

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

DORATHY OLIVEIRA KOVALEK

**ANÁLISE DAS DEFORMAÇÕES ÓSSEAS DA CLAVÍCULA FRATURADA
FIXADA COM PLACA E DISPOSITIVO INTRAMEDULAR POR MEIO DAS
REDES DE BRAGG EM FIBRAS ÓTICAS**

DISSERTAÇÃO

**CURITIBA
2020**

DORATHY OLIVEIRA KOVALEK

**ANÁLISE DAS DEFORMAÇÕES ÓSSEAS DA CLAVÍCULA FRATURADA
FIXADA COM PLACA E DISPOSITIVO INTRAMEDULAR POR MEIO DAS
REDES DE BRAGG EM FIBRAS ÓTICAS**

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.

Orientadora: Dra. Ana Paula Gebert de Oliveira Franco.

Coorientador: Dr. Jean Carlos Cardozo da Silva.

CURITIBA

2020

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

Kovalek, Dorathy Oliveira

Análise das deformações ósseas da clavícula fraturada fixada com placa e dispositivo intramedular por meio das redes de Bragg em fibras óticas [recurso eletrônico] / Dorathy Oliveira Kovalek. -- 2020.

1 arquivo eletrônico (80 f.): PDF; 2,23 MB.

Modo de acesso: World Wide Web.

Texto em português com resumo em inglês.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Área de Concentração: Fotônica em Engenharia. Linha de Pesquisa: Materiais e Processos em Fotônica, Curitiba, 2020.

Bibliografia: f. 68-72.

1. Engenharia elétrica - Dissertações. 2. Clavícula - Fraturas - Tratamento. 3. Placas ósseas (Ortopedia). 4. Fraturas - Fixação intramedular. 5. Redes de Bragg. 6. Detectores de fibra óptica. 7. Biomecânica. 8. Métodos de simulação. 9. Fotônica. I. Franco, Ana Paula Gebert de Oliveira, orient. II. Silva, Jean Carlos Cardozo da, coorient. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. IV. Título.

CDD: Ed. 23 -- 621.3

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO

A Dissertação de Mestrado intitulada “Análise das Deformações Ósseas da Clavícula Fraturada Fixada com Placa e Dispositivo Intramedular por Meio das Redes de Bragg em Fibras Óticas”, defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Dorathy Oliveira Kovalek**, no dia 12 de junho de 2020, foi julgada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Área de concentração Fotônica em Engenharia, Linha de pesquisa Materiais e Processos em Fotônica, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial - CPGEI.

BANCA EXAMINADORA:

Profa. Dra. Ilda Abe – Presidente - UTFPR

Profa. Dra. Ana Paula Gebert de Oliveira Franco - UTFPR

Prof. Dr. Leandro Zen Karam – PUC/PR

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 12 de junho de 2020.

Carimbo e Assinatura do(a) Coordenador(a) do Programa

Dedico este trabalho à minha
mãe, por todo apoio e incentivo
em toda trajetória.

AGRADECIMENTOS

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

Agradeço aos professores Dra. Ana Paula Gebert de Oliveira Franco, Dr. Jean Carlos Cardozo da Silva e Dr. Leandro Zen Karam, pela orientação e sabedoria com que me guiaram nesta trajetória. E ao Dr. Armando Romani Secundino por todo auxílio e orientação.

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

Agradecimento a empresa GMREIS pelo fornecimento dos materiais para o desenvolvimento da pesquisa.

Aos colegas pesquisadores da UTFPR por todo auxílio e estudo, em especial a Alessandra Kalinowski por todo apoio, orientação e contribuição no desenvolvimento do projeto.

A minha mãe, por sempre acreditar em mim, incentivar e apoiar em todos os projetos.

A Deus e todos os guias.

Enfim, a todos os que por algum motivo contribuíram para a realização desta pesquisa.

RESUMO

O tratamento conservador tradicional para fraturas do eixo médio de clavícula apresenta complicações como não união, diminuição do comprimento ósseo e alterações funcionais, portanto sugere-se o tratamento cirúrgico com o objetivo de minimizar esses incidentes. Atualmente existem dois tipos de técnicas cirúrgicas utilizadas no reparo das fraturas de terço médio de clavícula, a fixação por placa de osteossíntese e por dispositivo intramedular. Para que ocorra a cicatrização de maneira adequada, os fixadores precisam apresentar rigidez e forças adequadas para auxiliar no processo de cicatrização da fratura, e que seja forte o suficiente para suportar as forças de picos, cargas e distribuição dessas cargas. O objetivo do presente estudo é avaliar o comportamento biomecânico da placa de fixação e do dispositivo intramedular e quantificar as deformações ósseas através das redes de Bragg em fibra ótica (FBG's) como sensores. Com três clavículas sintéticas, uma íntegra e duas fraturadas no eixo médio, uma fixada com placa de osteossíntese e outra fixada com dispositivo intramedular foram realizados ensaios experimentais com força em flexão *cantilever* de até 3,92N aplicada na extremidade lateral e fixada a extremidade medial. Após a análise realizada pelos sensores FBG's e a análise estatística, os resultados obtidos demonstram que a placa de fixação apresenta maior rigidez se comparada com o dispositivo intramedular. Observa-se diferentes comportamentos de deformação em relação a região anterior, posterior, e o eixo médio do osso íntegro e osso fixado por placa de osteossíntese e dispositivo intramedular. Os resultados apresentados podem auxiliar no entendimento da mecânica dos fixadores e sua relação com o osso, visto que cada osso ocorreu deformações diferentes.

Palavras-chave: Placa de Osteossíntese; Dispositivo intramedular; Fratura; Clavícula; Redes de Bragg; Sensores em Fibra Ótica.

ABSTRACT

The traditional conservative treatment for fractures of the middle axis of the clavicle presents complications such as non-union, decreased bone length and functional changes, so surgical treatment is suggested in order to minimize these incidents. Currently, there are two types of surgical techniques used to repair fractures of the middle third of the clavicle, fixation using an osteosynthesis plate and an intramedullary device. In order for healing to occur properly, fixators must have adequate rigidity and forces to assist in the fracture healing process, and be strong enough to withstand the peak forces, loads and distribution of these loads. The aim of the present study is to evaluate the biomechanical behavior of the fixation plate and the intramedullary device and to quantify bone deformations through optical fiber Bragg (FBG's) as sensors. With three synthetic clavicles, one intact and two fractured in the middle axis, one fixed with an osteosynthesis plate and the other fixed with an intramedullary device, experimental tests were performed with a *cantilever* flexion force of up to 3.92N applied to the lateral extremity and fixed to the medial extremity. After the analysis carried out by the FBG's sensors and the statistical analysis, the results obtained demonstrate that the fixation plate has greater rigidity compared to the intramedullary device. Different strains behaviors are observed in relation to the anterior, posterior region, and the medial axis of the intact bone and bone fixed by osteosynthesis plate and intramedullary device. The results presented can help to understand the mechanics of the fixators and their relationship with the bone, since each bone has undergone different strains.

Keywords: Plate; Intramedullary Fixation; Fracture; Clavicle; Fiber Bragg Gratings; Optical fiber sensors.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Desenho esquemático do espectro da rede de Bragg	20
Figura 2 - Esquema demonstrando o uso da máscara de fase para a gravação das Redes de Bragg	22
Figura 3 - Esquema demonstrando o sistema de gravação utilizado	23
Figura 4 – Anatomia da estrutura óssea da clavícula	30
Figura 5 - Ligamentos da Clavícula	32
Figura 6 - Demonstração da atuação das forças dos músculos com inserção na clavícula	33
Figura 7 - Classificação de Robinson para fraturas da clavícula	35
Figura 8 - Relação temporal das fases da cicatrização, fase metabólica (barras azuis) e fase biológica (barras marrons). As fases metabólicas anabólica e catabólica) são divididas em três estágios, a fase inflamatória, endocôndrica e remodelação	36
Figura 9 - Abordagem cirúrgica para fixação da clavícula	40
Figura 10 - Fixação de clavícula com placa em fratura multifragmentar do terço Médio da clavícula direita	41
Figura 11 - Posição do dispositivo intramedular no interior do canal clavicular	44
Figura 12 – Clavículas instrumentadas com os FBGs, fixadas no engaste para realização do ensaio experimental e carga aplicada em extremidade lateral. A. Clavícula esquerda fixada com placa de osteossíntese. B. Clavícula esquerda fixada com dispositivo intramedular. C. Clavícula esquerda íntegra	46
Figura 13 – Ilustração da localização dos sensores FBG e do carregamento realizado. A. Clavícula com Placa. B. Clavícula Íntegra. C. Clavícula com Dispositivo Intramedular	47
Figura 14 - Média das respostas dos sensores fixados na região anterior da clavícula com placa de fixação em relação aos carregamentos realizados (N).	53
Figura 15 - Média das respostas dos sensores fixados na região anterior da clavícula íntegra em relação aos carregamentos realizados (N).	54
Figura 16 - Média das respostas dos sensores fixados na região anterior da clavícula com dispositivo intramedular em relação aos carregamentos realizados (N).	55
Figura 17 - Média das respostas dos sensores fixados na placa de fixação da clavícula em relação aos carregamentos realizados (N).	56
Figura 18 - Média das respostas dos sensores fixados na região posterior da clavícula com placa de fixação em relação aos carregamentos realizados (N).	57
Figura 19 - Média das respostas dos sensores fixados na região posterior da clavícula íntegra em relação aos carregamentos realizados (N).	58

Figura 20 - Média das respostas dos sensores fixados na região posterior da clavícula com dispositivo intramedular em relação aos carregamentos realizados (N). 59

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Teoria do comportamento ósseo frente aos diferentes níveis de deformação	38
Tabela 2 - Coeficiente de correlação e coeficiente de força dos sensores de FBG da região anterior da Clavícula com Placa de fixação	54
Tabela 3 - Coeficiente de correlação e coeficiente de força dos sensores do FBG da região anterior da clavícula íntegra	55
Tabela 4 - Coeficiente de correlação e coeficiente de força dos sensores do FBG da região anterior da clavícula com dispositivo intramedular	56
Tabela 5 - Coeficiente de correlação e coeficiente de força dos sensores do FBG da clavícula com placa de fixação	56
Tabela 6 - Coeficiente de correlação e coeficiente de força dos sensores do FBG da região posterior da clavícula com placa de fixação	57
Tabela 7 - Coeficiente de correlação e coeficiente de força dos sensores do FBG da região posterior da clavícula íntegra	58
Tabela 8 - Coeficiente de correlação e coeficiente de força dos sensores do FBG da região posterior da clavícula com dispositivo intramedular	59
Tabela 9 - Forças atuantes na clavícula no movimento de flexão de 150°.	64
Tabela A.1 - Média das 10 medições em relação à carga aplicada e Incerteza Padrão (I.P) dos sensores do FBG Anterior da Clavícula fixado com Placa. Valores utilizados para determinar a incerteza da dispersão das amostras	73
Tabela A.2 - Resultados dos cálculos preliminares para determinar a incerteza padrão da reta FBG Anterior da Clavícula fixada com Placa	73
Tabela A.3 - Resultados de cada etapa da análise estatística para os sensores do FBG Anterior da Clavícula fixada com Placa	73
Tabela A.4 - Média das 10 medições em relação à carga aplicada dos sensores do FBG da Placa e Incerteza Padrão (I.P). Valores utilizados para determinar a incerteza da dispersão das amostras	74
Tabela A.5 - Resultados de cálculos preliminares para determinar a incerteza padrão da reta FBG da Placa	74
Tabela A.6 - Resultados de cada etapa da análise estatística para os sensores do FBG da Placa	74
Tabela A.7 - Média das 10 medições em relação à carga aplicada e Incerteza Padrão (I.P) dos sensores do FBG Posterior da Clavícula fixado com Placa. Valores utilizados para determinar a incerteza da dispersão das amostras	75
Tabela A.8 - Resultados dos cálculos preliminares para determinar a incerteza padrão da reta FBG Posterior da Clavícula fixada com Placa	75

Tabela A.9 - Resultados de cada etapa da análise estatística para os sensores do FBG Posterior da Clavícula fixada com Placa	75
Tabela A.10 - Média das 10 medições em relação à carga aplicada e Incerteza Padrão (I.P) dos sensores do FBG Anterior da Clavícula Integra. Valores utilizados para determinar a incerteza da dispersão das amostras	76
Tabela A.11 - Resultados dos cálculos preliminares para determinar a incerteza padrão da reta FBG Anterior da Clavícula Integra	76
Tabela A.12 - Resultados de cada etapa da análise estatística para os sensores do FBG Anterior da Clavícula Integra	76
Tabela A.13 - Média das 10 medições em relação à carga aplicada e Incerteza Padrão (I.P) dos sensores do FBG Posterior da Clavícula Integra. Valores utilizados para determinar a incerteza da dispersão das amostras	77
Tabela A.14 - Resultados dos cálculos preliminares para determinar a incerteza padrão da reta FBG Posterior da Clavícula Integra	77
Tabela A.15 - Resultados de cada etapa da análise estatística para os sensores do FBG Posterior da Clavícula Integra	77
Tabela A.16 - Média das 10 medições em relação à carga aplicada e Incerteza Padrão (I.P) dos sensores do FBG Anterior da Clavícula com Dispositivo Intramedular. Valores utilizados para determinar a incerteza da dispersão das amostras	78
Tabela A.17 - Resultados dos cálculos preliminares para determinar a incerteza padrão da reta FBG Anterior da Clavícula fixada com Dispositivo Intramedular	78
Tabela A.18 - Resultados de cada etapa da análise estatística para os sensores do FBG Anterior da Clavícula fixada com Dispositivo Intramedular	78
Tabela A.19 - Média das 10 medições em relação à carga aplicada e Incerteza Padrão (I.P) dos sensores do FBG Posterior da Clavícula com Dispositivo Intramedular. Valores utilizados para determinar a incerteza da dispersão das amostras	79
Tabela A.20 - Resultados dos cálculos preliminares para determinar a incerteza padrão da reta FBG Posterior da Clavícula fixada com Dispositivo Intramedular	79
Tabela A.21 - Resultados de cada etapa da análise estatística para os sensores do FBG Posterior da Clavícula fixada com Dispositivo Intramedular	79

LISTA DE SÍMBOLOS

λ_B	Comprimento de onda de Bragg
Λ	Período da modulação do índice de refração
n_{eff}	Índice de Refração efetivo do núcleo da Fibra
Δl	Variação de deformação, comprimento
Δt	Variação de Temperatura
$\Delta\lambda_{B,l}$	Variação de Comprimento de onda de acordo com a deformação
$\Delta\lambda_{B,t}$	Variação de Comprimento de onda de acordo com o efeito térmico
n	Índice de Refração
S_l	Coefficiente de Sensibilidade de deformação
S_t	Coefficiente de Sensibilidade de temperatura
u_1	Incerteza Padrão da Média
$u(l)$	Incerteza Padrão
m	Número de medições
b	Inclinação da Reta
a	Ordenada de origem
S_y	Incerteza Padrão da grandeza dependente
S_x	Incerteza Padrão da grandeza independente
S_{yx}	Incerteza Padrão dos Pontos Experimentais em relação à reta de regresso linear
N	Número de pares de valores (x; y), passos de carregamento
u_2	Incerteza da Reta de Regressão linear
u_3	Incerteza Padrão do Interrogador
R	Resolução do Interrogador
u_c	Incerteza Combinada
V	Graus de Liberdade
V_{ef}	Graus de liberdade efetivos
U	Incerteza Expandida

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	OBJETIVOS	16
1.2	JUSTIFICATIVA	16
1.3	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	17
2	REDES DE BRAGG EM FIBRA ÓTICA	18
2.1	GRAVAÇÃO DA REDE DE BRAGG EM FIBRA ÓTICA	21
2.1.1	SISTEMA DE INTERROGAÇÃO	23
2.2	APLICAÇÕES DE SENSORES FBG EM ESTUDOS BIOMECÂNICOS	24
3	COMPLEXO DO OMBRO E FRATURA DE CLAVÍCULA	28
3.1	BIOMECÂNICA	30
3.2	FRATURAS DA CLAVÍCULA	34
3.3	PROCESSO DE CICATRIZAÇÃO ÓSSEA	35
3.4	FIXADORES	39
3.4.1	PLACA DE OSTEOSSÍNTESE	40
3.4.2	DISPOSITIVO INTRAMEDULAR	42
4	ENSAIO EXPERIMENTAL CLAVÍCULA	45
4.1	SIMULAÇÃO EM FLEXÃO CANTILEVER	45
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO DO ENSAIO EXPERIMENTAL	49
5.1	ANÁLISE ESTÁTISTICA	49
5.2	RESULTADOS	52
6	CONCLUSÃO	65
6.1	CONSIDERAÇÕES FINAIS	66
6.2	TRABALHOS FUTUROS	66
	REFERÊNCIAS	68
	APÊNDICE A - RESULTADOS DA ANÁLISE ESTATÍSTICA	73

1 INTRODUÇÃO

As fraturas de clavícula acometem 2,6% a 5% de todas as fraturas do corpo humano, dentro disso 80% ocorrem no seu terço médio (POSTACCHINI *et al.*, 2002). Essa região está mais suscetível a sofrer fratura por ser um local mais fino e uma área de transição de extremidades onde a parte lateral possui um formato achatado e por outro lado a medial com formato túbulo triangular (KIHLESTRÖM *et al.*, 2017).

O tratamento conservador tradicional tem por objetivo atuar no deslocamento central das fraturas. Porém, têm apresentado nesse método grandes taxas de não união da fratura, diminuição do comprimento da clavícula, alterações funcionais musculares e algia permanente no ombro (HILL; MCGUIRE; CROSBY, 1997).

O tratamento cirúrgico é utilizado como critério em fraturas com encurtamento da clavícula superior a 2cm associado à falta de contato cortical entre os fragmentos proximal e distal. Contudo, um estudo realizado por Riehl *et al.* (2014) demonstrou que fraturas realizadas por mecanismo de alta energia, que, inicialmente não apresentam deslocamento, têm tendência a se deslocarem com o tempo, o que pode gerar alterações futuras se não estabilizadas. Com isso sugere-se o tratamento cirúrgico para essas fraturas considerando as menores taxas de não-união, mobilização precoce e o maior índice de satisfação dos pacientes (ALTAMIMI *et al.*, 2008; SMEKAL *et al.*, 2009b).

Para atingir esses objetivos, os fixadores precisam apresentar rigidez e forças adequadas para auxiliar na cicatrização da fratura, sendo fortes o suficiente para suportar as forças de picos, cargas e distribuição dessas cargas (MARMOR *et al.*, 2013; SMITH *et al.*, 2014). Essas características são importantes para que a cicatrização ocorra de forma adequada. Estudos reforçam que os estímulos mecânicos são responsáveis pela diferenciação tecidual na cicatrização óssea. Durante o período da transição tecidual ocorrem fenômenos mecânicos, como tensão e compressão, formando um tecido rígido, reduzindo a permeabilidade dos fluidos e melhorando a resistência contra deformações (HUISKES *et al.*, 1998).

Existem dois tipos de técnicas cirúrgicas utilizadas no reparo das fraturas de terço médio clavicular: (1) placa de osteossíntese; e (2) dispositivo intramedular (DUAN *et al.*, 2011; LENZA; FALOPPA, 2015).

Entre as duas opções de intervenções cirúrgicas, as placas são as mais utilizadas. Possuem diferentes modelos podendo ser placas bloqueadas, placas convencionais (placa de compressão dinâmica ou reconstrução), placas pré-moldadas e placas com estabilidade angular. Além dessas alternativas, existem variações no posicionamento que podem ser superiores ou anteroinferiores. No presente estudo para realização dos ensaios experimentais foi utilizado a placa bloqueada, superior, formato em S com 6 parafusos sendo 4 de bloqueio e 2 corticais, por ser o método mais utilizado clinicamente.

No entanto, apresentam algumas complicações como infecção e deiscência da ferida, irritação e dormência da pele, problemas neurovasculares (NI *et al.*, 2016; SCEPI *et al.*, 2004; VAN DER HELM *et al.*, 1992), além de problemas com o implante como quebra, falha mecânica, angulação e refratura pós-remoção (DUNCAN; SPERLING; STEINMANN, 2005; LIU *et al.*, 2008).

Os dispositivos intramedulares utilizam técnicas cirúrgicas minimamente invasivas e apresentam como vantagens a diminuição da taxa de infecção, evitando a deiscência da ferida proporcionando uma maior satisfação com os resultados e menor tempo operatório (HUSSAIN *et al.*, 2016), gerando uma fixação que compartilha as cargas sobrepostas com estabilidade relativa na qual auxilia na formação do calo ósseo como processo de cicatrização do tecido (MILLETT *et al.*, 2011). Além disso, os dispositivos intramedulares preservam os tecidos moles, o periósteo e a integridade vascular ao redor da região da fratura (LIU *et al.*, 2010; NGARMUKOS; PARKPIAN; PATRADUL, 1998).

Existe uma variedade de dispositivos intramedulares como o pino de Steinnan, pino de Hagie, pino clavicular de Rockwood e *elastic titanium nails*. O sistema *titanium elastic nail* utilizado no presente estudo é um tipo de dispositivo intramedular mais aplicado clinicamente, que apresenta como vantagens propriedade elástica, fácil inserção, necessidade de pequena incisão, menor taxa de infecção, alta taxa de união, bons resultados funcionais e elevada taxa de satisfação (LIU *et al.*, 2010; NGARMUKOS; PARKPIAN; PATRADUL, 1998; SMEKAL *et al.*, 2009b). As complicações são perfuração cortical, solturas, falhas do dispositivo intramedular, migração medial da ponta do dispositivo e encurtamento da clavícula após o remodelamento da fratura (RYF *et al.*, 2009; WANG *et al.*, 2015). O encurtamento pode trazer alguns prejuízos ao paciente como um aumento do ângulo entre o osso esterno com a clavícula, alteração de posição da escápula e aumento da tensão muscular levando a limitações motoras, dor e fraqueza (HILL;

MCGUIRE; CROSBY, 1997; LEDGER *et al.*, 2005; MCKEE *et al.*, 2006; MCKEE; WILD; SCHEMITSCH, 2003).

Diversos estudos têm sido desenvolvidos para avaliar os fixadores de fratura de clavícula do terço médio. A maioria das pesquisas são realizadas por meio do Método dos Elementos Finitos (MEF) ou da utilização de máquinas de ensaios universais com experimentos que submetem a clavícula até a completa falha.

Sensores em fibra ótica têm sido utilizados em estudos biomecânicos e biomédicos nas últimas décadas devido às suas características como pequena dimensão, flexibilidade, baixo peso e biocompatibilidade.

O estudo da biomecânica é a análise da aplicação das leis mecânicas ao sistema biológico com o objetivo do entendimento das influências mecânicas e das forças as quais os ossos estão expostos, além das propriedades estruturais e materiais. As principais razões para o estudo são: a possibilidade de delinear o comportamento ósseo, as forças musculares o qual podem suportar e o impacto de energia que podem absorver; e o conhecimento do comportamento mecânico ósseo, do tecido, da maneira que se comporta e como sua arquitetura determina suas propriedades biomecânicas (CURREY, 1970).

Para a determinação dos parâmetros para a realização do ensaio experimental foi utilizado como base estudos já realizados e observa-se mais comumente a direção das cargas em compressão axial e flexão *cantilever*. A compressão axial simula uma força induzida por um impacto direto no ombro transmitida através do acrômio da escápula que se articula com a clavícula. Esse tipo de força é comumente identificado como causadora das fraturas claviculares. A flexão em *cantilever* simula o efeito do peso do braço na clavícula, sendo umas das principais forças atuantes na clavícula. A flexão em *cantilever* tem sido identificada como possível causadora do afrouxamento dos parafusos nas placas superiores (FAVRE *et al.*, 2011). Com isso, no presente estudo, decidiu-se realizar os ensaios experimentais com cargas que provoquem flexão em *cantilever*, pois será essa carga que um paciente pós-operatório de fixação de clavícula estará submetido em todo o processo de cicatrização.

Para que se obtenha uma melhor fixação clavicular, reduzindo as ocorrências das falhas pós-operatórias é essencial que se compreenda a distribuição de deformações nos ossos diante das cargas a qual estão dispostos fisiologicamente, para determinar o método de tratamento cirúrgico mais adequado e eficiente. Estudos analíticos simples nem sempre são satisfatórios para prever a distribuição

de deformação no construto entre a clavícula e dispositivos fixadores devido à complexidade geométrica e sua ação (PENDERGAST; RUSOVICI, 2015).

Portanto, o presente estudo visa utilizar esse método para avaliar o comportamento biomecânico de clavículas fraturadas medialmente e fixadas com placas ou dispositivos intramedulares.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo do presente estudo é avaliar o comportamento biomecânico e distribuição das tensões em uma clavícula íntegra e clavículas apresentando fratura do terço médio imobilizadas uma com placa de osteossíntese e uma com dispositivo intramedular submetidas a cargas de flexão em *cantilever* por meio das redes de Bragg em fibra ótica (FBG).

1.2 JUSTIFICATIVA

Diversos estudos têm sido realizados para avaliação do melhor método de fixação para as clavículas fraturadas no eixo médio. Os estudos têm se baseado no Método de Elemento Finito ou por meio das máquinas de ensaio universal. Visto isso, o presente estudo utiliza os sensores de Redes de Bragg em Fibra ótica como método de avaliação por analisar as deformações ósseo e dos fixadores, sua fácil inserção a superfície irregular como o osso e a possibilidade da gravação de vários sensores em uma única fibra. Vantagens que permitem o mapeamento das deformações e a inserção dos sensores nos locais determinados, baseados no artigo de Huang e seus colaboradores (HUANG et al., 2016).

A clavícula realiza vários movimentos em conjunto com o movimento do membro superior, diante da biomecânica da clavícula obtém as alternativas para o posicionamento do ensaio clínico. A escolha da flexão *cantilever* entre as análises é a que mais se aproxima da transferência da força do braço para a clavícula durante a fase da recuperação, demonstrando com o peso do membro superior suspenso tensionando a clavícula para baixo.

A escolha da placa de osteossíntese modelo em S, superior, com 6 parafusos e o dispositivo intramedular elástico de *titanium* para fixação são as mais comumente utilizadas na prática clínica, devido a isso a escolha desses fixadores comparados com clavícula íntegra submetidas aos carregamentos na extremidade lateral.

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Este trabalho está organizado em seis capítulos, da seguinte maneira:

- Primeiramente este capítulo introdutório;
- No capítulo 2 é apresentada uma revisão de literatura sobre os sensores de FBG, seu funcionamento, gravação e aplicações;
- No capítulo 3 é apresentada revisão do complexo do ombro contendo anatomia, fisiologia e biomecânica; abrangendo as fraturas claviculares, processo de cicatrização e fixadores;
- No capítulo 4 é apresentada a metodologia dos ensaios experimentais;
- No capítulo 5 são apresentados os resultados obtidos do ensaio experimental e a discussão;
- No capítulo 6 são apresentadas as conclusões e as propostas de trabalhos futuros.

2 REDES DE BRAGG EM FIBRA ÓTICA

Estudos biomecânicos com análise de tensões, deformações e carregamentos em variadas estruturas têm sido realizados através de vários métodos, dentre os mais utilizados são a modelização teórica com o MEF e na área experimental tem se baseado em extensometria elétrica de resistência como o *Strain Gauge* (SG) e a rede de Bragg em fibra ótica (FBG).

O SG é um sensor utilizado como método convencional na medição de deformações superficiais por ser altamente sensível e preciso, no entanto, apresenta limitações para o presente estudo tais como dimensão e difícil adesão a superfície irregulares como o osso, (KALINOWSKI *et al.*, 2010). Para suprir algumas destas limitações, as FBGs têm sido utilizadas para essas medições, pois apresentam vantagens. No entanto a análise realizado entre os sensores não há diferença conforme, Fresvig *et al.*, (2008), realizaram um estudo para detectar deformação, comparando o SG e o FBG, onde instrumentaram um osso fêmur de cadáver humano e um tubo acrílico com quatro sensores FBG e quatro SG intercalados ao longo de toda circunferência de ambas amostras e foram submetidas a carregamentos realizados em uma máquina de ensaios universal. Os autores observaram que ambos os tipos de sensores não apresentaram diferenças significativas nas medições no tubo acrílico e na amostra de osso.

As fibras óticas apresentam vantagens para a aplicação no presente estudo como a possibilidade da gravação de vários sensores em uma única fibra, por ter pequenas dimensões e fácil adaptação a superfícies irregulares como estruturas ósseas, o qual foram aderidas as clavículas sintéticas com cola a base de cianocrilato. Outras vantagens para aplicação em diversos estudos é a resistência à água, a produtos químicos e a biocompatibilidade podendo ser aplicada *in vivo*, pois são compostos de materiais cerâmicos de vidro de silicato biocompatível (SiO₂). As fibras apresentam pequeno diâmetro, próximo de uma sutura cirúrgica padrão e podem ser aderidas pelo uso de polimetilmetacrilato (PMMA) aprovado pela FDA (Food and Drug Administration) como adesivo de ligação para as aplicações *in vivo* (FRESVIG *et al.*, 2008; KALINOWSKI *et al.*, 2010; OTHONOS; KALLI, 1999).

A origem das primeiras redes inscritas nas fibras óticas foi através dos estudos de Hill e seus colaboradores em 1978 (HILL *et al.*, 1978), onde observaram

que uma fibra ótica, de núcleo dopado com germânio, era irradiada uma fonte de luz no espectro do visível através de um laser de argônio a 488 nm que incidia luz no núcleo da fibra ótica, parte da luz guiada no interior da fibra sofria reflexão, esse fenômeno ficou conhecido como fotossensibilidade ótica.

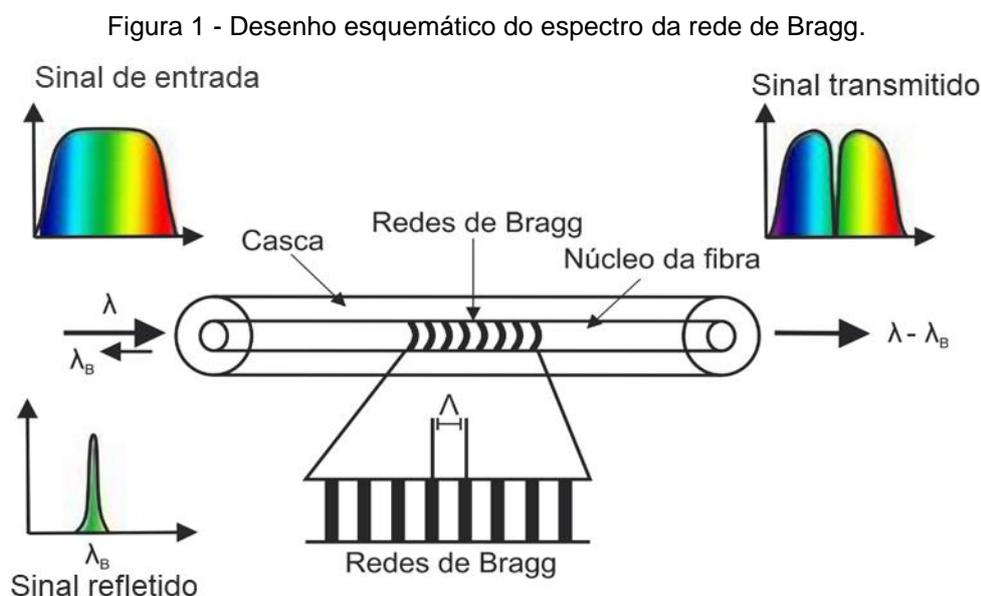
No entanto, Meltz e colaboradores em 1989 ((MELTZ; MOREY; GLENN, 1989), observaram a possibilidade de formar grades de reflexão, redes de Bragg, por meio das fibras dopadas com germânio expostas à radiação ultravioleta (UV), de maneira que as redes de difração fossem inscritas externamente às fibras óticas em qualquer comprimento de onda (MELTZ; MOREY; GLENN, 1989). Por meio da descoberta da fotossensibilidade das 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 a perturbações térmicas e mecânicas.

Os sensores FBG são sensíveis a parâmetros como: temperatura, deformação mecânica, pressão, ultrassom, aceleração, índice de refração, força e campos magnéticos de alta intensidade (AUGOUSTI, 1996).

O sistema de medição utilizando sensores em fibra ótica possuem 3 componentes básicos: fonte de luz, transdutor e o detector de luz. A fonte de luz propicia a radiação eletromagnética na qual é conduzida pela fibra ótica para o elemento sensor, sob o princípio de reflexão interna total. O transdutor é o modulador de luz, faz com que uma propriedade de luz mude com relação à amplitude, potência, fase, polarização e comprimento de onda ou frequência ótica perante uma grandeza física como pressão, temperatura e deformação. Assim, o transdutor transmite alteração das propriedades físicas do elemento sensor, transformando as propriedades da luz, e o detector é necessário para ler e analisar uma variação da propriedade da luz (RORIZ *et al.*, 2013) . As FBGs podem ser moduladas em intensidade, fase e comprimento de onda (RORIZ *et al.*, 2013).

As redes são modulações periódicas do índice de refração do núcleo da fibra. O princípio de funcionamento das FBGs se baseia no modo de propagação da luz, pelo fenômeno da reflexão no núcleo, onde a luz guiada ao longo do núcleo da fibra sofre reflexão ao atravessar de um meio a outro com índice de refração diferente (AGRAWAL, 2012). Fenômeno da reflexão de Fresnel, ocorre quando um raio de luz é projetado e uma parcela da luz sofre refração ao atravessar de um meio a outro com índice de refração diferente. Ao atingir as variações de índice de refração no núcleo da fibra, a luz passa por progressivas reflexões. As reflexões que não satisfazem à condição de Bragg, tornam-se fora de fase e são canceladas. Quando

a condição de Bragg é satisfeita, os comprimentos de onda de Bragg sofrem interferências construtivas sendo refletida no sentido oposto, isto é, na direção contra propagante, formando uma banda de reflexão com comprimento de onda central definido pelos parâmetros da rede. A rede de Bragg funciona como um filtro seletivo, que permite a passagem de radiação em todos os comprimentos de onda exceto o comprimento de onda de ressonância denominado comprimento de onda de Bragg (OTHONOS; KALLI, 1999).



Fonte: Adaptado de Kashyap (2009).

Conforme demonstrado na Figura 1, a fibra óptica é formada por um revestimento e uma casca localizada em torno do núcleo. No núcleo da fibra são inscritas as redes de Bragg. A figura mostra um diagrama de uma fibra óptica com uma FBG gravada no núcleo da fibra. Onde a luz de uma fonte de banda larga é acoplada a uma fibra óptica contendo uma FBG, um espectro estreito é refletido e centrado em torno do chamado comprimento de onda de Bragg, dada pela Equação 2.1. Em que λ_B depende da variação periódica Λ das redes de Bragg e do índice de refração efetivo n_{eff} :

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

onde λ_B é comprimento de onda de Bragg, Λ é o período da modulação do índice de refração e n_{eff} é o índice de refração efetivo do núcleo da fibra.

No momento em que o sensor FBG é submetido a perturbações mecânicas ou térmicas externas, ocorrem alterações na periodicidade da rede bem como no índice de refração. A deformação e a temperatura afetam a resposta do comprimento de onda de Bragg gerando mudanças no comprimento de onda, descrito pela Equação 2.2

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

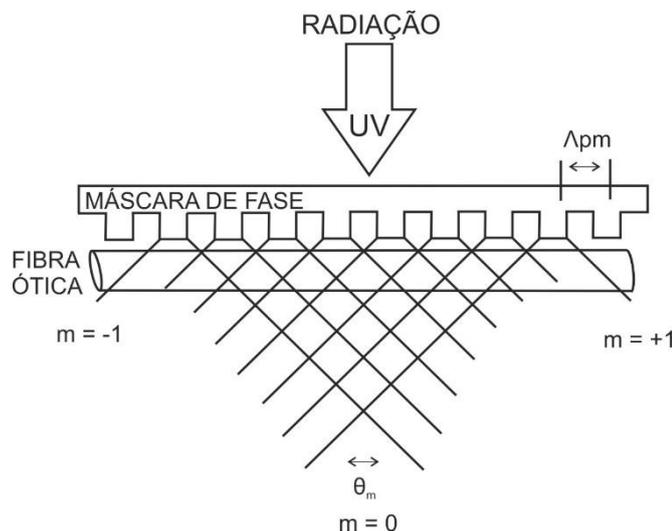
onde Δl é a mudança no comprimento da FBG causada pela deformação e ΔT é a variação de temperatura, $\Delta\lambda_{B,l}$ é a variação do comprimento de onda de acordo com a deformação, $\Delta\lambda_{B,T}$ é a variação sobre o efeito térmico, n é o índice de refração e os termos S_l e S_T são os coeficientes de sensibilidade de deformação e de temperatura dos sensores FBG, respectivamente.

2.1 GRAVAÇÃO DA REDE DE BRAGG EM FIBRA ÓTICA

Entre os diversos métodos para gravação das redes de Bragg em fibra ótica o método de iluminação direta sob máscara de fase é o mais eficaz e o mais utilizado. A máscara de fase é constituída de uma placa de vidro de sílica com uma série de depressões longitudinais, transparente à luz ultravioleta (UV). O substrato de sílica, polido com alta qualidade ótica nas duas superfícies e coberto por uma camada metálica, comumente de tungstênio ou de cromo, com espessura de Angstroms, sobre o qual é depositado verniz fotossensível. A matriz de rede de difração pode ser impressa no verniz por dois métodos conhecidos, o de inscrição holográfica ou inscrição por varredura com feixe de elétrons. Em seguida, a impressão, o verniz fotossensível é revelado de forma a remover as zonas sensibilizadas, obtendo-se assim uma réplica da matriz sobre a camada metálica. Por fim, a matriz é transferida para a camada metálica por *dry etching*, deixando

exposto o substrato de sílica nas zonas desbastadas. Desse modo é constituída uma rede de difração no substrato de sílica, com capacidade de difratar um feixe de luz guiada em transmissão, conforme demonstrado na Figura 2 (HILL; MELTZ, 1997; OTHONOS, 1997).

Figura 2 – Esquema demonstrando o uso da máscara de fase para a gravação das Redes de Bragg.



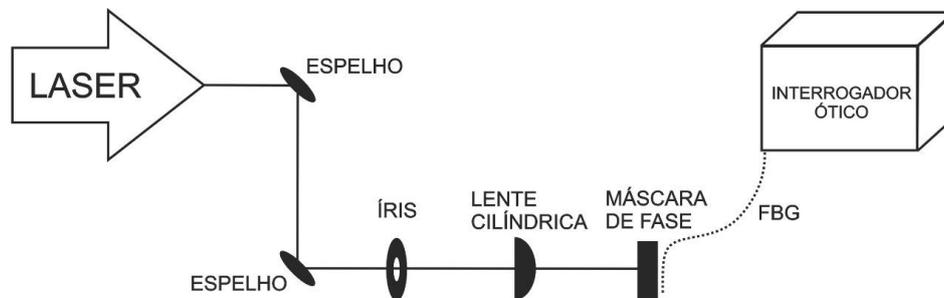
Fonte: Adaptado de Kashyap (1999)

Para executar a gravação, primeiro remove-se a camada de acrilato em um intervalo de 10mm e realizado a limpeza da região com papel embebido em álcool isopropílico para remoção de felpas. Após a fibra ótica é colocada próximo às ondulações da fase, alinhada transversalmente com as depressões, entre a lente cilíndrica e a máscara de fase no campo próximo dos feixes UV, pois o método apresenta baixa coerência espacial e temporal e o posicionamento têm o intuito de induzir a máxima modulação no índice de refração, melhorando a refletividade e a qualidade das redes, minimizando os fatores de estabilidade como as vibrações mecânicas e a sensibilidade (HILL; MELTZ, 1997; OTHONOS, 1997).

O feixe de luz UV emitido pelo laser passa por 2 espelhos, que apresentam a função de desviar o feixe para ajustar o comprimento da rede de Bragg, uma íris com abertura de aproximadamente 3mm, determinando o comprimento da rede de Bragg, com função de diminuir o diâmetro do feixe de luz e uma lente cilíndrica com função de colimar o feixe na fibra, esquema demonstrado na Figura 3. Na exposição do núcleo da fibra é injetado um espectro de luz, à um padrão de interferência de luz UV com comprimento de onda específico provocando uma alteração no índice

de refração formando uma rede de difração com a mesma periodicidade do padrão de interferência da luz utilizada (HILL; MELTZ, 1997; OTHONOS, 1997).

Figura 3 – Esquema demonstrando o sistema de gravação utilizado



Fonte: Elaborada pelo autor

Para o desenvolvimento do presente estudo, foram utilizadas fibras óticas monomodo padrão da fabricante Draktel com fibras ESMF (*Enhanced Single ModoFiber*) para aplicação em telecomunicações, com 125 μ m de diâmetro e a gravação do sensor FBG foi executada pelo método de iluminação direta sob máscara de fase. Utilizando um laser Excimer (ArF), fonte de UV, com comprimento de onda central em 193nm, pulsos de 5ns, ajustado para uma energia de pulso de 7mJ e taxa de repetição de 250Hz. Todos os sensores foram gravados nas mesmas condições com refletividade das redes de Bragg em aproximadamente 20dBm. Os comprimentos de ondas dos sensores FBG utilizados foram de 1526nm, 1532nm, 1535nm, 1540nm, 1546nm e 1550nm. Com o auxílio do interrogador, detalhado na próxima seção, foi acompanhado a formação do espectro da rede durante todo o processo da gravação.

2.1.1 Sistema de interrogação

Para que os sinais óticos obtidos pelos sensores FBG sejam adquiridos, convertidos e armazenados, é necessário o uso de um interrogador utilizado para a medição dos espectros de reflexão, cuja variação informa os valores de deformação e temperatura.

O sistema de interrogação das redes de Bragg utilizado no presente estudo para adquirir os dados é o interrogador de redes de Bragg Micron Optics SM130, configurado com taxa de amostra padrão em 100Hz, com resolução de 1pm. Este por sua vez foi conectado a um computador, para que os dados gravados sejam processados no programa Catman®Easy.

Uma propriedade dos sensores FBG é que a leitura do sinal detectado é codificada em comprimento de onda, portanto flutuações de intensidade causadas por curvaturas no cabo ótico ou flutuação da fonte ótica por exemplo, não afetam a aquisição do sinal (WANG *et al.*, 2014).

2.2 APLICAÇÕES DE SENSORES FBG EM ESTUDOS BIOMECÂNICOS

Ao observar os estudos da utilização dos sensores FBG nas áreas biomédicas e biomecânicas, nota-se aumento da sua aplicação e o desenvolvimento dos trabalhos experimentais, *ex vivo* e *in vivo*, trazendo diversos avanços e benefícios às pesquisas.

Na área respiratória foram aplicados sensores FBG em tórax de pacientes para medir e quantificar as tensões e os movimentos ventilatórios com frequência de até 10 Hz, com respiração lenta e volume inspiratório de 500 ml até respiração rápida com volume de 60 ml. (WEHRLE *et al.*, 2001)

Aplicação de sensores FBG na biomecânica dentária tem sido estudada, em análise do comportamento da mandíbula sob cargas estáticas e de impacto sobre implantes dentários, utilizando sensores FBG e SG colados diretamente na superfície de uma mandíbula humana *ex vivo*, para medir as tensões no osso. Os autores concluíram que os sensores FBG foram mais precisos na avaliação da transferência de carga do implante para o osso (CARVALHO *et al.*, 2006).

TALAIA *et al.*,(2007), realizaram um experimento com fratura de fêmur e fixação com placa de aço usando FBG e SG. Em um fêmur íntegro utilizaram 20 SG e em um fêmur com fratura de 45° fixado com placa de aço posicionaram 7 sensores FBG ao longo da placa e 13 SG no fêmur. Aplicaram uma carga estática de 600 N e avaliaram os pontos de deformação. Notaram que com os sensores FBG a medição foi mais fácil e mais viável para a avaliação da deformação óssea

comparado com o SG e constataram que os sensores FBG são capazes de avaliar a rigidez da formação de calos ósseos das fraturas.

A aplicação dos sensores FBG em *ex vivo* tem demonstrado bons resultados, no estudo de Dennison *et al.*,(2008), foram utilizados sensores FBG para medir a pressão em discos intervertebrais em *ex vivo*, exposto a cargas compressivas em cinco unidades funcionais lombares da coluna vertebral. Nesse estudo detectou-se que a medição da pressão com sensores FBG influenciou menos na biomecânica da coluna comparado com outros sensores de pressão. Os outros sensores utilizados são limitados por danificarem as fibras anulares do disco intervertebral e alterarem a biomecânica dos tecidos moles. E enquanto que para inserção do sensor FBG foi necessário apenas uma agulha, deixando a fibra nua *in situ*, produziu menos interferência na estrutura do disco sugerindo a utilização *in vivo*.

Pesquisas com relação a fixação óssea e análise de deformações através de cargas aplicadas utilizando FBG têm sido realizadas. Como o estudo de Karam *et al.*,(2009), com experimento utilizando fêmur sintético íntegro e outro fraturado e fixado com uma placa de osteossíntese, no qual foram submetidos a cargas na parte superior do osso de forma similar como ocorre no fêmur humano em posição ortostática. Observaram concentrações de deformações ao redor do orifício da placa e no foco da fratura.

Os sensores FBG também têm sido aplicados no estudo de descalcificação óssea, avaliando o grau de cálcio presente no osso, Mishra *et al.*,(2011), utilizaram dois ossos de tibia de cabra, um osso parcialmente descalcificado e outro não tratado para comparação. Foram conectados dois sensores FBG no ponto medial de ambos os ossos. As duas amostras foram submetidas a flexão de três pontos com cargas variando de 0,1 a 4 kg. Notaram efeito da descalcificação na resposta de esforço ósseo com osso descalcificado, os valores de deformação aumentaram e tornaram mais altos com mais perda de cálcio, enquanto o osso não tratado permaneceu praticamente inalterado.

Em um estudo com abordagem em relação a culturas celulares e os sensores FBG, foram apresentados resultados demonstrando que as células osteoblásticas foram capazes de aderir e proliferar sobre a fibra e o revestimento protetor de polímero com formação de matriz extracelular mineralizada com fosfato de cálcio e excelente citocompatibilidade, apresentando comportamento semelhante às culturas celulares cultivadas em placa de cultura de tecido padrão. Além de manter a integridade e a funcionalidade dos sensores FBG (CARVALHO *et al.*, 2011).

Na pesquisa de Karam *et al.*,(2012), foi avaliada a eficácia de diferentes formas de esterilização dos sensores FBG. No experimento as amostras de fibra ótica foram contaminadas por *E. coli* e *S. aureus* e esterilizadas por aquecimento autoclave, imersão em óxido de etileno, hipoclorito de sódio, cloraminas T ou ácido peracético e radiação ultravioleta. Os resultados mostraram que a autoclave e óxido de etileno são as melhores opções para a esterilização dos sensores em fibra ótica.

Al-Fakih *et al.*,(2013), investigaram a capacidade dos sensores FBG para medir a pressão de interface entre o coto e os encaixes protéticos de um amputado transtibial. O objetivo desse estudo foi avaliar a sensibilidade e a repetibilidade do sensor submetido à pressão do coto para em projetos futuros elaborar próteses inteligentes.

Ripka *et al.*,(2014), aplicaram os sensores em fibra ótica para detectar hiperemia ativa fisiológica funcional durante um teste de esforço em uma bicicleta ergométrica. Em dois sujeitos foram aplicados cinco sensores FBG, quatro posicionados sobre os principais músculos da coxa e um controlando a temperatura ambiente durante a realização do teste. Como resultado obtiveram que o sensor é uma ferramenta útil e obtiveram supervisão da termorregulação para cada grupo muscular.

Pesquisas utilizando sensores em redes de Bragg em tratamento de tumor de fígado para monitoramento térmico. A ablação térmica aquece o tecido do tumor com uma fonte de energia altamente localizada, é uma das principais terapias para o tratamento de tumor de 3-5 cm. Para que ocorra a morte celular do tumor dependerá da temperatura e da duração da ablação. A utilização dos sensores em tempo real possibilita a adaptação dinâmica durante a operação otimizando a eficiência e reduzindo a taxa de falhas (TOSI *et al.*, 2014).

No campo da reabilitação robótica, sensores FBG foram adaptados a uma plataforma e uma palmilha. Com o intuito de avaliar as forças de reação vertical do solo, deslocamento do centro de gravidade para monitoramento da pressão plantar a fim de compreender o efeito induzido no corpo e mapear as forças (DOMINGUES *et al.*, 2017).

GALVÃO *et al.*,(2017), mapearam as deformações mecânicas, temperatura e forças de reação do solo em diferentes posições de prótese transtibial produzida com material compósito. Foram utilizados 8 sensores FBG dentro da estrutura protética. O teste foi realizado com um voluntário não amputado com adaptador mecânico. Notou-se diferentes pontos de deformações da estrutura, podendo

auxiliar na detecção de falhas do material, na adaptação prótese-paciente e no estudo dos materiais utilizados na fabricação de próteses.

O estudo realizado por Nascimento *et al.*,(2018), utilizou sensores FBG para adequada compreensão da fadiga muscular em pacientes com bruxismo, relação com padrões de mordida e análise de força durante o tratamento do paciente.

Como visto, nota-se a evolução dos estudos utilizando os sensores de Fibra Óptica como método da avaliação das deformações ao longo do tempo e várias áreas, entretanto não se observa avaliações em clavículas, um osso de grande importância para os movimentos dos membros superiores e no entanto pouco estudado.

3 COMPLEXO DO OMBRO E FRATURA DE CLAVÍCULA

Os ossos dão suporte aos tecidos moles, protegem órgãos vitais e principalmente alojam e protegem a medula óssea, formadora das células sanguíneas. O osso é um tipo especializado de tecido conjuntivo formado pela matriz óssea e células como osteócitos, osteoblastos e osteoclastos. A matriz óssea é constituída por parte inorgânica onde há presença de íons de fosfato, cálcio, bicarbonato, magnésio, potássio, sódio e citrato e pela parte orgânica composto por fibras colágenas. Os osteócitos, que se situam em lacunas no interior da matriz são essenciais para a sua manutenção. Os osteoblastos localizados na periferia têm a função de sintetizar a parte orgânica como colágeno tipo I, proteoglicanos e glicoproteínas da matriz. Os osteoclastos reabsorvem o tecido ósseo e participam dos processos de remodelação dos ossos. Além disso, o osso é revestido por membranas conjuntivas que apresentam células osteogênicas, internamente pelo endóstio revestindo as cavidades do osso esponjoso, o canal medular, os canais de Havers e os de Volkmann e, externamente e de forma superficial o perióstio contém fibras colágenas e fibroblastos (JUNQUEIRA, LUIZ CARLOS UCHOA; CARNEIRO, 2008).

O osso cortical é anisotrópico, isto é, apresenta respostas diferentes a carga aplicada em direções diferentes. Os ossos têm maior resistência na orientação longitudinal do que tangencial ou radial, isso se deve principalmente ao fato dos osteons ou sistema de havers serem orientados ao longo do eixo ósseo e justapostos entre si (DALMOLIN *et al.*, 2013). Tem uma característica da combinação da ductilidade e fragilidade, sua porção orgânica correspondente a 35% da matriz extracelular é responsável pela resistência à fratura, compressão e tração fornecendo maleabilidade tecidual sem perda da sua rigidez. Já a resistência à deformação vem dos componentes inorgânicos que constituem 65% da matriz (DALMOLIN *et al.*, 2013).

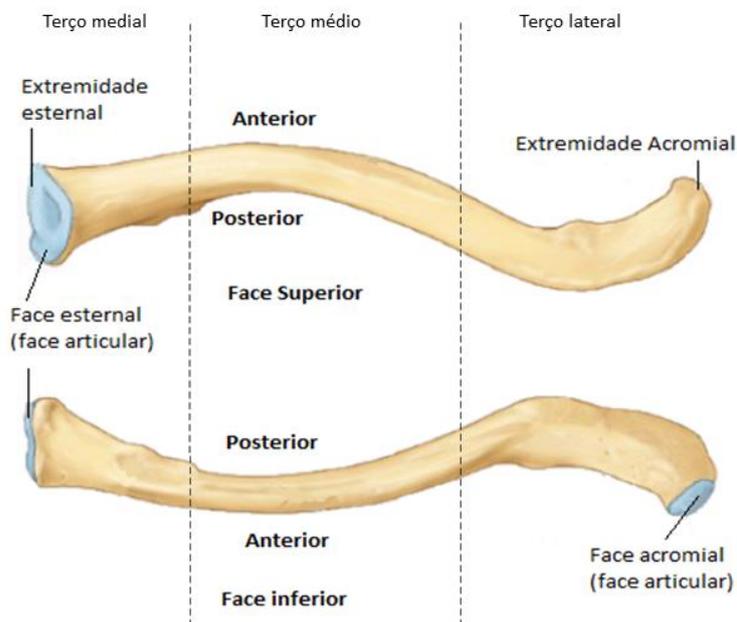
A clavícula é o primeiro osso do corpo humano a ossificar após o quinto mês de desenvolvimento fetal. Ao contrário de outros ossos, a ossificação ocorre de forma intramembranosa. O crescimento inicial surge do centro de ossificação na porção central da clavícula. Posteriormente, ocorre maior alongamento nas epífises nas extremidades medial e lateral. A epífise medial não se forma até o 16º ano, é responsável por 80% do alongamento e fecha aos 22–25 anos (MOORE, 2018).

A clavícula é um osso longo, esponjoso com um revestimento de osso compacto. Ela conecta o membro superior ao tronco, forma um dos limites ósseos do canal cervicoaxilar que protege importantes feixes neurovasculares que suprem o membro superior como a artéria subclávia, a veia subclávia e o plexo braquial. A clavícula protege o ápice do pulmão contra traumas penetrantes e transmite choques do membro superior para o esqueleto axial. Apresenta um formato de um S (Figura 4), com dupla curva no seu corpo, sendo anteriormente convexo nos dois terços mediais e no terço lateral é achatado e côncavo anteriormente. Essas curvaturas aumentam a resiliência da clavícula. Articula-se com o manúbrio do osso esterno formando a articulação esternoclavicular, esta extremidade é alargada e possui um formato triangular. Na outra extremidade de formato plano, articula-se com o acrômio formando a articulação acrômioclavicular (MOORE, 2018).

De acordo com o estudo anatômico realizado por King, Scheepers e Ikram (2014), com 209 pacientes foi observado que o comprimento médio da clavícula é de 151,15 mm sendo as dos homens maior com 156,87 mm e as das mulheres menor com 145,79 mm, notaram também a diferença entre o tamanho da clavícula esquerda e direita, a esquerda é maior com diferença de 4,55 mm para homens e para as mulheres diferença de 3,14 mm de uma para a outra. Conjuntamente verificaram o canal medular o qual variava amplamente entre as clavículas analisadas, constataram que o diâmetro aumenta partindo da extremidade esternal com 6,59 mm e finalizando na extremidade acromial com 19,56 mm. Além das variações de curvatura.

A respeito da vascularização arterial da clavícula ainda há controvérsias, no entanto no trabalho de Havet *et al.*, (2008), estudaram a relação da vascularização do eixo médio da clavícula com a relação à taxa de não união, utilizando injeção para análise da vascularização. Observaram que a parte anterior é vascularizada exclusivamente pela artéria toracoacromial dos ramos acromiais e torácicos via peitoral maior e músculos deltoide através de anastomoses, já a vascularização posterior ocorre pela artéria supraescapular via ramos periosteos e ramo nutritivo. O ramo medial intraósseo em nenhuma clavícula passava de 0,5 cm de comprimento, constatando que a ausência da artéria intramedular no terço médio poderia explicar que a clavícula não apresenta canal intramedular como os ossos longos. O suprimento arterial não depende de uma artéria principal, está relacionada a vários vasos no periosteio através dos canais de Volkmann que perfuram o córtex.

Figura 4 - Anatomia da estrutura óssea da Clavícula.



Fonte: Adaptado de Moore (2008).

3.1 BIOMECÂNICA

O ombro é a articulação proximal do membro superior e a mais móvel articulação do corpo humano, a estrutura óssea é constituída pela clavícula e a escápula. O complexo articular do ombro é composto por três articulações principais articulação glenoumeral, articulação acromioclavicular e articulação esternoclavicular, alguns autores incluem mais duas articulações, a articulação subdeltóide e a articulação escápulo-torácica (DRAKE; VOGL; MITCHELL, 2015; KAPANDJI, 2000).

A articulação glenoumeral é formada pela cabeça do úmero e a fossa glenóide da escápula, somente 25% a 30% da cabeça do úmero está em contato com a cavidade glenoidal. Entretanto, a cavidade é expandida periféricamente por um anel fibrocartilágineo chamado de *labrum*, que é um ponto de ancoramento para estruturas capsuloligamentares. A estabilidade articular é realizada pelos músculos do manguito rotador, cabeça longa do bíceps braquial e os ligamentos extracapsulares. É a principal articulação desse grupo, realiza movimentos de

flexão, extensão, abdução, adução, rotação medial, rotação lateral e circundução (DRAKE; VOGL; MITCHELL, 2015; GÓMEZ *et al.*, 2019).

A clavícula forma duas articulações, conforme apresentado na Figura 5, lateralmente a articulação acromioclavicular é composta pela face articular do acrômio, localizada na extremidade da espinha da escápula, com a extremidade lateral da clavícula. Permite movimentos nos planos anteroposterior e vertical, com alguma rotação. Esta articulação é reforçada por uma cápsula articular, pelo ligamento acromioclavicular que estabiliza as extremidades conjuntas do acrômio com a clavícula e pelo ligamento coracoclavicular é um ligamento acessório, que oferece suporte para preservar a posição da clavícula com o acrômio, formado pelo ligamento conóide e ligamento trapezoide (DRAKE; VOGL; MITCHELL, 2015; GÓMEZ *et al.*, 2019). De acordo com Kapandji (2000), durante o movimento de rotação axial de 30° da articulação acromioclavicular é observado a tensão dos ligamentos conóide.

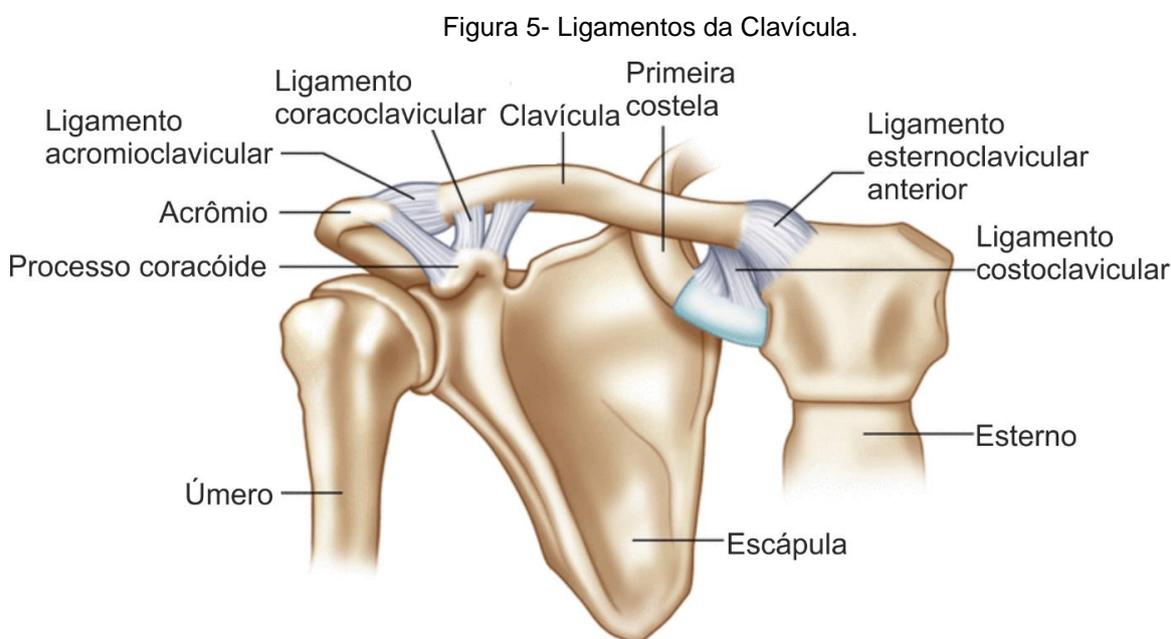
Um estudo realizado por Fukuda *et al.*,(1986), retrata a importância dos ligamentos da articulação acromioclavicular para a estabilidade anterior e posterior da clavícula. Os autores concluíram que os ligamentos coracoclaviculares, principalmente o ligamento conóide, forneceu uma maior restrição com maior deslocamento, mais que a cápsula articular contribui com restrição em pequenos graus de deslocamento. Concluíram que todos os ligamentos presentes na articulação acromioclavicular fornecem contribuições substanciais para a estabilidade.

Medialmente, a articulação esternoclavicular está localizada entre a extremidade medial da clavícula com a incisura clavicular do manúbrio no esterno junto com uma pequena parte da primeira cartilagem costal. É separada por um disco articular, envolvida por cápsula articular e quatro ligamentos: ligamentos esternoclaviculares anterior e posterior, ligamento interclavicular e ligamento costoclavicular. Nesta articulação permite-se movimentos nos planos horizontal, vertical e alguma rotação (DRAKE; VOGL; MITCHELL, 2015).

No plano horizontal, o movimento de anteposição da clavícula está limitado pela tensão do ligamento costoclavicular e pelos ligamentos anteriores. Em contrapartida, o movimento de reoposição está limitado pela tensão do ligamento costoclavicular e do ligamento posterior. No plano vertical, quando a extremidade externa da clavícula se eleva, a extremidade medial desliza para baixo e para fora, que é limitada pela ação pelo ligamento costoclavicular e pelo tônus do músculo

subclávio, por outro lado quando a extremidade externa desce e a extremidade medial se eleva, o movimento está limitado pela tensão dos ligamentos superiores e o contato da clavícula com a superfície da primeira costela (KAPANDJI, 2000).

Para que se realize todos os movimentos da articulação do ombro, todas as articulações devem estar em sua perfeita harmonia, os movimentos do ombro e seus respectivos graus de movimento são: flexão na amplitude de 180°; extensão de 45°; abdução 180° e adução retorno da abdução; rotação lateral 90°; rotação medial 70° e a circundução que são os movimentos combinados (KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995).



Fonte: Adaptado de Warth e Millet (2015).

Com relação à musculatura fixada na clavícula, conforme apresentado na Figura 6, superiormente há o músculo esternocleidomastóideo que tem a origem de uma das suas porções na extremidade medial da clavícula e se insere no processo mastoide do osso temporal, sua ação é inclinação da cabeça do mesmo lado, rotação para o lado oposto e quando contraindo bilateralmente move a cabeça para frente, e na inspiração forçada pode elevar a clavícula (TONGEL; PIEPERS; WILDE, 2015).

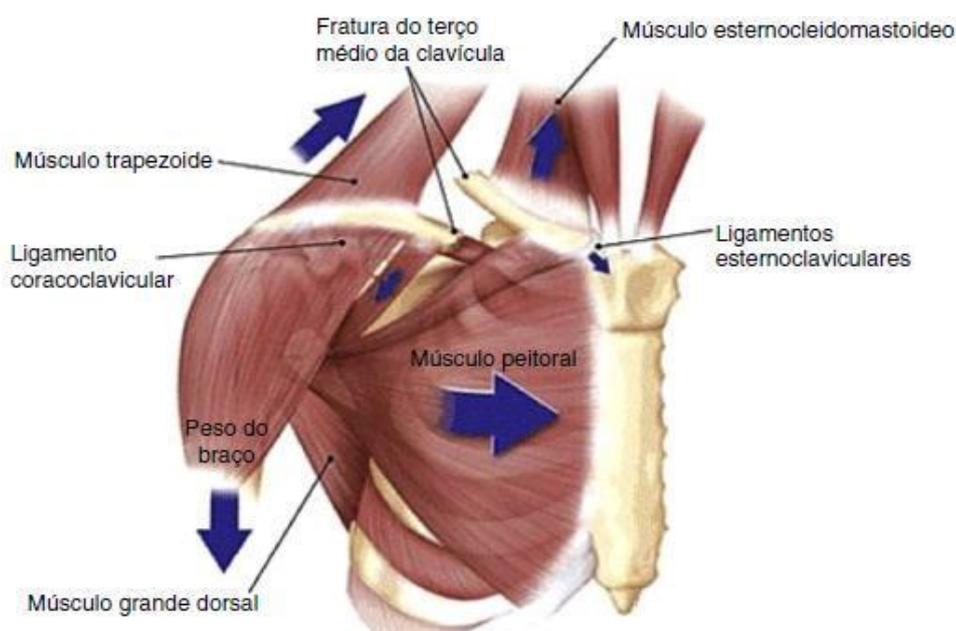
O músculo trapézio se insere na extremidade lateral da clavícula e sua ação principal está na escápula, no entanto, ela também eleva a clavícula.

Inferiormente, o músculo deltóide tem parte da sua origem na região lateral da clavícula e sua ação está na abdução, flexão e extensão do ombro. Também inferiormente, há o músculo peitoral maior com origem na parte medial da clavícula com sua ação na flexão, adução e rotação medial do ombro, entretanto, juntamente com o peso do membro superior, os músculos deltóides e peitoral maior puxam a clavícula para baixo (TONGEL; PIEPERS; WILDE, 2015).

Segundo estudos realizados com pacientes com ausência parcial ou total de clavícula, foi demonstrado que a clavícula otimiza a força do braço formando uma alavanca muscular na relação escapulotorácica do ombro em razão a inserção dos músculos deltóide, peitoral maior e esternocleidomastóideo, que contribui para manter a relação comprimento-tensão apropriada dos músculos e além da melhor sustentação de força. Também constataram que havendo ausência da relação da inserção do trapézio, clavícula e escápula, a escápula tenderá a ser mais interna e para baixo, rodada e posteriormente inclinada (TONGEL; PIEPERS; WILDE, 2015).

Outro estudo cinemático do ombro também apresentou que a clavícula auxilia na rotação externa da escápula, rotação lateral e inclinação posterior, além de auxiliar no movimento da articulação glenoumeral e diminuir a pressão subacromial (MATSUMURA *et al.*, 2013).

Figura 6 - Demonstração da atuação das forças dos músculos com inserção na clavícula.



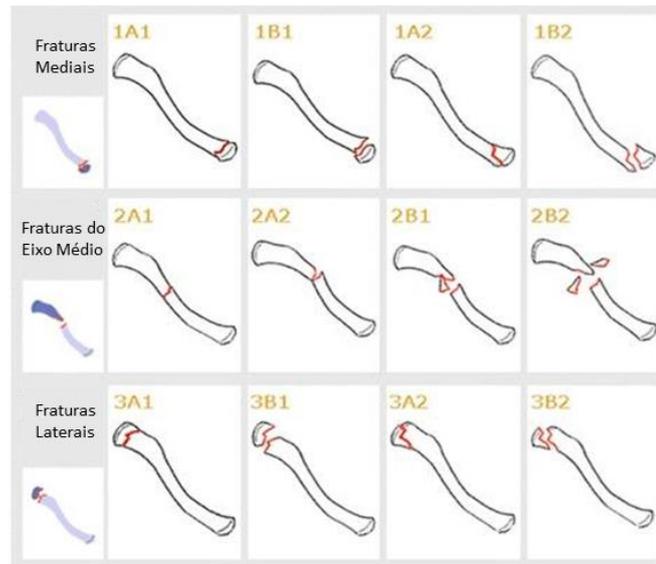
Fonte: Govindasamy e colaboradores (2017).

A clavícula também impede que a escápula e o membro superior colapsem no tórax, agindo como um suporte. Portanto, resiste à compressão horizontal ao longo de seu comprimento. Essa função é evidenciada pelo padrão de deslocamento dos ossos durante as fraturas da clavícula do eixo médio, em que a clavícula é encurtada e o ombro avança medialmente. Além de suportar forças de compressão horizontal quando o corpo está em repouso em uma posição neutra, a clavícula transmite forças dos braços para o esqueleto axial quando os braços exercem força sobre um objeto. Tais forças são vistas quando o corpo está empurrando um objeto pesado com os membros superiores estendidos para a frente ou quando alguém cai para a frente e estende os membros superiores para amortecer a queda (GOVINDASAMY *et al.*, 2017).

3.2 FRATURAS DA CLAVÍCULA

As fraturas da clavícula são classificadas em 3 tipos: fratura medial, fratura no eixo médio e fratura lateral com suas subclassificações, de acordo com a Figura 7 (KIHLESTRÖM *et al.*, 2017; ROBINSON, 1998). As fraturas na região do terço médio são as mais comuns com 81% de ocorrência. Os autores mencionam que esse fato ocorre por se tratar de uma zona de transição entre as extremidades, por um lado a extremidade lateral que se articula com o acrômio e tem um formato mais achatado, no outro lado a extremidade medial se articulando com o esterno de formato túbulo-triangular. Além disto, o terço médio é um segmento mais fino e não protegido por músculos ou fixado por ligamentos comparado com a região medial e lateral, como demonstrado na Figura 5 (GOVINDASAMY *et al.*, 2017; KIHLESTRÖM *et al.*, 2017). Considerando a anatomia do ombro, os mecanismos mais comuns de lesão do terço médio da clavícula são queda ou trauma direto no ombro, notou-se que a maioria dos sujeitos são homens e o lado esquerdo é o mais acometido (HERTELEER; HOEKSTRA; NIJS, 2018; POSTACCHINI *et al.*, 2002).

Figura 7 - Classificação de Robinson para fraturas da clavícula.



Fonte: Adaptado de Govindasamy e colaboradores (2017).

3.3 PROCESSO DE CICATRIZAÇÃO ÓSSEA

A fratura óssea provoca estrago e destruição da matriz óssea, morte das células ósseas, lacerações no periósteo e no endósteo, rompimento de vasos sanguíneos gerando uma hemorragia localizada que preenche a zona da fratura. O extravasamento de sangue resulta em formação de coágulos e suspensão do suprimento sanguíneo. Inicia-se imediatamente a liberação de mediadores químicos, as citocinas para que ativem células progenitoras ósseas para que ocorra o processo de cicatrização. Este processo é dividido em três fases de maneira que seja compreendido, no entanto, as fases se sobrepõem, não possuindo um ponto inicial e final bem definido, conforme apresentado na Figura 8 (PRENTICE, 2014).

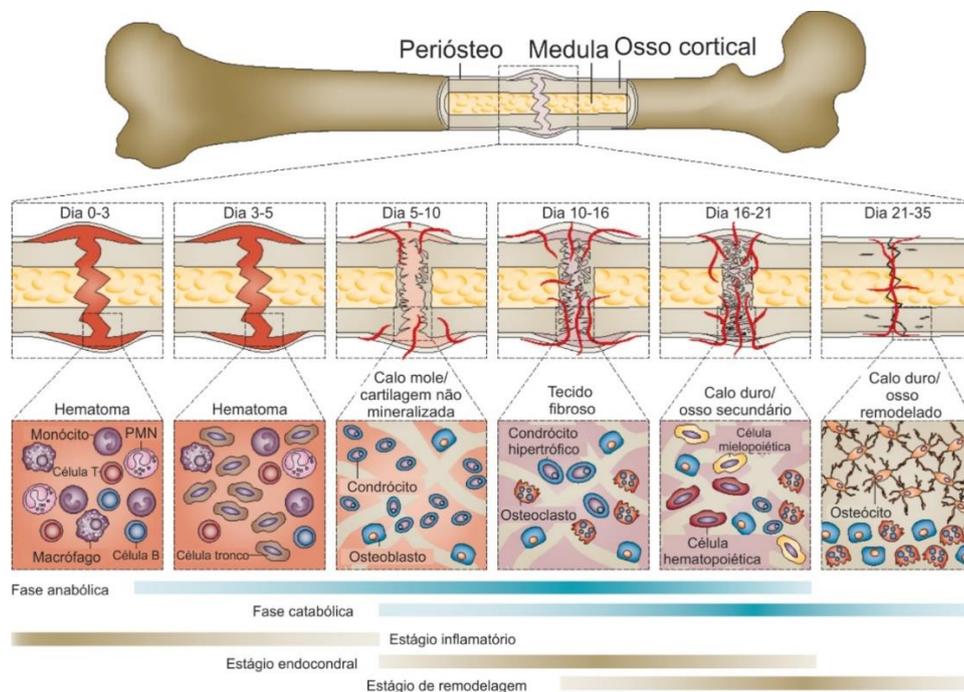
1. A fase inflamatória é caracterizada sintomaticamente por calor, rubor, tumor, dor e perda de funcionalidade. Isso se dá devido à liberação de três mediadores químicos, histamina, leucotrienos e citocinas. Estes mediadores controlam a quantidade de exsudato e atraem células fagocitárias ao local da lesão para que a maioria dos fragmentos estranhos e bactérias sejam fagocitados preparando o local para a próxima fase. Esta fase pode durar em torno de 2 a 4 dias.

2. A fase de reparo fibroblástica inicia-se nas primeiras horas após a lesão e pode durar de 4 a 6 semanas. Nesse período também chamado de fibroplasia

ocorre a formação da cicatriz devido às atividades proliferativa e regenerativa, que reparam o tecido lesionado.

3. A fase de maturação e remodelamento é caracterizada pelo realinhamento ou remodelamento das fibras de colágeno formando o tecido cicatricial conforme as forças de tração as quais a cicatriz está exposta. Através do aumento da tensão e do estiramento, as fibras de colágeno realinham-se em uma posição de eficiência máxima, paralela às linhas de tensão. Esta fase pode levar vários anos.

Figura 8 - Relação temporal das fases da cicatrização, fase metabólica (barras azuis) e fase biológica (barras marrons). As fases metabólicas (anabólica e catabólica) são divididas em três estágios, a fase inflamatória, endocondral e remodela



Fonte: Adaptado de Einhorn *et al.*, (2015).

No processo de reparo da fratura, após a primeira fase da remoção dos subprodutos da lesão, o periosteio e o endosteio próximos à área lesionada compensam com uma intensa proliferação, formando um anel de células em torno do foco da fratura e penetrando nas extremidades de tecido, muito rico em células osteoprogenitoras. Nesse anel o tecido ósseo imaturo evolui para um calo ósseo que uni provisoriamente às extremidades. Simultaneamente à formação do tecido cartilaginoso há formação dos vasos sanguíneos que suprem o novo osso. Com as devidas forças de tração e compressão executadas ao longo do tratamento, ocorre o remodelamento do calo ósseo com a reabsorção da cartilagem e sua completa

substituição por tecido ósseo secundário ou lamelar (JUNQUEIRA, LUIZ CARLOS UCHOA; CARNEIRO, JOSÉ; ABRAHAMSOHN, 2017).

Einhorn *et al.*, (2015) dividem o processo de cicatrização em fases anabólica e catabólica. A fase anabólica é caracterizada pelo aumento no volume do tecido, do recrutamento e diferenciação da células-tronco que formam tecidos esqueléticos e vasculares. Adjacente à fratura inicia a formação do calo cartilaginoso, próximo a este tecido o periósteo incha e inicia a formação óssea primária, simultaneamente serão recrutadas células que formarão os vasos sanguíneos para suprir o novo osso. À medida que a diferenciação do condrócitos progride, a matriz extracelular da cartilagem sofre mineralização e a fase anabólica do reparo da fratura termina com apoptose de condrócitos.

Em seguida, predomina a fase das atividades catabólicas, caracterizada pela reabsorção da cartilagem, ao mesmo tempo em que ocorre processos anabólicos específicos como o início da formação óssea secundária que substitui a cartilagem. A remodelação óssea então se inicia, a primeira matriz mineralizada é reabsorvida pelos osteoclastos, seguida pela reabsorção da cartilagem. Conforme ocorre a reabsorção do calo ósseo, a estrutura cortical original do osso é remodelada. No período final da fase catabólica ocorre a remodelação vascular extensa em que o leito vascular aumentado regride e a alta taxa de fluxo vascular retorna ao seu nível antes da lesão (EINHORN *et al.*, 2015).

Segundo a Lei de Wolf descrita no século XIX, um estímulo mecânico promove o crescimento do tecido ósseo, remodelação e realinhamento, ao mesmo tempo que a falta de estímulo pode levar a reabsorção (FROST, 2004). Isto é, o tecido é capaz de se adaptar as solicitações mecânicas provocada pelo peso do indivíduo e pelas atividades físicas que geram deformação. A deformação sofrida pelo tecido ósseo durante a locomoção varia de 0,04 a 0,3 % e raramente excede 0,1 % (GUSMÃO; BELANGERO, 2009). Pressupõe-se que cargas mecânicas aplicadas ao osso sejam transduzidas pelo esqueleto via sinais mecânicos e são detectadas por determinadas células que geram sinais bioquímicos, regulando a formação e reabsorção óssea (DALMOLIN *et al.*, 2013).

Quando ocorre um estímulo mecânico externo, são geradas deformações no tecido ósseo, repercutindo nas células deformação na direção circular e tensão de cisalhamento, que atuam sobre a membrana plasmática dos osteócitos e são transmitidos por toda a célula através de uma complexa rede que conecta a

membrana plasmática ao núcleo da célula, este processo é denominado de mecanotransdução (GUSMÃO; BELANGERO, 2009).

FROST (2004), desenvolveu a teoria mecanostática que se fundamenta nas magnitudes das deformações transmitidas mecanicamente até determinadas regiões do tecido. A teoria propõe quatro níveis de deformações que descrevem as tendências de comportamento do tecido ósseo a partir dos estímulos mecânicos de acordo com a Tabela 1.

Tabela 1 - Teoria do comportamento ósseo frente aos diferentes níveis de deformação.

Resposta em Relação aos Carregamentos	Deformação	Pressão
Desuso Ósseo	50 – 100 μ strain	1-2 MPa
Desenvolvimento do Tecido Ósseo	1000-1500 μ strain	20 MPa
Micro Fratura	3000 μ strain	60 MPa
Fratura Imediata	25.000 μ strain	120 MPa

Fonte: Adaptado de Frost (2004).

Como já mencionado, para que ocorra a remodelação óssea são necessárias forças de tração e compressão. A tração ocorre quando a estrutura é alongada, com tendência que ocorra aumento no comprimento e diminuição da largura, enquanto que uma força aplicada a uma estrutura em que ocorra diminuição do comprimento e leve alargamento gera tensão de compressão. Se a força de compressão for excêntrica, uma tensão de flexão é produzida no eixo mediolateral ou craniocaudal, sendo está mais importante que somente a compressão concêntrica. Outra tensão que ocorre no osso são as tensões de cisalhamento, em que determinada região desliza em relação a outra, presente na inserção de músculos e ligamentos. Em resumo, a flexão, tração, compressão, o torque e a força de cisalhamento originam tensões e causam deformações ósseas (DALMOLIN *et al.*, 2013).

A tensão aplicada na fratura determinará o tipo de cicatrização. Para que ocorra a cicatrização primária é necessário estabilidade absoluta, fixação rígida, movimento mínimos do espaço e a tensão aplicada menor que 2%. Para a formação do calo ósseo na cicatrização óssea secundária, a estabilidade é relativa, entre 2% a 10%, com a evolução do calo ósseo, o tecido se torna progressivamente mais rígido e menos tolerante à tensão até a completa formação do osso cortical. A evolução da cicatrização diminui o movimento no intervalo da fratura, formando um ambiente propício à formação óssea (EGOL *et al.*, 2004).

Para FROST (2004) pequenas deformações auxiliam a guiar as fases de remodelação e modelagem da cicatrização óssea no tempo e no espaço anatômico

após o início. Sem essas deformações, no modo de desuso a remodelação tende a remover um calo enquanto a modelagem tende a ficar parada, de modo que a cicatrização óssea pode retardar ou falhar. E esforços excessivos geralmente podem impedir a união óssea. As deformações que auxiliam na formação do calo ósseo podem estar na região de 100 a 2000 microestruturas.

3.4 FIXADORES

Muitas das fraturas de clavícula eram tratadas de forma conservadora desde a época de Hipócrates, que foi o primeiro a referir sobre as fraturas que precisavam apenas de boa negligência do médico, o qual foi reforçado anos depois por estudos como o de Neer, em 1960, que sugeriu apenas 0,1% das fraturas da clavícula tratadas no período não-operatório falhavam na união, demonstrando baixas taxas de não união após o tratamento conservador. Posteriormente, apresentaram outras evidências que demonstravam que havia a prevalência de alta taxa de não união após o tratamento conservador, o que vem se confirmando atualmente (BEATTIE, 2002; NEER, 1960; ROWE, 1968).

Apesar de vários outros ensaios clínicos randomizados terem sido publicados desde então, ainda há questões incertas sobre o tratamento operatório mais adequado para todos os pacientes com fratura clavicular de eixo médio e com a escolha do melhor fixador. Dentre os fixadores de clavícula para o terço médio, se destacam o dispositivo intramedular e a placa de osteossíntese anatômica, tendo em vista que estudos demonstraram que a estabilidade estipulará a quantidade de tensão no local da fratura, portanto definirá o tipo de cicatrização que ocorrerá no local da fratura (EGOL *et al.*, 2004).

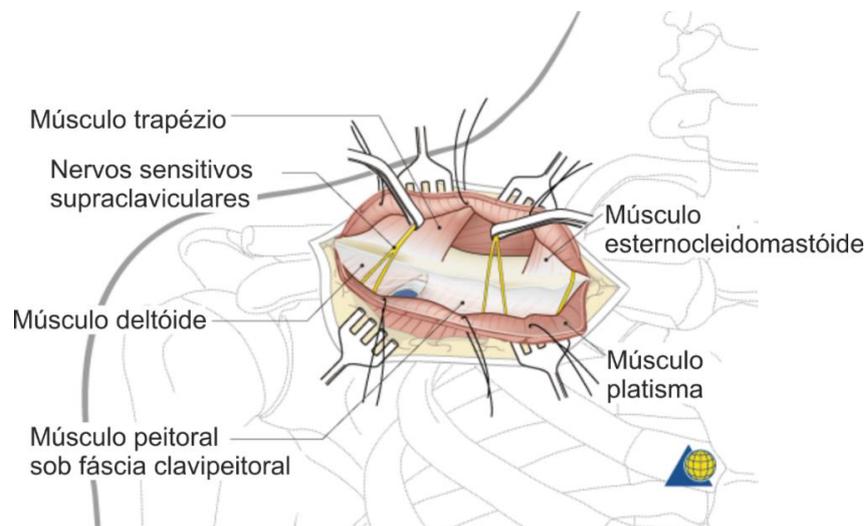
Os dispositivos extramedulares, sejam parafusos, pinos ou fios, carregam a maior parte da carga, principalmente nos casos em que há um espaço entre os fragmentos da fratura, antes que ocorra a formação do calo ósseo. A carga é transmitida da interface osso-parafuso/pino/fio para o dispositivo extramedular. Está bem documentado que esses dispositivos precisam atender a três requisitos clínicos: (1) Devem apoiar a cicatrização de fraturas. Entretanto, depende da rigidez do fixador para a formação do calo ósseo e da carga aplicada pelo paciente, determinando o movimento interfragmentar; (2) Não devem falhar durante o período de cura. Estando relacionada as tensões dentro do implantado, a falha antes do

processo cicatricial e as tensões na interface parafuso osso/pino/fio não devem ser muito altas para garantir que não ocorra o requisito três. (3) Não devem afrouxar ou causar desconforto ao paciente (MACLEOD; PANKAJ, 2014, 2018).

3.4.1 Placa de Osteossíntese

A osteossíntese com placa ainda é o método mais utilizado para o tratamento cirúrgico das fraturas da clavícula. Tem como objetivos principais redução anatômica com reconstrução do comprimento clavicular e alinhamento da cintura escapular. Ocorre através de uma incisão na pele nas linhas de Langer ao longo da clavícula, a pele e a gordura subcutânea são cortadas junto com as fibras do músculo platíma e a fáscia peitoral, demonstrada na Figura 9 (COUPE *et al.*, 2005).

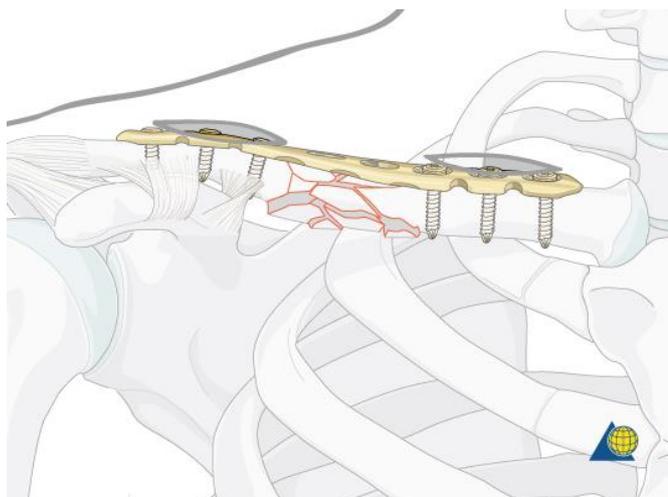
Figura 9 - Abordagem cirúrgica para fixação da clavícula.



Fonte: Adaptado de AO Foundation.

Em seguida, a fratura é reduzida e fixada com a placa sobre a superfície superoanterior próximo à origem clavicular do músculo peitoral e os parafusos são inseridos em ambos os lados da fratura, demonstrada na Figura 10 (COUPE *et al.*, 2005).

Figura 10 - Fixação de clavícula com placa em fratura multifragmentar do terço médio da clavícula direita.



Fonte: AO Foundation.

Para que ocorra a cicatrização é necessário realizar a redução anatômica da fratura para conectar as regiões metafisárias. A redução pode ser realizada de forma indireta, sem haver contato entre os principais fragmentos, mas por meio da placa e dos parafusos. Isso auxiliará no processo de cicatrização, pois transfere o estresse mecânico da placa para o osso, com objetivo de melhorar a estabilidade, reduzir o estresse e a tensão do implante (LEUNIG *et al.*, 2000)

A cicatrização da fratura será proporcional à carga aplicada e inversamente proporcional à rigidez utilizada na fixação. Na estabilidade absoluta não é observado nenhum deslocamento, estudos demonstraram que ocorre cicatrização sem calo ósseo, desprezando as etapas do processo de cicatrização progredindo diretamente a remodelação final. Em contrapartida, nas fixações flexíveis, demonstradas em experimentos onde o deslocamento de até alguns micrômetros na interface implante e osso, ou osso e osso já foi o suficiente para alcançar a regeneração óssea com ocorrência de todo processo de cicatrização com diferenciação tecidual, reabsorção das superfícies da fratura, união dos fragmentos da fratura por calo e remodelação interna duradoura (PERREN, 2002).

De acordo com a construção da placa ela pode atuar como um dispositivo de compartilhamento ou suporte de carga, dependendo da redução da fratura e da interferência dos fragmentos. Existem as placas de neutralização, colocadas sobre a fratura reduzida e bloqueada com parafusos, atuam compartilhando a carga e neutralizando o efeito das forças de flexão e rotação axial no local da fratura. Já as placas contraforte e as placas anti-deslizantes são implementos de suporte,

obstando as forças de cisalhamento no local da fratura em que converte as forças axiais compressivas (EGOL *et al.*, 2004).

A principal desvantagem do titânio é sua ductilidade limitada (deformação plástica antes da falha), contudo, isto pode ser resolvido utilizando o princípio de parafusos travados, visto que há um aumento acentuado no torque quando o parafuso trava (PERREN, 2002).

Algumas das complicações da placa são disestesia na área da incisão devido lesão dos nervos supraclaviculares responsáveis pela sensibilidade da área supraclavicular da pele, infecções, não união, falha da placa, afrouxamento do implante, refratura pós-remoção e má cicatrização (BOSTMAN; MANNINEN; PIHLAJAMAKI, 1997).

3.4.2 Dispositivo Intramedular

A fixação intramedular de fratura clavicular foi relatada primeiramente por Peroni (1950). Os dispositivos incluem fios de Kirschner, pinos de Rush, de Knowles, de Steinman, de Haige e de Rockwood e dispositivos intramedular elásticos de titânio.

É uma técnica pouco invasiva, realizada através de uma incisão de 1 cm na extremidade da clavícula, a pele e a gordura subcutânea são cortadas junto com as fibras do músculo platisma e fáscia peitoral, em seguida, é inserido o dispositivo intramedular em um ponto de entrada anteromedial ou posterolateral ficando dentro do canal intramedular (GOVINDASAMY *et al.*, 2017).

Esta técnica apresenta como benefício a redução acentuada da dor no pós-operatório e melhor recuperação funcional no seguimento de 6 meses no pós-operatório, além de se comportar como uma tala interna, distribuindo a carga e mantendo o alinhamento sem fixação rígida (SMEKAL *et al.*, 2009a; ZENG *et al.*, 2015).

Os dispositivos intramedulares são menos dependentes da anatomia padrão, mas é necessário um canal medular adequado para o implante ser usado. O tamanho do canal ou ausência de um canal medular ideal nas extremidades medial e lateral, pode ser um fato proibitório para o uso do dispositivo intramedular, por

trazer perturbações ao canal e não proporcionar uma estabilidade adequada à fratura (KING; SCHEEPERS; IKARAM, 2014).

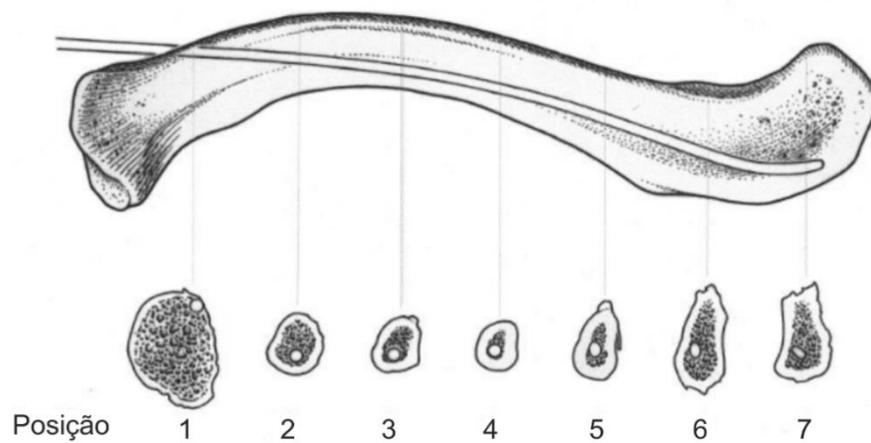
Outro acontecimento que pode ocorrer é o alargamento da clavícula devido ao formato e a inadequação do canal medular por vezes quase ausente ou indetectável pela tomografia computadorizada, é uma área altamente variável de menor área no ponto médio, conforme apresentado na Figura 8 (BACHOURA; DEANE; KAMINENI, 2012).

O dispositivo intramedular apresenta vantagem em preservar o hematoma (acúmulo de sangue) da fratura e do perióstio, proporciona estabilidade relativa e estimula a formação de calo ósseo. Apresenta o tempo médio de cicatrização significativamente mais rápido, além de menor remoção tecidos moles, menor perda de sangue, menor tempo cirúrgico e internação e permite sua remoção com anestesia local. Como complicações pode-se considerar a migração do implante e a irritação da pele no local da inserção (GOVINDASAMY *et al.*, 2017).

Para uma cicatrização adequada, devem ser levados em consideração o grau de flexibilidade do implante e seu tamanho, visto que deve ser pequeno o suficiente para atravessar por dentro do canal medular estreito e oferecer a estabilidade rígida necessária para a clavícula. Pode, em alguns casos, ser inevitável uma incisão extra para facilitar a redução e guiar o pino pelo local da fratura, o que pode afetar negativamente o resultado, devido ao aumento no tamanho da incisão e no tempo de consolidação da fratura devido à lesão ao perióstio e hematoma da fratura (FERRAN *et al.*, 2010; GOVINDASAMY *et al.*, 2017).

No estudo das variações anatômicas da clavícula com relação ao comprimento, diâmetro, curvatura e densidade óssea, Andermahr *et al.*, (2007), apresentaram que a clavícula feminina é mais curta, menos curva e com menor concentração de cálcio se comparada com a clavícula masculina. Com relação a espessura cortical $1,05 \pm 0,23$ mm na extremidade esternal, $2,05 \pm 0,29$ mm no eixo médio e $0,95 \pm 0,35$ mm na extremidade acromial, é a região mais fina o eixo medial e o córtex acromial, o que explica as ocorrências de perfuração, conforme a Figura 11.

Figura 11 - Posição do dispositivo intramedular no interior do canal clavicular.



Fonte: Andermahr e colaboradores (2007)

4 ENSAIO EXPERIMENTAL CLAVÍCULA

Com a finalidade de estudar a distribuição das tensões no osso após a aplicação de um método de fixação, a seguir são descritos a metodologia e os resultados dos ensaios experimentais realizados.

4.1 SIMULAÇÃO EM FLEXÃO CANTILEVER

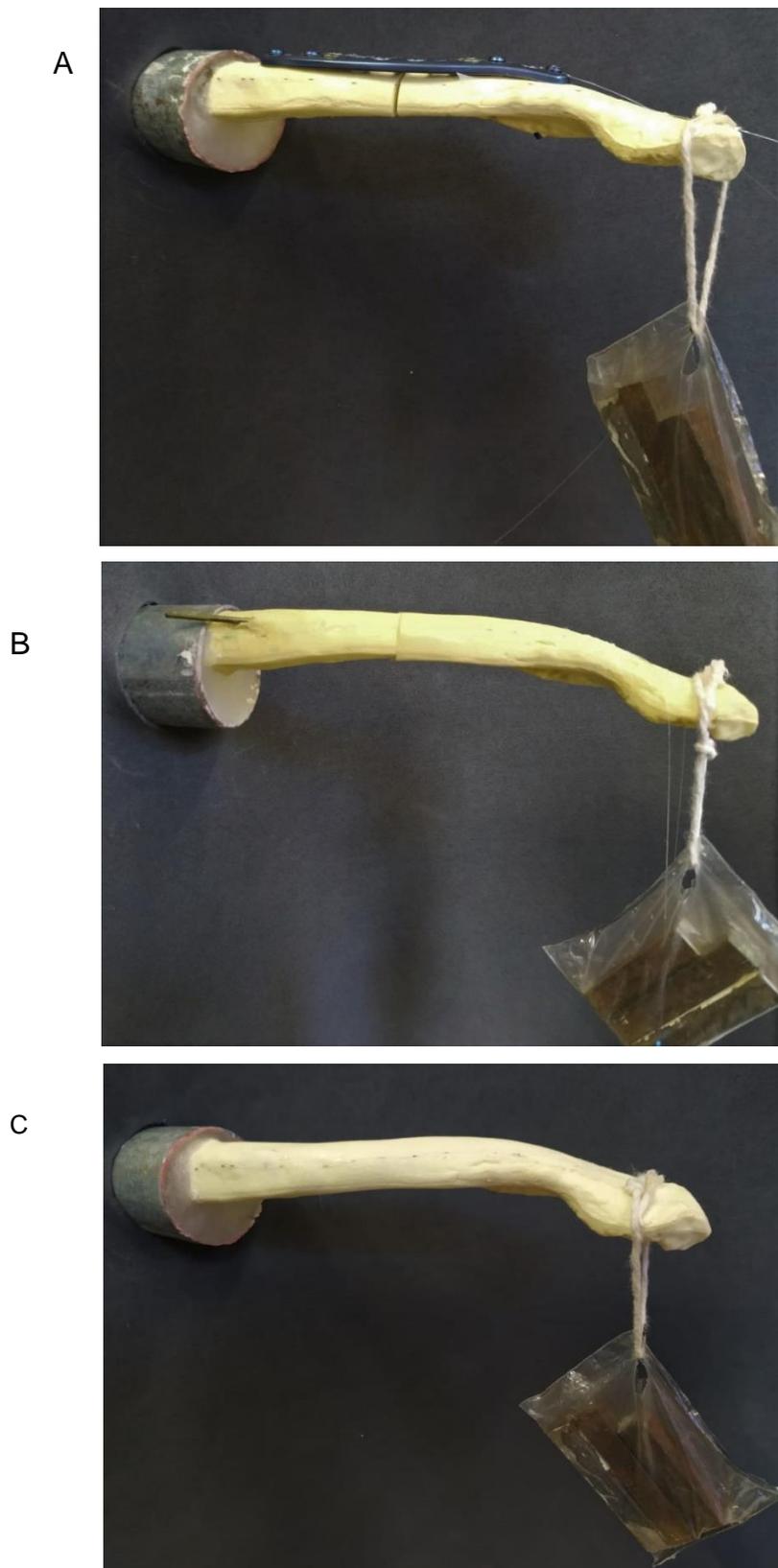
Foram adquiridos quatro ossos claviculares sólidos artificiais da marca Sawbones® (Washington, USA), que apresentam propriedades de módulo de elasticidade semelhantes aos ossos cortical e medular naturais.

Um especialista em Ortopedia Cirúrgica e Traumatologia realizou a fratura do terço médio do osso clavicular tipo 2A1 ou 2A2 segundo classificação de Robinson. Como demonstrado na figura 12A, em uma clavícula esquerda foi posicionada a placa de fixação PBA-S Clavícula 6 furos Esquerda Média e seis parafusos sendo 4 parafusos de bloqueio de 3.5mm e 2 parafusos corticais de 3.5mm. Na figura 12B, a clavícula foi fixada através do dispositivo intramedular com auxílio do cimento ortopédico com a finalidade de reproduzir uma melhor fixação auxiliando na realização dos ensaios clínicos simulando um ato cirúrgico realizado em paciente.

Em seguida, foram gravados 16 FBGs, distribuídos em 3 cordões óticos para a Clavícula com Placa e 12FBGs, distribuídos em 2 cordões óticos para a Clavícula com Dispositivo Intramedular e Clavícula Íntegra. Fixados de acordo com a Figura 13.

As clavículas foram acopladas em um adaptador de ferro cilíndrico na extremidade esternal cerca de 3cm de profundidade, no fundo foram utilizadas duas lâminas de cera odontológica, cada uma com altura de 0,5cm. O osso foi acomodado na cera e uma resina acrílica autopolimerizável incolor (Jet, Classico, Brasil) foi manipulada conforme as instruções do fabricante (2,5ml do pó em 8ml do líquido, formando um composto homogêneo). A resina acrílica foi vertida dentro do adaptador cilíndrico com o intuito de fixar a clavícula no sentido horizontal e restringir todos os graus de liberdade, incluindo rotações, translações, simulando o posicionamento anatômico.

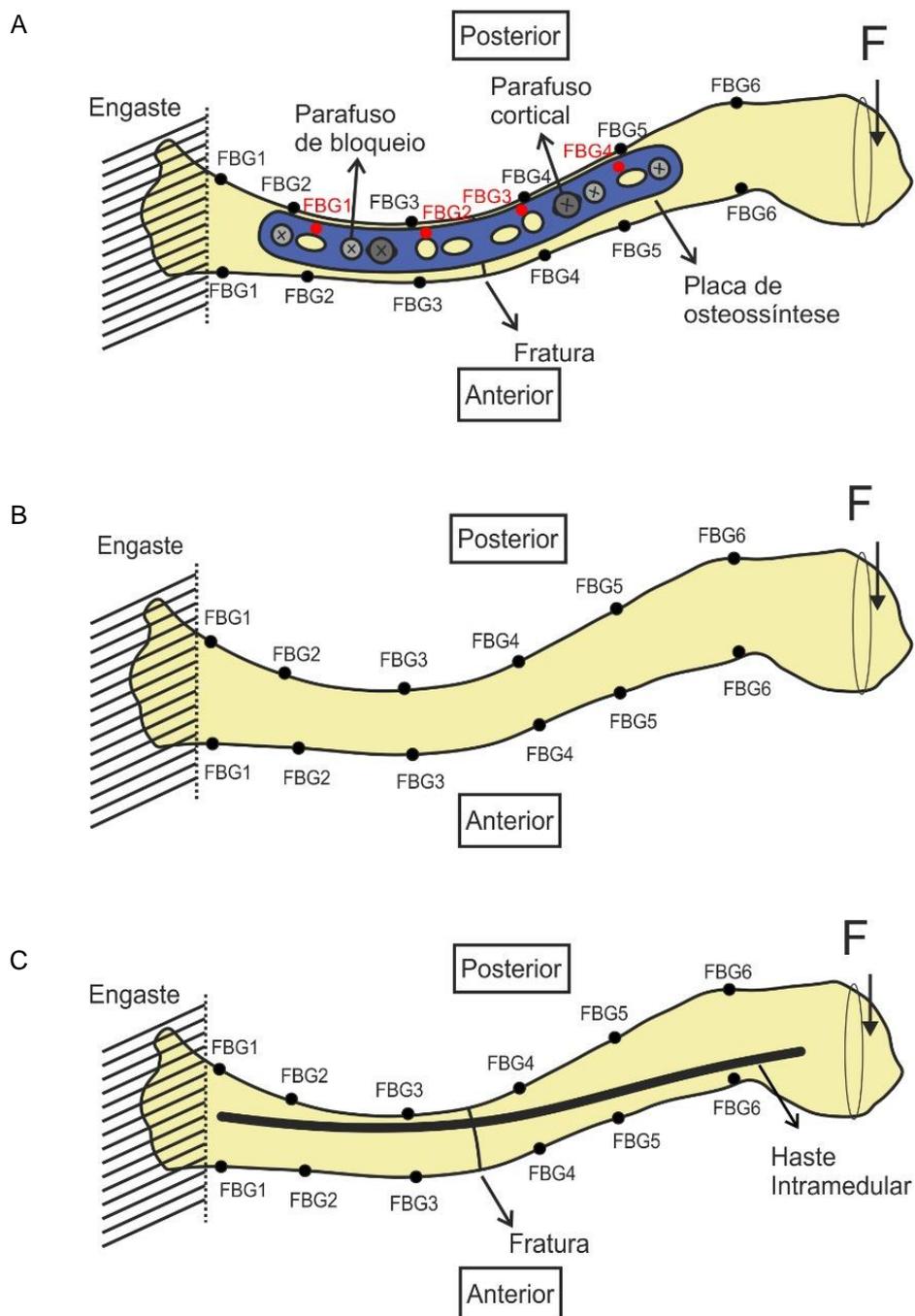
Figura 12 – Clavículas instrumentadas com os FBGs, fixadas no engaste para realização do ensaio experimental e carga aplicada em extremidade lateral. A. Clavícula esquerda fixada com placa de osteossíntese. B. Clavícula esquerda fixada com dispositivo intramedular. C. Clavícula esquerda integra



Fonte: Autoria própria

Em cada clavícula os sensores FBG foram colados com cola a base de cianoacrilato, nas regiões anterior e posterior da clavícula, três sensores antes e três sensores depois do foco da fratura. Na clavícula fixada com placa também foram colados 4 sensores na região superior da placa.

Figura 13 – Ilustração da localização dos sensores FBG e do carregamento realizado. A. Clavícula com Placa. B. Clavícula Íntegra. C. Clavícula com Dispositivo Intramedular



Fonte: Autoria própria.

Na extremidade acromial cerca de 2,5cm de distância da sua extremidade, fica localizado o ponto onde foram aplicadas as forças para o ensaio experimental. As forças foram constituídas de ferro com seus respectivos pesos e foram suspensos na extremidade indicada de acordo com a Figura 13. Os três ossos, clavícula com placa, clavícula com dispositivo intramedular e clavícula íntegra, foram submetidos à força de flexão em *cantilever*, com cargas pontuais, progressivas, com magnitude de 0,98 N; 1,961 N; 2,941 N e 3,922 N. Estes procedimentos de carregamentos foram realizados 10 vezes com cada clavícula e cada carga permaneceu por 3 min

A capacidade de resolução do sistema ótico é definida por dois parâmetros: repetibilidade e estabilidade. A repetibilidade refere-se à concordância entre medições sucessivas sob condições semelhantes em um curto período de tempo, enquanto a estabilidade leva em consideração alterações em toda a faixa de temperatura operacional do dispositivo, além de outros efeitos a longo prazo (MOORE *et al.*, 2010).

A temperatura pode influenciar os resultados por conta do efeito termo-ótico, onde as FBGs submetidas às variações de temperatura, sofrerão deformações de expansão ou contração térmica dependendo do incremento ou decréscimo na temperatura (RIBEIRO, 2015). Portanto, os ensaios experimentais foram executados em laboratório com temperatura controlada ($21\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$).

A magnitude das forças de flexão e compressão axial foram determinadas por estudo realizado, em que construíram um modelo computacional do ombro o qual simula o movimento de abdução do ombro. Eles encontraram que a força máxima que atuava sobre a clavícula foi de 100 N (SCEPI *et al.*, 2004; VAN DER HELM *et al.*, 1992). O presente estudo tem como intuito replicar a força do efeito do peso do braço, no entanto cargas menores foram utilizadas, pois foram suficientes para sensibilizar os sensores. Devido a condição do experimento, que não levou em consideração a presença de nenhum músculo e/ou ligamentos como pontos de apoio e suporte para a clavícula, o osso não suportaria cargas mais altas.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO DO ENSAIO EXPERIMENTAL

A partir dos dados obtidos nos experimentos, foi realizada análise estatística dos sensores, com os valores mensurados e as respectivas incertezas de medição.

5.1 ANÁLISE ESTÁTISTICA

Para realização dos cálculos da incerteza, é necessário conhecer a média, desvio-padrão e coeficiente de correlação, valores fornecidos por equações específicas, e com base nos resultados é possível calcular a incerteza desses valores (DAMASCENO *et al.*, 2008), demonstradas nas Tabelas no Apêndice A.

A incerteza é um parâmetro associado ao resultado obtido na medição, caracterizando a dispersão dos valores que podem ser razoavelmente atribuídos ao mensurando. As incertezas examinadas neste trabalho são: dispersão das amostras e a reta de regressão linear, incerteza do tipo A; e resolução do interrogador ótico, incerteza do tipo B. A temperatura não foi considerada uma incerteza em virtude de ter sido controlada durante os ensaios.

A incerteza do tipo A é um método da análise estatística baseado nas medições repetidas do mesmo mensurando. Já a incerteza do tipo B é um método de avaliação de incerteza por outros meios que não a análise estatística e séries de observações, utiliza-se de outras informações tais como conhecimento científico, dados extraídos dos manuais e especificações do fabricante, histórico de medições anteriores, estimativas baseadas na experiência de especialistas e certificado de calibração (ALBERTAZZI; SOUSA, 2008).

Para o cálculo da incerteza padrão tipo A, o mensurando invariável e o seu valor são calculados a partir da média de “m” medições repetidas, a incerteza-padrão da média é utilizada. Sendo a média obtida através das 10 repetições com 4 carregamentos para os sensores das 3 clavículas. É calculada dividindo a incerteza-padrão pela raiz quadrada de “m”, o número de medições repetidas usadas para calcular a média, conforme Equação 6.1:

$$u_1 = \frac{u(I)}{\sqrt{m}}, \quad (6.1)$$

sendo, u_1 a incerteza-padrão da média de “ m ” indicações, o $u(l)$ representa a maior incerteza padrão das indicações calculada a partir de “ m ” medições repetidas e o m o número de medições repetidas usadas para calcular a média. Os resultados obtidos para a incerteza da dispersão das amostras (u_1) são demonstrados nas Tabelas no Apêndice A.

Para calcular a relação entre a variação do comprimento de onda e a força aplicada, utiliza-se a regressão linear, por meio do método dos mínimos quadrados, através da função do tipo $y = a + bx$. Para calcular a inclinação da reta (b) é utilizada a Equação 6.2 e para calcular a ordenada de origem (a) utiliza-se a Equação 6.3:

$$b = \frac{n \sum_{i=1}^n x_i y_i - \sum_{i=1}^n x_i \sum_{i=1}^n y_i}{n \sum_{i=1}^n x_i^2 - \left(\sum_{i=1}^n x_i \right)^2} \quad (6.2)$$

$$a = \frac{\sum_{i=1}^n x_i^2 \sum_{i=1}^n y_i - \sum_{i=1}^n x_i \sum_{i=1}^n x_i y_i}{n \sum_{i=1}^n x_i^2 - \left(\sum_{i=1}^n x_i \right)^2} \quad (6.3)$$

A partir dos valores da equação 6.2 e dos valores obtidos da incerteza padrão da média dos sensores e dos valores de carregamento gera-se a incerteza padrão dos pontos experimentais em relação à reta de regressão linear com a seguinte Equação 6.4:

$$S_{yx} = \sqrt{\frac{N-1}{N-2} \left(S_y^2 - b^2 S_x^2 \right)}, \quad (6.4)$$

sendo S_y a incerteza padrão da grandeza dependente, ou seja, 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, b é a inclinação da reta calculada acima e N é o número de pares de valores ($x ; y$) medidos, ou seja o número do grau de liberdade dos sensores, sendo neste estudo 10. Os valores obtidos para os cálculos de a , b , S_y , S_x e S_{yx} são vistos na Tabela no Apêndice A.

Com base da incerteza padrão dos pontos experimentais em relação à reta, pode-se calcular a incerteza da reta de regressão linear com a Equação 6.5

$$u_2 \simeq \pm S_{yx} \sqrt{1 + \frac{1}{m}} \quad (6.5)$$

A incerteza-padrão é calculada a partir de um conjunto de medições repetidas “ m ”, associada ao número de graus de liberdade, este por sua vez reflete o grau de segurança com que a estimativa do desvio-padrão é conhecida e corresponde ao número de medições repetitivas menos 1. De acordo com a Equação 6.6, sendo n o número de medições repetitivas efetuadas.

$$v = n - 1 \quad (6.6)$$

O interrogador apresenta uma incerteza aleatória do tipo B, devido a resolução limitada de um dispositivo indicador digital podendo ser deduzida com facilidade. A distribuição de probabilidade dos erros conseguinte do arredondamento pode ser determinada, e o resultado denomina-se como distribuição uniforme ou regular, neste caso a resolução do interrogador (R) dada pelo fabricante equivale à metade do seu valor, e para que sua incerteza padrão (u_3) seja calculada, de acordo com a equação. O resultado foi de 0,000289 nm para essa incerteza, sendo padrão para todos os sensores.

$$u_3 = \frac{R}{2\sqrt{3}} \quad (6.7)$$

Os efeitos da ação combinada de várias fontes calculam-se a incerteza combinada, com a correlação das incertezas padrão de cada fonte determinadas separadamente. A incerteza combinada (u_c) é o desvio-padrão resultante da ação combinada das componentes aleatórias de todas as fontes de incerteza que afetam um processo de medição. Calculada pela seguinte Equação 6.8:

$$u_c^2 = u_1^2 + u_2^2 + u_3^2 \quad (6.8)$$

Cada incerteza-padrão é estimada para cada fonte de incerteza, apresenta um certo número de graus de liberdade associado, denominado graus de liberdade efetivos (V_{ef}) sendo o número de graus de liberdade correspondente à incerteza combinada. É calculado a partir do grau de liberdade e da incerteza-padrão de cada fonte pela Equação 6.9:

$$\frac{u_c^4}{v_{ef}} = \frac{u_1^4}{v_1} + \frac{u_2^4}{v_2} + \frac{u_3^4}{v_3} \quad (6.9)$$

Para determinar a quantidade equivalente à repetitividade da ação combinada de todas as fontes de incerteza, calcula-se a incerteza expandida (U), que 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, multiplicando a incerteza combinada pelo coeficiente *Student*, também chamado de fator de abrangência, na tabela de coeficientes t de *Student*, mostrada na Equação 6.10.

$$U = t \times u_c \quad (6.10)$$

Todos os resultados obtidos podem ser vistos nas Tabelas no Apêndice A.

5.2 RESULTADOS

As análises estão organizadas seguindo a ilustração da Figura 13, do sensor 1 próximo ao engaste ao sensor 6 próximo a região da aplicação da força, da região anterior quanto posterior e os sensores da placa.

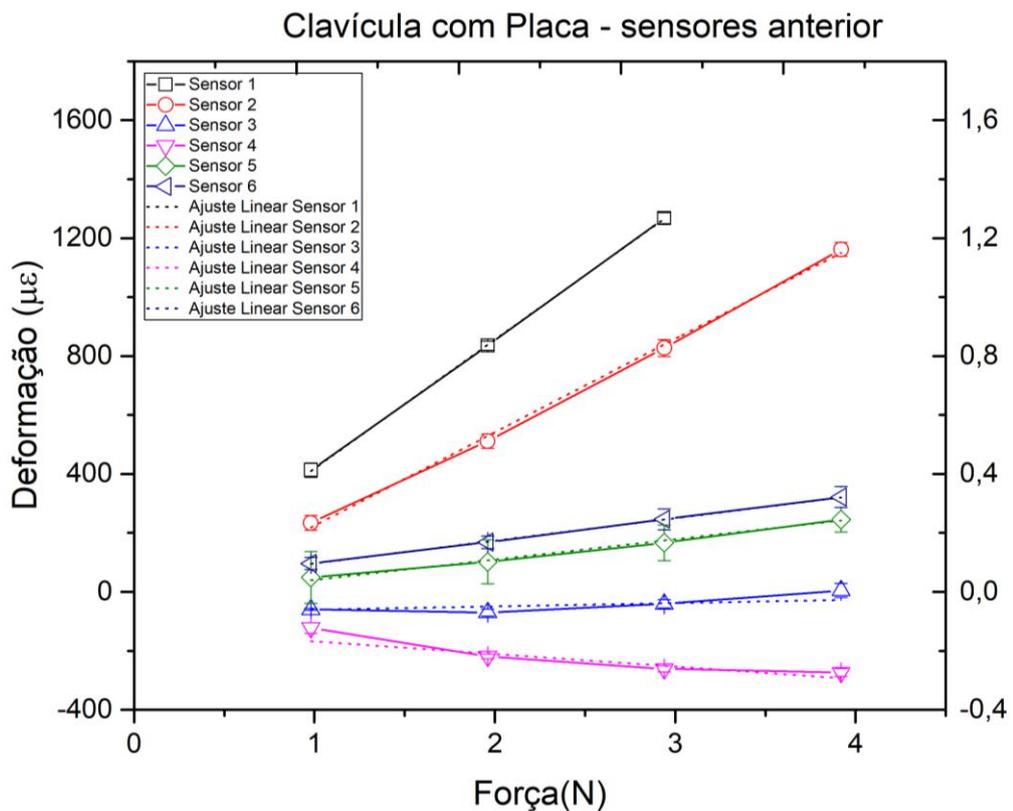
Após a realização da análise estatística foram gerados gráficos ao lado esquerdo a relação linear da variação da deformação e a força aplicada e ao lado direito do gráfico está a relação comprimento de onda e a força aplicada para cada sensor. A deformação foi calculada através do coeficiente 1,2pm/ $\mu\epsilon$ para conversão dos valores para microstrain ($\mu\epsilon$) (OTHONOS, 1997).

O coeficiente de correlação e o coeficiente de força foram calculados. O coeficiente de correlação é um método estatístico usado para avaliar uma possível associação linear entre duas variáveis contínuas. Um coeficiente de correlação nulo

indica que não há relação linear entre as variáveis, enquanto os coeficientes de correlação "-1" ou "+1" indicam uma relação linear. Se o coeficiente for um número positivo, o valor de uma variável aumenta proporcionalmente ao aumento da outra variável. Se o coeficiente for um número negativo, o valor de uma variável aumenta proporcionalmente à diminuição da outra variável (MUKAKA, 2012).

Com relação aos sensores posicionados anteriormente na clavícula com placa, os coeficientes de força foram muito maiores se comparados com a região posterior, ocorreu tração dos sensores FBG, exceto o sensor 4 em que ocorreu uma compressão, sendo essa região próxima da fratura, também foi observado saturação do sensor 1 quando submetido a carga de 3,922 N. Os pontos de maior concentração de força foram próximo a extremidade acromial, sensor 6 e próximo a extremidade esternal sensor 1 e 2.

Figura 14 - Média das respostas dos sensores fixados na região anterior da clavícula com placa de fixação em relação aos carregamentos realizados (N).



Fonte: Autoria própria.

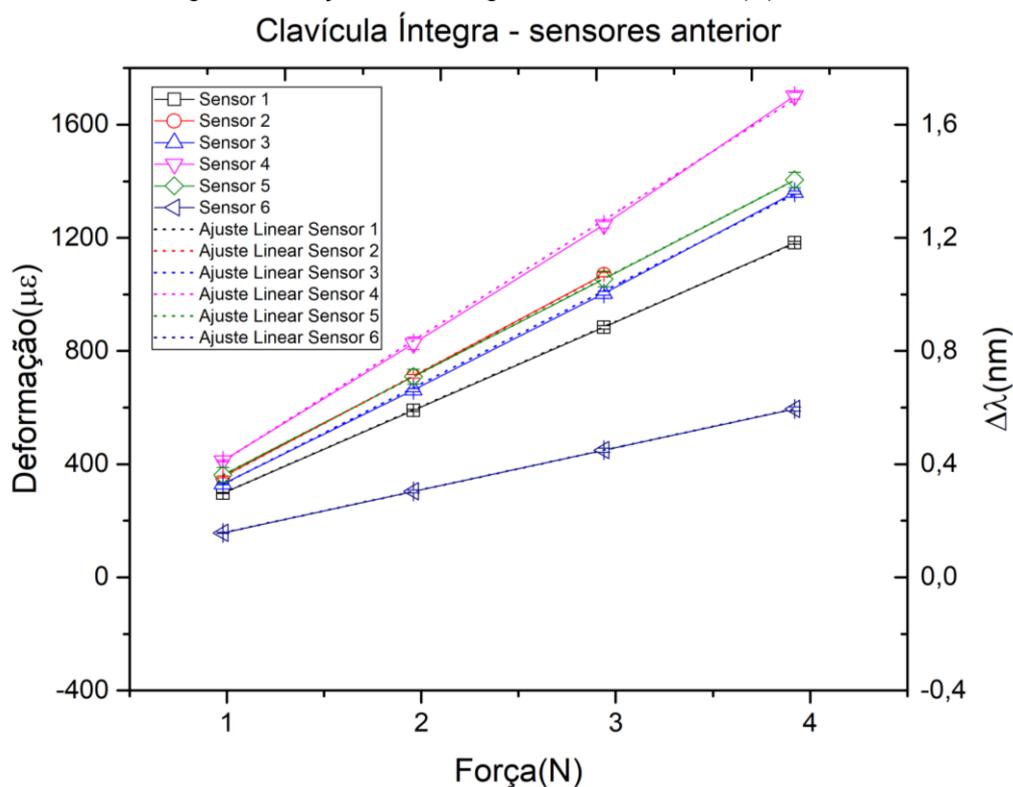
Tabela 2 - Coeficiente de correlação e coeficiente de força dos sensores do FBG da região anterior da clavícula com placa de fixação.

Sensor	Coeficiente de correlação	Coeficiente de força (pm/N)
1	0,9999	522,9
2	0,9991	379,2
3	0,8660	27,0
4	-0,9343	-45,6
5	0,9958	79,6
6	0,9999	922,7

Fonte: Autoria própria.

Na clavícula íntegra todos os sensores sofreram forças de tração, apresentando coeficientes de força na região anterior maiores se comparados com a região posterior na mesma clavícula. Exceto o sensor 2 devido à sensibilidade ocorreu saturação quando submetido a 3,922 N. Os pontos de maior concentração foram próximo da fratura, e o ponto de menor concentração foi no sensor 6.

Figura 15 - Média das respostas dos sensores fixados na região anterior da clavícula íntegra em relação aos carregamentos realizados (N).



Fonte: Autoria própria.

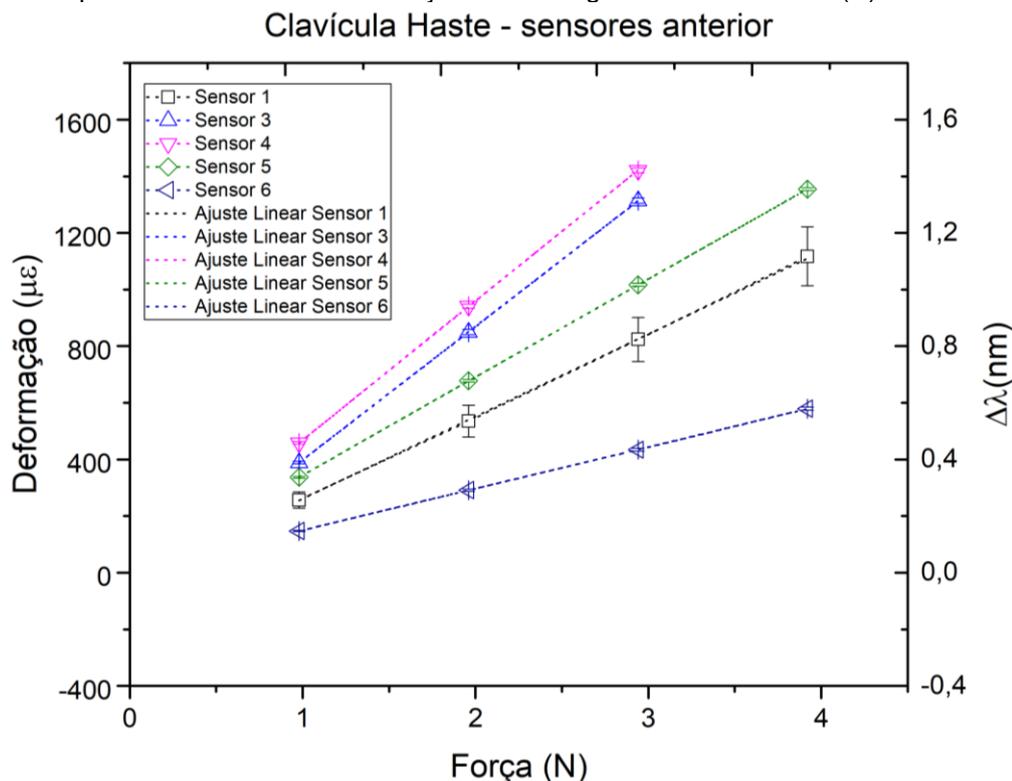
Tabela 3 - Coeficiente de correlação e coeficiente de força dos sensores do FBG da região anterior da clavícula íntegra.

Sensor	Coeficiente de correlação	Coeficiente de força (pm/N)
1	0,9999	360,7
2	0,9999	437,5
3	0,9999	420,2
4	0,9997	525,1
5	0,9999	425,0
6	0,9999	178,7

Fonte: Autoria própria.

Na clavícula fixada por dispositivo intramedular, na região anterior, ocorreu tração dos sensores FBG, exceto o sensor 2 o qual foi removido devido a alta sensibilidade o que ocorreu saturação quando submetido as cargas. E os sensores 3 e 4 ocorreu saturação quando submetido a 3,922 N. Os pontos de maior concentração de força foram próximo da fratura, sensor 3 e 4, e o ponto de menor concentração sensor 6.

Figura 16 - Média das respostas dos sensores fixados na região anterior da clavícula com dispositivo intramedular em relação aos carregamentos realizados (N).



Fonte: Autoria própria.

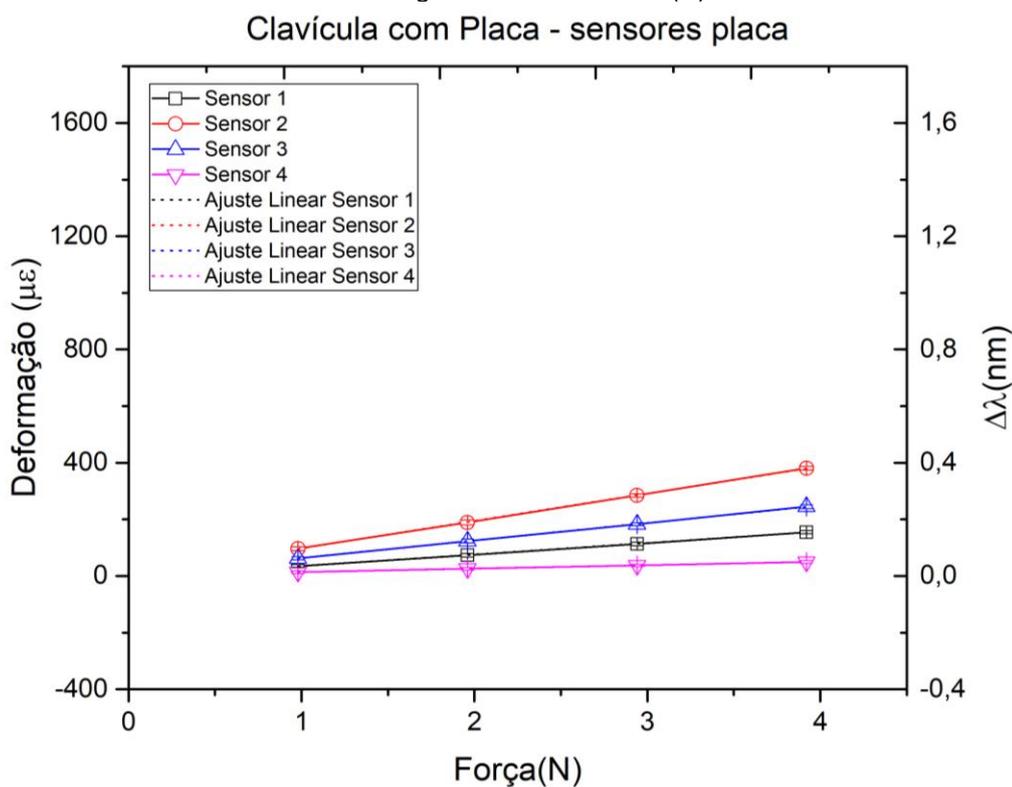
Tabela 4 - Coeficiente de correlação e coeficiente de força dos sensores do FBG da região anterior da clavícula com dispositivo intramedular.

Sensor	Coeficiente de correlação	Coeficiente de força (pm/N)
1	0,9999	351,1
3	0,9999	566,2
4	0,9999	588,9
5	0,9999	414,9
6	0,9999	176,0

Fonte: Autoria própria.

Com relação a placa, os sensores FBG estavam localizados posteriormente a placa, no entanto não reagiram como a região posterior do osso, obteve uma tração dos sensores, e os pontos de maior força foram próximo ao GAP da fratura, sensor 2 e o ponto de menor concentração foi o sensor 4.

Figura 17 - Média das respostas dos sensores fixados na placa de fixação da clavícula em relação aos carregamentos realizados (N).



Fonte: Autoria própria.

Tabela 5 - Coeficiente de correlação e coeficiente de força dos sensores do FBG da clavícula com placa de fixação.

Sensor	Coeficiente de correlação	Coeficiente de força (pm/N)
1	0,9999	48,8
2	0,9999	116,0
3	0,9999	74,1
4	0,9996	14,6

Fonte: Autoria própria.

Observa-se no gráfico e tabela 6.5 que os sensores FBG posteriores da clavícula fixada com placa apresentaram valores de compressão, sendo o ponto de maior concentração de força próximo da fratura, sensor 4, e os pontos de menor concentração de força foram os sensores 2 (tração) e 5 (compressão).

Figura 18 - Média das respostas dos sensores fixados na região posterior da clavícula com placa de fixação em relação aos carregamentos realizados (N).

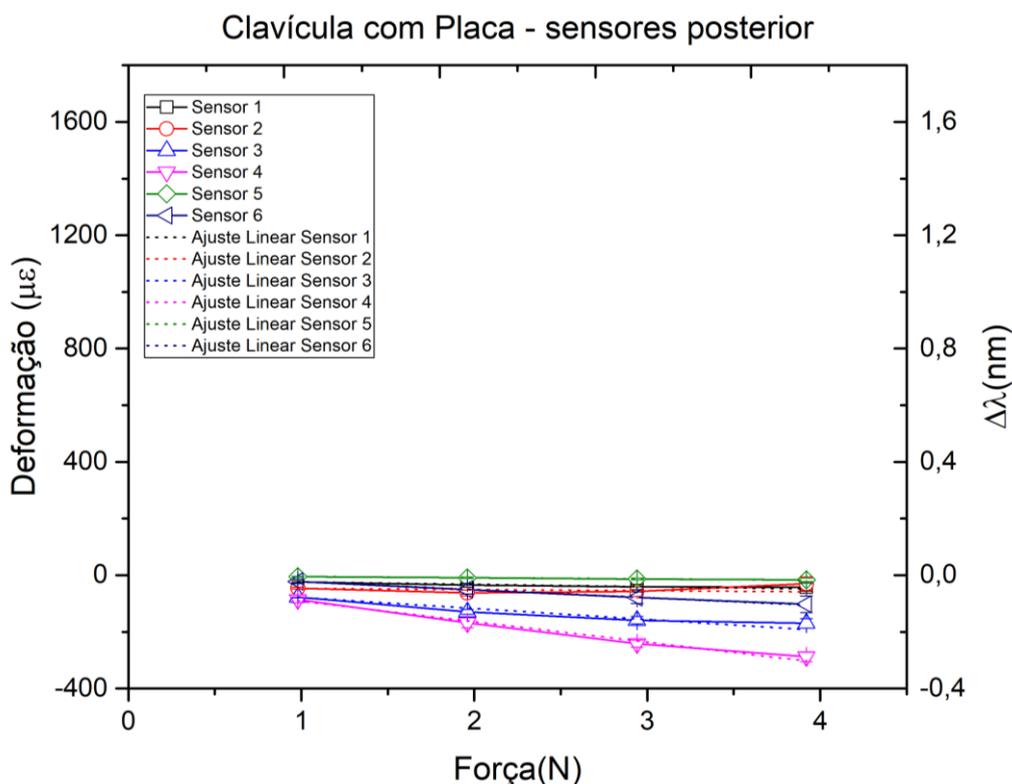


Tabela 6 - Coeficiente de correlação e coeficiente de força dos sensores de FBG da região posterior da Clavícula com Placa de fixação.

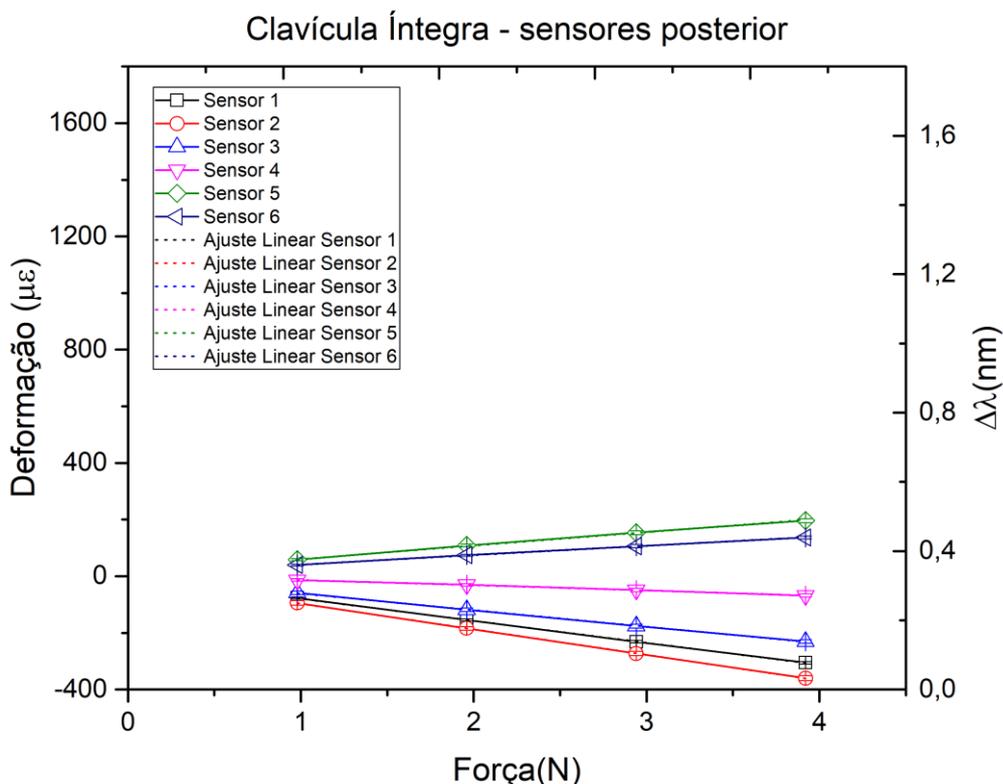
Sensor	Coeficiente de correlação	Coeficiente de força (pm/N)
1	-0,9205	-7,6
2	0,4628	6,2
3	-0,9574	-37,6
4	-0,9927	-83,2
5	-0,9960	-4,7
6	-0,9990	-33,1

Fonte: Autoria própria.

Na clavícula íntegra nota-se no Gráfico e Tabela 6.6 os sensores FBG também reagiram a compressão, exceto sensores 5 e 6 em que houve tração, no

entanto os pontos de maior concentração de força foram próximo ao ponto fixo, na extremidade externa, sensores 1 e 2 e o ponto de menor concentração de força foi próximo a fratura no sensor 4.

Figura 19 - Média das respostas dos sensores fixados na região posterior da clavícula íntegra em relação aos carregamentos realizados (N).



Fonte: Autoria própria.

Tabela 7 - Coeficiente de correlação e coeficiente de força dos sensores do FBG da região posterior da clavícula íntegra.

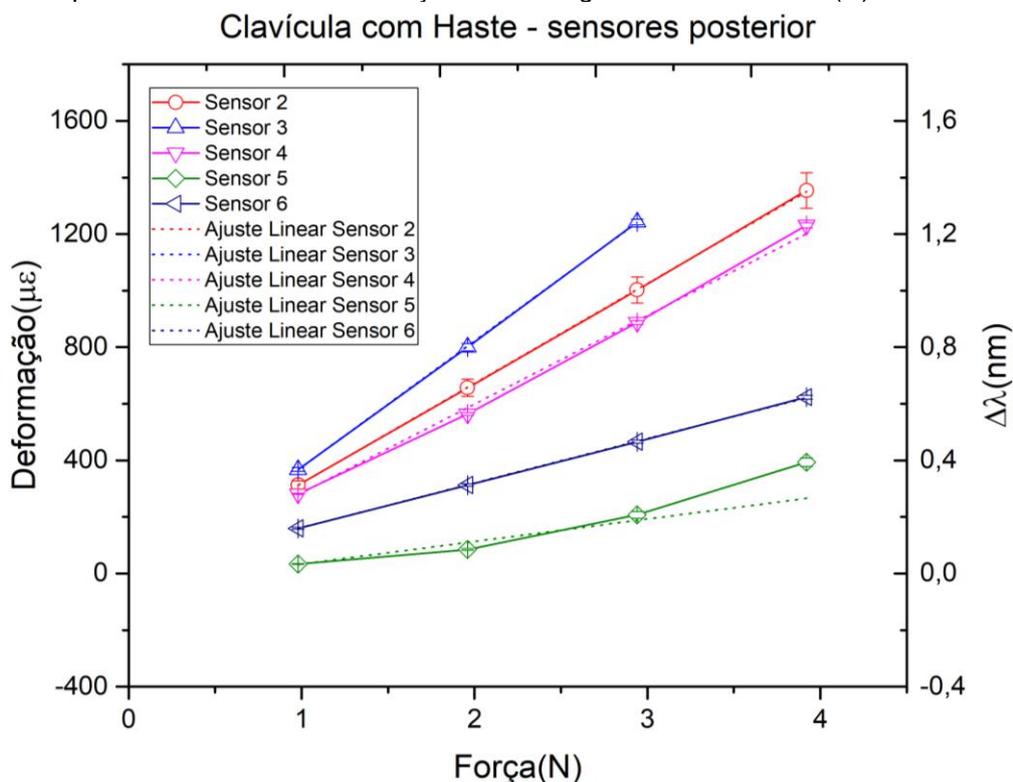
Sensor	Coeficiente de correlação	Coeficiente de força (pm/N)
1	-0,9999	-93,2
2	-0,9999	-108,4
3	-0,9998	-70,1
4	-0,9995	-22,3
5	0,9993	56,1
6	0,9994	39,4

Fonte: Autoria própria.

Já no Gráfico 6.7 e na Tabela 6.7 são apresentados valores de tração para os sensores FBG posterior da clavícula com dispositivo intramedular, as forças foram muito maiores com relação as outras clavículas, ocorrendo a saturação do sensor FBG mais próximo do ponto fixo, não obtendo a leitura do sensor 1 e

saturação do sensor 3 quando submetido a força de 3,922 N. Os pontos de maior força foram próximo ao ponto fixo na extremidade externa, sensor 2 e o ponto de menor concentração foi o sensor 5.

Figura 20 - Média das respostas dos sensores fixados na região posterior da clavícula com dispositivo intramedular em relação aos carregamentos realizados (N).



Fonte: Autoria própria.

Tabela 8 - Coeficiente de correlação e coeficiente de força dos sensores do FBG da região posterior da clavícula com dispositivo intramedular.

Sensor	Coeficiente de correlação	Coeficiente de força (pm/N)
2	0,9999	424,6
3	0,9999	321,0
4	0,9990	387,9
5	0,9699	147,1
6	0,9999	188,9

Fonte: Autoria própria.

No presente estudo aplicou-se valores relativamente pequenos para os carregamentos em relação a outro estudo com carregamento mecânico (DEMIRHAN et al., 2011), devido a aplicação somente no osso, sem o apoio de músculos e ligamentos que dão o suporte a estrutura óssea, o que levaria à completa falha, o objetivo do presente estudo é medir as deformações, as quais foram obtidas através dos sensores óticos que apresentaram sensibilidade satisfatória para a aplicação desejada.

O experimento, com fixação na extremidade medial e o local da fixação dos sensores e a aplicação da força em flexão *cantilever* foram definidos com base em estudos anteriormente realizados (DEMIRHAN et al., 2011; HUANG et al., 2016; NI et al., 2016).

Os resultados encontrados com relação a rigidez da placa de osteossíntese demonstrada no presente estudo, corroboram com o trabalho de Huang *et al.*,(2016), que através do método dos elementos finitos, realizaram um estudo comparando as placas de clavícula anterior, superior e placa em espiral expostos a cargas de flexão *cantilever* conforme o presente estudo com carga na extremidade acromial e fixado a extremidade medial, no entanto utilizaram carga de 100 N, além de outros testes como compressão axial com 100 N e torção com 1 Nm. Com relação à rigidez estrutural observaram que a placa anterior e espiral apresentou maior rigidez sob a flexão *cantilever* com relação a placa superior apresentando valor de 10,9 N/mm o modelo de placa superior, 33,2 N/mm o modelo de placa anterior e 15,1 N/mm o modelo de placa espiral. No carregamento em flexão *cantilever*, constataram maior tensão de von Mises no modelo de placa superior (2825 Mpa), seguido do modelo espiral (2220 MPa) e placa anterior (627,2 MPa). Quanto às forças exercidas sob a placa, observa-se em todas as placas maior tensão ao redor dos orifícios dos parafusos adjacentes ao local da fratura, onde não há presença de parafusos, o que foi demonstrado no presente experimento, no entanto em valores de coeficiente de força em pm/N. As deformações (tração) geradas na placa foram maiores que no osso.

De acordo com os resultados demonstrados, observa-se que a fixação com a placa superior apresentou maior rigidez com menores valores de deformação comparada com a clavícula íntegra e a clavícula fixada por dispositivo intramedular. O qual corrobora com o estudo de Golish *et al.*, (2008) comparando a biomecânica da fixação por placa de osteossíntese e dispositivo intramedular e relacionaram a ocorrência no pós-operatório de afrouxamento na interface osso-implante. Utilizaram clavículas de cadáveres expostos a flexão de quatro pontos até a falha por fadiga e fixador quebrado. Esse modelo de teste foi escolhido segundo os autores com intuito da falha na reprodução do cenário de mobilização precoce, em que ocorrem movimento de flexão repetitiva e movimento de torção repetitiva no protocolo típico de reabilitação do ombro em torno do 1º e 2º mês. Aplicaram 6 cargas diferentes por 3000 ciclos a 1 Hz iniciando com 180 N, 360 N, 540 N, 720 N, 900 N e 1080 N, até a falha ou deslocamentos. Observaram que a fixação com placa

apresentou menor deslocamento em carga fixas e maiores cargas em deslocamentos fixos, onde clinicamente essa fixação mais forte forneceria uma reabilitação precoce.

O presente estudo, utilizou somente um único modelo de placa de fixação superior com os sensores localizados em orifícios sem a presença de parafuso conforme a Figura 13A. No entanto, há diversos estudos que comparam os diferentes modelos de placa de osteossíntese, o qual serão apresentados a seguir.

Em outro estudo que realiza comparação entre a fixação com placa superior e placa anteroinferior, foi utilizado método dos elementos finitos com teste em flexão e compressão axial. Com relação a fixação a placa superior, apresentou tensões de pico mais altas que a placa anteroinferior, tanto na clavícula quanto na placa. Além de altas tensões na extremidade esternal da clavícula. Em comparação no presente estudo somente na região anterior da clavícula apresentou alta tensão no sensor na extremidade esternal. No mesmo estudo observaram nos testes a clavícula intacta apresentou picos de tensão no arco proximal até o meio da clavícula em resultado do formato em S e menor rigidez à flexão nessa região atingindo valores altos no teste em flexão *cantilever* comparada a compressão axial, indicando que a morfologia da clavícula em S resiste melhor à carga compressiva (FAVRE *et al.*, 2011). Em contra partida, no presente estudo notou-se na clavícula intacta no arco proximal valores altos de deformação (compressão) em uma região mais côncava, (região posterior) e na área convexa (região anterior), observou-se altas deformação (tração) nos sensores próximos a fratura.

Além disso, o dispositivo intramedular apresentou menor estabilidade, no qual corrobora no trabalho de Zeng *et al.*,(2015), que, por meio do modelo de elementos finitos avaliou deslocamento distal, pico de tensão e distribuição de tensão na clavícula intacta, clavícula fraturada no eixo médio fixada por dispositivo intramedular e placa de reconstrução sob a compressão axial e flexão *cantilever*. Constataram em ambos carregamentos que a clavícula com dispositivo intramedular elástico de titânio apresentou maior deslocamento distal, picos mais altos de tensões ósseas, e a distribuição de tensão foi semelhante à clavícula intacta. Em correlação, no presente estudo somente a região posterior apresentou tensão semelhante entre a clavícula íntegra e a clavícula com dispositivo intramedular.

Um problema específico apresentado pelo dispositivo intramedular no bloqueio estático, demonstrado no estudo de Andermahr *et al.*,(2007), é que quando

introduzida na clavícula não fraturada ela tende a se curvar através da curva anatômica do osso. Quando inserida em posição anatômica um dispositivo intramedular de 3,5 mm, gera uma força de carga, isto é uma força de retorno de 70 ± 5 N, em que em caso de uma fratura do terço médio causaria neutralização, isto é, endireitamento da curva S fisiológica. Para que o dispositivo intramedular de 3,5 mm consiga realizar a flexão, a mesma deve estar sob uma força de 70 N, essa força curva a clavícula para a forma não anatômica em caso de fratura. Entretanto, no presente estudo utilizando cargas pequenas as deformações que ocorreram no osso fixado com dispositivo intramedular foram de tração em ambas regiões, não apresentando interferência de retorno do dispositivo intramedular.

No presente experimento foram utilizados somente parafusos corticais e parafusos de bloqueio como padrão utilizados em cirurgias ortopédicas, no entanto estudos demonstram que há diferenças nas deformações com alteração da localização e/ou modelo do parafuso.

No estudo utilizando método dos elementos finitos, Marie (2015), comparou o desempenho biomecânico de um modelo de placa de clavícula superior-anterior com as placas de clavícula superior e anterior convencionais. Submetido a condição de carregamento com simulações musculoesqueléticas com fixação dos músculos e ligamentos, baseada em movimentos realizados na reabilitação precoce, sendo a posição estática simulando a pessoa comendo ou bebendo. Foi observado uma diferença na distribuição de tensões na análise do parafuso próximo a fratura comparada sem esses parafusos. Constataram que a presença do parafuso resultou em tensões mais baixas na placa e em tensões espalhadas de maneira uniforme na placa, o que fez com que os parafusos levassem mais carga. Concluíram que o uso do parafuso apresenta maior impacto na redução das tensões da placa em comparação com a posição placa.

Como na revisão realizada por Pankaj, Xie (2019), foi apresentado um estudo do comportamento mecânico dos fixadores extramedulares, as diversas respostas biomecânicas que surgem com aplicação de carga sendo parcial ou total. A carga gera movimentos interfragmentares (MIF), isto é, entres os fragmentos fraturados o que auxilia na formação de calo ósseo, e varia de acordo com a espessura do osso, no entanto muito ou pouco movimento inibe a cicatrização da fratura. Um osso fixado com placa e parafusos, com aplicação de carga sofre flexão e MIF de acordo com a dimensão e material da placa, deslocamento da placa, carga aplicada e o modo que o osso experimenta a configuração de carga e parafuso, relação com o

intervalo de ponte, esse intervalo é a distância entre os dois parafusos mais internos de ambos os lados da fratura, quanto maior esse espaço maiores as tensões na placa, principalmente na área que liga a fratura é maior MIF. A flexão da placa também resulta em forças de tração, à medida que a carga aumenta o braço de alavanca, aumentando mais as forças de flexão fazendo com que a relação entre carga e MIF se torne não linear.

Em estudo realizado por Iannolo *et al.*, (2010), foram analisadas forças que atuavam sobre a clavícula durante os movimentos de rotação interna, rotação externa e abdução ativa do ombro, utilizando ossos de cadáveres, através de experimento com célula de carga. Os resultados mostram diferenças significativas nas forças da clavícula durante os movimentos, reforçam o conceito que a clavícula funciona como uma “lança”, transmitindo forças de tração ou compressão de acordo com o movimento do úmero. A abdução ativa gerou o maior aumento nas forças e torques do eixo médio da clavícula, resultando em força compressiva mais significativa, ao mesmo tempo que a rotação externa ativa resultou em maior força elástica no eixo médio intacto da clavícula. No entanto, são necessárias mais pesquisas para compreender se as forças continuam idênticas com a presença de fratura no eixo médio.

Essas forças atuantes podem determinar a escolha do tratamento da fratura de clavícula do terço médio. Se as forças compressivas são significativas com abdução glenoumeral, ao escolher um implante de fixação de fratura, a placa de osteossíntese neutralizaria com mais eficiência essas forças do que um dispositivo intramedular desbloqueado. E ainda reforçam sobre o tratamento não cirúrgico de fraturas, onde evitar a imobilização em abdução pode minimizar o torque no meio da clavícula. Além disso, pacientes com fraturas encurtadas da clavícula do terço médio podem se beneficiar das forças de tração associadas à imobilização em rotação externa (IANNOLO *et al.*, 2010). Complementando com o presente estudo de acordo com os resultados obtidos demonstra que a fixação através da placa fornece maior fixação e maior compressão sobre o osso em compensação o dispositivo intramedular gera maior tração sobre o osso.

No estudo de Pendergast e Rusovici (2015), foi utilizado um software para reproduzir cenários de carga estática e dinâmica para determinar as forças efetivas exercidas sobre a clavícula pelos músculos e tendões. Na abdução de 80° do ombro com carga de 5 N, foi observada a maior força atuante na clavícula na região da

fixação do tendão do músculo trapézio. As forças encontradas no movimento de flexão de 150° do ombro são apresentadas na Tabela 2.

Tabela 9 - Forças atuantes na clavícula no movimento de flexão de 150°.

Localização	Força (N)				
	0-30°	30-60°	60-90°	90-120°	120-150°
Esternocleidomastóide	8	10	25	0	11
Trapézio	6	7	0	0	1
Deltóide	0	20	80	100	40

Fonte: Pendergast e Rusovici (2015).

Com o resultado da aplicação foi possível verificar que a utilização do sensor FBG é adequada para aplicação em osso, devido a estrutura óssea ser pequena e ter uma superfície irregular que dificilmente seria analisada por *strain gauges*.

Com relação aos métodos de fixação nota-se que a região anterior de todas as clavículas apresentou reação de tração em contra partida a região posterior na clavícula íntegra e clavícula fixada com placa apresentaram reação de compressão enquanto que a clavícula com dispositivo intramedular apresentou reação de tração. Em relação aos valores de deformação a clavícula fixada com dispositivo intramedular apresentou valores elevados em comparação com as outras clavículas, gerando maior reação de força ao osso. Quanto as áreas de maior deformação variaram entre as clavículas analisadas, no entanto observa-se que próximo a fratura, e próximo a área fixada e a área de aplicação de carga, foram as áreas de maior deformação o que corrobora com as pesquisas apresentadas.

A partir dessa aplicação e análise, pode-se concluir que o sensor pode auxiliar a entender o comportamento do tecido ósseo, auxiliar no melhor tratamento e optar pelo fixador mais adequado de acordo com o objetivo médico.

6 CONCLUSÃO

A dissertação tem como objetivo a análise de deformação do tecido ósseo clavicular fraturado em diferentes métodos de fixação expostos sobre flexão *cantilever* através dos sensores de redes de Bragg em fibra ótica. As FBGs foram adequadas para as medições das deformações por serem facilmente fixados na superfície irregular do osso, apresentar comportamento linear e sensibilidade suficiente para a aplicação proposta.

Os ensaios experimentais auxiliam para entender o comportamento mecânico do osso e da placa de osteossíntese e as áreas de maior concentração de força. Os resultados obtidos com a clavícula com dispositivo intramedular apresentaram um coeficiente de força mais alto, havendo tração na região anterior e posterior, em comparação com a clavícula fixada com placa, que apresentou valores do coeficiente de força menor que a clavícula íntegra. A região anterior da clavícula ocorreu tração, de maneira diferente com a região posterior em que ocorreu compressão. Nota-se que na placa os valores de deformações foram maiores do que no osso, demonstrando que a placa absorveria as deformações ósseas.

Fisiologicamente para que ocorra a remodelação óssea são necessárias forças de tração e compressão. De acordo com as leis de Wolf em que “o tecido ósseo é uma estrutura dinâmica que se remodela de acordo com as forças externas”. A escolha do fixador tem como objetivo otimizar o potencial da cicatrização óssea, através do equilíbrio entre fatores biológicos e mecânicos. Portanto, é importante o conhecimento dos mecanismos da consolidação, biomecânica e as características mecânicas dos fixadores.

É possível concluir nesse cenário que a placa de osteossíntese proporciona maior rigidez ao osso fraturado, e apresenta uma concentração de deformações na placa e não no osso próximo ao local da fratura. Também se observa na mesma amostra que a região anterior e posterior do osso apresentaram reações diferentes, isso pode estar relacionado com o formato do osso devido a região convexa gerando tração nos sensores e a região côncava gerando compressão dos sensores. O mesmo comportamento ocorreu na amostra intacta. E observa-se que os pontos de maior deformação foram em ambas as extremidades na região anterior.

Com relação à clavícula fixada com dispositivo intramedular foram observados grandes valores de deformação, demonstrando menor rigidez na fixação óssea. As regiões anterior e posterior se comportaram da mesma forma apresentando como resultado tração dos sensores. As deformações causadas na região anterior mais se aproximaram com a região anterior da clavícula intacta.

Os resultados obtidos com esta pesquisa podem auxiliar no entendimento da mecânica dos fixadores em reação ao osso. Visto que cada fixador resultou em um comportamento da clavícula, a escolha na utilização clínica dos fixadores deve estar de acordo com o objetivo clínico do tratamento, com uma melhor fixação, mais rígida utiliza-se a placa de osteossíntese ou uma fixação com maior deformação e menor rigidez utiliza-se o dispositivo intramedular.

No entanto, a análise foi realizada somente utilizando osso sintético sem considerar os tecidos moles adjacente que auxiliam na fixação do movimento, no qual podem apresentar outra reação as forças aplicadas. Além disso, a extremidade medial foi totalmente fixada pelo engaste com a resina acrílica, a qual não se assemelha a verdadeira biomecânica da clavícula que como visto possui movimentação, o que pode alterar as análises se ocorrer as movimentações em ambas extremidades, ocorrendo o movimento biológico da clavícula. Também deve-se analisar a formação do calo ósseo de acordo com as forças e com os fixadores.

6.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Todo 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.

6.2 TRABALHOS FUTUROS

É importante o conhecimento da biomecânica do osso e as características mecânicas de cada fixador, para adequado planejamento da intervenção. Seria interessante que a aplicação do sensor seja continuada na área da saúde e na biomecânica auxiliando nos métodos de tratamento.

Sugere-se que novos trabalhos testem outros fixadores de clavícula comumente utilizados na prática clínica em diferentes fraturas, e parafusos e em diferentes posições, pois como visto estes podem alterar as tensões geradas no osso.

Estudos utilizando os sensores óticos na área de biomecânica e biomédica podem ser continuados beneficiando-se das características dos sensores FBG e de sua capacidade de aplicação *in vivo*, em osso e outros dispositivos implantados no corpo para caracterizar seu comportamento mecânico em diferentes situações.

REFERÊNCIAS

- AGRAWAL, G. **Fiber-optic communication systems**, v.222, 2012.
- AL-FAKIH, E. A. et al. The Capability of Fiber Bragg Grating Sensors to Measure Amputees' Trans-Tibial Stump/Socket Interface Pressures. p. 10348–10357, 2013.
- ALBERTAZZI, A.; SOUSA, A. **Fundamentos de Metrologia científica e industrial**. 2. ed. Barueri, SP, p. 462, 2008.
- ALTAMIMI, S. A. et al. Nonoperative Treatment Compared with Plate Fixation of Displaced Midshaft Clavicular Fractures. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 90, n. 2, p. 1–8, 2008.
- ANDERMAHR, J. et al. Anatomy of the Clavicle and the Intramedullary Nailing of Midclavicular Fractures. **Clinical Anatomy: The Official Journal of the American Association of Clinical Anatomists and the British Association of Clinical Anatomists**, v. 20, n. 1, p. 48–56, 2007.
- AUGOUSTI, A. T. Introduction to fiber optic sensors. **Chapman and Hall**, 1996.
- BACHOURA, A.; DEANE, A. S.; KAMINENI, S. Clavicle anatomy and the applicability of intramedullary midshaft fracture fixation. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 21, n. 10, p. 1384–1390, 2012.
- BEATTIE, T. F. Hippocrates. On the articulations. The genuine works of Hippocrates. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 400, n. 19–25, 2002.
- BOSTMAN, O. ; MANNINEN, M.; PIHLAJAMAKI, H. Complications of Plate Fixation in Fresh Displaced Midclavicular Fractures. **The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care**, v. 43, n. 5, p. 778–783, 1997.
- CARVALHO, L. et al. Application of Bragg grating sensors in dental biomechanics. **The Journal of Strain Analysis for Engineering Design**, v. 41, p. 411–416, 2006.
- CARVALHO, L. et al. In the trail of a new bio-sensor for measuring strain in bone : Osteoblastic biocompatibility. **Biosensors and Bioelectronics**, v. 26, p. 4046–4052, 2011.
- COUPE, B. D. et al. A new approach for plate fixation of midshaft clavicular fractures. **Injury**, v. 36, p. 1166–1171, 2005.
- CURREY, J. D. The mechanical properties of bone. **Clinical orthopaedics and related research (1976-2007)**, v. 73, p. 210–231, 1970.
- DALMOLIN, F. et al. Biomecânica óssea e ensaios biomecânicos - Fundamentos teóricos. **Ciencia Rural**, v. 43, n. 9, p. 1675–1682, 2013.
- DAMASCENO, J. C. et al. Avaliação de dados de medição — Guia para a expressão de incerteza de medição. 2008.
- DEMIRHAN, M. et al. Biomechanical Comparison of Fixation Techniques in Midshaft Clavicular Fractures. v. 25, n. 5, p. 272–278, 2011.
- DENNISON, C. R. et al. Ex vivo measurement of lumbar intervertebral disc pressure using fibre-Bragg gratings. **Journal of Biomechanics**, v. 41, p. 221–225, 2008.
- 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.
- DRAKE, R. L.; VOGL, W.; MITCHELL, A. W. M. **Gray's anatomia clínica para estudantes**. Rio de Janeiro, p.1161, 2015.
- DUAN, X. et al. Plating versus intramedullary pin or conservative treatment for midshaft fracture of clavicle: A meta-analysis of randomized controlled trials. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 20, n. 6, p. 1008–1015, 2011.
- DUNCAN, S. F. M.; SPERLING, J. W.; STEINMANN, S. Infection after clavicle fractures. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 439, p. 74–8, out. 2005.
- EGOL, K. A. . et al. Biomechanics of Locked Plates and Screws. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 18, p. 488–493, 2004.
- EINHORN, T. A. et al. Fracture healing : mechanisms and interventions. v. 11, n. 1, p. 45–54, 2015.
- FAVRE, P. et al. Superior versus Anteroinferior Plating of the Clavicle : A Finite Element Study. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 25, n. 11, p. 661–665, 2011.

FERRAN, N. A. et al. Locked intramedullary fixation vs plating for displaced and shortened mid-shaft clavicle fractures : A randomized clinical trial. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 19, n. 6, p. 783–789, 2010.

FRESVIG, T. et al. Fibre optic Bragg grating sensors: An alternative method to strain gauges for measuring deformation in bone. **Medical Engineering and Physics**, v. 30, n. 1, p. 104–108, 2008.

FROST, H. M. A 2003 Update of Bone Physiology and Wolff ' s Law for Clinicians. **The Angle Orthodontist**, v. 74, n. 1, p. 3–15, 2004.

FUKUDA, K. et al. Biomechanical study of the ligamentous system of the acromioclavicular joint. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 68, p. 434–440, 1986.

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.

GOLISH, S. R. et al. A biomechanical study of plate versus intramedullary devices for midshaft clavicle fixation. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, v. 3, n. 1, p. 1–5, 2008.

GÓMEZ, M. P. A. et al. Functional and Surgical Anatomy of the Upper Limb. **Radiologic Clinics**, 2019.

GOVINDASAMY, R. et al. Estudo retrospectivo de haste intramedular estável elástica de titânio em fraturas deslocadas do terço médio da clavícula. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 52, n. 3, p. 270–277, 2017.

GUSMÃO, C. V. B. DE; BELANGERO, W. D. Como a célula óssea reconhece o estímulo mecânico? **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 44, n. 4, p. 299–305, 2009.

HAVET, E. et al. Vascular anatomical basis of clavicular non-union. **Surgical and Radiologic Anatomy**, v. 30, p. 23–28, 2008.

HERTELEER, M.; HOEKSTRA, T. W. H.; NIJS, S. Epidemiology of clavicle fractures in a level 1 trauma center in Belgium. **European Journal of Trauma and Emergency Surgery**, v. 44, n. 5, p. 717–726, 2018.

HILL, J. M.; MCGUIRE, M. H.; CROSBY, L. A. Closed treatment of displaced middle-third fractures of the clavicle gives poor results. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**, v. 79, n. 4, p. 537–9, 1997.

HILL, K. O. et al. Photosensitivity in optical fiber waveguides: Application to reflection filter fabrication. **Applied Physics Letters**, v. 32, n. 10, p. 647–649, 1978.

HILL, K. O.; MELTZ, G. Fiber Bragg Grating Technology Fundamentals and Overview. **Journal of lightwave technology**, v. 15, n. 8, p. 1263–1276, 1997.

HUANG, T. et al. Conceptual finite element study for comparison among superior , anterior , and spiral clavicle plate fixations for midshaft clavicle fracture. **Medical Engineering and Physics**, v. 38, n. 10, p. 1070–1075, 2016.

HUISKES, R. et al. A biomechanical regulatory model for periprosthetic fibrous-tissue differentiation. **Journal of materials science: Materials in medicine**, v. 8, n. 12, p. 785–788, 1998.

HUSSAIN, N. et al. Intramedullary Nailing Versus Plate Fixation for the Treatment Displaced Midshaft Clavicular Fractures : A Systematic Review and. **Nature Publishing Group**, n. April, p. 1–12, 2016.

IANNOLO, M. et al. Forces across the middle of the intact clavicle during shoulder motion. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 19, n. 7, p. 1013–1017, 2010.

JUNQUEIRA, LUIZ CARLOS UCHOA; CARNEIRO, JOSÉ; ABRAHAMSOHN, P. **Histologia básica: texto & atlas**. 13. ed. Rio de Janeiro, 2017.

JUNQUEIRA, LUIZ CARLOS UCHOA; CARNEIRO, J. **Histologia básica texto, atlas**. 11. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2008.

KALINOWSKI, H. J. et al. Application of fibre bragg grating sensors in biomechanics. **Trends in Photonics**, v. 661, n. 2, p. 315–343, 2010.

KAPANDJI, A. . **Fisiologia Articular, volume 1: membros superiores**. 5. ed. São Paulo, 2000.

KARAM, L. et al. Characterization of a Sintetic Femur With the Employment of the Finite Element Method and Validation By Optical. **Proceedings of COBEM 2009 20th International Congress of Mechanical Engineering**, 2009.

KARAM, L. Z. . et al. **Validation of a Sterilization Methods in FBG Sensors for in**

- vivo Experiments.** Latin America Optics and Photonics Conference. **Anais...**2012
- KASHYAP, R. **Fiber bragg gratings**, Academic Press, 2009.
- KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. **Músculos: provas e funções.** São Paulo, 1995.
- KIHLSTRÖM, C. et al. Clavicle fractures : epidemiology , classification and treatment of 2 422 fractures in the Swedish Fracture Register ; an observational study. p. 1–9, 2017.
- KING, P. R. .; SCHEEPERS, S. .; IKARAM, A. Anatomy of the clavicle and its medullary canal : a computed tomography study. **European Journal of Orthopedic Surgery e Traumatology**, v. 24, p. 37–42, 2014.
- LEDGER, M. et al. Short malunions of the clavicle: An anatomic and functional study. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 14, n. 4, p. 349–354, jul. 2005.
- LENZA, M.; FALOPPA, F. Surgical interventions for treating acute fractures or non-union of the middle third of the clavicle (Review). n. 5, 2015.
- LEUNIG, M. et al. The Evolution of Indirect Reduction Techniques for the Treatment of Fractures. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 375, p. 7–14, 2000.
- LIU, P.-C. et al. Minimally Invasive Fixation of Displaced Midclavicular Fractures With Titanium Elastic Nails. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 24, n. 4, p. 217–223, abr. 2010.
- LIU, P. C. et al. Infection after surgical reconstruction of a clavicle fracture using a reconstruction plate: A report of seven cases. **Kaohsiung Journal of Medical Sciences**, v. 24, n. 1, p. 45–49, 2008.
- MACLEOD, A.; PANKAJ, P. **Computer Simulation of Fracture Fixation Using Extramedullary Devices: An Appraisal.** Computational Biomechanics for Medicine. **Anais...**New York: 2014
- MACLEOD, A. R.; PANKAJ, P. Pre-operative planning for fracture fixation using locking plates : device configuration and other considerations. **Injury, Int. J. Care Injured**, v. 49, n. June, p. S12–S18, 2018.
- MARIE, C. Strength analysis of clavicle fracture fixation devices and fixation techniques using finite element analysis with musculoskeletal force input. **Medical & Biological Engineering & Computing**, p. 759–769, 2015.
- MARMOR, M. et al. The Effect of Fracture Pattern Stability on Implant Loading in OTA Type 31-A2 Proximal Femur Fractures. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 27, n. 12, p. 683–689, 2013.
- MATSUMURA, N. et al. The function of the clavicle on scapular motion : a cadaveric study. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 22, n. 3, p. 333–339, 2013.
- MCKEE, M. D. et al. Deficits Following Nonoperative Treatment of Displaced Midshaft Clavicular Fractures. p. 35–40, 2006.
- MCKEE, M. D.; WILD, L. M.; SCHEMITSCH, E. H. Midshaft malunions of the clavicle. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 85-A, n. 5, p. 790–7, maio 2003.
- MELTZ, G.; MOREY, W. W.; GLENN, W. H. Formation of Bragg gratings in optical fibers by a transverse holographic method. **Optics Letters**, v. 14, n. 15, p. 823, 1 ago. 1989.
- MILLETT, P. J. et al. Complications of clavicle fractures treated with intramedullary fixation. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 20, n. 1, p. 86–91, 1 jan. 2011.
- MISHRA, V. et al. Fiber grating sensors in medicine: Current and emerging applications. **Sensors and Actuators, A: Physical**, v. 167, n. 2, p. 279–290, 2011.
- MOORE, A. **Anatomia Orientada para a Clínica.** 8. ed., 2015.
- MOORE, J. R. et al. Rockslide deformation monitoring with fiber optic strain sensors. **Natural Hazards & Earth System Sciences**, v. 10, 2010.
- MUKAKA, M. M. Statistics Corner: A guide to appropriate use of Correlation coefficient in medical research. **Malawi Medical Journal**, v. 24, n. September, p. 69–71, 2012.
- NASCIMENTO, P. F. et al. Case study of muscle fatigue in parafunctional patient using occlusal device with fiber Bragg grating sensors. v. 17, n. 2, p. 306–318, 2018.
- NEER, C. S. Nonunion of the clavicle. **Journal of the American Medical Association**, v. 172, n. 10, p. 1006–1011, 1960.
- NGARMUKOS, C.; PARKPIAN, V.; PATRADUL, A. Fixation of fractures of the midshaft of the clavicle with Kirschner wires. **J Bone Joint Surg [Br]**, v. 80, p. 106–8, 1998.

- NI, M. et al. Finite element analysis of locking plate and two types of intramedullary nails for treating mid-shaft clavicle fractures. **Injury**, v. 47, n. 8, p. 1618–1623, 2016.
- OTHONOS, A. Fiber Bragg gratings. **Review of scientific instruments**, v. 68, p. 4309–4341, 1997.
- OTHONOS, A.; KALLI, K. Fundamentals and Applications in Telecommunications and Sensing. v. 4, 1999.
- PANKAJ, P.; XIE, S. The risk of loosening of extramedullary fracture fixation devices. **Injury**, v. 50, p. S66–S72, 2019.
- PENDERGAST, M.; RUSOVICI, R. A finite element parametric study of clavicle fixation plates. n. February, p. 1–17, 2015.
- PERONI, L. Medullary osteosynthesis in the treatment of clavicle fractures. **Archivio di ortopedia**, v. 63, p. 398, 1950.
- PERREN, S. M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures -The scientific basis of biological internal fixation: Choosing a new balance between stability and biology. **The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)**, v. 84-B, n. 8, p. 1093–1109, 2002.
- POSTACCHINI, F. et al. Epidemiology of clavicle fractures. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 11, n. 5, p. 452–456, 2002.
- PRENTICE, W. E. **Modalidades terapêuticas para fisioterapeutas**. Artmed ed. Porto Alegre, 2014.
- RIBEIRO, B. DE A. **Compensação de Temperatura em um sensor óptico-elétrico para medidas de tensão em linhas de transmissão**, UFRJ, 2015.
- RIEHL, J. T. et al. Minimally displaced clavicle fracture after high-energy injury: Are they likely to displace? **Canadian Journal of Surgery**, v. 57, n. 3, p. 169–174, 2014.
- RIPKA, W. L. et al. Sensor de fibra óptica para detecção de hiperemia ativa fisiológica funcional em teste ergométrico. **XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2014**, n. January, 2014.
- ROBINSON, C. M. EPIDEMIOLOGY AND CLASSIFICATION. p. 476–484, 1998.
- RORIZ, P. et al. Review of fiber-optic pressure sensors for biomedical and biomechanical applications Review of fiber-optic pressure sensors for biomedical and. **Journal of Biomedical Optics**, v. 18, 2013.
- ROWE, C. R. An Atlas of Anatomy and Treatment of Midclavicular Fractures. **Clinical orthopaedics and related research (1976-2007)**, v. 58, p. 29–42, 1968.
- RYF, C. et al. Intramedullary Nailing of Clavicular Midshaft Fractures with the Titanium Elastic Nail. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 2, p. 352–359, 2009.
- SCEPI, M. et al. A three-dimensional model of the shoulder girdle. Forces developed in deltoid and supraspinatus muscles during abduction. **Surgical and Radiologic Anatomy**, v. 26, n. 4, p. 290–296, 2004.
- SMEKAL, V. et al. Shaft fractures of the clavicle : current concepts. p. 807–815, 2009a.
- SMEKAL, V. et al. Elastic Stable Intramedullary Nailing Versus Nonoperative Treatment of Displaced Midshaft Clavicular Fractures-A Randomized, Controlled, Clinical Trial. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 23, n. 2, p. 106–112, fev. 2009b.
- SMITH, S. D. et al. Stability of mid-shaft clavicle fractures after plate fixation versus intramedullary repair and after hardware removal. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 22, n. 2, p. 448–455, 2014.
- 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, 2007.
- TONGEL, A. VAN; PIEPERS, I.; WILDE, L. DE. The significance of the clavicle on shoulder girdle function. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 24, n. 9, p. e255–e259, 2015.
- TOSI, D. et al. Fiber-optic chirped FBG for distributed thermal monitoring of ex-vivo radiofrequency ablation of liver. v. 5, n. 6, p. 609–619, 2014.
- VAN DER HELM, F. C. T. et al. Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system. **Journal of Biomechanics**, v. 25, n. 2, p. 129–144, 1992.
- WANG, Y. et al. Hardware Embedded Fiber Sensor Interrogation System using Intensive Digital Signal Processing. v. 13, n. 2, p. 139–155, 2014.

WANG, Y. et al. ScienceDirect Titanium Elastic Nail versus plate fixation of displaced midshaft clavicle fractures : A retrospective comparison study. n. 100, p. 473–479, 2015.

WARTH, R. J.; MILLETT, P. J. **Physical examination of the shoulder: An evidence-based approach**, Springer, 2015.

WEHRLE, G. et al. A fibre optic Bragg grating strain sensor for monitoring ventilatory movements G unther. **Measurement Science and Technology**, v. 12, n. May 2014, p. 805–809, 2001.

ZENG, L. et al. Titanium Elastic Nail (TEN) versus Reconstruction Plate Repair of Midshaft Clavicular Fractures : A Finite Element Study. p. 1–12, 2015.

APÊNDICE A - RESULTADOS DA ANÁLISE ESTATÍSTICA

1. RESULTADOS CLAVÍCULA FIXADA COM PLACA

FBG ANTERIOR

Tabela A.1: Média das 10 medições em relação à carga aplicada e Incerteza Padrão (I.P) dos sensores do FBG Anterior da Clavícula fixado com Placa. 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.
0,98	0,496	0,0293	0,2806	0,0297	-0,0711	0,0042
1,961	1,0026	0,0184	0,6137	0,0286	-0,0842	0,0140
2,941	1,5215	0,0220	0,9927	0,0347	-0,0486	0,0171
3,922	--	--	1,3939	0,0285	0,0054	0,0284
Carga (N)	Sensor 4 (nm)	I.P.	Sensor 5 (nm)	I.P.	Sensor 6 (nm)	I.P.
0,98	-0,1467	0,0216	0,0598	0,1054	0,1155	0,0244
1,961	-0,2625	0,0094	0,1222	0,0899	0,2025	0,0254
2,941	-0,3135	0,0129	0,1999	0,0725	0,2955	0,0429
3,922	-0,3284	0,0155	0,2943	0,0502	0,3861	0,0429

Tabela A.2: Resultados dos cálculos preliminares para determinar a incerteza padrão da reta FBG Anterior da Clavícula fixada com Placa.

Cálculo	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5	Sensor 6
a	-0,0186	-0,1093	-0,1159	-0,1510	-0,0262	0,0237
b	0,5229	0,3792	0,0270	-0,0456	0,0796	0,0922
S_y	0,5128	0,4805	0,0395	0,0824	0,1013	0,1168
S_x	0,9805	1,2660	1,2660	1,2660	1,2660	1,2660
S_{yx}	0,0039	0,0211	0,0209	0,0623	0,0098	0,0016

Tabela A.3: Resultados de cada etapa da análise estatística para os sensores do FBG Anterior da Clavícula fixada com Placa.

Cálculo	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5	Sensor 6	Unidade
U_1	0,0093	0,0110	0,0090	0,0068	0,0333	0,0136	[nm]
U_2	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	[nm]
U_3	0,00411	0,0221	0,0220	0,0654	0,0103	0,0017	[nm]
V	9	9	9	9	9	9	--
U_c	0,0101	0,0247	0,0237	0,0657	0,0349	0,0137	[nm]
V_{ef}	12	13	12	9	11	9	--
T de Student	2,23	2,21	2,23	2,32	2,25	2,32	--
U	0,0045	0,0112	0,0107	0,0283	0,0155	0,0059	[nm]
U	0,0087	0,0295	0,3947	-0,6214	0,1941	0,0639	[N]

FBG PLACA

Tabela A.4: Média das 10 medições em relação à carga aplicada dos sensores do FBG da Placa 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.
0,98	0,0421	0,0067	0,1163	0,0081
1,961	0,0883	0,0077	0,2269	0,0105
2,941	0,1364	0,0072	0,3419	0,0066
3,922	0,1856	0,0064	0,4569	0,0073
Carga (N)	Sensor 3 (nm)	I.P.	Sensor 4 (nm)	I.P.
0,98	0,0751	0,0071	0,0169	0,0061
1,961	0,1482	0,0082	0,0307	0,0052
2,941	0,2197	0,0056	0,0447	0,0040
3,922	0,2936	0,0087	0,0601	0,0061

Tabela A.5: Resultados de cálculos preliminares para determinar a incerteza padrão da reta FBG da Placa

Cálculo	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4
a	-0,0065	0,0013	0,0024	0,0022
b	0,0488	0,1160	0,0741	0,0146
S_y	0,0618	0,1468	0,0939	0,0185
S_x	1,2660	1,2660	1,2660	1,2660
S_{yx}	0,0009	0,0015	0,0006	0,0005

Tabela A.6: Resultados de cada etapa da análise estatística para os sensores do FBG da Placa

Cálculo	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4	Unidade
U_1	0,0024	0,0033	0,0027	0,0019	[nm]
U_2	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	[nm]
U_3	0,0010	0,0016	0,0006	0,0005	[nm]
V	9	9	9	9	--
U_c	0,0026	0,0037	0,0028	0,0020	[nm]
V_{ef}	12	13	10	11	--
T de Student	2,23	2,21	2,28	2,25	--
U	0,0012	0,0017	0,0012	0,0009	[nm]
U	0,0245	0,0143	0,0167	0,0613	[N]

FBG POSTERIOR

Tabela A.7 Média das 10 medições em relação à carga aplicada e Incerteza Padrão (I.P) dos sensores do FBG Posterior da Clavícula fixado com Placa. 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.
0,98	-0,0279	0,0037	-0,0551	0,0036	-0,0926	0,0030
1,961	-0,0424	0,0085	-0,0748	0,0115	-0,155	0,0103
2,941	-0,0498	0,0109	-0,0693	0,0204	-0,1909	0,0158
3,922	-0,0502	0,0167	-0,0365	0,0283	-0,2036	0,0199
Carga (N)	Sensor 4 (nm)	I.P.	Sensor 5 (nm)	I.P.	Sensor 6 (nm)	I.P.
0,98	-0,1029	0,0134	-0,0055	0,0014	-0,0262	0,0090
1,961	-0,2018	0,0203	-0,0108	0,0031	-0,0607	0,0189
2,941	-0,29	0,0145	-0,0158	0,0043	-0,0946	0,0246
3,922	-0,3456	0,0201	-0,0193	0,0075	-0,1232	0,0354

Tabela A.8: Resultados dos cálculos preliminares para determinar a incerteza padrão da reta FBG Posterior da Clavícula fixada com Placa.

Cálculo	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5	Sensor 6
a	-0,024	-0,0742	-0,0683	-0,0310	-0,0012	-0,0787
b	-0,0076	0,0062	-0,0376	-0,0832	-0,0047	-0,0331
S_y	0,010	0,0171	0,0497	0,1062	0,0060	0,0420
S_x	1,2660	1,2660	1,2660	1,2660	1,2660	1,2660
S_{yx}	0,0043	0,0161	0,0152	0,0136	0,0006	0,0019

Tabela A.9: Resultados de cada etapa da análise estatística para os sensores do FBG Posterior da Clavícula fixada com Placa.

Cálculo	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5	Sensor 6	Unidade
U_1	0,0052	0,0089	0,0063	0,0064	0,0024	0,0112	[nm]
U_2	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	[nm]
U_3	0,0045	0,0169	0,0160	0,0143	0,0006	0,0020	[nm]
V	9	9	9	9	9	9	--
U_c	0,0070	0,0191	0,0172	0,0156	0,0025	0,0114	[nm]
V_{ef}	18	13	12	12	10	10	--
T de Student	2,14	2,21	2,23	2,23	2,28	2,28	--
U	0,0032	0,0086	0,0077	0,0071	0,0011	0,0050	[nm]
U	-0,4273	1,3809	-0,2045	-0,0842	-0,2276	-0,1503	[nm]

2. RESULTADOS CLAVÍCULA INTEGRÁ

FBG ANTERIOR

Tabela A.10: Média das 10 medições em relação à carga aplicada e Incerteza Padrão (I.P) dos sensores do FBG Anterior da Clavícula Integra. 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.
0,98	0,3577	0,0019	0,4266	0,0031	0,3961	0,0025
1,961	0,7082	0,0042	0,8529	0,0073	0,7944	0,0064
2,941	1,061	0,0072	1,2846	0,0086	1,2048	0,0080
3,922	1,419	0,0057	--	--	1,6327	0,0065
Carga (N)	Sensor 4 (nm)	I.P.	Sensor 5 (nm)	I.P.	Sensor 6 (nm)	I.P.
0,98	0,4941	0,0038	0,4344	0,0315	0,1888	0,0027
1,961	0,9926	0,0258	0,8522	0,0314	0,3647	0,0054
2,941	1,4948	0,0143	1,2657	0,0332	0,5397	0,0087
3,922	2,043	0,0147	1,6857	0,0328	0,7145	0,0086

Tabela A.11: Resultados dos cálculos preliminares para determinar a incerteza padrão da reta FBG Anterior da Clavícula Integra.

Cálculo	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5	Sensor 6
a	0,0025	-0,0031	-0,0228	-0,0308	0,0178	0,3712
b	0,3607	0,4375	0,4202	0,5251	0,4250	0,1787
S_y	0,4566	0,4290	0,5320	0,6649	0,5380	0,2262
S_x	1,2659	0,9805	1,2659	1,2659	1,2659	1,2659
S_{yx}	0,0023	0,0018	0,0091	0,0162	0,0015	0,0003

Tabela A.12: Resultados de cada etapa da análise estatística para os sensores do FBG Anterior da Clavícula Integra.

Cálculo	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5	Sensor 6	Unidade
U_1	0,0023	0,0027	0,0025	0,0081	0,0105	0,0028	[nm]
U_2	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	[nm]
U_3	0,0024	0,0018	0,0095	0,0170	0,0016	0,0003	[nm]
V	9	9	9	9	9	9	--
U_c	0,0033	0,0033	0,0098	0,0189	0,0106	0,0028	[nm]
V_{ef}	18	16	10	13	9	9	--
T de Student	2,15	2,17	2,28	2,21	2,32	2,32	--
U	0,0015	0,0015	0,0043	0,0085	0,0046	0,0012	[nm]
U	0,0043	0,0034	0,0103	0,0162	0,0108	0,0068	[N]

FBG POSTERIOR

Tabela A.13: Média das 10 medições em relação à carga aplicada e Incerteza Padrão (I.P) dos sensores do FBG Posterior da Clavícula Inteira. 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.
0,98	-0,0928	0,0049	-0,1133	0,0095	-0,0708	0,0073
1,961	-0,1857	0,0046	-0,221	0,0075	-0,1418	0,0072
2,941	-0,2773	0,0058	-0,3275	0,0087	-0,2112	0,0085
3,922	-0,3668	0,0059	-0,432	0,0099	-0,2769	0,0075
Carga (N)	Sensor 4 (nm)	I.P.	Sensor 5 (nm)	I.P.	Sensor 6 (nm)	I.P.
0,98	-0,016	0,0053	0,0704	0,0042	0,0476	0,0036
1,961	-0,0365	0,0056	0,1305	0,0054	0,0893	0,0035
2,941	-0,0581	0,0074	0,1849	0,0083	0,1276	0,0062
3,922	-0,0816	0,0065	0,2358	0,0083	0,1637	0,0060

Tabela A.14: Resultados dos cálculos preliminares para determinar a incerteza padrão da reta FBG Posterior da Clavícula Inteira.

Cálculo	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5	Sensor 6
a	-0,0023	-0,0078	-0,0033	0,0065	0,0178	0,0104
b	-0,0932	-0,1084	-0,0701	-0,0222	0,0561	0,0394
S_y	0,1179	0,1372	0,0888	0,0282	0,0711	0,0499
S_x	1,2659	1,2659	1,2659	1,2659	1,2659	1,2659
S_{yx}	0,0010	0,0010	0,0016	0,0009	0,0028	0,0017

Tabela A.15: Resultados de cada etapa da análise estatística para os sensores do FBG Posterior da Clavícula Inteira.

Cálculo	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5	Sensor 6	Unidade
U_1	0,0019	0,0031	0,0027	0,0023	0,0026	0,0020	[nm]
U_2	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	[nm]
U_3	0,0011	0,0010	0,0017	0,0010	0,0030	0,0018	[nm]
V	9	9	9	9	9	9	--
U_c	0,0022	0,0033	0,0032	0,0025	0,0040	0,0027	[nm]
V_{ef}	15	11	16	12	18	18	--
T de Student	2,18	2,25	2,17	2,23	2,15	2,15	--
U	0,0010	0,0015	0,0015	0,0011	0,0018	0,0012	[nm]
U	0,011	0,0136	-0,021	0,0512	0,0330	0,0317	[nm]

3. RESULTADOS CLAVÍCULA FIXADA COM DISPOSITIVO INTRAMEDULAR

FBG ANTERIOR

Tabela A.16: Média das 10 medições em relação à carga aplicada e Incerteza Padrão (I.P) dos sensores do FBG Anterior da Clavícula com Dispositivo Intramedular. 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.
0,98	0,308	0,0343	--	--	0,4666	0,0052
1,961	0,6421	0,0671	--	--	1,0194	0,0116
2,941	0,9883	0,0941	--	--	1,5769	0,0105
3,922	1,3404	0,1247	--	--	--	--
Carga (N)	Sensor 4 (nm)	I.P.	Sensor 5 (nm)	I.P.	Sensor 6 (nm)	I.P.
0,98	0,55	0,0054	0,4048	0,0037	0,1768	0,0026
1,961	1,1297	0,0089	0,8134	0,0058	0,3496	0,0051
2,941	1,705	0,0103	1,2202	0,0056	0,521	0,0060
3,922	--	--	1,6255	0,0063	0,695	0,0066

Tabela A.17: Resultados dos cálculos preliminares para determinar a incerteza padrão da reta FBG Anterior da Clavícula fixada com Dispositivo Intramedular

Cálculo	Sensor 1	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5	Sensor 6
a	-0,0409	-0,0891	-0,0266	-0,0010	0,3589
b	0,3511	0,5662	0,5889	0,4149	0,1760
S_y	0,4446	0,5551	0,5775	0,5253	0,2228
S_x	1,2659	0,9805	0,9805	1,2659	1,2659
S_{yx}	0,0056	0,0016	0,0012	0,0010	0,0006

Tabela A.18: Resultados de cada etapa da análise estatística para os sensores do FBG Anterior da Clavícula fixada com Dispositivo Intramedular

Cálculo	Sensor 1	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5	Sensor 6	Unidade
U_1	0,0394	0,0036	0,0033	0,0020	0,0021	[nm]
U_2	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	[nm]
U_3	0,0059	0,4940	0,0012	0,0011	0,0006	[nm]
V	9	9	9	9	9	--
U_c	0,0399	0,0040	0,0035	0,0023	0,0022	[nm]
V_{ef}	9	13	12	14	11	--
T de Student	2,32	2,21	2,23	2,19	2,25	--
U	0,0171	0,0018	0,0016	0,0010	0,0010	[nm]
U	0,0489	0,0032	0,0027	0,0025	0,0056	[nm]

FBG POSTERIOR

Tabela A.19: Média das 10 medições em relação à carga aplicada e Incerteza Padrão (I.P) dos sensores do FBG Posterior da Clavícula com Dispositivo Intramedular. 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.
0,98	--	--	0,3754	0,0172	0,4412	0,0077
1,961	--	--	0,7876	0,0367	0,96	0,0153
2,941	--	--	1,2033	0,0551	1,4907	0,0123
3,922	--	--	1,6249	0,0751		
Carga (N)	Sensor 4 (nm)	I.P.	Sensor 5 (nm)	I.P.	Sensor 6 (nm)	I.P.
0,98	0,3383	0,0026	0,0406	0,0013	0,1919	0,0036
1,961	0,6774	0,0060	0,1022	0,0042	0,3756	0,0053
2,941	1,0645	0,0088	0,2489	0,0140	0,5593	0,0069
3,922	1,4771	0,0108	0,4724	0,0179	0,748	0,0084

Tabela A.20: Resultados dos cálculos preliminares para determinar a incerteza padrão da reta FBG Posterior da Clavícula fixada com Dispositivo Intramedular

Cálculo	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5	Sensor 6
a	-0,0430	0,1771	-0,0613	-0,1444	0,0058
b	0,4246	0,3210	0,3879	0,1471	0,1889
S_y	0,5376	0,5248	0,4915	0,1919	0,2391
S_x	1,2659	1,2659	1,2659	1,2659	1,2659
S_{yx}	0,0029	0,3521	0,0227	0,0496	0,0016

Tabela A.21: Resultados de cada etapa da análise estatística para os sensores do FBG Posterior da Clavícula fixada com Dispositivo Intramedular

Cálculo	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4	Sensor 5	Sensor 6	Unidade
U_1	0,0237	0,0048	0,0034	0,0057	0,0027	[nm]
U_2	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	[nm]
U_3	0,0030	0,3693	0,0238	0,0520	0,0017	[nm]
V	9	9	9	9	9	--
U_c	0,0240	0,3693	0,0241	0,0523	0,0032	[nm]
V_{ef}	9	9	9	9	16	--
T de Student	2,32	2,32	2,32	2,32	2,17	--
U	0,0103	0,1592	0,0104	0,0225	0,0015	[nm]
U	0,0243	0,4958	0,0268	0,1533	0,0078	[N]