

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E  
INFORMÁTICA INDUSTRIAL

ALESSANDRA KALINOWSKI

**CARACTERIZAÇÃO E CALIBRAÇÃO DE UM SENSOR A FIBRA  
ÓTICA BASEADO EM REDES DE BRAGG PARA ANÁLISE  
BIOMECÂNICA *IN VIVO***

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2017

ALESSANDRA KALINOWSKI

**CARACTERIZAÇÃO E CALIBRAÇÃO DE UM SENSOR A FIBRA  
ÓTICA BASEADO EM REDES DE BRAGG PARA ANÁLISE  
BIOMECÂNICA *IN VIVO***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do grau de “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Jean Carlos Cardozo da Silva

Co-orientador: Leandro Zen Karam

**CURITIBA**

**2017**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

---

K14c  
2017  
Kalinowski, Alessandra  
Caracterização e calibração de um sensor a fibra ótica baseado em redes de Bragg para análise biomecânica in vivo / Alessandra Kalinowski.-- 2017.  
75 f. : il. ; 30 cm

Texto em português com resumo em inglês  
Disponível também via World Wide Web  
Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba, 2017  
Bibliografia: p. 67-72

1. Redes de Bragg. 2. Biossensores. 3. Detectores de fibra óptica. 4. Transdutores ópticos. 5. Ossos – Deformação. 6. Engenharia elétrica – Dissertações. I. Silva, Jean Carlos Cardozo. II. Karam, Leandro Zen. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. IV. Título.

---

CDD: Ed. 22 – 621.3

Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba

Título da Dissertação Nº. \_\_\_\_\_

# **Caracterização e Calibração de um Sensor a Fibras Ópticas Baseado em Redes de Bragg para Análise Biomecânica *in vivo***

por

**Alessandra Kalinowski**

**Orientador:** Prof. Dr. Jean Carlos Cardozo da Silva (UTFPR)

**Coorientador:** Prof. Dr. Leandro Zen Karam (PUC-PR)

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: ENGENHARIA BIOMÉDICA do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, às **13h30** do dia 26 de abril 2017. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores doutores:

---

Prof. Dr. Jean Carlos Cardozo da Silva  
(Presidente – UTFPR)

---

Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto  
(UFES)

---

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Ilda Abe  
(UTFPR)

Visto da coordenação:

---

Prof. Jean Carlos Cardozo da Silva, Dr.  
(Coordenador do CPGEI)



## AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a todos aqueles que de alguma forma contribuíram para que este trabalho se tornasse possível.

Às agências de fomento brasileiras que auxiliam no desenvolvimento da pesquisa nacional, CAPES, CNPq, FINEP e Fundação Araucária, em especial à CAPES pela concessão de bolsa de Mestrado e apoio financeiro a este projeto.

À empresa IBEG<sup>®</sup> pelo fornecimento de materiais para o desenvolvimento e construção do biosensor.

Aos professores Dr. Jean Carlos Cardozo da Silva e Dr. Leandro Zen Karam pela orientação e confiança em mim depositada. Ao Professor Dr. Hypolito José Kalinowski pelas discussões e sugestões ao longo do projeto.

Aos colegas pesquisadores da UTFPR e do Grupo de Dispositivos Fotônicos e Aplicações, em especial, André, Lucas, Toledo e Pedro, por todo o auxílio, horas de estudo e companhia diária.

Ao meu irmão Eduardo, que me ajudou em diversos momentos, inclusive com o desenvolvimento do projeto. Aos meus pais, Pedro e Jucélia, que sempre me incentivaram e acompanharam o meu crescimento. E ao meu namorado Mateus, pelo companheirismo, pela compreensão e dedicação.

E finalmente um agradecimento aos amigos e familiares que sempre me encorajaram ao longo deste trabalho.

## RESUMO

KALINOWSKI, Alessandra. CARACTERIZAÇÃO E CALIBRAÇÃO DE UM SENSOR A FIBRA ÓTICA BASEADO EM REDES DE BRAGG PARA ANÁLISE BIOMECÂNICA *IN VIVO*. 75 f. Dissertação – Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2017.

O presente trabalho estuda o comportamento de um biosensor que utiliza redes de Bragg em fibra ótica capaz de mensurar deformações em tecido ósseo. O objetivo é calibrar e caracterizar o sensor com seu encapsulamento para que este possa futuramente ser implantado em um animal vivo e assim permita aprimorar estudos a respeito do comportamento ósseo em sua microestrutura. Para o desenvolvimento deste estudo é preciso conhecer o comportamento ósseo como um todo, a biomecânica do local específico onde pretende-se implantar o sensor, o funcionamento do sensor, bem como o comportamento de seu encapsulamento; portanto, todos esses aspectos são estudados. Para caracterização e calibração do sensor encapsulado foi realizado teste de tração em um programa de computador (simulação numérica) e arranjo experimental de calibração (teste prático), para que seja possível sua aplicação final desejada. Os testes realizados são descritos neste trabalho. Os resultados obtidos demonstram que o transdutor e o encapsulamento utilizado são adequados para captar deformações inferiores à 0,1 N, apresentam resposta linear, com um coeficiente de correlação da média dos 5 sensores testados em 0,999, incerteza expandida de 0,07 N e coeficiente de carga de 77 pm/N; boa repetibilidade, e componentes biocompatíveis, sendo assim, o sensor é adequado para aplicações *in vivo*. Através dos testes também foi possível determinar o melhor local e maneira para sua implementação em uma aplicação específica, que é a análise de deformação óssea em uma superfície externa de mandíbula bovina durante movimentos mastigatórios de diferentes alimentos.

**Palavras-chave:** Biomecânica, Biosensor, Redes de Bragg, Monitoração *In Vivo*, Sensores em fibra ótica

## ABSTRACT

KALINOWSKI, Alessandra. CHARACTERIZATION AND CALIBRATION OF A FIBER OPTICAL SENSOR BASED ON BRAGG GRATINGS FOR BIOMECHANICAL ANALYSIS *IN VIVO*. 75 f. Dissertação – Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2017.

The present work studies behavior of a biosensor that uses Bragg gratings in optical fibers, capable to measuring deformations in bone tissue. The aim is to characterize and calibrate the sensor with its encapsulation so that it can be implanted in a living animal in the future and thus allow to improve studies about bone behavior in its microstructure. For the development of this study it is necessary to know the bone behavior as a whole, the biomechanics of the specific area where the sensor will be implanted, the sensor operation, as well as the behavior of its encapsulation; therefore, all these aspects are studied. For the characterization and calibration of the encapsulated sensor, a software traction test (numerical simulation) and an experimental calibration arrangement (practical test) were carried out, so that its desired final application could be possible. The tests performed are described in this work. The results show that the transducer and the encapsulation used are adequate to capture deformations lower than 0.1 N, presented a linear response, with a correlation coefficient of the average of 5 sensors at 0.999, expanded uncertainty of 0.07 N and slope 77 pm/N; good repeatability, and biocompatible components. The sensor is suitable for *in vivo* applications. Through the tests it was also possible to determine the best place and way for its implementation in a specific application, that is the analysis of bone deformation on an external surface of bovine mandible during chewing movements of different foods.

**Keywords:** Biomechanics, Biosensor, Bragg gratings, In vivo monitoring, Optical-fiber sensors

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1 – Osteoblastos, osteoclastos e osteócitos .....	10
FIGURA 2.1 – Desenho esquemático de espectros da rede de Bragg. ....	16
FIGURA 2.2 – Foto que ilustra o trabalho de Reikeras <i>et al.</i> (2011) .....	18
FIGURA 2.3 – Foto que ilustra o trabalho de Hao <i>et al.</i> (2010) .....	20
FIGURA 2.4 – Foto que ilustra o trabalho de Milczewski <i>et al.</i> (2012) .....	22
FIGURA 2.5 – Foto que ilustra o trabalho de Karam <i>et al.</i> (2014) .....	23
FIGURA 2.6 – Foto que ilustra o trabalho de Rocha <i>et al.</i> (2011) .....	25
FIGURA 2.7 – Foto que ilustra o trabalho de Prasad <i>et al.</i> (2014) .....	27
FIGURA 3.1 – Macroestrutura óssea .....	29
FIGURA 3.2 – Crânio bovino .....	33
FIGURA 3.3 – Músculos mastigatórios de um crânio humano e um bovino .....	34
FIGURA 3.4 – Padrões de tensão sobre um modelo de mandíbula humana .....	35
FIGURA 3.5 – Exemplo de Radiografia .....	36
FIGURA 3.6 – Exemplo de Cintilografia .....	37
FIGURA 3.7 – Exemplo de Tomografia Computadorizada .....	38
FIGURA 3.8 – Exemplo de Ressonância Magnética .....	39
FIGURA 4.1 – Representação da gravação da FBG por máscara de fase .....	42
FIGURA 4.2 – Representação do sistema de gravação da FBG utilizado .....	43
FIGURA 4.3 – Esquema do interrogador utilizado, baseado em filtro sintonizável .....	44
FIGURA 4.4 – Malha de titânio inteira .....	45
FIGURA 4.5 – Malha de titânio cortada .....	46
FIGURA 4.6 – Sensor com o encapsulamento desenvolvido .....	47
FIGURA 4.7 – Desenho técnico: malha de titânio .....	48
FIGURA 4.8 – Regiões de tensão que agem sobre a malha, configurações 1, 2 e 3 .....	50
FIGURA 4.9 – Simulação da deformação da malha de titânio na região de 3 mm para as configurações 1, 2 e 3 .....	51
FIGURA 4.10– Simulação da relação entre deformação da malha de titânio e força apli- cada .....	52
FIGURA 4.11– Modelo de mandíbula bovina com sensor fixado .....	53
FIGURA 4.12– Evolução de um carregamento de 600 N em um modelo de mandíbula bovina com sensor fixado .....	54
FIGURA 4.13– Evolução de um carregamento de 600 N em um modelo de mandíbula bovina com sensor fixado - detalhe .....	54
FIGURA 4.14– Disposição dos equipamentos utilizados no arranjo experimental .....	55
FIGURA 4.15– Ensaio experimental: resposta dos 5 sensores mediante carregamentos .	56
FIGURA 4.16– Ensaio experimental: média da calibração dos 5 sensores .....	60
FIGURA 4.17– Bezerro se alimentando com o sensor implantado .....	62
FIGURA 4.18– Padrão do sinal para mastigação de ração, feno e para a ruminação .....	62
FIGURA 4.19– Sinal referente à mastigação de ração, em um período de aproximada- mente 8 minutos .....	63

## LISTA DE TABELAS

TABELA 3.1 – Comportamento do tecido ósseo em função da força aplicada .....	32
TABELA 4.1 – Simulação do comportamento da malha de titânio em função da força aplicada .....	52
TABELA 4.2 – Comparação dos resultados entre as 3 formas de arranjo prático de fixação produzido pelas simulações .....	53
TABELA 4.3 – Coeficientes de correlação e de força para cada sensor testado .....	56
TABELA A.1 – Média das 10 medições para os 5 sensores .....	73
TABELA A.2 – Resultados de cálculos preliminares para determinar a incerteza padrão da reta .....	73
TABELA A.3 – Resultados da análise estatística de cada sensor .....	74

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\lambda_B$	Comprimento de onda de Bragg
$\Lambda$	Período da modulação do índice de refração
$n_{eff}$	Índice de refração efetivo do núcleo da fibra
$n$	Índice de refração
$\Delta l$	Varição de deformação
$\Delta T$	Varição de temperatura
$\Delta\lambda_{B,l}$	Varição do comprimento de onda devido à deformação aplicada
$\Delta\lambda_{B,t}$	Varição do comprimento de onda devido à variação de temperatura
$S_l$	Coefficiente de sensibilidade de deformação
$S_t$	Coefficiente de sensibilidade de temperatura
$\rho$	Função dos níveis de tensão que atuam no osso
$u_1$	Incerteza padrão da média referente à dispersão das amostras
$u(I)$	Incerteza padrão
$m$	Número de medições repetidas para calcular a média
$b$	Inclinação da reta
$a$	Ordenada de origem
$S_{YX}$	Incerteza padrão dos pontos experimentais em relação à reta de regressão linear
$S_Y$	Incerteza padrão da grandeza dependente
$S_X$	Incerteza padrão da grandeza independente
$N$	Número de pares de valores (x;y) medidos
$\nu$	Graus de liberdade
$R$	Resolução do interrogador
$u_3$	Incerteza padrão do interrogador
$u_C$	Incerteza combinada
$V_{ef}$	Graus de liberdade efetivos
$U$	Incerteza expandida

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>9</b>
1.1 OBJETIVOS .....	12
1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO .....	12
<b>2 REDES DE BRAGG EM FIBRA ÓTICA E APLICAÇÕES EM BIOMECÂNICA</b>	<b>14</b>
2.1 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO .....	15
2.2 APLICAÇÕES RECENTES DE FBG EM ESTUDOS BIOMECÂNICOS .....	17
2.2.1 Aplicações <i>In Vivo</i> .....	23
<b>3 ESTRUTURA ÓSSEA MANDIBULAR E PROCESSO MASTIGATÓRIO ANI-</b>	
<b>MAL</b> .....	<b>28</b>
3.1 FISIOLOGIA ÓSSEA .....	28
3.2 BIOMECÂNICA MASTIGATÓRIA .....	32
3.3 EXAMES ÓSSEOS .....	36
<b>4 TRANSDUTOR PARA ANÁLISE DA DINÂMICA MASTIGATÓRIA</b> .....	<b>40</b>
4.1 GRAVAÇÃO DA REDE DE BRAGG EM FIBRA ÓTICA .....	40
4.1.1 Sistema de gravação .....	41
4.1.2 Sistema de interrogação .....	43
4.2 CONSTRUÇÃO DO SENSOR .....	45
4.3 SIMULAÇÃO DE TRAÇÃO .....	47
4.4 ARRANJO EXPERIMENTAL DE CALIBRAÇÃO .....	54
<b>5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS</b> .....	<b>64</b>
5.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	65
5.2 TRABALHOS FUTUROS .....	65
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>67</b>
<b>Apêndice A – RESULTADOS DA ANÁLISE ESTATÍSTICA</b> .....	<b>73</b>
<b>Apêndice B – PUBLICAÇÕES</b> .....	<b>75</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Além das funções estruturais e de proteção, os ossos também têm importante papel em outros processos fisiológicos. O osso é um tecido vivo muito complexo, sua formação é regulada por vias centrais e locais, através do qual ele está sendo constantemente remodelado desde antes do nascimento até a morte, para manter a sua microarquitetura em resposta a injúrias homeostáticas e traumas físicos que ocorrem ao longo da vida. Esse processo surge através das atividades coordenadas de osteoclastos e osteoblastos, que por sua vez são regulados através de processos fisiológicos em nível tecidual e pela resposta biomecânica (BAYLISS *et al.*, 2011).

Embora a capacidade de adaptação do tecido ósseo seja conhecida há mais de um século, foi Julius Wolff que fez a observação de que não só existe uma clara relação entre a estrutura do osso e carga, mas também o tecido ósseo adapta-se às alterações nas cargas, modificando a sua estrutura de acordo com leis matemáticas (WOLFF, 1986). Diante dessa afirmação, e da grande importância que o tecido ósseo representa para o organismo, é fundamental conhecer e desenvolver uma forma de monitorar o funcionamento de suas células e como se comportam diante de situações específicas.

No trabalho de Huiskes *et al.* (2000), uma hipótese sobre o processo de regulação da remodelação óssea é descrita. Inicialmente, a variável mecânica que aciona a resposta do metabolismo ósseo a partir de forças externas é uma quantidade de tensão-energia típica (SED-*strain-energy density*). Uma quantidade limitada de ciclos de carga por dia, em uma determinada amplitude e frequência, são suficientes para a manutenção da massa óssea. Posteriormente osteócitos reagem à carga produzindo uma mensagem bioquímica na proporção de uma SED, estas células funcionam muito bem como "medidores de tensão" e reagem rapidamente à estimulação mecânica *in vivo*. Finalmente, o mensageiro bioquímico produzido pelos osteócitos libera sinais que se dissipam da rede de osteócitos até a superfície óssea, onde liberam estímulo de recrutamento de osteoblastos, responsáveis pela formação óssea, desde que exceda um limiar. Nesse modelo de remodelagem óssea, o estímulo de formação óssea está ligado com uma SED por osteócito, que está sujeita à mecanosensitividade dos osteócitos e à atenuação pela distância.



Em relação à reabsorção óssea, a probabilidade de ativação de osteoclastos por local de superfície pode ser considerado pela presença de microfissuras no interior da matriz óssea (hipótese I) ou por desuso (hipótese II).

Na realidade, é provável que estes dois fatores, desuso e microfissuras, atuem simultaneamente na atração e ativação de osteoclastos. Eles poderiam trabalhar pela mesma via de sinalização, se for considerado que a rede de osteócitos normalmente suprime a ativação dos osteoclastos, transportando sinais à superfície através de carga mecânica. O desuso, então, dificulta a supressão pela falta de carga, enquanto microfissuras produzem um efeito semelhante por meio da desconexão dos canaliculos (HUISKES *et al.*, 2000).

A Figura 1.1 ilustra os três tipos básicos de células que participam desse processo de remodelagem óssea, esse processo será melhor descrito no Capítulo 3.1.

Características	Osteoblasto	Osteócito	Osteoclasto
			
Localização	Superfície óssea	Lacunas e canaliculos da matriz óssea	Superfície óssea
Porcentagem de células no tec. ósseo	>5%	+95%	>1%
Função	Deposita a matriz óssea, inicia a mineralização pela liberação de vesículas da matriz	Mantém a matriz óssea, detecta o estresse mecânico, regula a homeostasia do cálcio e do fosfato	Reabsorve tecido ósseo por hidrólise enzimática da matriz óssea mineralizada

**Figura 1.1: Células básicas que participam no processo de remodelagem óssea.**

**Fonte: Adaptada de Ross e Pawlina (2011).**

Atualmente, existem diversas técnicas utilizadas para monitorar o comportamento ósseo. Houve uma ampla evolução de tecnologias envolvendo exames, permitindo sua implantação em larga escala, o que gerou um grande desenvolvimento das ciências relacionadas. A lacuna existente se dá por nenhuma dessas técnicas gerarem informações acerca do comportamento ósseo de forma contínua de sua microestrutura.

Para monitorar pequenas regiões ósseas, extensômetros elétricos de resistência, *strain gauges* (SG), representam uma tecnologia madura e altamente testada, oferecendo boa sensibilidade, medições precisas e preço competitivo. No entanto, não são adequados para utilização *in vivo*, uma vez que não podem ser deixados no ser humano (FRESVIG *et al.*, 2008) e sua miniaturização requer diâmetros de cabeça de sensores inferiores a 0,5 mm; para procedimen-

tos minimamente invasivos apresenta alguns inconvenientes (RORIZ *et al.*, 2014). Mignani e Baldini (1996) apontam alguns deles, incluindo fragilidade e instabilidade a longo prazo. Além disso, a sua produção está restrita a uma pequena área de sensibilidade tornando-se necessário o uso de mais sensores para detectar regiões maiores (ARKWRIGHT *et al.*, 2009). Fresvig *et al.* (2008) apontam ainda que a utilização de SG em humanos é limitada, principalmente pela sua adesão difícil ao osso e pela sua grande quantidade de fios representarem um corpo estranho considerável. Essas desvantagens combinadas com a má biocompatibilidade de componentes metálicos e grande sensibilidade à interferência eletromagnética, pode comprometer algumas aplicações *in vivo* e o uso de SG na prática clínica.

Para que um sensor seja considerado adequado para monitorar sinais em aplicações *in vivo*, ele deve ser capaz de captar as informações desejadas, sem que ele próprio não cause interferência em sua mensuração, além de ser biocompatível com o meio ao qual será inserido.

Nas últimas décadas, sensores a fibra ótica têm se mostrado eficientes para monitorar grandezas biomecânicas, principalmente para aplicações *in vivo* devido às suas características, como flexibilidade, baixo peso, dimensão reduzida, estabilidade química, biocompatibilidade e imunidade à interferência eletromagnética. Entre as várias configurações das quais a fibra ótica pode utilizar como sensor, o uso de redes de Bragg gravadas em fibra ótica (FBG), tradução livre de *Fiber Bragg Gratings*, tem sido relatado com certa frequência nos últimos anos para tal finalidade (WEHRLE *et al.*, 2001; TJIN *et al.*, 2001; PRASAD *et al.*, 2013, 2014; PEGORINI *et al.*, 2015). Sua gravação está baseada na propriedade de alterar o índice de refração do núcleo de uma fibra por meio da absorção ótica da luz ultravioleta (UV). A fotossensibilidade permite a construção de estruturas periódicas ou aperiódicas obtidas através da alteração permanente do índice de refração do núcleo da fibra. A modulação periódica do índice de refração atua como filtro seletivo de comprimentos de onda que satisfazem à condição de Bragg (HILL *et al.*, 1978), as quais são sensíveis a variações de temperatura e deformação longitudinal devido aos efeitos termo ótico e foto elástico que atuam sobre a fibra ótica.

O objetivo de realizar a monitoração *in vivo* é validar modelos analíticos a partir de resultados práticos e assim otimizar processos que avaliam parâmetros biomecânicos. O conhecimento e controle dos mecanismos envolvidos na biomecânica permitem a evolução no desempenho em diferentes áreas da saúde como em procedimentos clínicos e de reabilitação, dispositivos médicos e esportes, entre outros.

A medida da deformação óssea utilizando FBGs pode também despertar interesse em profissionais da área de pecuária de precisão, pela aquisição e análise de movimentos mastigatórios através da mensuração de deformação óssea na região da mandíbula, que permitem a

caracterização de padrões mastigatórios, importantes para novos avanços em equipamentos que avaliam o comportamento alimentar desses animais. O monitoramento do consumo de alimentos ajuda a determinar a produtividade das pastagens e, também, fornece indicações sobre a saúde e bem-estar do animal (CLAPHAM *et al.*, 2011). Dessa forma, torna-se relevante o uso de abordagens que permitam identificar diferentes aspectos envolvidos no processo de pastejo de ruminantes.

## 1.1 OBJETIVOS

O objetivo principal deste trabalho é caracterizar e calibrar um sensor encapsulado com uma malha de titânio que utiliza redes de Bragg em fibra ótica para monitorar deformações ósseas. Com esse sensor devidamente caracterizado e calibrado, será possível monitorar deformações ósseas na superfície externa de uma mandíbula bovina *in vivo*. Esse sensor será capaz de proporcionar conhecimento acerca do comportamento ósseo, além de gerar interesse para as áreas de conhecimento que estudam comportamento ingestivo de ruminantes, sem visar seu uso de forma comercial. Define-se, então, um conjunto de objetivos específicos que devem ser alcançados para o desenvolvimento do trabalho proposto:

- Modelar a malha de titânio utilizada como transdutor em um programa de computador.
- Realizar testes de tração com a malha de titânio neste mesmo programa, utilizando-se do Método dos Elementos Finitos para determinar as regiões de concentração de força que agem sobre a malha.
- Realizar ensaios experimentais para caracterizar o comportamento dos sensores construídos.
- Analisar estatisticamente os resultados obtidos com os ensaios experimentais.

Assim, será possível o desenvolvimento de um sensor caracterizado e calibrado, apto para ser implantado em um animal vivo.

## 1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Este trabalho está organizado em seis capítulos, sendo esta Introdução o primeiro deles. Os demais capítulos estão organizados da seguinte forma:

- No capítulo 2 é apresentada uma revisão de literatura sobre o funcionamento dos sensores FBG e também suas aplicações recentes em estudos biomecânicos.
- No capítulo 3 é apresentada uma revisão da literatura sobre fisiologia óssea e biomecânica mastigatória, a qual servirá como base para o desenvolvimento do estudo.
- No capítulo 4 são apresentados os métodos e resultados obtidos através da simulação de tração da malha de titânio e do arranjo experimental de calibração do sensor construído.
- No capítulo 5 são apresentadas as conclusões do trabalho e as propostas de trabalhos futuros.

## 2 REDES DE BRAGG EM FIBRA ÓTICA E APLICAÇÕES EM BIOMECÂNICA

Técnicas para ensaios experimentais têm sido utilizadas em aplicações biomecânicas, medindo carregamentos, tensões e deformações em estruturas ósseas. Extensômetros elétricos de resistência (SG) são atualmente o método padrão para medir deformação óssea, representam uma tecnologia madura e altamente testada, oferecendo boa sensibilidade, medições precisas e preço competitivo, porém não são bem adequados para as medições *in vivo*, pois a sua miniaturização, para realização de procedimentos minimamente invasivos, aumenta a fragilidade do sensor, e para que mais pontos possam ser monitorados simultaneamente, se faz necessário o uso de mais componentes, o que compromete seu tamanho reduzido. Esses inconvenientes, combinados com a má biocompatibilidade de componentes metálicos e grande sensibilidade à interferência eletromagnética, pode comprometer algumas aplicações *in vivo* e sua utilização na prática clínica (RORIZ *et al.*, 2014).

Em um estudo *in vivo*, tensões tibiais foram medidas com SG (ROLF *et al.*, 1997). A técnica de implante é complicada, um sujeito reportou sensação de dor devido à perfuração do osso cortical e também foi relatado problemas na fixação do transdutor.

Diante destes problemas, o sensor FBG pode ser utilizado para substituir os sensores de deformação convencionais. Apesar da FBG apresentar fragilidade à forças de cisalhamento, o que gera problemas para sua fixação ao osso; ter sua aplicação para análise óssea de forma invasiva; e apresentar problemas com curvaturas e fixação externa do cabo ótico; apresenta diversas vantagens que possibilitam aplicações *in vivo*. Além de apresentarem sensibilidade à variação de tensão e temperatura (RORIZ *et al.*, 2014), sensores FBGs são quimicamente estáveis e têm dimensão reduzida, na ordem de micrometros de diâmetro e milímetros de comprimento, facilitando a implementação em lugares pequenos e irregulares (RORIZ *et al.*, 2013; KALINOWSKI *et al.*, 2010; MILCZEWSKI *et al.*, 2010). Também, destaca-se sua biocompatibilidade e imunidade à interferência eletromagnética (DENNISON *et al.*, 2008a; MIHAILOV, 2012). Em comparação com SG, as FBGs são menores, mais fáceis de implementar, minimamente invasivas, com menor risco de infecção, altamente precisas e multiplexáveis (RORIZ *et al.*, 2014), além disso, os sensores utilizando fibras óticas usam menos cabos para conectar o

sensor à eletrônica de monitoração.

Neste sentido, esta seção descreve o princípio de funcionamento da FBG e trabalhos a respeito das aplicações recentes para análise de parâmetros biomecânicos.

## 2.1 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

Nos próximos anos, aplicações *in vivo* de sensores óticos nas áreas biomédicas e biomecânicas serão de grande benefício para detectar e medir quase qualquer grandeza física (RORIZ *et al.*, 2013). Estes sistemas óticos de sensoriamento apresentam quatro componentes básicos: a fonte de luz, a fibra ótica, o elemento sensor e o detector. A fonte de luz proporciona a radiação eletromagnética cuja energia é transmitida através da fibra ótica para o elemento sensor, sob o princípio da reflexão interna total. O sensor ou transdutor é o modulador de luz, isto é, altera a propriedade da luz como, por exemplo, amplitude ou potência ótica, fase, polarização, e comprimento de onda ou frequência ótica, sob a influência de uma certa grandeza física, por exemplo, pressão, deformação ou temperatura. Assim, o sensor transmite uma alteração das propriedades da luz e o detector é necessário para ler e analisar essa alteração (RORIZ *et al.*, 2013).

Dispositivos óticos tiveram uma grande evolução para a aplicação em telecomunicações, mas foi com a descoberta da fotossensibilidade por Hill e seus colaboradores em 1978 (HILL *et al.*, 1978), que a aplicação das fibras óticas como sensores foi impulsionada. Através da descoberta da fotossensibilidade destas fibras, foi possível a gravação de uma rede que se comporta como um sensor baseado na modulação do índice de refração do núcleo da fibra ótica, e responde à perturbações térmicas e mecânicas.

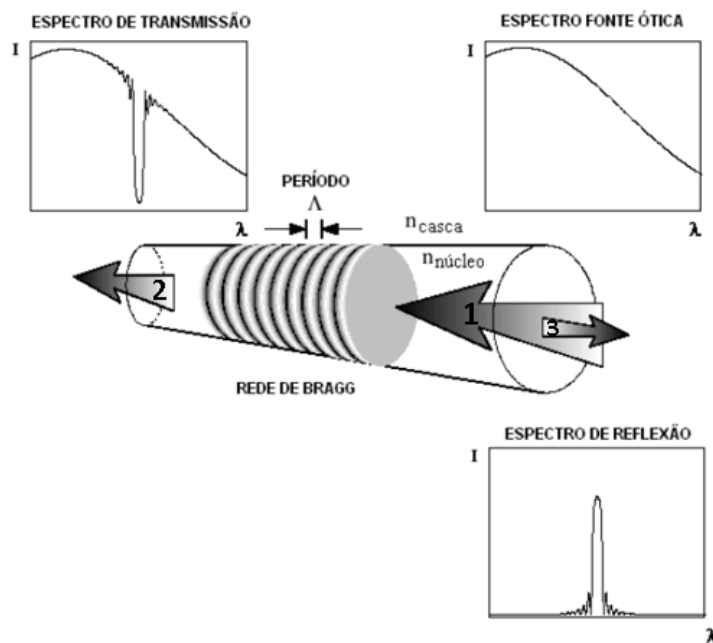
Na experiência de Hill *et al.* (1978), a luz de um laser de Argônio foi acoplada com uma fibra de sílica dopada com germânio. Foi verificado que na extremidade oposta da fibra clivada surgia um padrão de interferência formando uma onda luminosa estacionária no interior do núcleo da mesma. Verificou-se ainda que nos pontos de máxima intensidade havia a alteração permanente e periódica do índice de refração do núcleo da fibra. Esta propriedade, que algumas fibras apresentam após a exposição à radiação ultravioleta, deu-se o nome de fotossensibilidade. A rede periódica gravada chama-se rede de Bragg (HILL *et al.*, 1978).

Sendo assim, a FBG é uma estrutura periódica gravada em uma fibra ótica que induz uma banda proibida ao redor do comprimento de onda de Bragg, impedindo a propagação dessas frequências, funcionando como um refletor seletivo. Em termos funcionais, as redes de Bragg têm comportamento semelhante ao filtro eletrônico rejeita faixa (OTHONOS, 1997).

Uma característica importante da FBG é o fato de que perturbações externas como compressão, tração ou variações de temperatura alteram o comprimento de onda central refletido. Essa codificação espectral diminui problemas derivados de ruídos de intensidade que afetam outros tipos de sensores e facilita a calibração. Quando uma FBG é iluminada por uma fonte ótica banda larga, somente os comprimentos de onda que satisfazem a condição de Bragg são refletidos, enquanto os demais são transmitidos.

A luz guiada ao longo do núcleo da fibra ótica será refletida por cada plano da rede. Se a condição de Bragg não for satisfeita, a luz refletida em cada plano torna-se progressivamente fora de fase e eventualmente a intensidade de luz refletida é cancelada. Quando a condição de Bragg é satisfeita, a contribuição da luz refletida por cada plano da rede contribui construtivamente na direção contra propagante, formando uma banda de reflexão com comprimento de onda central definido pelos parâmetros da rede (OTHONOS; KALLI, 1999).

A Figura 2.1 mostra um esquema do funcionamento da FBG.



**Figura 2.1: Desenho esquemático de espectros da rede de Bragg.**

**Fonte: Adaptada de Othonos e Kalli (1999).**

A seta 1 indica o espectro de banda larga emitido por uma fonte de luz ótica, a seta 2 representa o espectro transmitido pela fibra e a seta 3 é o espectro refletido pela rede de Bragg, este último é o espectro de interesse estudado.

A condição de Bragg é dada pela Equação 2.1 (OTHONOS, 1997):

$$\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda \quad (2.1)$$

onde  $\lambda_B$  é o comprimento de onda de Bragg,  $\Lambda$  é o período da modulação do índice de refração e  $n_{eff}$  é o índice de refração efetivo do núcleo da fibra. O índice de refração efetivo e o espaçamento periódico entre os planos da FBG serão afetados por mudanças de temperatura e/ou deformação os quais modificarão o espectro refletido pela FBG. A partir da equação 2.1, o deslocamento do comprimento de onda de Bragg devido a alterações de deformação e temperatura é descrito pela Equação 2.2 (OTHONOS, 1997):

$$\begin{aligned} \Delta\lambda &= \Delta\lambda_{B,l} + \Delta\lambda_{B,t} \\ \Delta\lambda &= 2\left(\Lambda\frac{\partial n}{\partial l} + n\frac{\partial \Lambda}{\partial l}\right)\Delta l + 2\left(\Lambda\frac{\partial n}{\partial T} + n\frac{\partial \Lambda}{\partial T}\right)\Delta T \\ \Delta\lambda &= S_l\Delta l + S_t\Delta T \end{aligned} \quad (2.2)$$

onde  $n$  é o índice de refração,  $\Delta l$  a variação de deformação,  $\Delta T$  a variação de temperatura,  $\Delta\lambda_{B,l}$  é a variação do comprimento de onda devido à deformação aplicada e  $\Delta\lambda_{B,t}$  é o efeito térmico sob o mesmo parâmetro. Os termos  $S_l$  e  $S_t$  representam os coeficientes de sensibilidade de deformação e de temperatura dos sensores FBG. Os valores do módulo de Young e do coeficiente de Poisson para a sílica são 70 GPa e 0,19, respectivamente (LAWRENCE *et al.*, 1999).

O desenvolvimento de sensores a fibra ótica utilizando redes de Bragg para monitorar tensão óssea, além de outros parâmetros biomecânicos, atrai a atenção de diversos grupos de pesquisa, para diferentes aplicações (CARVALHO *et al.*, 2011; DENNISON *et al.*, 2008a; RAO *et al.*, 1997), devido às suas qualidades, anteriormente citadas.

## 2.2 APLICAÇÕES RECENTES DE FBG EM ESTUDOS BIOMECÂNICOS

O desenvolvimento de sensores para monitorar parâmetros relativos ao corpo humano é de extrema importância para o avanço das ciências da saúde e vem se aperfeiçoando constantemente em virtude do desenvolvimento e expansão de novas tecnologias. Ao aferir os sinais provenientes do corpo humano e comparar com padrões previamente estabelecidos, se torna possível realizar o diagnóstico e acompanhamento de padrões fisiológicos e/ou patológicos.

O grande potencial das redes de Bragg para aplicações biomecânicas nas últimas décadas tem sido demonstrado através de diversos trabalhos publicados, os quais descrevem o uso da FBG com a finalidade de avaliar algum parâmetro biomecânico, avaliar propriedades de



materiais utilizados junto ao corpo humano, ou aperfeiçoar algum procedimento médico.

O trabalho de Fresvig *et al.* (2008) é relevante no sentido de mostrar a eficiência das FBGs em comparação com SG para mensuração de deformações ósseas. Nesse trabalho foram realizadas medições em um tubo acrílico e em uma amostra extraída de diáfise do fêmur humano. Em cada uma das amostras foram usados quatro sensores de fibra ótica e quatro *strain gauges*, intercalados a cada 45° em torno da circunferência. O osso não é um material isotrópico ideal, e foi observado que as leituras de deformação dos sensores no estudo ósseo mostraram menos linearidade do que no estudo do tubo acrílico. No entanto, não foram encontradas diferenças significativas entre os *strain gauges* e as fibras óticas nas medições de ambas as amostras. Os autores concluíram que as FBGs são, portanto, adequadas para medições dinâmicas de deformação óssea *in vitro* e também devem ser adequadas para utilização *in vivo*.

Reikeras *et al.* (2011) também fizeram aplicação de FBGs em estrutura óssea e descreveram a importância de se mensurar a tensão cortical externa e interna do fêmur na região proximal após a inserção de uma prótese em forma de haste, pois tensões na região interna do osso interferem no afrouxamento da prótese. As medidas foram realizadas em um fêmur de cadáver humano com *strain gauges* e FBGs. Os resultados demonstram que a condição cortical externa não corresponde à situação do córtex interno e também destacam a importância da superfície cortical interna para o crescimento interno do osso e a estabilidade da prótese. A configuração experimental desse estudo pode ser vista na Figura 2.2.



**Figura 2.2:** Configuração experimental com *strain gauges* e fibras óticas (indicadas por setas). Prótese de haste femoral cimentada no canal medular.

**Fonte:** Reikeras *et al.* (2011).

Talaia *et al.* (2007) apresentam uma metodologia experimental para determinar tensões em um fêmur intacto e fixado (uma fratura em 45° foi simulada), utilizou-se FBGs e *strain gauges*. Essa metodologia experimental é uma forma de avaliar tensões de placas ósseas, também pode ser utilizada para obter tensões nas superfícies de implantes em locais onde o uso de *strain gauges* não é tecnicamente viável.

No trabalho de Mishra *et al.* (2010) o estudo ósseo foi a respeito do efeito da descalcificação sobre a resposta de deformação de uma tíbia de cabra *in vitro* utilizando FBGs. Foram recolhidas duas amostras ósseas semelhantes do mesmo animal e uma foi parcialmente descalcificada. A resposta de deformação de osso descalcificado e não tratado foi tomada simultaneamente para monitorar os efeitos da perda de cálcio e da degradação com o tempo. Como resultado mostrou que a resposta da tensão indica diretamente o grau de cálcio presente no osso.

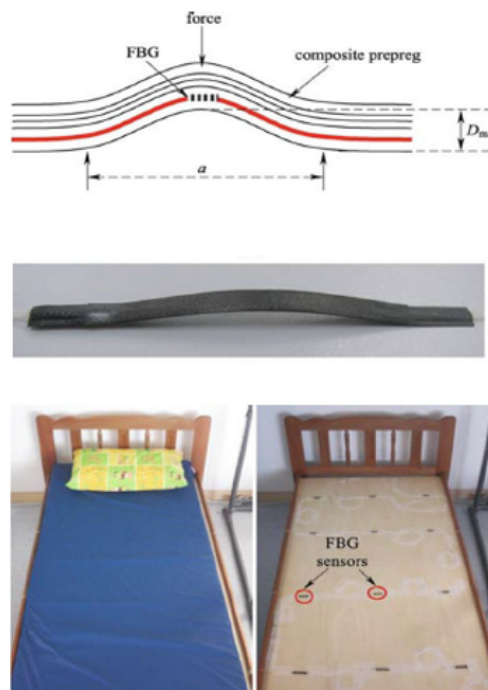
Um sensor de deslocamento baseado em FBG é proposto para monitorar tensões em tendões e ligamentos em diferentes posturas e na locomoção (REN *et al.*, 2007). Após a calibração do sensor em laboratório, foi realizada uma comparação entre sensores em fibra ótica e sensores tradicionais de deslocamento com câmera. Experimentos adicionais foram realizados em joelhos de cadáveres para avaliar a capacidade da FBG em medir a deformação do ligamento em uma variedade de posturas simuladas. Os resultados demonstram que o sensor proposto é um método preciso, facilmente implantável e minimamente invasivo para medidas em tendões e ligamentos.

FBGs são descritas como sensores de pressão em diversos trabalhos. Mohanty *et al.* (2007) apresentam estudos preliminares com cadáveres utilizando FBGs como sensores de pressão intra articular. O sensor pode ser utilizado para estudos *in vitro* e *in vivo* da interface tíbiofemoral. Os resultados mostraram que o sensor pode detectar desalinhamentos e distribuição de tensões de contato em extensão e flexão do joelho. Este sensor pode ser usado para o alinhamento de próteses durante cirurgia de substituição total da articulação do joelho.

Em outros estudos FBGs são utilizadas para medir pressão nos discos intervertebrais *ex vivo* de porcos (DENNISON *et al.*, 2008b) e humanos (DENNISON *et al.*, 2008a). Na segunda aplicação a FBG foi utilizada para medir a resposta da pressão intravertebral à carga compressiva em cinco unidades funcionais lombares da coluna vertebral. A pressão medida pelo sensor FBG variou linearmente com a carga compressiva aplicada. A medição de pressão com FBGs é menos agressiva para a biomecânica da coluna do que as técnicas já existentes, o que aumenta a sua utilidade potencial *in vivo*, reduzindo o risco e o desconforto da medição da pressão intervertebral. A FBG também foi utilizada para medições de força/estresse na articulação de quadris humanos de cadáveres (DENNISON *et al.*, 2010). As medições em articulações de

cadáveres apresentaram repetibilidade. Com uma validação adicional, os sensores FBGs podem ser usados para estudar as relações entre as forças e pressões de contato em ambas as articulações saudáveis e degeneradas.

Há aplicação desses sensores também na análise da relação entre o corpo humano e objetos, como colchões e capacetes. No trabalho de Hao *et al.* (2010) foi desenvolvido um sistema inteligente de sensor multifuncional FBG que pode mapear os pontos de pressão abaixo de pacientes e ainda monitorar taxas respiratórias e outros parâmetros. Neste estudo, doze sensores FBGs são incorporados em material plástico reforçado com fibra de carbono em forma de arco e montados na superfície do leito para formar uma matriz 3 x 4, o leito foi então coberto pelo colchão habitual. Um grupo de amostra de 10 sujeitos foram submetidos a ensaios em laboratório e o sistema capturou e exibiu o movimento do corpo e o padrão de respiração. Tais sistemas apresentam características vantajosas se comparados com os sistemas comerciais, os quais apresentam algum nível de desconforto para o paciente. No entanto, mais estudos são recomendados para capturar com precisão a maioria dos sinais vitais que ajudam os profissionais a observar os pacientes acamados corretamente. Na Figura 2.3 pode ser visto o desenho que ilustra a construção da estrutura com as FBGs incorporadas e também a distribuição dos sensores pela cama.



**Figura 2.3:** Desenho que ilustra a FBG incorporada em um laminado, e localização dos sensores na cama.

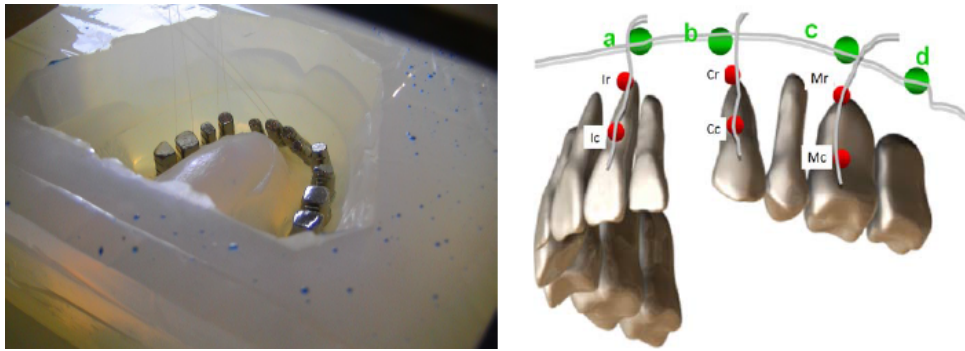
**Fonte:** Hao *et al.* (2010).

No trabalho de Butz e Dennison (2015), a FBG é utilizada para medir forças de impacto entre a cabeça e um capacete. O transdutor compreende uma superestrutura de alumínio projetado para resistir a forças de impacto típicos de impacto de capacete e ter ressonâncias que permitam que o sistema global sensor possa capturar todos as componentes relevantes de força do impacto. Foi possível demonstrar a repetibilidade do sensor, tanto no domínio da força quanto no domínio da frequência, permitindo que arranjos de transdutores de força possam ser implantados em testes de capacete para medir distribuição de forças e relacionar com possíveis traumatismos cranianos.

A utilização de FBGs pode se dar no campo da cirurgia robótica, Berg *et al.* (2015) apresentam uma agulha orientável que facilita o direcionamento ativo para locais de destino predefinidos. A parte interna da agulha foi equipada com FBGs para medir a configuração das agulhas e a posição da ponta durante o uso. Com esta configuração de agulha e o método de controle mais básico, uma precisão de foco de  $6,2 \pm 1,4$  milímetros, e uma precisão de orientação de  $2,6 \pm 1,1$  milímetros foi alcançada. A investigação sobre interações agulha-tecidos está em curso e deverá melhorar tanto a configuração mecânica quanto a abordagem de controle.

Em diversos trabalhos são descritas aplicações de FBGs na área de odontologia. O objetivo no trabalho de Milczewski *et al.* (2012) foi mostrar a possibilidade de utilizar sensores FBG para instrumentar partes de uma maxila artificial e medir a tensão interna transmitida pelos aparelhos ortodônticos e ortopédicos para os dentes e para o osso adjacente. Os sensores detectaram que as forças ortodônticas não foram transmitidas para a superfície da maxila de forma homogênea. Esta informação é importante para esclarecer e correlacionar os efeitos indesejáveis como a absorção da raiz do dente e dor local durante o tratamento ortodôntico. Na Figura 2.4 pode ser visto o molde utilizado para a modelagem da maxila e o desenho esquemático da distribuição dos sensores.

Milczewski *et al.* (2006a) usaram FBGs para determinar a contração e expansão da polimerização de três produtos de gesso (gesso comum, pedra dentária e pedra dentária de alta resistência) para monitorar a evolução da deformação e da temperatura durante a fase de secagem do material. Foram utilizados dois sensores FBG; um sensível à deformação e à variações de temperatura, e o outro colocado numa agulha dupla para monitorar apenas as variações de temperatura durante a reação. Os resultados mostram que o gesso comum demonstrou maior expansão do que os demais. A técnica utilizando FBGs pode ser uma ferramenta adequada para que os dentistas melhor manipulem um material e assim seja possível prever como ele vai se comportar *in vivo*.



**Figura 2.4:** Fotografia do molde para a modelagem da maxila e desenho esquemático da distribuição espacial dos sensores de rede de Bragg nos dentes e maxila.

Fonte: Milczewski *et al.* (2012).

Milczewski *et al.* (2006b) investigaram as forças aplicadas na superfície de um dente incisivo utilizando FBG. Os experimentos foram realizados em maxila artificial com dentes de cera e metal e os dentes foram instrumentados com aparelho ortodôntico fixo. Uma FBG gravada em fibra HiBi foi colocada entre a superfície incisiva e o suporte ortodôntico, e cargas foram aplicadas, representando o aparelho auxiliar. Os resultados mostraram que o tamanho pequeno e a alta sensibilidade do sensor FBG permitem a determinação de forças aplicadas ortogonalmente à superfície dos dentes. Esta técnica é promissora e pode ser utilizada em outros tipos de aplicações ortodônticas para experiências *in vivo*.

No estudo de Tiwari *et al.* (2011) FBGs são utilizadas para mensurar tensões distribuídas em um modelo de mandíbula e um protetor bucal para estimar o impacto e a capacidade de absorção do protetor bucal. Os desvios de comprimento de onda de Bragg para a FBG do modelo de mandíbula foi muito menor do que o deslocamento para a FBG ligada no protetor bucal, indicando que a maior parte da energia de impacto é absorvida pelo protetor bucal.

Aplicar sensores para monitorar parâmetros *in vivo* depende de estudos prévios. A maioria dos estudos citados anteriormente foi feito visando sua evolução e posterior aplicação *in vivo*. O sensor desenvolvido nesta pesquisa com aplicação para monitorar o processo mastigatório em animais ruminantes e a análise de deformação óssea, teve como estudos precursores as pesquisas de Wosniak *et al.* (2012) e Karam *et al.* (2014)

Na pesquisa de Wosniak *et al.* (2012) a FBG foi utilizada em testes *in vitro*. Foram reproduzidos movimentos de mastigação em um crânio cadavérico de cabra, simulando a mastigação de duas plasticinas com diferentes texturas. A FBG foi utilizada para a detecção da deformação óssea, colada diretamente ao ramo da mandíbula, próximo à articulação; e um classificador foi utilizado para o reconhecimento dos padrões dos sinais de mastigação oriundos

das plasticinas. Para dois padrões mastigatórios, esse estudo apontou 100% de acerto no reconhecimento dos materiais mastigados, mostrando eficiência da FBG além de uma boa relação sinal/ruído. Em seguida esse mesmo sensor passou por testes *ex vivo* (KARAM *et al.*, 2014). Foram reproduzidos movimentos de mastigação em uma cabeça de novilho recém descartada por uma indústria de alimentos. O sinal foi obtido através da mastigação de duas plasticinas de texturas diferentes e também de movimentos mastigatórios sem a existência de material entre as arcadas dentárias. Nesse ensaio, os movimentos mastigatórios foram realizados pelo operador através da manipulação externa do maxilar inferior. O sinal padrão adquirido através da mastigação foi submetido a um classificador de padrões que forneceu baixo número de respostas erradas, com uma taxa de erro de 5%, mais uma vez mostrando a eficiência do sensor FBG. O local da incisão com o cabo ótico são vistos na Figura 2.5, novamente o sensor foi colado diretamente sobre o tecido ósseo.



**Figura 2.5:** Fotografias mostrando o local da incisão e o cabo ótico saindo da posição de fixação do sensor no ponto de medição.

**Fonte:** Karam *et al.* (2014).

A seguir são descritos estudos utilizando FBGs realizados *in vivo*.

### 2.2.1 APLICAÇÕES *IN VIVO*

Nas últimas décadas redes de Bragg demonstraram grande potencial para aplicações no campo da biomecânica e engenharia de reabilitação. O desenvolvimento destes sensores para monitoração *in vivo* de parâmetros biomecânicos atraiu a atenção desde a virada do século com trabalhos de Wehrle *et al.* (2001), Tjin *et al.* (2001) devido às características intrínsecas da FBG.

Na pesquisa de Wehrle *et al.* (2001) a FBG foi utilizada para medir deformações torácicas do paciente. O sensor foi capaz de detectar movimentos respiratórios com compo-

mentes de frequência até 10 Hz. Esta aplicação pode ser utilizada para desencadear a entrada da ventilação assistida em um paciente ou para monitorar a ventilação de alta frequência oscilatória.

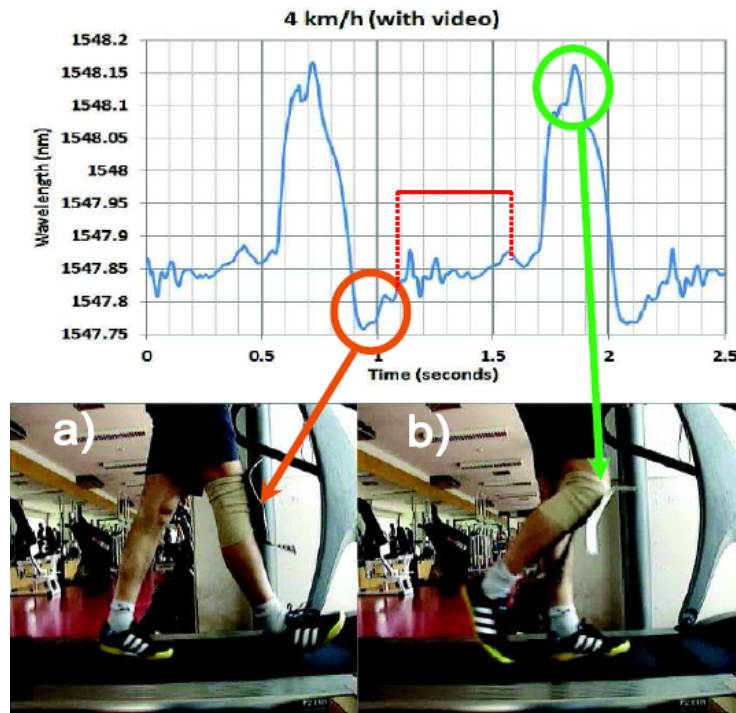
Já na pesquisa de Tjin *et al.* (2001) FBGs foram utilizadas para controlar a força e a temperatura de placas dentárias usadas por pacientes que sofrem de apneia do sono. Devido ao tamanho pequeno dos sensores, puderam ser facilmente incorporados à placa de forma que não afetou sua eficácia, e, ao mesmo tempo, através da mensuração da pressão e temperatura foi capaz de indicar se a placa foi utilizada de forma adequada pelos pacientes.

Desde então, pesquisas *in vivo* continuaram a ser desenvolvidas. O estudo de Karam *et al.* (2012) mostra diversas formas de esterilização das FBGs, para que as mesmas possam ser utilizadas *in vivo*, e como resultado sugere que a autoclave e óxido de etileno são as melhores escolhas para a esterilização.

Rocha *et al.* (2011) utilizam a FBG para obter medidas dos movimentos do joelho, em flexão e extensão. A fibra ótica com a FBG foi colocada dentro de uma película polimérica que facilita seu ajuste na articulação, mantendo ao mesmo tempo sua capacidade de detecção do sinal. O sistema projetado e fabricado demonstra vantagens na área médica, pois a fibra ótica não é afetada por interferência eletromagnética, nem o sistema necessita de componentes eletrônicos complexos e caros e de peças mecânicas. Outra vantagem é a possibilidade de medir, registrar e avaliar parâmetros mecânicos específicos do movimento dos membros. Pacientes com problemas de saúde óssea, muscular e articular, bem como atletas, estão dentro das aplicações mais importantes do usuário final. A Figura 2.6 ilustra a utilização da FBG para essa aplicação.

Galvão *et al.* (2017) apresentaram a utilização de FBGs para mapear a deformação em diferentes posições de prótese transtibial feita de polímero reforçado com fibra de carbono. Sensores foram incorporados dentro da estrutura protética; além de apresentarem impacto mínimo sobre o projeto, ainda permitem monitoramento em tempo real da deformação da estrutura. Os testes foram realizados com um voluntário não amputado, foi utilizado um adaptador mecânico. Os resultados obtidos mostram a deformação da estrutura mecânica da prótese em diferentes pontos, o que pode ser útil para registrar sessões de treinamento, detectar falhas de material ou estudar forças de reação no solo durante avaliações periódicas, poderá também auxiliar no estudo de materiais utilizados na fabricação de próteses. Além disso, a análise dos resultados também poderia ser aplicada para o ajuste e monitoramento da prótese em pacientes com amputação real.

Silva *et al.* (2011) desenvolveram uma luva de detecção portátil para monitorar os mo-



**Figura 2.6:** Fotos e gráfico que demonstram o momento de mínima e máxima deformação no sensor para uma caminhada de 4 km/h.

Fonte: Rocha *et al.* (2011).

vimentos das mãos. A capacidade de detecção de luvas é baseada em FBGs. Uma única fibra óptica cruza toda a mão com FBGs em pontos específicos, como as articulações dos dedos. A resposta do sensor foi linear aos movimentos da mão para abertura e fechamento. Através da resposta do sensor, foi possível recuperar informações sobre os ângulos articulares a partir dos quais pode ser estimado outro conjunto de informações como a força do dedo. A simplicidade do sistema e o desempenho o tornam adequado para aplicações de fisioterapia, estudo da cinemática humana durante a atividade esportiva, realidade virtual ou mesmo aplicações de controle remoto.

No trabalho de Arkwright *et al.* (2009) foram fabricados cateteres de fibra óptica com FBGs gravadas ao longo de seu comprimento para o diagnóstico de distúrbios da motilidade gastrointestinal, neste estudo são demonstrados testes *in vitro* e *in vivo*. O cateter de fibra óptica é significativamente menor e mais flexível do que dispositivos semelhantes comercialmente disponíveis tornando a intubação mais fácil e melhorando a tolerância do paciente durante os procedimentos de diagnóstico.

Al-Fakih *et al.* (2016) apresentam uma forma de sensoriamento a base de sensores FBG capazes de medir a pressão na interface entre uma prótese transtibial e o coto do indivíduo. A



distribuição de pressão homogênea em uma prótese transtibial é de grande importância para proporcionar melhora da função e mobilidade dos usuários durante as atividades de vida diária.

Umesh *et al.* (2016) relatam um estudo *in vivo* para a medição dinâmica da força de mordida gerada por dentes distintos usando FBG. O sensor proposto é um dispositivo intra-oral, desenvolvido para a transdução da força da mordida exercida na superfície oclusal, que gera variação de tensões numa placa base, que por sua vez são detectadas pelas FBGs coladas sobre a placa. Os resultados obtidos mostram forças de mordida clinicamente relevantes que variam de 176 N a 635 N. O sensor desenvolvido se apresentou viável para ser utilizado em estudos clínicos biomecânicos da função oral.

O estudo de Prasad *et al.* (2014) descreve o uso do sensor para detectar a distribuição das tensões plantares no pé humano e analisar a estabilidade postural. As magnitudes das tensões plantares detectadas e o padrão da distribuição dessas tensões podem ser usadas para identificar as zonas com excesso de tensão em comparação com outras localizações do pé. Essa informação serve de referência para um especialista poder projetar palmilhas personalizadas. Esse trabalho aponta como vantagens do sensor FBG seu tamanho reduzido, capacidade de multiplexação, livre de interferência eletromagnética e a não necessidade de corrente elétrica. A placa de medição desenvolvida demonstrou ter um grande potencial para uso em aplicações biomecânicas envolvendo testes em humanos, o desenho esquemático pode ser visto na Figura 2.7. Recentemente, o trabalho de Domingues *et al.* (2017) apresenta a concepção e implementação de uma palmilha instrumentada com FBGs para monitorar a distribuição das forças na superfície plantar durante a marcha e deslocamentos do centro de massa corporal. As medidas adquiridas demonstraram sensibilidade de até 11.06 pm/N. Os dados gerados podem ser utilizados para analisar a estrutura do pé e anomalias, como distúrbios da coluna vertebral e quadro clínico relacionado com diabetes; também tem aplicação no campo da robótica de reabilitação.

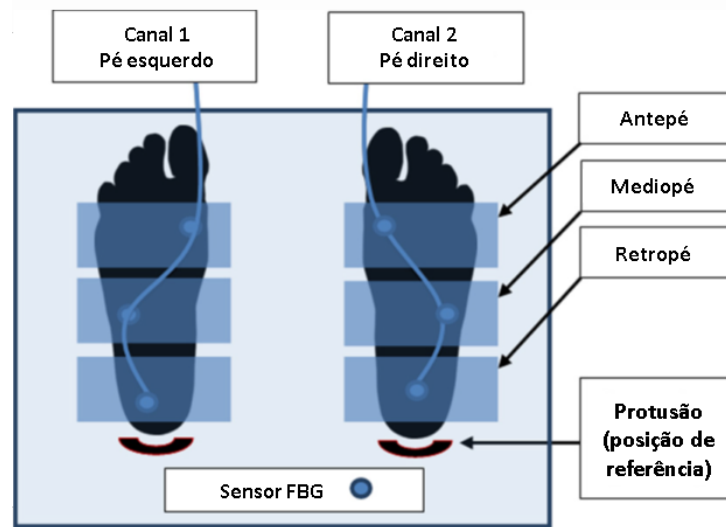
Em outro estudo (PRASAD *et al.*, 2013), a FBG é utilizada para medir tensões na região do músculo gastrocnêmio<sup>1</sup>, associada à uma medição feita por ultrassom do fluxo sanguíneo na região da coxa, para determinar exercícios que tenham melhores resultados na prevenção da trombose venosa profunda.

A FBG também foi utilizada com diferentes técnicas de fixação para adesão à pele do paciente, na região do músculo gastrocnêmio, para avaliar os movimentos musculares da perna durante caminhada e corrida (KARAM *et al.*, 2013).

A pesquisa de Carvalho *et al.* (2011) aponta que sensores FBGs são uma alternativa

---

<sup>1</sup>Músculo biarticular que fica na região posterior da perna, responsável pela flexão do joelho e flexão plantar do tornozelo.



**Figura 2.7: Desenho esquemático da placa sensora de tensão plantar.**

**Fonte: Adaptada de Prasad *et al.* (2014).**

promissora para estudar a biomecânica óssea *in vivo*. Os resultados obtidos em sua pesquisa mostram que as células osteoblásticas foram capazes de aderir e proliferar sobre a fibra com ou sem revestimento de proteção, apresentando excelente citocompatibilidade osteoblástica, além disso, a FBG manteve a integridade física assim como sua funcionalidade, o que indica que há um grande campo de estudo a ser explorado.

Com base nas boas previsões que sugerem o uso de FBGs para aplicações *in vivo*, no presente trabalho são realizados testes de caracterização e calibração de sensores FBGs encapsulados, para que seu comportamento seja completamente conhecido e assim, permita a aplicação deste em uma mandíbula bovina *in vivo*, para medidas de deformações na superfície a partir de carregamentos realizados pela mastigação de diferentes alimentos.

### 3 ESTRUTURA ÓSSEA MANDIBULAR E PROCESSO MASTIGATÓRIO ANIMAL

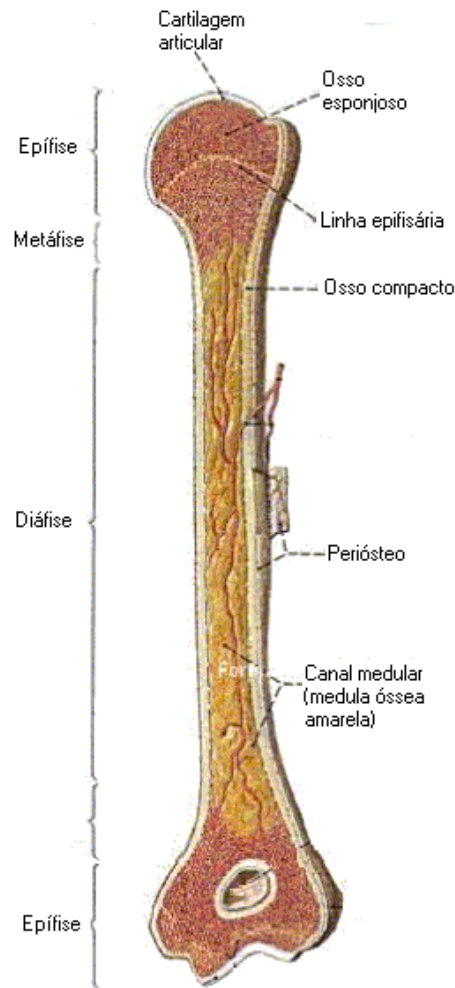
Nesta seção são descritos trabalhos a respeito das principais características do tecido ósseo e da biomecânica da mastigação de humanos e bovinos. É importante fazer essa comparação, pois assim, possibilita que estudos feitos com humanos possam ser utilizados como referência para estudos feitos com esses animais.

#### 3.1 FISIOLOGIA ÓSSEA

O osso é um tecido vivo e tem como funções proporcionar estrutura e suporte, possibilitando o funcionamento do aparelho locomotor, além de proteger órgãos importantes (GARDNER *et al.*, 2010). São características notáveis sua rigidez e resistência. Para que essas características possam coexistir, o osso tem variações em sua estrutura interna (GUYTON; HALL, 2006).

Há dois componentes macroestruturais ósseos reconhecidos. O tecido ósseo compacto ou osso cortical, constituído de várias lamelas cilíndricas, possui porosidade considerada baixa, em torno de 10%, este tecido forma a superfície da diáfise dos ossos longos. E o tecido ósseo esponjoso ou osso trabecular, formado também por lamelas ósseas, com disposição mais irregular e menos densa, que tendem a se orientar ao longo da direção da tensão principal em adaptação ao carregamento externo; é uma estrutura altamente porosa, em torno de 50 - 90%. Este tecido ocupa as metáfises e as epífises dos ossos longos (GARCÍA *et al.*, 2002), essas estruturas podem ser vistas na Figura 3.1. A estrutura de ambos apresenta mudanças em resposta à carga aplicada, imobilização, influências hormonais e de outros fatores. No entanto, o osso esponjoso geralmente tem uma maior taxa de atividade metabólica e parece responder mais rapidamente às mudanças nas cargas mecânicas do que o osso cortical (GARCÍA *et al.*, 2002).

Além das funções estruturais e de proteção, os ossos têm importante papel em alguns processos fisiológicos como na hematopoiese, os canais medulares dos ossos longos hospedam células tronco mesenquimais, capazes de dar origem a células maduras do sangue; equilíbrio



**Figura 3.1: Macroestrutura óssea.**

**Fonte: Adaptada de Brito e Favaretto (1997).**

ácido-base, o osso fornece sistemas tampões na forma de carbonatos e fosfatos durante a acidose metabólica crônica, permitindo a troca de  $H^+$  por cátions no osso; e reserva mineral, estão armazenados no osso, aproximadamente, 85% do fósforo e 99% do cálcio de todo o corpo (BAYLISS *et al.*, 2011).

Em sua microestrutura, os ossos são compostos por tecido conjuntivo, o qual é constituído por matriz orgânica, matriz mineral e células osteogênicas. A matriz orgânica é composta por colágeno Tipo I que constitui aproximadamente 95% desta matriz e fornece ao osso resistência a forças de tração. A parte restante é composta por proteoglicanos e proteínas não colagenosas. A matriz mineral constitui cerca de dois terços da matriz óssea total e é composta principalmente por íons de cálcio e de fosfato sob a forma de cristais de hidroxiapatita. Outros constituintes incluem íons de magnésio, sódio, potássio e fluoreto. Estes fornecem ao osso força sob cargas de compressão (BAYLISS *et al.*, 2011).

As células osteogênicas, principais células que atuam no crescimento, adaptação e remodelação óssea são os osteoblastos e osteoclastos, recobrem o tecido ósseo; e os osteócitos, encontrados mais internamente ao osso.

Os osteoblastos são as células formadoras de osso, sua principal função é a síntese e mineralização da matriz orgânica, são encontrados sempre na camada que reveste a matriz óssea que eles produzem. Uma vez presos dentro de matriz mineralizada, se tornam osteócitos. Estes formam o maior constituinte dos ossos, e são dez vezes mais numerosos do que os osteoblastos. Osteócitos atuam principalmente como mecano-sensores e, assim, convertem o estímulo da carga mecânica em sinais bioquímicos (BAYLISS *et al.*, 2011).

Por outro lado os osteoclastos realizam a reabsorção óssea, regulados por fatores hormonais e de crescimento, bem como estímulos mecânicos. São células grandes multinucleadas derivadas da linhagem monócito / macrófago. A sua função é a degradação localizada da matriz óssea e minerais durante a reabsorção óssea (BAYLISS *et al.*, 2011). Quando maduros, os osteoclastos eliminam componentes do tecido ósseo, a partir de um processo eficiente onde diminui-se o pH de 7 para 4, e desta forma dissolve o mineral e degrada boa parte da matriz orgânica, permite então que o tecido ósseo antigo seja substituído pelo tecido em formação (HUISKES *et al.*, 2000). Estes sistemas de absorção e reabsorção óssea ocorrem constantemente ao longo da vida.

Todos os processos biológicos que ocorrem com o sistema músculo-esquelético são de grande complexidade pois fatores hormonais, genéticos, vasculares, juntamente com variações da pressão local sobre as membranas celulares, ativam ou inibem a formação ou desaparecimento de tecidos. O corpo humano tem uma incrível capacidade de regeneração esquelética que aparece quando ocorre algum dano ou fratura no sistema ósseo. A ideia de que a regeneração esquelética ou a remodelagem óssea são afetadas pelos carregamentos mecânicos que lhe são impostos foi discutida já no final do século XIX por Roux, 1881 e Wolf, 1892 (HUISKES *et al.*, 2000).

Com a evolução das técnicas de controle dos processos celulares diversas teorias e técnicas clínicas sofreram modificações para otimizar seus processos. A mecanobiologia estuda como as condições físicas ou mecânicas regulam os processos biológicos (CARTER *et al.*, 1998). Desta forma pode-se melhor entender como processos de regeneração esquelética ocorrem. Os processos de reparo de uma fratura óssea podem ser divididos em três partes (BAYLISS *et al.*, 2011) (CARTER *et al.*, 1998):

1. Na primeira etapa, há proliferação do tecido pluripotencial que pode se diferenciar em cartilagem, osso, ou tecido fibroso, sendo que nesta fase, além dos fatores biológicos,

percebem-se alterações também pelo ambiente mecânico, muito embora este processo não seja claro. O osso começa o processo de remodelação após a ativação, com a separação das células de revestimento para expor o osso e o recrutamento de células precursoras de osteoclastos, nessa fase é iniciada a formação do calo ósseo.

2. Na segunda etapa, ocorre a ossificação endocondral da cartilagem formada no local da fratura. Neste momento nota-se que o processo não é tão alterado pelo estímulo mecânico, porém a velocidade da ossificação pode ser influenciada pelo carregamento mecânico. Um período de aumento da atividade dos osteoclastos, regulada por citocinas e hormônios locais. Apoptose<sup>2</sup> dos osteoclastos é a etapa final desta fase.

3. Na terceira etapa, é dado início à remodelação intramembranosa e endocondral do osso formado e está intimamente relacionado ao carregamento mecânico da mesma maneira que o desenvolvimento ósseo e adaptação funcional. O novo osso é formado pela produção de osteoblastos da matriz orgânica e controle da mineralização.

À nível tecidual, a diferenciação celular pode ser induzida pelo estímulo mecânico, tensões e deformações, que fornecem estímulos para a matriz. Com base em testes físicos de propriedades mecânicas e aproximações de carregamento tissular, padrões de diferenciação celular podem ser relacionados com padrões de carregamento mecânico. Em estudos iniciais o osso foi considerado uma estrutura capaz de adaptar-se a condições de carregamento externo. Desta maneira, o conceito de adaptação mecânica do osso diz que um estímulo mecânico pode provocar crescimento ou redução do tecido ósseo, enquanto a falta de estímulo pode levar a sua reabsorção. Atualmente sabe-se que a diferença entre o volume de osso formado e reabsorvido é descrito por  $\rho$  (osso produzido – osso reabsorvido), expressado por Frost, 1987. O valor de  $\rho$  é uma função dos níveis de tensão que atuam no osso. Um valor de  $\rho$  positivo indica aumento de massa óssea, enquanto um valor de  $\rho$  negativo indica reabsorção do osso (FROST, 2004).

Baseado nas magnitudes das deformações transmitidas mecanicamente até determinadas regiões do tecido, Frost propôs um critério para descrever o processo de remodelação óssea. A teoria mecanostática de Frost propõe quatro níveis de deformações que descrevem as tendências de comportamento do tecido ósseo a partir dos estímulos mecânicos. A aplicação dos conhecimentos que cercam as teorias que relacionam o comportamento do tecido biológico com os níveis de deformação presentes no tecido podem ser utilizados em áreas das ciências biológicas como a Odontologia, Fisioterapia, Medicina e Educação Física.

A Tabela 3.1 descreve os níveis de deformações mecânicas propostas por Frost, para aplicações clínicas dos conceitos apresentados na teoria mecanostática. Segundo a teoria, exis-

---

<sup>2</sup>Morte celular programada. Essa forma de morte celular é fisiológica e permite sua renovação.

tem quatro regiões estabelecidas segundo valores de deformação e relacionadas a um processo de “adaptação mecânica”. Como as deformações ósseas são tipicamente muito pequenas, é comum o uso do termo  $\mu\text{strain}$  ( $10^{-6}$  m/m). Essas quatro regiões estão divididas em faixas de deformação associadas à falta de estímulo, à carga fisiológica e também à sobrecarga patológica.

**Tabela 3.1: Tabela demonstrando a relação do comportamento do tecido ósseo em função da força aplicada e transmitida até a região em estudo.**

Resposta em Relação aos Carregamentos	Deformação	Pressão
Desuso Ósseo	50-100 $\mu\text{strain}$	1-2 MPa ou 0.1 $\text{kg}/\text{mm}^2$
Desenvolvimento de Tecido Ósseo	1000-1500 $\mu\text{strain}$	20 MPa ou 2 $\text{kg}/\text{mm}^2$
Micro Fratura	3000 $\mu\text{strain}$	60 MPa ou 6 $\text{kg}/\text{mm}^2$
Fratura Imediata	25.000 $\mu\text{strain}$	120 MPa ou 12 $\text{kg}/\text{mm}^2$

**Fonte: Adaptada de Frost (2004).**

Quando o valor da deformação está entre 50-100  $\mu\text{strain}$ , a perda de massa óssea devido a falta de estímulo pode ocorrer (fração  $\rho$  negativa). Esse fenômeno explica a reabsorção do osso alveolar (camada óssea delgada que circunda a raiz dos dentes) que ocorre após a perda de dentes, ou ainda, a formação de um tecido fibroso no lugar de osso em alguns pacientes que sofreram fraturas. Valores de deformação entre 1000-1500  $\mu\text{strain}$  encontram-se na janela de carga fisiológica e estão associados a processos normais de remodelagem óssea (fração  $\rho$  igual a zero). A janela de sobrecarga patológica está associada a valores em torno de 3000  $\mu\text{strain}$  e relacionados a absorção óssea e ao desenvolvimento de micro fraturas (fração  $\rho$  negativa). O máximo desse limite (em torno de 25000  $\mu\text{strain}$ ) é atingido quando o tecido ósseo não resiste mais ao aumento de tensão e resulta em fratura. Esses valores devem ser entendidos apenas como valores de referência (WISKOTT; BELSER, 1999).

Além da compressão mecânica causada em ossos longos pela ação da gravidade ou pela locomoção, a compressão óssea pode ocorrer em qualquer osso causada pela força exercida por músculos inseridos nos ossos. A seguir serão discutidas as forças atuantes em uma região óssea de interesse, causada pela ação muscular.

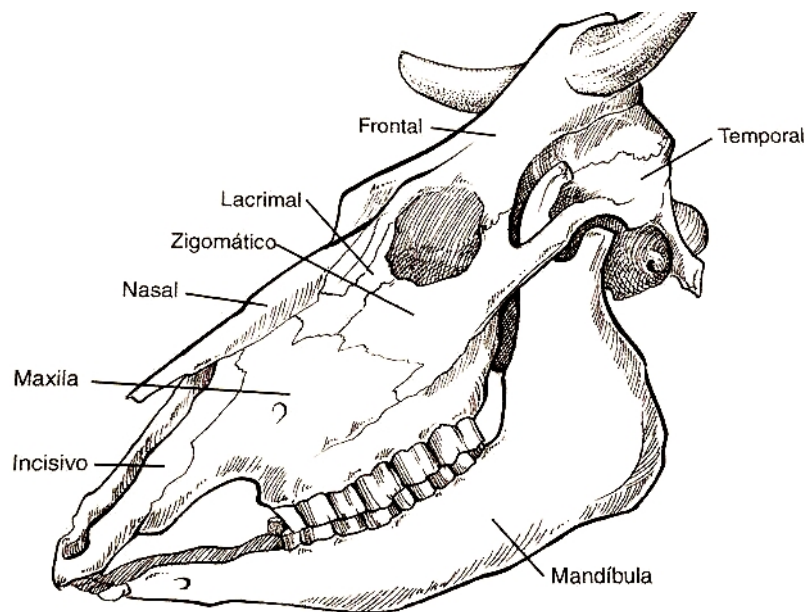
### 3.2 BIOMECÂNICA MASTIGATÓRIA

Será estudado neste trabalho a biomecânica da mastigação de bovinos, pois pretende-se implantar o sensor desenvolvido na mandíbula de um bezerro. Torna-se necessário, então, conhecer a anatomia e biomecânica da mastigação juntamente com as componentes de forças geradas no local de implante do sensor.

A articulação temporomandibular (ATM) é a articulação envolvida com o processo

mastigatório, portanto é importante conhecer a respeito de seus componentes e funcionamento.

O sistema mastigatório é composto pelos ossos maxilar, mandíbula e temporal, na Figura 3.2 é possível ver a localização desses ossos. Entre a superfície articular do osso temporal e do côndilo mandibular há um disco fibrocartilagenoso, que serve para auxiliar nos movimentos mandibulares. Além dos ossos, e do disco articular, ainda existem estruturas de tecido conjuntivo, como ligamentos, tendões, cápsula articular e fâscias que dão sustentação à articulação (DUTTON, 2010).



**Figura 3.2: Crânio bovino.**

**Fonte: Frandson *et al.* (2014).**

Os músculos que representam maior ação sobre a mandíbula, e conseqüente compressão sobre os ossos, são os músculos da mastigação. Estes têm inserções na mandíbula e são responsáveis por produzirem os movimentos mandibulares associados à mastigação.

Há um maior número de músculos responsáveis pelo fechamento (elevação) da mandíbula do que a abertura (abaixamento). Entre os músculos atuantes na mastigação estão: temporal, masseter, pterigóideos e digástrico; todos situados bilateralmente à mandíbula e ao crânio, descritos a seguir (FRANDSON *et al.*, 2014):

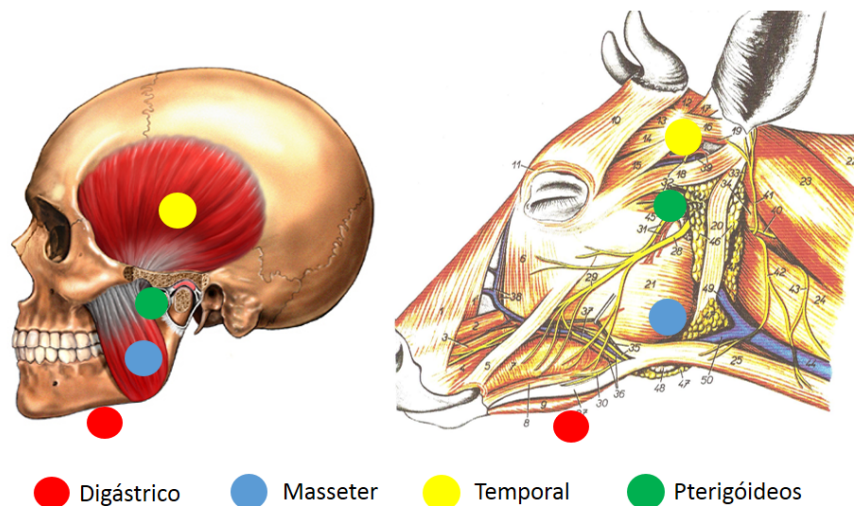
- O músculo temporal é um músculo forte que surge da crista sagital e da fossa temporal expansiva do crânio lateral e insere-se no processo coronoide da mandíbula. Sua ação é a de elevar a mandíbula, unindo os dentes superiores e inferiores.
- O músculo masseter é especialmente bem desenvolvido nas espécies herbívoras. Esse



potente músculo mastigador surge da região maxilar da face e do arco zigomático. Insere-se no aspecto caudal da mandíbula e sua ação básica é elevar a mandíbula e trazê-la para o lado.

- Medialmente à mandíbula estão os dois músculos pterigóideos, que surgem das partes ventrais do crânio (os ossos pterigoide e palatino) e inserem-se na mandíbula. Esses músculos ajudam a fechar a mandíbula e desempenham papel importante nos movimentos de trituração de um lado para o outro, típicos da mastigação dos herbívoros.
- A abertura da mandíbula é ajudada pela gravidade, mas o abaixamento forçado da mandíbula é sobretudo função do músculo digástrico, músculo que surge da região caudal da articulação temporomandibular e insere-se no ângulo da mandíbula.

Ao comparar a biomecânica da mastigação de seres humanos e bovinos, nota-se que os músculos da mastigação são semelhantes, tanto em relação aos nomes quanto suas origens, inserções e funções. Nessa análise, o ser humano se diferencia do bovino basicamente pela estrutura óssea como pode ser visto na Figura 3.3.



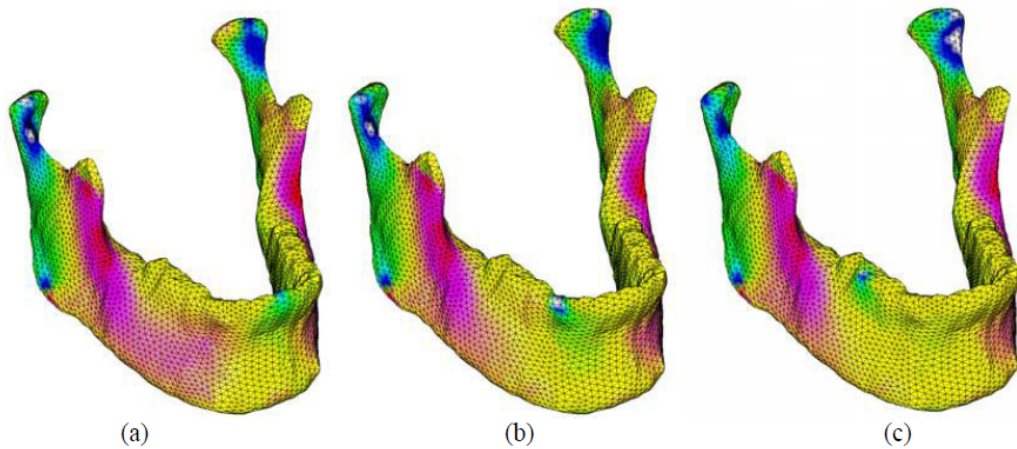
**Figura 3.3:** Esquema comparativo entre os músculos mastigatórios em um crânio humano e de um crânio bovino.

**Fonte:** Elaborada pelo autor.

Ao analisar as componentes de força que atuam sobre a mandíbula bovina e a mandíbula humana, é possível fazer uma relação de onde as componentes de força geradas pelos músculos

estarão atuando sobre a superfície óssea. Portanto, é possível utilizar e comparar estudos feitos em mandíbulas humanas para determinação das regiões de maior tensão mecânica, e assim, definir a região mais adequada para a implantação do sensor desenvolvido.

Estudos feitos por Silva *et al.* (2005) e Ramos *et al.* (2011) demonstraram como agem algumas tensões sobre a superfície externa da mandíbula. A Figura 3.4 demonstra os resultados obtidos no trabalho de Silva *et al.* (2005) através de simulação realizada pelo Método dos Elementos Finitos, resultados que foram confirmados através de arranjo experimental utilizando FBGs.



**Figura 3.4: Modelo de mandíbula humana que ilustra os padrões de tensão para as configurações de carga que incluíam as forças de reação oclusão no incisivo, canino e molar.**

**Fonte: Silva *et al.* (2005).**

A região em amarelo representa ausência de tensão, assim, é possível notar a existência de uma linha neutra na região central do ramo da mandíbula. É de grande importância esse conhecimento, pois ao estudar uma região adequada para fixação do sensor, é necessário escolher um local para fixá-lo que seja afetado pelas tensões ósseas causadas pela mastigação.

Em estudos *in vitro* (WOSNIAK *et al.*, 2012) e *ex vivo* (KARAM *et al.*, 2014), FBGs foram fixadas em regiões semelhantes, evitando a linha neutra descrita por Silva *et al.* (2005), e demonstraram grande eficácia na captação das tensões geradas pela simulação de movimentos mastigatórios. Além destes estudos, FBGs têm sido aplicadas em muitos outros, com a finalidade de análise biomecânica e também de materiais implantados ao organismo.

### 3.3 EXAMES ÓSSEOS

Na área da pesquisa *strain gauges* e FBGs são comumente utilizados para fins de análise de deformação óssea, porém na prática clínica de diagnóstico, são utilizadas outras técnicas para análise do tecido ósseo de forma mais geral. Nos últimos anos, várias novas modalidades de produção de imagens foram desenvolvidas (MEINZER *et al.*, 2002), a seguir serão descritos os exames mais utilizados atualmente.

Um dos mais difundidos e conhecidos exames imagiológicos é a radiografia, pois é o melhor método para avaliação óssea em geral, esse exame é útil para determinar a gravidade de uma possível lesão e demonstra certas características que permitem um diagnóstico, como exemplo, o envolvimento com partes moles, padrão de destruição óssea, reação periosteal<sup>3</sup>, tipo da matriz óssea, natureza da borda da lesão e o local da lesão (SZEJNFELD; ABDALA, 2008).

A Figura 3.5 mostra um exemplo de radiografia de um punho saudável, nesse exame o tecido ósseo por ter uma densidade mais alta se comparado com os tecidos adjacentes, absorve mais radiação e apresenta uma tonalidade mais clara na imagem gerada.



**Figura 3.5: Radiografia do punho**

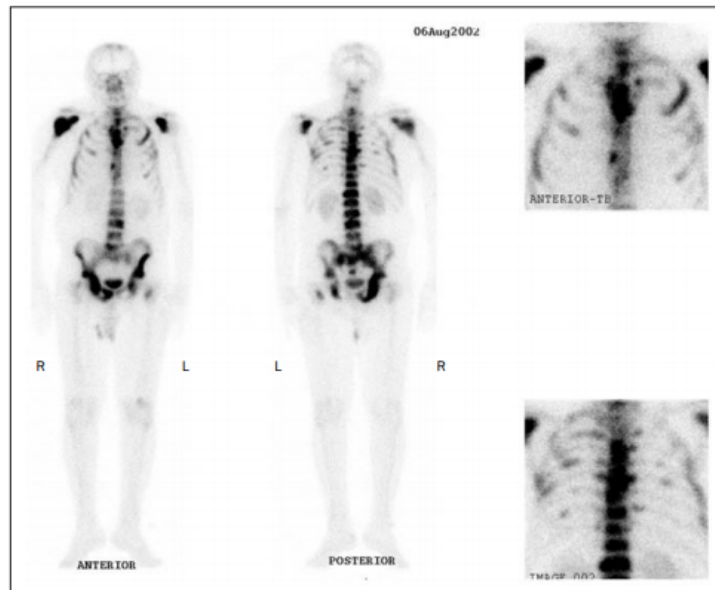
**Fonte: Geraldeli *et al.* (2002).**

Outro exame utilizado é a cintilografia óssea, esse exame é um indicador de renovação mineral. A cintilografia óssea que utiliza compostos difosfonados marcados com Tc99m é o

---

<sup>3</sup>Periosteio:membrana de tecido conjuntivo que reveste exteriormente os ossos.

método mais usado na detecção e seguimento das metástases ósseas (LEE *et al.*, 2000). Geralmente há aumento da deposição de radiofármacos com atração pelo osso em áreas ósseas que sofrem com aumento de atividade celular. Além de ser essencial para determinar a extensão e a localização de um tumor ósseo presente no corpo de uma pessoa; esse exame desempenha um papel importante na localização de pequenas lesões que podem não ser observadas em radiografia simples. Na maioria dos casos uma cintilografia óssea não pode distinguir entre lesões benignas e malignas (SZEJNFELD; ABDALA, 2008). A Figura 3.6 mostra um exemplo desse exame.



**Figura 3.6: Cintilografia óssea demonstrando lesões metastáticas disseminadas.**

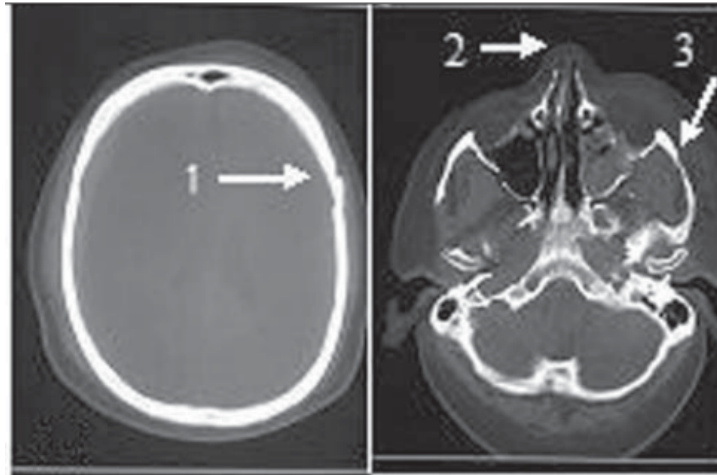
**Fonte: Abreu *et al.* (2005).**

A tomografia computadorizada (TC) e a ressonância magnética (RM) foram desenvolvidas em paralelo a partir da década de 70. Essas tecnologias, consideravelmente menos invasivas, passaram a mostrar os tecidos biológicos de modo direto e com excelente resolução espacial da anatomia. Ambos os métodos foram sendo aperfeiçoados nas décadas seguintes, com aumento da resolução, velocidade de processamento, variedade de aquisições e implementação de aplicativos para potencializar a análise espacial, gráfica e funcional dos dados obtidos (ENGELHARDT; MOREIRA, 2008).

A tomografia computadorizada é útil na realização de diagnóstico específico, pode fornecer também uma avaliação precisa da magnitude de uma lesão óssea e demonstrar ruptura da região cortical e envolvimento de tecidos moles adjacentes. Permite identificar calcificação da matriz óssea, além de complementar a radiografia simples no que diz respeito à gravidade da lesão; analisar a relação extra-óssea; a determinação da extensão e local de um tumor, planeja-

mento de biópsia, e o tratamento cirúrgico (SZEJNFELD; ABDALA, 2008).

A TC produz detalhamento anatômico minucioso, com resolução em alto contraste, de todas as partes do corpo. Imagens tomográficas axiais finas (cortes) de cabeça, pescoço, tórax, abdome, pelve e extremidades são facilmente obtidas, podendo ser reformatadas em projeções sagitais, parassagitais, coronais e oblíquas (STIMAC, 1994). A Figura 3.7 mostra fraturas no crânio através de um exame de TC.

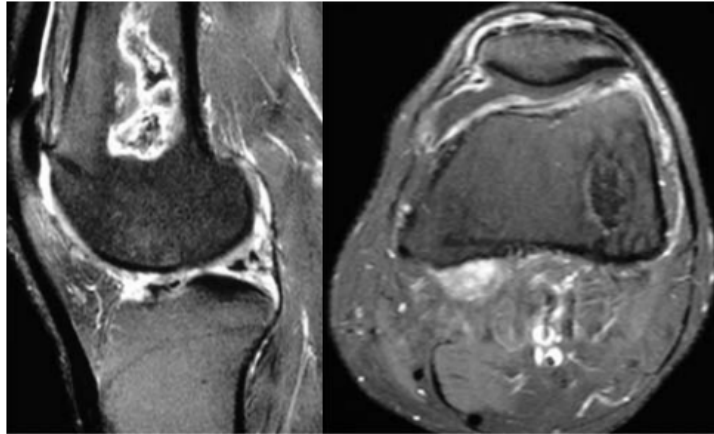


**Figura 3.7: Tomografia Computadorizada demonstrando fratura óssea na calota craniana (seta 1), fratura dos osso da pirâmide nasal (seta 2) e fratura do arco do zigomático (seta 3).**

**Fonte: Morgado e Rossi (2011).**

Por fim a ressonância magnética é indispensável na avaliação dos tumores ósseos e dos tecidos moles. É superior à tomografia computadorizada na definição das relações extra-ósseas e intramedular do tumor e pela melhor visualização dos planos teciduais que circundam a lesão. Além disso, o envolvimento neurovascular pode ser avaliado sem o uso de contraste intravenoso (SZEJNFELD; ABDALA, 2008).

A RM não utiliza radiação ionizante. As imagens constituem representações das intensidades de sinais eletromagnéticos de núcleos de hidrogênio no paciente. Estes sinais, resultado de uma interação de ressonância entre os núcleos e os campos magnéticos aplicados externamente, podem ser codificados espacialmente de modo a fornecer um mapeamento da região da imagem em duas ou três dimensões. A intensidade do sinal depende da densidade e do ambiente magnético dos núcleos de hidrogênio (prótons) (STIMAC, 1994). A Figura 3.8 mostra a RM de um joelho no plano sagital e axial, com achados compatíveis com infarto medular.



**Figura 3.8:** Ressonância magnética de joelho, a imagem da esquerda no plano sagital e imagem da direita em plano axial. Achados compatíveis com infarto medular.

**Fonte:** Yanaguizawa *et al.* (2008).

Apesar do amplo desenvolvimento dos exames utilizados na prática clínica, nenhum mostra a respeito do tecido ósseo em sua microestrutura de forma contínua. Diante dessa lacuna e das vantagens anteriormente citadas, FBGs têm se mostrado como sensores adequados para monitorar esses aspectos.

## 4 TRANSDUTOR PARA ANÁLISE DA DINÂMICA MASTIGATÓRIA

Monitorar os movimentos mandibulares envolve uma série de cuidados relacionados ao posicionamento do sensor e sua fixação, uma vez que a mandíbula não é um osso de superfície uniforme e a distribuição de forças sobre ela é bastante irregular. Diferentes tipos de colas foram testadas para a fixação do sensor diretamente ao osso (KARAM *et al.*, 2014). No entanto, a condição úmida e irregular do tecido não permitiu uma adesão eficiente, demonstrando, assim, a necessidade do desenvolvimento de um biosensor com encapsulamento adequado. O encapsulamento deve ser composto por um transdutor biocompatível, que torne o sensor menos frágil diante de forças de cisalhamento e deve apresentar um sistema de fixação mecânico para que os problemas de colagem sejam eliminados. Adicionalmente, o encapsulamento deve ser capaz de transferir deformações até o local do sensor de forma satisfatória.

### 4.1 GRAVAÇÃO DA REDE DE BRAGG EM FIBRA ÓTICA

Para dar início a montagem do sensor, foi necessário gravar a FBG em fibra ótica. Para isso, foi utilizada fibra ótica monomodo Draktel<sup>®</sup> para uso em telecomunicações. Para a gravação foi empregado o método de iluminação direta sob máscara de fase. Esse é um dos métodos mais eficazes para a inscrição de redes de Bragg em fibra, e é descrito com mais detalhes no Capítulo 4.1.1.

No processo de gravação foi utilizado um laser Excímero (KrF), fonte de UV mais comum utilizada para fabricar redes de Bragg com máscara de fase, com comprimento de onda central em 248 nm, pulsos de 5 ns, ajustado para uma energia de pulso de 7 mJ e taxa de repetição de 250 Hz. O período da máscara de fase utilizada é de 1057,9 nm. Utilizou-se uma íris com abertura de aproximadamente 3 mm, o que definiu o comprimento da rede de Bragg. Todos os sensores gravados apresentaram comprimento de onda central de 1530 nm com refletividade de aproximadamente 50%. A maior vantagem de se escrever redes de Bragg utilizando sistemas pulsados é que a intensidade do feixe geralmente é tão alta que poucos pulsos são suficientes para gravar a rede. O sistema de interrogação utilizado é descrito com

mais detalhes no Capítulo 4.1.2.

#### 4.1.1 SISTEMA DE GRAVAÇÃO

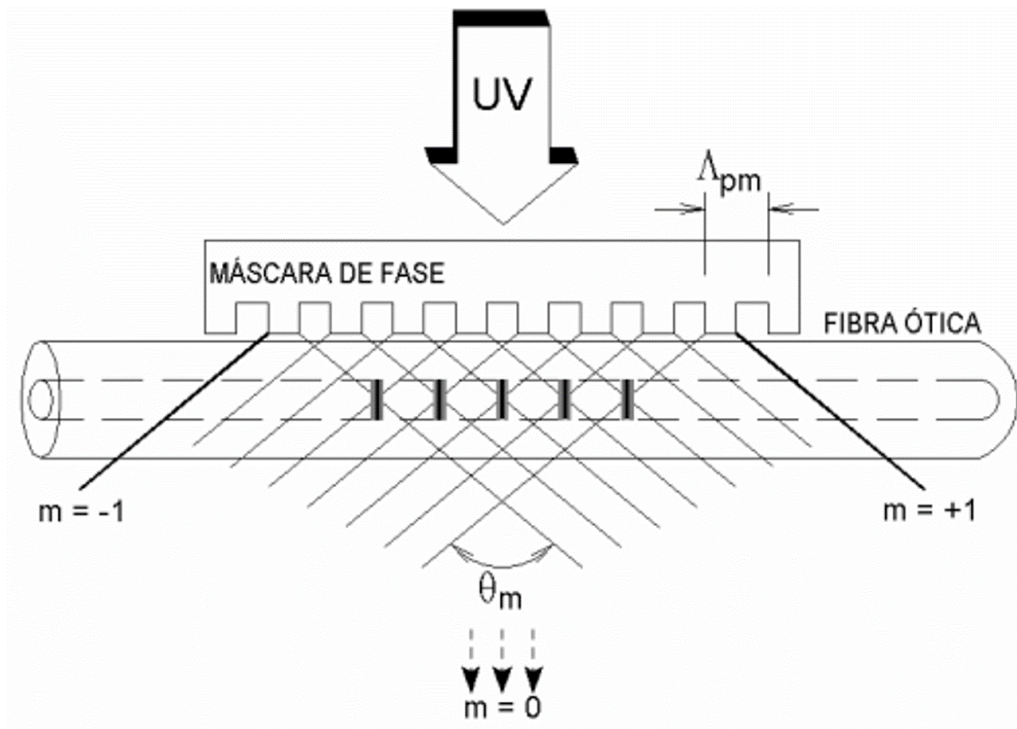
Gravar redes de Bragg em fibras óticas é uma tarefa que necessita grande precisão e estabilidade do sistema de gravação. A técnica mais utilizada atualmente entre todas as técnicas de fabricação disponíveis é a máscara de fase (HILL *et al.*, 1993), a qual foi usada neste trabalho. Essa técnica emprega elementos óticos difrativos para modular espacialmente o feixe de UV de gravação (KASHYAP, 1999). A máscara de fase reduz a complexidade do sistema de gravação das redes de Bragg, portanto é uma técnica simples, apresenta boa capacidade de reprodutibilidade e não necessita de laser com boa coerência espacial, necessária para formar as franjas de interferência.

Usada em transmissão, a máscara de fase é um elemento difrator, que consiste em uma série de depressões longitudinais na superfície de substrato de sílica. Essas depressões ocorrem em um espaço cuidadosamente controlado, bem como em sua profundidade. Inicialmente, o substrato de sílica, polido com qualidade ótica nas duas superfícies, é coberto por uma camada metálica, normalmente de tungstênio ou de crômio, com algumas centenas de Angstroms de espessura, sobre a qual é depositado verniz fotossensível. A matriz da rede de difração pode ser impressa no verniz por dois métodos, conhecidos por inscrição holográfica ou inscrição por varredura de feixe de elétrons. Após a impressão, o verniz fotossensível é revelado de forma a remover as zonas sensibilizadas, obtendo-se assim réplica da matriz sobre a camada metálica. Por fim, esta matriz é transferida para a camada metálica por *dry etching*, deixando exposto o substrato de sílica nas zonas desbastadas. A sílica é então gravada por ataque químico, sendo posteriormente removida a camada metálica residual. Assim, é gravada uma rede de difração no substrato de sílica com capacidade de difratar o feixe em transmissão (KASHYAP, 1999).

A maneira mais simples de se utilizar a máscara de fase na gravação de redes é manter a fibra ótica junto a superfície da máscara alinhada transversalmente com as depressões, como pode ser visto na Figura 4.1, por isso sensibilidade às vibrações mecânicas e, por conseguinte, problemas de estabilidade, os quais são encontrados em sistemas interferométricos, são minimizados. Como mostrado na Figura 4.1, a luz ultravioleta, ao atravessar a máscara de fase, é difratada pelas suas ondulações periódicas. O período gravado na rede será a metade do período da máscara. A extrema simplicidade do alinhamento e a estabilidade inerente do padrão de interferência permitem fabricar redes de Bragg com elevada reprodutibilidade. O método descrito não permite que redes de diferentes comprimentos de onda sejam gravadas com o uso da mesma máscara de fase (KASHYAP, 1999; OTHONOS; KALLI, 1999).



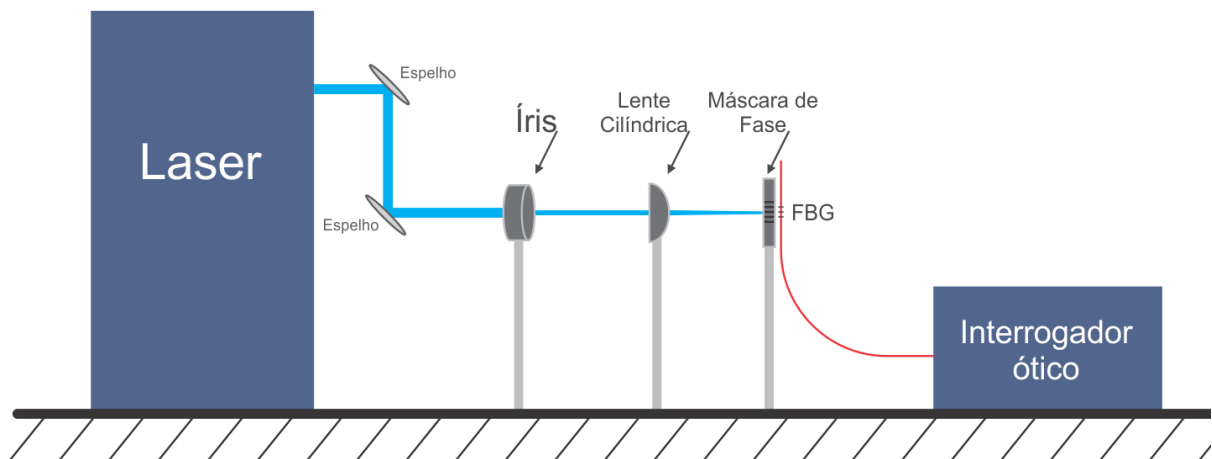
A técnica de máscara de fase tem a vantagem de simplificar bastante o processo de fabricação das FBGs, obtendo redes com um desempenho adequado, que, aliados a um baixo custo por unidade, é fundamental para a viabilidade econômica da utilização em algumas aplicações. A simplicidade da utilização de apenas um elemento ótico fornece um método robusto e inerentemente estável para a reprodução de FBGs (HILL; MELTZ, 1997; OTHONOS, 1997).



**Figura 4.1:** Esquema demonstrando o uso da máscara de fase para a gravação das Redes de Bragg.

Fonte: Adaptado de Kashyap (1999).

O sistema de gravação utilizado nesta pesquisa é composto pelo laser da marca COHERENT<sup>®</sup>, modelo Xantos XS, potência de 25 W, com período de pulso de 3 ns a 12 ns. O feixe de luz emitido pelo laser passa por espelhos, os espelhos têm a função de desviar o feixe para alinhá-lo na altura da máscara de fase; uma íris que tem a função de diminuir o diâmetro do feixe de luz; e uma lente cilíndrica que tem a função de colimar o feixe na fibra. A fibra ótica, com uma parte sem a casca polimérica, é colocada próxima à máscara de fase, e sua extremidade é conectada ao interrogador ótico. O esquema do sistema de gravação utilizado é ilustrado na Figura 4.2.



**Figura 4.2: Esquema demonstrando o sistema de gravação utilizado.**

**Fonte: Elaborada pelo autor.**

#### 4.1.2 SISTEMA DE INTERROGAÇÃO

Uma das qualidades dos sensores FBGs é a leitura do sinal adquirido codificado em comprimento de onda, pois assim, o sinal torna-se imune a variações de amplitude causadas por curvaturas no cabo ótico ou flutuação da fonte ótica por exemplo. Uma maneira de detectar esse sinal é interrogar através da iluminação da FBG com uma fonte de luz de banda estreita, ou um laser sintonizável, ou ainda uma combinação de fonte banda larga seguida de um filtro sintonizável, e então medir a intensidade do sinal resultante refletido após uma varredura periódica da fonte sintonizada (WANG *et al.*, 2014).

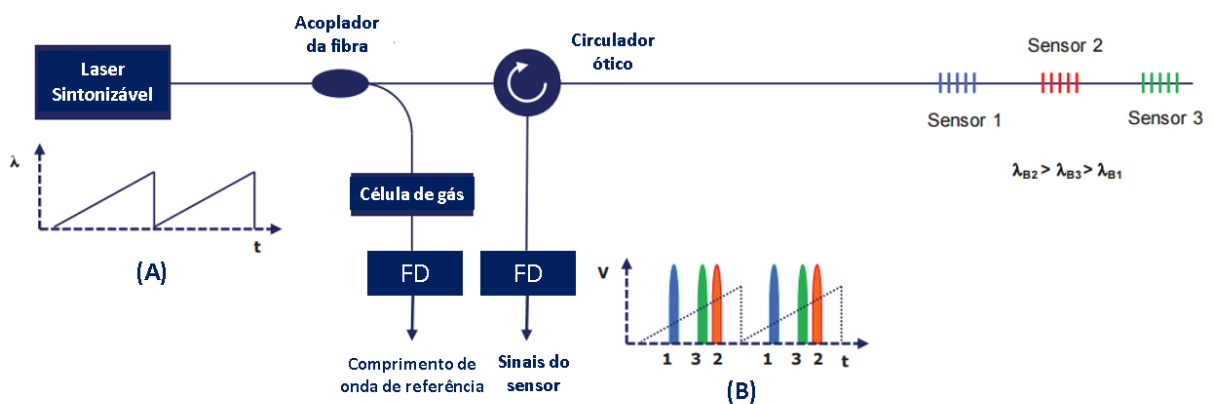
O sistema de interrogação das redes de Bragg utilizado neste trabalho para aquisição dos dados, é o interrogador Micron Optics sm 130, o qual combina a fonte banda larga com um filtro sintonizável. Neste tipo de sistema a reflexão tem seu máximo quando o sinal lançado estiver na mesma posição espectral do sensor. Uma vez que se tenha controle aferido da posição espectral do laser é possível determinar a posição espectral do sensor.

A estabilidade e facilidade de uso de filtros Fabry-Perot (FFP) os tornam ideais para aplicações com FBGs. Os filtros são caracterizados por ressonâncias passa-faixa em formas que se assemelham a de gaussianas, possuem largura de banda tipicamente de 0,3 nm, com uma faixa de funcionamento de dezenas de nanômetros. No sistema de interrogação utilizado, a fonte banda larga é conectada a esse FFP sintonizável. Atualmente FFP disponíveis podem ser sintonizados com taxas superiores a 300 Hz, e taxas de varredura perto de 1 kHz devem ser possíveis (OTHONOS; KALLI, 1999). O FFP permite que um sinal banda estreita, sin-

tonizável, faça um varredura de diversos comprimentos de onda, e assim, excite as FBGs em seus comprimentos de onda específicos. O sinal produzido após a excitação será fotodetectado, amostrado e processado pelo circuito digital (OTHONOS, 1997).

Sistemas de interrogação da FBG, além de iluminar o sensor e adquirir seu sinal refletido, comumente utilizam filtros e algoritmos especiais de detecção de pico para melhorar a precisão do sistema, devido ao ruído e distorções no sinal adquirido (WANG *et al.*, 2014). No interrogador utilizado, uma célula de gás de acetileno compõe o sistema de interrogação a fim de determinar a referência do comprimento de onda em função do tempo. A adição ao sistema de uma referência de comprimento de onda insensível à temperatura, tal como a célula de gás de acetileno utilizada, permite que o interrogador estabeleça uma referência absoluta de comprimento de onda (WANG *et al.*, 2014). Essa é uma grande vantagem desse sistema de interrogação, ele é autorreferenciado.

Na Figura 4.3 um esquema ilustra o funcionamento do interrogador utilizado. O espectro banda larga em modo de varredura proveniente do laser sintonizável, passa pela fibra ótica variando em comprimento de onda conforme o gráfico A. Uma pequena parcela é desviada pelo acoplador da fibra e passa pela célula de gás de acetileno, esse sistema serve como referência do comprimento de onda conforme já mencionado, então o fotodetector faz a leitura desse sinal. A parte restante varre a fibra ótica, comprimentos de onda específicos são refletidos pelas FBGs, os quais variam conforme flutuações de temperatura e deformação, o gráfico B ilustra os espectros refletidos pelas FBGs encontrados pela varredura do laser. Os sinais refletidos passam pelo circulador ótico e são direcionados para o outro fotodetector. Os dois sinais provenientes dos fotodetectores são confrontados para então gerar o valor final de cada sinal.



**Figura 4.3: Esquema do interrogador utilizado, baseado em filtro sintonizável.**

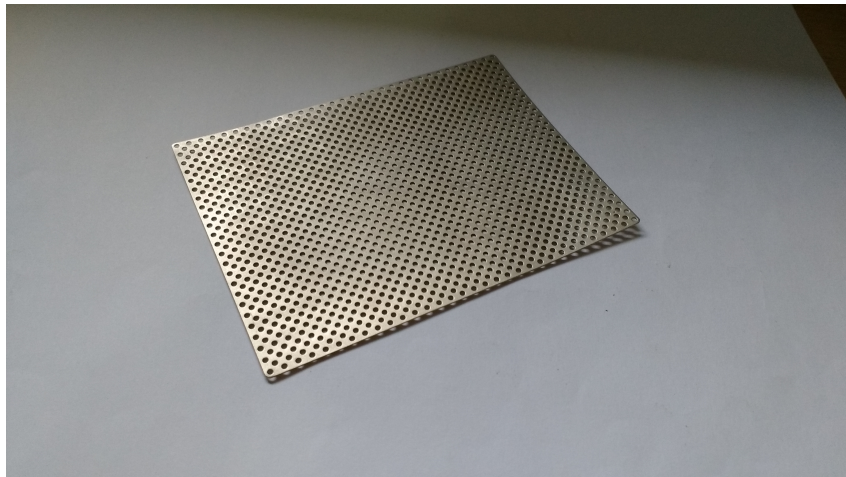
**Fonte: Elaborada pelo autor.**

## 4.2 CONSTRUÇÃO DO SENSOR

Para atender as necessidades de fixação e encapsulamento foi desenvolvido um biosensor que além do elemento ótico, utilizou uma malha de titânio cirúrgico como transdutor, empregada em procedimentos bucomaxilofaciais por cirurgiões dentistas. A malha de titânio foi escolhida porque é amplamente utilizada em procedimentos cirúrgicos, portanto, é um material com propriedades bem estudadas (NIINOMI, 1998).

Apesar da rigidez aparente desse material, sua geometria com orifícios fornece alguma deformação, bem como facilita a fixação com parafusos ao osso. Como vantagens adicionais de sua utilização, pode ser citada sua bioinércia e excepcional resistência à corrosão no ambiente fisiológico, que confere excelente biocompatibilidade; além de tolerar temperaturas de aquecimento em autoclave (BRUNETTE *et al.*, 2001).

A malha de titânio utilizada, obtida através da empresa Jeil Medical Corporation, é fornecida em um tamanho padrão de 99 mm x 74 mm x 0,4 mm, e pode ser vista na Figura 4.4. Para a finalidade desejada, houve a necessidade de cortá-la. O corte foi realizado com jato de água, esse método foi escolhido por ser uma das técnicas mais eficazes e acessíveis. Esse corte utiliza a água em altas pressões juntamente com algum material abrasivo. Uma de suas vantagens é o não aquecimento do material, sua precisão, e sua capacidade de realizar cortes em metais com uma rigidez elevada como o titânio. Após o corte, utilizou-se uma lixa d'água para dar acabamento às bordas.



**Figura 4.4: Malha de titânio inteira.**

**Fonte: Elaborada pelo autor.**

O tamanho da malha cortada deve estar de acordo com a área da mandíbula do animal. O comprimento deve ser suficiente para acomodar o sensor (3 mm de comprimento), além de

um espaço para acomodar parte do cabo ótico a fim de diminuir sua fragilidade na região das emendas e na região sem a capa polimérica onde fica o sensor. A largura deve ser suficiente para fixar a malha com parafusos, de forma adequada, ao osso do animal. Na Figura 4.5 pode-se ver a malha de titânio após o corte de cinco amostras utilizadas para montagem dos sensores.



**Figura 4.5:** Malha de titânio inteira com as cinco amostras cortadas.

**Fonte:** Elaborada pelo autor.

A colagem da FBG à malha de titânio foi realizada com a utilização de cola a base de cianoacrilato. As colas à base de cianoacrilato são comumente utilizadas na medicina (ZHANG *et al.*, 2012; BUGDEN *et al.*, 2016) e apresentam uma boa fixação. A FBG foi posicionada na região central dos orifícios da malha e foi fixada com a cola. A região para colagem da FBG à malha, foi escolhida a partir de resultados obtidos em testes de tração da malha realizado por um programa de computador, descrito na seção 4.3.

Uma vez que a FBG foi colada à malha, foi necessário envolver o cabo ótico em um material biocompatível, que fosse capaz de proteger a fibra de forças de cisalhamento, as quais estaria suscetível após o implante. Optou-se pela utilização de uma cânula de silicone, biocom-



patível, utilizada na fabricação de cateteres totalmente implantáveis fornecido pela empresa Instituto de Bioengenharia Erasto Gaertner – IBEG®.

Sobre a FBG e a parte do cabo ótico envolvido pela cânula de silicone que estava sobre a malha de titânio, ainda foi colocada uma fita adesiva microporosa de uso médico também com a finalidade de diminuir a fragilidade do sensor diante das forças de cisalhamento. O sensor encapsulado é mostrado na Figura 4.6.



**Figura 4.6: Sensor com o encapsulamento desenvolvido.**

**Fonte: Elaborada pelo autor.**

A seguir, serão descritos dois testes de tração pelos quais a malha foi submetida, para que seu comportamento fosse caracterizado e calibrado. O primeiro teste foi realizado através de um programa de computador e o segundo foi realizado através de um arranjo experimental.

### 4.3 SIMULAÇÃO DE TRAÇÃO

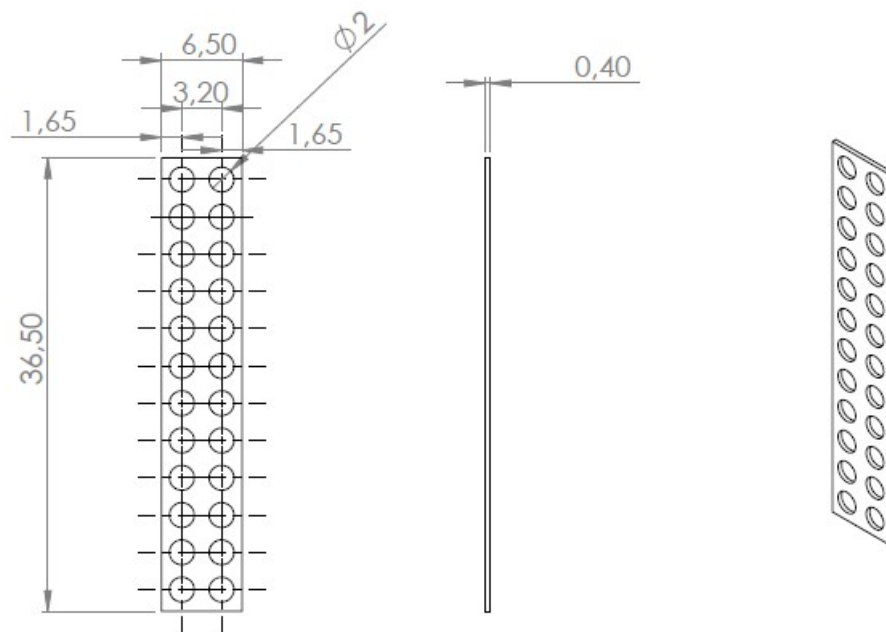
Justifica-se qual a melhor região da malha para a colagem da FBG através do conhecimento das componentes de força que atuam sobre a malha. Para tal, a malha de titânio passou por simulação de tração através do software SolidWorks® utilizando o módulo "SOLIDWORKS Simulation", o qual faz uso do Método dos Elementos Finitos (MEF), para que as regiões de tensão que atuam sobre ela fossem conhecidas.

O MEF constitui-se de uma ferramenta de amplo uso nas engenharias, é uma análise matemática, realizada em computador, que consiste na subdivisão de um meio contínuo em pequenas partes, mantendo as mesmas propriedades do meio original, permitindo determinar respostas deste meio a partir da simulação de uma situação específica. Essas pequenas partes são descritas por equações diferenciais e resolvidas por modelos matemáticos, para que sejam obtidos os resultados desejados. A origem do desenvolvimento deste recurso ocorreu no fi-

nal do século XVIII, entretanto, a sua viabilização tornou-se possível somente com o advento dos computadores, facilitando a resolução das enormes equações algébricas. O MEF pode ser utilizado em diversas áreas das ciências exatas e biológicas (LOTTI *et al.*, 2006).

Esse método de pesquisa possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais, bem como modificar os parâmetros de sua geometria. Com isso, torna-se possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, que fornece informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado por essas cargas ao elemento analisado (LOTTI *et al.*, 2006).

Na Figura 4.7 pode ser visto o desenho técnico da malha feito no programa, demonstrando as dimensões utilizadas. O material atribuído à malha de titânio foi CP-Ti comercialmente puro UNS R50400 (SS), suas propriedades: módulo de elasticidade: 105 GPa; densidade: 4,51 g/cm<sup>3</sup>; limite de escoamento: 370 MPa; módulo de cisalhamento: 45000 MPa. Essa malha tem formato de paralelepípedo e em seu corpo há 24 orifícios que transpassam a malha distribuídos em duas fileiras de 12, suas dimensões são de 36,5 mm x 6,5 mm x 0,4 mm como pode ser visto na Figura 4.7.



**Figura 4.7: Desenho da malha de titânio com as dimensões utilizadas (em mm).**

**Fonte: Elaborada pelo autor.**

Em todas as simulações, a malha é testada de forma isolada, sem a presença de parafusos ou o elemento sensor.

Nessa simulação de tração, a malha de titânio foi fixada por um ou dois de seus orifícios enquanto a força foi aplicada em outros um ou dois orifícios em sua extremidade. Os orifícios escolhidos para fixação e aplicação de força representam as possíveis formas de arranjo prático. Forças de 0 até 10 N, com incremento de 1 N, foram aplicadas diretamente à malha de titânio no sentido longitudinal, esses valores de força foram extrapolados, pois para aplicação prática, espera-se detectar valores inferiores à 1 N.

A Figura 4.8, foi gerada no software SolidWorks® como resultado do ensaio realizado para uma aplicação de força de 10 N. Pode ser visto que a fixação levou em consideração apenas metade da malha de titânio, pois a outra metade estará sendo utilizada como parte da fixação do cabo ótico à malha. Os pontos de fixação utilizados para a simulação estão indicados pelos círculos alaranjados e os pontos onde a força foi aplicada estão indicados pelas setas. Na prática, não haverá essa distinção, todos os pontos estarão fixados ao osso com parafusos.

Na Figura 4.8, as regiões de menor tensão são observadas na região azul escuro entre os orifícios na horizontal, e as regiões de maior tensão são identificadas na região azul claro e verde. Na região central dos orifícios, onde o sensor é colado, as componentes de força são uniformes nas três situações, demonstrando visualmente ser uma região adequada para a colagem do sensor independente da forma escolhida para fixação do sensor na prática. Essa simulação foi realizada para analisar a tensão, as medições foram realizadas em  $N/m^2$ .

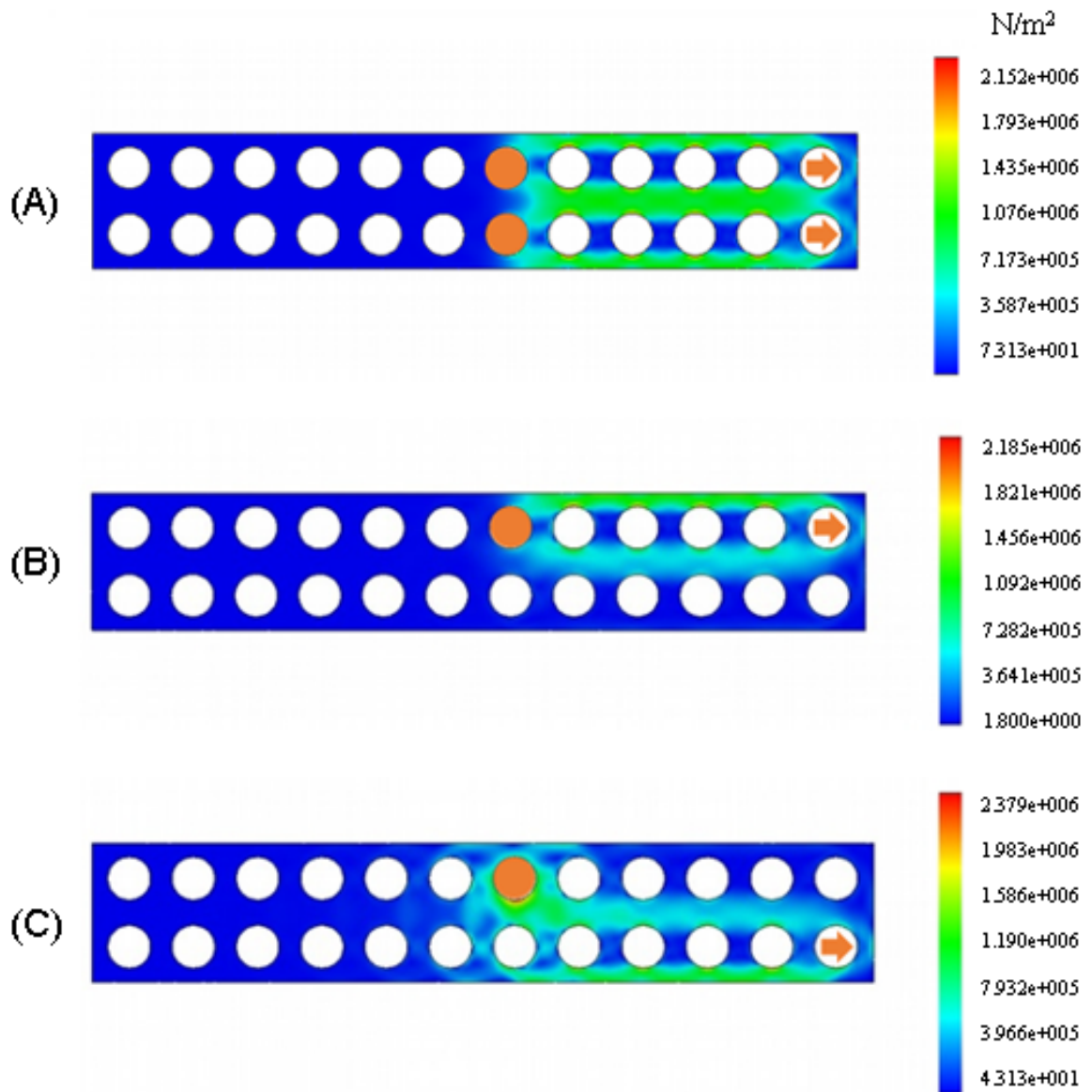
Uma nova análise foi realizada no software SolidWorks®, para analisar a deformação na região central da malha, novamente para uma força de 10 N. As medidas são agora analisadas em  $\mu m$ . Para cada configuração, foram coletados dados de 3 pontos ao longo de 3 mm na região central na metade útil da malha. A Figura 4.9, ilustra os 3 pontos centrais utilizados para obter os valores dessa nova análise.

Os valores variaram nessa região em micrometros conforme mostrado na Figura 4.9, no campo “valor”. Em percentual, a configuração 1 apresentou menor variação entre os 3 pontos, em seguida a configuração 3. A configuração 2 foi a que apresentou maior variação da deformação nessa região de 3 mm.

A Tabela 4.1 mostra a variação dos valores de deformação do ponto médio para a aplicação de força variando de 0,1 até 10 N, com incremento de 0,1 N até chegar em 1 N, e em seguida incremento de 1 N, para as três configurações. Esses dados podem ser visualizados também através da Figura 4.10.

A Figura 4.10 mostra que a malha com a configuração 3 de fixação tem uma sensibilidade mais elevada comparada aos outros ajustes, esta fixação ao animal apresenta vantagem



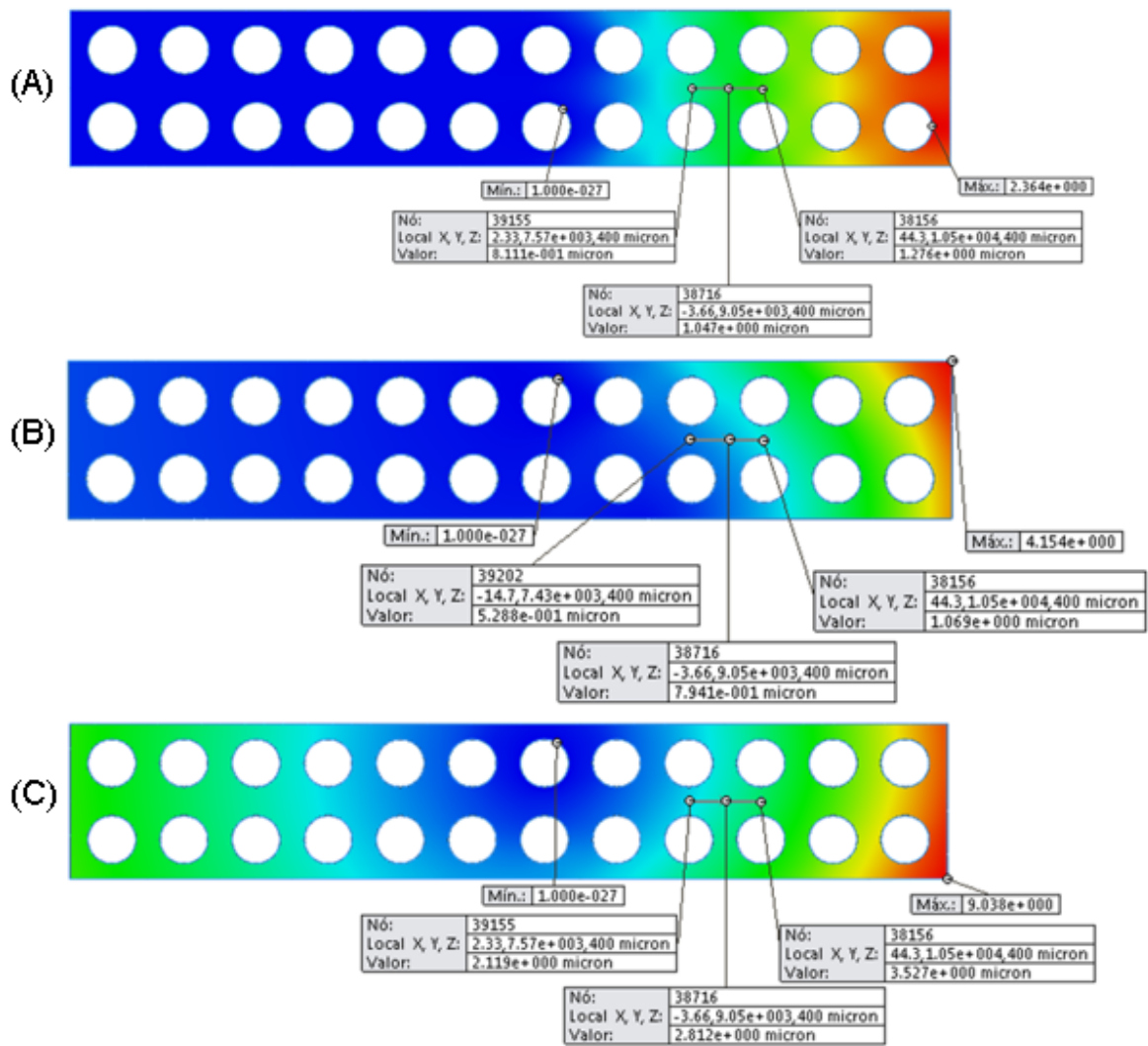


**Figura 4.8:** Regiões de tensão atuantes sobre a malha de titânio produzidas pelo software SolidWorks®, escala em N/m<sup>2</sup>. (A) Configuração 1: dois pontos de fixação e dois pontos de aplicação de força. (B) Configuração 2: um ponto de fixação e um ponto de aplicação de força alinhados. (C) Configuração 3: um ponto de fixação e um ponto de aplicação de força desalinhados.

**Fonte:** Elaborada pelo autor.

também no que diz respeito à fixação cirúrgica, por ter apenas dois parafusos, reduz a possibilidade da rachadura do osso e reduz o esforço durante a cirurgia, permitindo uma recuperação mais rápida.

Assim, as simulações mostraram que cada arranjo para fixação tem seu destaque. A Tabela 4.2 mostra a comparação entre as 3 configurações.



**Figura 4.9: Relação entre deformação da malha de titânio e força aplicada produzidas pelo software SolidWorks® na região de 3 mm para a configuração 1 (A), configuração 2 (B) e configuração 3 (C).**

**Fonte: Elaborada pelo autor.**

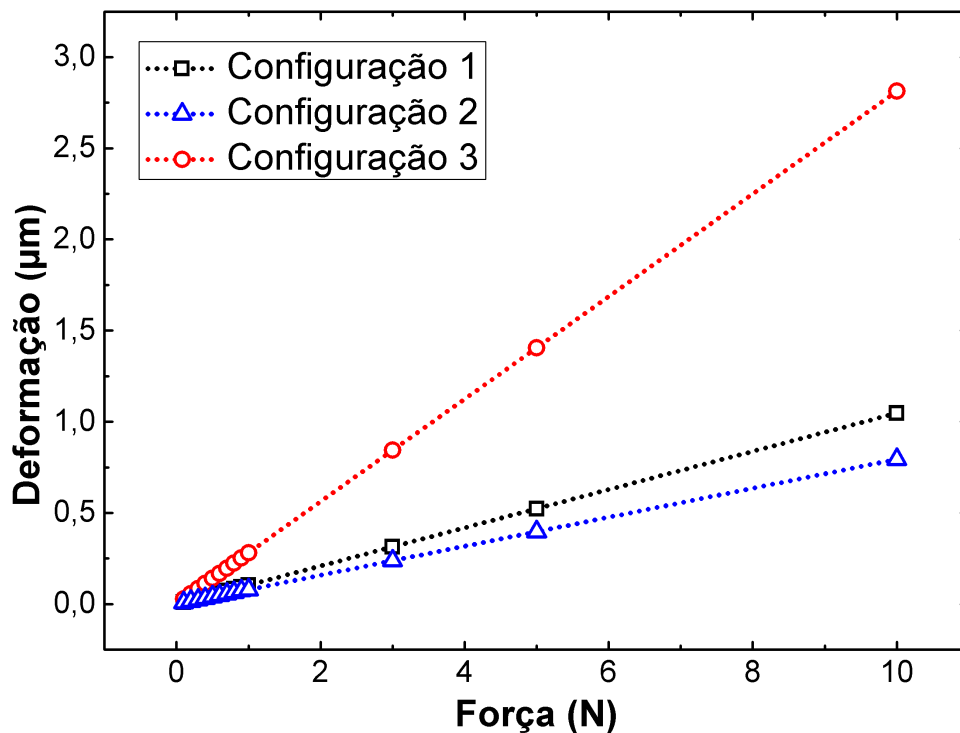
Ao analisar a Tabela 4.2, conclui-se que apesar de não ter sido a configuração que apresenta maior uniformidade para uma região de 3mm, e também não apresentar maior tensão em relação as outras, a configuração 3 foi escolhida como a forma de fixação mais adequada, pois é a que apresenta maior sensibilidade à deformação longitudinal e, principalmente, provoca menos estresse cirúrgico ao animal, por ter menos parafusos. Portanto é a forma mais adequada para implementação e captação dos sinais desejados.

Assim definido, a malha de titânio com a fixação da configuração 3 foi fixada à um modelo de mandíbula bovina, também desenhado no software SolidWorks®, demonstrado na Figura 4.11. O local para fixação da malha ao osso foi escolhido de acordo com estudo bi-

**Tabela 4.1:** Tabela demonstrando a relação do comportamento da malha de titânio em função da força aplicada e transmitida até um determinado ponto central, simulado através do software SolidWorks®.

Força (N)	Configuração 1 ( $\mu\text{m}$ )	Configuração 2 ( $\mu\text{m}$ )	Configuração 3 ( $\mu\text{m}$ )
0,1	0,01047	0,00794	0,02812
0,2	0,02094	0,01588	0,05624
0,3	0,03142	0,02382	0,08435
0,4	0,04189	0,03176	0,1125
0,5	0,05236	0,04105	0,1406
0,6	0,06312	0,04765	0,1687
0,7	0,0733	0,05559	0,1968
0,8	0,08377	0,06353	0,2249
0,9	0,09425	0,0739	0,2531
1	0,1047	0,07941	0,2812
3	0,3142	0,2382	0,8435
5	0,5236	0,397	1,406
10	1,047	0,7941	2,812

Fonte: Elaborada pelo autor.



**Figura 4.10:** Relação entre deformação da malha de titânio e força aplicada produzidas pelo software SolidWorks®.

Fonte: Elaborada pelo autor.

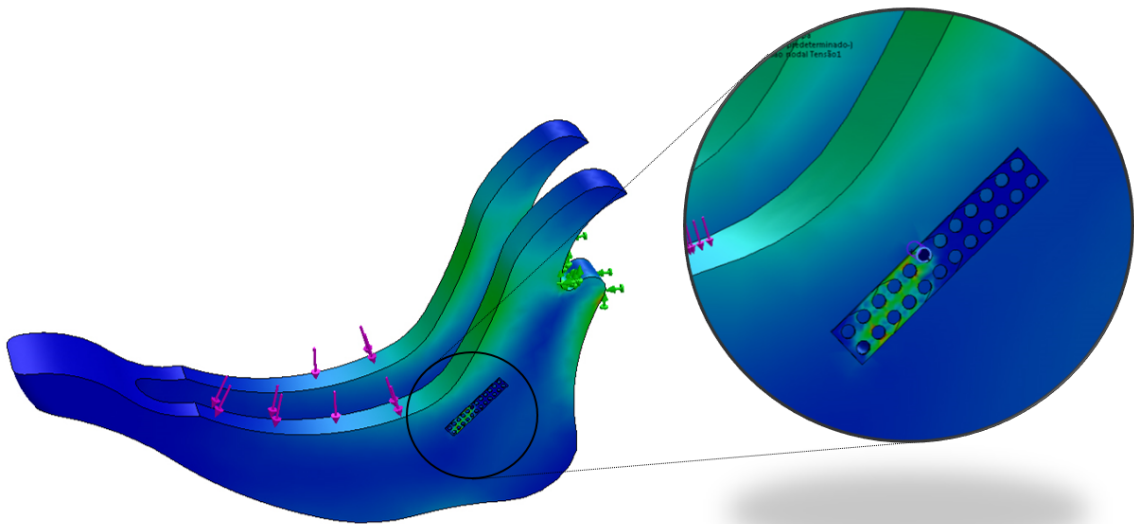
omecânico realizado, descrito no Capítulo 3.2. Nessa nova simulação, a região articular da mandíbula foi fixada e uma força de 600 N foi aplicada na região dos dentes, o local e a direção

**Tabela 4.2: Comparação dos resultados entre as 3 formas de arranjo prático de fixação produzido pelas simulações.**

	Simulação 1 Análise de tensão	Simulação 2 Análise de deformação - região de 3 mm	Simulação 3 Análise de deformação - ponto médio	Facilidade para aplicação cirúrgica
Configuração 1	+++	+++	++	+
Configuração 2	++	+	+	+++
Configuração 3	++	++	+++	+++

**Fonte: Elaborada pelo autor.**

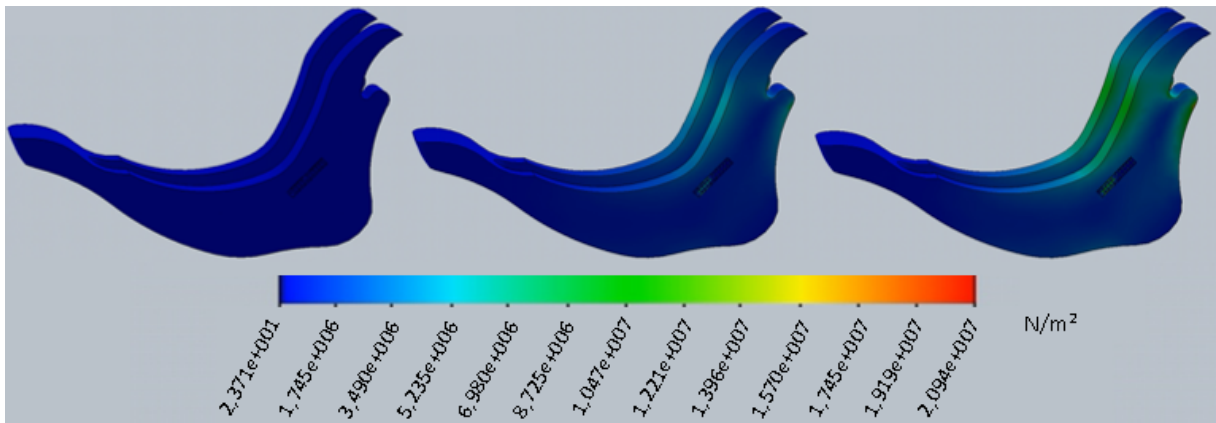
da força aplicada são demonstrados por setas em cor de rosa na Figura 4.11. Essa força simula de uma forma simples a força de mastigação de um bovino. O objetivo dessa simulação foi atingido pois foi possível verificar que a distribuição de tensões na malha de titânio permanece semelhante, mesmo que a força não seja aplicada diretamente à ela.



**Figura 4.11: Modelo de mandíbula bovina desenhada no software SolidWorks® com a malha fixada na região de interesse.**

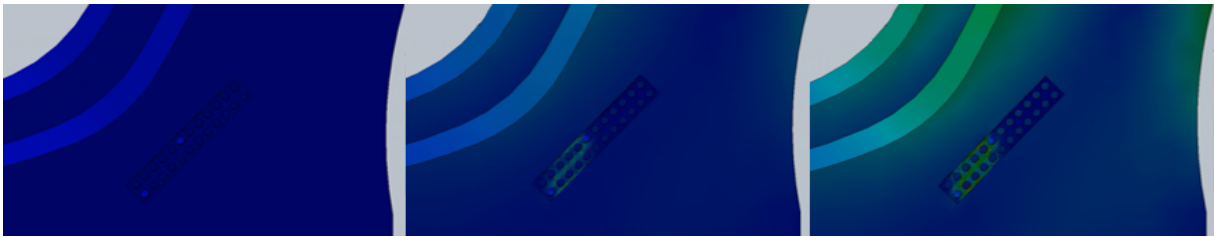
**Fonte: Elaborada pelo autor.**

As Figuras 4.12 e 4.13 mostram a evolução desse carregamento de 600 N.



**Figura 4.12:** Evolução de um carregamento de 600 N em um modelo de mandíbula bovina com sensor fixado, desenhado no software SolidWorks® com a malha fixada na região de interesse. Escala em  $N/m^2$ .

**Fonte:** Elaborada pelo autor.

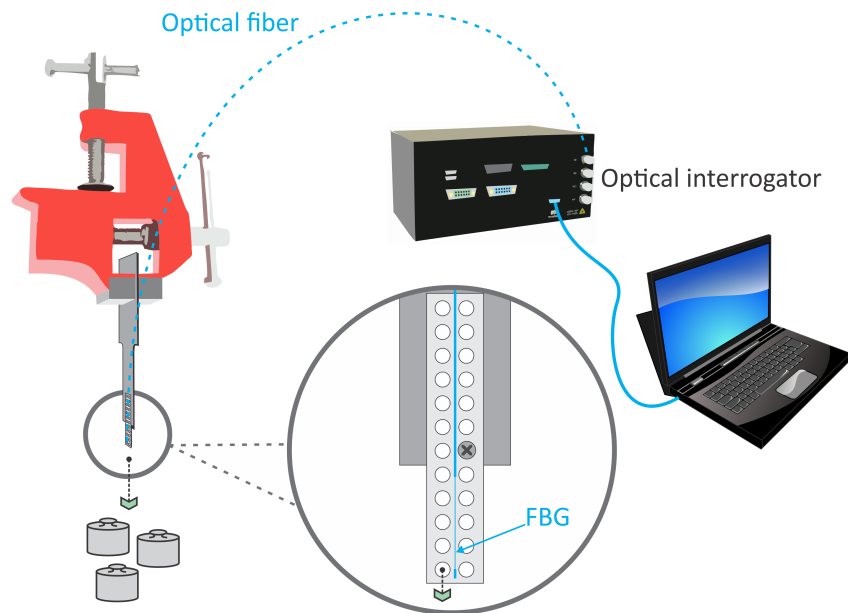


**Figura 4.13:** Evolução de um carregamento de 600 N em um modelo de mandíbula bovina com sensor fixado, visto no detalhe, desenhado no software SolidWorks® com a malha fixada na região de interesse.

**Fonte:** Elaborada pelo autor.

#### 4.4 ARRANJO EXPERIMENTAL DE CALIBRAÇÃO

Foram utilizadas 5 malhas de titânio para construção de sensores, todos foram calibrados a partir de um arranjo experimental, considerando as dimensões e pontos de fixação do sensor. Os sensores encapsulados foram fixados por uma de suas extremidades com parafusos à uma chapa metálica de aço e na outra extremidade foram aplicados carregamentos pontuais, progressivos e diretamente na malha de titânio acrescidos de 0,098 N, variando de 0,098 a 0,588 N. Estes procedimentos de carregamentos foram repetidos 10 vezes para cada sensor. A disposição dos equipamentos para realização dos ensaios pode ser visto na Figura 4.14.



**Figura 4.14:** Esquema da disposição dos equipamentos utilizados para ensaio experimental de tração dos sensores.

**Fonte:** Elaborada pelo autor.

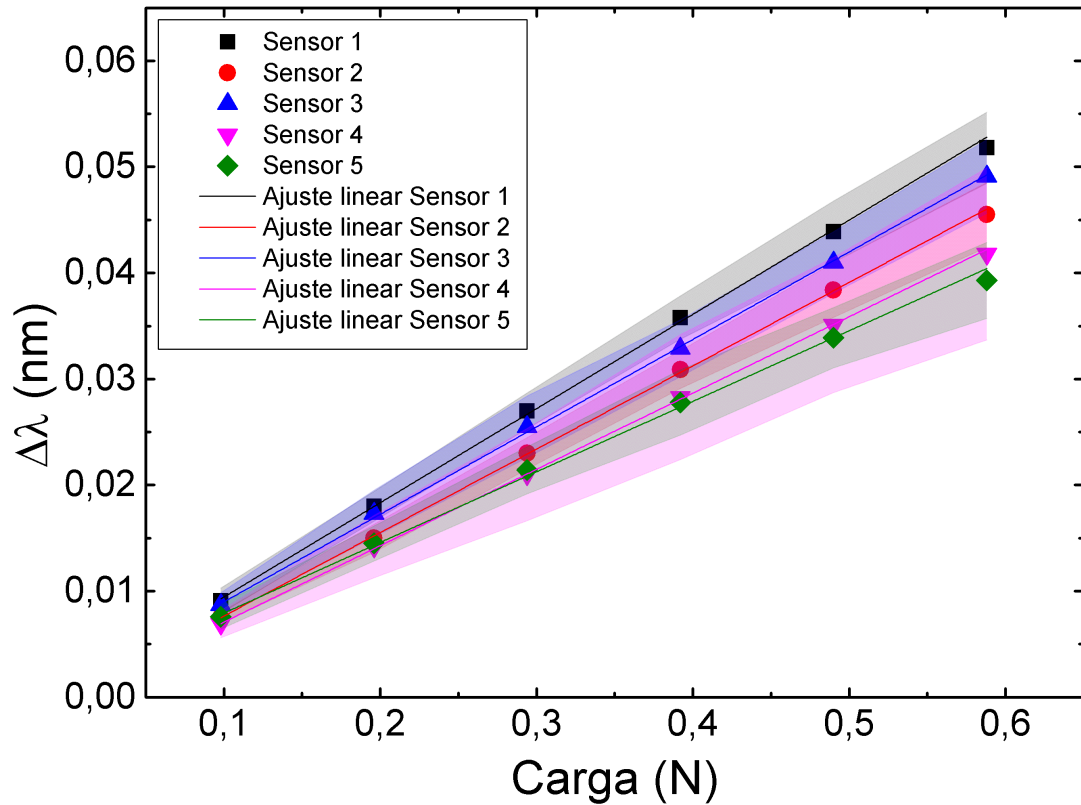
A leitura de cada sensor a fibra ótica foi feita através da conexão do cabo ótico ao interrogador Micron Optics sm130, com resolução de 1 pm, e esse foi conectado a um computador, que utilizou o programa Catman<sup>®</sup> Easy para aquisição e processamento dos dados.

O sinal adquirido da FBG é analisado em comprimento de onda, portanto, as alterações na amplitude do sinal, causadas por curvaturas no cabo ótico, por exemplo, não afetam a leitura do sinal.

A temperatura é um fator que pode influenciar os resultados, devido ao efeito termo ótico e a expansão térmica da FBG (RORIZ *et al.*, 2014). Para evitar que esse fator alterasse os resultados, os ensaios experimentais foram executados em laboratório com temperatura controlada de 24°C ( $\pm 1^\circ\text{C}$ ). Esses sensores foram projetados para serem aplicados em animais vivos, em um estado de homeostasia, no qual a variação de temperatura é lenta e muito pequena. Assim, a temperatura não será um fator limitante para a aplicação desejada.

Após a aquisição dos dados no procedimento experimental, obteve-se a relação linear entre a variação do comprimento de onda e a força aplicada para cada sensor. A Figura 4.15 mostra a média dos 10 carregamentos para cada sensor testado, com o ajuste linear e a faixa sombreada indica a abrangência da incerteza padrão de cada um. A Tabela 4.3 apresenta os

valores de coeficientes de correlação e coeficientes de força para cada sensor.



**Figura 4.15:** Média da resposta dos 5 sensores em comprimento de onda (nm) em relação aos carregamentos realizados (N). Também estão demonstrados os ajustes lineares para cada sensor e as regiões sombreadas indicam a faixa da incerteza padrão.

Fonte: Elaborada pelo autor.

**Tabela 4.3:** Coeficientes de correlação e coeficientes de força para cada um dos 5 sensores.

Sensor	Coeficiente de correlação	Coeficiente de força (pm/N)
1	0,9997	87
2	0,9998	78
3	0,9998	82
4	0,9999	71
5	0,9990	65
Média	0,9997	77

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os sensores apresentaram um comportamento linear conforme indicam os coeficientes de correlação apresentados na Tabela 4.3, com uma pequena diferença de sensibilidade, que

pode ser justificada pelo processo de colagem ser manual, embora tenha-se feito um grande esforço para manter todas as FBGs alinhadas, podem ter ocorrido alguns desvios, devido às propriedades líquidas iniciais da cola; ou ainda micro curvaturas da malha de titânio.

A partir dos dados obtidos nos testes, realizou-se a análise estatística dos sensores para verificar as incertezas que cada um pode apresentar em seus resultados, a média das medições obtidas para cada sensor foi também aplicada às equações. Como a temperatura no local de ensaio foi controlada, esta não foi considerada uma incerteza. As fontes de incertezas consideradas neste trabalho são: dispersão das amostras e a reta de regressão linear, incertezas do tipo A; e resolução do interrogador ótico, incerteza do tipo B (INMETRO, 2012).

A incerteza do tipo A é gerada por componentes avaliados a partir de observações repetidas do mesmo mensurando, trata-se de um procedimento estatístico. Ela depende de uma sequência de observações sob as mesmas condições de um evento (INMETRO, 2012).

Já a incerteza do tipo B é gerada por componentes avaliados por outros meios que não a análise estatística de séries de observações. É utilizada quando não é prático ou impossível realizar procedimentos estatísticos para determinar a incerteza-padrão. Devem ser utilizadas informações previamente conhecidas sobre o comportamento aleatório da fonte de incerteza. Estas informações podem ser extraídas de especificações técnicas do sistema de medição, informações históricas obtidas de medições anteriores, de certificados de calibração e mesmo estimativas baseadas na experiência de especialistas (INMETRO, 2012)

Para que a incerteza final possa ser calculada, há algumas etapas a serem seguidas. Os cálculos utilizados e os resultados obtidos são descritos em seguida.

A incerteza da dispersão das amostras é considerada do tipo A. Quando o mensurando é invariável e o seu valor é calculado a partir da média de “m” medições repetidas, a incerteza padrão da média é utilizada. Portanto foi obtida a média de 10 repetições para cada um dos cinco sensores, para 6 passos de carregamento, juntamente com sua incerteza padrão, demonstrada na Tabela A.1 no Apêndice A. Calcula-se a incerteza da dispersão das amostras dividindo a maior incerteza padrão pela raiz quadrada do número de medições repetidas usadas para calcular a média (JR; SOUSA, 2008), para este estudo, foram utilizadas 10 medições, representado pela Equação 4.1.

$$u_1 = \frac{u(I)}{\sqrt{m}} \quad (4.1)$$

Na Equação 4.1 o  $u_1$  representa a incerteza padrão da média de “m” indicações referente à dispersão das amostras, o termo  $u(I)$  representa a maior incerteza padrão das indicações



calculada a partir de “m” medições repetidas e o  $m$  é o número de medições repetidas usadas para calcular a média. Os resultados obtidos para a incerteza da dispersão das amostras ( $u_1$ ) são demonstrados na Tabela A.3 no Apêndice A.

Para se obter a relação entre a variação do comprimento de onda e a força aplicada, é utilizada regressão linear que fornece uma função do tipo  $a + bx$ . Como a regressão linear realiza uma aproximação, através do método dos mínimos quadrados, é necessário conhecer a incerteza que essa função pode apresentar. Assim é necessário conhecer o desvio-padrão apresentado pela reta (CABRAL, 2004). O desvio padrão dos pontos experimentais em relação à reta de regressão linear é dado por uma equação específica e a partir deste resultado é possível calcular a incerteza que esses valores apresentam.

Para calcular a inclinação da reta ( $b$ ) é utilizada a Equação 4.2, e para calcular a ordenada de origem ( $a$ ) é utilizada a Equação 4.3,

$$b = \frac{n \sum_{i=1}^n x_i y_i - \sum_{i=1}^n x_i \sum_{i=1}^n y_i}{n \sum_{i=1}^n x_i^2 - (\sum_{i=1}^n x_i)^2}, \quad (4.2)$$

$$a = \frac{\sum_{i=1}^n x_i^2 \sum_{i=1}^n y_i - \sum_{i=1}^n x_i \sum_{i=1}^n x_i y_i}{n \sum_{i=1}^n x_i^2 - (\sum_{i=1}^n x_i)^2}, \quad (4.3)$$

a partir desses cálculos, a Equação 4.4 para gerar a incerteza padrão dos pontos experimentais em relação à reta de regressão linear é usada,

$$S_{YX} = \sqrt{\frac{N-1}{N-2} (S_Y^2 - b^2 S_X^2)}, \quad (4.4)$$

onde  $S_{YX}$  é a incerteza padrão dos pontos experimentais em relação à reta de regressão linear,  $S_Y$  é a incerteza padrão da grandeza dependente, ou seja, é a incerteza padrão da média dos carregamentos para determinado sensor,  $S_X$  é a incerteza padrão da grandeza independente, ou seja, é a incerteza padrão dos valores de carregamento e  $N$  é o número de pares de valores ( $x$ ;  $y$ ) medidos, ou seja o número de passos de carregamentos, para este trabalho, foram usados 6. Os valores obtidos para os cálculos de  $a$ ,  $b$ ,  $S_Y$ ,  $S_X$  e  $S_{YX}$  são vistos na Tabela A.2 no Apêndice A.

A partir da incerteza padrão dos pontos experimentais em relação à reta, pode-se calcular a incerteza da reta de regressão linear com a Equação 4.5, os resultados obtidos são vistos na Tabela A.3 no Apêndice A.

$$u_2 \simeq \pm S_{YX} \sqrt{1 + \frac{1}{m}} \quad (4.5)$$

Quando calculada a partir de um conjunto de medições repetidas, toda incerteza padrão deve ser associada à um número de graus de liberdade com que foi estimada. O número de graus de liberdade reflete o grau de segurança com que a estimativa do desvio-padrão é conhecida e corresponde ao número de medições efetuadas menos 1 (JR; SOUSA, 2008). Conforme indicado na Equação 4.6, o  $\nu$  indica o número de graus de liberdade com que a incerteza padrão é determinada e o  $m$  é o número de medições usadas para estimar a incerteza padrão.

$$\nu = m - 1 \quad (4.6)$$

A incerteza apresentada pelo interrogador é do tipo B. A resolução limitada de um dispositivo indicador digital é uma fonte de incerteza aleatória cuja distribuição de probabilidade pode ser deduzida facilmente. A distribuição de probabilidade dos erros decorrentes do arredondamento pode ser determinada, e o resultado é denominado como distribuição uniforme ou regular, nesse caso a resolução ( $R$ ) dada pelo fabricante do interrogador equivale a metade do seu valor, e para que sua incerteza padrão ( $u_3$ ) seja calculada, esse valor deve ser dividido pela raiz quadrada de 3 (JR; SOUSA, 2008), conforme mostrado na Equação 4.7, o resultado obtido de 0,000289 nm para essa incerteza, é padrão para todos os sensores.

$$u_3 = \frac{R}{2\sqrt{3}} \quad (4.7)$$

Após determinar separadamente a incerteza padrão de cada fonte, calcula-se a incerteza combinada ( $u_C$ ), que é o desvio padrão resultante da ação combinada das componentes aleatórias de todas as fontes de incerteza que afetam um processo de medição (JR; SOUSA, 2008; INMETRO, 2012), esse cálculo pode ser visto na Equação 4.8.

$$u_C^2 = u_1^2 + u_2^2 + u_3^2 \quad (4.8)$$

As incertezas padrão são também utilizadas juntamente com os valores do número de graus de liberdade de cada incerteza e o valor obtido de incerteza combinada para que possa ser calculado o número de graus de liberdade efetivos ( $V_{ef}$ ). Os quais representam o número de graus de liberdade correspondente à incerteza combinada.

$$\frac{u_C^4}{V_{ef}} = \frac{u_1^4}{\nu_1} + \frac{u_2^4}{\nu_2} + \frac{u_3^4}{\nu_3} \quad (4.9)$$

O número de graus de liberdade efetivos é utilizado para determinar o valor corres-

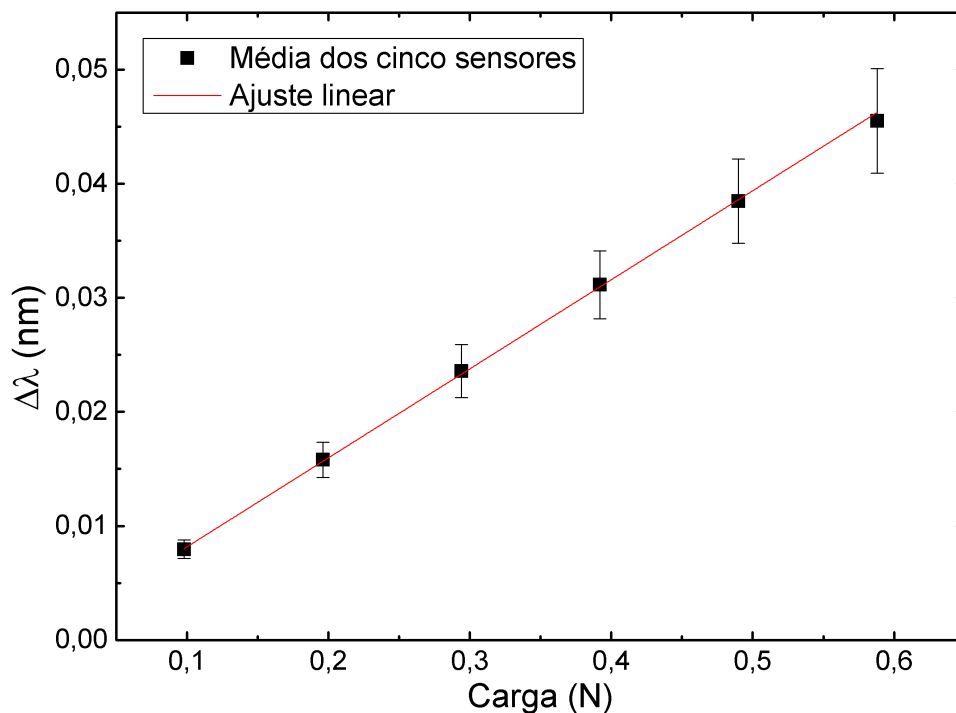
pondente do coeficiente *Student* ou também chamado de fator de abrangência, na tabela de coeficientes t de *Student*.

Finalmente, é estimada a incerteza de medição, denominada de incerteza expandida ( $U$ ). Incerteza expandida é o intervalo dentro do qual, para uma probabilidade de 95,45%, espera-se encontrar a componente aleatória dos erros de um processo de medição (JR; SOUSA, 2008; INMETRO, 2012). Calcula-se essa incerteza multiplicando a incerteza combinada pelo coeficiente de *Student* correspondente ao número de graus de liberdade efetivos previamente determinado, mostrado na Equação 4.10.

$$U = u_C \times t \quad (4.10)$$

Todos os resultados obtidos em cada etapa até atingir a Equação de Incerteza expandida podem ser vistos na Tabela A.3 no Apêndice A.

As incertezas de medição de cada sensor variaram de 0,0299 a 0,0842 N, a média dos 5 sensores apresentou valor de incerteza de 0,0785 N. Na Figura 4.16 é mostrada a média dos 5 sensores com o desvio padrão. O ajuste linear para essa reta apresentou coeficiente de correlação de 0,999 e o coeficiente de carga de 77 pm/N.



**Figura 4.16:** Retas com ajuste linear demonstrando a média da calibração dos 5 sensores.

**Fonte:** Elaborada pelo autor.

Os sensores FBG são comumente comparados com *strain gauges* em relação a sensibilidade. O trabalho de Carvalho *et al.* (2006) apresenta resultados semelhantes entre esses dois sensores, para uma faixa de carregamentos que variam de 0 a 160 N. O trabalho de Al-Fakih *et al.* (2016) utilizou FBGs encapsuladas submetidas à carregamentos que atingiram 30 N. Já na pesquisa de Butz e Dennison (2015), o sensor encapsulado foi submetido à carregamentos de até 1200 N. No trabalho de Domingues *et al.* (2017) FBGs encapsuladas foram submetidas a carregamentos de até 170 N. Karam *et al.* (2012) realizaram carregamentos até 100 N.

Nesta pesquisa utilizou-se valores relativamente pequenos para os carregamentos pois para a aplicação desejada, pretende-se medir deformações abaixo de 1 N. Dessa forma, foi possível observar que mesmo encapsulado com a malha de titânio, o sensor apresenta sensibilidade satisfatória para a aplicação desejada. O sensor foi capaz de detectar forças inferiores à 0,1 N, além de apresentar boa linearidade para a faixa de carregamentos testados.

O sensor proposto foi implantado em um animal vivo e seus resultados são descritos nos trabalhos de Karam (2015a), Kalinowski *et al.* (2017). O sinal adquirido foi aplicado a um algoritmo de classificação de padrões baseado em árvores de decisão para identificar o processo de mastigação de diferentes alimentos, descrito com mais detalhes na pesquisa de Pegorini *et al.* (2015).

A pesquisa teve aprovação do Comitê de Ética no Uso de Animais da UTFPR. Foi utilizado um bezerro de 4 meses de idade e 160 Kg, o animal passou por 24 horas de jejum, para que a cirurgia pudesse ser realizada. O sensor foi previamente esterilizado por autoclave. O local de fixação do sensor foi determinado a partir de estudos anteriormente realizados (SILVA *et al.*, 2005; RAMOS *et al.*, 2011).

Após 7 dias da cirurgia, quando o animal não apresentou mais sinais inflamatórios, os dados foram coletados durante a mastigação de diferentes alimentos. O animal se alimentando com o sensor implantado pode ser visto na Figura 4.17. A Figura 4.18 mostra em detalhe o padrão do sinal para a mastigação de ração, feno e para a ruminação.

A Figura 4.19 mostra a força em relação ao tempo durante a mastigação de ração por um período de tempo maior, aproximadamente 8 minutos, demonstrando que não há alterações na linha base do sinal, o que indica que não houve flutuações de temperatura, como esperado de um animal em estado de homeostasia.

Como resultado da aplicação foi possível verificar que o biossensor desenvolvido é adequado para aquisição de dados durante movimentos mastigatórios de um animal vivo. Os sinais adquiridos permitiram a interpretação de diferentes padrões mastigatórios, com diferentes



Figura 4.17: Bezerro se alimentando com o sensor implantado, 7 dias após a cirurgia.

Fonte: Kalinowski *et al.* (2017).

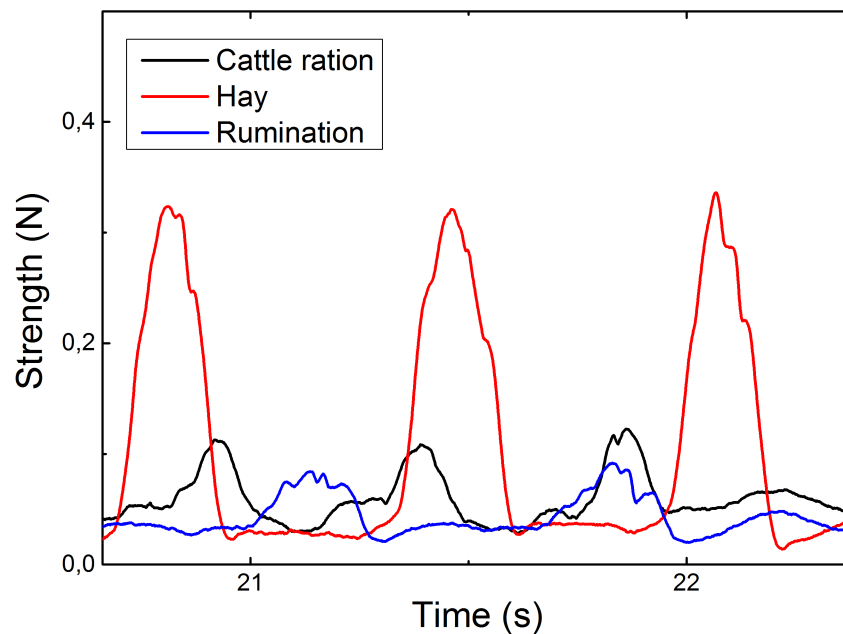
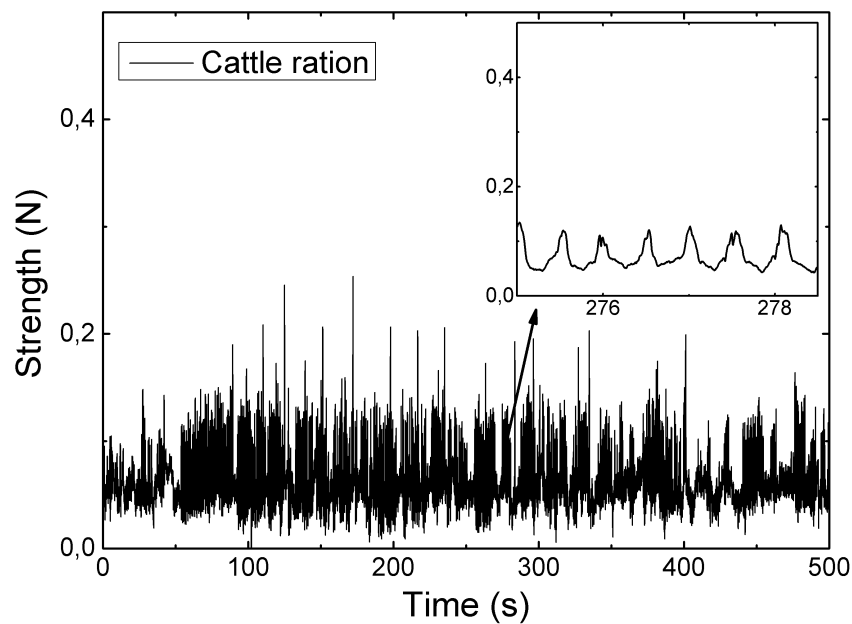


Figura 4.18: Padrão do sinal para mastigação de ração, feno e para a ruminação, demonstrado pela variação da força em relação ao tempo.

Fonte: Kalinowski *et al.* (2017).



**Figura 4.19:** Sinal referente à mastigação de ração, em um período de aproximadamente 8 minutos, demonstrando que não há alterações na linha base do sinal.

Fonte: Kalinowski *et al.* (2017).

magnitudes de força e frequência, associados ao processo de mastigação animal.

A partir dessa aplicação, pode-se concluir que o biossensor desenvolvido pode ajudar a entender o comportamento do tecido ósseo em situações específicas, como a análise do movimento mastigatório durante a dinâmica de pastejo animal.

A boa aplicabilidade do sensor calibrado e caracterizado neste trabalho, para analisar deformações ósseas em mandíbulas bovinas, também é descrita nos trabalhos de Karam *et al.* (2015b) e Kalinowski *et al.* (2016).

## 5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Nesta dissertação foi apresentado o estudo de calibração e caracterização de um biosensor que utiliza uma malha de titânio como transdutor, e redes de Bragg em fibras óticas como elemento sensor. Os resultados apresentados demonstram a viabilidade do sistema sensor desenvolvido em medidas onde os níveis de deformação são considerados pequenos, que no caso deste trabalho, é viável para medir deformações ósseas. Esse sensor é também, adequado para fixação em regiões irregulares e biocompatível, ideal para aplicações *in vivo*.

Foram apresentadas simulações em um programa para caracterização do comportamento da malha de titânio, e ensaio experimental para caracterização e calibração do sensor encapsulado.

As simulações realizadas ajudaram a definir qual a melhor região da malha de titânio deveria ser colado o elemento sensor, a FBG. Ficou definido que a região central dos orifícios, na metade útil da malha é mais adequada para a colagem do sensor pois apresenta região homogênea de concentração de tensões.

As simulações também foram úteis para definir a melhor configuração de colocação dos parafusos para fixar a malha de titânio ao tecido ósseo. Definiu-se que a configuração que utiliza apenas 2 parafusos de forma desalinhada é a mais adequada pois essa forma de fixação proporciona maior deformação na região da colagem do sensor, sendo assim mais sensível, além de que utiliza apenas dois parafusos, o que diminui o estresse cirúrgico ao animal.

E por fim, com a simulação, ainda pode-se verificar que a malha de titânio fixada ao osso animal na região de interesse, com a força sendo aplicada na mandíbula bovina e não diretamente à malha, mantém o comportamento das tensões na malha.

A calibração dos sensores no ensaio experimental demonstraram uma boa sensibilidade, pois foi capaz de detectar e distinguir forças inferiores a 0,1 N. Apresentou coeficiente de carga de 77 pm/N na média dos 5 sensores. Também identificou uma boa linearidade, a relação entre deformação mecânica e comprimento de onda apresentou um coeficiente de correlação de 0,999 na média dos 5 sensores. Sua incerteza expandida calculada foi 0,07 N. Além de uma

boa repetibilidade, apesar de os sensores não apresentarem exatamente o mesmo coeficiente de força, a diferença entre eles para pequenas deformações é pequena.

Este biosensor apresenta vantagens, além de sua alta sensibilidade, linearidade, tamanho reduzido, biocompatibilidade e imunidade à interferência eletromagnética, destaca-se também a forma automatizada na aquisição e processamento dos dados, além da necessidade de um procedimento minimamente invasivo para seu implante no animal.

Segundo as pesquisas e análises propostas nesta dissertação, o sensor FBG encapsulado apresentou-se como uma boa alternativa para análise de estruturas ósseas, em especial na análise da biomecânica e processo mastigatório de animais de pastejo.

A partir desta pesquisa, pode-se afirmar que o biosensor desenvolvido pode ajudar a compreender o comportamento do tecido ósseo em situações bem específicas, como na análise dos movimentos mastigatórios de animais. Futuramente também poderá ser utilizado para analisar outros eventos que acometem o tecido ósseo como fraturas e processos degenerativos, além de auxiliar no estudo da biomecânica e desenvolvimento de próteses.

## 5.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Todo o trabalho foi desenvolvido com a utilização de redes de Bragg em fibra ótica gravadas pelo grupo de pesquisa em Dispositivos Fotônicos e Aplicações da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR.

## 5.2 TRABALHOS FUTUROS

É interessante que o desenvolvimento do biosensor seja sempre continuado para que o mesmo tenha possibilidades de aplicações variadas. Algumas aplicações mostram-se promissoras para a utilização do sistema sensor desenvolvido.

Na área de pecuária de precisão, o monitoramento do consumo de alimentos por animais de pastejo ajuda a determinar a produtividade das pastagens e, também, fornece indicações sobre a nutrição animal, crescimento e saúde. Os movimentos mastigatórios são utilizados nessa análise através da mensuração da deformação óssea na região da mandíbula, a caracterização dos padrões mastigatórios são importantes para novos avanços em tecnologia. É importante que para essa aplicação se estabeleçam as características específicas dos alimentos fornecidos, como a concentração de fibras e concentração hídrica de cada alimento. Portanto a aplicação *in vivo* nesse grupo de animais desperta interesse como método alternativo que permite identificar



diferentes aspectos envolvidos no processo de pastejo desses animais.

Na área fisiológica e biomecânica, o sensor desenvolvido pode ser aplicado ao tecido ósseo para caracterizar seu comportamento quando submetido à cargas mecânicas e como o sinal é transmitido às células para se depositarem, manterem-se ou removerem-se, pois esses processos ainda não estão totalmente esclarecidos. Validar uma teoria experimentalmente é uma tarefa complexa e as técnicas experimentais convencionais apresentam limitações. Um projeto nessa área permitiria obter conhecimento científico sobre os mecanismos de diferenciação dos tecidos através do uso de modelos numéricos e experimentais *in vivo* e *in vitro*.

Além da análise do tecido ósseo diretamente, o sensor desenvolvido também pode ser aplicado em dispositivos implantados ao corpo, como exemplo as próteses, essa aplicação certamente auxiliaria no desempenho das atividade de reabilitação e procedimentos médicos.

## REFERÊNCIAS

- ABREU, B. A. L. de *et al.* Cintilografia óssea no câncer de próstata. **Radiologia Brasileira**, v. 38, n. 5, p. 365–369, 2005.
- AL-FAKIH, E. A. *et al.* Development and validation of fiber Bragg grating sensing pad for interface pressure measurements within prosthetic sockets. **IEEE Sensors Journal**, v. 16, n. 4, p. 965–974, 2016.
- ARKWRIGHT, J. W. *et al.* In-vivo demonstration of a high resolution optical fiber manometry catheter for diagnosis of gastrointestinal motility disorders. **Optics Express**, v. 17, n. 6, p. 4500–4508, Mar 2009.
- BAYLISS, L.; MAHONEY, D. J.; MONK, P. Normal bone physiology, remodelling and its hormonal regulation. **Surgery - Oxford International Edition**, v. 30, n. 2, p. 47–53, 2011.
- BERG, N. J. van de; DANKELMAN, J.; DOBBELSTEEN, J. J. van den. Design of an actively controlled steerable needle with tendon actuation and FBG-based shape sensing. **Medical Engineering and Physics**, v. 37, n. 6, p. 617–622, Jun 2015.
- BRITO, E. A. D.; FAVARETTO, J. A. **Biologia - Uma Abordagem Evolutiva e Ecológica**. 1. ed. São Paulo: Moderna, 1997.
- BRUNETTE, D. M. *et al.* **Titanium in Medicine: Material Science, Surface Science, Engineering, Biological Responses and Medical Applications**. Berlin-Heidelberg: Springer-Verlag, 2001.
- BUGDEN, S. *et al.* Skin glue reduces the failure rate of emergency department–inserted peripheral intravenous catheters: A randomized controlled trial. **Annals of Emergency Medicine**, v. 68, n. 2, p. 196–201, August 2016.
- BUTZ, R. C.; DENNISON, C. R. In-fiber Bragg grating impact force transducer for studying head-helmet mechanical interaction in head impact. **Journal of Lightwave Technology**, v. 33, n. 13, p. 2831–2838, July 2015.
- CABRAL, P. **Erros e Incertezas de Medição**. Julho 2004.
- CARTER, D. R. *et al.* Mechanobiology of skeletal regeneration. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 355S, p. S41–S55, 1998.
- CARVALHO, L. *et al.* In the trail of a new bio-sensor for measuring strain in bone: osteoblastic biocompatibility. **Biosensors & Bioelectronics**, v. 26, n. 10, p. 4046–4052, 2011.
- CARVALHO, L. M. R. *et al.* Application of Bragg grating sensors in dental biomechanics. **The Journal of Strain Analysis for Engineering Design**, v. 41, n. 6, p. 411–416, 2006.
- CLAPHAM, W. M. *et al.* Acoustic monitoring system to quantify ingestive behavior of free-grazing cattle. **Computers and Electronics in Agriculture**, v. 76, p. 96–104, 2011.

- DENNISON, C. R. *et al.* Ex vivo measurement of lumbar intervertebral disc pressure using fibre-Bragg gratings. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 1, p. 221–225, 2008a.
- DENNISON, C. R. *et al.* Validation of a novel minimally invasive intervertebral disc pressure sensor utilizing in-fiber Bragg gratings in a porcine model: an ex vivo study. **Spine**, v. 33, p. E589–E594, 2008b.
- DENNISON, C. R. *et al.* An in-fiber Bragg grating sensor for contact force and stress measurements in articular joints. **Measurement Science and Technology**, v. 21, n. 11, p. 115803, 2010.
- DOMINGUES, M. F. *et al.* Insole optical fiber Bragg grating sensors network for dynamic vertical force monitoring. **Journal of Biomedical Optics**, v. 22, n. 9, p. 091507, 2017.
- DUTTON, M. **Fisioterapia Ortopédica : Exame, Avaliação e Intervenção**. Porto Alegre: Artmed, 2010.
- ENGELHARDT, E.; MOREIRA, D. M. A substância branca cerebral. localização dos principais feixes com anisotropia fracionada direcional. **Revista Brasileira de Neurologia**, v. 44, n. 2, p. 19–34, 2008.
- FRANDSON, R. D.; WILKE, W. L.; FAILS, A. D. **Anatomia e fisiologia dos animais de fazenda**. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2014.
- FRESVIG, T. *et al.* Fibre optic Bragg grating sensors: An alternative method to strain gauges for measuring deformation in bone. **Medical Engineering & Physics**, v. 30, n. 1, p. 104–108, 2008.
- FROST, H. M. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. **Angle Orthodontist**, v. 74, n. 1, p. 3–15, 2004.
- GALVÃO, J. R. *et al.* Strain mapping in carbon-fiber prosthesis using optical fiber sensors. **IEEE Sensors Journal**, v. 17, n. 1, p. 3–4, 2017.
- GARCÍA, J.; DOBLARÉ, M.; CEGOÑINO, J. Bone remodelling simulation: a tool for implant design. **Computational Materials Science**, v. 25, p. 100–114, 2002.
- GARDNER, E.; GRAY, D. J.; O'RAHILLY, R. **Anatomia: Estudo Regional do Corpo Humano**. 4 ed.. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010.
- GERALDELI, F. E. *et al.* Produção de material instrucional para o ensino da radiologia por meio da digitalização de imagens. **Radiologia Brasileira**, v. 35, n. 1, p. 27–30, 2002.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11 ed.. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.
- HAO, J. *et al.* FBG-based smart bed system for healthcare applications. **Frontiers of Optoelectronics in China**, v. 3, n. 1, p. 78–83, 2010.
- HILL, K. O. *et al.* Photosensitivity in optical fiber waveguides: Application to reflection filter fabrication. **Applied Physics Letters**, v. 32, p. 647–649, 1978.
- HILL, K. O. *et al.* Bragg gratings fabricated in mono-mode photosensitive optical fibre by UV exposure through a phase mask. **Applied Physics Letters**, v. 62, n. 10, p. 1035 – 1037, 1993.

HILL, K. O.; MELTZ, G. Fiber Bragg grating technology fundamentals and overview. **Journal of Lightwave Technology**, v. 15, n. 8, p. 1263–1276, Aug 1997.

HUISKES, R. *et al.* Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. **Nature**, v. 405, p. 704–706, June 2000.

INMETRO. **Avaliação de dados de medição: Guia para a expressão de incerteza de medição - GUM 2008**. 1ª edição brasileira da 1ª edição do bipm de 2008. ed. Rio de Janeiro, 2012.

JR, A. A. G.; SOUSA, A. R. de. **Fundamentos de Metrologia Científica e Industrial**. 1ª. ed. Barueri, SP: Manole, 2008.

KALINOWSKI, A. *et al.* Optical fiber Bragg grating strain sensor for bone stress analysis in bovine during masticatory movements. **IEEE Sensors Journal**, v. 17, n. 8, p. 2385–2392, April 2017.

KALINOWSKI, A. *et al.* Sensor a fibra ótica utilizando redes de Bragg para análise de tensão Óssea. In: **XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**. Foz do Iguaçu: CBEB, 2016. p. 544–547.

KALINOWSKI, H. J. *et al.* Application of fibre Bragg grating sensors in biomechanics (chapter 10). In: CANNING, J. (Ed.). **Trends in Photonics**. 1. ed. Trivandrum: Transworld Research Network, 2010. p. 315–343.

KARAM, L. *et al.* Walk frequency measurements using a fiber optic Bragg grating sensor. In: **V Latin American Congress on Biomedical Engineering**. Havana, Cuba: IFMBE Proceedings, 2013. v. 33, p. 128–131.

KARAM, L. Z. **Desenvolvimento de um biosensor para mensuração de deformações mecânicas em tecidos ósseos**. Tese (Doutorado) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2015a.

KARAM, L. Z. *et al.* Validation of a sterilization methods in FBG sensors for in vivo experiments. In: **Latin America Optics and Photonics Conference**. Sao Sebastião: Optical Society of America, 2012. p. LT2A.7.

KARAM, L. Z. *et al.* In vivo analysis of bone strain using fiber Bragg grating sensor and decision tree algorithm in bovine during masticatory movements. In: **International Microwave and Optoelectronics Conference**. Porto de Galinhas: IMOC, 2015b.

KARAM, L. Z.; MILCZEWSKI, M. S.; KALINOWSKI, H. J. Strain monitoring of the periodontal ligament in pig's mandibles. In: **Proc. SPIE. OFS2012 22nd International Conference on Optical Fiber Sensors, 84215W**. Beijing, China: [s.n.], 2012. v. 8421.

KARAM, L. Z. *et al.* Ex vivo determination of chewing patterns using FBG and artificial neural networks. In: **23rd International Conference on Optical Fibre Sensors**. Santander, Spain: SPIE Proceedings, 2014. v. 9157, p. 91573Z–91573Z–4.

KASHYAP, R. **Fiber Bragg Grating**. Salt Lake City: Academic Press, 1999.

LAWRENCE, C. M. *et al.* A fiber optic sensor for transverse strain measurement. **Experimental Mechanics**, v. 39, n. 3, p. 202–209, 1999.

- LEE, N. *et al.* Which patients with newly diagnosed prostate cancer need a radionuclide bone scan? an analysis based on 631 patients. **International Journal of Radiation Oncology \* Biology \* Physics**, v. 48, n. 5, p. 1443–1446, 2000.
- LOTTI, R. S. *et al.* Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 11, n. 2, p. 35–43, mar./abril 2006.
- MEINZER, H. *et al.* Medical imaging: examples of clinical applications. **ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing**, v. 56, p. 311–325, 2002.
- MIGNANI, A. G.; BALDINI, F. Biomedical sensors using optical fibres. **Reports on Progress in Physics**, v. 59, p. 1–28, 1996.
- MIHAILOV, S. J. Fiber Bragg grating sensors for harsh environments. **Sensors**, v. 12, n. 2, p. 1898–1918, 2012.
- MILCZESWKI, M. *et al.* Measuring orthodontic forces with HiBi FBG sensors. In: **Optical Fiber Sensors**. Cancun, Mexico: Optical Society of America, 2006b. p. 23–27.
- MILCZEWSKI, M. S. *et al.* Determination of setting expansion of dental materials using fibre optical sensing. **Measurement Science and Technology**, v. 17, n. 5, p. 1152–1156, 2006a.
- MILCZEWSKI, M. S. *et al.* Optical fibre sensors in dentistry (chapter 11). In: CANNING, J. (Ed.). **Trends in Photonics**. 1. ed. Trivandrum: Transworld Research Network, 2010. p. 345–373.
- MILCZEWSKI, M. S. *et al.* Force monitoring in a maxilla model and dentition using optical fiber Bragg gratings. **Sensors**, v. 12, p. 11957–11965, 2012.
- MISHRA, V. *et al.* Fiber Bragg grating sensor for monitoring bone decalcification. **Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research**, v. 96, n. 6, p. 646–651, October 2010.
- MOHANTY, L. *et al.* Fiber grating sensor for pressure mapping during total knee arthroplasty. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 135, n. 2, p. 323 – 328, 2007.
- MORGADO, F. L.; ROSSI, L. A. Correlação entre a escala de coma de glasgow e os achados de imagem de tomografia computadorizada em pacientes vítimas de traumatismo cranioencefálico. **Radiologia Brasileira**, v. 44, n. 1, p. 35–41, 2011.
- NIINOMI, M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. **Materials Science and Engineering**, A243, p. 231–236, 1998.
- OTHONOS, A. Fiber Bragg gratings. **Review of Scientific Instruments**, v. 68, n. 12, p. 4309–4341, 1997.
- OTHONOS, A.; KALLI, K. **Fiber Bragg Gratings: Fundamentals and Applications in Telecommunications and Sensing**. London: Artech House Print on Demand, 1999.
- PEGORINI, V. *et al.* In vivo pattern classification of ingestive behavior in ruminants using FBG sensors and machine learning. **Sensors**, v. 15, p. 28456–28471, 2015.
- PRASAD, A. G. *et al.* Design and development of fiber Bragg grating sensing plate for plantar strain measurement and postural stability analysis. **Measurement**, v. 47, p. 789–793, 2014.

- PRASAD, A. S. G. *et al.* Evaluation of airline exercises prescribed to avoid deep vein thrombosis using fiber Bragg grating sensors. **Journal of Biomedical Optics**, v. 18, n. 9, p. 097007–1–097007–7, 2013.
- RAMOS, A. *et al.* Numerical and experimental models of the mandible. **Experimental Mechanics**, v. 51, n. 7, p. 1053–1059, 2011.
- RAO, Y.-J. *et al.* In-fiber Bragg-grating temperature sensor system for medical applications. **Journal of Lightwave Technology**, v. 15, n. 5, p. 779–785, 1997.
- REIKERAS, O. *et al.* Differences in external and internal cortical strain with prosthesis in the femur. **The Open Orthopaedics Journal**, v. 5, p. 379–384, 2011.
- REN, L. *et al.* Fiber Bragg grating displacement sensor for movement measurement of tendons and ligaments. **Applied Optics**, v. 46, n. 28, p. 6867–6871, October 2007.
- ROCHA, R. *et al.* FBG in PVC foils for monitoring the knee joint movement during the rehabilitation process. In: **Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE**. Boston, USA: IEEE, 2011. p. 458–461.
- ROLF, C. *et al.* An experimental in vivo method for analysis of local deformation on tibia, with simultaneous measures of ground reaction forces, lower extremity muscle activity and joint motion. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, Blackwell Publishing Ltd, v. 7, n. 3, p. 144–151, 1997.
- RORIZ, P. *et al.* From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: A review. **Journal of Biomechanics**, v. 47, p. 1251–1261, January 2014.
- RORIZ, P. *et al.* Review of fiber-optic pressure sensors for biomedical and biomechanical applications. **Journal of Biomedical Optics**, v. 18, n. 5, p. 50903, 2013.
- ROSS, M. H.; PAWLINA, W. **Histology: A Text and Atlas, with Correlated Cell and Molecular Biology**. 6. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- SILVA, A. F. da *et al.* FBG sensing glove for monitoring hand posture. **IEEE Sensors Journal**, v. 11, n. 10, p. 2442–2448, November 2011.
- SILVA, J. C. C. da *et al.* Fibre Bragg grating sensing and finite element analysis of the biomechanics of the mandible. In: **17th International Conference on Optical Fibre Sensors**. Bruges, Belgium: SPIE Proceedings, 2005. v. 5855, p. 102–105.
- STIMAC, G. K. **Introdução ao diagnóstico por imagens**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994.
- SZEJNFELD, J.; ABDALA, N. **Guia de diagnóstico por imagem**. 1. ed. Barueri-SP: Manole Ltda., 2008.
- TALAIA, P. M. *et al.* Plated and intact femur strains in fracture fixation using fiber Bragg gratings and strain gauges. **Experimental Mechanics**, v. 47, n. 3, p. 355–363, June 2007.
- TIWARI, U. *et al.* Fiber Bragg grating sensor for measurement of impact absorption capability of mouthguards. **Dental Traumatology**, v. 27, n. 4, p. 263–268, 2011.

- TJIN, S. C. *et al.* Recording compliance of dental splint use in obstructive sleep apnoea patients by force and temperature modelling. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 39, n. 2, p. 182–184, 2001.
- UMESH, S. *et al.* Fiber Bragg grating based bite force measurement. **Journal of Biomechanics**, June 2016.
- WANG, Y. *et al.* Hardware embedded fiber sensor interrogation system using intensive digital signal processing. **Journal of Microwaves, Optoelectronics and Electromagnetic Applications**, v. 13, n. 2, p. 139–155, 2014.
- WEHRLE, G. *et al.* A fibre optic Bragg grating strain sensor for monitoring ventilatory movements. **Measurement Science and Technology**, v. 12, n. 7, p. 805–809, 2001.
- WISKOTT, A. H. W.; BELSER, U. C. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. **Clinical Oral implants research**, v. 10, n. 6, p. 429–444, 1999.
- WOLFF, J. **The Law of Bone Remodelling**. Berlin-Heidelberg, Alemanha: Springer-Verlag, Tradução da edição Alemã de 1892, 1986.
- WOSNIAK, C. *et al.* Determination of chewing patterns in goats using fiber Bragg gratings. In: **OFS2012 22nd International Conference on Optical Fiber Sensors**. Beijing, China: SPIE Proceedings, 2012. v. 8421, p. 84214F–1–84214F–4.
- YANAGUIZAWA, M. *et al.* Diagnóstico por imagem na avaliação da anemia falciforme. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 48, n. 2, p. 102–105, 2008.
- ZHANG, C.-H. *et al.* Use of absorbable hemostatic gauze with medical adhesive is effective for achieving hemostasis in presacral hemorrhage. **The American Journal of Surgery**, v. 203, n. 4, p. e5–e8, 2012.

## APÊNDICE A – RESULTADOS DA ANÁLISE ESTATÍSTICA

**Tabela A.1: Média das 10 medições em relação à carga aplicada para os 5 sensores, e Incerteza Padrão (I.P.). Valores utilizados para determinar a incerteza da dispersão das amostras.**

Carga (N)	Sensor 1 (nm)	I.P.	Sensor 2 (nm)	I.P.	Sensor 3 (nm)	I.P.
0,098	0,0091	0,0012	0,0075	0,0005	0,0087	0,0012
0,196	0,018	0,0014	0,015	0,0013	0,0173	0,0022
0,294	0,027	0,0017	0,023	0,0015	0,0255	0,003
0,392	0,0358	0,002	0,0309	0,0018	0,0329	0,0027
0,49	0,0439	0,0029	0,0384	0,0026	0,041	0,003
0,588	0,0518	0,0034	0,0455	0,003	0,0491	0,0035
Carga (N)	Sensor 4 (nm)	I.P.	Sensor 5 (nm)	I.P.	Média (nm)	I.P.
0,098	0,0069	0,0013	0,0076	0,0012	0,008	0,0008
0,196	0,0142	0,003	0,0145	0,0017	0,0158	0,0015
0,294	0,021	0,0043	0,0214	0,0022	0,0236	0,0023
0,392	0,0283	0,0059	0,0278	0,003	0,0311	0,003
0,49	0,0351	0,0064	0,0339	0,0028	0,0385	0,0037
0,588	0,0418	0,0081	0,0393	0,0036	0,0455	0,0046

**Fonte: Elaborada pelo autor.**

**Tabela A.2: Resultados de cálculos preliminares para determinar a incerteza padrão da reta.**

Cálculo	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5	Média
$a$	0,001	0	0,001	0	0,002	0,001
$b$	0,0875	0,0782	0,0818	0,0713	0,065	0,0767
$S_Y$	0,016	0,0143	0,015	0,013	0,012	0,014
$S_X$	0,1833	0,1833	0,1833	0,1833	0,1833	0,1833
$S_{YX}$	0,00047	0,00029	0,0003	0,0002	0,0006	0,00033

**Fonte: Elaborada pelo autor.**



**Tabela A.3: Resultados de cada etapa da análise estatística para os 5 sensores.**

Cálculo	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5	Média	Unidade
$u_1$	0,0011	0,00097	0,0011	0,0026	0,0011	0,002	[nm]
$u_2$	0,00049	0,0003	0,00032	0,0002	0,00062	0,00036	[nm]
$u_3$	0,000289	0,000289	0,000289	0,000289	0,000289	0,000289	[nm]
$v$	9	9	9	9	9	4	-
$u_c$	0,0012	0,0011	0,0012	0,0026	0,0013	0,0021	[nm]
$V_{ef}$	14	13	12	9	15	4	-
$t$ de Student	2,195	2,212	2,231	2,32	2,181	2,869	-
$U$	0,0026	0,0023	0,0026	0,006	0,0029	0,006	[nm]
$U$	0,0302	0,0299	0,0322	0,0842	0,0445	0,0785	[N]

**Fonte: Elaborada pelo autor.**

## APÊNDICE B – PUBLICAÇÕES

KALINOWSKI, A.; RENZO, A. B. ; KARAM, L. Z. ; PEGORINI, V. ; CARDOSO, R. ; KALINOWSKI, H. J. ; SILVA, J. C. C. . Sensor a fibra ótica utilizando redes de Bragg para análise de tensão óssea. In: XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2016, Foz do Iguaçu. Anais do XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2016.

KALINOWSKI, A.; KARAM, L. Z.; PEGORINI, V.; RENZO, A. B.; PITTA, C. S. R.; CARDOSO, R.; ASSMANN, T. S.; KALINOWSKI, H. J.; SILVA, J. C. C. Optical Fiber Bragg Grating Strain Sensor for Bone Stress Analysis in Bovine during Masticatory Movements. IEEE Sensors Journal, v.17, n.8, p.2385-2392, 2017.