

Sensores FBG para análise de forças de mordida em macromodelos de arcada dentária

FBG sensors for bite force analysis in dental arch macro models

RESUMO

Luis Camilo Jussiani

Moreira

luismoreira@alunos.utfpr.edu.br

Universidade Tecnológica
Federal do Paraná, Curitiba,
Paraná, Brasil

Ilda Abe

ildaabe@utfpr.edu.br

Universidade Tecnológica
Federal do Paraná, Curitiba,
Paraná, Brasil

O trabalho teve como intuito analisar o comportamento de um sensor baseado em redes de Bragg em fibras óticas em relação a força de uma mordida, tal para estudos no campo de oclusões dentárias. O experimento feito *in vitro*, foi utilizado um macro modelo polimérico produzido em uma impressora 3D. O sistema para realização do trabalho constitui de um sensor encapsulado em silicone e inserido em um macro modelo, no qual é aplicado cargas para a simulação da força da mordida. O procedimento foi composto em duas seções, uma na qual foi obtido os valores de picos do comprimento de onda e outro onde foi adquirido o espectro de onda da mesma. Ambas seções foram divididas em etapas, nas quais em determinado tempo foi acrescentado objetos até atingir um limite de peso e eram retirados do mesmo modo. Sendo assim, através dos gráficos obtidos por meio dos dados adquiridos via interrogador, foi possível a análise da sensibilidade do sensor que demonstrou alta eficácia, devido a respostas consideráveis mesmo para variações pequenas de forças. Ainda mais devido a sua pequena dimensão, não alterando a oclusão de demais dentes, tornando a simulação mais próxima do real.

PALAVRAS-CHAVE: Redes de Bragg em fibras óticas, oclusão dentária, macro modelo polimérico.

ABSTRACT

Recebido: 19 ago. 2020.

Aprovado: 01 out. 2020.

Direito autoral: Este trabalho está licenciado sob os termos da Licença Creative Commons-Atribuição 4.0 Internacional.



This study aimed to analyze the behavior of a sensor based on fiber Bragg gratings in relation to the strength of a bite, such as studies in the field of dental occlusions. The *in vitro* experiment was used as a macro polymeric model produced on a 3D printer. The system for carrying out the work consists of a silicone encapsulated sensor and inserted into a macro model, in which it is applied loads for bite force simulation. The procedure was composed of two sections, one in which the peak values of the wavelength and the other where the wave spectrum was acquired. Both sections were divided into stages, in which objects have been added to a certain time until it reaches a weight limit and were removed in the same way. Therefore, through the graphs obtained through the data acquired via the interrogator, it was possible to analyze the sensitivity of the sensor. That demonstrated high efficacy due to considerable responses even to small variations in forces. Further due to its small size, not altering the occlusion of too many teeth, making the simulation closer to the real one.

KEYWORDS: Fiber Bragg gratings, dental occlusion, macro polymeric model



INTRODUÇÃO

A fibra ótica ao longo do tempo tem se tornando um importante canal de transmissão, sendo uma das causas a utilização da mesma em sistemas de comunicação de dados. Juntamente com a aplicação na transmissão de dados, há o uso da fibra como sensor de temperatura, esforços mecânicos longitudinais ou vibrações. Sendo assim, a aplicação da fibra em forma de sensor é devida as redes de Bragg, que são gravadas através da variação permanente do índice de refração do núcleo na fibra em questão (OTHONOS; KALLI, 1999). Logo, é possível executar situações de monitoramentos em inúmeras áreas, como no ramo da biomecânica, estudando casos de bruxismo, ortodontia, tensões em tendões, entre outros.

Desse modo, o interesse pelo uso da fibra ótica para o ramo de sensores, é devido possuir importantes benefícios como biocompatibilidade, dimensão reduzida e quimicamente inerente. (KALINOWSKI, 2008).

Aprofundando-se no campo da ortodontia, na qual estuda a prevenção nas diversas etapas da má oclusão dentária, sendo que a oclusão dentária é a relação de fechamento entre os dentes, juntamente com o sistema que engloba articulações e o sistema neuromuscular. Portanto, para indivíduos que apresentam esse problema, podem apresentar disfunções que afetam até a função mastigatória.

Com isso, através das FGBs é possível estudar a má oclusão dentária, por meio da força da mordida de um indivíduo (MACHUCA, 2016)., proporcionando compreensão para o entendimento de doenças, dores, planejamento de próteses e implantes dentários. Visto que o sensor, possui vantagens dentre outros instrumentos utilizados no ramo, já citadas anteriormente

Portanto, o intuito do experimento é validar o sistema do macro modelo, o ensaio prévio desse trabalho teve a utilização de um único sensor para verificar a resposta em função das cargas aplicadas, mas futuramente tem como pretensão a utilização de sensores para inúmeros pontos de oclusão. Logo, torna-se um sistema de monitoramento detalhado em contrapartida com os métodos convencionais.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para a prática foi utilizado um macro modelo polimérico de um molde facial contendo a maxila e a mandíbula, produzido em uma impressora 3D (Fig. 1) e para o posicionamento do modelo, para simular a angulação entre a mandíbula e o maxilar, no qual foi inclinado em aproximadamente 5° em relação a horizontal. A mesma foi inserida em um sistema com alavanca e gancho para o posicionamento de pesos, sendo esses, objetos que suas massas variam entre 0,5 e 2,0kg (Fig. 2).

Os sensores utilizados no estudo, são FGBs que foram gravadas através do laser excímero Arf-Fluoreto de Argônio (XANTOS XS). Operado com a taxa de repetição em 250Hz, 500mJ/pulso e com comprimento de onda igual a 193nm.

Sendo esse tipo de gravação a forma direta por máscara de fase, em que a

mesma possui comprimento de onda central em 1552, 02nm. Consequente, o sistema para a leitura de dados foi através do SM-interrogador (MICRON OPTICS SM 125), tendo como resolução de 0,001nm e taxa de aquisição de 2Hz.

Figura 1 – Macro modelo polimérico



Fonte: Autoria própria (2020).

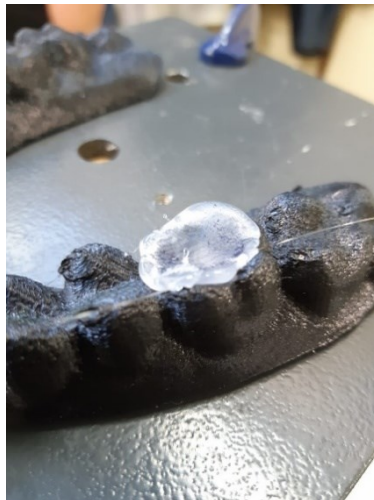
Figura 2 - Sistema de alavanca e pesos



Fonte: Autoria própria (2020)

O ponto de oclusão foi obtido através de marcação com tinta, no primeiro molar direito superior foi feita a marca de ponto de oclusão do modelo. Assim, o sensor foi colocado nesse ponto e embebido com silicone fundido a quente e o modelo foi ocluído novamente, a fim de formar a pastilha moldada sobre a superfície do dente, na qual possui aproximadamente 3 mm (Fig. 3(a)).

Figura 3(a) – Sensor encaixado no modelo



Fonte: Autoria própria (2020).

Figura 3(b) – Sensor fixado no silicone



Fonte: Autoria própria (2020).

Para a aquisição de dados, foi utilizado o interrogador SM-125 juntamente com o software Labview em um computador portátil (Intel core i5, 4GB Ram, HD 500GB). Desse modo, o experimento foi dividido em duas seções de coleta, no qual primeiramente foram obtidos os picos dos sinais de acordo com tempo. Sendo que, inicialmente, com nenhum peso inserido e aproximadamente a cada 2,5 minutos, foi adicionado 0,5kg; esse procedimento foi feito até alcançar 1,5kg e por fim, retirando os pesos com o mesmo procedimento.

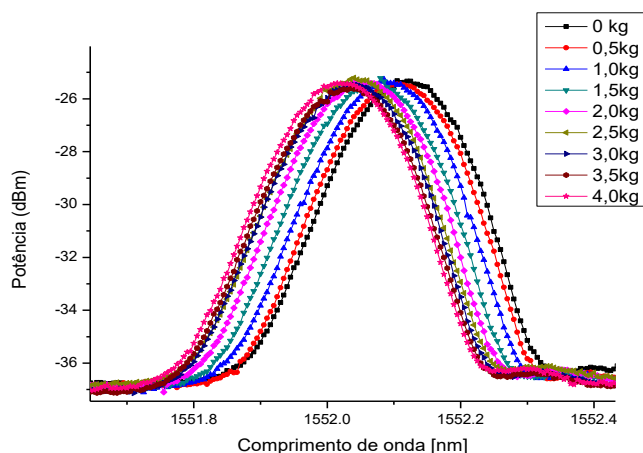
Consequente, para próxima seção, as aquisições tomadas foram a de *full spectrum*, iniciando da posição sem os pesos e foi acrescentado 0,5kg a cada medição, até que se complete 4kg, fazendo novamente o procedimento de descarga. Entretanto, nessa execução, não foi necessária uma medida de tempo específica para cada medida, apenas foi aguardado a estabilização do sistema. Por fim, foi tomado a medida de *full spectrum* para o sensor, juntamente com o silicone, fora do sistema e do macro modelo (Fig. 3(b)).

Contudo, a massa dos pesos não é a única presente que gera a força aplicada no sistema, tendo também a massa da alavanca, do bloco de metal e esfera, as quais não serão consideradas, porém a soma resultante dos três objetos é de 0,938kg.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

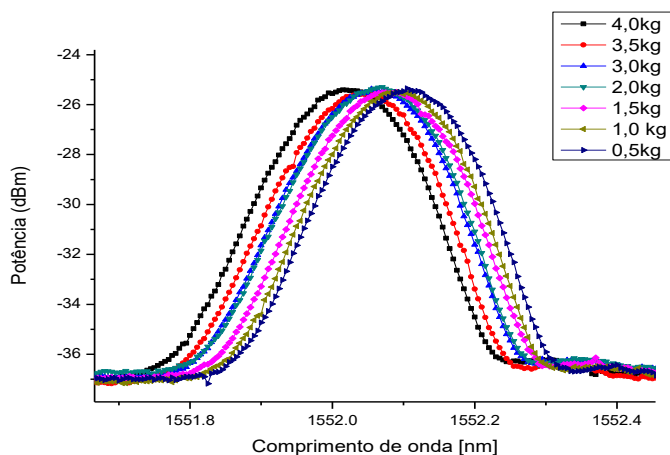
Primeiramente, é destacado que a utilização da pastilha, resultou em que os demais dentes do modelo não ficassem desocluídos, proporcionando uma simulação mais realista. Consequente, tomando os espectros de onda para cada etapa do experimento com o interrogador ótico, foi adquirido os seguintes gráficos:

Figura 4 – Gráfico da Potência em relação ao comprimento de onda (aumento da carga)



Fonte: Autoria própria (2020).

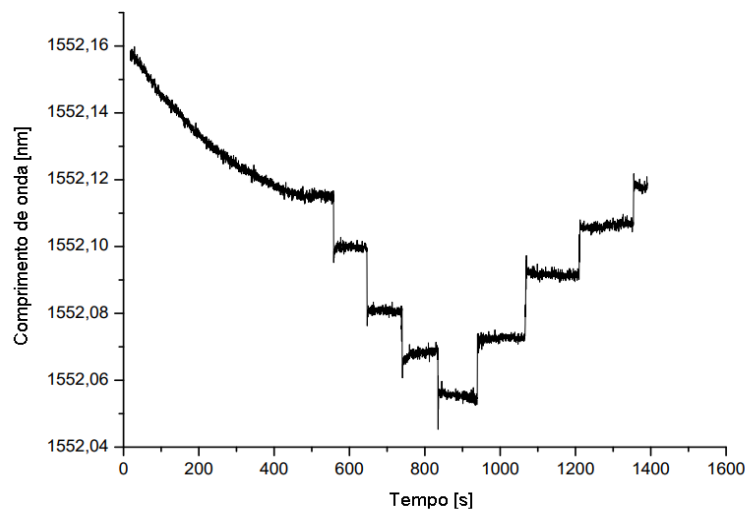
Figura 5 – Gráfico da Potência em relação ao comprimento de onda (diminuição da carga)



Fonte: Autoria própria (2020).

Desse modo, através da Fig.4 e Fig.5, é possível analisar o formato da onda para cada etapa e analisar de forma conjunta os dados obtidos para cada mudança de massa do conjunto, obtendo a sensibilidade da resposta em relação a massa aplicada e comparando entre os gráficos de carga e descarga de massas, é percebido uma não preservação do sistema. Para mais detalhes, foi analisado o comprimento de onda em seu valor de pico, ou seja, no momento de maior potência óptica refletida, no qual foi obtido os seguintes gráficos:

Figura 6 – Gráfico detecção dos picos em função do tempo (carga e descarga)



Fonte: Autoria própria (2020).

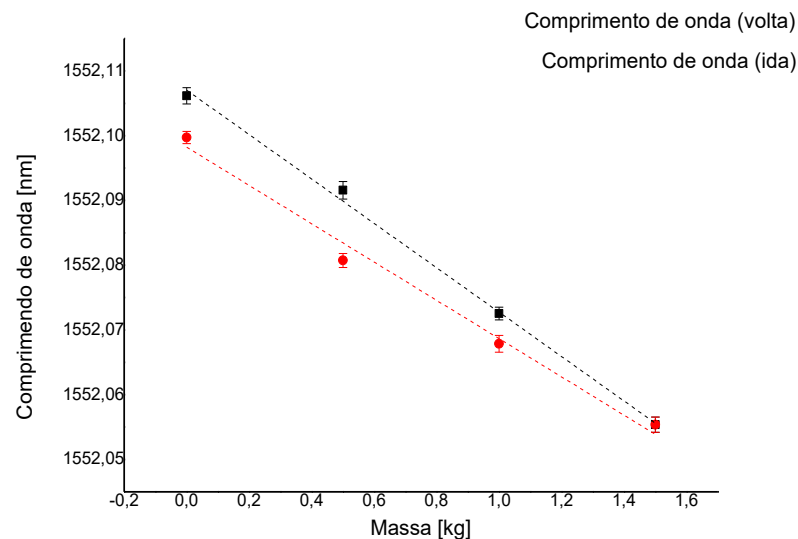
A Fig.6 relata tanto o período de acomodação, quanto a alocação/desalocação de peso no sistema. Como a quantidade de massa posta e retirada para cada etapa é a mesma, logo pode ser notado que a variação no comprimento de onda, em comparação entre a primeira parte (colocar os pesos) e a segunda parte (retirar os pesos).

Para o período de acomodação, o qual ocorreu aproximadamente entre 0s e 550s, o motivo do decaimento do comprimento de onda, mesmo não tendo variação da força aplicada no sensor, foi devido a uma pré-deformação do sensor mais o macro modelo polimérico em função da força aplicada pela alavanca, bloco de metal e esfera (Fig.2).

Portanto, através do gráfico é nítido como o comprimento de onda reage em função da alteração de força aplicada no sistema. Para mais conclusões, através do gráfico da Fig.6 foi obtido um gráfico no qual contém a relação da média do comprimento de onda em relação aos pesos aplicados e também contendo o erro da média do comprimento de onda.

Através da Fig.7, é notório a distinção entre os comprimentos de ondas de acordo com a massa aplicada, além da discrepância entre os valores de comprimento de onda para a mesma massa. Dessa forma, tendo obtido a reta linear que mais se adequa aos dados através do Origin e obtendo os coeficientes de sensibilidade (coeficientes angulares) das mesmas que são -0,029nm/kg para a reta de aumento da carga (reta vermelha) e -0,036nm/kg para a reta de descarga (reta preta). Desse modo, com a distinção entre esses valores, é tido a conclusão que há histerese no sistema.

Figura 7 – Picos da onda em função da massa aplicada durante a carga (reta e pontos em vermelho) e na descarga (reta e pontos em preto)



Fonte: Autoria própria (2020).

Além disso, para que o comprimento de onda seja em função da força aplicada, ao invés da massa, basta aplicar a seguinte equação:

$$F_p = m \times g \quad (1)$$

Sendo a força em newton (N) e a gravidade igual a $9,81\text{m/s}^2$. Entretanto, como há a massa do sistema que não é considerada, então a força da Eq. (1) é apenas um delta de força.

CONCLUSÃO

Portanto, de acordo com o experimento, foi observado clara resposta do sensor em relação a variação da força aplicada ao conjunto, mesmo quando aplicada em pequena intensidade. Entretanto, é necessário analisar os tipos de materiais trabalhados para o molde dentário e para o sistema, devido a possíveis deformações durante o ensaio. Logo, ainda mais devido as vantagens do sensor como pequena dimensão e biocompatibilidade, a fibra ótica utilizando redes de Bragg comporta como um excelente sensor para a área de ortodontia e em soma do macro modelo, é possível analisar com mais precisão as oclusões, acarretando mais compreensão sobre a área, além da elaboração de implantes e moldes dentários.

AGRADECIMENTOS

Agradeço pela Karoline Akemi Sato e professor Valmir de Oliveira, que me ajudaram imensamente para a conclusão desse artigo. Além disso, agradeço a Fundação Araucária, pelo investimento para a conclusão do mesmo, também, grato a minha família e a Deus, por nesse tempo atípico e turbulento, terem me impulsionado e sustentado de diversas formas para realização desse trabalho.

REFERÊNCIAS

MACHUCA, O. F. Magnitude da força da mordida humana medida na intercuspidação molar, usando redes de Bragg em fibras óticas. 2016. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2016.

KALINOWSKI, H. J. Fiber bragg grating applications in biomechanics. v. 7004, 2008.

OTHONOS, A.; KALLI, K. Fiber Bragg Gratings: Fundamentals and Applications in Telecommunications and Sensing. [S.l.]: Artech House Optoelectronics Library, 1999. 433 p