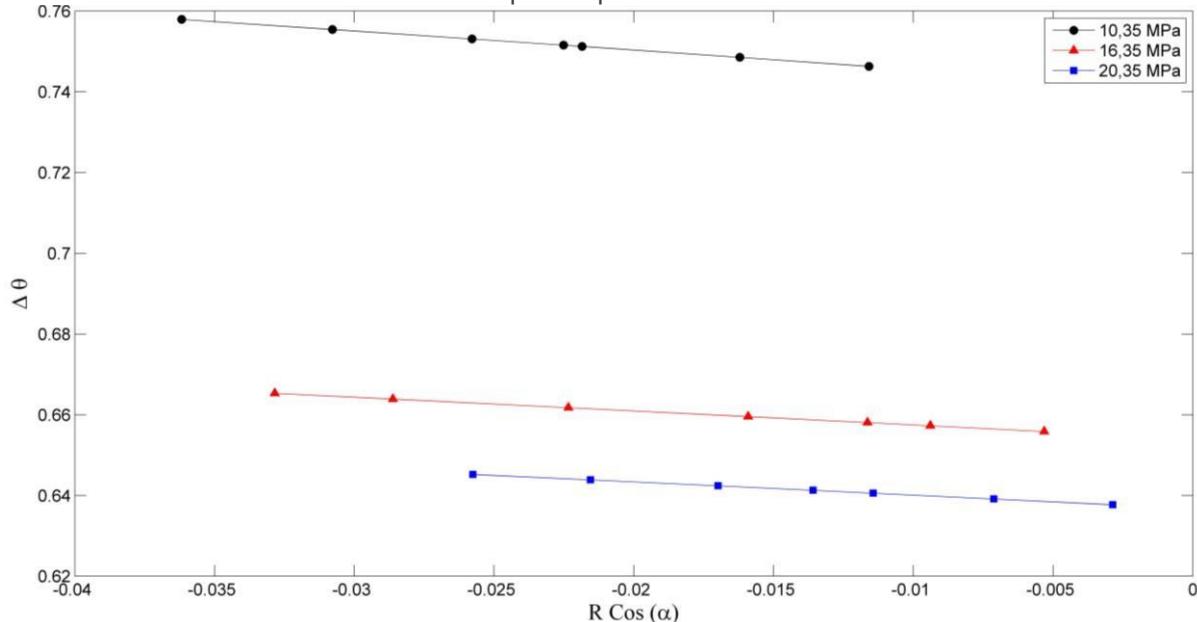
Fonte: A autora

Conforme discutido no Capítulo 3 na teoria de molas helicoidais, na medida em que a mola sofre uma deflexão de um ângulo de inclinação inicial α_0 para um ângulo de inclinação final α , sua torção $\Delta\Theta$, dada por unidade de comprimento do arame, varia conforme Equação 8. Com os valores dos ângulos α e os valores do raio das espiras projetados na base da mola calculados, os valores da torção $\Delta\Theta$ foram determinados.

Os dados experimentais medidos de raio da espira (r), ângulo de inclinação (α) e força (P) foram utilizados nas Equações 9 e 10 afim de se obter os valores de rigidez torcional, ou seja o GI_p , das fibras espiraladas durante o ciclo. A relação entre a torção $\Delta\Theta$ e o produto $R \cos(\alpha)$, observada nas Equações 9 e 10, pode ser observada nas Figuras 24 e 25. Na Figura 24 ilustra a relação na faixa de 30°C a 100°C durante o aquecimento e a Figura 25 ilustra a faixa 100 °C até 40 °C durante o resfriamento. Essas faixas de temperatura foram escolhidas devido ao comportamento proporcional e linear da relação à torção $\Delta\Theta$ e o produto $R \cos(\alpha)$. As faixas de 100 °C até 120 °C no aquecimento, e de 120 °C até 100°C no resfriamento são caracterizadas por uma demora na resposta do atuador e equilíbrio da temperatura ambiente da câmara de testes devido a mudança brusca de regime de aquecimento. A temperatura do aparato e do atuador só é estabilizada a partir de 100 °C no resfriamento.

Devido ao comportamento linear apresentado nas Figuras 24 e 25 e com o auxílio do programa Matlab os valores da reta ajustada, na forma $\Delta\theta = \beta * R \cos(\alpha) + \Omega$, de cada curva foram obtidos. Os coeficientes referentes a faixa de 30°C a 100°C durante o aquecimento, expostos na Tabela 4, apresentam valores de correlação de aproximadamente 1, indicando que as retas ajustadas se adequam aos resultados experimentais. As retas médias dos corpos de prova de 16 MPa e 20 MPa possuem os módulos dos coeficientes angulares β proporcionais, 0,3435 e 0,3277, respectivamente. Já a reta média dos corpos de 10 MPa apresentaram maior módulo de coeficiente angular, 0,4731.

Figura 24 - Curva de $\Delta\theta$ em relação a $R\cos(\alpha)$ durante o aquecimento na faixa de 30 °C até 100°C nos corpos de prova de 20 mm



Fonte: A autora

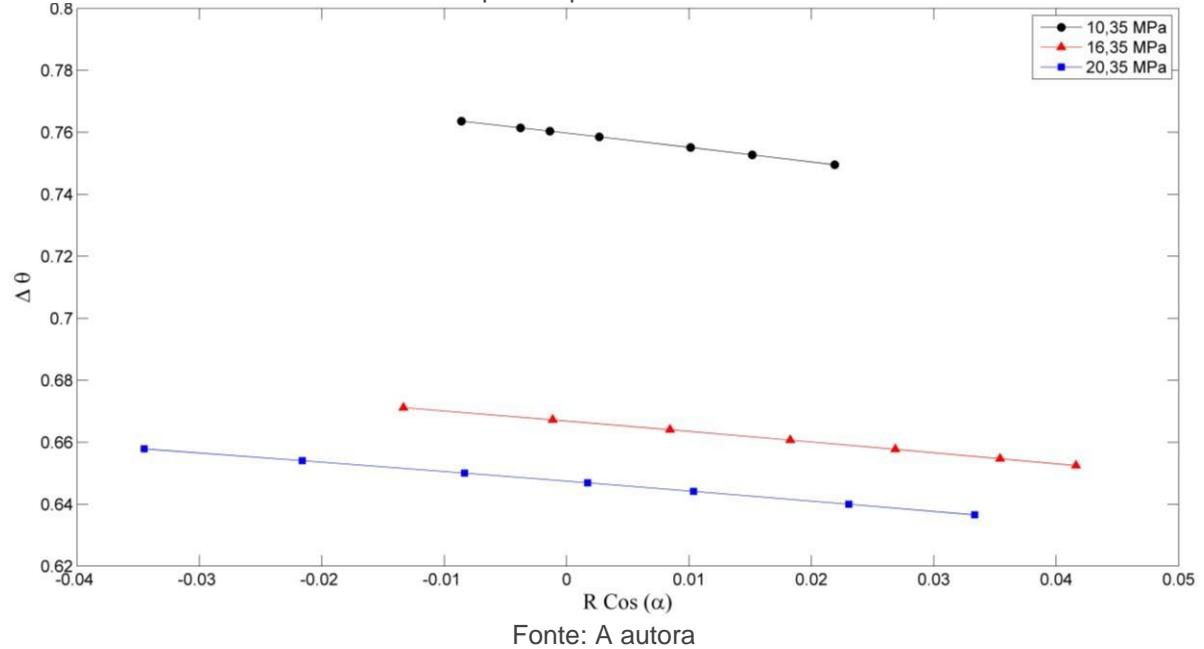
Tabela 4 - Coeficientes das retas ajustadas do aquecimento

Corpo de Prova	Reta ajustada	Módulo do coeficiente angular β
10 MPa	$\Delta\theta = -0,4731 R \cos(\alpha) + 0,7409$	0,4731
16 MPa	$\Delta\theta = -0,3435 R \cos(\alpha) + 0,6541$	0,3435
20 MPa	$\Delta\theta = -0,3277 R \cos(\alpha) + 0,6368$	0,3277

Fonte: A autora

O mesmo pode ser observado durante o resfriamento, conforme Figura 26. No intervalo de 100 °C até a temperatura final dos testes de 40 °C, a relação da torção $\Delta\theta$ e do produto $R \cos(\alpha)$ apresenta, novamente, uma dependência linear. Os coeficientes da reta $\Delta\theta = \beta * R \cos(\alpha) + \Omega$ para esta faixa de temperatura, expostos na Tabela 5, também apresentam valores de correlação de aproximadamente 1, indicando que as retas ajustadas se adequam aos resultados experimentais. Os coeficientes angulares β das retas ajustadas dos valores médios dos corpos de prova de 16 MPa e 20 MPa novamente proporcionais, 0,3406 e 0,3139, respectivamente.

Figura 25 - Curva de $\Delta\theta$ em relação a $R\cos(\alpha)$ durante o resfriamento na faixa de 100 °C até 40°C nos corpos de prova de 20 mm



Fonte: A autora

Tabela 5 - Coeficientes das retas ajustadas do resfriamento

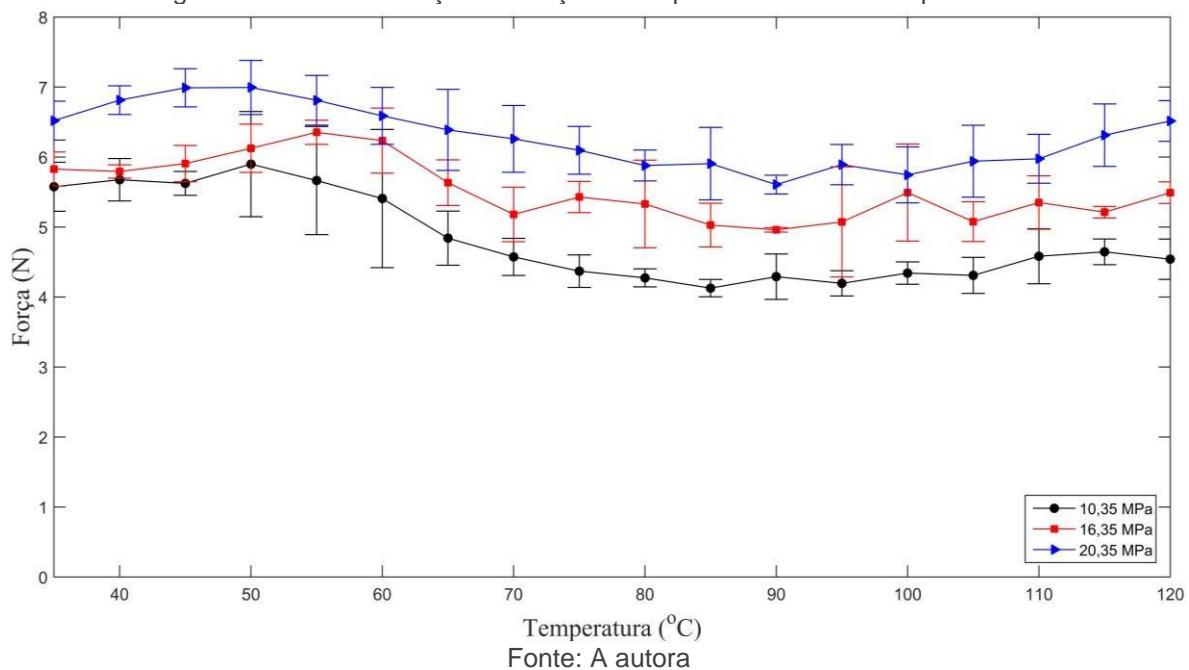
Corpo de Prova	Reta ajustada	Módulo do coeficiente angular β
10 MPa	$\Delta\theta = -0,4616 R \cos(\alpha) + 0,7597$	0,4616
16 MPa	$\Delta\theta = -0,3406 R \cos(\alpha) + 0,6668$	0,3406
20 MPa	$\Delta\theta = -0,3139 R \cos(\alpha) + 0,6473$	0,3139

Fonte: A autora

Os valores dos coeficientes angular β durante o aquecimento e resfriamento de cada tipo de corpo de prova foram proporcionais. No caso dos corpos de 10 MPa durante o aquecimento o valor foi de 0,4731 e no resfriamento de 0,4616. Nos de 16 MPa 0,3435 e 0,3406, respectivamente. E nos de 20 MPa, 0,3277 durante o aquecimento e 0,3139 durante o resfriamento.

As forças medidas, para os corpos de prova de 20 mm, durante o aquecimento e resfriamento estão ilustradas nas Figuras 26 e 27, respectivamente. Durante o aquecimento pode-se observar pouca variação nestes valores, dado que o corpo de prova apresenta, até aproximadamente 80°C, o equilíbrio de esforços devido a pré-deformação.

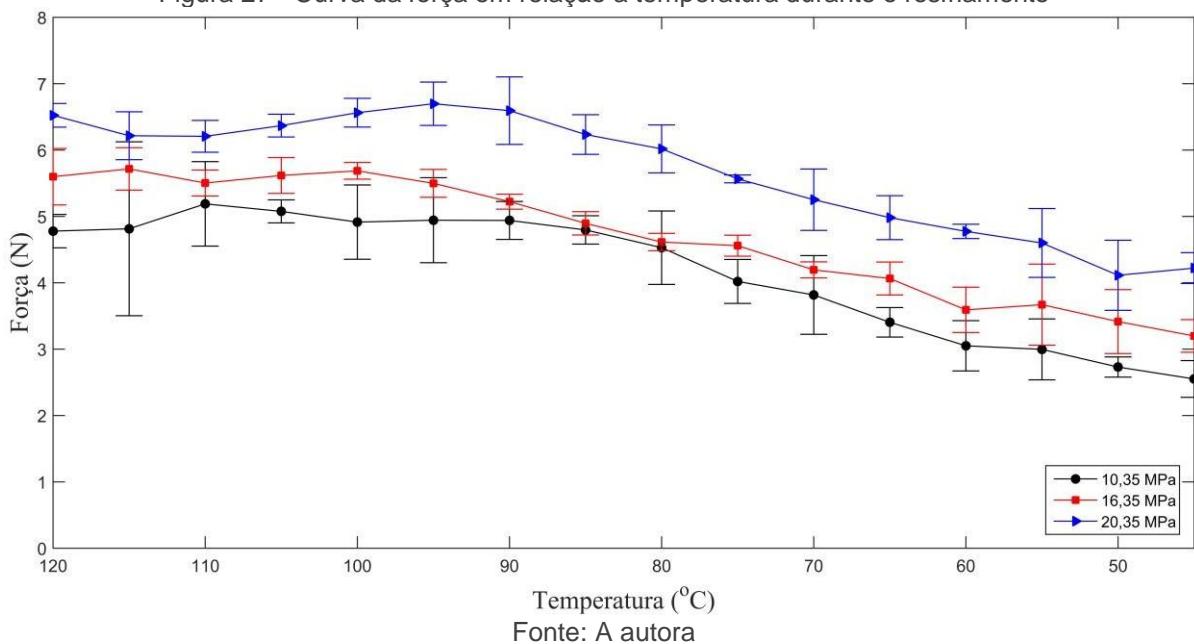
Figura 26 - Curva da força em relação a temperatura durante o aquecimento



Fonte: A autora

No processo de resfriamento, conforme Figura 27, pode ser observado uma diminuição da força medida a partir de 90 °C. Este fato ocorre devido a expansão axial sofrida pelos corpos de prova. Durante todo o ciclo pode-se constatar que a força exercida pelos corpos de prova é inversamente proporcional ao índice de mola.

Figura 27 - Curva da força em relação a temperatura durante o resfriamento



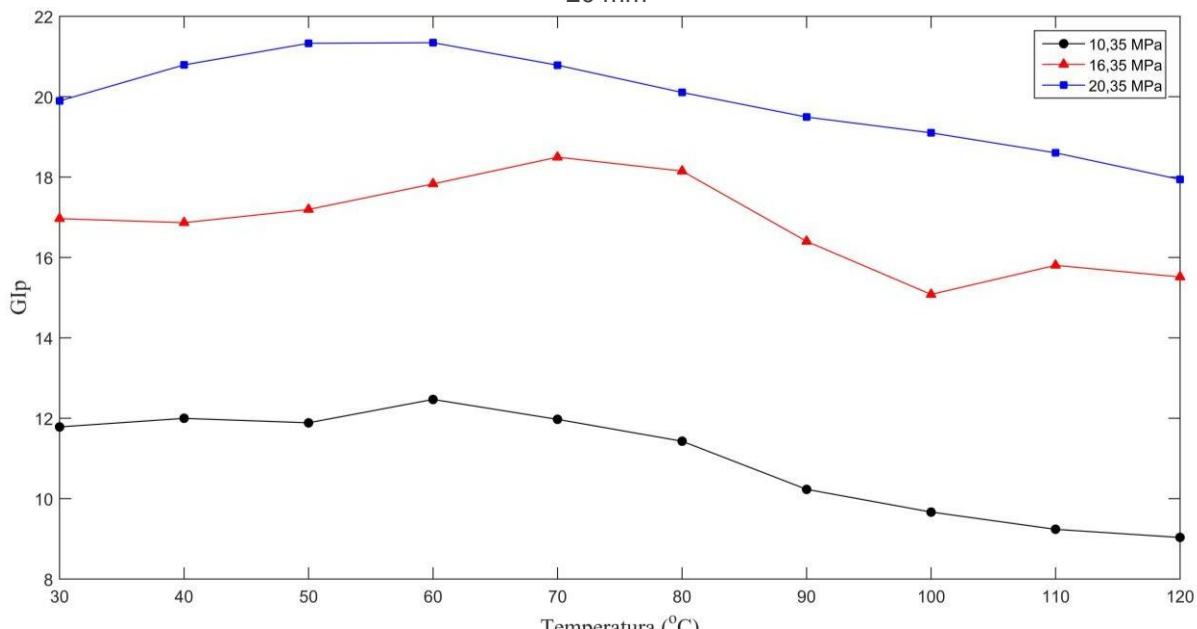
Fonte: A autora

Conforme a equação 9, da razão dos valores de forças mensuradas pelos coeficientes β são equivalentes a rigidez torcional Gl_p . Os valores encontrados para

este parâmetro durante o aquecimento estão plotados na Figura 28. À medida que a temperatura aumenta, os corpos de prova sofrem um pequeno aumento seguido por uma queda no valor de GI_p .

De acordo com Kianzad *et al.* (2015), o módulo de elasticidade do nylon sofre uma queda com o aumento de temperatura, de 155 MPa na temperatura de -40 °C para 35 MPa em 200 °C. E segundo Haines *et al.* (2014), a contração térmica de um monofilamento de nylon 6,6 na faixa de temperatura de 20°C a 240°C aumenta de 4% para 34% após ser espiralado. Esta variação na seção transversal do material modifica o seu momento de inércia polar. Assim, é esperado que ambos os valores do momento de inércia torcional I_p e o módulo de rigidez G diminuam com o aumento da temperatura.

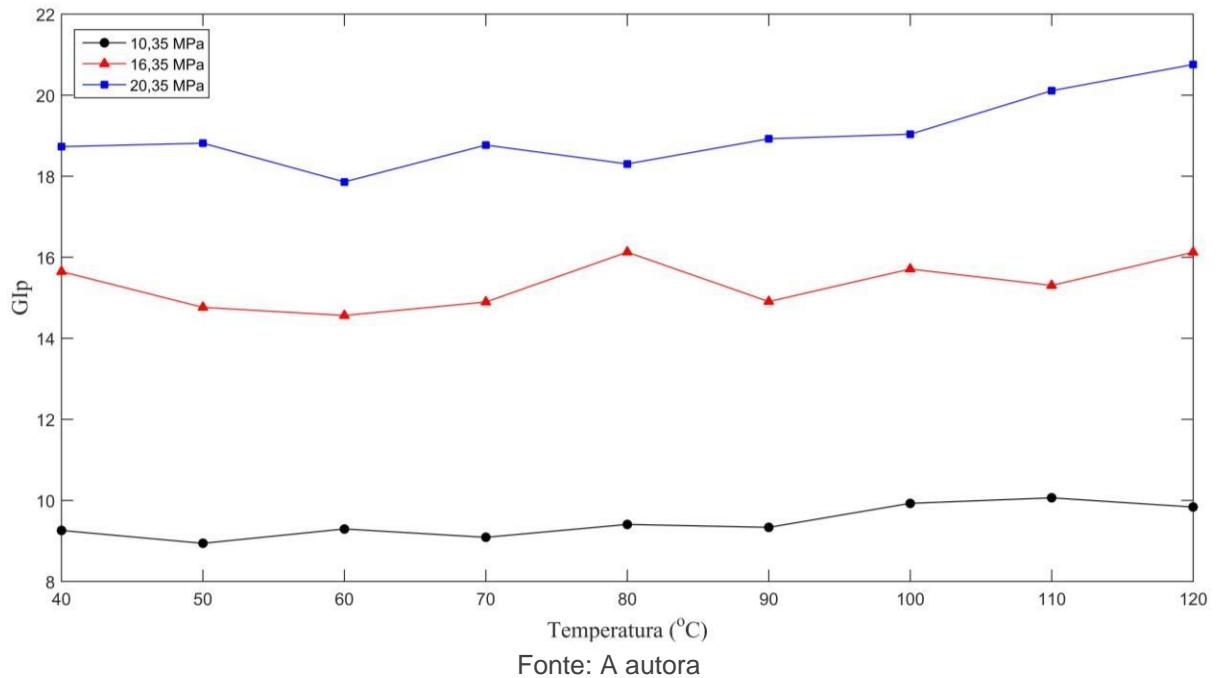
Figura 28 - Curva de GI_p em relação a temperatura durante o aquecimento nos corpos de prova de 20 mm



Fonte: A autora

Os valores de GI_p em relação média da temperatura durante o resfriamento estão plotados na Figura 29. Os valores da rigidez torcional podem ser considerados constantes durante a diminuição da temperatura no aparato de testes levando em consideração o erro. A rigidez torcional apresentou-se inversamente proporcional ao índice de mola dos corpos de prova.

Figura 29 - Curva de Gl_p em relação a temperatura durante o resfriamento nos corpos de prova de 20 mm



Fonte: A autora

Os valores da rigidez torcional para os corpos de prova de 20 MPa foram superiores aos de 16 MPa, e estes superiores aos de 10 MPa. Mostrando uma relação entre o índice de mola e o valor do parâmetro quanto maior este índice maior o valor do parâmetro Gl_p . De acordo com Haines *et al.* (2014), a variação do índice de mola implica no ajuste dos valores de tensão e curso de atuação do atuador. Os atuadores com índice próximo a 1 apresentam maior rigidez e são capazes de suportar e atuar sob tensões mais elevadas. Os atuadores com maior rigidez torcional (atuadores de 20 MPa) durante todo o ciclo de aquecimento e resfriamento possuem o menor índice, 1,78 (Figura 28 e 29). Enquanto os menores valores deste parâmetro podem ser encontrados nos atuadores de 10 MPa e 2,23 de índice de mola.

CAPÍTULO 06

CONCLUSÕES

Este trabalho teve como objetivo a investigação de uma nova categoria de atuadores termo-mecânicos fabricados de monofilamentos de nylon de pesca. Os corpos de prova, fabricados com fios de nylon 0,8 mm de diâmetro, foram testados com dois comprimentos iniciais diferentes equivalentes a 20 mm e 15 mm; e foram fabricados com três diferentes tensões nominais, 10,35 MPa, 16,35 MPa e 20,35 MPa. Os corpos de prova sofreram uma deformação inicial de 50% seguido de um ciclo de aquecimento (30º até 120ºC) e resfriamento (120ºC até 40ºC). Imagens dos corpos de prova foram adquiridas durante o ensaio e através do pós-processamento destas imagens, com o método de Correlação de Imagens Digital, foram obtidos os campos de deslocamento dos corpos. Sendo esses utilizados para fornecer a rotação e deformação. O método de Correlação de Imagens Digital possui a vantagem de gerar estes campos de deslocamento do material sem a necessidade de contato com o mesmo.

A partir dos resultados pode-se observar que o aumento da rotação foi inversamente proporcional ao tamanho inicial do corpo de prova. O mesmo comportamento não foi observado em relação a deformação do corpo, dado que foi constatada pouca variação com a mudança do tamanho inicial dos CPs. Não foram observadas relações com o índice de mola e a rotação e deformação vertical. As variações constatadas na rotação e deformação vertical se devem a variação da taxa de aquecimento do soprador, as mudanças ocorridas com a transição vítreia do material e a mudança no coeficiente de expansão térmica na faixa de 80ºC a 90ºC. Também foi observado um comportamento linear, durante o resfriamento, entre a deformação vertical e a rotação.

A associação do comportamento do atuador com a deflexão de molas helicoidais tornou possível a análise da variação do ângulo de rotação das espiras durante os ciclos. A partir dessas informações, a rigidez torcional foi calculada. Os valores obtidos condizem com estudos já publicados sobre o tema referentes ao comportamento da seção transversal e ao módulo de rigidez do nylon durante aquecimento e resfriamento.

6.1 TRABALHOS FUTUROS

Trabalhos futuros podem abordar outras áreas inexploradas, tais como: a utilização de fios de nylon com diferentes diâmetros e mais valores de tensões de fabricação, avaliação da influência de alguns parâmetros de fabricação, como variação da temperatura de tratamento térmico. Utilização de atuadores com um maior valor de espiras ativas para a avaliação da força e rigidez na mola. Elaboração de técnicas para mensurar os valores dos ângulos de inclinação diferente da forma manual utilizada, afim de minimizar os erros. A concepção de um método de aquecimento com taxa constante para melhor avaliação do comportamento do atuador.

REFERÊNCIAS

AN, Sung-Min et al. Engineering design framework for a shape memory alloy coil spring actuator using a static two-state model. *Smart Materials and Structures*, v. 21, n. 5, p. 055009, 2012

ANDRIKOPOULOS, Georgios; NIKOLAKOPOULOS, Georgios; MANESIS, Stamatis. A survey on applications of pneumatic artificial muscles. In: *Control & Automation (MED), 2011 19th Mediterranean Conference on*. IEEE, 2011. p. 1439-1446.

ANKER, JEFFREY N. et al. Biosensing with plasmonic nanosensors. *Nature materials*, v. 7, n. 6, p. 442-453, 2008.

AZIZ, S., NAFICY, S., FOROUGHI, J., BROWN, H. R., & SPINKS, G. M. (2015). Characterization of torsional actuation in highly twisted yarns and fibers. *Polymer Testing*, 46, 88-97.

AZIZ, Shazed et al. Controlled and scalable torsional actuation of twisted nylon 6 fiber. *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*, v. 54, n. 13, p. 1278-1286, 2016.

BAUGHMAN, R. H. Conducting polymer artificial muscles. *Synthetic metals*, v. 78, n. 3, p. 339-353, 1996.

CHEN, P., XU, Y., HE, S., SUN, X., PAN, S., DENG, J., ... & PENG, H. (2015b). Hierarchically arranged helical fibre actuators driven by solvents and vapours. *Nature Nanotechnology*.

CHEN, Peining et al. Electromechanical Actuator Ribbons Driven by Electrically Conducting Spring-Like Fibers. *Advanced Materials*, v. 27, n. 34, p. 4982-4988, 2015a.

CHENG, Huhu et al. Graphene Fibers with Predetermined Deformation as Moisture-Triggered Actuators and Robots. *Angewandte Chemie International Edition*, v. 52, n. 40, p. 10482-10486, 2013.

CHENG, Huhu et al. Moisture-Activated Torsional Graphene-Fiber Motor. *Advanced Materials*, v. 26, n. 18, p. 2909-2913, 2014.

CHERUBINI, A., MORETTI, G., VERTECHY, R., & FONTANA, M. (2015). Experimental characterization of thermally-activated artificial muscles based on coiled nylon fishing lines. *AIP Advances*, 5(6), 067158.

CHO, K. H., SONG, M. G., JUNG, H., PARK, J., MOON, H., KOO, J. C., ... & CHOI, H. R. (2016, April). A robotic finger driven by twisted and coiled polymer actuator. In *SPIE Smart Structures and Materials+ Nondestructive Evaluation and Health Monitoring* (pp. 97981J-97981J). International Society for Optics and Photonics.

CHOU, Ching-Ping; HANNAFORD, Blake. Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles. *IEEE Transactions on robotics and automation*, v. 12, n. 1, p. 90-102, 1996.

CHOY, C. L.; CHEN, F. C.; YOUNG, K. Negative thermal expansion in oriented crystalline polymers. *Journal of Polymer Science: Polymer Physics Edition*, v. 19, n. 2, p. 335-352, 1981.

- CHUN, K. Y., KIM, S. H., SHIN, M. K., KWON, C. H., PARK, J., KIM, Y. T., ... & KIM, S. J. (2014). Hybrid carbon nanotube yarn artificial muscle inspired by spider dragline silk. *Nature communications*, 5.
- CUI, J., CHU, Y. S., FAMODU, O. O., FURUYA, Y., HATTRICK-SIMPERS, J., JAMES, R. D., ... & TAKEUCHI, I. (2006). Combinatorial search of thermoelastic shape-memory alloys with extremely small hysteresis width. *Nature materials*, 5(4), 286-290.
- DAERDEN, Frank; LEFEBER, Dirk. Pneumatic artificial muscles: actuators for robotics and automation. *European journal of mechanical and environmental engineering*, v. 47, n. 1, p. 11-21, 2002.
- FOROUGHI, Javad et al. Torsional carbon nanotube artificial muscles. *Science*, v. 334, n. 6055, p. 494-497, 2011.
- FUNG, Y. C.; COWIN, S. C. Biomechanics: mechanical properties of living tissues. *Journal of Applied Mechanics*, v. 61, p. 1007, 1994.
- GAO, Wei et al. Direct laser writing of micro-supercapacitors on hydrated graphite oxide films. *Nature Nanotechnology*, v. 6, n. 8, p. 496-500, 2011.
- GUO, Wenhan et al. A novel electromechanical actuation mechanism of a carbon nanotube fiber. *Advanced Materials*, v. 24, n. 39, p. 5379-5384, 2012.
- HAGER, MARTIN D. et al. Shape memory polymers: Past, present and future developments. *Progress in Polymer Science*, v. 49, p. 3-33, 2015.
- HAINES, C. S., LIMA, M. D., LI, N., SPINKS, G. M., FOROUGHI, J., MADDEN, J. D., ... & GÖKTEPE, Ö. (2014). Artificial muscles from fishing line and sewing thread. *science*, 343(6173), 868-872.
- HE, Sisi et al. A Mechanically Actuating Carbon-Nanotube Fiber in Response to Water and Moisture. *Angewandte Chemie*, v. 127, n. 49, p. 15093-15097, 2015.
- HERRERA, M.; MATUSCHEK, G.; KETTRUP, A. Main products and kinetics of the thermal degradation of polyamides. *Chemosphere*, v. 42, n. 5, p. 601-607, 2001.
- HUBER, J. E.; FLECK, N. A.; ASHBY, M. F. The selection of mechanical actuators based on performance indices. In: *Proceedings of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. The Royal Society, 1997. p. 2185-2205.
- HUNTER, Ian W.; HOLLERBACH, John M.; BALLANTYNE, John. A comparative analysis of actuator technologies for robotics. *Robotics Review*, v. 2, p. 299-342, 1991.
- IONOV, LEONID. "Polymeric actuators." *Langmuir* 31.18 (2014): 5015-5024.
- JANI, J. M., LEARY, M., SUBIC, A., & GIBSON, M. A. (2014). A review of shape memory alloy research, applications and opportunities. *Materials & Design*, 56, 1078-1113.
- JEON, S., JANG, J. Y., YOUN, J. R., JEONG, J. H., BRENNER, H., & SONG, Y. S. (2013). Fullerene Embedded Shape Memory Nanolens Array. *Scientific reports*, 3, 3269

JHAVERI, Shalin J. et al. Release of nerve growth factor from HEMA hydrogel- coated substrates and its effect on the differentiation of neural cells. *Biomacromolecules*, v. 10, n. 1, p. 174-183, 2008.

JOSEPHSON, R. K. Contraction dynamics and power output of skeletal muscle. *Annual review of physiology*, v. 55, n. 1, p. 527-546, 1993.

KIANZAD, S., PANDIT, M., BAHI, A., RAVANDI, A. R., KO, F., SPINKS, G. M., & MADDEN, J. D. (2015, April). Nylon coil actuator operating temperature range and stiffness. In *SPIE Smart Structures and Materials+ Nondestructive Evaluation and Health Monitoring* (pp. 94301X-94301X). International Society for Optics and Photonics.

KIM, S. H., LIMA, M. D., KOZLOV, M. E., HAINES, C. S., SPINKS, G. M., AZIZ, S., ... & QIAN, D. (2015). Harvesting temperature fluctuations as electrical energy using torsional and tensile polymer muscles. *Energy & Environmental Science*, 8(11), 3336-3344.

KLUTE, Glenn K.; CZERNIECKI, Joseph M.; HANNAFORD, Blake. McKibben artificial muscles: pneumatic actuators with biomechanical intelligence. In: *Advanced Intelligent Mechatronics*, 1999. *Proceedings. 1999 IEEE/ASME International Conference on*. IEEE, 1999. p. 221-226.

KOBAYASHI, Y.; KELLER, A. The temperature coefficient of the c lattice parameter of polyethylene; an example of thermal shrinkage along the chain direction. *Polymer*, v. 11, n. 2, p. 114-117, 1970.

KOERNER, H., PRICE, G., PEARCE, N. A., ALEXANDER, M., & VAIA, R. A. (2004). Remotely actuated polymer nanocomposites—stress-recovery of carbon-nanotube-filled thermoplastic elastomers. *Nature materials*, 3(2), 115- 120

KOFOD, G.; STOYANOV, H.; GERHARD, R. Multilayer coaxial fiber dielectric elastomers for actuation and sensing. *Applied Physics A*, v. 102, n. 3, p. 577- 581, 2011.

KWON, C. H., CHUN, K. Y., KIM, S. H., LEE, J. H., KIM, J. H., LIMA, M. D., ... & KIM, S. J. (2015). Torsional behaviors of polymer-infiltrated carbon nanotube yarn muscles studied with atomic force microscopy. *Nanoscale*, 7(6), 2489- 2496

LENG, Jinsong et al. Shape-memory polymers and their composites: stimulus methods and applications. *Progress in Materials Science*, v. 56, n. 7, p. 1077- 1135, 2011.

LI, Haolong; BUBECK, Christoph. Photoreduction processes of graphene oxide and related applications. *Macromolecular Research*, v. 21, n. 3, p. 290-297, 2013.

LIM, Daeun et al. Multi stimuli-responsive hydrogel microfibers containing magnetite nanoparticles prepared using microcapillary devices. *Soft matter*, v. 11, n. 8, p. 1606-1613, 2015.

LIMA, M. D., LI, N., DE ANDRADE, M. J., FANG, S., OH, J., SPINKS, G. M., ... & KIM, S. J. (2012). Electrically, chemically, and photonically powered torsional and tensile actuation of hybrid carbon nanotube yarn muscles. *Science*, 338(6109), 928-932

LIMA, Márcio Dias et al. Efficient, Absorption-Powered Artificial Muscles Based on Carbon Nanotube Hybrid Yarns. *Small*, v. 11, n. 26, p. 3113-3118, 2015.

LU, Weibang et al. State of the art of carbon nanotube fibers: opportunities and challenges. *Advanced Materials*, v. 24, n. 14, p. 1805-1833, 2012.

- MADDEN, J. D., VANDESTEEG, N. A., ANQUETIL, P. A., MADDEN, P. G., TAKSHI, A., PYTEL, R. Z., ... & HUNTER, I. W. (2004). Artificial muscle technology: physical principles and naval prospects. *IEEE Journal of oceanic engineering*, 29(3), 706-728.
- MAJIDI, C. (2014). Soft robotics: a perspective—current trends and prospects for the future. *Soft Robotics*, 1(1), 5-11.
- MCINTYRE, J. Eric, ed. Synthetic fibres: nylon, polyester, acrylic, polyolefin. Taylor & Francis US, 2005.
- MENDES, Paula M. Stimuli-responsive surfaces for bio-applications. *Chemical Society Reviews*, v. 37, n. 11, p. 2512-2529, 2008.
- MENG, Fancheng et al. Graphene-Based Fibers: A Review. *Advanced Materials*, v. 27, n. 35, p. 5113-5131, 2015.
- MENG, Qinghao et al. Biological evaluations of a smart shape memory fabric. *Textile Research Journal*, 2009.
- MIRFAKHRAI, Tissaphern et al. Electrochemical actuation of carbon nanotube yarns. *Smart Materials and Structures*, v. 16, n. 2, p. S243, 2007b.
- MIRFAKHRAI, Tissaphern, John D. W MADDEN, AND Ray H. BAUGHMAN. "Polymer artificial muscles." *Materials today* 10.4 (2007a): 30-38.
- MIRVAKILI, S. M., RAVANDI, A. R., HUNTER, I. W., HAINES, C. S., LI, N., FOROUGHI, J., ... & MADDEN, J. D. (2014, March). Simple and strong: Twisted silver painted nylon artificial muscle actuated by Joule heating. In *SPIE Smart Structures and Materials+ Nondestructive Evaluation and Health Monitoring* (pp. 90560I-90560I). International Society for Optics and Photonics
- MIRVAKILI, Seyed M. et al. Niobium nanowire yarns and their application as artificial muscles. *Advanced Functional Materials*, v. 23, n. 35, p. 4311-4316, 2013.
- MIRVAKILI, Seyed M.; HUNTER, Ian W. Bending artificial muscle from nylon filaments. In: *SPIE Smart Structures and Materials+ Nondestructive Evaluation and Health Monitoring*. International Society for Optics and Photonics, 2016. p. 97981L-97981L-7.
- MORETTI, G., CHERUBINI, A., VERTECHY, R., & FONTANA, M. (2015, April). Experimental characterization of a new class of polymeric-wire coiled transducers. In *SPIE Smart Structures and Materials+ Nondestructive Evaluation and Health Monitoring* (pp. 94320P-94320P). International Society for Optics and Photonics.
- OHM, Christian et al. Preparation of actuating fibres of oriented main-chain liquid crystalline elastomers by a wetspinning process. *Soft Matter*, v. 7, n. 8, p. 3730-3734, 2011.
- OHM, Christian; BREHMER, Martin; ZENTEL, Rudolf. Liquid crystalline elastomers as actuators and sensors. *Advanced Materials*, v. 22, n. 31, p. 3366-3387, 2010.
- OTERO, Toribio F., and Jose G. Martinez. "Ionic exchanges, structural movements and driven reactions in conducting polymers from bending artificial muscles." *Sensors and Actuators B: Chemical* 199 (2014): 27-30.

PELRINE, Ron et al. Dielectric elastomer artificial muscle actuators: toward biomimetic motion. In: SPIE's 9th Annual International Symposium on Smart Structures and Materials. International Society for Optics and Photonics, 2002. p. 126-137.

RICHTER, Andreas et al. Review on hydrogel-based pH sensors and microsensors. *Sensors*, v. 8, n. 1, p. 561-581, 2008.

SCHREIER, Hubert; ORTEU, Jean-José; SUTTON, Michael A. Image correlation for shape, motion and deformation measurements. Springer US, 2009.

SHANG, Yuanyuan et al. Large-Deformation, Multifunctional Artificial Muscles Based on Single-Walled Carbon Nanotube Yarns. *Advanced Engineering Materials*, v. 17, n. 1, p. 14-20, 2015.

SHARAFI, Soodabeh, AND GUOQIANG LI. "A multiscale approach for modeling actuation response of polymeric artificial muscles." *Soft matter* 11.19 (2015a): 3833-3843.

SHARAFI, Soodabeh. Multiscale Modeling of Smart Materials under Static and Dynamic Thermo-mechanical Loading. Diss. Faculty of the Louisiana State University and Agricultural and Mechanical College in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in Mechanical Engineering in The Department of Mechanical Engineering by Soodabeh Sharafi BS, Kashan University, 2015b.

SPINKS, Geoffrey M. et al. Pneumatic carbon nanotube actuators. *Advanced Materials*, v. 14, n. 23, p. 1728-1732, 2002.

STOYCHEV, Georgi et al. Shape-programmed folding of stimuli-responsive polymer bilayers. *ACS nano*, v. 6, n. 5, p. 3925-3934, 2012.

STOYCHEV, Georgi V., and Leonid IONOV. "Actuating fibers: design and applications." *ACS Applied Materials & Interfaces* 8.37 (2016): 24281-24294.

STUART, Martien A. Cohen et al. Emerging applications of stimuli-responsive polymer materials. *Nature materials*, v. 9, n. 2, p. 101-113, 2010.

TER SCHIPHORST, Jeroen et al. Molecular design of light-responsive hydrogels, for in situ generation of fast and reversible valves for microfluidic applications. *Chemistry of Materials*, v. 27, n. 17, p. 5925-5931, 2015.

TONDU, Bertrand. Modelling of the McKibben artificial muscle: A review. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, v. 23, n. 3, p. 225-253, 2012.

WAHL, Arthur Munzenmaier. *Mechanical springs*. Penton Publishing Company, 1944.

WU, Lianjun et al. Nylon-muscle-actuated robotic finger. In: SPIE Smart Structures and Materials+ Nondestructive Evaluation and Health Monitoring. International Society for Optics and Photonics, 2015. p. 94310I-94310I-12.

WYPYCH, George. *Handbook of polymers*. ChemTec Pub., 2012.

YANG, Q., & LI, G. (2016). A top-down multi-scale modeling for actuation response of polymeric artificial muscles. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 92, 237-259

YIP, Michael C., and Gunter NIEMEYER. "High-performance robotic muscles from conductive nylon sewing thread." *Robotics and Automation (ICRA), 2015 IEEE International Conference on*. IEEE, 2015.

YUAN, Jinkai, and Philippe POULIN. "Fibers Do the Twist." *science* 343.6173 (2014): 845-846.

ZHANG, Pengfei; LI, Guoqiang. Fishing line artificial muscle reinforced composite for impact mitigation and on-demand damage healing. *Journal of Composite Materials*, p. 0021998316636454, 2016.

ZHANG, Pengfei; LI, Guoqiang. Healing-on-demand composites based on polymer artificial muscle. *Polymer*, v. 64, p. 29-38, 2015.

ZHUO, Haitao; HU, Jinlian; CHEN, Shaojun. Study of water vapor permeability of shape memory polyurethane nanofibrous nonwovens. *Textile Research Journal*, v. 81, n. 9, p. 883-891, 2011.

APÊNDICE

A COMPORTAMENTO TERMO-MECÂNICO DE FIOS DE NYLON ESPIRALADOS

Artigo apresentado de forma oral no IX Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica – CONEM 2016, realizado de 21 a 25 de agosto de 2016 em Fortaleza — CE.



COMPORTAMENTO TERMO-MECÂNICO DE FIOS DE NYLON ESPIRALADOS

S. S. Mendes, smendes@id.uff.br¹
L. C. S. Nunes, luizcsn@id.uff.br¹

¹ Laboratório de Opto-Mecânica (LOM), Universidade Federal Fluminense (UFF), Rua Passo da Pátria, 156, Bloco E, Sala 216, Niteroi, RJ, CEP 24210-240, Brasil

Resumo: O objetivo deste artigo é investigar o comportamento termo-mecânico de fios de nylon espiralados submetidos a uma pré-deformação de 50% e um ciclo de aquecimento, 30°C até 120°C, e resfriamento, 120°C até 40°C. Os corpos de provas, ou seja os fios espiralados, foram fabricados usando linhas monofilamento de nylon (poliamida) para pesca. No procedimento experimental, um fio espiralado, com uma pré-deformação mantida constante, foi submetido a uma variação de temperatura na faixa de 30°C a 120°C. Durante os testes, imagens do corpo de prova foram capturados a cada 5 segundos. Estas imagens foram processadas usando um software de Correlação de Imagens que gerou os campos de deslocamento dos corpos de prova. Com estes campos de deslocamento foi possível calcular os ângulos de rotação e a deformação dos corpos de prova. Foram realizados diferentes testes, considerando diferentes comprimentos dos fios espiralados. Pôde-se constatar que o comportamento dos corpos de prova na rotação é dependente do tamanho inicial dos corpos de prova e que a deformação é pouco afetada com esta variação.

Palavras-chave: Músculos artificiais, Fios de nylon, Comportamento Mecânico, Correlação de Imagens

1 INTRODUÇÃO

Materiais que sofrem uma mudança de volume ou de geometria quando estimulados externamente (através de voltagem, corrente, pressão ou temperatura) são denominados genericamente de atuadores (Chun, 2014; Mirvakili, 2014). Novas possibilidades estão sendo criadas devido as recentes descobertas no campo dos materiais inteligentes e atuadores por serem uma alternativa para motores elétricos convencionais e atuadores hidráulicos (Kianzad, 2015). Diversos tipos de materiais, como materiais magnetorestritivos, elastômeros dielétricos, nanotubos de carbono (Foroughi, 2011; Lima, 2012; Chun, 2014; Know, 2014), piezoelétricos e materiais com memória de forma, estão sendo aplicados a uma grande variedade de áreas, incluindo micro sistemas eletromecânicos, processos industriais, e geração de energia (Kim, 2015). Além de otimizar espaço e peso em aplicações automotivas e aeroespaciais, estes materiais são necessários em robôs humanoides, próteses, exoesqueletos e também na confecção de músculos artificiais (Haines, 2014). A tecnologia dos músculos artificiais pode trazer enormes benefícios para implantes médicos e dispositivos de assistência humana, como também para ferramentas de diagnóstico e minimizar cirurgias invasivas (Madden, 2004; Majidi, 2014).

Neste contexto, nas últimas décadas diversos materiais foram desenvolvidos e testados com o propósito de substituir tecido muscular esquelético quando este falha ou auxilia-lo quando fraco (Mirfakhrai, 2007). Porém, problemas com a eficiência e o alto custo restringem o seu desenvolvimento. Como exemplo temos os fios de metal com memória geométrica, ativados termo-eletricamente que contraem rapidamente, mas são caros e possuem um comportamento histerético o que os tornam difícil de controlar (Haines 2014) e também nanotubos de carbono (Lima, 2012) que são bastante custosos.

Recentemente, Haines *et al.* (2014) descobriram uma nova classe de atuadores termo-mecânicos provenientes de fibras poliméricas. Estes atuadores produzidos de nylon trabalham sem histerese, o que gera uma das maiores eficiências já apresentadas por outros tipos de músculos artificiais (Sharafi, 2015). Este novo tipo de Atuador de Fibra Polimérica Espiralado (AFPE) apresenta uma performance bastante satisfatória com a densidade de energia atingindo 2,63 kJ/kg e densidade de potência superior a 5,3 kW/kg, com torque de 50% (Cherubini, 2015), que é bastante superior a densidade de energia produzida por músculos esqueléticos naturais, 39 J/kg (Madden, 2004; Aziz, 2015). Estas

vantagens juntamente com o fato de que este tipo de atuador é economicamente viável, com um custo aproximado de \$5/kg (Haines, 2014), torna esta tecnologia extremamente promissora.

Possíveis futuras aplicações deste tipo de atuador incluem, atuador linear e atuador torsional (Aziz , 2015), atuador térmico ativado quimicamente, amortecedores de vibração, atuadores biomédicos, dispositivos de geração de energia (Kim 2015), dispositivos de recuperação de calor proveniente de resíduos (Cherubini, 2015). O princípio básico de funcionamento deste tipo de atuador já foi demonstrado em trabalhos recentes (Cherubini, 2015; Moretti, 2015; Aziz, 2015; Kianzad, 2015; Mirvakili,2014; Haines, 2014; Kim, 2015; Wu, 2015) porém pesquisas adicionais são necessárias para habilitar a aplicação deste dispositivo na prática. Neste contexto, o presente trabalho tem como objetivo investigar o comportamento termo-mecânico de fios de nylon espiralados submetidos a uma pré-deformação de 50% e um ciclo de aquecimento, 30°C até 120°C, e resfriamento, 120°C até 40°C.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Fabricação dos corpos de prova

Os corpos de prova foram fabricados com fios de nylon da marca Ekilon Crystal de diâmetro igual a 0,80 mm. Uma das extremidades do fio foi acoplada a uma furadeira (motor) e a outra foi fixada a um suporte com uma massa igual a 530 gramas, gerando uma tensão nominal no fio de 10,35 Mpa, conforme esquema mostrado na Fig. 1. A extremidade ligada a massa foi impedida de girar ao se ligar a furadeira em sentido anti-horário. A Fig. 1 ilustra o procedimento de fabricação dos corpos de prova, na Fig. 1 a) temos o fio de nylon preso ao aparato antes do início e com seu tamanho reduzido no início da inserção de torção, na Fig. 1 b).

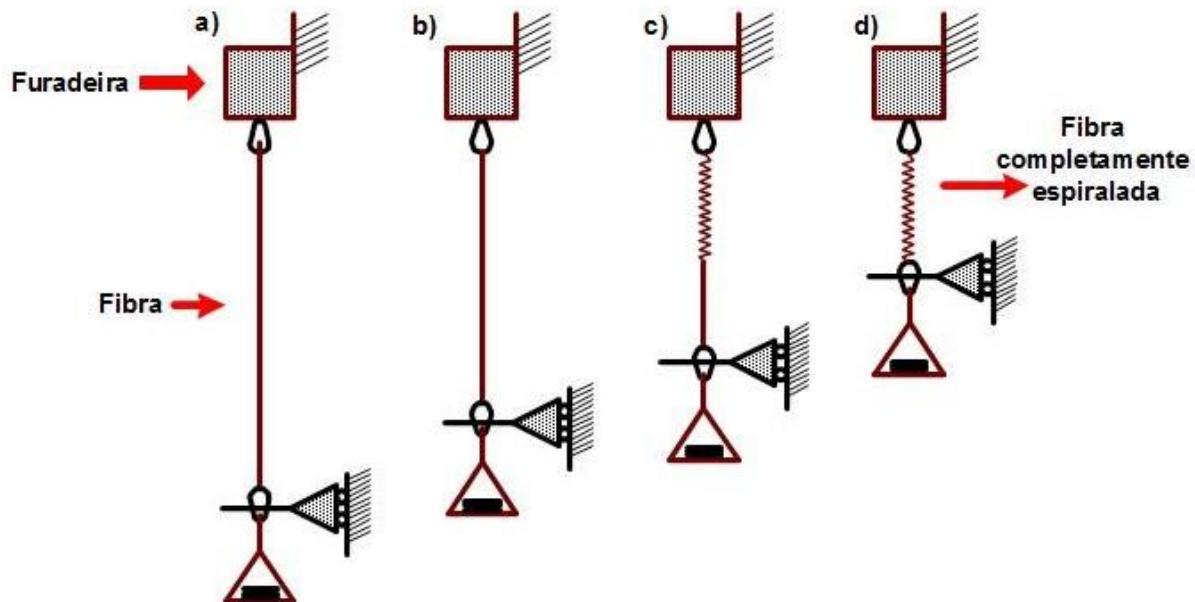


Figura 1. Esquema de produção do corpo de prova a) Fibra precursora fixada no aparato de produção; b) Início da inserção de torção, fio reduz o tamanho; c) Início da formação de espiras; d) Fio completamente espiralado.

Na medida em que se insere a torção no fio e o mesmo atinge o seu limite de torção formam-se pequenas espirais em todo seu comprimento conforme Fig. 1 c). Na Fig 1 d) pode-se observar o esquema do aparato de fabricação com a fibra espiralada completamente formada. O fio de nylon espiralado usado como corpo de prova se encontra ilustrado na Fig. 2. Logo após a fabricação, os corpos de prova (CPs) foram submetidos a um tratamento térmico para manter forma espiralada com a torção durante os testes. Neste tratamento, os CPs, fixados a um aparato para impedir que as espirais se desfizessem, foram submetidos a uma temperatura de 120°C em uma estufa durante 1 hora.

Ciclos de treinamento no fio espiralado foram realizados após 24h do tratamento térmico. Estes ciclos térmicos de treinamento consistiram no aquecimento do fio deformado a 50% até a temperatura de 120°C, logo após um resfriamento até a temperatura ambiente ($\sim 25^\circ\text{C}$) mantendo a deformação, seguido de um aquecimento até 120°C com o fio no seu comprimento não deformado, subsequente a um resfriamento até a temperatura ambiente. Este ciclo térmico foi realizado 6 vezes em cada corpo de prova. Os testes foram realizados após o término do treinamento do fio.

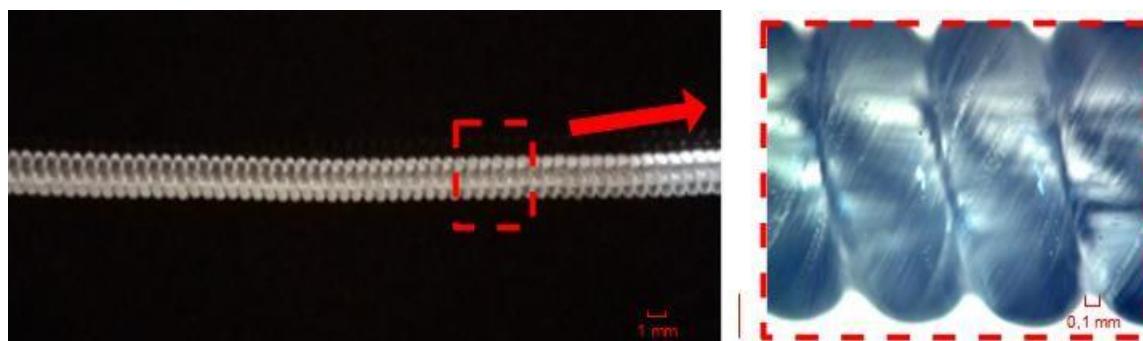


Figura 2. Corpo de prova fabricado: fio de nylon espiralados.

2.2 Arranjo experimental

A disposição experimental se deu da seguinte forma, o corpo de prova foi acoplado a uma base fixa dentro de um câmara de temperatura controlada, fabricada de madeira balsa, e a um dinamômetro digital portátil da Instrutherm DD- 500 com resolução de 0,1Kgf, sendo que seus dados foram armazenados em um computador. A parte frontal do aparato foi fabricada de vidro temperado transparante para a captura de imagens do corpo de prova usando uma câmera CCD (charged couple device) de alta resolução da Sony modelo XCD-SX900 (1280 x 960 pixels) e tamanho do pixel de 4,65 μ mx 4,65 μ m com lentes C-Mount 10xZoom fixada a um distância constante do aparato. A temperatura durante os testes foi controlada com o auxilio de 2 termopares do tipo K ligados ao termômetro TD 880 da Icel Manaus e os dados foram armazenados no computador. O arranjo experimental pode ser observado na Fig. 3.

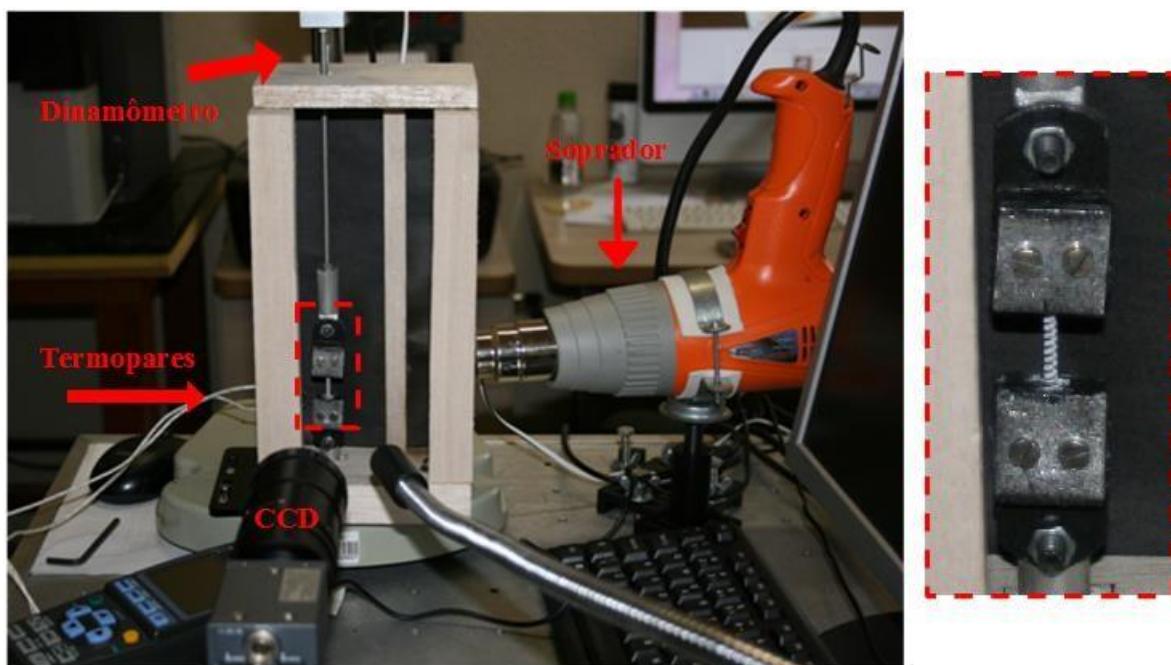


Figura 3. Aparato experimental utilizado.

Os testes foram realizados com três comprimentos iniciais diferentes do corpo de prova, conforme Tab. 1. Cada tipo de CP foi testado 5 vezes.

Tabela 1. Relação de medidas dos corpos de prova

Tipo de corpo de prova	Tamanho inicial (mm)	Deformação aplicada (%)
Tipo 1	20	50
Tipo 2	15	50
Tipo 3	10	50

Inicialmente no procedimento experimental todos os corpos de prova foram deformados 50% a temperatura ambiente, de 25°C, no interior do aparato. Com o auxilio do Soprador Térmico DK-1160 da Dekel, a temperatura da câmera contendo o corpo de prova foi elevada da temperatura ambiente até 120 °C. Para obter um comportamento similar do soprador e uma taxa de aumento de temperatura para todos os testes, o intervalo entre os testes foi de 1 hora. Durante o ensaio, a câmera de alta resolução capturou imagens a cada 5 segundos do corpo de prova.

As imagens aquisitadas foram processadas usando um programa de Correlação de Imagens Digitais, objetivando a obtenção dos campos de deslocamento do CP durante o ciclo térmico. Com os campos de deslocamento gerados foram obtidos a deformação e rotação dos corpos de prova. Para tal, os corpos de prova foram submetidos a uma pintura branca em toda sua extensão seguido da aplicação de spray preto gerando assim, um padrão aleatório ilustrado na Fig.4. Este programa consiste na comparação de imagens antes e depois de uma deformação ser imposta a um corpo de prova. Mais informações sobre o método podem ser encontradas em Schreier *et al* (2009). Neste trabalho a sub-imagem de referência possuía 21 x 21 pixels nos Tipos de corpo de prova 1 e 2, e no Tipo 3, 31 x 31 pixels ; e a sub-imagem de busca, 51 x 51 pixels nos Tipos 1 e 2, e 61 x 61 pixels no Tipo 3.

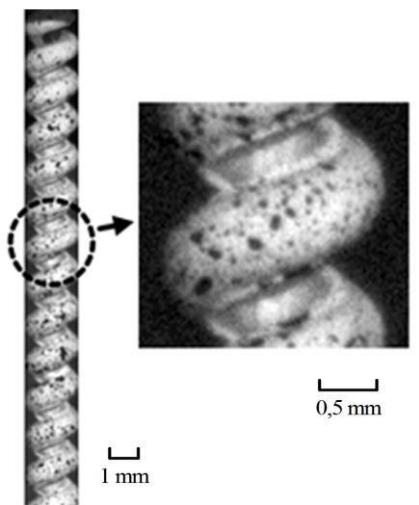


Figura 4. Corpo de prova com padrão aleatório monocromático para realização da Correlação de Imagens Digitais.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Fig. 5 ilustra a variação da temperatura com o tempo e na Fig. 6 a variação da taxa de aquecimento e resfriamento em relação ao tempo de todos os testes realizados. Pode-se observar que o aumento da temperatura e a taxa de aumento de temperatura são fortemente dependentes do comportamento do soprador em cada teste, sendo que este não apresentou velocidade de aquecimento e resfriamento similar nos testes em relação ao tempo.

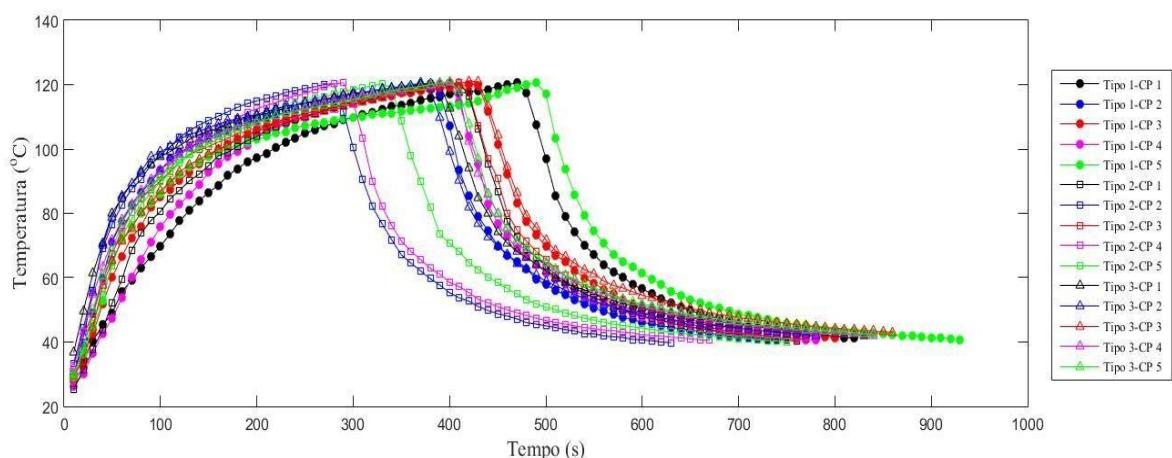


Figura 5. Variação da temperatura em relação ao tempo em cada teste realizado.

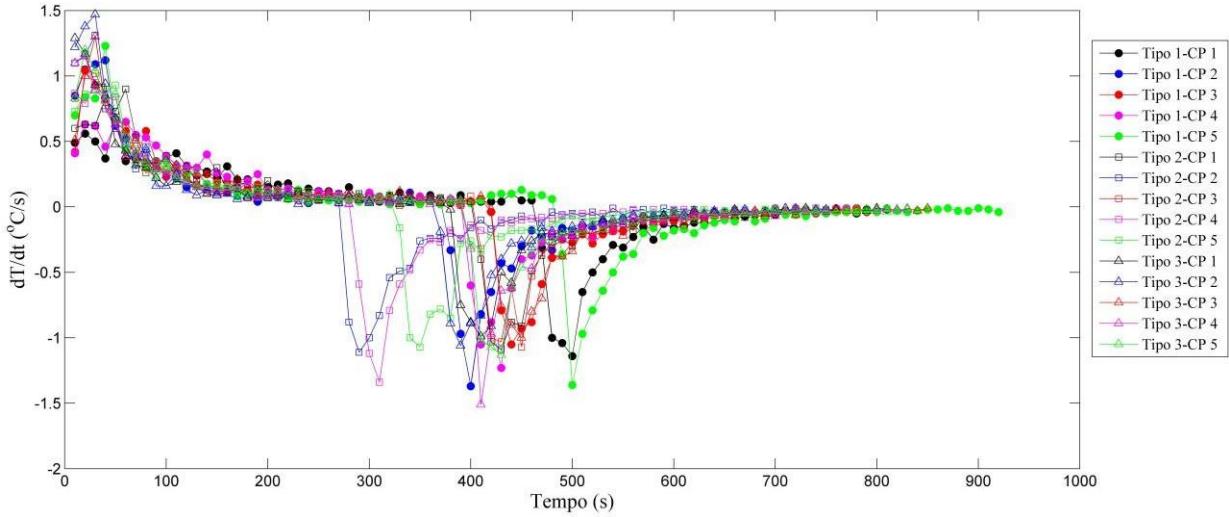


Figura 6. Variação da taxa de aquecimento em relação ao tempo em cada teste realizado.

Apesar da atuação do soprador ter variado, os picos de temperatura foram atingidos no intervalo de 300 a 500 (Fig. 5) segundos aproximadamente, as curvas do ciclo de aquecimento e de resfriamento possuem comportamento semelhante como é mostrado na Fig. 7. Nesta figura a evolução da temperatura durante todos os testes é mostrada em relação a um período normalizado calculado pela razão do tempo de teste total com o tempo equivalente a máxima temperatura.

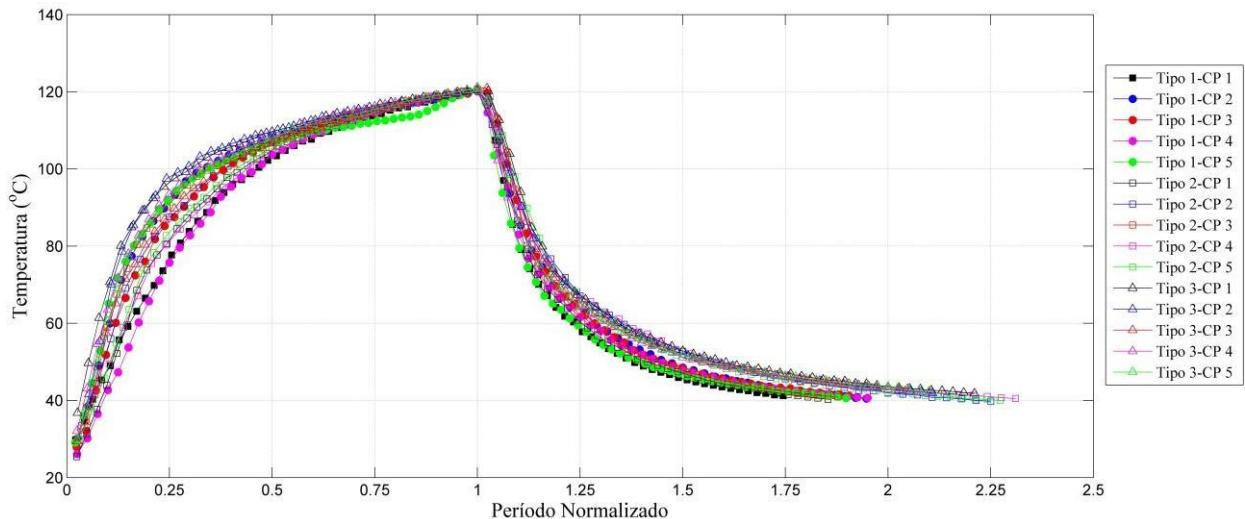


Figura 7. Curva da variação da temperatura em relação ao período normalizado em cada teste.

O comportamento similar entre os testes realizados apresentado na Fig. 7 pode também ser observado na Fig. 8, que representa a taxa de temperatura em relação ao período normalizado no ciclo de aquecimento e de resfriamento. Na Fig. 8 verifica-se grande mudança na taxa de variação da temperatura em relação ao tempo nos ponto de 0.25 e 1.25 de período normalizado, o primeiro representa a temperatura de aproximadamente 80°C no ciclo de aquecimento e o segundo, no ciclo de resfriamento, a temperatura apoximada de 80°C.

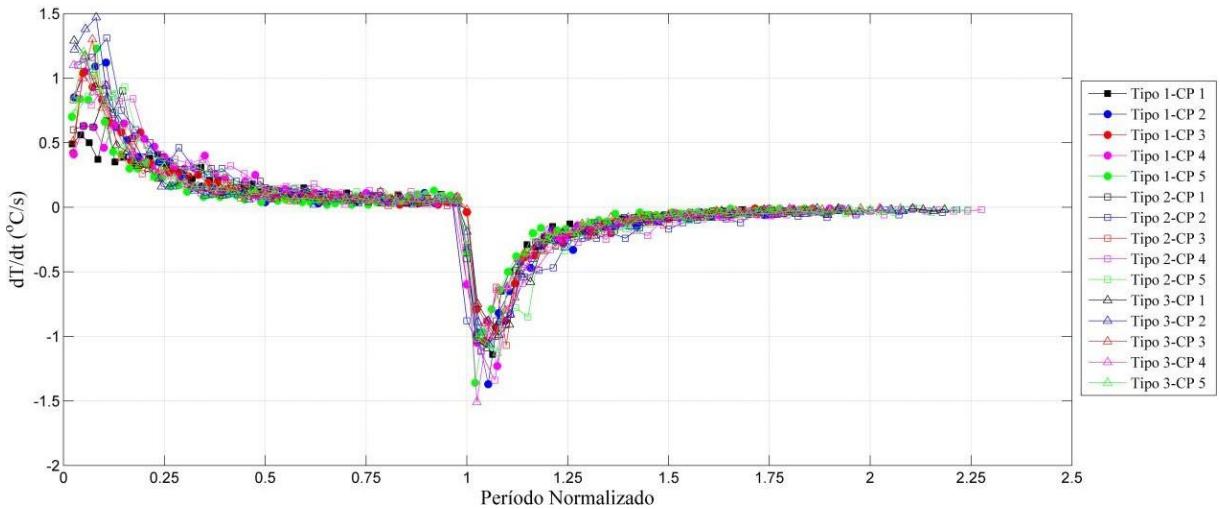


Figura 8. Curva da taxa aquecimento em relação ao período normalizado em cada teste.

Na Fig. 9 são mostrados os resultados da rotação média em função da temperatura, para os três tipos de CPs, associados aos ciclos apresentados na Fig. 6. A rotação do corpo de prova durante o aquecimento é ilustrada na Fig. 9

a). É possível constatar pouca variação na rotação até a faixa de temperatura entre 40°C e 50°C, neste intervalo se encontra a temperatura de transição vítreo do nylon (McIntyre, 2005). Um grande aumento na rotação ocorre a partir de 80°C que pode ser associado com taxa de aquecimento dos testes se tornar constante nesta faixa, conforme Fig 8. É possível observar que a rotação do corpo de prova aumenta na medida que o tamanho inicial do corpo de prova é reduzido. A Fig. 9 b) ilustra a rotação média em função da temperatura no ciclo de resfriamento. Verifica-se que a rotação se manteve aproximadamente constante entre 120°C até a faixa de temperatura de 80°C e 90°C, sendo seguida de uma queda acentuada no intervalo de 40°C-50°C; esta conduta também pode ser associada à mudança na taxa de aquecimento observada na Fig. 8.

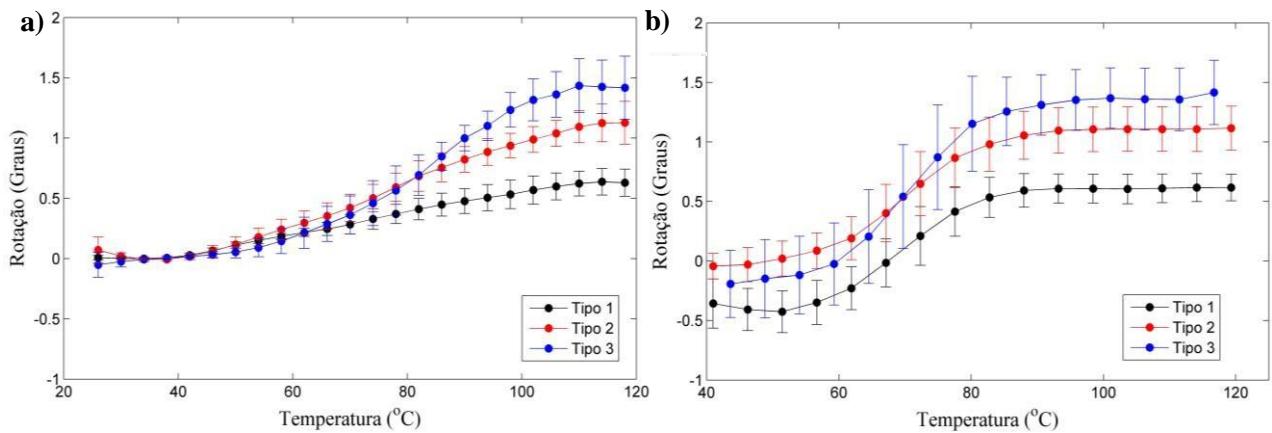


Figura 9. a) Curva de rotação média do CP em relação a temperatura no aquecimento, b) Curva de rotação média do CP em relação a temperatura no resfriamento.

A Fig. 10 mostra a evolução da deformação longitudinal média em y dos corpos de prova em relação a temperatura. Observar-se que a deformação é baixa no intervalo de 25°C a 50°C na Fig. 10 a) que representa o ciclo de aquecimento. O pico de deslocamento médio durante o aquecimento se encontra na faixa de 80°C a 90°C, seguido por uma queda; sendo que os corpos de prova do tipo 2 e 3 apresentam deformação média negativa a partir de 100°C. No ciclo de

aquecimento foi constatado que o tipo de CP com maior deformação média foi o tipo 1 seguido pelo tipo 3 na faixa de 80°C a 120°C. O tipo 2 apresentou os menores valores de deformação na mesma faixa.

O ciclo de resfriamento pode ser verificado na Fig. 10 b). O deslocamento médio se manteve constante na faixa de 90°C a 120°C, a partir da temperatura de aproximadamente 90°C todos os corpos de prova apresentaram um aumento no deslocamento. A maior deformação no ciclo de resfriamento ocorreu no final do teste na temperatura de 40°C.

Os atuadores de nylon desenvolvidos por Haines et al (2014) se baseiam em dois fenômenos termo-mecânicos do nylon: uma grande expansão térmica anisotrópica, e o efeito da memória de forma do polímero (Kianzad, 2015). As espiras quando aquecidas tendem a desenrolar parcialmente, este fato é devido a um coeficiente termal de expansão radial positivo e ao coeficiente termal de expansão axial negativo (Cherubini, 2015; Moretti, 2015; Aziz, 2015; Kianzad, 2015; Mirvakili, 2015; Haines, 2014).

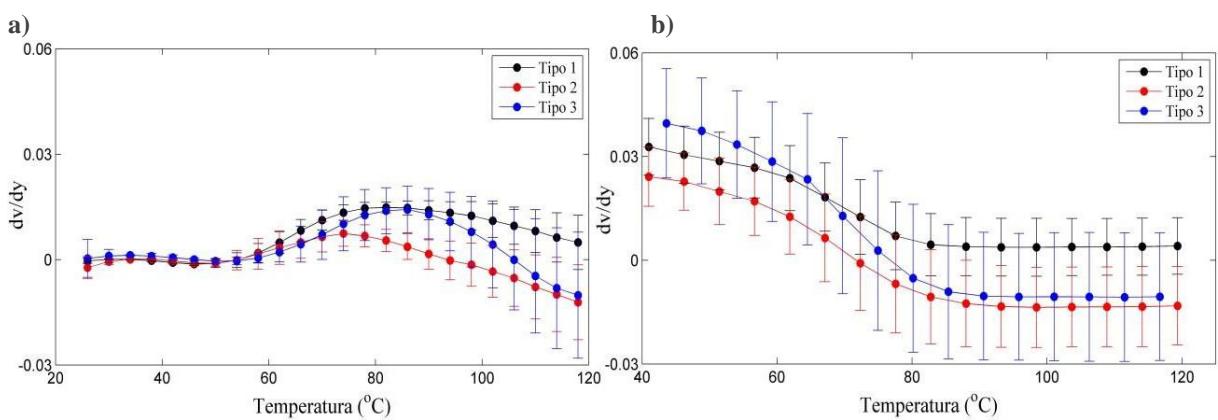


Figura 10. a) Curva de deformação média do CP em relação a temperatura no aquecimento, b) Curva de deformação média do CP em relação a temperatura no resfriamento.

4. CONCLUSÕES

Este trabalho teve como objetivo a investigação de uma nova categoria de atuadores termo-mecânicos fabricados de monofilamentos de nylon de pesca. Os corpos de prova, fabricados de fios de nylon 0,8 mm, foram testados com três diferentes comprimentos iniciais iguais a 20 mm, 15 mm e 10 mm. Os corpos de prova sofreram uma deformação inicial de 50% seguido de um ciclo de aquecimento (30° até 120°C) e resfriamento (120°C até 40°C). Imagens dos corpos de prova foram adquiridas durante o ensaio e através do pós-processamento destas imagens foram obtidos a rotação e deformação. A partir dos resultados pode-se observar que o aumento da rotação foi inversamente proporcional ao tamanho inicial do corpo de prova. O mesmo comportamento não foi observado em relação a deformação do corpo, dado que foi constatada pouca variação com a mudança do tamanho inicial dos CPs. Este trabalho tem caráter preliminar, mas testes serão realizados futuramente.

5. AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer ao apoio financeiro das agências de financiamento do governo brasileiro FAPERJ, Capes e CNPq.

6. REFERÊNCIAS

- Aziz, Shazed, et al. "Characterisation of torsional actuation in highly twisted yarns and fibres." *Polymer Testing* 46 (2015): 88-97.
- Cherubini, Antonello, et al. "Experimental characterization of thermally-activated artificial muscles based on coiled nylon fishing lines." *AIP Advances* 5.6 (2015): 067158.
- Chun, Kyoung-Yong, et al. "Hybrid carbon nanotube yarn artificial muscle inspired by spider dragline silk." *Nature communications* 5 (2014).
- Haines, Carter S., et al. "Artificial muscles from fishing line and sewing thread." *science* 343.6173 (2014): 868-872. Huber, J. E., N. A. Fleck, and M. F. Ashby. "The selection of mechanical actuators based on performance indices."
- Proceedings of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences. Vol. 453. No. 1965. The Royal Society, 1997.
- Kianzad, Soheil, et al. "Nylon coil actuator operating temperature range and stiffness." *SPIE Smart Structures and Materials+ Nondestructive Evaluation and Health Monitoring*. International Society for Optics and Photonics, 2015.
- Kim, Shi Hyeong, et al. "Harvesting temperature fluctuations as electrical energy using torsional and tensile polymer muscles." *Energy & Environmental Science* 8.11 (2015): 3336-3344.
- Kwon, Cheong Hoon, et al. "Torsional behaviors of polymer-infiltrated carbon nanotube yarn muscles studied with atomic force microscopy." *Nanoscale* 7.6 (2015): 2489-2496.
- Lima, Márcio D., et al. "Electrically, chemically, and photonically powered torsional and tensile actuation of hybrid carbon nanotube yarn muscles." *Science* 338.6109 (2012): 928-932.
- Madden, John DW, et al. "Artificial muscle technology: physical principles and naval prospects." *Oceanic Engineering, IEEE Journal of* 29.3 (2004): 706-728.
- Majidi, Carmel. "Soft robotics: a perspective—current trends and prospects for the future." *Soft Robotics* 1.1 (2014): 5- 11.
- McIntyre, J. Eric, ed. *Synthetic fibres: nylon, polyester, acrylic, polyolefin*. Taylor & Francis US, 2005.
- Mirfakhrai, Tissaphern, John DW Madden, and Ray H. Baughman. "Polymer artificial muscles." *Materials today* 10.4 (2007): 30-38.
- Mirvakili, Seyed M., et al. "Simple and strong: Twisted silver painted nylon artificial muscle actuated by Joule heating." *SPIE Smart Structures and Materials+ Nondestructive Evaluation and Health Monitoring*. International Society for Optics and Photonics, 2014.
- Moretti, Giacomo, et al. "Experimental characterization of a new class of polymeric-wire coiled transducers." *SPIE Smart Structures and Materials+ Nondestructive Evaluation and Health Monitoring*. International Society for Optics and Photonics, 2015.
- Schreier, Hubert, Jean-José Orteu, and Michael A. Sutton. *Image correlation for shape, motion and deformation measurements*. Springer US, 2009.
- Sharafi, Soodabeh, and Guoqiang Li. "A multiscale approach for modeling actuation response of polymeric artificial muscles." *Soft matter* 11.19 (2015): 3833-3843.
- Wu, Lianjun, et al. "Nylon-muscle-actuated robotic finger." *SPIE Smart Structures and Materials+ Nondestructive Evaluation and Health Monitoring*. International Society for Optics and Photonics, 2015.
- Yip, Michael C., and Gunter Niemeyer. "High-performance robotic muscles from conductive nylon sewing thread." *Robotics and Automation (ICRA), 2015 IEEE International Conference on*. IEEE, 2015.
- Yuan, Jinkai, and Philippe Poulin. "Fibers Do the Twist." *science* 343.6173 (2014): 845-846.
- Zupan, Marc, Mike F. Ashby, and Norman A. Fleck. "Actuator Classification and Selection—The Development of a Database*." *Advanced Engineering Materials* 4.12 (2002): 933.

7. RESPONSABILIDADE AUTORAL

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho.

TERMO-MECHANICAL BEHAVIOR OF COILED NYLON FISHING LINES

S. S. Mendes, smendes@id.uff.br¹

L. C. S. Nunes, luizcsn@id.uff.br¹

¹ Laboratório de Opto-Mecânica (LOM), Universidade Federal Fluminense (UFF), Rua Passo da Pátria, 156, Bloco E, Sala 216, Niteroi, RJ, CEP 24210-240, Brasil

Abstract. The aim of this paper is to investigate the thermo-mechanical behavior of coiled nylon fishing lines submitted to a pre-deformation of 50% and heating cycle, 30°C up to 120°C, followed by a cooling cycle, 120°C until 40°C. In the experimental procedure, a coiled line was pre-stretched holding the distance between its ends constant and was subjected to different temperatures (range from 30 to 120°C). During the tests, images of coiled line were captured every 5 seconds. A Digital Image Correlation software was used to attain/obtain the displacement fields. The rotation and the deformation of the specimens were estimated with displacement fields. Samples of coiled line were analyzed considering distinct initial lengths. The rotation of these coiled lines depends on the initial length, and the deformation was not affected by it.

Keywords: Artificial Muscle, fishing line, Mechanical Behavior, DIC method

Agência Brasileira ISBN
ISBN: 978-65-84610-65-1