

DESENVOLVIMENTO DE UMA METODOLOGIA PARA ANÁLISE DE FADIGA IN-VITRO DE STENTS PARA USO EM ANALIZADORES DINÂMICO-MECÂNICOS (DMA)

Caio Laert Vicente da Silva ⁽¹⁾ (caiolaertvi05@gmail.com), João Victor de Queiroz Marques ⁽¹⁾ (vtmarques@gmail.com), Wanderley Ferreira Amorim Júnior ⁽¹⁾ (wanderley.ferreira@ufcg.edu.br)

⁽¹⁾ Universidade Federal de Campina Grande; Departamento de Engenharia Mecânica.

RESUMO: A arteriosclerose é uma condição que provoca o endurecimento e fechamento dos vasos sanguíneos devido ao acúmulo de gordura, afetando os vasos sanguíneos. Um tratamento comum é a angioplastia com stent, onde um dispositivo metálico é implantado para manter os vasos abertos. Os stents, feitos de metais como aço inox e ligas de níquel-titânio, são produzidos com técnicas de usinagem e polimento. Apesar de amplamente utilizados, é crucial melhorar sua confiabilidade, especialmente a resistência a forças radiais para evitar o fechamento dos vasos. Testes de fadiga em stents são realizados em simuladores que replicam condições reais, incluindo fadiga pulsátil, axial, por flexão e torção, além de simulações in-vitro para medir deformações e durabilidade. A metodologia de teste inclui o uso de garras de compressão radial, baseadas no modelo da Universidade de Waseda, para aplicação em Analisadores Dinâmico-Mecânicos (DMA). Essas garras são projetadas e fabricadas via simulações computacionais para garantir resistência e funcionalidade. Testes preliminares com tubos simuladores de stent demonstraram eficácia das garras e capacidade de reproduzir condições biomecânicas reais. Os stents mantiveram sua integridade estrutural após repetidos ciclos de compressão, mostrando avanços na metodologia de teste, avaliando a resistência dos stents para garantir sua eficácia clínica a longo prazo.

PALAVRAS-CHAVE: ANÁLISE DE FADIGA, DMA, STENT.

DEVELOPMENT OF A METHODOLOGY FOR IN-VITRO STENT FATIGUE ANALYSIS FOR USE IN DYNAMIC-MECHANICAL ANALYZERS (DMA)

ABSTRACT: Atherosclerosis is a condition that causes the hardening and narrowing of blood vessels due to the buildup of fat, affecting the blood vessels. A common treatment is stent angioplasty, where a metallic device is implanted to keep the vessels open. Stents, made from metals such as stainless steel and nickel-titanium alloys, are produced using machining and polishing techniques. Despite their widespread use, it is crucial to improve their reliability, especially their resistance to radial forces to prevent vessel closure. Fatigue tests are conducted in simulators that replicate real conditions, including pulsatile, axial, bending, and torsional fatigue, as well as in-vitro simulations to measure deformations and durability. The testing methodology includes the use of radial compression jaws, based on the Waseda University model, for application in Dynamic Mechanical Analyzers (DMA). These jaws are designed and manufactured using computational simulations to ensure strength and functionality. Preliminary tests with stent simulator tubes demonstrated the effectiveness of the compression jaws and their ability to reproduce real biomechanical conditions. The stents maintained their structural integrity after repeated compression cycles, showing advances in testing methodology, evaluating the stent resistance to ensure their long-term clinical efficacy.

KEYWORDS: FATIGUE ANALYSIS, DMA, STENT.

1. INTRODUÇÃO

A arteriosclerose é uma doença que leva ao endurecimento, fechamento e enfraquecimento dos vasos sanguíneos. A doença ocorre devido a um depósito de gordura nesses vasos e pode acometer qualquer vaso sanguíneo, sendo os mais frequentes: artéria aorta (principal vaso do corpo humano), artérias coronárias (as que irrigam o coração), artérias cerebrais (as que irrigam o cérebro) e as artérias periféricas (as que irrigam braços e pernas). A angioplastia com *stent* é um método muito utilizado no tratamento dessa doença (MEDICINENET). O procedimento é relativamente simples e pouco invasivo, e consiste em introduzir o *stent* pré-montado em um balão expansível o qual é posicionado no local do estreitamento da artéria. O balão é insuflado, esvaziado e depois retirado, permanecendo no local apenas o implante metálico.

Os *stents* coronários são estruturas tubulares, confeccionadas em metal no formato de malha que tem a propriedade de se manter expandido após retirar a pressão do balão de entrega. Esses elementos são constituídos de diferentes tipos de metais, e dentre os mais conhecidos estão o aço inox, ligas de níquel-titânio e ligas de cromo-cobalto (Araújo, 1996). Para a confecção dos *stents*, são utilizados diferentes processos de fabricação, muitos dos quais utilizam Comando Numérico Computadorizado (CNC), que fazem a usinagem controlada da peça metálica de acordo com um modelo digital. A peça sai do equipamento com a aparência definitiva do *stent*, e em seguida é submetida a um processo de decapagem por meio de um banho ácido para retirada da oxidação superficial surgida da usinagem. Em seguida, o *stent* sofre um tratamento térmico em alto vácuo para alívio das tensões e ajuste do tamanho dos grãos da liga utilizada. Com isso, o *stent* adquire características mecânicas apropriadas, como flexibilidade e expansibilidade. A etapa posterior consiste em um eletropolimento ou polimento eletroquímico com a finalidade de executar um ajuste dimensional das hastes que formam a malha do *stent* e deixar a superfície polida (Vasconcelos, 2010).

O *stent* é um dispositivo médico definido como “um tubo curto e estreito, de metal ou polímero, normalmente em forma de rede, que é inserido ao lúmen de um vaso anatômico (como uma artéria ou um duto biliar) especialmente para manter aberta uma passagem previamente bloqueada, total ou parcialmente.” (MERRIAN, 2012). O nome foi dado em homenagem a Charles R. Stent (1845-1901), um dentista inglês notável por introduzir avanços tecnológicos na sua área (MEDICINENET). A qualificação das propriedades mecânicas dos *stents* tem sido baseada nas propriedades do material de que é constituído ou em qualificar o sistema de entrega. Análises de compressão radial e tenacidade são propriedades da estrutura do *stent*, mas não servem para indicar a durabilidade dele.

Na prática, o *stent* é expandido até ficar pressionando a parede do vaso sanguíneo. O cateter de entrega é constituído para proporcionar uma distribuição uniforme de força e consequentemente uma uniformidade de diâmetro no *stent*. Como essa estrutura fica em permanente contato com o

vaso sanguíneos, é de se esperar que ela sofra uma compressão e expansão com uma frequência igual à dos batimentos cardíacos. Os novos estudos de fadiga são desenvolvidos para melhor reproduzir as condições de funcionamento e determinar se a estrutura permanece funcional ao longo de sua vida útil. Aos olhos da medicina, um implante vascular deve garantir uma sobrevida ao paciente de 10 anos. Um tempo de fadiga equivalente a esses 10 anos é um critério aceitável para avaliar a aplicação do stent como um elemento biomecânico de caráter vascular. Teoricamente, os stents comercializados atendem a um padrão de 380×10^6 ciclos e são adequados a serem utilizados em intervenções vasculares (Okamoto, 2009). Esta durabilidade pode ser avaliada em laboratório com uma bancada de testes. O objetivo de uma bancada de testes é criar em laboratório um modelo fiel da estrutura e comportamento dinâmico do stent no corpo humano. Ficou estabelecido diante da comunidade médica que uma vida útil de 10 anos proporciona ao stent uma condição de “testado com sucesso”, assim essa bancada deve imprimir deformações típicas aos 10 anos de vida do elemento. O teste é considerado satisfatório se o elemento resistir a todo o ciclo sem fraturas (Okamoto, 2009).

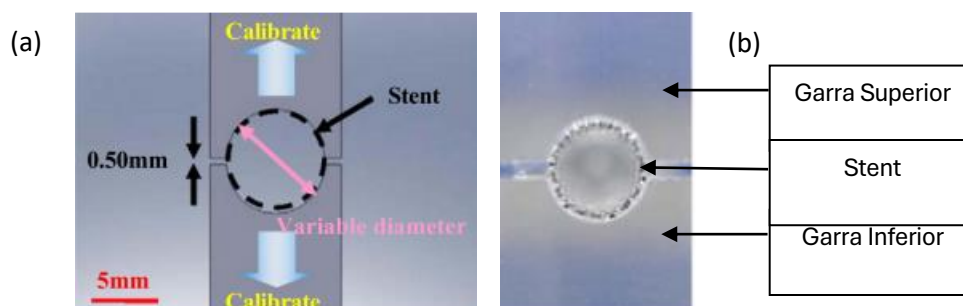
Para avaliar a confiabilidade de componentes do tipo stent é necessário realizar uma caracterização do material e a determinação das curvas de vida de fadiga. A caracterização do material consiste em determinar as suas propriedades mecânicas. Neste caso é possível assumir que as propriedades são homogêneas e uniformes. No caso do stent pode se admitir que suas propriedades são homogêneas mesmo com elevada redução de seção em alguns pontos e diferentes tamanhos de grão da estrutura. O desenvolvimento das curvas de fadiga, ou curvas s-n requer que o material esteja com os mesmos tratamentos superficiais. Isto implica que o material deve ter sido usinado, tratado termicamente, eletropolido e esterilizado para que as curvas de fadiga sejam fiéis ao stent. Para os testes de fadiga, são construídos, a laser, um elemento com as dimensões de um elo do stent e processados, colocado em um ciclo de tensão e compressão até romper. Esta pode ser a melhor configuração para representar o perfil do stent (Peltron, 2003). Para o trabalho, foi realizada uma simulação de comportamento do stent in-vitro. *Simulação in-vitro* – são testes realizados em bancada pelos quais é possível avaliar quantitativamente os stents comerciais. É possível impor carregamentos ao stent de diferentes formas e medir as respectivas deformações (Okamoto, 2009). Nesses testes são realizados com temperatura de 37° e com a presença de fluidos salinos para melhor reproduzir as condições biomecânicas humanas.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Escolha das Configurações das Garras para Ensaio de Compressão Radial em Stent Modelo Waseda University Tipo Tubo

Estas garras foram desenvolvidas na Waseda University, e foram testadas por (Okamoto, 2009) para a determinação da força radial em stents. Tem os mesmos objetivos das garras tipo pente, a diferença está na eliminação dos inconvenientes que surgiram no método. Esta garra consiste em um suporte tubular onde o stent se acomodará, e de uma folga conhecida entre as garras, de modo a estabelecer a deslocamento máximo da garra móvel. Para este método, foi observado o inconveniente de que para cada diâmetro nominal do stent deve-se ter um novo par de garras, ou adaptar um jogo de semicírculos intercambiáveis do diâmetro do stent desejado. Baseado nos modelos apresentados de garras para compressão radial apresentados na literatura, e de acordo com a disponibilidade técnica que nos foi apresentada e relativa facilidade de fabricação, escolhemos nos basear nas Garras de Compressão Radial de Stent modelo Waseda University Tipo Tubo (Figura 1) para propor uma adaptação ao Analisador Dinâmico-Mecânico, do inglês, Dynamic-Mechanic Analyzers (DMA), possível de realizar testes de fadiga combinada nos stents.

FIGURA 1. (a) Esquema das Garras para Compressão Radial de Stent Modelo Waseda University Tipo Tubo e as (b) Garras desenvolvidas.



Fonte: Okamoto (2009).

2.2. Projeto Conceitual das Garras para Ensaios de Compressão Radial em Stent para uso em DMA

A partir do modelo de garra escolhido anteriormente, torna-se necessário conhecer a estrutura do DMA, que por sua vez, é o modelo Q800, da marca TA Instruments, com o intuito de determinar as dimensões e as limitações necessárias para o desenvolvimento das garras. Na Figura 2, é

mostrado um suporte utilizado para realização de ensaios de flexão (Dual Cantilever) no DMA, juntamente com os principais sistemas que a compõem, no qual é possível fazer uma adaptação para a realização de ensaios de fadiga em stents.

Figura 2. Suporte para amostras do tipo *Cantilever* para uso em DMA.



Fonte: Okamoto (2009).

A Figura 3, mostra com maiores detalhes a parte móvel do suporte, no qual para a concepção das garras para ensaios de fadiga em stent foi necessário o conhecimento da distância entre os furos da barra de união dos pinos guias, para poder projetar o modo de fixação das garras superiores, e a substituição da barra de união dos pinos guias e da braçadeira, pela garra superior desenvolvida para ensaios de compressão radial em stent.

Foi denominada de Garra Waseda as concepções feitas baseadas nas garras para compressão modelo INSTRON de Compressão Radial de Stent modelo Waseda University Tipo Tubo.

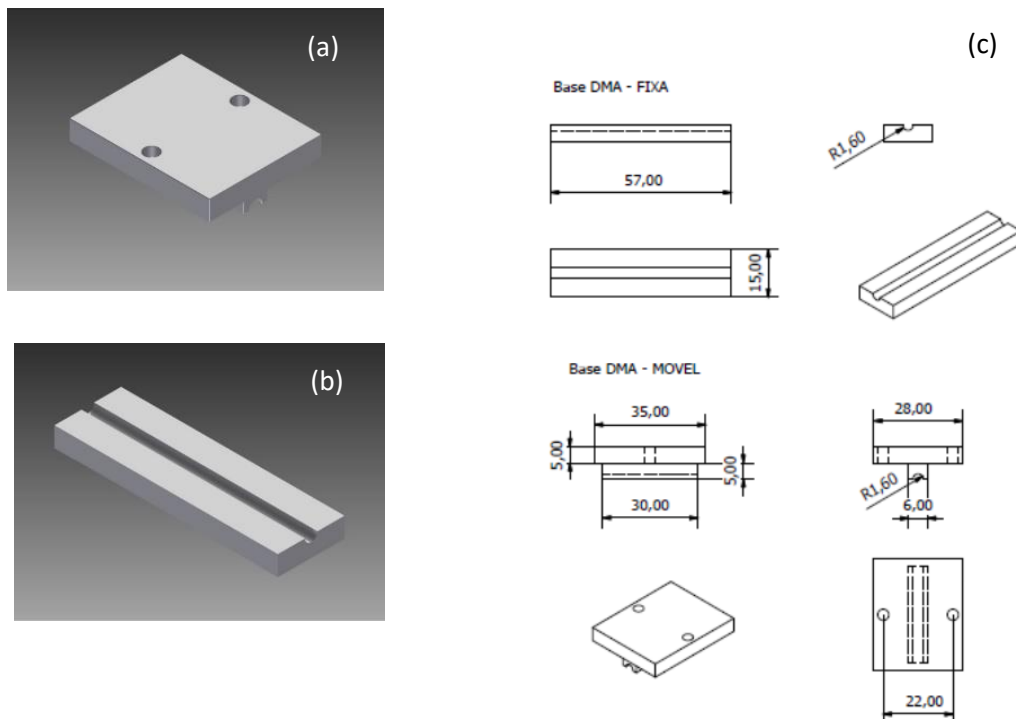
Figura 3. Parte Móvel do Suporte.



Fonte: Autoria própria (2012).

Nas Figuras 12(a) e 12(b) são mostrados, respectivamente, os croquis referentes às Garras Inferiores e Superiores Waseda para a realização de Ensaios de Fadiga in-vitro do Stent para uso em DMA.

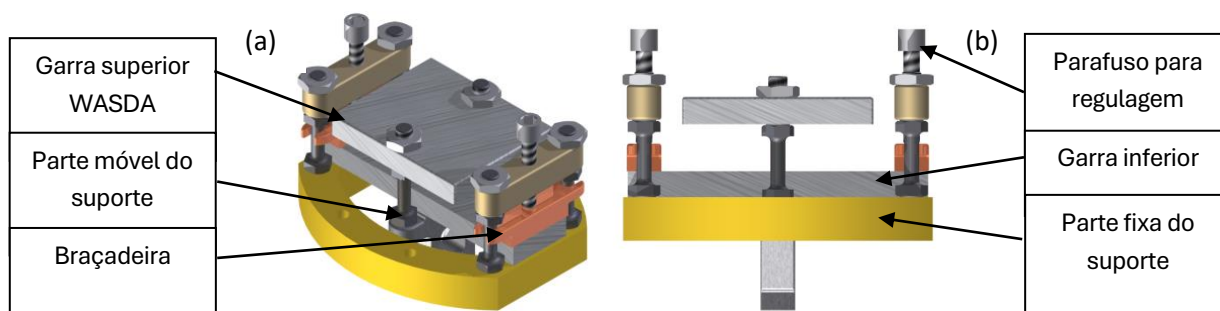
Figura 4. (a) Projetos da garra superior Waseda. (b) Garra inferior Waseda. (c) Desenho Técnico.



Fonte: Autoria própria (2012).

A Figura 5, mostra a fixação da Garra Superior Waseda por parafusos na parte móvel do suporte Dual Cantilever, e a fixação da Garra Inferior Waseda feita através de braçadeiras reguláveis por parafusos na parte fixa do suporte.

Figura 5. (a) Vista isométrica da montagem das Garras Waseda. (b) Vista lateral da montagem das Garras Waseda.



Fonte: Autoria própria (2012).

2.3. Projeto Preliminar das Garras para Ensaio de Fadiga em Stent para uso em DMA

Para a realização da simulação das garras do tipo Waseda, foi utilizado o software Autodesk Inventor 2011, onde foi feita análise de tensões e a seleção das melhores dimensões para as garras para ensaios de compressão radial em stents projetadas.

Para o critério de seleção das espessuras foi estabelecido que a tensão máxima da garra não deve ultrapassar 10% da tensão de escoamento do material da garra, e que a deformação específica não deve ficar abaixo de 0,1mm.

Considerando o aço com tensão de escoamento de 200 Mpa, e que a força máxima aplicada é de 18N. As peças foram dimensionadas como vigas em flexão, que é o modelo que melhor representa.

Para isso, utiliza-se o cálculo da deflexão máxima de uma viga com carga aplicada no centro (Hibbeler, 2010). Onde a deflexão máxima (δ_{st}) é função do carregamento (P), do comprimento da viga (L), do módulo de elasticidade do material (E) e do momento de inércia da seção. Essa função é expressa como:

$$\delta_{st} = -\frac{PL^3}{48EI} \quad (1)$$

Como o perfil do componente é de um retângulo menos um semicírculo, o momento de inércia I pode ser calculado pelo teorema dos eixos paralelos, onde a Equação 2 se refere ao perfil retangular e a Equação 3 ao semicircular:

$$\bar{I}_x = \frac{bh^3}{12} \quad (2)$$

$$\bar{I}_x = 0,1098r^4 \quad (3)$$

Utilizando as dimensões reais da peça, um carregamento de 18N, o módulo de elasticidade do aço e o momento de inércia estimado pelo teorema dos eixos paralelos (Hibbeler, 2010), pode-se estimar a espessura mínima para uma deflexão estática máxima de 0,1mm. A dimensão calculada é de 0,84mm.

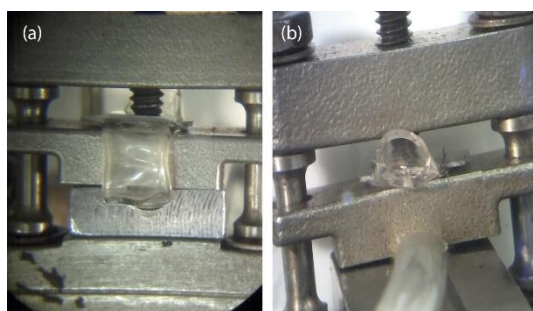
2.4. Projeto Detalhado das Garras para Ensaios de Compressão Radial em Stent

As garras tipo Waseda desenvolvidas para ensaios de compressão radial em stent foram fabricadas na Oficina Mecânica do Centro de Formação Profissional Professor Stênio Lopes CFPSL-SENAI/PB, e o material utilizado para sua confecção foi um aço comum. A barra de aço foi cortada por uma serra a arco em duas unidades, com as dimensões aproximadas as que eram desejadas. Foram levadas para uma fresadora universal onde se deu toda a usinagem da peça.

2.5. Montagem do Ambiente Corrosivo Utilizado no Ensaio de Fadiga In-vitro no Stent

A vedação do tubo foi feita como mostra a Figura 6 (a). Com as suas duas extremidades sendo presas na parte fixa da garra proporcionando o aprisionamento do sangue artificial dentro do tubo sem a necessidade da utilização de cola.

Figura 6. Detalhe da fixação do mock visto por dentro (a) e por fora (b) da garra Waseda.



Fonte: Autoria própria (2012).

Foi utilizado o método de rampas de deslocamento, presente no software do aparelho com os parâmetros obtidos anteriormente e o teste foi feito a uma frequência inicial de 0,8Hz.

2.6. MEV Realizado no Stent Ensaiado

Foi realizado um MEV (Microscopia Eletrônica de Varredura) antes de submeter o stent ao teste de fadiga in-vitro e outro depois para que fosse possível avaliar os efeitos causados. As imagens constam na área de resultados.

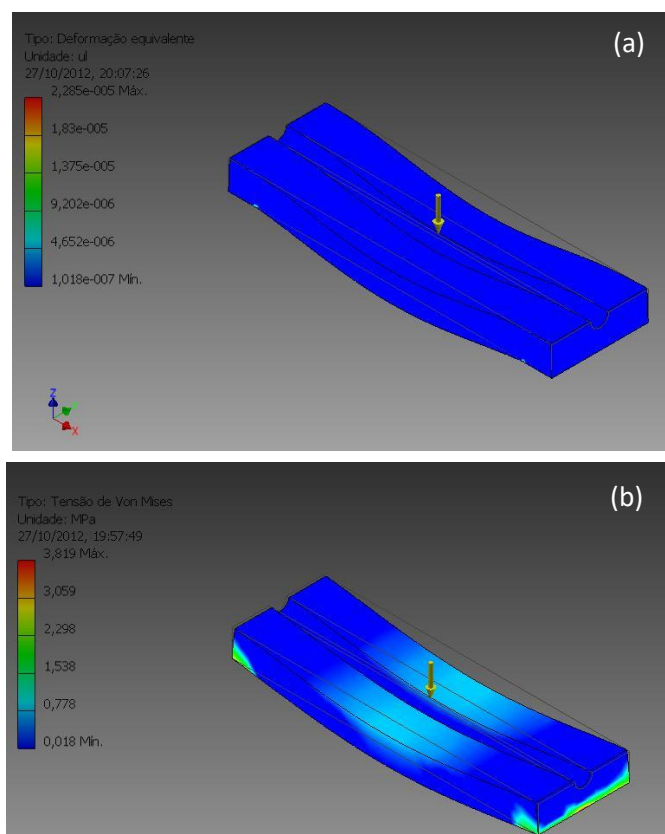
3. RESULTADOS

3.1. Simulação em Software

Para a simulação na garra inferior Waseda, foi aplicada a força máxima que o DMA pode reproduzir que é de 18N, e considerando como sendo barras bi-engastadas com carga concentrada. As simulações foram realizadas para espessuras de 2, 3, 4 e 5 mm e o material é o aço, que possui tensão de escoamento de 207 Mpa, no software Autodesk Inventor 2011.

A Figura 7(a) mostra a distribuição de tensão distribuída pela parte inferior da Waseda quando aplicada uma força de 18N, e a Figura 7(b) mostra a deformação sofrida.

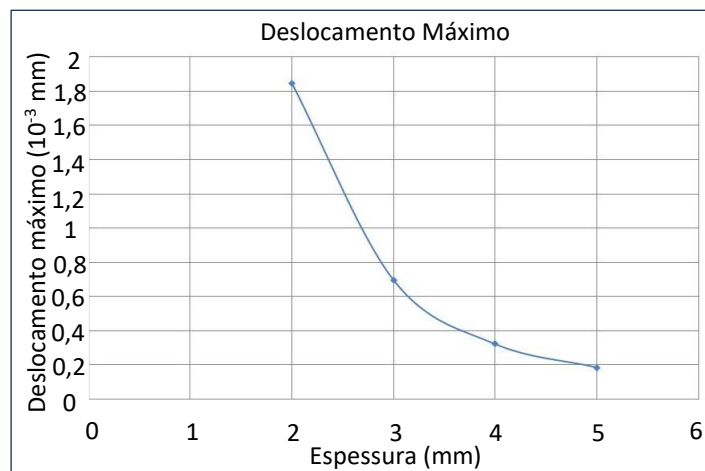
Figura 7. (a) Distribuição de tensão e a (b) Deformação equivalente sofrida pela parte inferior da Garra Waseda para uma espessura de 5 mm e força aplicada de 18N.



Fonte: Autoria própria (2012).

A Figura 8, mostra o gráfico da deformação em função da mudança de espessura quando a força aplicada na parte inferior da garra Waseda é de 18N.

Figura 8: Gráfico da deformação em função da mudança de espessura na parte inferior da garra Waseda quando aplicada uma força de 18N.



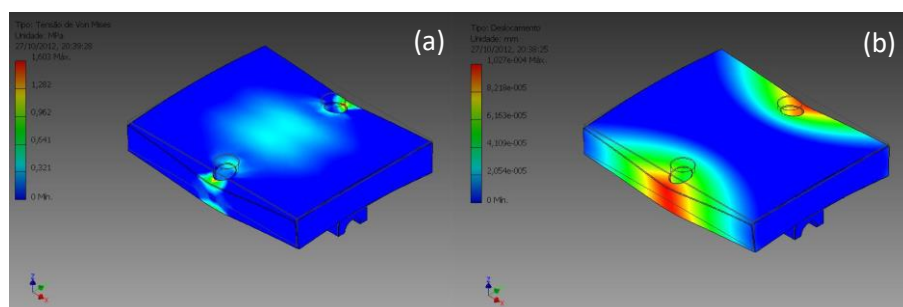
Fonte: Autoria própria.

Com base nas informações obtidas nas simulações e nos gráficos gerados, foi observado que todas as espessuras de 3, 4 e 5 mm atenderam aos critérios de escolha da espessura. A espessura escolhida para a fabricação da parte inferior da garra Waseda é de 5mm, por ser uma dimensão que melhor acomodaria o conjunto stent-mock.

Para a simulação da parte superior da garra Waseda, foi considerada a mesma como sendo bi-engastadas pelos furos de fixação com carga concentrada de 18N aplicada verticalmente no centro da garra. As simulações foram realizadas para espessuras de 1,5, 2, 3, 4 e 5mm e o material escolhido foi o aço, que possui tensão de escoamento de 207MPa.

A Figura 9(a) mostra a distribuição de tensão sofrida pela parte superior da Garra Waseda, e a Figura 9(b) mostra a deformação equivalente sofrida pela garra quando aplicada uma força de 18N.

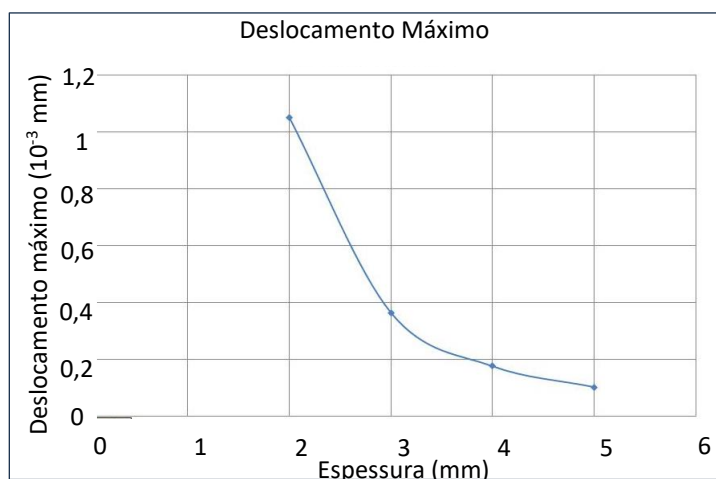
Figura 9. (a) Distribuição de tensão e a (b) Deformação equivalente sofrida pela Garra Superior Waseda para uma espessura de 5 mm e força aplicada de 18N.



Fonte: Autoria própria (2012).

A Figura 10, mostra o gráfico da deformação equivalente em função da mudança de espessura.

Figura 10. Gráfico da deformação equivalente em função da mudança de espessura.



Fonte: Autoria própria (2012).

Com base nas informações obtidas nas simulações e nos gráficos gerados, foi observado que as tensões e as deformações máximas estabelecidas não foram ultrapassadas, tendo como conclusão de que todas as espessuras testadas foram aprovadas. A espessura escolhida para a fabricação da garra superior Waseda foi a de 5mm para manter uma semelhança geométrica com a garra inferior.

3.2. Testes

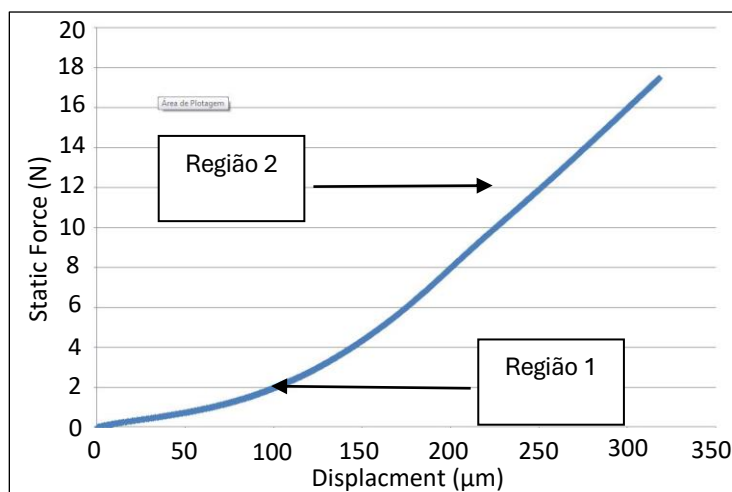
Foi utilizada uma bomba específica para expansão do stent – mesmo método utilizado em procedimentos médicos de angioplastia. Como líquido de compressão foi utilizado água.

Para avaliar o comportamento do tubo foram realizados ensaios de compressão radial com as garras tipo Waseda em dois mocks de PVC denominados de tubo 1 e tubo 2.

A Figura 11, apresenta a compressão radial com garra tipo Waseda realizada no tubo 01 tipo mock de PVC esterilizado de diâmetro externo de 5,5mm e espessura de parede 0,75mm. Como podemos observar existem duas inclinações distintas neste gráfico. Na região 1, do gráfico podemos observar que a variação do deslocamento em relação à força aplicada é muito maior que na região 2. Essa mudança de inclinação deve ser mais bem avaliada para identificar o porquê de quando o material do tubo vai sendo comprimido será necessária uma força maior para provocar um mesmo deslocamento, fazendo variar a inclinação da curva. Pode se supor que esse efeito se dá pela

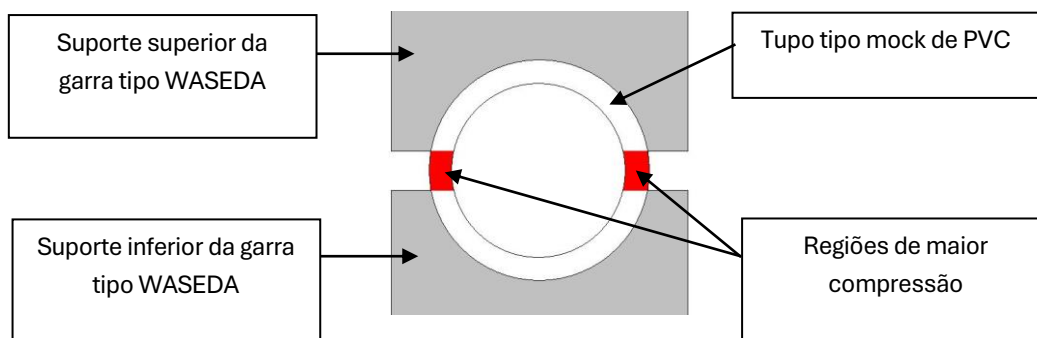
configuração da garra onde a região mostrada na Figura 25, sob forte compressão, indica que a propriedade de escoamento do elastômero em compressão varia com o deslocamento das garras.

Figura 11. Compressão radial feita no DMA com a garra Waseda em tubo 1 tipo mock de PVC esterilizado.



Fonte: Autoria própria (2012).

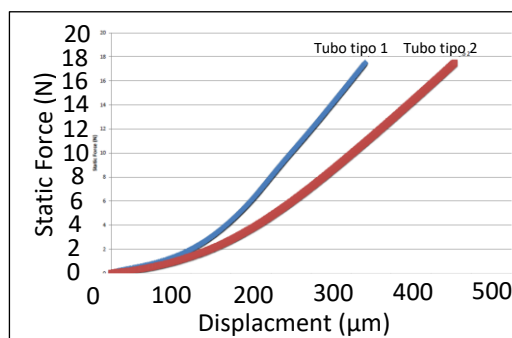
Figura 12. Corte transversal da garra tipo Waseda com o tubo de PVC tipo mock mostrando a região comprimida.



Fonte: Autoria própria (2012).

A Figura 13, apresenta a compressão radial com garra tipo Waseda realizada nos tubos de dois tipos mock de PVC esterilizado de diâmetro externo de 5,5mm e espessura de parede 0,75mm. Como podemos observar também existem duas inclinações distintas. Na região 1 do gráfico podemos observar que a variação do deslocamento em relação à força aplicada é muito maior que na região 2 com comportamento semelhante ao tubo 1.

Figura 13. Ensaio de compressão radial dos tubos 1 e 2.



Fonte: Autoria própria (2012).

As curvas dos ensaios de compressão radial realizadas nos mocks foram sobrepostas na Figura 13. Como podemos observar o tubo 2 é um pouco menos rígido em relação ao tubo tipo 1 e com isso se adequa melhor para realização do ensaio de fadiga.

Como o ensaio de vida em fadiga precisava ser realizado com a maior semelhança possível das características biomecânicas presentes no corpo humano, decidimos que o ensaio seria realizado a uma temperatura de 37°C.

Para realização de fadiga de alto ciclo deve-se manter a compressão entre 5 e 15%. Como o mock tem 5,5 mm externo (dO) e admitiu-se que o stent tem diâmetro externo de 3,5mm (dI), então a compressão do mok será transmitida para o stent, desconsiderando a compressão do material do tubo. Com base no intervalo acima a compressão deve permanecer entre 0,175 e 0,35 mm, logo o valor determinado para a força foi de 5,5N. A frequência utilizada para realização do ensaio de fadiga foi 0,8 Hz que foi a máxima frequência suportada pelo DMA do laboratório.

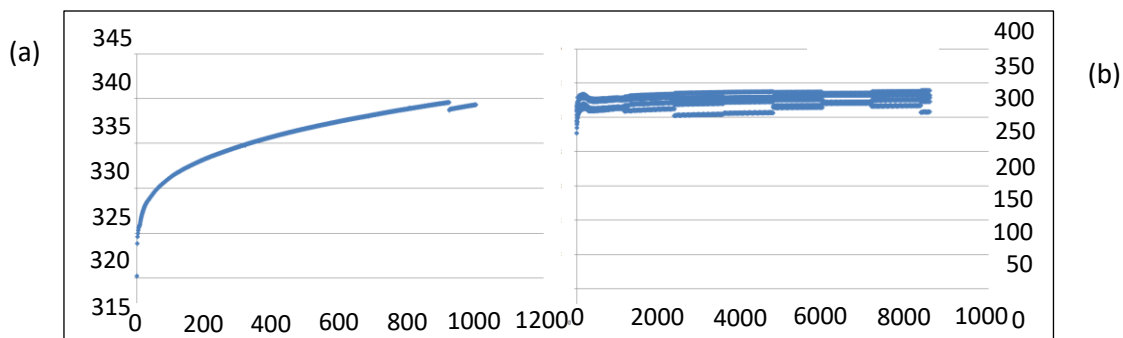
3.3. Ensaio de Fadiga

O ensaio foi conduzido a uma temperatura de 37°C, reproduzindo a temperatura do corpo humano, e com uma força máxima de 5,5N e durou 2 dias.

Este tipo de carregamento é conhecido como carregamento com tensões flutuantes, que significa que o carregamento não passa pelo zero.

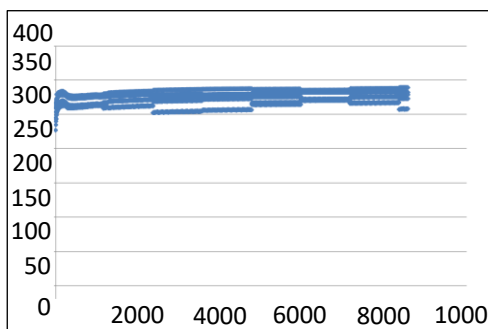
As Figuras 14(a) e 14(b) a seguir mostram os resultados experimentais obtidos no DMA. É possível observar no primeiro dia a presença de uma variação no deslocamento, essa variação se dá pela acomodação do elastômero. Quando o efeito do escoamento do tubo cessa, esse efeito desaparece e o ensaio continua estável.

Figura 14. (a) Gráfico gerado com força de 5,5N dia 1. (b) Gráfico gerado com força de 5,5N dia 2.



Fonte: Autoria própria (2012).

Figura 15. Gráfico gerado com força de 5,5N dia 2.

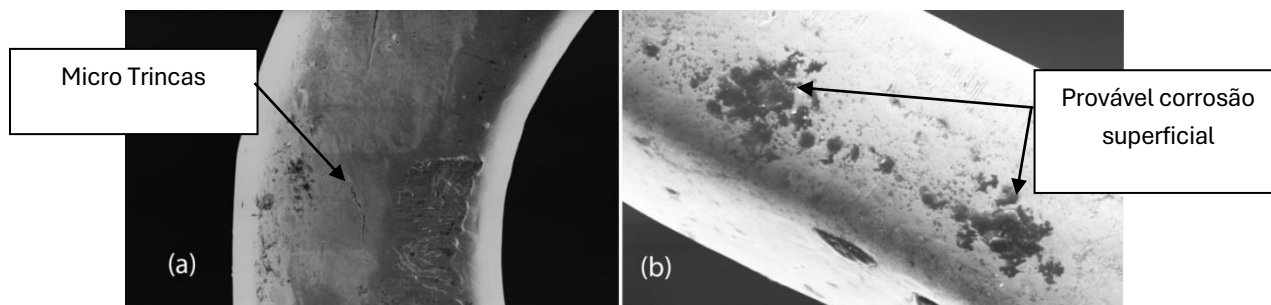


Fonte: Autoria própria (2012).

3.4. MEV Realizado no Stent Ensaiado

Com a utilização do MEV, conseguimos obter pontos onde se encontram defeitos superficiais como a corrosão e as micro trincas provenientes do ensaio. Abaixo encontram-se imagens dos stents realizados após os testes.

Figura 16. Imagens obtidas via MEV de stent após o ensaio. Na figura (a) observa-se micro trincas. Na figura (b) observa-se corrosão superficial.



Fonte: Autoria própria (2012).

É possível observar a presença de micro trincas no stent antes do ensaio. Depois do ensaio de fadiga in-vitro a amostra apresentou prováveis sinais de corrosão.

4. CONCLUSÕES

O desenvolvimento das garras tipo Waseda, adaptadas para testes de fadiga in-vitro em stents utilizando o Analisador Dinâmico-Mecânico (DMA), representa um avanço significativo na avaliação da durabilidade desses dispositivos médicos sob condições biomecânicas realistas. A criação de um ambiente corrosivo, com a utilização de sangue artificial, foi fundamental para simular de maneira mais precisa as condições encontradas no corpo humano, permitindo a realização de testes de fadiga de alto ciclo em stents. Esses testes são essenciais para garantir a confiabilidade e a sua segurança ao longo de sua vida útil, especialmente considerando a constante compressão e expansão a que são submetidos devido aos batimentos cardíacos. Os resultados preliminares obtidos neste estudo indicam que as garras desenvolvidas são capazes de suportar as condições impostas, e o ambiente de teste criado permite uma análise detalhada da resistência dos stents, contribuindo para a melhoria dos critérios de avaliação desses dispositivos.

REFERÊNCIAS

ARAÚJO, J.O. Emprego de stent coronário na oclusão total crônica. Rev. Brasileira Cardiol Invas., 1996, p. 48.

HIBBELER, R. C. Resistência dos Materiais. 7ª ed., Editora Pearson, 2010.

INOVATECH MEDICAL. Stents Coronários. Disponível em: <http://www.innovatechmedical.com.br/stentsc_br.html>.

MEDICINENET. Stent definition - Heart Disease and Other Cardiovascular Conditions on MedicineNet.com. Disponível em: <<http://www.medterms.com/script/main/art.asp?articlekey=5554>>. Acesso em: 15 de outubro de 2012.

MERRIAM-WEBSTER. Stent - Definition from Merriam-Webster's Medical Dictionary. Disponível em: <<http://www.merriam-webster.com/medical/stent>>. Acesso em: 15 de outubro de 2012.

OKAMOTO, Y.; TANAKA, T.; KOBASHI, H.; IWASAKI, K.; UMEZU, M. In-vitro evaluation method to measure the radial force of various stents. 13th International Conference on Biomedical Engineering IFMBE Proceedings, Vol. 23, Track 3, pp. 1053-1056, 2009.

STENTS Coronários. Innovatech Medical. Disponível em: <http://www.innovatechmedical.com.br/stentsc_br.html>. Acesso em: 01 de abril de 2012.

VASCONCELOS, Y. Agora feito no Brasil: Primeiro stent produzido no país para corrigir estreitamento em artérias ganha mercado. Pesquisa FAPESP, Edição Impressa 173, 2010. Disponível em: <<http://www.recantodasletras.com.br/teorialiteraria/186169>>. Acesso em: 07 de abril de 2012.

DECLARAÇÃO DE RESPONSABILIDADE

Os autores são os únicos responsáveis por este trabalho.