

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO TECNOLÓGICO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA E MATERIAIS
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE MATERIAIS

LUIZA MACHADO ESPINDOLA

AMBIENTE MECÂNICO NO FOCO DA FRATURA: AVALIAÇÃO DA RIGIDEZ
ADMISSÍVEL PARA A CONSOLIDAÇÃO ÓSSEA EM SISTEMAS DE PLACAS E
PARAFUSOS

FLORIANÓPOLIS

2023

LUIZA MACHADO ESPINDOLA

AMBIENTE MECÂNICO NO FOCO DA FRATURA: AVALIAÇÃO DA RIGIDEZ
ADMISSÍVEL PARA A CONSOLIDAÇÃO ÓSSEA EM SISTEMAS DE PLACAS E
PARAFUSOS

Trabalho de Conclusão do Curso de Graduação em
Engenharia de Materiais da Universidade Federal de
Santa Catarina como requisito para a obtenção do título
de Engenheira de Materiais.

Orientador: Prof. Dr. Eng. Carlos Rodrigo de Mello
Roesler

Coorientadora: Eng. Carolini de Souza Pocovi

FLORIANÓPOLIS

2023

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Espindola, Luiza Machado

AMBIENTE MECÂNICO NO FOCO DA FRATURA: AVALIAÇÃO DA RIGIDEZ ADMISSÍVEL PARA A CONSOLIDAÇÃO ÓSSEA EM SISTEMAS DE PLACAS E PARAFUSOS / Luiza Machado Espindola ; orientador, Carlos Rodrigo Roesler, coorientador, Carolini de Souza Pocovi, 2023.

79 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico,
Graduação em Engenharia de Materiais, Florianópolis, 2023.

Inclui referências.

1. Engenharia de Materiais. 2. Consolidação óssea. 3. Rigidez. 4. Fraturas ósseas. 5. Placas e parafusos. I. Roesler, Carlos Rodrigo. II. Pocovi, Carolini de Souza. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Graduação em Engenharia de Materiais. IV. Título.

LUIZA MACHADO ESPINDOLA

AMBIENTE MECÂNICO NO FOCO DA FRATURA: AVALIAÇÃO DA RIGIDEZ
ADMISSÍVEL PARA A CONSOLIDAÇÃO ÓSSEA EM SISTEMAS DE PLACAS E
PARAFUSOS

Este Trabalho Conclusão de Curso foi julgado adequado para obtenção do Título de Engenheira de Materiais e aprovado em sua forma final pelo Curso de Engenharia de Materiais.

Florianópolis, 16 de fevereiro de 2023.



Documento assinado digitalmente

Cristiano Binder

Data: 27/02/2023 10:41:44-0300

CPF: ***.079.129-**

Verifique as assinaturas em <https://v.ufsc.br>

Prof. Dr. Eng. Cristiano Binder
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:



Documento assinado digitalmente

Carlos Rodrigo de Mello Roesler

Data: 23/02/2023 12:57:04-0300

CPF: ***.834.910-**

Verifique as assinaturas em <https://v.ufsc.br>

Prof. Dr. Eng. Carlos Rodrigo de Mello Roesler
Orientador

Universidade Federal de Santa Catarina



Documento assinado digitalmente

Carolini de Souza Pocovi

Data: 22/02/2023 08:02:46-0300

CPF: ***.915.959-**

Verifique as assinaturas em <https://v.ufsc.br>

Eng. Carolini de Souza Pocovi
Avaliadora
MSC MED



Documento assinado digitalmente

ARTHUR PAIVA GRIMALDI SANTOS

Data: 23/02/2023 17:33:40-0300

CPF: ***.333.079-**

Verifique as assinaturas em <https://v.ufsc.br>

Me. Eng. Arthur Paiva Grimaldi Santos
Avaliador

Universidade Federal de Santa Catarina



Documento assinado digitalmente

LUCIANO FONTES E SILVA

Data: 22/02/2023 13:48:42-0300

CPF: ***.940.029-**

Verifique as assinaturas em <https://v.ufsc.br>

Eng. Luciano Fontes e Silva
Avaliador
Universidade Federal de Santa Catarina

AGRADECIMENTOS

Agradeço minha mãe Adriana Ghilardi Machado, padrinhos, tios, primos e avós por me incentivarem e me apoiarem durante toda a minha vida. Em especial à minha mãe, por priorizar minha educação, e principalmente por ser um exemplo de dedicação e determinação.

Ao meu namorado, Leonardo Antunes, por me acompanhar e dar suporte durante todos os momentos da graduação, principalmente os difíceis. Por toda a compreensão, carinho e apoio durante os dias e noites em claro, e por tornar todo esse processo mais leve.

Aos meus amigos, pela companhia nos momentos felizes e de dificuldade ao longo da vida e da graduação. Por me darem o suporte sempre que precisei.

Ao meu professor orientador Dr. Eng. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, pela compreensão, ensinamentos, tempo dedicado e auxílio para desenvolvimento deste trabalho.

À minha coorientadora Carolini de Souza Pocovi, pela confiança em mim e no meu trabalho diariamente. Pela oportunidade, ensinamentos e auxílio no meu desenvolvimento profissional e pessoal. Por todo o suporte e apoio.

À MSC MED, pela oportunidade de aprendizado e de desenvolvimento. Aos meus amigos e colegas de trabalho, por toda a ajuda, paciência e ensinamentos. Em especial à Maria Job, Jéssica Krawulski, Victor Vendramini, Gabriel Ghizoni, Breno Lima e Jádina Pinheiro.

Ao IFSC e à UFSC pela persistência em se manter instituições públicas gratuitas e de qualidade. Aos professores pelos conhecimentos passados e à coordenadoria da graduação e de estágios pelo apoio aos alunos de Engenharia de Materiais.

Por fim, à todas as pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para a minha formação e realização desta pesquisa.

RESUMO

Fraturas ósseas são caracterizadas como a perda da continuidade do tecido ósseo e representam uma das lesões mais comuns nos seres humanos, estando associadas com elevados custos de tratamento. Segundo pesquisas, em 2019 ocorreram 178 milhões de novos casos de fraturas no mundo. No Brasil, as despesas com hospitalização para tratamento de fraturas relacionadas apenas à osteoporose representaram 234 milhões de reais e os custos cirúrgicos, 162,6 milhões de reais. Apesar do processo de consolidação óssea ser completo na maior parte das fraturas, ainda ocorre uma quantidade de não união óssea significativa. Considerando o aumento da população idosa, os custos relacionados à reparação de fraturas devem aumentar no futuro, o que torna esse tema social e economicamente relevante. O processo de consolidação óssea é dependente do ambiente mecânico no foco de fratura. Entretanto, o entendimento das condições mecânicas mais apropriadas para a consolidação óssea em tratamentos utilizando placas ósseas e parafusos para a fixação não está claramente definido na literatura. O objetivo do presente trabalho é estudar a influência do ambiente mecânico e estabilidade na consolidação de fraturas ósseas utilizando placas e parafusos. Em termos metodológicos, o trabalho foi dividido em duas etapas. Na primeira, foram realizadas pesquisas bibliográficas com o objetivo de encontrar artigos com dados sobre a influência do ambiente mecânico e estabilidade na consolidação de fraturas ósseas utilizando placas e parafusos como tratamento, além de encontrar valores ideais de rigidez para que ocorra esse fenômeno. Nesta, foram avaliados 16 artigos, entre eles, estudos clínicos, estudos em animais e estudos biomecânicos. Para a segunda etapa do trabalho, foi proposta uma forma de avaliação da rigidez para esses componentes, baseada na teoria da deformação. Essa proposta pode auxiliar na avaliação dessa propriedade, que é a mais importante quando se trata da estabilidade de fraturas. Os resultados indicam que, a faixa dos valores médios encontrados para os modelos de placas bloqueadas avaliadas (bloqueio convencional e dinâmico) indicadas para membros superiores foi de 90 N/mm a 1386,9 N/mm. As placas bloqueadas e convencionais com indicação para membros inferiores apresentaram uma faixa de 49,6 N/mm a 2900 N/mm, e 2000 N/mm a 6239 N/mm, respectivamente.

Palavras-chave: Consolidação óssea, Rigidez, Fraturas ósseas, Placas e parafusos, Estabilidade da fratura.

ABSTRACT

Bone fractures are characterized as the loss of continuity of bone tissue and represent one of the most common injuries in humans and are associated with high treatment costs. According to research, in 2019 there were 178 million new cases of fractures in the world. In Brazil, hospitalization expenses for treating fractures related to osteoporosis alone represented 234 million reais and surgical costs, 162.6 million reais. Although the bone healing process is complete in most fractures, a significant amount of bone nonunion still occurs. Considering the increase in the elderly population, the costs related to fracture repair are expected to increase in the future, which makes this topic socially and economically relevant. The bone healing process is dependent on the mechanical environment at the fracture site. However, the understanding of the most appropriate mechanical conditions for bone healing in treatments using bone plates and screws for fixation is not clearly defined in the literature. The aim of the present work is to study the influence of mechanical environment and stability on bone fracture healing using plates and screws. In methodological terms, the work was divided into two stages. In the first stage, a bibliographic search was performed to find articles with data about the influence of the mechanical environment and stability on bone fracture healing using plates and screws as treatment, as well as to find ideal stiffness values for this phenomenon to occur. In this, 16 articles were evaluated, including clinical studies, animal studies, and biomechanical studies. For the second stage of the work, a form of stiffness evaluation was proposed for these components, based on the theory of deformation. This proposal can help in the evaluation of this property, which is the most important when it comes to fracture stability. The results indicate that the range of mean values found for the evaluated locked plate models (conventional and dynamic locking) indicated for upper limbs was from 90 N/mm to 1386.9 N/mm. The locked and conventional plates with indication for lower limbs presented a range of 49.6 N/mm to 2900 N/mm, and 2000 N/mm to 6239 N/mm, respectively.

Keywords: Bone healing, Rigidity, Bone fractures, Plates and screws, Fracture stability.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Diagrama esquemático de ossos da tíbia. Fonte: Adaptado de (KHURANA, 2009).	20
Figura 2 - Fratura intra-articular e extra articular no rádio distal. Fonte: Adaptado de (ORTHOINFO, 2015).	22
Figura 3 - Tipos de fratura. Fonte: Adaptado de (BIGHAM-SADEGH; ORYAN, 2015).....	23
Figura 4 -Exemplo de fixação rígida utilizando um sistema de placas e parafusos. Fonte: (HOPPENFELD STANLEY; L. MURTHY VASANTHA, 2001).	24
Figura 5 - A) A fase de inflamação. A formação de hematoma que se transforma em tecido de granulação com a inflamação. B) O estágio de calo mole. A ossificação intramembranosa que forma os calos ósseos afastados da fenda da fratura. Substituição do tecido de granulação em outro lugar do calo por tecido fibroso e cartilagem e crescimento de vasos no calo calcificado. Isto começa ao redor da fenda e se move em direção ao centro. C-E) O estágio do calo duro. A conversão completa do calo em tecido calcificado através da ossificação intramembranosa e endocondral. F) O estágio de remodelação. Conversão do tecido ósseo em osso lamelar através de erosão superficial e remodelação osteonal. Fonte: Adaptado de BUCKLEY et al., 2017.....	29
Figura 6 - Exemplo de placa convencional fixada na face medial da tíbia (A) e bloqueada no úmero (B). Fonte: Adaptado de (FALAVINHA; COSTA, 1197) e (GRACITELLI et al., 2013).	34
Figura 7 - Princípio do funcionamento mecânico de placas não bloqueadas. Fonte: Adaptado de BUCKLEY et, al., 2017.....	35
Figura 8 - Princípio do funcionamento mecânico de placas bloqueadas. A fixação ocorre entre o parafuso e a placa, e entre o parafuso e o osso. Fonte: Adaptado de BUCKLEY et, al., 2017.	36
Figura 9 – Esquematização da teoria da consolidação óssea criada por Perren. Fonte: Adaptado de HAK et al., 2010.....	39
Figura 10 - Fluxograma das etapas empregadas na metodologia. Fonte: Elaborado pelo autor.	40
Figura 11 – A) Esquematização do método utilizado para medição da rigidez. B) Exemplo da medição de rigidez em um dos pacientes avaliados. Fonte: Adaptado de CUNNINGHAM; KENWRIGHT; KERSHAW, 1990	44

Figura 12- A) Esquemática do método utilizado para determinar a rigidez do sistema. B) Exemplo da medição de rigidez em um dos pacientes avaliados Fonte: Adaptado de RICHARDSON FRCS' et al., 1992.	45
Figura 13 – Esquemática do método utilizado para a medição da rigidez. Fonte: Adaptado de KUIPER et al; 1996.	46
Figura 14 – A) Imagem de raio – X após a implantação da placa em um dos pacientes avaliados durante o estudo clínico. B) Montagem do sistema para realização dos ensaios <i>in vitro</i> . Fonte: Adaptado de RODERER et al., 2014.	47
Figura 15 – A) Placa implantada em um dos animais. B) Imagem de Raio-X após a implantação da placa. Fonte: Adaptado de CLAES et, al., 2009.	49
Figura 16 - Imagem de raio – X da placa implantada. Fonte: Adaptado de CLAES, 2011.	50
Figura 17 – Imagem de raio – X após seis semanas de tratamento com placa bloqueada dinâmica (A) e placa bloqueada convencional (B). Fonte: Adaptado de BOTTLANG et al., 2016.	51
Figura 18 – Montagem para realização dos testes de rigidez estática e cíclica. Foram presos triângulos em ambos os lados do foco da fratura, cada um com três marcadores para auxiliar nas medições. A fenda da fratura foi estabelecida como 5mm. Fonte: LIL, 2003.....	53
Figura 19 – A) Configuração para o ensaio de torção (de: ponto final da região distal; g: gravidade; ϕ : ângulo de rotação; b: deflexão vertical; c: distância de rotação axial; F: força aplicada; e: deflexão horizontal; l: comprimento; A: distância). B) Posição e quantidade de parafusos. Fonte: Adaptado de STOFFEL, 2003.	54
Figura 20 – Montagem da placa no osso com distância de 2mm (A) e 5 mm (B). Fonte: Adaptado de AHMAD et al., 2007.	55
Figura 21 – Configuração para realização do ensaio de compressão axial. Fonte: Adaptado de STOFFEL, 2007.	56
Figura 22 - Representação da configuração para o ensaio de compressão axial e torção. Fonte: Adaptado de BOTTLANG et al., 2009.....	57
Figura 23 – Configuração para realização dos ensaios. Fonte: Adaptado de DOBELE et al., 2010.	58
Figura 24 – Configuração para realização dos ensaios. Fonte: Adaptado de DOBELE et, al., 2014.	60
Figura 25 – Configuração para realização dos ensaios. Fonte: WEAVER et, al., 2021.	61

Figura 26 - Representação do ensaio de flexão estático sugerido pela norma ASTM F382. Os parâmetros “a” e “h” são determinados pela norma. Fonte: ASTM F382 - Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates, 2017.	64
Figura 27 - Gráfico mostrando a região com melhores resultados pós-cirúrgicos em relação com a rigidez axial à compressão e a rigidez ao cisalhamento. Fonte: Adaptado de EPARI et al., 2007.	68

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Resumo das etapas da consolidação óssea. A resistência varia de 0 – 4, sendo 4 o mais resistente. Fonte: Adaptado de (HOPPENFELD STANLEY; L. MURTHY VASANTHA, 2001).....	30
Tabela 2 - Exemplos de dispositivos médicos utilizados para fixação de fraturas de acordo com a região anatômica. Fonte: Adaptado de TIAN et al., 2019.	32
Tabela 3 - Critérios de Inclusão/Exclusão aplicados para a utilização de estudos em animais.	41
Tabela 4 - Estudos <i>in vivo</i> realizados em humanos incluídos e avaliados. Fonte: Elaborado pelo autor.....	44
Tabela 5 - Estudos <i>in vivo</i> realizados em animais. Fonte: Elaborado pelo autor.	49
Tabela 6 - Estudos biomecânicos incluídos. Fonte: Elaborado pelo autor.	53
Tabela 7 - Valores de rigidez apresentados nos artigos incluídos. Fonte: elaborado pelo autor.	62
Tabela 8 -Valores de rigidez estrutural apresentados pelo guia do FDA. Fonte: Adaptado de FDA, 2022.	65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT Associação Brasileira de Normas Técnicas

AOFAS Orthopaedic Foot and Ankle Society

ASTM American Society for Testing and Materials

FDA Food and Drug Administration

GBD Global Burden Disease

GPa Giga Pascal

IFM Interfragmentary Movements

IFS Interfragmentary Strain

ISO International Organization for Standardization

Nmm Newton milímetros

Nm/deg Newton metro por grau

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	16
1.1	OBJETIVOS	17
1.1.1.	Objetivo Geral.....	17
1.1.2	Objetivos Específicos.....	18
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	18
2.1	ESTRUTURA BÁSICA DOS TECIDOS ÓSSEOS	18
2.2	FRATURAS ÓSSEAS.....	20
2.2.1.	Terminologia e Classificação das Fraturas	21
2.3.	CONSOLIDAÇÃO ÓSSEA	23
2.3.1.	Consolidação Primária.....	24
2.3.2.	Consolidação Secundária	25
2.3.2.1.	<i>Fase Inflamatória</i>	26
2.3.2.2.	<i>Fase de Formação do Calo Mole</i>	26
2.3.2.3.	<i>Formação do Calo Duro</i>	27
2.3.2.4.	<i>Remodelação</i>	28
2.4.	MÉTODOS DE FIXAÇÃO E DISPOSITIVOS MÉDICOS UTILIZADOS.....	30
2.4.1.	Métodos de Fixação e Estabilização de Fraturas.....	30
2.4.2.	Sistema de Placas e Parafusos	33
2.4.2.1	<i>Placas convencionais /Não bloqueadas</i>	34
2.4.2.2.	<i>Placas Bloqueadas</i>	36
2.4.2.3.	<i>Biomecânica do Sistema Placa e Parafuso</i>	37
2.5	CONCEITOS DE RIGIDEZ E SUA APLICAÇÃO EM SISTEMAS DE PLACAS E PARAFUSOS.....	38
3	METODOLOGIA.....	40
4	DESENVOLVIMENTO.....	42
4.1	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	42

4.1.1.	Identificação da influência do ambiente mecânico no foco da fratura, efeitos das forças mecânicas e micro movimentos na estabilização de fraturas e valores ideais de rigidez para a consolidação óssea.....	42
4.1.2.	Análise de Valores de Rigidez para uma boa consolidação óssea considerando sistemas de placas e parafusos	62
4.2	PROPOSIÇÃO DE MÉTODO DE AVALIAÇÃO DA RIGIDEZ PARA PLACAS ÓSSEAS.....	63
5	DISCUSSÃO	66
6	CONCLUSÃO.....	70
8	REFERÊNCIAS.....	72

1. INTRODUÇÃO

Fraturas ósseas são caracterizadas como a perda da continuidade do tecido ósseo, e possuem como tratamento a aproximação e imobilização dos fragmentos, de modo a promover a consolidação óssea no local, restaurando a estrutura e função natural dos ossos do paciente (BALDINI; ZAFFE; NICOLINI, 2010; GHIASI et al., 2017).

As fraturas ósseas, ou traumas ortopédicos, representam uma das lesões mais comuns nos seres humanos, e estão associadas com elevados custos de tratamento. Segundo um estudo da Carga Global de Doenças, Lesões e Fatores de Risco (GBD), em 2019 ocorreram 178 milhões de novos casos de fraturas no mundo, o equivalente a um aumento de 33% em relação aos dados de 1990 (GHIASI et al., 2017; WU; et. al., 2021). Esse fenômeno é considerado um problema de saúde pública em todo o mundo, representando uma grande demanda econômica, especialmente em pessoas com osteoporose. As fraturas podem levar a ausência do trabalho, diminuição da produtividade, incapacidade, qualidade de vida prejudicada, perda de saúde e altos custos de cuidados com a saúde, sendo um desafio para os indivíduos, famílias, sociedades e sistemas de saúde (WU; et. al., 2021).

No Brasil, as despesas com hospitalização para tratamento de fraturas relacionadas apenas à osteoporose representam 234 milhões de reais e os custos cirúrgicos, 162,6 milhões de reais (AZIZIYEH et al., 2019). Nos Estados Unidos, ocorrem cerca de 14 milhões de visitas a salas de emergência por ano, e os custos relacionados à reparação de fraturas representam quase metade dos 56 bilhões de dólares gastos com traumatologia por ano no país (PIVONKA; DUNSTAN, 2012).

O processo de cura ocorre em etapas de formação e consolidação do calo ósseo, e é normalmente concluído em alguns meses. Entretanto, apesar da maioria das fraturas curarem sem dificuldade devido à capacidade de auto reparação dos ossos, uma considerável quantidade de não união se desenvolve, a maioria por causas desconhecidas (PIVONKA; DUNSTAN, 2012; PROTOPAPPAS et al., 2008). De fato, cerca de 10% das fraturas que ocorrem anualmente nos Estados Unidos apresentam problemas no processo de cicatrização, o que pode levar a um atraso na união, ou até mesmo causar não união óssea, exigindo novos procedimentos (PROTOPAPPAS et al., 2008). Segundo Giannoudis et. al, 2011, o manejo de pacientes com fraturas deficientes é um dos problemas clínicos mais desafiadores da

traumatologia no mundo. Ainda, segundo seu estudo, a incidência de união tardia e/ou não-união após fraturas vem aumentando exponencialmente.

As razões para a consolidação retardada e não união estão frequentemente associadas a fatos complicados e multi segmentares, como por exemplo, fraturas abertas, infecção, imobilização insuficiente da fratura (fixação), fornecimento inadequado de sangue, estados de doença crônica, entre outras. Entretanto, atualmente não existe uma definição assertiva sobre os fatores causadores de uniões atrasadas e da não união de fraturas (PIVONKA; DUNSTAN, 2012).

Os custos relacionados à reparação de fraturas devem aumentar no futuro, dado o aumento da população idosa nos países de primeiro mundo e o aumento associado de pacientes osteoporóticos. Logo, de uma perspectiva clínica, é essencial identificar os resultados da reparação de fraturas, e apresentar sugestões para o tratamento ideal e/ou mudanças no tratamento de pacientes individuais, tanto para o bem-estar da população, quanto para reduzir a carga financeira dos sistemas de saúde (GIANNOUDIS; JONES; EINHORN, 2011; PIVONKA; DUNSTAN, 2012).

O presente trabalho busca apresentar o conceito de consolidação óssea e a influência do ambiente mecânico para esse fenômeno, baseando-se em um compilado de dados encontrados na literatura científica. O trabalho propõe ainda apresentar uma proposta de correlação quantitativa entre o ambiente mecânico no foco da fratura e os valores ideais de rigidez para placas e parafusos.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1. Objetivo Geral

Estudar o fenômeno de consolidação óssea e propor uma correlação quantitativa entre o ambiente mecânico no foco da fratura e os valores ideais de rigidez para placas e parafusos baseando-se em um compilado de dados encontrados na literatura científica.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Revisar o conceito de consolidação óssea e a influência do ambiente mecânico na consolidação óssea.
- Identificar os efeitos de forças mecânicas e micro movimentos e a sua relação com a estabilização de fraturas ósseas
- Apresentar os valores de rigidez que são entendidos como necessários para uma consolidação óssea eficaz.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 ESTRUTURA BÁSICA DOS TECIDOS ÓSSEOS

Os ossos formam a estrutura do esqueleto de todos os seres vertebrados, e possuem mecanismos para crescer e mudar de forma e tamanho para se adequar a diferentes níveis de solicitação de esforços mecânicos, incluindo a capacidade de resistir às forças mecânicas (KHURANA, 2009). Uma característica mecânica importante dos ossos é a rigidez, pois sua deformação ocorre com baixos carregamentos (BUCKLEY et al., 2017).

O tecido ósseo é continuamente formado e remodelado ao longo da vida. Inicialmente, o osso atinge seu tamanho através de um processo conhecido como modelagem do esqueleto. Durante a infância e fase adulta, ocorre uma renovação contínua do esqueleto através de um processo denominado remodelação. Tanto a modelagem quanto a remodelagem requerem dois processos separados: reabsorção óssea e formação óssea, que devem ocorrer simultaneamente (KHURANA, 2009).

A estrutura do tecido ósseo é formada por componentes inorgânicos e orgânicos. A parte inorgânica da matriz óssea é composta principalmente de sais cristalinos de fosfato de cálcio, carbonato, flúor, fosfato ácido, magnésio, citrato, e cristais de hidroxiapatita. Esses são os principais responsáveis pela resistência à compressão e rigidez. Já os componentes orgânicos são constituídos por colágeno, água, proteoglicanos, glicoproteínas, fosfolípidos, fosfoproteínas e estimulantes de crescimento. Esses elementos representam 40% do peso seco do osso, e são responsáveis pela resistência mecânica. Esta composição varia com a espécie,

idade, sexo, tipo, posição anatômica e saúde do osso (BIGHAM-SADEGH; ORYAN, 2015; KHURANA, 2009).

Outros aspectos importantes que caracterizam o comportamento mecânico dos ossos são as suas formas geométricas e organização estrutural. De acordo com Khurana, 2009, o tecido ósseo é definido como não homogêneo, poroso e anisotrópico, sendo que a porosidade pode variar de 5% a 95%. Além disso, sua forma geométrica é moldada sob a forma de um tubo oco ou uma placa bi laminar de osso, e pode ser classificado em cinco tipos:

- a) Ossos longos: apresentam duas extremidades (epífise e metáfise), e uma região cilíndrica no meio chamada diáfise. Tibia e fêmur são exemplos de ossos longos.
- b) Ossos curtos: possuem formato de cubo e apresentam apenas uma camada fina de osso compacto ao redor do osso interior. Ossos carpal das mãos e tarsal dos pés são exemplos de ossos curtos.
- c) Ossos planos: possuem uma espessura fina e largura e comprimento equivalentes, como por exemplo, os ossos do crânio.
- d) Ossos irregulares: não apresentam forma geométrica definida, como por exemplo, a escápula.
- e) Ossos sesamoide: são ossos articulares, normalmente pequenos e arredondados, inseridos nos tendões, fornecendo apoio e reduzindo a pressão dos demais tecidos. Exemplo: patela.

A estrutura óssea é formada por dois tipos de ossos. O primeiro tipo é o osso trabecular ou esponjoso com 50% a 95% de porosidade, normalmente encontrado em ossos planos e nas extremidades de ossos longos. Os poros são interligados e preenchidos por vasos sanguíneos e nervos, e possuem como função produzir células sanguíneas básicas. O segundo tipo é o osso cortical, ou compacto, que possui cerca de 5% a 10% de porosidade (BIGHAM-SADEGH; ORYAN, 2015).

A Figura 1 apresenta o diagrama esquemático de um osso da tibia. O interior mostra a diáfise média e uma extremidade proximal crescente (epífise). A diáfise de um osso longo contém uma grande cavidade medular, cercada por uma camada de osso cortical. Uma pequena quantidade de osso esponjoso alinha a superfície interna do osso compacto. As extremidades proximal e distal, ou epífises, do osso longo consistem em osso esponjoso com uma fina casca externa de osso cortical. O osso externo à superfície do osso é coberto por uma camada fibrosa de tecido conjuntivo chamado perióstio.

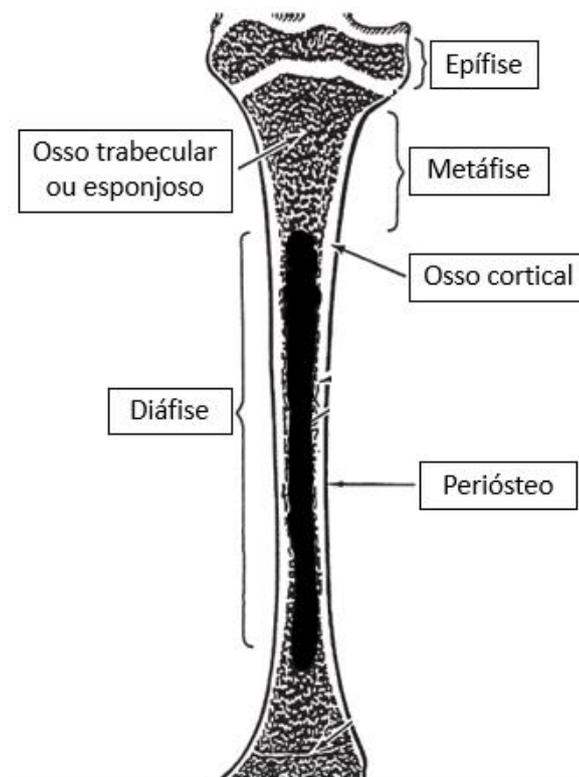


Figura 1 - Diagrama esquemático de ossos da tíbia. Fonte: Adaptado de (KHURANA, 2009).

Esse tipo de estrutura é conhecido em termos de engenharia como "compósito/sanduiche", e permite que o osso tire proveito das características de cada um de seus componentes. Especialmente, permite que o osso resista à compressão mecânica e possa deformar significativamente antes de falhar, ou seja, antes de ocorrer uma fratura (KHURANA, 2009).

2.2 FRATURAS ÓSSEAS

Uma fratura ocorre como resultado de uma sobrecarga única ou múltipla, que excede o limite suportado pelo osso. Ou seja, uma força aplicada que ultrapassa a resistência a deformação plástica do osso. O efeito mecânico de uma fratura consiste primariamente na perda da continuidade óssea, o que leva a uma mobilidade patológica, perda da função de suporte ósseo e o aparecimento de dor (FERNANDES et al., 2015; R. SIMON ROBERT; C. SHERMAN SCOTT, 2012).

Vários fatores influenciam os padrões de uma fratura como, por exemplo, a magnitude da força aplicada/sofrida, sua duração e direção, e a velocidade em que ela atua. Quando um osso é sujeito a tensões repetidas, também pode ocorrer a fratura, mesmo que a magnitude da tensão seja muito mais baixa que a resistência mecânica do osso. A resistência mecânica de um osso está relacionada à sua densidade, que pode ser reduzida por doenças degenerativas como osteoporose, ou condições em que a estrutura óssea seja modificada (FERNANDES et al., 2015; R. SIMON ROBERT; C. SHERMAN SCOTT, 2012).

2.2.1. Terminologia e Classificação das Fraturas

Existem vários sistemas de classificação para descrever e identificar os tipos de fraturas que podem ocorrer. Essa classificação considera fatores causais, presença de ferida externa comunicante, localização, morfologia, gravidade da fratura e estabilidade da fratura após a redução axial dos fragmentos (BIGHAM-SADEGH; ORYAN, 2015; FERNANDES et al., 2015).

De acordo com o comprometimento de partes moles, todas as fraturas podem ser classificadas como fechadas, quando não há ruptura da pele, ou abertas, quando há o contato do foco da fratura com o meio externo. As fraturas abertas estão sempre associadas com maiores lesões nos tecidos moles, incluindo o periósteo, possuem maior risco de infecção, e estão mais propensas a não união óssea, em comparação com as fraturas fechadas (BIGHAM-SADEGH; ORYAN, 2015).

Quanto à localização, podem existir fraturas intra-articulares e extra articulares, quando há comprometimento articular da lesão. Na primeira, ocorre a invasão do traço da fratura até a articulação, enquanto na segunda, o traço não acomete a articulação.

Essas fraturas podem causar lesões articulares como luxação, quando o dano causa perda de contato normal entre as duas extremidades ósseas, ou subluxação, quando o contato permanece parcialmente.

Ainda, as fraturas podem ser categorizadas estando nas porções proximal, média (diáfise), ou distal do osso. Em pediatria, as fraturas são descritas em relação à epífise (R. SIMON ROBERT; C. SHERMAN SCOTT, 2012).

A Figura 2 apresenta um exemplo de fratura intra-articular e extra articular localizadas na porção distal do osso do rádio (punho).

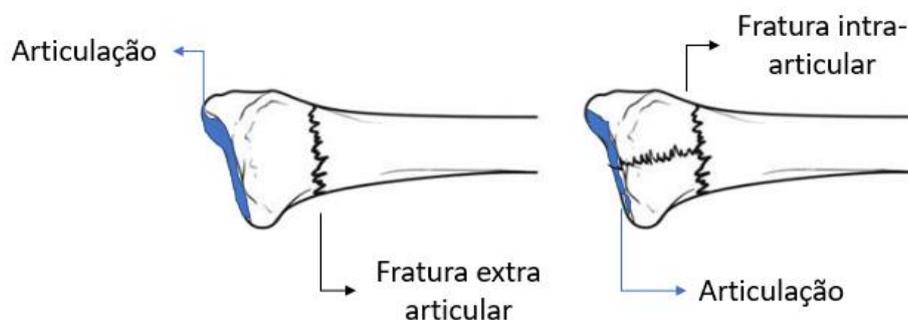


Figura 2 - Fratura intra-articular e extra articular no rádio distal. Fonte: Adaptado de (ORTHOINFO, 2015).

De acordo com os estudos de Bigham-Sadegh et. al., 2015 e R. Simon Robert et. al, 2012), em relação ao traço, observado por exames radiográficos, as fraturas podem ser classificadas em:

Fratura simples: Esse tipo de fratura ocorre quando uma solicitação direta de flexão ou torção é aplicada no osso, resultando em dois fragmentos com direção transversal, oblíqua ou espiral. A fratura transversa ocorre perpendicular ao osso. Fraturas oblíquas atravessam o osso em um ângulo de 45° a 60° graus, e são causadas por solicitações compressivas ou de flexão no local da fratura. Já as fraturas espirais, são altamente instáveis e propensas a apresentar uma evolução ruim. São causadas por solicitação de torção.

Fratura cominutiva/múltipla: O osso é fraturado em mais de dois pedaços, como resultado de lesões de alta velocidade, como por exemplo, acidentes de carro ou quedas. O reparo de fraturas cominutivas segue um padrão de consolidação semelhante ao de fraturas simples, porém, em maior escala. Tais fraturas geralmente são difíceis de tratar e podem resultar em uma deformidade da parte lesada mesmo após o tratamento.

Fratura por stress ou fadiga: é uma lesão por uso excessivo, resultado de uma carga repetitiva. As fraturas por stress resultam de uma solicitação de baixa magnitude repetida ciclicamente durante um longo período, causando um acúmulo progressivo de micro danos. Ao contrário das fraturas simples e cominutivas, fraturas por stress cicatrizam por remodelação óssea normal. Esse processo envolve a atividade sequencial e coordenada de osteoclastos e osteoblastos que removem e substituem o osso danificado, respectivamente. Se a carga repetitiva for prolongada e/ou os micro danos não puderem ser reparados, o osso pode eventualmente falhar pela propagação do micro dano.

A Figura 3 apresenta as fraturas simples com direção transversal (1), oblíqua (2), espiral (3), fratura cominutiva em cunha (4) e fratura cominutiva múltipla (5).

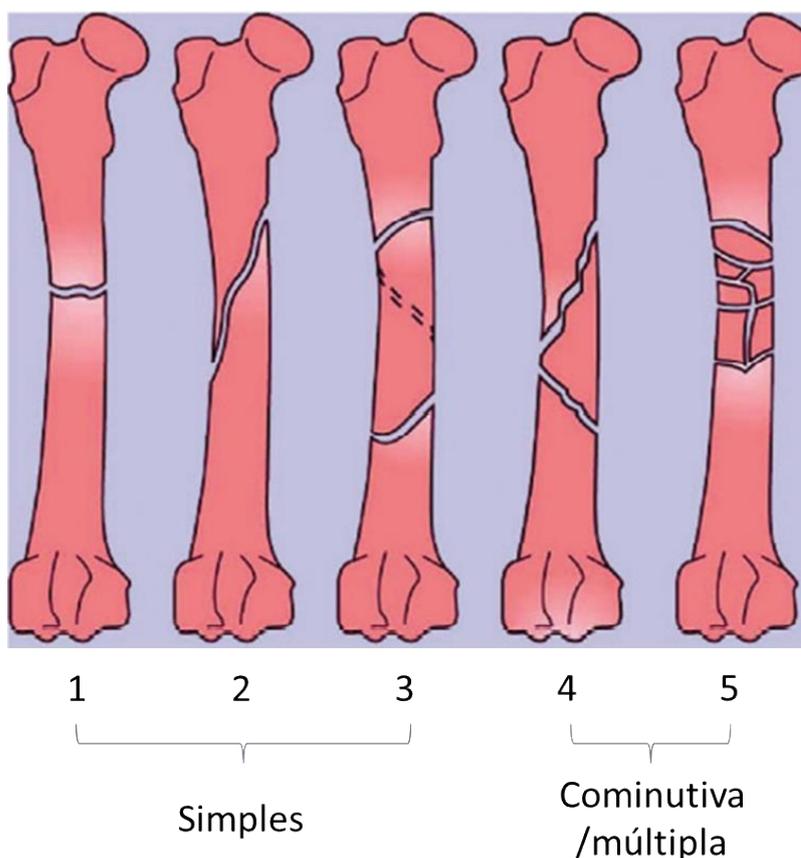


Figura 3 - Tipos de fratura. Fonte: Adaptado de (BIGHAM-SADEGH; ORYAN, 2015).

2.3. CONSOLIDAÇÃO ÓSSEA

Após ocorrer a fratura, uma série de eventos se inicia, resultado da capacidade do osso de se regenerar e retornar à sua estrutura tecidual original. A biologia da consolidação de fraturas é um processo extremamente complicado, que envolve a participação de diversos tipos de células e genes, desbridamento, estabilização e remodelagem do local fraturado (PIVONKA; DUNSTAN, 2012).

Esse processo pode ocorrer de forma primária, na presença de um método de fixação rígido, ou secundária, na ausência de uma fixação rígida. A segunda forma pode ser dividida em quatro fases sequenciais: inflamatória, duas fases de reparo – formação de calo mole e

formação de calo duro, e remodelação (BIGHAM-SADEGH; ORYAN, 2015; BUCKLEY et al., 2017; PIVONKA; DUNSTAN, 2012).

2.3.1. Consolidação Primária

A consolidação primária ocorre com o contato direto entre os segmentos fraturados de osso cortical, e um novo osso cresce diretamente nas extremidades ósseas comprimidas, com o objetivo de unir a fratura (HOPPENFELD STANLEY; L. MURTHY VASANTHA, 2001).

Esse processo ocorre somente quando se utiliza um método de fixação rígida por compressão, em que a tensão fragmentar é mais alta. Ao contrário da consolidação secundária, não há a formação de calos ósseos (HOPPENFELD STANLEY; L. MURTHY VASANTHA, 2001; LI et al., 2020; SFEIR et al., 2005). Como a maioria das fraturas são tratadas com métodos que permitem algum grau de movimento, a consolidação primária é rara (SFEIR et al., 2005).

Dessa forma, o processo de consolidação depende basicamente da reabsorção osteoclástica do osso, seguida pela formação osteoblástica do novo osso (HOPPENFELD STANLEY; L. MURTHY VASANTHA, 2001).

A Figura 4 apresenta um exemplo de fixação por compressão rígida utilizando um sistema de placas e parafusos. Ocorre contato cortical direto, sem movimento na vasculatura intramedular, possibilitando o crescimento direto de um novo osso através das extremidades da fratura.

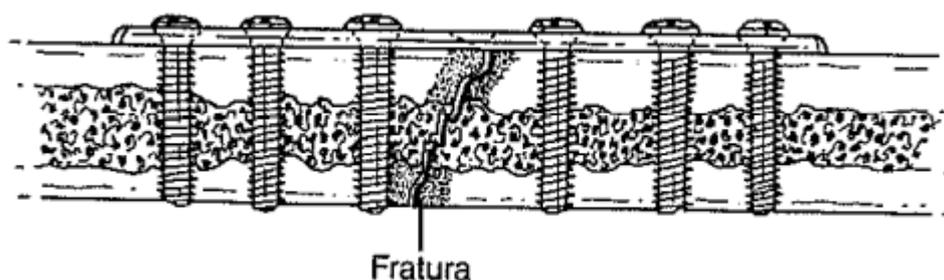


Figura 4 -Exemplo de fixação rígida utilizando um sistema de placas e parafusos. Fonte: (HOPPENFELD STANLEY; L. MURTHY VASANTHA, 2001).

Entretanto, estudos demonstram que a consolidação primária é menos vantajosa em comparação com a secundária, pois o processo de regeneração do osso cortical é muito lento, e não é capaz de unir os espaços vazios da fratura. Ainda, os estágios intermediários da união

possuem baixa resistência e não ocorrem em ambientes anaeróbicos (sem oxigenação) (SFEIR et al., 2005).

A consolidação primária pode ainda ser dividida entre *gap healing* e *contact healing*, e ambas são capazes de promover união óssea sem a formação de calo ósseo e qualquer tipo de tecido fibroso ou cartilagem no espaço entre fragmentos (SFEIR et al., 2005).

Gap healing ocorre em dois estágios, primeiro com o preenchimento ósseo inicial, seguido pelo remodelamento ósseo. No primeiro estágio, o espaço entre fragmentos é preenchido pela formação direta de osso. A direção do osso formado é transversa a orientação original do osso na região. Já no segundo estágio, o qual acontece após várias semanas, o osso transversal recém-formado é substituído por osteons com a orientação original do osso. O resultado é a consolidação óssea com estrutura idêntica à anterior a fratura (SFEIR et al., 2005). Esse tipo de consolidação só ocorre em condições estáveis com redução anatômica e, a distância entre fragmentos deve ser entre 800 µm e 1 mm (MARSELL; EINHORN, 2011).

Já o *contact healing* ocorre quando os fragmentos estão em contato direto e os osteons conseguem crescer através da fratura, paralelos ao eixo longo do osso sem que ocorra a formação de osso transversal entre a fratura. O resultado de um *contact healing* bem-sucedida é o retorno a arquitetura original do osso (SFEIR et al., 2005). Essa consolidação óssea ocorre somente quando o espaço entre fragmentos é menor que 0,01 mm e o movimento relativo entre fragmentos é mínimo (MARSELL; EINHORN, 2011).

2.3.2. Consolidação Secundária

A consolidação óssea secundária, ou indireta, é caracterizada pela cicatrização espontânea da fratura, e ocorre com métodos de fixação flexíveis (estabilidade relativa), ou seja, na ausência de método de fixação rígida. Essa é a forma mais comum de consolidação, sendo semelhante ao processo de desenvolvimento ósseo embriológico, o qual inclui tanto a formação óssea intramembranosa quanto endocondral (BUCKLEY et al., 2017; HOPPENFELD STANLEY; L. MURTHY VASANTHA, 2001; SFEIR et al., 2005).

O processo completo pode ser dividido em quatro fases: inflamatória, formação de calo mole, formação de calo duro e remodelação, conforme apresentado a seguir. Embora as etapas tenham características distintas, a transição de uma para outra ocorre de forma suave e contínua, podendo haver sobreposição entre os eventos de cada uma. A duração de cada estágio varia

dependendo da localização e gravidade da fratura, lesões associadas e idade do paciente (BUCKLEY et al., 2017; HOPPENFELD STANLEY; L. MURTHY VASANTHA, 2001).

2.3.2.1. Fase Inflamatória

O processo inflamatório se inicia imediatamente, durando até o início da fibrose, cartilagem ou formação óssea, o que ocorre até 7 dias após a fratura. Inicialmente, ocorre a formação de um hematoma e reação inflamatória dos vasos sanguíneos rompidos, que pode ser vista nas extremidades dos fragmentos da fratura, conforme apresentado na Figura 5-A. As lesões nos tecidos moles e a degranulação das plaquetas resultam na liberação de citocinas capazes de produzir uma resposta inflamatória típica, como por exemplo, vasodilatação, hiperemia, migração e proliferação de eutrófilos, macrófagos, fagócitos, entre outras (BUCKLEY et al., 2017; HOPPENFELD STANLEY; L. MURTHY VASANTHA, 2001).

Dentro do hematoma, existe uma rede de fibrina e fibrilas de reticulina e colágeno. Assim, o hematoma fraturado é gradualmente substituído por tecido de granulação, e os osteoclastos removem o osso necrótico nas extremidades do fragmento (BUCKLEY et al., 2017; HOPPENFELD STANLEY; L. MURTHY VASANTHA, 2001).

2.3.2.2. Fase de Formação do Calo Mole

Após a diminuição da dor e inchaço no local da fratura, o calo mole é formado, conforme apresentado na Figura 5 – B. Isso ocorre aproximadamente entre duas e três semanas após a fratura, quando os fragmentos não estão mais se movendo livremente. No final da formação do calo mole, a estabilidade é adequada para evitar o encurtamento, entretanto, ainda existe chance de ocorrer angulação no local da fratura (BUCKLEY et al., 2017).

A etapa de formação do calo mole é caracterizada pelo crescimento do calo. As células progenitoras na camada do perióstio e endóstio se transformam em osteoblastos. Com isso, o crescimento ósseo intramembranoso começa nestas superfícies ao redor do foco da fratura, formando um manguito de tecido ósseo periosteal, preenchendo o canal intramedular. Segue-se o crescimento dos capilares no calo e o aumento da vascularização sanguínea (Sarmiento A, 1995 apud BUCKLEY et al., 2017).

Na região próxima do foco da fratura, as células progenitoras mesenquimais proliferam e migram através do calo, se dividindo em fibroblastos e condrócitos, cada uma produzindo sua matriz extracelular característica e substituindo lentamente o hematoma formado na primeira etapa (Sarmiento A, 1995 apud BUCKLEY et al., 2017).

2.3.2.3. Formação do Calo Duro

Após a estruturação do calo mole, ligando as fraturas, se inicia o estágio de formação do calo duro, conforme apresentado na Figura 5 – C-E. Esse processo dura até que os fragmentos estejam firmemente unidos por um novo osso, em torno de três a quatro meses (BUCKLEY et al., 2017).

À medida em que a formação óssea intramembranosa continua, o tecido mole dentro da fenda da fratura sofre ossificação endocondral, e o calo se transforma em tecido calcificado rígido, ou seja, tecido ósseo. O crescimento do calo ósseo se inicia ao redor do local da fratura, onde a deformação é menor. A produção desse tecido ósseo reduz a deformação, formando o calo ósseo. Assim, a formação do calo duro se inicia ao redor da fratura e se move progressivamente em direção ao centro da fratura. (BUCKLEY et al., 2017). A ponte óssea inicial é formada onde a deformação é mais baixa, ao redor do calo ou dentro do canal medular, longe do córtex original. Dessa forma, por ossificação endocondral, o tecido mole na fenda da fratura é substituído pelo tecido ósseo formado, que se une ao osso original do córtex (BUCKLEY et al., 2017).

Quanto maior for a mobilidade no local da fratura, maior será a quantidade de calo, porém, a mobilidade excessiva causa a não-união da fratura. Esse calo de união externa aumenta a estabilidade no local da fratura por aumentar a espessura do osso. Isso ocorre em conjunto com a utilização de dispositivos médicos para auxiliar a consolidação (HOPPENFELD STANLEY; L. MURTHY VASANTHA, 2001).

A conclusão da fase reparatória (formação de calo mole e duro) é indicada pela estabilidade da fratura. Radiograficamente a linha de fratura começa a desaparecer (HOPPENFELD STANLEY; L. MURTHY VASANTHA, 2001).

2.3.2.4. Remodelação

A fase de remodelação se inicia após a união da fratura com o tecido ósseo, ou seja, após a formação do calo duro, conforme apresentado na Figura 5-F. O tecido ósseo, reticulado e desorganizado, é lentamente substituído por osso lamelar organizado, através da erosão superficial e remodelação osteonal. Esse processo pode levar de alguns meses há vários anos, pois continua até que o osso tenha voltado completamente à sua morfologia original, incluindo a restauração do canal medular (BUCKLEY et al., 2017; HOPPENFELD STANLEY; L. MURTHY VASANTHA, 2001).

Ao contrário da consolidação primária no osso cortical, a consolidação nos ossos esponjosos ocorre sem a formação de calosidade externa significativa. Após a fase inflamatória, a formação óssea é dominada pela ossificação intramembranosa. Isto tem sido atribuído ao alto potencial angiogênico do osso trabecular, bem como à fixação usada para as fraturas metafisárias, que muitas vezes são mais estáveis (BUCKLEY et al., 2017; FOSTER et al., 2021).

Em casos incomuns com movimento interfragmentar substancial, pode ocorrer a formação de tecido mole intermediário na fenda da fratura, porém, normalmente se forma tecido fibroso, o qual é rapidamente substituído por osso (BUCKLEY et al., 2017).

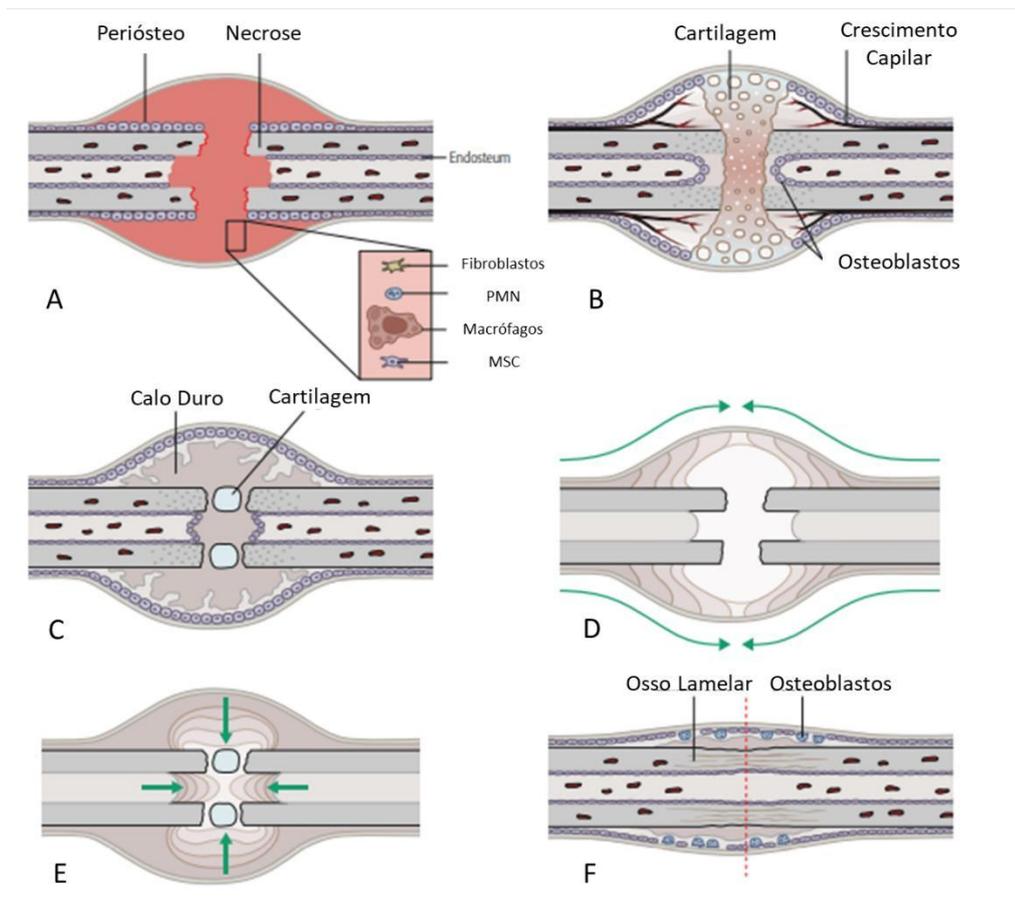


Figura 5 - A) A fase de inflamação. A formação de hematoma que se transforma em tecido de granulação com a inflamação. B) O estágio de calo mole. A ossificação intramembranosa que forma os calos ósseos afastados da fenda da fratura. Substituição do tecido de granulação em outro lugar do calo por tecido fibroso e cartilagem e crescimento de vasos no calo calcificado. Isto começa ao redor da fenda e se move em direção ao centro. C-E) O estágio do calo duro. A conversão completa do calo em tecido calcificado através da ossificação intramembranosa e endocondral. F) O estágio de remodelação. Conversão do tecido ósseo em osso lamelar através de erosão superficial e remodelação osteonal. Fonte: Adaptado de BUCKLEY et al., 2017.

A Tabela 1 a seguir apresenta um resumo das etapas da consolidação óssea, de acordo com o tempo de duração, fase de ocorrência durante o processo, resistência e função.

Tabela 1 – Resumo das etapas da consolidação óssea. A resistência varia de 0 – 4, sendo 4 o mais resistente.
 Fonte: Adaptado de (HOPPENFELD STANLEY; L. MURTHY VASANTHA, 2001).

Fase	Tempo	Fase de Consolidação	Porcentagem da Atividade Principal	Resistência	Função
Inflamatória	Dias	10%	Desbridamento do osso Reação inflamatória e atividade osteoclástica Liberação do fator do crescimento Quimiotaxia dos vasos sanguíneos e células ósseas	0	Totalmente restringida
Reparação	Semanas a meses	40%	Calo mole: Tecido fibroso Cartilagem e pequena quantidade de osso	1 - 2	Restringida
			Calo duro: Osso reticulado O tecido deformável é substituído por tecido mecanicamente mais resistente	3	Melhorada
Remodelação	Anos	70%	Formação de osso lamelar Reabsorção do excesso de calo Atividade osteoblástica e osteoclástica Reformação do canal intramedular	4	Quase normal

Estímulos mecânicos, como tensão e micro movimentação também influenciam no processo fisiológico da consolidação óssea. Logo, os métodos de fixação, os quais estão diretamente associados ao microambiente mecânico no local da fratura, apresentam efeitos sobre a bioatividade das células presentes no processo de consolidação óssea (ISKRATSCH; WOLFENSON; SHEETZ, 2014; LI et al., 2020).

2.4. MÉTODOS DE FIXAÇÃO E DISPOSITIVOS MÉDICOS UTILIZADOS

2.4.1. Métodos de Fixação e Estabilização de Fraturas

Conforme mencionado na seção 2.2 as fraturas ósseas precisam ser corrigidas pela estabilização dos fragmentos de fratura. Apesar de alguns tipos de fraturas não precisarem de tratamento cirúrgico, a fixação com implantes é bastante comum e tem se mostrado cada vez mais importante para manter um alinhamento ósseo adequado. Dessa forma, é possível dizer que o objetivo da fixação de fraturas é restaurar a estabilidade e o alinhamento dos ossos

fraturados, permitindo o processo de consolidação e evitando danos aos tecidos vizinhos (TIAN et al., 2019).

O termo estabilidade é amplamente utilizado na área médica para se referir ao tratamento de fraturas ósseas. O cirurgião utiliza essa palavra para expressar o grau de deslocamento no local da fratura induzido pela carga aplicada na região (BUCKLEY et al., 2017).

Uma fratura estável significa uma fratura que não sofre deslocamentos visíveis sob cargas fisiológicas. O objetivo da estabilização da fratura é manter a redução alcançada pelo método de fixação utilizado, restaurar a rigidez no local da fratura e minimizar a dor relacionada ao movimento no local da fratura (BUCKLEY et al., 2017).

A fixação rígida, com estabilidade absoluta, visa proporcionar um ambiente mecanicamente neutro para a consolidação da fratura, ou seja, sem movimento no local da fratura. Entretanto, isto também reduz o estímulo mecânico para a reparação pela formação de calos, e assim a cicatrização ocorre pela remodelação (consolidação óssea primária) (BUCKLEY et al., 2017).

Já a fixação não rígida, com relativa estabilidade, tem como objetivo manter a redução e ainda o estímulo mecânico para a reparação da fratura pela formação de calos, permitindo a consolidação óssea secundária (BUCKLEY et al., 2017).

O pré-requisito para uma estabilização relativa bem-sucedida é que o deslocamento que ocorre sob carga seja elástico, ou seja, reversível e não permanente. A cura da fratura pela formação de calos pode ocorrer dentro de um amplo espectro de ambientes mecânicos (BUCKLEY et al., 2017).

Em ambos os extremos do espectro de estabilidade relativa, a cura das fraturas será retardada. O calo não se formará se não houver movimento, porém, se houver movimento extenso e a fixação da fratura for instável, a cicatrização também será retardada (BUCKLEY et al., 2017).

Atualmente, existem dois tipos principais de fixação de fraturas: fixação externa e interna. Apesar disso, todas as estratégias de fixação que permitem um movimento interfragmentar adequado sob suporte de peso funcional são consideradas como fixação flexível. Por outro lado, as que envolvem mecanismos de compressão são consideradas como fixação rígida (TIAN et al., 2019).

As fixações externas são geralmente consideradas como fixações flexíveis. Alguns exemplos de dispositivos utilizados para essa estratégia são pinos de Steinman, pinos de Schanz e fios de Kirschner. Esses componentes são aplicáveis principalmente para fraturas abertas com lesões nos tecidos moles, fraturas abertas Tipo 1 e 3, e até mesmo em casos de artrodese articular, onde o trauma do membro durante a fixação é minimizado (TIAN et al., 2019).

Já as fixações internas têm sido amplamente utilizadas para restaurar a anatomia óssea e permitir a mobilização precoce dos fragmentos ósseos. Esse método é capaz de reestabelecer a função dos ossos lesionados e fornecer um suporte mecânico instantâneo para a carga fisiológica a qual o local da fratura é submetido. Hastes Intramedulares, Sistemas de Placas e Parafusos, Fios e Parafusos de Compressão são alguns exemplos de dispositivos de fixação interna (TIAN et al., 2019).

O tipo de dispositivo utilizado pode variar de acordo com as condições clínicas do paciente, tipo de fratura e principalmente região anatômica. Diferentes locais de fratura são comumente recomendados para serem tratados com diferentes métodos de fixação interna, conforme apresentado na Tabela 2 a seguir (LI et al., 2020).

Tabela 2 - Exemplos de dispositivos médicos utilizados para fixação de fraturas de acordo com a região anatômica. Fonte: Adaptado de TIAN et al., 2019.

	Região da fratura	Tipo de Dispositivo Médico
Cabeça	Crânio	Fios, pinos ou placas
	Craniofacial	Fios, parafusos ou placas
Tronco	Clavícula	Hastes Intramedulares ou placas
	Escápula	Parafusos e/ou Placas
	Pelve	Parafusos, Placas ou Fixadores Externos
	Coluna	Placas, Sistema Pedicular e/ou Cages
Membros superiores	Úmero	Placas e Parafusos ou Hastes Intramedulares
	Rádio, Ulna	Placas e Parafusos ou Hastes Intramedulares
	Metacarpo e falange	Placas e Parafusos, Hastes Intramedulares ou Fixadores Externos
Membros inferiores	Fêmur	Placas e Parafusos ou Hastes Intramedulares
	Tíbia	Placas e Parafusos ou Hastes Intramedulares

Metatarso	Placas e Parafusos ou Hastes Intramedulares
Calcâneo	Parafusos, Fios ou Placas

2.4.2. Sistema de Placas e Parafusos

As placas ósseas são os implantes de fixação interna mais comumente utilizados, devido às diversas vantagens apresentadas, como boa estabilidade, resistência à tração, resistência à compressão, resistência ao cisalhamento, resistência à torção e resistência à flexão. As indicações de uso incluem fraturas das articulações e extremidades dos ossos e fraturas diafisárias (no meio dos ossos) (MARCELO DAMADO, 2019; NOURISA; ROUHI, 2016).

O sistema de placas e parafusos atua como um dispositivo de dissipação e/ou apoio das forças, dependendo da redução da fratura e interferência dos fragmentos. O sistema deve proteger a fratura para que o carregamento do segmento tratado seja permitido de forma controlada e a consolidação óssea alcançada. O estado de carregamento na placa é determinado pelo posicionamento da placa e o posicionamento dos parafusos, sendo as principais variáveis, o comprimento livre da placa sobre o foco de fratura e a quantidade e posição dos parafusos empregados na fixação (BURSTEIN, 1994 apud MARIANI, 2010).

Os procedimentos cirúrgicos mais comuns para placas incluem redução aberta, fixação interna e fixação em ponte. A técnica de redução aberta e fixação interna é uma redução anatômica, porém, pode causar danos aos tecidos moles e suprimento de sangue, o que pode aumentar o tempo de recuperação (LI et al., 2020).

A fixação por ponte trata-se de uma fixação proximal, com uma área sem parafusos (também chamada de área de trabalho) e uma fixação distal. Sua atuação ocorre contrapondo a força de cisalhamento pela sua transformação em força de compressão axial (EGOL et al., 2004). Dependendo do tamanho, formato, disposição e tipo de parafusos utilizados, é possível aumentar ou diminuir a rigidez da montagem (POZZI ISABEL et al., 2011). Essa técnica apresenta menos lesões aos tecidos moles em comparação com a redução aberta, entretanto, também possui uma taxa de mal formação da fratura (LI et al., 2020).

Ainda, existem diversos tipos de placas, como por exemplo, placas não bloqueadas, placas bloqueadas, de reconstrução, compressão, entre outras. A escolha da placa ideal para

cada paciente é feita de acordo com o tipo de fratura, estabilidade desejada e posição do osso (MARCELO DAMADO, 2019).

A Figura 6 a seguir apresenta um exemplo de placa fixada na face medial da tíbia (A) e placa bloqueada no úmero (B).

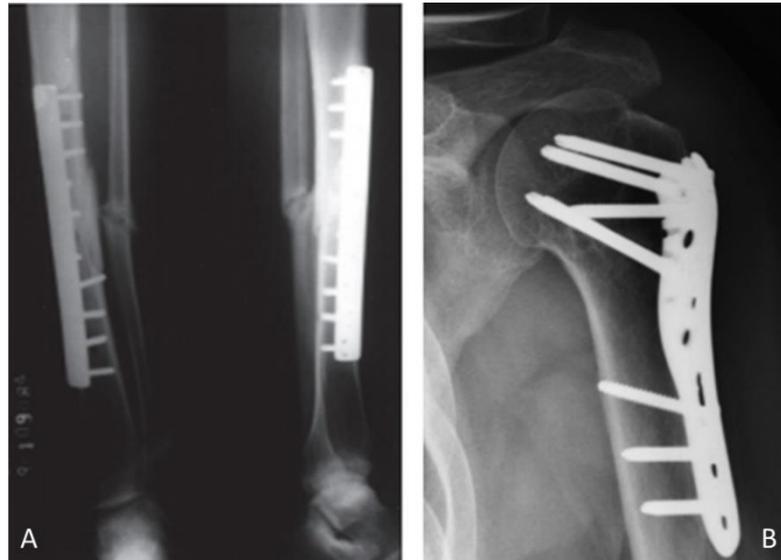


Figura 6 - Exemplo de placa convencional fixada na face medial da tíbia (A) e bloqueada no úmero (B). Fonte: Adaptado de (FALAVINHA; COSTA, 1197) e (GRACITELLI et al., 2013).

2.4.2.1 Placas convencionais /Não bloqueadas

As placas convencionais/não bloqueadas promovem a estabilidade absoluta da fratura, resistindo às forças axiais, de flexão e de torção, gerando um sistema de fixação rígida que atua sob compressão. Nesse tipo de componente, os parafusos passam pelos furos da placa, e a fixação ocorre comprimindo a placa contra no osso, uma vez que essas placas não possuem mecanismo de travamento (bloqueio) do parafuso em seu corpo.

A Figura 7 a seguir apresenta um exemplo do funcionamento de placas não bloqueadas. É possível perceber que os furos das placas são lisos por dentro, ou seja, sem mecanismo de travamento. Ainda, observa-se que a fixação ocorre entre o parafuso e o osso de forma compressiva.

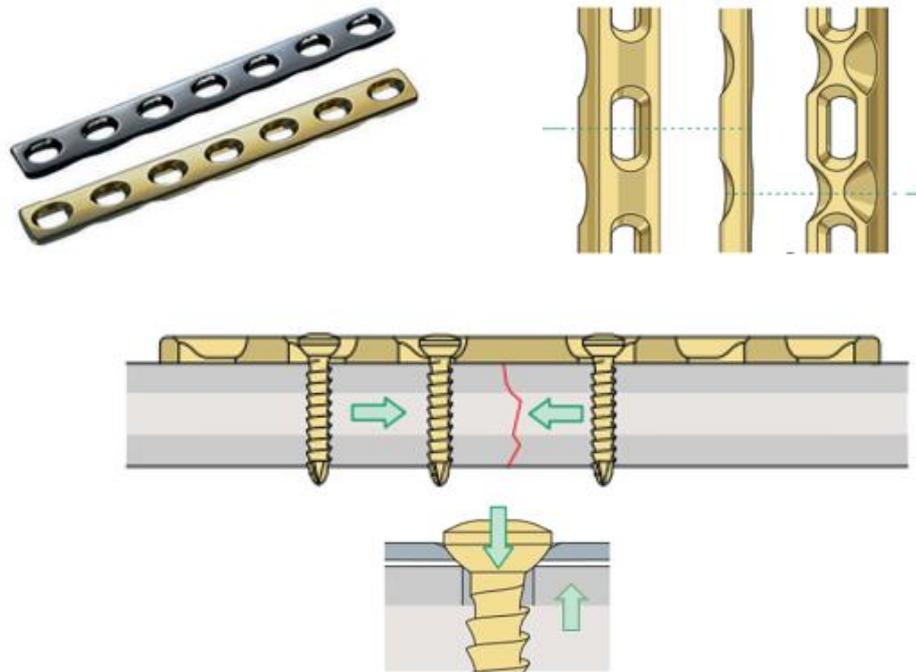


Figura 7 - Princípio do funcionamento mecânico de placas não bloqueadas. Fonte: Adaptado de BUCKLEY et al., 2017

Essas placas convertem as forças axiais de tração e/ou compressão na interface placa - osso, que resultam em uma força de cisalhamento. O ponto mais fraco desse tipo de sistema de placa e parafuso é justamente essa interface de cisalhamento entre o parafuso e o osso. De acordo com Egol et al., 2004, a força necessária para mover o parafuso pelo osso é igual a tensão de cisalhamento do osso multiplicada pela área de contato entre o parafuso e o osso.

As placas não bloqueadas exigem uma exposição direta da fratura e fixação interna muito rígida. Com isso, esses dispositivos podem apresentar algumas complicações, como por exemplo, união retardada, não união, refratura após a remoção do dispositivo e infecção (EGOL et al., 2004).

2.4.2.2. Placas Bloqueadas

As placas bloqueadas são indicadas para fraturas diafisárias e/ou metafisárias, e para fraturas cominutivas, pois oferecem aumento da fixação até mesmo em ossos menos saudáveis. Essas placas promovem uma boa estabilidade no foco da fratura, gerando uma consolidação óssea secundária, caracterizada pela formação de calo ósseo (EGOL et al., 2004).

Diferente dos métodos convencionais, a fixação das placas bloqueadas não depende do aperto do parafuso para comprimir a placa contra o osso, já que a placa atinge estabilidade suficiente sem o contato osso - placa (MIYAZAKI et al., 2012). São utilizados parafusos com rosca na superfície externa da cabeça que conectam com furos na placa, bloqueando o movimento relativo entre placa e parafuso, conforme apresentado na Figura 8 a seguir. Desta forma a placa não comprime o osso, diminuindo a interferência na irrigação sanguínea e a perturbação de tecidos moles e do periósteo que envolvem o osso. Mantendo o suprimento sanguíneo, a consolidação óssea acontece de forma mais rápida, diminuindo também a chance de complicações pós cirúrgicas (MARIANI, 2010 apud FAROUK et al., 1997).

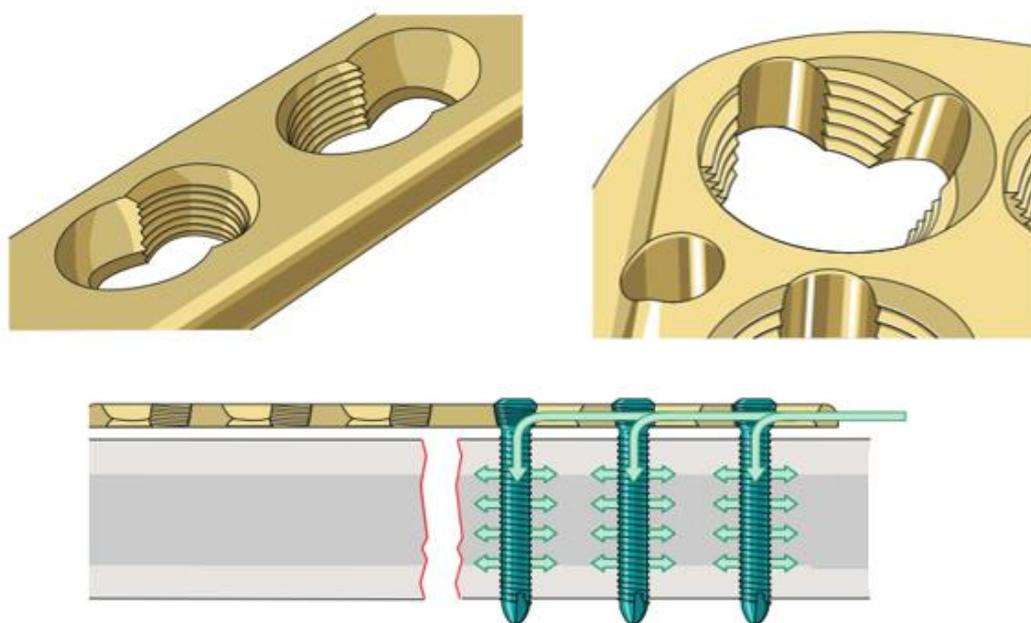


Figura 8 - Princípio do funcionamento mecânico de placas bloqueadas. A fixação ocorre entre o parafuso e a placa, e entre o parafuso e o osso. Fonte: Adaptado de BUCKLEY et, al., 2017.

De cada lado da fratura são fixados parafusos no osso e na placa, resultando numa estrutura rígida com alta estabilidade mecânica. O atrito entre placa e osso deixa de ser

necessário para a estabilidade da placa, já que os parafusos promovem rigidez adequada que não depende do osso (ANGLEN et al., 2009).

Devido a tolerância de flexibilidade na estabilidade não depender do contato entre o parafuso e o osso, as placas bloqueadas apresentam vantagens na fixação de fraturas cominutivas e ossos osteopenicos (MARIANI, 2010).

2.4.2.3. Biomecânica do Sistema Placa e Parafuso

Existem alguns fatores que influenciam o funcionamento biomecânico de um sistema de placas e parafusos, como por exemplo, a posição e angulação dos parafusos, a compressão realizada, quantidade de parafusos utilizados, distância entre a placa e o osso, e a densidade óssea na região anatômica de fixação (BUCKLEY et al., 2017).

No caso das placas bloqueadas, os parafusos só podem ser colocados perpendicularmente a placa, promovendo estabilidade axial e angular. Já nas placas convencionais, os parafusos podem ser inseridos em diversos ângulos (KÄÄB et al., 2004). Como uma alternativa, se desenvolveram as placas simultâneas, as quais possuem furos convencionais e bloqueados, tornando possível a utilização dos dois tipos de parafusos com a mesma placa (PERREN, 2003).

Em relação à compressão realizada durante a inserção do sistema, de acordo com o estudo realizado por Egol et al., 2004, recomenda-se que o máximo de compressão no foco da fratura deve ser conseguido antes da colocação dos parafusos bloqueados. O estudo apresenta ainda que as placas bloqueadas são as mais indicadas para fraturas com redução indireta, ossos osteoporóticos e fraturas cominutivas, pois nestes casos causam menos danos aos tecidos moles, favorecendo a consolidação óssea.

Além disso, a quantidade de parafusos também pode influenciar o comportamento do sistema. A recomendação é de que sejam inseridos pelo menos três parafusos em cada fragmento de fratura principal para garantir uma boa estabilidade e, conseqüentemente, boa consolidação óssea (STOFFEL; LORENZ; KUSTER, 2003).

Após a realização de testes mecânicos com configurações diferentes de inserção, variando a distância entre a placa e o osso, Ahmad et al., 2007 concluíram que a melhor montagem para placas bloqueadas foi a que possuía um espaço de 2mm entre a placa e osso.

Isso pois, essa configuração apresentou resistência suficiente, a uma distância capaz de preservar a vascularização da região.

O poder de fixação de um parafuso é dependente da espessura do osso cortical na região e da densidade do osso esponjoso, porém apesar da distância de inserção influenciar a estabilidade da fixação, no caso de áreas de osso esponjoso a densidade óssea se mostrou mais importante do que a distância de inserção (MARIANI, 2010).

2.5 CONCEITOS DE RIGIDEZ E SUA APLICAÇÃO EM SISTEMAS DE PLACAS E PARAFUSOS

A rigidez é definida como a capacidade de um material de resistir à deformação. Essa propriedade é medida como a associação entre a carga aplicada ao material e sua deformação elástica resultante. A rigidez de um material pode ser representada pelo seu módulo de elasticidade. Por exemplo, o módulo de elasticidade do titânio (110 GPa) é menor em comparação ao do aço inoxidável (186 GPa), e assim, sob condições de carga semelhantes, irá apresentar maior deformação (BUCKLEY, 2017).

No caso de componentes mecânicos deve-se considerar a rigidez geométrica, que resulta da combinação entre o módulo de elasticidade do material e a forma e dimensões do próprio componente.

A osteossíntese restaura temporariamente a rigidez óssea até que a consolidação da fratura a restaure permanentemente. Quando se considera um implante (parafuso, haste, placa, ou fixador externo) abrangendo uma fratura, a rigidez do implante deve prevenir os deslocamentos e a deformação no local da fratura. Para permitir a consolidação adequada, o dispositivo deve reduzir a mobilidade da fratura, para que fique abaixo do nível crítico para que o novo tecido ósseo possa se formar (BUCKLEY, 2017).

Perren introduziu a importância da tensão na consolidação da fratura, apresentando o conceito de que a deformação da fratura é definida como a mudança relativa no espaço de fratura (ΔL) dividido pelo comprimento da fratura original (L). A teoria define que o tecido ósseo não pode ser produzido quando as condições excedem a tolerância de tensão do tecido. É a ceito que o osso cortical é capaz de tolerar apenas 2% de deformação. A fixação rígida de compressão interna, que minimiza a deformação, levará à consolidação da fratura primária ou direta (HAK et al., 2010; PERREN, 2002).

O osso lamelar pode tolerar até 10% de deformação, e quando esta estabilidade relativa está presente, a fratura consolida de forma secundária, com a formação de calo ósseo. A consolidação da fratura não ocorrerá quando a deformação em um intervalo da fratura exceder 10% (HAK et al., 2010; PERREN, 2002).

A Figura 9 a seguir ilustra a teoria da consolidação. Quando a deformação é de 2%, pode ocorrer consolidação primária. Já quando a deformação fica entre 2% e 10%, o calo se forma e a fratura consolida de forma secundária. Caso a deformação seja superior a 10%, o calo no espaço fraturado não se desenvolve corretamente, levando a não união (HAK et al., 2010).

As fraturas cominutivas são mais tolerantes ao movimento em comparação com fraturas simples, uma vez que nesse tipo de fratura o movimento geral é compartilhado entre muitos fragmentos. A parte A) apresenta uma fratura simples com comprimento x . Quando o deslocamento total aumenta para 1,5 (equivalente a 50% de deformação) a formação do calo ósseo é interrompida (B). A parte C) ilustra uma fenda de fratura em um padrão de fratura cominutiva. Embora o deslocamento total seja equivalente ao apresentado em B, o deslocamento é compartilhado entre cada fragmento, de forma que cada local fique submetido a 10% de deformação, que é o limite máximo para a formação do calo ósseo (HAK et al., 2010).

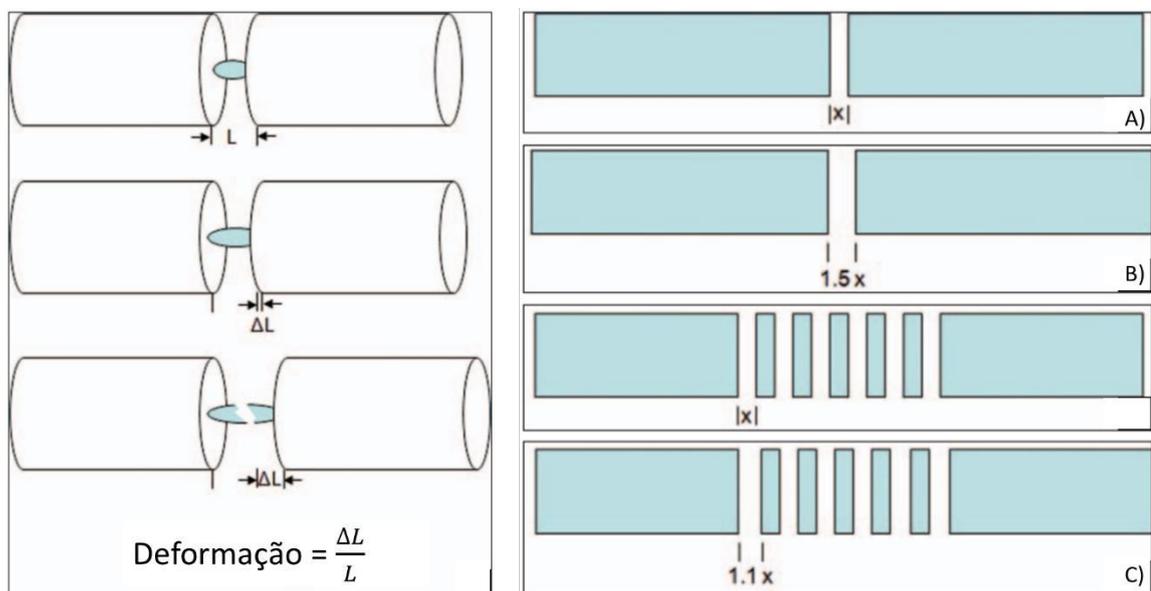


Figura 9 – Esquematisação da teoria da consolidação óssea criada por Perren. Fonte: Adaptado de HAK et al., 2010.

No passado foram feitas tentativas de produzir implantes que tivessem uma rigidez semelhante à do osso, utilizando compósitos plásticos ou compósitos reforçados com carbono.

Acreditava-se que estes implantes reduziam o compartilhamento de cargas (*stress shielding*), permitindo maior estímulo mecânico à fratura se comparado com implantes metálicos rígidos.

A teoria de Perren trouxe uma nova perspectiva com os conceitos de tensão e deformação na consolidação óssea, apresentando que uma alta rigidez, como por exemplo, similar a do osso como se acreditava ser necessária, não irá promover a consolidação óssea, pelo contrário, valores de rigidez muito altos podem diminuir a consolidação, visto que é necessária uma certa deformação e micro movimentação para que ocorra consolidação secundária. Esses conceitos revolucionaram o desenvolvimento de implantes, e sua relação com uma consolidação óssea adequada, e são utilizados ainda hoje.

3 METODOLOGIA

A metodologia aplicada no presente trabalho foi dividida em duas etapas, conforme apresentado no fluxograma abaixo (Figura 10).

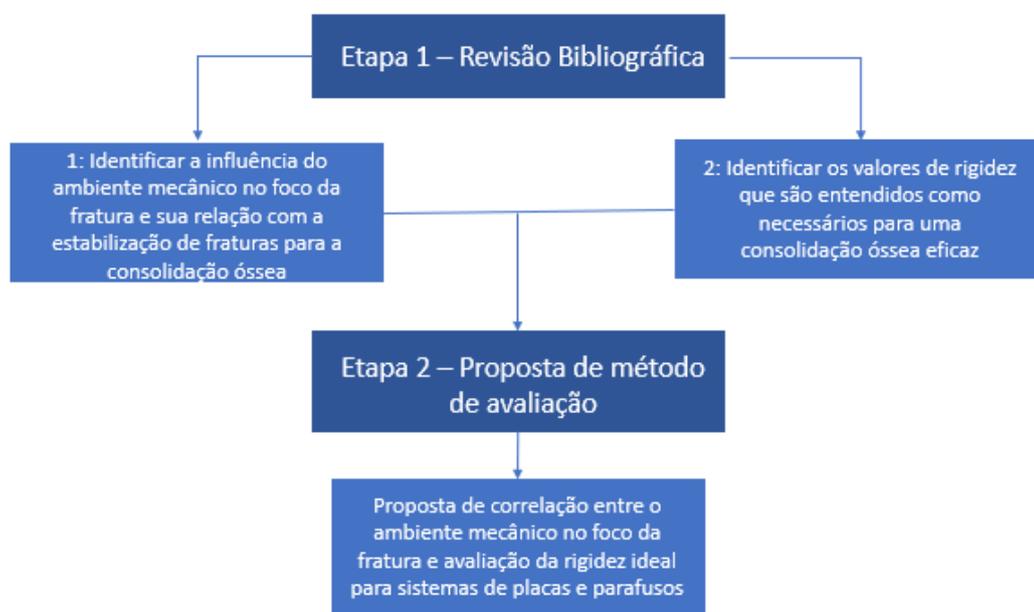


Figura 10 - Fluxograma das etapas empregadas na metodologia. Fonte: Elaborado pelo autor.

A etapa 1 apresenta uma revisão da literatura científica, com dois focos principais. O primeiro com o objetivo de identificar a influência do ambiente mecânico no foco da fratura, e os efeitos das forças mecânicas e micro movimentos na estabilização de fraturas para a consolidação óssea. Já o segundo, busca identificar os valores de rigidez que são entendidos

como necessários e ideais para uma boa consolidação óssea utilizando sistemas de placas e parafusos.

As pesquisas foram realizadas por meio dos bancos de dados das bases PUBMED, Cochrane e Google Scholar, considerando uma linha do tempo dos últimos 32 anos (1990 – 2022). Os principais termos-chave utilizados foram: *biomechanical stability*; *bone healing*; *stiffness*; *fracture healing*, *biomechanics on fracture healing*; *fracture fixation*; *fixation stability*, *plates* e *plates and screws system*.

Foram considerados apenas trabalhos que apresentaram resultados quantitativos de medições de rigidez ou outros parâmetros envolvidos na biomecânica da consolidação óssea. Além disso, priorizou-se estudos *in vivo* realizados em humanos, que se propuseram a investigar a relação entre o ambiente mecânico, a estabilização e a rigidez para a consolidação de fraturas ósseas utilizando sistemas de placas e parafusos como tratamento.

Devido ao fato de existirem poucos estudos clínicos deste tipo disponíveis, principalmente específicos para a avaliação de sistemas de placas e parafusos, foram avaliados também estudos em humanos sobre outros tipos de dispositivos, e estudos *in vivo* em animais utilizando placas e parafusos.

Para a inclusão dos estudos em animais, foram considerados critérios de inclusão/exclusão mais restritivos conforme apresentado na tabela abaixo.

Tabela 3 - Critérios de Inclusão/Exclusão aplicados para a utilização de estudos em animais.

Categoria	Critério de Inclusão (Critério de Exclusão)
Ano de Publicação	2010 - 2022
Tipo de Estudo	Acompanhamento <i>in vivo</i> , em animais
Dispositivo médico utilizado	Sistemas de Placas e Parafusos
Material do dispositivo	Sem restrições
Métrica de sucesso	Avaliação e considerações sobre a influência do ambiente mecânico para a consolidação óssea, o papel da rigidez na estabilização das fraturas, e valores ideais de rigidez.

Por fim, foram avaliados também estudos biomecânicos realizados *in vitro*, em ossos sintéticos e cadavéricos, os quais representam as condições *in vivo* do corpo humano. Esses estudos foram avaliados de forma complementar, pois os estudos clínicos possuem a limitação

de medição da rigidez dos dispositivos após a implantação. Ao contrário, apenas pelos estudos biomecânicos não é possível correlacionar os valores de rigidez medidos com os valores ideais para uma boa consolidação óssea, pois a avaliação da consolidação precisa ser feita de forma clínica, por meio de um acompanhamento retrospectivo.

Dessa forma, avaliando ensaios biomecânicos em conjunto com estudos clínicos, é possível entender de forma mais ampla o cenário completo envolvido para que ocorra a consolidação óssea.

Com base na pesquisa realizada para a primeira etapa, foram incluídos 16 artigos, sendo 4 estudos clínicos, 3 estudos em animais e 9 estudos biomecânicos.

Para apresentar os valores de rigidez entendidos como ideais para a consolidação óssea utilizando placas e parafusos, foi realizada uma análise crítica dos estudos encontrados na literatura, em busca dos valores obtidos pelos diversos autores em suas avaliações.

Na segunda etapa, com base nos conceitos apresentados ao longo do presente trabalho, foi elaborada uma proposta de avaliação da rigidez em sistemas de placas e parafusos para o tratamento de fraturas ósseas.

4 DESENVOLVIMENTO

4.1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

4.1.1. Identificação da influência do ambiente mecânico no foco da fratura, efeitos das forças mecânicas e micro movimentos na estabilização de fraturas e valores ideais de rigidez para a consolidação óssea

A Tabela 4 a seguir, apresenta os estudos clínicos realizados em humanos encontrados na literatura. Foram selecionados quatro estudos para avaliação.

Pode-se perceber que os primeiros estudos foram realizados em fixadores externos. Isso acontece, pois o desenvolvimento de placas para o tratamento de fraturas foi mais recente em comparação com esses dispositivos. Além disso, os estudos prospectivos selecionados tratam especificamente de pacientes com fraturas do fêmur e tíbia (ossos longos). Apesar disso, é possível extrapolar suas conclusões em relação à influência mecânica para demais regiões

anatômicas e tipos de dispositivos, uma vez que essas pesquisas serviram de base para as mais atuais.

Tabela 4 - Estudos *in vivo* realizados em humanos incluídos e avaliados. Fonte: Elaborado pelo autor.

Autor e Ano	Tipo de Dispositivo Avaliado	Região Anatômica de Aplicação	Pacientes Avaliados	Resumo	Resultados e Conclusão
(CUNNINGHAM; KENWRIGHT; KERSHAW, 1990)	Fixadores Externos	Tíbia	100	<p>O presente estudo avaliou as três principais técnicas utilizadas na época para a medição da rigidez necessária para a consolidação óssea. As três técnicas são: (1) medições com extensores (<i>strain gauge</i>) das forças em um fixador externo para determinar a rigidez da fratura. (2) medição dos modos de vibração de um osso longo fraturado em comparação com o osso contralateral fraturado e (3) comparação da velocidade do ultrassom no local da fratura com a do osso não fraturado. A Figura 11 a seguir apresenta o método utilizado para medição da rigidez.</p>	<p>Após a o acompanhamento de cem pacientes com sérias fraturas na tíbia, durante seis anos, os autores definiram valores limiares de rigidez da fratura, de 1000 N/mm em carga axial e 15 Nm/deg em flexão. Esses valores foram obtidos em 4 e 10 semanas pós-operatório, respectivamente. Com isso, a remoção do fixador é geralmente recomendada quando ambos os valores de rigidez são alcançados, embora na prática a rigidez à flexão seja considerada o indicador mais confiável de consolidação.</p>

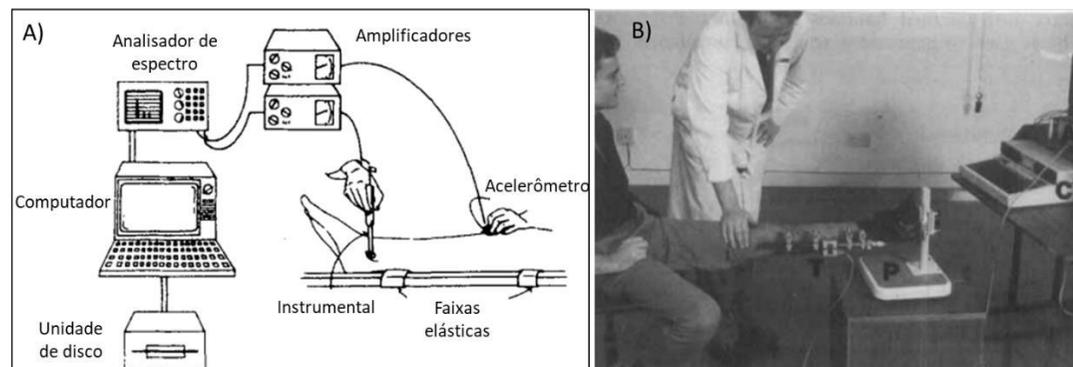
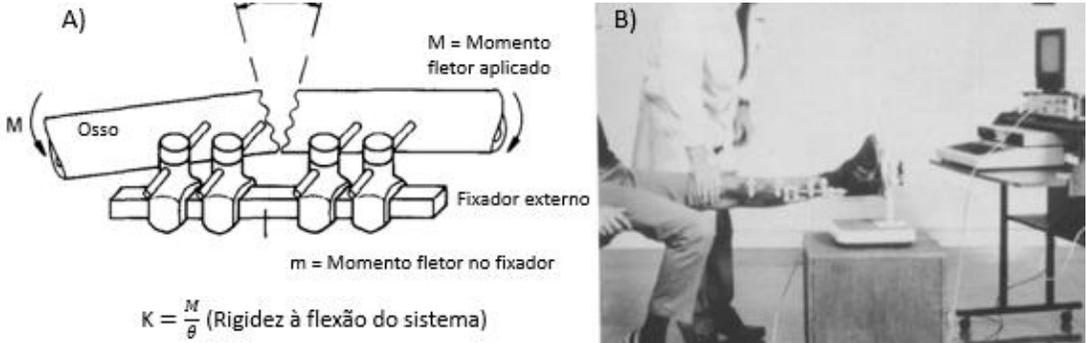
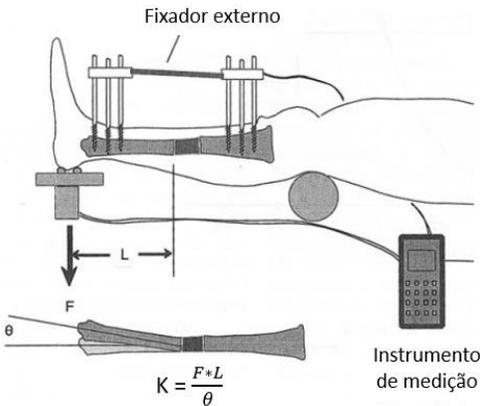
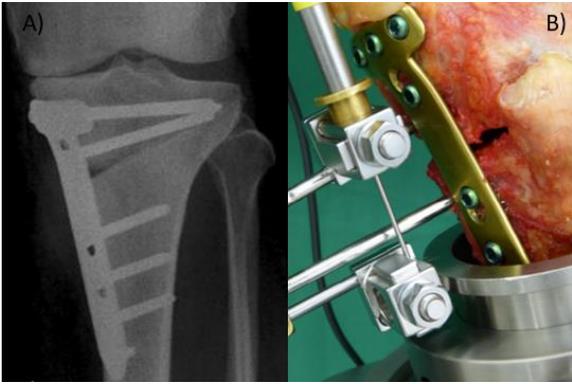


Figura 11 – A) Esquemática do método utilizado para medição da rigidez. B) Exemplo da medição de rigidez em um dos pacientes avaliados. Fonte: Adaptado de CUNNINGHAM; KENWRIGHT; KERSHAW, 1990

Autor e Ano	Tipo de Dispositivo Avaliado	Região Anatômica de Aplicação	Pacientes Avaliados	Resumo	Resultados e Conclusão
(RICHARDSON FRCS' et al., 1992)	Fixadores Externos	Tíbia	120	<p>O objetivo do presente estudo é apresentar valores ideais de rigidez e como podem ser utilizados na avaliação e gerenciamento das fraturas da tíbia. Para isso, cento e vinte pacientes com fraturas na tíbia tratados com fixação externa foram monitorados. A rigidez no momento da remoção do fixador foi registrada, e foi realizado acompanhamento clínico durante 6 meses com todos os pacientes, conforme apresentado na Figura 12 a seguir.</p>	<p>Com base nas avaliações, se definiu 15 Nm/deg como um valor limiar de rigidez à flexão para fixadores externos. Com o algoritmo utilizado para calcular os valores de rigidez foi possível estabelecer uma relação linear com o tempo pós-fratura, implicando assim que a rigidez aumenta exponencialmente com o tempo.</p>
				<div style="text-align: center;">  <p>A) Esquemática do método utilizado para determinar a rigidez do sistema. B) Exemplo da medição de rigidez em um dos pacientes avaliados</p> <p>Fonte: Adaptado de RICHARDSON FRCS' et al., 1992.</p> </div>	

Autor e Ano	Tipo de Dispositivo Avaliado	Região Anatômica de Aplicação	Pacientes Avaliados	Resumo	Resultados e Conclusão
(KUIPER et al., 1996)	Fixadores Externos	Tíbia e Fêmur	24	<p>Este artigo apresentou um estudo clínico realizado com vinte e quatro pacientes, passando por alongamento de da tíbia e/ou fêmur com a utilização de fixadores externos. O estudo tem como objetivo medir o padrão normal de aumento da rigidez durante o alongamento das pernas por calotasis, para determinar a faixa de rigidez ideal para retirada dos fixadores externos, conforme apresentado na Figura 13 a seguir.</p>	<p>Durante o estudo ocorreu a falha do implante em um paciente com fratura femoral, após queda. O valor de rigidez obtido para este paciente foi de 19,2 Nm/deg, porém, os resultados demonstraram que não houve falhas após a rigidez tibial atingir 2Nm/deg e a rigidez femoral 20 Nm/deg no restante do estudo. Por conta disso, os autores determinaram o ponto final para a consolidação da tíbia fraturada como 15Nm/deg e para o fêmur como 20 Nm/deg. Ou seja, com esses valores, é possível seguir com a retirada segura do fixador.</p>
 <p>Figura 13 – Esquematização do método utilizado para a medição da rigidez. Fonte: Adaptado de KUIPER et al; 1996.</p>					

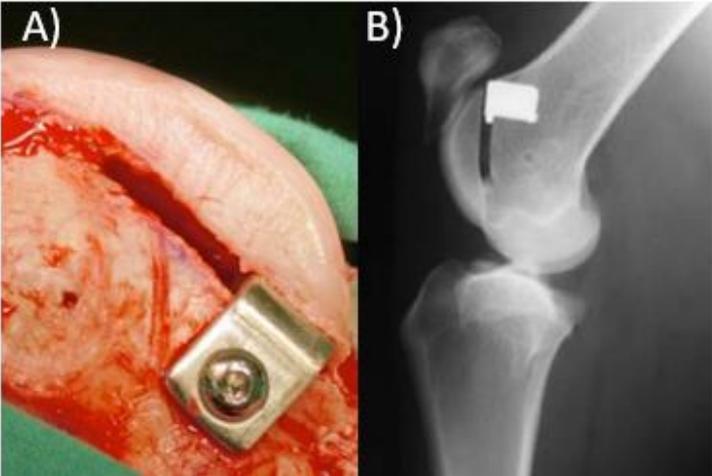
Autor e Ano	Tipo de Dispositivo Avaliado	Região Anatômica de Aplicação	Pacientes Avaliados	Resumo	Resultados e Conclusão
(RÖDERER et al., 2014)	Placas Bloqueadas	Tíbia	23	<p>Este artigo apresenta um estudo baseado em ensaios biomecânicos <i>in vitro</i> e acompanhamento e avaliação de pacientes com fraturas tibiais, para verificar a influência dos fatores mecânicos na formação de calos ósseos assimétricos e não consolidação óssea. A Figura 14 abaixo apresenta um exemplo do acompanhamento <i>in vivo</i> e montagem para realização dos ensaios <i>in vitro</i>.</p>	<p>As placas bloqueadas convencionais atingiram 0,05 mm (para um carregamento de 500 N) e 0,15 mm (para 1000 N), enquanto as placas dinâmicas obtiveram IFM de 0,16 mm (para 500 N) e 0,47 mm (para 1000 N). A tensão tecidual das placas com bloqueio convencional permaneceu abaixo de 2%, conforme estabelecido. Porém, os pacientes que utilizaram esses componentes obtiveram consolidação óssea retardada. Os resultados demonstram que o aumento da rigidez resulta na diminuição das tensões teciduais e do IFM, causando a formação de calos assimétricos, e conseqüentemente, problemas para a consolidação óssea. Esta situação pode ser resolvida com a utilização de parafusos dinâmicos, que permitem IFM maior em comparação às placas bloqueadas convencionais.</p>
				 <p>Figura 14 – A) Imagem de raio – X após a implantação da placa em um dos pacientes avaliados durante o estudo clínico. B) Montagem do sistema para realização dos ensaios <i>in vitro</i>. Fonte: Adaptado de RÖDERER et al., 2014.</p>	

A Tabela 5 a seguir apresenta os estudos *in vivo* realizados em animais. Ao todo foram avaliados três estudos deste tipo, de maneira complementar aos estudos clínicos realizados em humanos.

De acordo com Plecko et al., 2013, as ovelhas podem ser utilizadas como animal experimental para o estudo da consolidação óssea devido ao seu metabolismo ósseo ser similar ao humano, assim como o tamanho do osso. As diferenças para situações clínicas em humanos são o uso de dispositivos de apoio no pós-operatório para evitar fraturas provenientes de forças de torção e cisalhamento, como por exemplo, muletas. Ao contrário, os animais utilizam seus membros imediatamente após a cirurgia, suportando todo o seu peso.

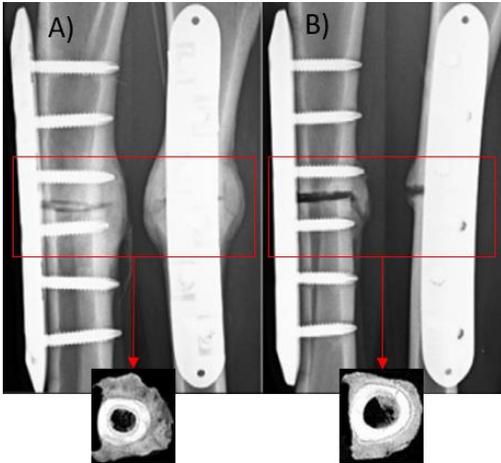
Ainda, segundo Bottlang et al., 2016, o modelo de osteotomia de ovinos representa o maior modelo animal para a avaliação da consolidação de fraturas ósseas. Além disso, a transmissão de carregamentos na tíbia ovina corresponde ao carregamento nos membros inferiores humanos.

Tabela 5 - Estudos *in vivo* realizados em animais. Fonte: Elaborado pelo autor.

Autor e Ano	Tipo de Dispositivo Avaliado	Região Anatômica de Aplicação	Animais Avaliados	Resumo	Resultados e Conclusão
(CLAES et al., 2009)	Placas Convencionais	Fraturas do Fêmur	2 ovelhas	<p>Este estudo teve como objetivo desenvolver um modelo experimental melhorado, que caracteriza e controla a condição biomecânica de uma fratura metafisária. A Figura 15 abaixo apresenta um exemplo do acompanhamento <i>in vivo</i> e montagem para realização dos ensaios <i>in vitro</i></p>	<p>O estudo concluiu que a ovelha com o movimento interfragmentar de 0,3 mm apresentou consolidação quase completa no foco da fratura. Já a ovelha com movimento interfragmentar de 1 mm apresentou nova formação óssea apenas ao redor da região fraturada, porém obteve áreas maiores com tecido conectivo e cartilagem fibrosa no centro da fratura. Isso significa que, de acordo com os resultados obtidos, movimento interfragmentar de 1 mm promove uma melhor consolidação óssea em relação à 3 mm.</p>
<div style="text-align: center;">  </div> <p>Figura 15 – A) Placa implantada em um dos animais. B) Imagem de Raio-X após a implantação da placa. Fonte: Adaptado de CLAES et, al., 2009.</p>					

Autor e Ano	Tipo de Dispositivo Avaliado	Região Anatômica de Aplicação	Animais Avaliados	Resumo	Resultados e Conclusão	
(CLAES et al., 2011)	Placas Convencionais	Fraturas do Fêmur	12 ovelhas	<p>Este estudo apresenta uma correlação entre a deformação interfragmentar (IFS) e os resultados da consolidação óssea em um modelo controlado de fratura metafisária. Para isso, foi realizado um estudo com doze ovelhas que receberam uma osteotomia parcial no côndilo femoral, conforme Figura 16. Para a estimativa do IFS no foco da fratura, dividiu-se a deflexão (movimentos interfragmentares) ao longo do comprimento da fratura pela largura da fratura.</p>	<p>Os resultados demonstraram que o IFS foi maior no grupo com fixação flexível, em comparação com o grupo que utilizou fixação rígida. O estudo demonstrou que em ossos metafisários, movimentos interfragmentares iniciais abaixo de 0,05 mm (IFS de 5% em relação a IFM de 1 mm) atrasaram a consolidação, enquanto IFM entre 0,05 mm e 0,2 mm (IFS entre 5% e 20%) aumentaram a formação óssea. Os dados apresentados estão de acordo com a teoria de Perren, que determina que a deformação entre 2% e 10%, estimula a consolidação secundária.</p>	
						

Figura 16 - Imagem de raio – X da placa implantada. Fonte: Adaptado de CLAES, 2011.

Autor e Ano	Tipo de Dispositivo Avaliado	Região Anatômica de Aplicação	Animais Avaliados	Resumo	Resultados e Conclusão
(BOTTLANG et al., 2016)	Placas Bloqueadas Convencionais e Placas com Bloqueio Dinâmico	Fraturas da Tibia	12 ovelhas	<p>Este artigo apresenta um estudo <i>in vivo</i> e <i>in vitro</i> em animais (ovelhas) para avaliar o efeito de placas com bloqueio dinâmico na consolidação de fraturas em um modelo de osteotomia de ovino. O estudo foi realizado com base na hipótese de que a dinamização axial simétrica com placas bloqueadas estimula a formação de calo ósseo, proporcionando uma consolidação mais rápida e resistente em relação às placas de bloqueio convencionais.</p>	<p>Os estudos em bancada (<i>in vitro</i>) demonstraram que a rigidez axial inicial das construções de placas com bloqueio dinâmico (667 N/mm) foi 89,3% menor em comparação com as construções de placas bloqueadas convencionais (6239 N/mm). Nas construções de placa de bloqueio dinâmico, o IFM foi de 1,0 mm a 1,2 mm. Para as placas convencionais o IFM permaneceu abaixo dos 0,2 mm.</p> <p>O estudo em animal concluiu que o grupo de ovelhas que utilizou placas com bloqueio dinâmico apresentou maior área de calo ósseo formado (296 mm²), em comparação ao grupo que utilizou placas bloqueadas convencionais (55 mm²), conforme Figura 17. Com isso, pode-se afirmar que placas com bloqueio dinâmico promovem uma consolidação óssea melhor.</p>
				 <p>Figura 17 – Imagem de raio – X após seis semanas de tratamento com placa bloqueada dinâmica (A) e placa bloqueada convencional (B). Fonte: Adaptado de BOTTLANG et al., 2016.</p>	

A Tabela 6 apresenta os nove estudos biomecânicos encontrados e selecionados para avaliar a influência do ambiente mecânico e valores ideais de rigidez para uma boa consolidação óssea, estão apresentados também os respectivos dados avaliados nesta etapa de revisão da literatura.

Tabela 6 - Estudos biomecânicos incluídos. Fonte: Elaborado pelo autor.

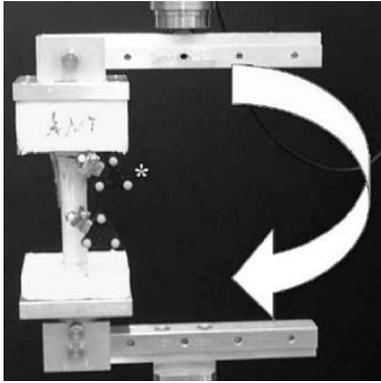
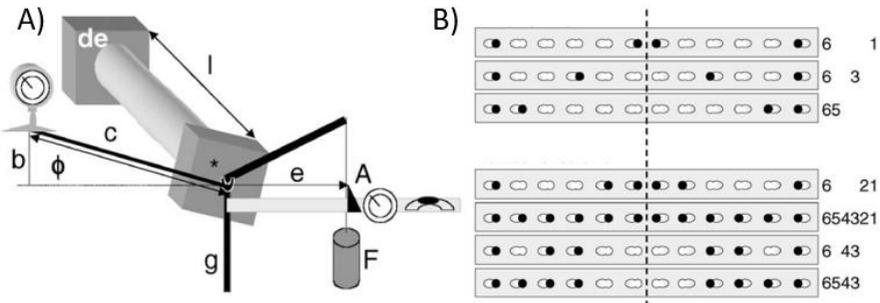
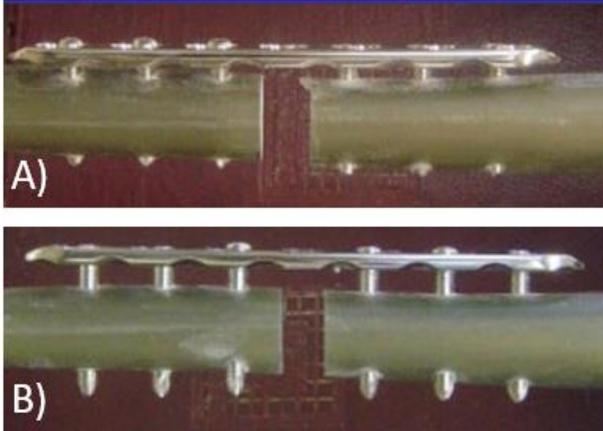
Autor e Ano	Tipo de Dispositivo Avaliado	Região Anatômica de Avaliação	Modelo Anatômico utilizado para ensaio	Resumo	Resultados e Conclusão
(LILL et al., 2003)	Placas Bloqueadas e Hastes Intramedulares	Fraturas do Úmero	Ossos cadavéricos do úmero	<p>Este estudo apresenta a realização de ensaios <i>in vitro</i>, para determinar as características de alguns tipos de implantes e otimizar a sua rigidez para a estabilização de fraturas, mesmo em ossos menos resistentes. Os ensaios foram realizados em laboratório utilizando 35 amostras de ossos humanos cadavéricos, conforme apresentado na Figura 18. As amostras foram divididas em 5 grupos, que incluíram placas em T do úmero (HTP), parafusos cruzados (CSO), hastes do úmero proximal com lâmina espiral (UHN), hastes do úmero proximal (PHN), e placas bloqueadas de ângulo estável (LCP-PH).</p> 	<p>Os ensaios mecânicos realizados demonstraram que a faixa de rigidez axial das placas foi de 469,3N/mm a 1386,9 N/mm, a rigidez torsional foi de 0,2 Nm/deg a 0,89 Nm/deg e a rigidez à flexão foi de 0,45 Nm/deg a 1,61 Nm/deg. As placas LCP-PH apresentaram os resultados mais consistentes, com menor carregamento inicial durante o ensaio cíclico em comparação com os outros dispositivos testados.</p>

Figura 18 – Montagem para realização dos testes de rigidez estática e cíclica. Foram presos triângulos em ambos os lados do foco da fratura, cada um com três marcadores para auxiliar nas medições. A fenda da fratura foi estabelecida como 5mm. Fonte: LIL, 2003.

Autor e Ano	Tipo de Dispositivo Avaliado	Região Anatômica de Avaliação	Modelo Anatômico utilizado para ensaio	Resumo	Resultados e Conclusão
(STOFFEL et al., 2003)	Placas Bloqueadas (em ponte)	Fraturas do Úmero e antebraço	Cilindros compostos com de fibra de vidro reforçada com epóxi, preenchidos com espuma rígida de poliuretano, como representação dos ossos do fêmur	<p>Este artigo apresentou os resultados de um estudo baseado em ensaios <i>in vitro</i> realizados com cilindros de ossos compostos, utilizando placas de compressão bloqueadas (LCP) para fraturas diafisárias do úmero e antebraço. Os ensaios foram realizados em 56 ossos, em diferentes configurações, variando os seguintes parâmetros:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Foco da fratura (<i>gap</i>): 1 mm e 2mm - Distância entre a placa e osso: 2 mm e 6 mm - Número de Parafusos: 2 a 12 (sendo 12 o máximo de furos que o modelo de placa possui) <p>Foi montada uma configuração de ensaio como um sistema de junta universal para permitir a rotação livre em seis graus. A Figura 19 apresenta o modelo de configuração utilizado para medição da rigidez torsional, e as varrições de quantidade e posição dos parafusos.</p>	<p>Com base nos ensaios, as placas apresentaram uma faixa de valores para a rigidez axial de 90N/mm a 190N/mm, e 0,15 Nm/deg a 0,42 Nm/deg para rigidez torsional. As configurações com distância entre a placa e o osso de 2mm apresentaram rigidez superior (aproximadamente 130 N/mm) em comparação com os testes realizados com uma distância de 6mm (aproximadamente 90N/mm). Em relação ao número de parafusos, as configurações 61 e 65 obtiveram os menores valores para rigidez. Os autores recomendam a utilização de dois ou três parafusos para fraturas da extremidade inferior. Para fraturas do úmero e antebraço, três a quatro parafusos em cada lado devem ser utilizados. Em fraturas simples, com um pequeno <i>gap</i>, um ou dois furos podem ser omitidos em cada lado da fratura. Em fraturas cominutivas, se recomenda a utilização dos parafusos internos o mais próximo possível do foco da fratura.</p>
<div style="text-align: center;">  </div> <p>Figura 19 – A) Configuração para o ensaio de torção (de: ponto final da região distal; g: gravidade; φ: ângulo de rotação; b: deflexão vertical; c: distância de rotação axial; F: força aplicada; e: deflexão horizontal; l: comprimento; A: distância). B) Posição e quantidade de parafusos. Fonte: Adaptado de STOFFEL, 2003.</p>					

Autor e Ano	Tipo de Dispositivo Avaliado	Região Anatômica de Avaliação	Modelo Anatômico utilizado para ensaio	Resumo	Resultados e Conclusão
(AHMAD et al., 2007)	Placas de Compressão	Fraturas do Úmero	Modelos de úmero Sawbone.	<p>Este estudo apresenta ensaios biomecânicos <i>in vitro</i> que foram realizados para investigar a estabilidade mecânica de uma placa de compressão de travamento (LCP) construída em uma fratura diafisária simulada do úmero a distâncias (<i>gap</i>) cada vez maiores entre a placa e o osso. A Figura 20 apresenta a montagem utilizada para realização dos ensaios.</p>	<p>Os resultados obtidos durante o ensaio de compressão axial estático demonstraram que o ponto médio em que ocorreu escoamento foi de 1833 N para as placas LCP a 2 mm de distância da fratura e 683 N para as placas LCP a 5 mm de distância da fratura. Ou seja, com o aumento da distância, a força necessária para gerar falha no implante é menor. Com base nos ensaios realizados, os autores recomendam colocar a placa a 2 mm ou menos do osso</p>
				 <p>Figura 20 – Montagem da placa no osso com distância de 2mm (A) e 5 mm (B). Fonte: Adaptado de AHMAD et al., 2007.</p>	

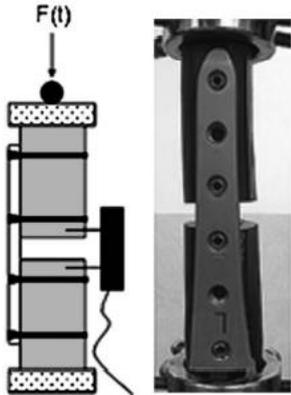
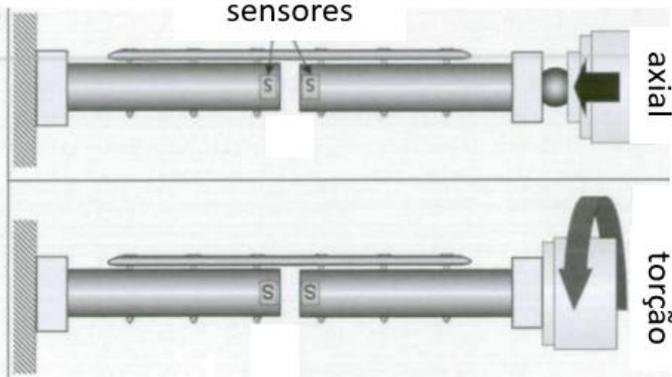
Autor e Ano	Tipo de Dispositivo Avaliado	Região Anatômica de Avaliação	Modelo Anatômico utilizado para ensaio	Resumo	Resultados e Conclusão
(STOFFEL; LORENZ; KUSTER, 2007)	Placas de Compressão e Placas Bloqueadas	Fraturas do Fêmur	Ossos do fêmur cadavéricos e ossos do fêmur sintéticos	<p>Este estudo realizou testes biomecânicos em ossos compósitos (representativos) e cadavéricos para comparar a estabilidade biomecânica de placas ósseas, utilizando três modelos diferentes de placas: placa de compressão (CP), placa de compressão com opção de bloquear os parafusos como em um fixador interno (IF), e placa combinada (CP/IF). A Figura 21 apresenta a montagem utilizada para realização dos ensaios.</p> 	<p>Os valores máximos obtidos para a rigidez axial foram 3200 N/mm para as placas de compressão, 2000 N/mm para as placas IF e 2700 N/mm para as placas IF/CP. Para a rigidez torsional os valores obtidos foram 6Nm/deg para as placas CP, 2 Nm/deg para as placas IF e 4 Nm/deg para as placas IF/CP. Sob compressão axial, as placas IF e IF/CP apresentaram resultados similares e superiores às placas CP. Os autores concluem que as placas combinadas parecem aconselháveis para fraturas do fêmur, em comparação com placas IF.</p>

Figura 21 – Configuração para realização do ensaio de compressão axial. Fonte: Adaptado de STOFFEL, 2007.

Autor e Ano	Tipo de Dispositivo Avaliado	Região Anatômica de Avaliação	Modelo Anatômico utilizado para ensaio	Resumo	Resultados e Conclusão
(BOTTLANG et al., 2009)	Placas Bloqueadas	Fraturas do Fêmur	Representação de ossos humanos, feita com cilindros metálicos	<p>O presente estudo realizou testes mecânicos em sistemas de placas bloqueadas e parafusos, para avaliar se uma nova estratégia para a redução da rigidez, denominada bloqueio cortical distante, poderia reduzir significativamente a rigidez de sistemas de placas bloqueadas, mantendo sua resistência. A Figura 22 apresenta a configuração utilizada para realização dos ensaios.</p>	<p>Os resultados apoiaram a hipótese de que um bloqueio cortical distante pode reduzir significativamente a rigidez de um sistema de placas bloqueadas, enquanto mantém sua resistência. A redução da rigidez foi maior sob carga axial. A rigidez axial da placa bloqueada com essa configuração (2260N/mm) foi comparável à relatada para placas bloqueadas convencionais (2900N/mm) testadas sob carga similar. A redução da rigidez proporcionada pelo bloqueio cortical pode ser desejável para a osteossíntese de placas em ponte, que depende da consolidação óssea secundária. A consolidação óssea secundária requer fixação flexível e relativa estabilidade para permitir o movimento interfragmentar necessário para estimular a formação de calos.</p>
					<p>Figura 22 - Representação da configuração para o ensaio de compressão axial e torção. Fonte: Adaptado de BOTTLANG et al., 2009.</p>

Autor e Ano	Tipo de Dispositivo Avaliado	Região Anatômica de Avaliação	Modelo Anatômico utilizado para ensaio	Resumo	Resultados e Conclusão
(DÖBELE et al., 2010)	Placas Bloqueadas	Fraturas da Tíbia	Representação de ossos humanos, feita com cilindros metálicos	<p>Até o momento, todas as tentativas de diminuir a rigidez da construção de sistemas de placas bloqueadas, apresentaram diminuição da rigidez à flexão. Assim, o movimento interfragmentar aumenta apenas em um dos lados, flexionando a placa. Para resolver este problema, se desenvolveu o parafuso de bloqueio dinâmico (DLS). Foram realizados testes comparativos com os parafusos de bloqueio LS e DLS, comparando a rigidez axial, rigidez à flexão e movimento interfragmentar entre os componentes (Figura 23).</p>	<p>Os parafusos LS apresentaram movimento interfragmentar de 282 μm (LS), enquanto os parafusos DLS obtiveram um resultado de 423 μm. Ou seja, com os parafusos DLS, o movimento interfragmentar aumentou cerca de 150 μm a uma carga axial de 150 N e atingiu o nível de estímulo de 0,2 a 1,0 mm, o que é considerado ideal para promover a formação de calo ósseo. A máxima rigidez axial das placas com bloqueio convencional foi de 72,2 N/mm e 67,5 N/mm para as placas com bloqueio dinâmico, para um carregamento de 150 N. Com isso, pode-se concluir que o uso do DLS reduz a rigidez da interface placa-parafuso e, assim, aumenta o movimento interfragmentar sem alterar as vantagens da estabilidade angular e a resistência.</p>

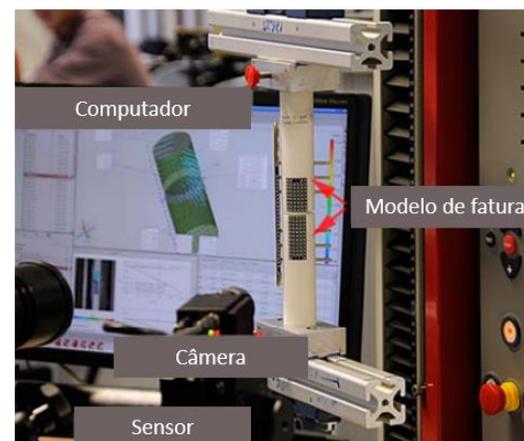


Figura 23 – Configuração para realização dos ensaios. Fonte: Adaptado de DOBELE et al., 2010.

Autor e Ano	Tipo de Dispositivo Avaliado	Região Anatômica de Avaliação	Modelo Anatômico utilizado para ensaio	Resumo	Resultados e Conclusão
(GARDNER et al., 2010)	Placas Bloqueadas	Não especificado	Representação de ossos humanos, feita com cilindros de alumínio.	Estudos biomecânicos foram realizados em ossos osteoporóticos para comprovar que a substituição de furos no córtex próximo sob uma placa bloqueada levaria a uma rigidez menor sem diminuir a estabilidade do implante/sistema.	Sabe-se que a rigidez determina a quantidade de micro movimentos no local da fratura, e que existe uma faixa ideal de valores, acima e abaixo da qual a consolidação da fratura é prejudicada. Este estudo concluiu que a criação de fendas próximas ao córtex de placas bloqueadas levou a implantes mecanicamente superiores, com uma fixação mais estável. As placas com bloqueio convencional atingiram uma rigidez axial de 3509 N/mm, enquanto as placas com bloqueio dinâmico apresentaram rigidez axial máxima de 1214 N/mm. A redução da rigidez foi de cerca de 1/3 do valor alcançado pelas placas bloqueadas convencionais, o que demonstra que o bloqueio dinâmico melhora o desempenho desses implantes, visto que outros autores demonstraram que a consolidação óssea é menos eficaz quando a rigidez axial é superior a 2400N/mm.
(DÖBELE et al., 2014)	Placas Bloqueadas	Não especificado	Representação de ossos humanos, feita com cilindros de alumínio.	O objetivo deste estudo foi determinar as propriedades biomecânicas das construções de grandes fragmentos, com parafusos de bloqueio dinâmico de 5,0 mm de diâmetro. Para isto, foram utilizadas construções padronizadas com parafusos de bloqueio dinâmico (DLS) e parafusos de bloqueio padrão (LS) para avaliar as diferenças em rigidez axial e movimento interfragmentar. A Figura 24 apresenta a configuração utilizada para realização dos ensaios.	Os parafusos DLS apresentaram rigidez axial inicial de 612,4 N/mm e máxima de 2301,9 N/mm. As placas com parafusos LS apresentaram rigidez constante de 2394,9 N/mm. Com base nesses resultados, pode-se dizer que a rigidez inicial dos parafusos DLS foi 74,4% menor em comparação à rigidez com os parafusos LS, e a rigidez máxima foi 3,4% menor. As placas com bloqueio dinâmico apresentaram movimento interfragmentar de 0,491 mm, enquanto as placas com bloqueio convencional apresentaram 0,089 mm. Os resultados estão de acordo com outros autores, que demonstraram que o bloqueio dinâmico reduz a rigidez e proporciona um aumento no IFM, promovendo a consolidação óssea secundária.

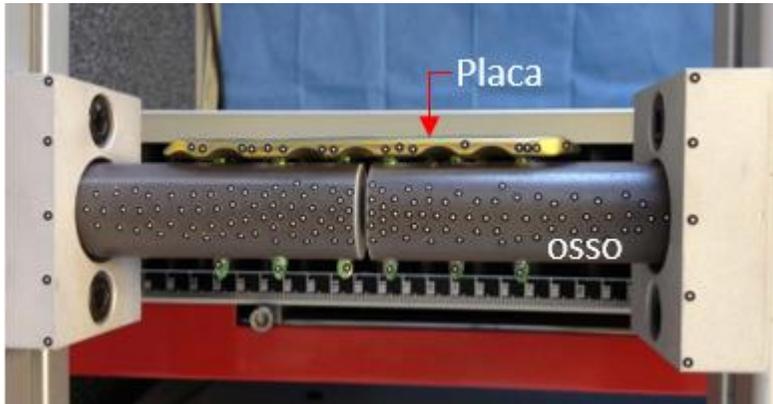
Autor e Ano	Tipo de Dispositivo Avaliado	Região Anatômica de Avaliação	Modelo Anatômico utilizado para ensaio	Resumo	Resultados e Conclusão
					
(WEAVER et al., 2021)	Placas Bloqueadas e Placas Convencionais	Fraturas do Fêmur	Modelos de fêmur Sawbone.	<p>Esse artigo apresenta um estudo mecânico de fraturas femorais utilizando modelos biomecânicos do fêmur para avaliar o efeito das variáveis controladas pelo cirurgião e relação com a rigidez do implante em 6 condições. A Figura 25 apresenta a montagem utilizada para realização dos ensaios.</p>	<p>Embora a rigidez ideal para promover a consolidação seja desconhecida, os resultados demonstraram que:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Placas mais longas criam uma construção mais rígida (1000 N/mm) em comparação à placas curtas (800N/mm) - O uso de parafusos bicorticais não bloqueados está associado a uma diminuição da rigidez geral da construção. Os resultados obtidos para rigidez axial foram de 808 N/mm para as placas convencionais e 995 N/mm para as placas bloqueadas - Não houve diferença significativa na rigidez comparando o uso de parafusos bloqueados bicorticais e unicorticais.

Figura 24 – Configuração para realização dos ensaios. Fonte: Adaptado de DOBELE et, al., 2014.

Autor e Ano	Tipo de Dispositivo Avaliado	Região Anatômica de Avaliação	Modelo Anatômico utilizado para ensaio	Resumo	Resultados e Conclusão
					

Figura 25 – Configuração para realização dos ensaios. Fonte: WEAVER et, al., 2021.

4.1.2. Análise de Valores de Rigidez para uma boa consolidação óssea considerando sistemas de placas e parafusos

Entre os estudos encontrados, específicos para placas, apenas nove apresentaram os valores de rigidez obtidos para os dispositivos avaliados. A Tabela 7 a seguir apresenta os valores de rigidez apresentados entre os estudos avaliados.

Tabela 7 - Valores de rigidez apresentados nos artigos incluídos. Fonte: elaborado pelo autor.

Região da Fratura	Autor e Ano	Tipo de Estudo	Tipo de Dispositivo Avaliado	Rigidez Axial (N/mm)	Rigidez à torção (Nm/deg)	Rigidez à Flexão (Nm/deg)
Membros Superiores	(LILL et al., 2003)	Biomecânico	Placas Bloqueadas	469,3 N/mm - 1386,9 N/mm	0,2 Nm/deg - 0,89 Nm/deg	0,45 Nm/deg - 1,61 Nm/deg
	(STOFFEL et al., 2003)		Placas Bloqueadas (em ponte)	90 N/m - 190 N/mm	0,15 Nm/deg - 0,42 Nm/deg	-
Membros Inferiores	(BOTTLANG et al., 2016)	Animal	Placas Convencionais	6239 N/mm	-	-
			Placas Bloqueadas	667 N/mm - 1805 N/mm	-	-
	(STOFFEL; LORENZ; KUSTER, 2007)	Biomecânico	Placas de Compressão	2000 N/mm - 3000 N/mm	2,0 Nm/deg - 6,0 Nm/deg	-
			Placas Bloqueadas	2500 N/mm	4,0 Nm/deg	-
			Placas Bloqueadas	2300 N/mm - 2900 N/mm	-	-
			Placas Bloqueadas	49,6 N/mm - 72,2 N/mm	-	0,35 Nm/deg - 0,40 Nm/deg
(WEAVER et al., 2021)	Placas Bloqueadas	849 N/mm - 995 N/mm	-	-		
Não Especificado	(GARDNER et al., 2010)	Biomecânico	Placas Bloqueadas	1214 N/mm - 3509 N/mm	-	-
	(DÖBELE et al., 2014)		Placas Bloqueadas	612,4 N/mm - 2394 N/mm	-	-

Considerando os estudos em conjunto, a faixa dos valores médios de rigidez axial encontrados para os modelos de placas bloqueadas (bloqueio convencional e dinâmico) indicadas para membros superiores foi de 90 N/mm a 1386,9 N/mm.

As placas bloqueadas e convencionais com indicação para membros inferiores apresentaram uma faixa de 49,6 N/mm a 2900 N/mm, e 2000 N/mm a 6239 N/mm, respectivamente.

Não foi possível identificar a região de indicação das placas bloqueadas avaliadas em dois estudos biomecânicos, e por conta disso, estes casos foram considerados separadamente. A faixa de valores para rigidez axial foi de 1214 N/mm a 2394 N/mm.

É importante salientar, que os estudos realizaram medidas de rigidez para diversos modelos de placas ósseas, porém, nenhum deles define uma faixa que seria considerada ideal para auxiliar na consolidação. Os valores obtidos nos estudos são baseados apenas nos ensaios mecânicos realizados, sem a associação direta com a consolidação óssea.

A definição de valores ótimos para a rigidez é uma tarefa complexa, uma vez que existem diversos fatores que influenciam a estabilidade de um sistema de fixação, e consequentemente a consolidação.

Idealmente, as placas de osteossíntese devem ter a capacidade de variar sua rigidez ao longo do tempo, se adequando com a variação de rigidez do osso recém-formado.

4.2 PROPOSIÇÃO DE MÉTODO DE AVALIAÇÃO DA RIGIDEZ PARA PLACAS ÓSSEAS

A determinação da rigidez é uma característica crítica das placas ósseas indicadas para aplicações ortopédicas, pois a placa óssea fornece o principal meio de estabilização dos fragmentos ósseos. Além disso, essa propriedade pode afetar diretamente a taxa e forma da consolidação óssea.

Os valores de rigidez de placas ósseas metálicas podem ser medidos por meio de ensaios mecânicos. Atualmente, existem três normas técnicas que apresentam uma proposição de método de ensaio para o cálculo da rigidez:

ABNT NBR 15676 – 2 (2017): Implantes para ortopedia – Placas ósseas metálicas. Parte 2: Método de ensaio de flexão estática

ASTM F382 – 17 (2017): *Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates*
 ISO 9585 (1990): *Implants for Surgery – Determination of Bending Strength and Stiffness of Bone Plates*.

Entre estas, as duas normas mais utilizadas são a ABNT e ASTM, pois a ISO 9885 possui foco em placas retas. As normas ABNT 15676-2 e ASTM F382-17 são equivalentes, ou seja, apresentam o mesmo método de ensaio.

De acordo com a ASTM, o cálculo dos valores de rigidez à flexão deve ser feito a partir dos resultados obtidos em um ensaio de flexão estático, conforme apresentado abaixo.

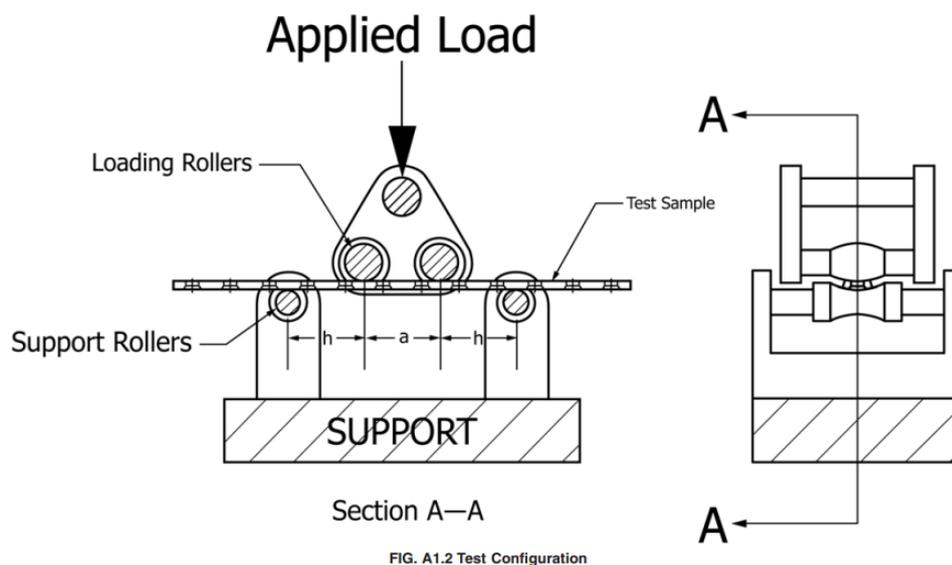


Figura 26 - Representação do ensaio de flexão estático sugerido pela norma ASTM F382. Os parâmetros “a” e “h” são determinados pela norma. Fonte: ASTM F382 - Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates, 2017.

A rigidez elástica K é obtida pela seguinte equação:

$$K = \frac{F_{ced}}{d_{ced}} \quad \text{Equação 1}$$

Sendo F_{ced} a força máxima da zona elástica e d_{ced} o valor do deslocamento correspondente.

A resistência estrutural da placa é dada pela Equação 2 a seguir:

$$E * I_c = \frac{(2 * h + 3 * a) * K * h^2}{12} \quad \text{Equação 2}$$

Sendo E o módulo de elasticidade da placa, I_c o momento de inércia, K a rigidez elástica, e os parâmetros a e h definidos pelo protocolo de ensaio apresentado na norma.

Além das normas técnicas, a *Food and Drug Administration* (FDA), disponibilizou em 2022, um guia (FDA, 2022) para auxiliar o entendimento sobre a avaliação de segurança e eficácia desse tipo de dispositivo. Este documento é baseado na norma ASTM aplicável, e apresenta uma sugestão dos ensaios que devem ser realizados e os parâmetros para avaliação. O guia traz valores considerados aceitáveis (mecanicamente) para a rigidez estrutural à flexão da placa, baseado em seu banco de dados com resultados de diversos fabricantes ao longo dos anos.

Entretanto, apesar de proporcionarem um método de calcular os valores, as normas não apresentam uma forma de avaliação dos resultados obtidos. O guia do FDA apresenta valores que podem ser utilizados como critério de aceitação, para diferentes regiões anatômicas, conforme apresentado na Tabela abaixo:

Tabela 8 -Valores de rigidez estrutural apresentados pelo guia do FDA. Fonte: Adaptado de FDA, 2022.

Região anatômica de indicação da placa	Resistência mínima à flexão (Nm)	Mínima Rigidez estrutural à flexão (Nm²)
Extremidade superior	Úmero	11,6 Nm
	Cotovelo (úmero distal e ulna)	6,7 Nm
	Mão, punho e antebraço	1,6 Nm
Extremidade inferior	Fêmur e tibia proximal	26,3 Nm
	Tibia distal	11,9 Nm
	Fíbula	2,3 Nm
	Pé	1,2 Nm
Outros		11,9 Nm

Como uma proposição, uma forma complementar de buscar um critério de aceitação para avaliação da rigidez axial de placas ósseas pode ser desenvolvida com base na teoria da consolidação óssea criada por Perren.

A rigidez axial pode ser utilizada como critério, baseando-se na teoria da deformação e a proximidade do valor de rigidez com o do osso fixado (HAK et al., 2010; UTVÅG, 1998). A partir da teoria da consolidação pode-se observar que valores de deformação entre 2% e 10% são necessários para favorecer a formação de calo ósseo. Portanto, considerando a distância entre os fragmentos como próximas a 1mm (MARSELL; EINHORN, 2011), e a realização de um ensaio de compressão axial em um sistema osso-implante é possível calcular uma faixa de valores de rigidez aceitáveis que promoveriam a consolidação óssea secundária. Para tanto, é necessário calcular a variação ΔL correspondente ao nível de deformação desejado, por exemplo 2%. A partir disto, pode-se calcular a força necessária para provocar este ΔL e resolver a equação abaixo para estimar a rigidez da montagem:

$$R = \frac{F}{\Delta L} \quad \text{Equação 3}$$

Onde R é a rigidez axial (N/mm), F é a força axial utilizada como critério de aceitação ou esperada durante a utilização do componente (N), e ΔL é o deslocamento da fratura (mm).

Variando ΔL entre 0,02mm (2%) e 0,10 mm (10%) tem-se uma faixa de valores para a rigidez.

Contudo, é necessário o ensaio axial da montagem osso + conjunto placa e parafuso. Este cálculo ainda precisaria ser complementado para fraturas cominutivas, pois nesses casos a deformação se distribui igualmente entre os fragmentos.

Além disso, este critério leva em consideração apenas a rigidez da placa, sem avaliar a rigidez do osso e um compartilhamento de tensões. Para a verificação e validação do método, são necessárias novas pesquisas e ensaios biomecânicos *in vitro*.

5 DISCUSSÃO

A consolidação de fraturas ocorre preferencialmente com a formação de calo ósseo, chamada de consolidação secundária. O calo é definido como o conjunto de tecidos que se

formam em uma dada região anatômica, na medida em que se estabelece uma solução de continuidade no osso. O calo ósseo tem como finalidade restabelecer a integridade, continuidade e a rigidez do osso, permitindo o retorno à sua função (PEDRO MIGUEL DE ALMEIDA TALAIA, 2007)

A fixação interna promove a estabilidade mecânica do osso fraturado, permitindo o suporte de carga, e conseqüentemente, proporcionando uma consolidação óssea mais rápida. As placas ósseas têm como objetivo a imobilização da região da fratura, redução do espaço (*gap*) entre os fragmentos e permitir a consolidação óssea secundária, quando há formação de calo ósseo (GANESH; RAMAKRISHNA; GHISTA, 2005).

O ambiente mecânico no local da fratura, principalmente a estabilidade da fixação, influenciam a formação de calos durante a consolidação. A posição e o número de parafusos bloqueados influenciam a rigidez da construção da placa e o grau de movimento interfragmentar no local da fratura. As placas bloqueadas, quando aplicadas sem compressão interfragmentária direta, funcionam em um modo de placa em ponte, proporcionando estabilidade relativa (HAK et al., 2010).

A consolidação da fratura nessa situação ocorrerá com a formação de calos através da consolidação secundária ou indireta. Quando o espaçamento (*gap*) entre os fragmentos da fratura for muito grande ou a quantidade de movimento interfragmentar for muito pequena, não ocorre a formação de calo ósseo de maneira adequada durante a consolidação (HAK et al., 2010).

Stoffel et. al., 2003, realizou um estudo biomecânico em placas bloqueadas em ponte, e chegou nas seguintes recomendações: para fixação de fraturas com placa em ponte do membro inferior, 2 ou 3 parafusos devem ser utilizados em cada fragmento, já para o membro superior esse número é de 3 ou 4; em fraturas com traço simples 1 ou 2 furos da placa devem ser omitidos de cada lado da fratura; já em fraturas cominutivas os furos mais próximos da fratura devem ser preenchidos.

Ahmad et al., 2007 demonstrou em seu estudo que fixações flexíveis são bem implementadas quando o objetivo é a consolidação com a formação de calo ósseo. Os autores também relacionaram os diversos fatores que afetam a estabilidade de fraturas, os quais incluem: redução da fratura, número, tamanho e posição dos parafusos, comprimento da placa, comprimento de trabalho e distância entre a placa e o osso. Essas descobertas estão de acordo com o que foi comentado por outros autores.

Vicenti et al., 2014, realizou um estudo *in vivo* com quarenta pacientes e apresentou que a fixação das fraturas deve seguir certos princípios: se a consolidação da fratura secundária é o objetivo da fixação de fraturas simples, o movimento interfragmentar ao longo dos eixos é benéfico para a formação do calo mole, mas tanto o espaço como o a amplitude de movimento deve ser mantida pequena (amplitude: 0,2- 1 mm; abertura de fratura < 2 mm).

Vicenti et al., 2014, ainda demonstrou que de acordo com a teoria da deformação, a probabilidade de união aumentará para um determinado movimento interfragmentar se o espaço entre os fragmentos da fratura aumentar. Além disso, o espaçamento da fratura em uma osteotomia transversal não deve exceder 2 mm.

Epari et al., 2007, testou fixadores externos *in vivo* com diferentes valores de rigidez e verificou sua eficácia quando utilizados para estabilizar fraturas na diáfise tibial em ovelhas. O estudo demonstrou que uma alta rigidez ao cisalhamento é geralmente ideal, mas que uma rigidez axial entre 1600 N/mm e 2400 N/mm gera uma consolidação óssea mais robusta, conforme apresentado na Figura 27 a seguir.

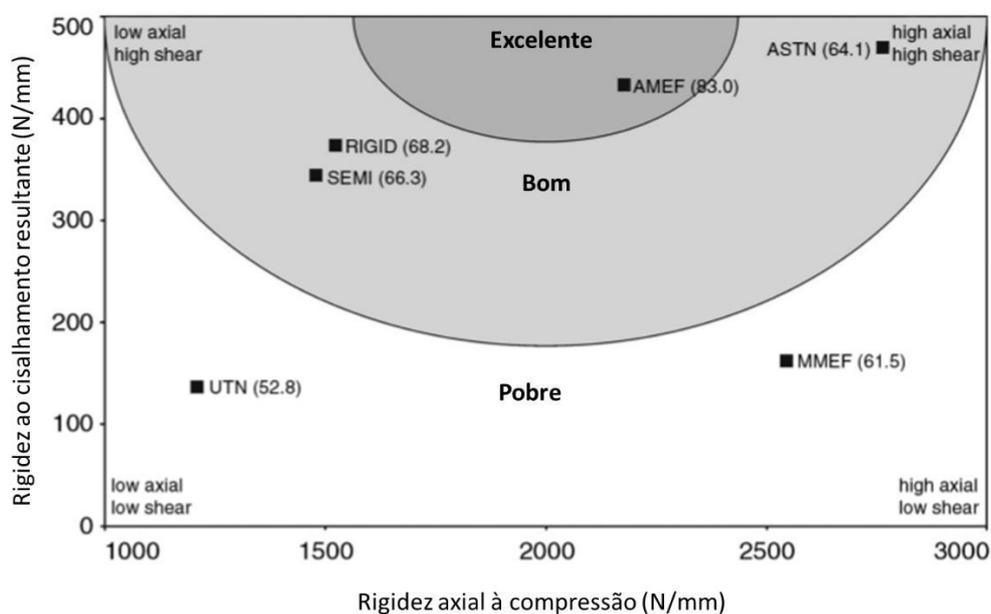


Figura 27 - Gráfico mostrando a região com melhores resultados pós-cirúrgicos em relação com a rigidez axial à compressão e a rigidez ao cisalhamento. Fonte: Adaptado de EPARI et al., 2007.

Pelo gráfico é possível perceber ainda que valores de rigidez acima de 2400 N/mm levam a uma consolidação menos efetiva, podendo causar problemas como a não união óssea. Apesar do estudo ter sido realizado com fixadores externos, podemos considerar esses valores

como ponto de partida para a determinação de valores ideais de rigidez para outros dispositivos, como placas ósseas.

O estudo de Bottlang et al., 2016 validou a hipótese de que a dinamização axial com placas de bloqueio ativo produz a formação de calos circunferenciais e proporciona maior rapidez e resistência na consolidação em comparação com placas de bloqueio padrão.

Foruria et al., 2010, demonstrou que fraturas reconstruídas com placas bloqueadas apresentaram propriedades mecânicas superiores permitindo maior deformidade e absorvendo mais energia antes de falhar, apesar de serem menos rígidas. Isso ocorre, pois a placa é capaz de dissipar mais energia em forma de deformação plástica e elástica antes de transmitir torque suficiente para a interface osso-implante, para precipitar seu fracasso. Em seu estudo, Gardner et al., 2005 também obteve a mesma conclusão.

Lill et al., 2003 concluiu em seu estudo biomecânico que a alta rigidez das placas testadas levou à falha precoce dos componentes sob carregamento cíclico. Os implantes com baixa rigidez e características elásticas, entretanto, minimizaram os picos de tensão no osso, apresentando melhor desempenho. Essas descobertas vão de encontro ao estudo de Foruria et al., 2010.

Em relação a deformação interfragmentar, Claes et al., 2011 realizou um estudo *in vivo* em ovelhas e comprovou que IFS entre 0,05 mm e 0,2 mm, induziu uma nova e significativa formação óssea. A presença de tecido condróide indicava que o osso era também formado através da ossificação endocondral. IFS acima 0,4 mm não melhorou ainda mais a cura, mas em alguns casos causaram o desenvolvimento de cartilagem fibrosa.

Bottlang et al., 2009 e Dobele et al., 2014 demonstraram que um bloqueio cortical distante pode reduzir significativamente a rigidez de uma construção de bloqueada enquanto mantém sua força. Seu estudo ainda apresentou que a baixa rigidez inicial permite o movimento do local da fratura na fase inicial do pós-operatório sob condições de peso reduzido

Enquanto o movimento interfragmentar insuficiente pode suprimir a formação de calos, o movimento interfragmentar excessivo pode levar à formação de calos hipertrofiados e não sindicais. Para ser clinicamente eficaz, o travamento cortical tem que ser dimensionado para atingir a faixa de rigidez apropriada para a cura de fraturas secundárias (BOTTLANG et al., 2009).

De fato, placas de fixação devem ter uma rigidez que permita a micro movimentação dentro de valores fisiológicos de formação do tecido de reparação. A diferença de rigidez

significativa entre a placa e o tecido ósseo, assim como as tensões de compressão que ocorrem na interface provocam distúrbios na vascularização e reabsorção óssea debaixo da placa, assim como perda de resistência a longo prazo. A menor rigidez apresenta características interessantes do ponto de vista da transferência de carga entre a placa e a região óssea fraturada (HAK et al., 2010).

Ainda não foi possível definir os valores ideais de rigidez para construções de placas utilizadas para a consolidação de fraturas ósseas. Isso ocorre pelo fato de existirem muitos fatores que influenciam nesse parâmetro, como por exemplo tipo de fratura, região anatômica, espaço interfragmentar, comprimento da placa, número de parafusos etc.

Com o desenvolvimento da tecnologia, surgiram os *smart implants*, sensores que podem ser utilizados em conjunto com diversos implantes. Esses componentes estão revolucionando as pesquisas relacionadas à consolidação óssea, pois permitem a medição e acompanhamento dos parâmetros envolvidos no processo.

Windolf et al., 2022, realizou um estudo com onze ovelhas para determinação de diferentes condições para consolidação óssea em sistemas de placas utilizando *smart implants*. Os sensores foram inseridos nos implantes, e os animais foram monitorados por até 255 dias, para acompanhar a consolidação e o desempenho dos dispositivos. Para simular diferentes cenários, a distância no foco de fratura (gap) variou de 0,6 mm a 30 mm. Com exceção do animal com fratura de 30 mm, todos os outros apresentaram consolidação completa. Apesar de ainda não ser possível apresentar valores quantitativos, o estudo concluiu que o monitoramento contínuo dos carregamentos aos quais o implante está submetido é relevante para avaliar a consolidação de fraturas e possui potencial para auxiliar nos cuidados pós-operatórios.

6 CONCLUSÃO

Diversos estudos demonstraram que o ambiente mecânico no foco da fratura, principalmente a estabilidade, influencia na formação do calo ósseo durante a consolidação. O implante mais resistente ou mais rígido não é necessariamente o mais ideal. Ficou evidenciado que as placas bloqueadas dinâmicas apresentam vantagens em relação às placas convencionais, pois possuem menor rigidez, aumentando a movimentação interfragmentar, o que é desejado até certo momento.

Ao contrário das fixações de estabilidade absoluta com consolidação primária, o objetivo de fixações menos rígidas, como é o caso de sistemas de placas e parafusos bloqueados, é o estímulo da consolidação óssea secundária, onde há formação de calo ósseo.

Apesar de ainda não haver um consenso sobre os valores ideais de rigidez para placas ósseas, essa propriedade vem sendo estudada há anos pela comunidade científica. Os estudos demonstram que o enrijecimento progressivo de construções de placas de bloqueio com parafuso cortical distante, proporciona uma baixa rigidez inicial, permitindo o movimento interfragmentar sob um peso pós-operatório reduzido, enquanto o aumento da rigidez secundária proporciona uma estabilização progressiva a cargas elevadas.

No presente trabalho foram revisados os conceitos sobre a influência da rigidez de placas ósseas na consolidação de ossos fraturados. Adicionalmente, foi realizada uma proposta preliminar de avaliação da rigidez axial destes componentes, baseada na teoria da deformação de Perren. Essa proposta pode auxiliar na avaliação dessa propriedade, que é a mais importante quando se trata da estabilidade de fraturas.

8 REFERÊNCIAS

AHMAD, M.; NANDA, R.; BAJWA, A. S.; CANDAL-COUTO, J.; GREEN, S.; HUI, A. C. Biomechanical testing of the locking compression plate: When does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? **Injury**, v. 38, n. 3, p. 358–364, mar. 2007.

ANGLIN, J.; KYLE, R. F.; MARSH, J. L.; VIRKUS, W. W.; WATTERS, W. C.; KEITH, M. W.; TURKELSON, C. M.; WIES, J. L.; BOYER, K. M. Locking plates for extremity fractures. **The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v. 17, n. 7, p. 465–472, 2009.

ASTM F382 - Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates. **ASTM INTERNATIONAL**, 2017.

AZIZIYEH, R.; AMIN, M.; HABIB, M.; GARCIA PERLAZA, J.; SZAFRANSKI, K.; MCTAVISH, R. K.; DISHER, T.; LÜDKE, A.; CAMERON, C. The burden of osteoporosis in four Latin American countries: Brazil, Mexico, Colombia, and Argentina. **Journal of Medical Economics**, v. 22, n. 7, p. 638–644, 3 jul. 2019.

BALDINI, A.; ZAFFE, D.; NICOLINI, G. Bone-defects healing by high-molecular hyaluronic acid: preliminary results. **Annali di stomatologia**, v. 1, n. 1, p. 2, 2010.

BIGHAM-SADEGH, A.; ORYAN, A. Basic concepts regarding fracture healing and the current options and future directions in managing bone fractures. **International Wound Journal**, v. 12, n. 3, p. 238–247, 1 jun. 2015.

BOTTLANG, M.; DOORNINK, J.; FITZPATRICK, D. C.; MADEY, S. M. Far cortical locking can reduce stiffness of locked plating constructs while retaining construct strength. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 91, n. 8, p. 1985–1994, 1 ago. 2009.

BOTTLANG, M.; TSAI, S.; BLIVEN, E. K.; VON RECHENBERG, B.; KLEIN, K.; AUGAT, P.; HENSCHER, J.; FITZPATRICK, D. C.; MADEY, S. M. Dynamic stabilization with active locking plates delivers faster, stronger, and more symmetric fracture-healing. **Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume**, v. 98, n. 6, p. 466–474, 16 mar. 2016.

BUCKLEY, R. E.; CHRISTOPHER, J.; MORAN, G.; APIVATTHAKAKUL, T. **AO Principles of Fracture Management Third Edition**. [s.l: s.n.].

CLAES, L.; REUSCH, M.; GÖCKELMANN, M.; OHNMACHT, M.; WEHNER, T.; AMLING, M.; BEIL, F. T.; IGNATIUS, A. Metaphyseal fracture healing follows similar biomechanical rules as diaphyseal healing. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 29, n. 3, p. 425–432, mar. 2011.

CORDEY', J.; BORGEAUD, M.; PERREN', S. M. Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws and the friction between plate and bone. **Int. J. Care Injured**, v. 3, p. 1, 2000.

CUNHA, L. A. M. DA; PONTES, M. D. DE S. Fraturas na criança: Estamos ficando mais cirúrgicos? **Revista Brasileira de Ortopedia**, 10 jun. 2022.

CUNNINGHAM, J. L.; KENWRIGHT, J.; KERSHAW, C. J. Biomechanical measurement of fracture healing. **Journal of Medical Engineering & Technology**, v. 14, n. 3, p. 92–101, 1990.

DIEGO ARIEL. **FRATURA DO PUNHO (RÁDIO DISTAL)**.

DÖBELE, S.; GARDNER, M.; SCHRÖTER, S.; HÖNTZSCH, D.; STÖCKLE, U.; FREUDE, T. DLS 5.0 - The biomechanical effects of dynamic locking screws. **PLoS ONE**, v. 9, n. 4, 10 abr. 2014.

DÖBELE, S.; HORN, C.; EICHHORN, S.; BUCHHOLTZ, A.; LENICH, A.; BURGGART, R.; NÜSSLER, A. K.; LUCKE, M.; ANDERMATT, D.; KOCH, R.; STÖCKLE, U. The dynamic locking screw (DLS) can increase interfragmentary motion on the near cortex of locked plating constructs by reducing the axial stiffness. **Langenbeck's Archives of Surgery**, v. 395, n. 4, p. 421–428, abr. 2010.

EBERLE, S.; GABEL, J.; HUNGERER, S.; HOFFMANN, S.; PÄTZOLD, R.; AUGAT, P.; BÜHREN, V. Auxiliary locking plate improves fracture stability and healing in intertrochanteric fractures fixated by intramedullary nail. **Clinical Biomechanics**, v. 27, n. 10, p. 1006–1010, dez. 2012.

EGOL, K. A.; KUBIAK, E. N.; FULKERSON, E.; KUMMER, F. J.; KOVAL, K. J. Biomechanics of Locked Plates and Screws. **J Orthop Trauma**, v. 18, n. 8, p. 488–493, 2004.

EPARI, D. R.; KASSI, J.-P.; SCHELL, H.; DUDA, G. N. Timely Fracture-Healing Requires Optimization of Axial Fixation Stability. **The Journal of Bone and Joint Surgery (American)**, v. 89, n. 7, p. 1575–1585, 2007.

FALAVINHA, R.; COSTA, C. Placa e parafuso no tratamento das fraturas da diáfise dos ossos da perna. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 32, n. 6, p. 431–436, 1197.

FDA. **Orthopedic Fracture Fixation Plates-Performance Criteria for Safety and Performance Based Pathway.** [s.l: s.n.]. Disponível em: <<https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfStandards/search.cfm>>.

FERNANDES, H.; REIS, F.; KOBERLE, G.; FALOPPA, F.; CHRISTIAN, R. Tratamento de fraturas diafisárias instáveis do fêmur com haste intramedular bloqueada*. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 32, n. 6, p. 418–424, 1997.

FERNANDES, H.; REIS, F.; TUCCI O, P. N.; BELANGERO, W.; JORGE ALVACHIAN FERNANDES, H.; BALDY DOS REIS, F.; FRANCISCO TUCCI NETO, P.; DIAS BELANGERO, W. Placa em ponte e haste intramedular bloqueada: estudo comparativo no tratamento de fraturas multifragmentárias da diáfise do fêmur. **Rev Bras Ortop**, v. 37, n. 9, 2002.

FERNANDES, M. G. A.; FONSECA, E. M. M.; BARBOSA, M. P.; NATAL, R. M. **ANÁLISE BIOMECÂNICA DAS FRATURAS DIAFISÁRIAS DO FÊMUR (TIPO B) UTILIZANDO UMA HASTE INTRAMEDULAR** *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*. [s.l: s.n.].

FORURIA, A. M.; CARRASCAL, M. T.; REVILLA, C.; MUNUERA, L.; SANCHEZ-SOTELO, J. Proximal humerus fracture rotational stability after fixation using a locking plate or a fixed-angle locked nail: The role of implant stiffness. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 4, p. 307–311, maio 2010.

FOSTER, A. L.; MORIARTY, T. F.; ZALAVRAS, C.; MORGENSTERN, M.; JAIPRAKASH, A.; CRAWFORD, R.; BURCH, M. A.; BOOT, W.; TETSWORTH, K.; MICLAU, T.; OCHSNER, P.; SCHUETZ, M. A.; RICHARDS, R. G.; METSEMAKERS, W. J. The influence of biomechanical stability on bone healing and fracture-related infection: the legacy of Stephan Perren. **Injury**, v. 52, n. 1, p. 43–52, 1 jan. 2021.

GANESH, V. K.; RAMAKRISHNA, K.; GHISTA, D. N. Biomechanics of bone-fracture fixation by stiffness-graded plates in comparison with stainless-steel plates. **BioMedical Engineering Online**, v. 4, 27 jul. 2005.

GARDNER, M. J.; BROPHY, R. H.; CAMPBELL, D.; MAHAJAN, A.; WRIGHT, T. M.; HELFET, D. L.; LORICH, D. G. The Mechanical Behavior of Locking Compression Plates Compared With Dynamic Compression Plates in a Cadaver Radius Model. **J Orthop Trauma**, v. 19, n. 9, p. 597–603, 2005.

GARDNER, M. J.; NORK, S. E.; HUBER, P.; KRIEG, J. C. Less rigid stable fracture fixation in osteoporotic bone using locked plates with near cortical slots. **Injury**, v. 41, n. 6, p. 652–656, jun. 2010.

GEFEN, A. **Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation** *Medical Engineering & Physics*. [s.l: s.n.]. Disponível em: <www.elsevier.com/locate/medengphy>.

GHIASI, M. S.; CHEN, J.; VAZIRI, A.; RODRIGUEZ, E. K.; NAZARIAN, A. **Bone fracture healing in mechanobiological modeling: A review of principles and methods** *Bone Reports* Elsevier Inc, , 1 jun. 2017.

GIANNOUDIS, P. V.; JONES, E.; EINHORN, T. A. Fracture healing and bone repair. **Injury**, v. 42, n. 6, p. 549–550, jun. 2011.

GOPALAN, H. **Bone Screws in Orthopaedic Surgery**. Disponível em: <<https://orthopaedicprinciples.com/2013/06/bone-screws-in-orthopaedic-surgery/>>. Acesso em: 17 jan. 2023.

GRACITELLI, M. E. C.; LOBO, F. L.; FERREIRA, G. M. A.; DA PALMA, M. V.; MALAVOLTA, E. A.; BENEGAS, E.; KOJIMA, K. E.; NETO, A. A. F.; DOS SANTOS SILVA, J. Avaliação do resultado do tratamento cirúrgico das fraturas desviadas do terço proximal do úmero com placa pré-moldada com parafusos bloqueados. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 48, n. 6, p. 491–499, nov. 2013.

HAK, D. J.; TOKER, S.; YI, C.; TORESON, J. The influence of fracture fixation biomechanics on fracture healing. **Orthopedics**, v. 33, n. 10, out. 2010.

HOFMANN-FLIRI, L.; EPARI, D. R.; SCHWYN, R.; ZEITER, S.; WINDOLF, M. Biphasic Plating – In vivo study of a novel fixation concept to enhance mechanobiological fracture healing. **Injury**, v. 51, n. 8, p. 1751–1758, 1 ago. 2020.

HOPPENFELD STANLEY; L. MURTHY VASANTHA. **Tratamento e Reabilitação de Fraturas**. [s.l: s.n.].

ISKRATSCH, T.; WOLFENSON, H.; SHEETZ, M. P. **Appreciating force and shape-the rise of mechanotransduction in cell biology** *Nature Reviews Molecular Cell Biology* Nature Publishing Group, , 11 dez. 2014.

KÄÄB, M. J.; FRENK, A.; SCHMELING, A.; SCHASER, K.; SCHÜTZ, M.; HAAS, N. P. Locked Internal Fixator Sensitivity of Screw/Plate Stability to the Correct Insertion Angle of the Screw. **J Orthop Trauma**, v. 18, n. 8, p. 483–487, 2004.

KHALAFI, A.; CURTISS, S.; HAZELWOOD, S.; WOLINSKY, P. The Effect of Plate Rotation on the Stiffness of Femoral LISS: A Mechanical Study. **J Orthop Trauma**, v. 20, n. 8, p. 542–546, 2006.

KHURANA, J. S. **Bone pathology**. [s.l.] Humana Press, 2009.

KUIPER, J. H.; FELLOW, B.; RICHARDSON, J. B.; THE, O.; JONES, R.; HUNT, A.; DWYER, J. S. M.; OWEN, P. J.; EVANS, G. A. STIFFNESS MEASUREMENTS TO ASSESS HEALING DURING LEG LENGTHENING A PRELIMINARY REPORT. **J Bone Joint Surg [Br]**, v. 78, p. 286–295, 1996.

LI, J.; QIN, L.; YANG, K.; MA, Z.; WANG, Y.; CHENG, L.; ZHAO, D. **Materials evolution of bone plates for internal fixation of bone fractures: A review** **Journal of Materials Science and Technology** Chinese Society of Metals, , 1 jan. 2020.

LILL, H.; HEPP, P.; KORNER, J.; KASSI, J. P.; VERHEYDEN, A. P.; JOSTEN, C.; DUDA, G. N. Proximal humeral fractures: How stiff should an implant be? A comparative mechanical study with new implants in human specimens. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v. 123, n. 2–3, p. 74–81, 2003.

MARCELO DAMADO. **Meu nome é Marcelo Damado, sou médico, e nesse post vou explicar de forma clara e objetiva tudo o que você precisa saber sobre MATERIAL ORTOPÉDICO caso pense em ser operado.** Disponível em: <<https://medicinaortopedica.com/2019/08/26/material-ortopedico/>>. Acesso em: 16 jan. 2023.

MARIANI, T. **Ensaio biomecânico de placas bloqueadas: comportamento dos parafusos bloqueados em diferentes angulações submetidos ao teste de arrancamento e influência do preenchimento dos orifícios médios na resistência ao teste de flexão.** 2010. Universidade de São Paulo, São Paulo.

MARSELL, R.; EINHORN, T. A. The biology of fracture healing. **Injury**, v. 42, n. 6, p. 551–555, 2011.

MIYAZAKI, A. N.; ESTELLES, J. R. D.; FREGONEZE, M.; SANTOS, P. D.; SILVA, L. A. DA; SELLA, G. DO V.; ISHIOKA, F. E.; ROSA, J. P.; CHECCHIA, S. L. Avaliação Das Complicações Do Tratamento Cirúrgico Das Fraturas Da Extremidade Proximal Do Úmero com “Placa Bloqueada”. **Rev Bras Ortop.**, v. 47, n. 5, p. 568–574, 2012.

MOORCROFT, C. I.; OGRODNIK, P. J.; THOMAS, P. B. M.; WADE, R. H. Mechanical properties of callus in human tibial fractures: a preliminary investigation. **Clinical Biomechanics**, v. 16, p. 776–782, 2001.

NOURISA, J.; ROUHI, G. Biomechanical evaluation of intramedullary nail and bone plate for the fixation of distal metaphyseal fractures. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 56, p. 34–44, 1 mar. 2016.

ORTHOINFO. **Fraturas distais do rádio (fratura do punho) (Distal Radius Fractures (Broken Wrist))**. Disponível em: <<https://orthoinfo.aaos.org/pt/diseases--conditions/fraturas-distais-do-radio-fratura-do-punho-distal-radius-fractures/>>. Acesso em: 16 jan. 2023.

PEDRO MIGUEL DE ALMEIDA TALAIA. **INTEGRIDADE ESTRUTURAL DE PLACAS DE OSTEOSSÍNTESE METÁLICA E COMPÓSITAS PARA FIXAÇÃO ÓSSEA**. 2007.

PERREN, S. M. Backgrounds of the technology of internal fixators. **Injury**, v. 34, n. SUPPL. 2, 2003.

PERREN, S. M.; 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. **J Bone Joint Surg [Br]**, v. 84, n. 8, p. 1093–110, 2002.

PIVONKA, P.; DUNSTAN, C. R. Role of mathematical modeling in bone fracture healing. **International Bone & Mineral Society**, v. 1, 14 nov. 2012.

PLECKO, M.; LAGERPUSCH, N.; ANDERMATT, D.; FRIGG, R.; KOCH, R.; SIDLER, M.; KRONEN, P.; KLEIN, K.; NUSS, K.; BÜRKI, A.; FERGUSON, S. J.; STOECKLE, U.; AUER, J. A.; VON RECHENBERG, B. The dynamisation of locking plate osteosynthesis by means of dynamic locking screws (DLS) - An experimental study in sheep. **Injury**, v. 44, n. 10, p. 1346–1357, out. 2013.

POZZI ISABEL; REGINALDO SANDRO; ALMEIDA MÚCIO; CRISTANTE ALEXANDRE. **MANUAL_TRAUMA_ORTOPEDICO**. **Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia**, 2011.

PROTOPAPPAS, V.; VAVVA, M.; FOTIADIS, D.; MALIZOS, K. Ultrasonic monitoring of bone fracture healing. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 55, n. 6, p. 1243–1255, jun. 2008.

R. SIMON ROBERT; C. SHERMAN SCOTT. **Emergências Ortopédicas**. [s.l.: s.n.].

RICHARDSON FRCS', J. B.; KENWRIGHT FRCS, J.; CUNNINGHAM PHD3 ', J. L.; JONES, R.; HUNT, A. Fracture stiffness measurement in the assessment and management of tibial fractures. **Clinical Biomechanics**, v. 7, p. 75–79, 1992.

RÖDERER, G.; GEBHARD, F.; DUERSELEN, L.; IGNATIUS, A.; CLAES, L. Delayed bone healing following high tibial osteotomy related to increased implant stiffness in locked plating. **Injury**, v. 45, n. 10, p. 1648–1652, 2014.

SFEIR, C.; HO, L.; DOLL, B. A.; AZARI, K.; HOLLINGER, J. O. Bone Regeneration and Repair: Biology and Clinical Applications. **J. Fracture Repair**, v. 11, p. 21–44, 2005.

SIDDIQUI, N. A.; AHMAD, Z. M.; KHAN, W. S. **A review of current management of metacarpal base fractures** *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja*, jul. 2012.

STOFFEL, K.; DIETER, U.; STACHOWIAK, G.; GÄCHTER, A.; KUSTER, M. S. Biomechanical testing of the LCP - How can stability in locked internal fixators be controlled? **Injury**, v. 34, n. SUPPL. 2, 2003.

STOFFEL, K.; LORENZ, K.-U.; KUSTER, M. S. Biomechanical Considerations in Plate Osteosynthesis: The Effect of Plate-to-Bone Compression With and Without Angular Screw Stability. **Injury**, v. 34, p. 11–19, 2003.

STOFFEL, K.; LORENZ, K.-U.; KUSTER, M. S. Biomechanical Considerations in Plate Osteosynthesis: The Effect of Plate-to-Bone Compression With and Without Angular Screw Stability. **J Orthop Trauma**, v. 21, n. 6, p. 362–368, 2007.

TAKIGAMI, H.; SAKANO, H.; SAITO, T. Internal fixation with the low profile plate system compared with Kirschner wire fixation: clinical results of treatment for metacarpal and phalangeal fractures. **Hand surgery : an international journal devoted to hand and upper limb surgery and related research : journal of the Asia-Pacific Federation of Societies for Surgery of the Hand**, v. 15, n. 1, p. 1–6, 2010.

TIAN, L.; TANG, N.; NGAI, T.; WU, C.; RUAN, Y.; HUANG, L.; QIN, L. **Hybrid fracture fixation systems developed for orthopaedic applications: A general review** *Journal of Orthopaedic Translation* Elsevier (Singapore) Pte Ltd, , 1 jan. 2019.

UTVÅG, E. Effects of nail rigidity on fracture healing. **Arch Orthop Trauma Surg**, n. 118, p. 7–13, 1998.

VICENTI, G.; PESCE, V.; TARTAGLIA, N.; ABATE, A.; MORI, C. M.; MORETTI, B. Micromotion in the fracture healing of closed distal metaphyseal tibial fractures: A multicentre prospective study. **Injury**, v. 45, n. S6, p. S27–S35, 1 dez. 2014.

WEAVER, M. J.; CHAUS, G. W.; MASOUDI, A.; MOMENZADEH, K.; MOHAMADI, A.; RODRIGUEZ, E. K.; VRAHAS, M. S.; NAZARIAN, A. The effect of surgeon-controlled variables on construct stiffness in lateral locked plating of distal femoral fractures. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 22, n. 1, 1 dez. 2021.

WILSON, C. J.; EPARI, D. R.; ERNST, M.; ARENS, D.; ZEITER, S.; WINDOLF, M. Morphology of bony callus growth in healing of a sheep tibial osteotomy. **Injury**, v. 52, n. 1, p. 66–70, 1 jan. 2021.

WINDOLF, M.; Varjas, V.; Gehweiler, D.; Schwyn, R.; Arens, D.; Constant, C.; Zeiter, S.; Richards, R.G.; Ernst, M. Continuous Implant Load Monitoring to Assess Bone Healing Status—Evidence from Animal Testing. *Medicina* 2022, 58, 858. <https://doi.org/10.3390/medicina58070858>

WU, A. M.; ET. AL. Global, regional, and national burden of bone fractures in 204 countries and territories, 1990–2019: a systematic analysis from the Global Burden of Disease Study 2019. **The Lancet Healthy Longevity**, v. 2, n. 9, p. e580–e592, 1 set. 2021.