



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS MÉDICAS

Matheus Maciel Vilela

**Comparação biomecânica de três sistemas placa-parafuso para o tratamento  
de fraturas cominutivas da extremidade distal da fíbula**

Florianópolis

2024

Matheus Maciel Vilela

**Comparação biomecânica de três sistemas placa-parafuso para o tratamento de fraturas cominutivas da extremidade distal da fíbula**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências Médicas.

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

Coorientador: Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, Dr.

Florianópolis

2024

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

Vilela, Matheus Maciel

Comparação biomecânica de três sistemas placa-parafuso para o tratamento de fraturas cominutivas da extremidade distal da fíbula / Matheus Maciel Vilela ; orientador, Carlos Rodrigo de Mello Roesler, coorientador, Jefferson Luiz Brum Marques, 2024.

45 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós Graduação em Ciências Médicas, Florianópolis, 2024.

Inclui referências.

1. Ciências Médicas. 2. Fratura de fíbula. 3. Ensaio biomecânico. 4. Placas bloqueadas. 5. Placa terço de tubo. I. Roesler, Carlos Rodrigo de Mello. II. Marques, Jefferson Luiz Brum. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas. IV. Título.

Matheus Maciel Vilela

**Comparação biomecânica de três sistemas placa-parafuso para o tratamento de fraturas cominutivas da extremidade distal da fíbula**

O presente trabalho em nível de Mestrado foi avaliado e aprovado, em 07 de novembro de 2023, pela banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr.  
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Ari Digiácomo Ocampo Moré, Dr.  
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Luiz Eduardo Moreira Teixeira, Dr.  
Universidade Federal de Minas Gerais

Certificamos que esta é a versão original e final do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de Mestre em Ciências Médicas.

---

Coordenação do Programa de Pós-Graduação

---

Prof. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr.  
Orientador

Florianópolis, 2024.

*À minha família.*

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço sinceramente a todas as pessoas que tornaram possível a realização deste trabalho, contribuindo com seu tempo, conhecimento e apoio.

Agradeço à minha família, amigos e à minha companheira Letícia pelo apoio incondicional ao longo desta jornada. O carinho e suporte de cada um de vocês são fundamentais para o meu crescimento e sucesso, e sou imensamente grato por tê-los ao meu lado.

Agradeço profundamente aos professores, preceptores e colegas em Belo Horizonte, especialmente na Faculdade de Medicina da UFMG e no serviço de ortopedia do Hospital da Unimed-BH. Seu valioso conhecimento e orientação foram fundamentais para minha formação e crescimento pessoal e profissional.

Agradeço sinceramente aos professores Dr. Carlos Rodrigo de Mello Roesler e Dr. Jefferson Luiz Brum Marques pela colaboração essencial no sucesso deste trabalho. Sua orientação e habilidade em facilitar o diálogo entre medicina e engenharia foram fundamentais para o desenvolvimento deste projeto.

Agradeço à indústria brasileira pelo apoio à ciência e produção científica. Especialmente, expresso minha gratidão à Hexagon-Brasil e ao Felipe Machado, pelo suporte e confiança no projeto, elementos essenciais para seu sucesso.

Expresso meu sincero agradecimento à UFSC e aos pesquisadores do Laboratório de Engenharia Biomecânica, meu sincero agradecimento pela contribuição valiosa e orientação durante as fases deste estudo, em especial ao Arthur, companhia diária na execução dos testes.

E, finalmente, expresso profunda gratidão aos pacientes que confiaram em mim ao longo da minha formação até o dia de hoje, reconhecendo a responsabilidade de suas vidas em minhas mãos. Expresso também minha antecipada gratidão aos futuros pacientes, que motivam minha constante busca por aprendizado e aprimoramento na área médica.

## RESUMO

Neste estudo, investigou-se o desempenho biomecânico de diferentes métodos de fixação com placas em fraturas maleolares laterais desviadas, com ênfase em fraturas cominutivas. A abordagem padrão-ouro de redução aberta e fixação interna muitas vezes encontra limitações nesses casos, levando à consideração da placa ponte como alternativa. Trinta fíbulas compósitas (Sawbone) foram utilizadas, realizando osteotomias duplas padronizadas de 3,5 mm para simular fraturas Weber B. Criou-se um "gap" representando uma zona de cominuição, onde os fragmentos principais não estavam em contato direto. Três grupos foram estabelecidos para estabilizar a fratura fibular distal simulada: Grupo 1 com placa terço de tubo padrão (TT), Grupo 2 com placa terço de tubo com bloqueio (TTB) e Grupo 3 com placa fíbula distal bloqueada (FDB). A avaliação biomecânica envolveu ensaios de compressão, flexão e torção, mensurando rigidez flexural, axial e torcional, além de força máxima na flexão e torque máximo. Os resultados evidenciaram que o sistema de placas TTB proporcionou rigidez significativamente superior em comparação com o sistema de placa de bloqueio fibular e o sistema de terço de tubo padrão. Além disso, o sistema TTB demonstrou maior resistência mecânica em testes destrutivos. Concluiu-se que fraturas cominutivas da fíbula distal, quando fixadas com placas terço de tubo bloqueadas, conferem maior rigidez do que aquelas fixadas com placas tubulares de terço de tubo não bloqueadas ou placas para fíbula bloqueadas de baixo perfil. Essas informações são valiosas para orientar a prática clínica, proporcionando uma base para a escolha de métodos que otimizem a estabilidade em casos específicos de fraturas maleolares laterais desviadas. Em resumo, este estudo contribuiu significativamente para a compreensão da eficácia biomecânica de diferentes técnicas de fixação em fraturas maleolares laterais desviadas, proporcionando informações práticas para a escolha de métodos que otimizem a estabilidade, especialmente em situações complexas como fraturas cominutivas.

**Palavras-chave:** fraturas maleolares laterais; fixação interna; placas laterais; desempenho biomecânico; fraturas cominutivas; placa ponte; osteotomias; Sawbone; rigidez flexural; rigidez axial; rigidez torcional; ensaios biomecânicos; ensaios destrutivos; fíbula distal; Weber B; terço de tubo; placas bloqueadas; redução aberta; fixação interna.

## ABSTRACT

In this study, the biomechanical performance of different plate fixation methods in deviated lateral malleolar fractures was investigated, with an emphasis on comminuted fractures. The gold standard approach of open reduction and internal fixation often encounters limitations in these cases, leading to the consideration of the bridge plate as an alternative. Thirty composite fibulas (Sawbone) were utilized, undergoing standardized double osteotomies of 3.5 mm to simulate Weber B fractures. A gap representing a comminution zone was created, where the main fragments were not in direct contact. Three groups were established to stabilize the simulated distal fibular fracture: Group 1 with standard one-third tubular plate (TT), Group 2 with one-third tubular plate with locking (TTB), and Group 3 with locked distal fibular plate (FDB). Biomechanical evaluation included compression, flexion, and torsion tests, measuring flexural, axial, and torsional stiffness, as well as maximum bending force and maximum torque. The results showed that the TTB plate system provided significantly higher stiffness compared to the fibular blocking plate system and the standard one-third tubular plate system. Additionally, the TTB system demonstrated greater mechanical resistance in destructive tests. It was concluded that comminuted fractures of the distal fibula, when fixed with locked one-third tubular plates, confer greater stiffness than those fixed with non-locked one-third tubular plates or low-profile fibular blocking plates. This information is valuable for guiding clinical practice, providing a basis for choosing methods that optimize stability in specific cases of deviated lateral malleolar fractures. In summary, this study significantly contributes to the understanding of the biomechanical efficacy of different fixation techniques in deviated lateral malleolar fractures, offering practical insights for selecting methods that optimize stability, especially in complex situations like comminuted fractures.

**Keywords:** lateral malleolar fractures; internal fixation; lateral plates; biomechanical performance; comminuted fractures; bridge plate; osteotomies; Sawbone; flexural stiffness; axial stiffness; torsional stiffness; biomechanical tests; destructive tests; distal fibula; Weber B; one-third tubular; locked plates; open reduction; internal fixation.



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>9</b>
2	OBJETIVOS.....	13
2.1	OBJETIVO GERAL.....	13
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	13
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>14</b>
3.1	OSSOS COMPÓSITOS.....	14
3.2	PLACAS ÓSSEAS E GRUPOS DE PESQUISA.....	14
3.3	OSTEOTOMIAS.....	16
3.4	CIMENTAÇÃO.....	17
3.5	TESTES BIOMECÂNICOS.....	19
<b>4</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>24</b>
4.1	RIGIDEZ.....	24
4.2	FORÇA MÁXIMA.....	26
4.3	MÉTODOS DE FALHA.....	27
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>28</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>33</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>34</b>
	<b>APÊNDICE A – COMPILAÇÃO DE DADOS.....</b>	<b>38</b>
	<b>APÊNDICE B - COMPILAÇÃO DE DADOS REFERENTES AOS</b>	
	<b>MÉTODOS DE FALHAS.....</b>	<b>43</b>

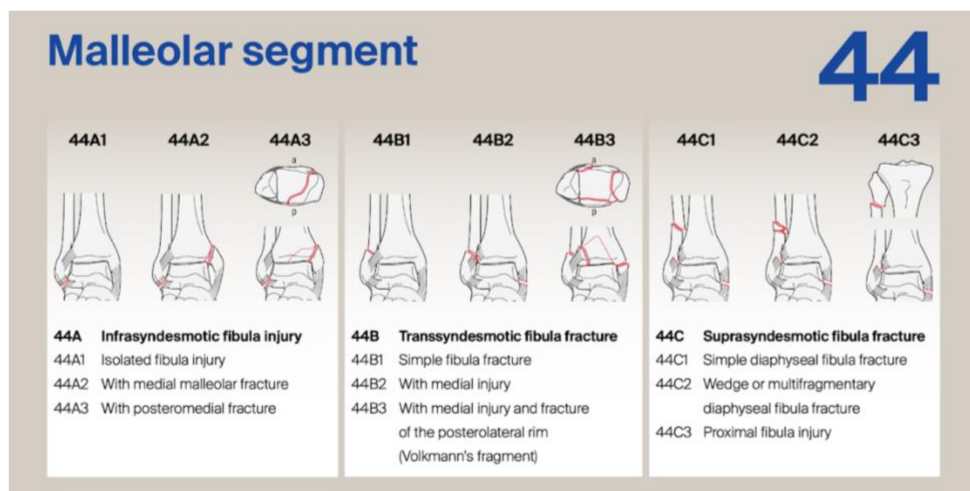
## 1. INTRODUÇÃO

As fraturas do tornozelo figuram entre as cinco de maior incidência, representando cerca de 9% do universo de fraturas e impactando de forma significativa a qualidade de vida e capacidade funcional dos pacientes. [1, 2] Suas taxas variam entre 71 e 187 a cada 100.000 pessoas por ano. [1, 3, 4, 5]

As fraturas do tornozelo podem ser classificadas baseadas na anatomia, no mecanismo de lesão ou na estabilidade.

- Quanto à divisão anatômica, elas podem ser consideradas uni, bi ou tri maleolares e, ainda, pode-se avaliar a topografia da fratura da fíbula, descrita por Danis-Weber como infra-sindesmais (A), trans-sindesmais (B) e supra-sindesmais (C);
- Quanto ao mecanismo de lesão, a classificação descrita por Lauge-Hansen, leva-se em conta a posição do pé no momento da fratura (supinação ou pronação) e a força deformante no tornozelo (abdução, adução e rotação externa).
- O grupo AO desenvolveu um sistema alfanumérico para descrever fraturas em uma linguagem comum e facilitar a comunicação entre ortopedistas (Figura 1) É uma classificação que dialoga com as demais, buscando manter os parâmetros unânimes de cada uma. No caso das fraturas do tornozelo, elas são identificadas como 44.A, B ou C, com seus respectivos subtipos. [15]

**Figura 1 - Classificação AO/OTA**



Fonte: Meinberg E, Agel J, Roberts C, et al. Fracture and Dislocation Classification Compendium—2018. *J Orthopaed Trauma*. 2018 Jan;32 (Suppl 1).

As fraturas distais da fíbula mais comuns são as transindesmóticas de Danis-Weber B (90%) (Figura 2), seguidas pelas fraturas de Danis-Weber A (8%) e Danis-Weber C (2%). [16]

**Figura 2** - Fratura Weber B em radioscopia



Fonte: Inauen, P. & Giger, A (illustrators). In: Transsyndesmotic, lateral isolated multifragmentary fracture. AO Surgery Reference Website. Disponível em:

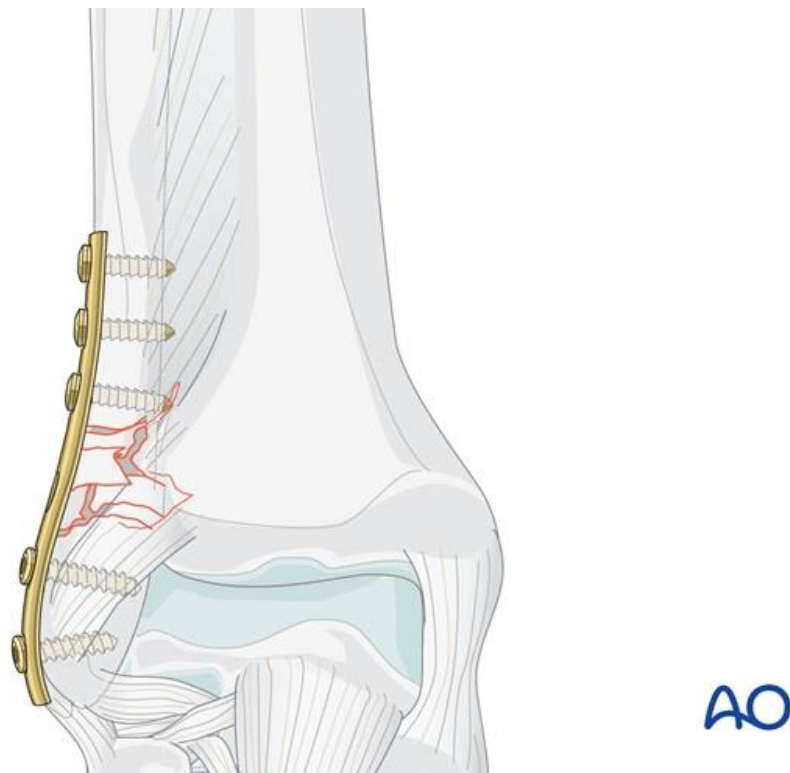
<https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/malleoli/transsyndesmotic-lateral-isolated-multifragmentary-fracture/definition>

O tratamento das fraturas do tornozelo consiste na redução da articulação tibiofibular distal. Portanto, a restauração do comprimento, eixo e rotação da fíbula é crucial e deve ser verificada no intraoperatório sob intensificação de imagem. [17] As opções de tratamento incluem manejo conservador com imobilização ou cirurgia com fixação interna ou externa, a depender do tipo e gravidade da fratura, assim como condições e preferências do paciente. [3, 5]

Casos que cursam sem instabilidade e sem desvios da fratura acima de 2 mm podem ser tratados de forma conservadora ou não operatória. Já fraturas instáveis exigem redução aberta e fixação interna. [17, 18] Existem inúmeras técnicas

descritas, mas o tratamento padrão, que é preconizado pela entidade internacional voltada para fraturas AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen), é a redução aberta e fixação interna utilizando parafuso interfragmentário e placa neutralizadora, quando possível. Trata-se de um método tradicional, bem estabelecido e difundido. Entretanto, nas fraturas cominutivas não é possível o uso de parafusos interfragmentares, sendo que, neste caso, a técnica de placa em ponte utiliza o implante como tutor extramedular (Figura 3), fixada aos dois fragmentos principais, enquanto a zona de fratura permanece praticamente intocada. [19]

**Figura 3** - Representação de placa ponte utilizada em fratura cominutiva da extremidade distal da fíbula



Fonte: Inauen, P. & Giger, A (illustrators). In: Transsyndesmotic, lateral isolated multifragmentary fracture. AO Surgery Reference Website. Disponível em:

<https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/malleoli/transsyndesmotic-lateral-isolated-multifragmentary-fracture/definition>

Em pacientes com idade avançada, a fixação cirúrgica pode ser mais desafiadora tanto pela redução de densidade óssea quanto também por outras possíveis comorbidades. [18, 20] A depender do tipo de fratura, a fixação interna

pode se dar através do uso de placa bloqueada ou não, banda de tensão, haste intramedular, parafusos de tração ou uma combinação de técnicas. [21]

Portanto, as características biomecânicas distintas de cada tipo de fixação com placa e parafusos passam a ser ainda mais importantes e os cirurgiões devem basear suas escolhas de acordo com estudos que acrescentem resultados clínicos somados aos biomecânicos para decidir qual o melhor implante a ser aplicado em determinada fratura e em determinado tipo de paciente. O presente estudo biomecânico se propõe justamente a contribuir para essa tomada de decisão, visando otimizar os tratamentos disponíveis e a melhora dos pacientes.

## 2. OBJETIVOS

### 2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo do presente estudo é investigar o comportamento biomecânico de três diferentes conjuntos placa-osso, buscando averiguar se há diferenças significativas quanto à rigidez e carga máxima obtida nos respectivos sistemas de fixação em fraturas da fíbula, Weber B, produzidas em ossos compósitos por meio de ensaios biomecânicos *in vitro*.

### 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar e comparar a rigidez dos sistemas osso-implante sob carregamento axial, flexural e torsional;
- Determinar e comparar a carga máxima nos diferentes sistemas osso-implante sob carregamentos de flexão lateral e torsional;
- Determinar e comparar o modo de falha nos diferentes sistemas osso-implante sob testes destrutivos.

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 OSSOS COMPÓSITOS

Foram utilizados trinta ossos compósitos de quarta geração (Figura 4 - Sawbones®, Vashon Island, WA, EUA, código de catálogo 3427 — extremidade distal de fíbula esquerda com 3.2 mm de canal e 110 mm de comprimento), assegurando a uniformidade dos materiais nos ensaios biomecânicos que comparam três diferentes sistemas placa-osso utilizados em fraturas da extremidade distal de fíbulas.

**Figura 4** - Fotografia de fíbula compósita de quarta geração - Extremidade distal de fíbula esquerda



Fonte: elaborado pelo autor

#### 3.2 PLACAS ÓSSEAS E GRUPOS DE PESQUISA

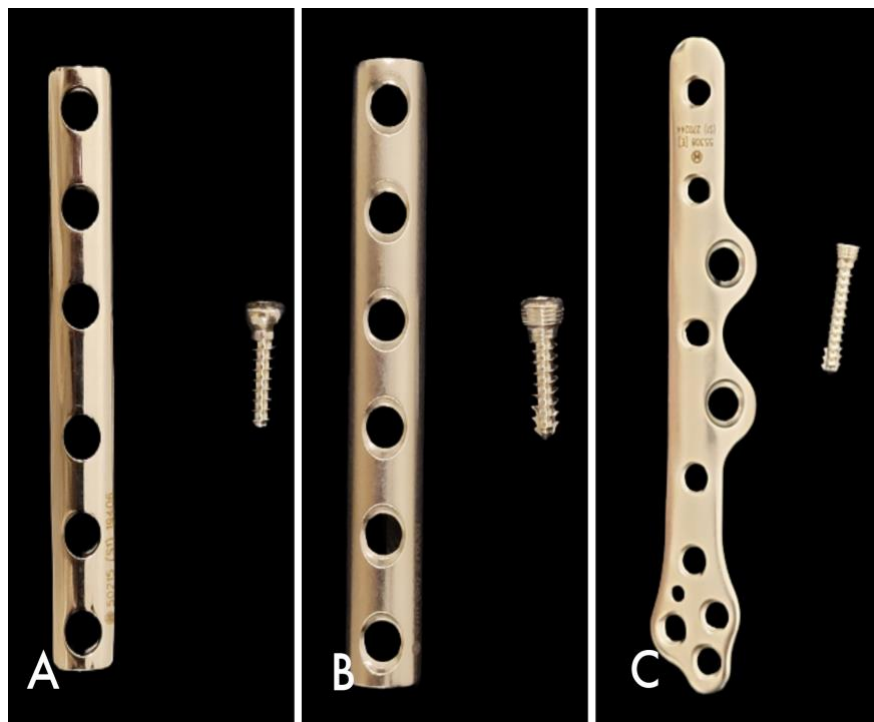
Foram utilizados três tipos de placas em aço inoxidável do mesmo fabricante (Hexagon Brasil, Itapira, SP): placa terço de tubo (referência 19906 - 73 mm comprimento), placa terço de tubo com bloqueio (referência 276061 - 69 mm comprimento) e placa para fíbula com bloqueio (referência 270244 - 80 mm comprimento). As placas foram escolhidas de forma terem comprimento mais

próximo entre elas, embora a placa para fíbula tivesse mais furos que as demais.

As fíbulas foram divididas, aleatoriamente, em três grupos de dez, as placas foram aplicadas conforme atribuição do grupo utilizando as técnicas e instrumentação recomendadas pelo fabricante, conforme segue:

- **Grupo 1 (n = 10):** Placa terço de tubo 6 furos (TT) (Figura 5.A)  
A placa foi posicionada e fixada utilizando seis parafusos corticais 3,5 mm, sendo três parafusos proximais e três parafusos distais à osteotomia.
- **Grupo 2 (n = 10):** Placa terço de tubo com bloqueio 6 furos (TTB)(Figura 5.B)  
A placa foi posicionada e fixada utilizando seis parafusos corticais rosqueáveis 3,5 mm, sendo três parafusos proximais e três parafusos distais à osteotomia.
- **Grupo 3 (n = 10):** Placa para fíbula com bloqueio (PFB) (Figura 5.C)  
A placa foi posicionada e fixada utilizando oito parafusos corticais rosqueáveis 2,7 mm, sendo três parafusos proximais e cinco parafusos distais à osteotomia.

**Figura 5** - Fotografia de placas e parafusos - A - Terço de tubo / B - Terço de tudo bloqueada / C - Placa para fíbula com bloqueio



Fonte: elaborado pelo autor



Além da montagem das placas, cada fíbula recebeu em sua extremidade distal uma unidade de parafuso metálico auto rosqueante, a fim aumentar a superfície de contato e aderência da fíbula ao cimento. (Figura 6).

**Figura 6** - Parafuso para aumento de superfície de contato

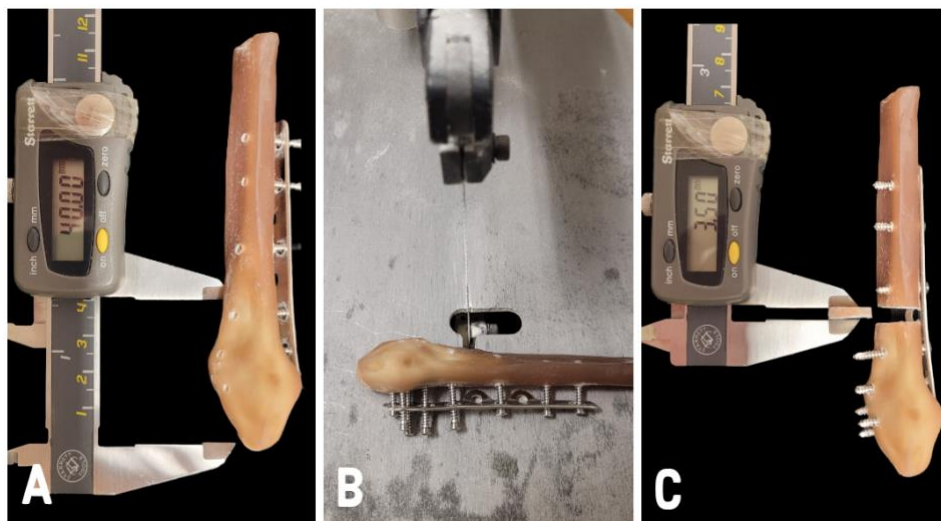


Fonte: elaborado pelo autor

### 3.3 OSTEOTOMIAS

Utilizando cuidadosamente uma serra oscilante nos ossos já instrumentados, foram simuladas fraturas cominutivas Weber B, por meio de osteotomias paralelas, padronizadas em 40 mm e 43,5 mm proximais à ponta da fíbula, criando um espaço de aproximadamente 3,5 mm, representando uma situação em que ambos os fragmentos principais não possuíam mais contato direto (Figura 7).

**Figura 7** - Fotografias ilustrando o processo de osteotomias. A) aferição de local de osteotomia e serra oscilante - B) serra oscilante - C) aferição de fragmento retirado

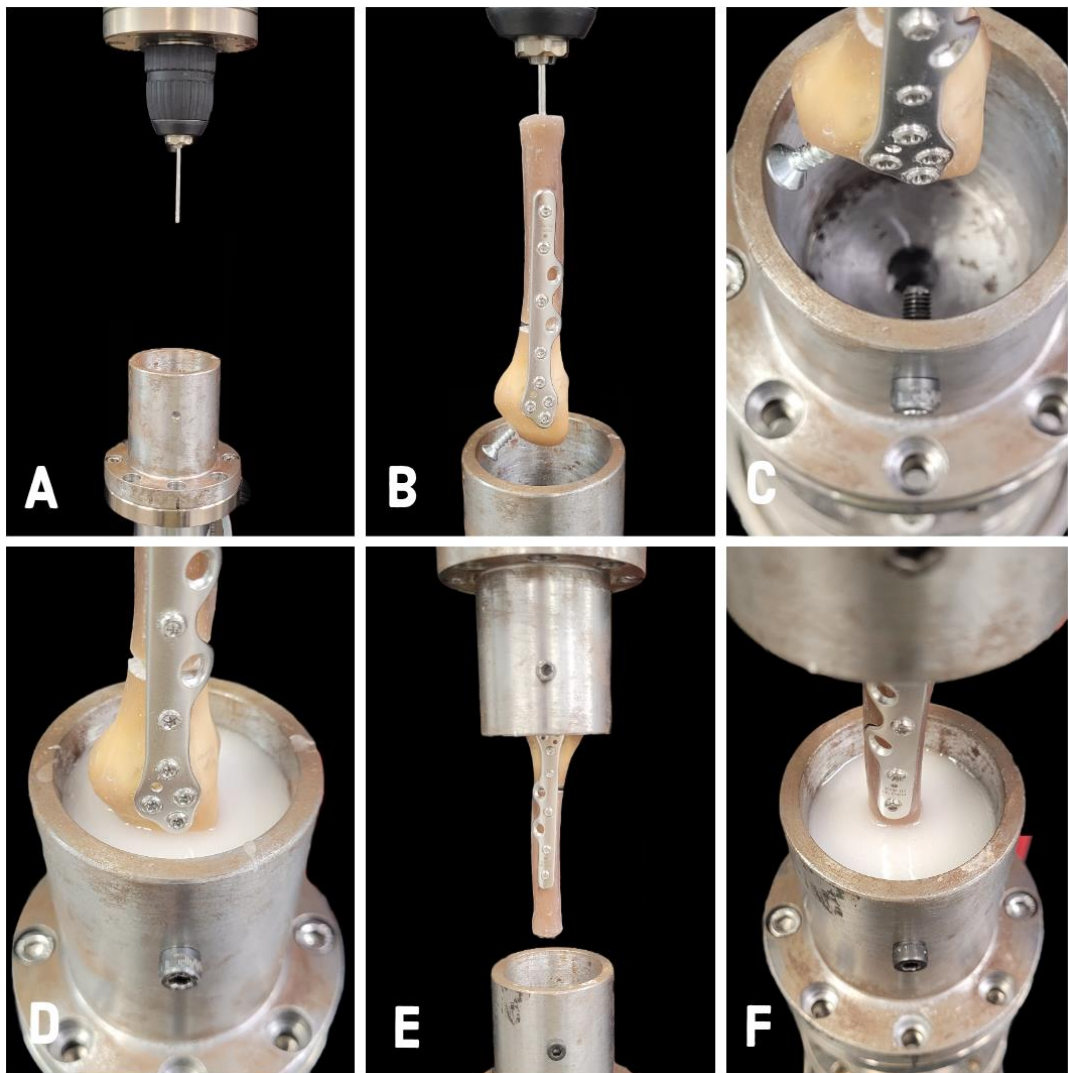


Fonte: elaborado pelo autor

### 3.4 CIMENTAÇÃO

As fíbula já fixadas com as placas e osteotomizadas foram posicionadas na máquina de ensaios universal guiadas por um fio de Kirschner de 1,5 mm intramedular anterógrado, que fora fixado temporariamente com adesivo à base de cianoacrilato (Figura 8). Este fio intramedular garantiu o alinhamento adequado para realização da cimentação (Fig. 8.A-8.B). Posteriormente, cada fíbula compósita com sua porção mais distal foi imersa até um ponto a 5 mm do limite inferior da placa em resina acrílica de polimetilmetacrilato (Artigos Odontológicos Clássico LTDA, São Paulo, Brasil), que havia sido despejada em um dispositivo metálico especialmente desenvolvido para este fim, com volume interno em tronco de cone (Fig. 8.C-8.D).

**Figura 8** - Fotografias ilustrando processo de cimentação



Fonte: elaborado pelo autor

Após a cura da resina, o fio intramedular era retirado e o sistema invertido. A extremidade proximal do osso composto então era direcionada a um dispositivo idêntico preenchido com cimento ósseo e o constructo imerso até 5 mm da extremidade proximal da placa (Fig. 8.E-8.F).

Essa montagem visava permitir a ejeção posterior do cimento e a reutilização do dispositivo para os ensaios subsequentes, conforme demonstrado na Figura 9. Esse dispositivo metálico para fixação do osso composto foi projetado de forma a permitir a padronização da fixação do osso em relação ao alinhamento axial e à distância do cimento até a placa, além de permitir o devido acoplamento dos corpos de prova nas máquinas utilizadas nos ensaios.

**Figura 9** - Fotografia de corpo de prova finalizado



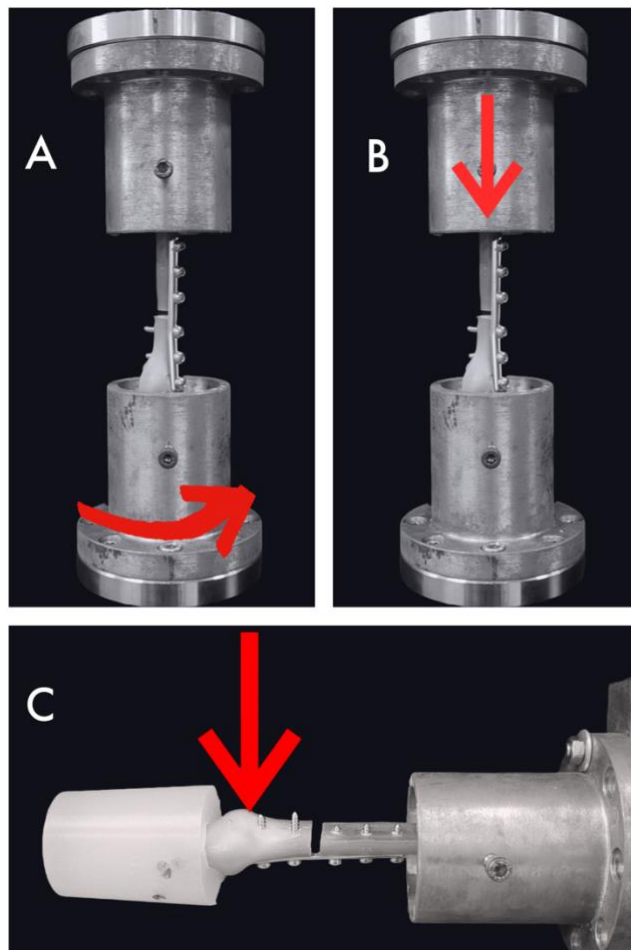
Fonte: elaborado pelo autor

### 3.5 TESTES BIOMECÂNICOS

Os ensaios biomecânicos foram realizados no Laboratório de Engenharia Biomecânica do Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina.

As características mecânicas dos sistemas de fixação foram avaliadas com 3 configurações diferentes: teste de torção, teste de compressão axial e teste de flexão lateral (Figura 10).

**Figura 10** - Representação de testes realizados: A) Rotação externa - B) Compressão axial - C) Flexão lateral

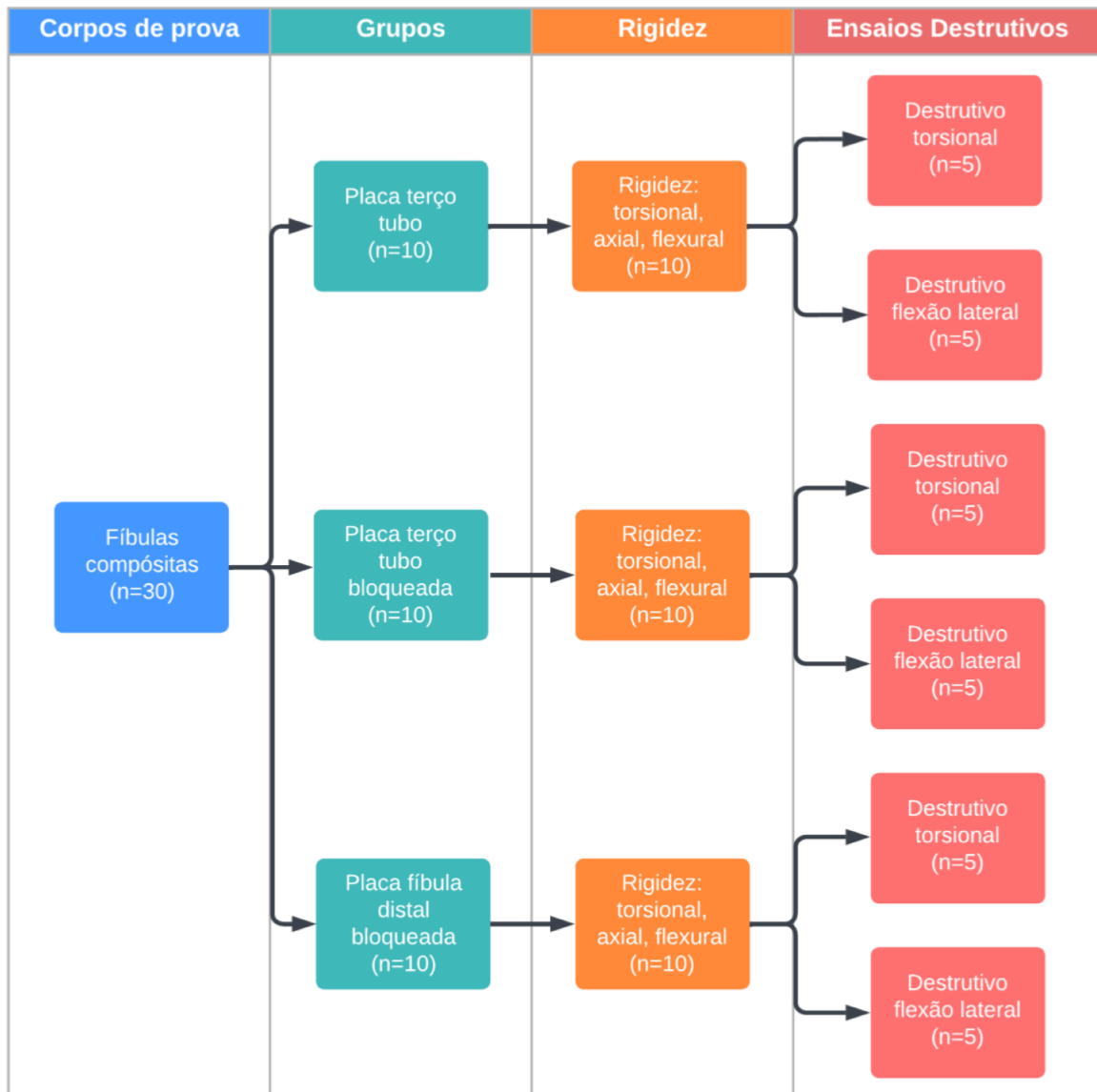


Fonte: elaborado pelo autor

Para cada configuração, a rigidez do sistema de fixação foi avaliada utilizando 10 amostras para cada grupo. Após isso, a resistência máxima foi avaliada para testes de torção e flexão utilizando 5 amostras por grupo. As amostras representativas de cada grupo foram alocadas de forma aleatória para a execução

dos testes destrutivos em flexão lateral ou torsional. (Figura 11) Os parafusos de fixação foram verificados antes de cada teste para confirmar o aperto e ajustados, se necessário, usando um torquímetro de 1,5 Nm. Todos os dados de teste foram registrados a 20 Hz utilizando o software dedicado da máquina.

**Figura 11** - Representação de metodologia através de fluxograma



Fonte: elaborado pelo autor

### 3.5.1 Teste preliminar de rigidez

Para torção e rigidez axial, cada amostra foi acoplada a um copo fixado ao atuador rotativo de uma máquina de ensaios universal (Zwick/Roell modelo Z2.5 TN; Ulm, Alemanha) utilizada para ensaios axiais e de torção em materiais (Figura 12),

conforme Figura 10(A) e 10(B). Foi utilizado transdutor de força com capacidade de 2,5 kN e transdutor de torque com capacidade de 20 Nm. Ambos os transdutores apresentam um erro sistemático máximo inferior a 0,5% do valor medido. Para medição da rigidez axial, foi aplicada uma pré-carga de 1 mm/min até 5 N e posteriormente foi realizado um carregamento de 0,02 mm/min até atingir 30 N. Para a rigidez torsional, foi aplicada uma pré-carga de 5 graus/min de taxa de torção até atingir 0,02 Nm, e, após isso, uma taxa de carregamento de 10 graus/min até 0,4 N/m. Enquanto o teste estava sendo executado, uma força axial de 5 N foi mantida.

**Figura 12** - Máquina de ensaios universal - Zwick/Roell modelo Z2.5



Fonte: elaborado pelo autor

A flexão lateral foi definida como o movimento medial para lateral do fragmento distal em relação ao eixo central proximal-distal da construção. Para a rigidez à flexão lateral, o corpo de prova foi fixado à máquina, posicionando sua



extremidade proximal em um suporte metálico preso a uma placa vertical, de modo que a fíbula ficasse orientada horizontalmente e a extremidade distal ficasse livre, conforme mostrado na Figura 10(C). O dispositivo de aplicação de carga foi posicionado em um ponto a 25 mm do centro da fratura simulada da fíbula no tubérculo posterior da fíbula. Esses testes de flexão dos construtos foram realizados em uma máquina de ensaios universal servoelétrica (Shimadzu modelo AGS-X 100kN Corp., Kyoto, Japão) (Figura 13). Foi utilizado transdutor de força com capacidade de 1 kN e erro sistemático máximo inferior a 0,5% do valor medido. Uma pré-carga de 1 mm/min até 2 N foi aplicada e, posteriormente, a carga foi realizada a 1 mm/min até atingir 20 N. Vale salientar que para determinar a rigidez dos sistemas as cargas foram baixas com o intuito de não extrapolar a tensão de escoamento nos respectivos testes, não alterando qualquer característica dos corpos de prova e os mantendo na condição de virgens.

**Figura 13** - Máquina de ensaios universal servoelétrica – Shimadzu AGS-X 100kN



Fonte: elaborado pelo autor

### 3.5.2 Teste destrutivo

Foram realizados dois ensaios destrutivos para determinar a resistência máxima das construções. Esses testes foram conduzidos usando a mesma configuração de máquina e fixação do teste de rigidez correspondente. Tendo em vista que todos os ensaios foram realizados com controle de deslocamento, a falha foi considerada assim que o sistema apresentou queda brusca de força ou torque, representando diminuição de sua estabilidade mecânica, enquanto a resistência máxima foi considerada como o valor máximo de força ou torque antes da falha.

Para a resistência máxima à torção, foi aplicada uma pré-carga de 5 graus/min de taxa de torção até atingir 0,02 Nm e, posteriormente, uma carga de 15 graus/min foi aplicada levando à falha enquanto uma carga axial de 30 N foi mantida. Para a máxima resistência à flexão lateral, foi aplicado deslocamento no braço de alavanca a uma taxa de 1 mm/min até 2 N como pré-carga, após isso, uma carga de 10 mm/min até a falha do sistema de fixação.

### 3.5.3 Análise estatística

A primeira etapa da análise dos dados consistiu em verificar a homogeneidade das variâncias utilizando o método qualitativo gráfico quantil-quantil (q-q) e o teste de Levene como análise quantitativa. Uma análise de variância unidirecional (ANOVA) foi usada para avaliar o efeito do tipo de placa na rigidez torsional, axial e de flexão lateral, bem como na força máxima de flexão lateral e na força máxima de torção. O teste de Tukey foi realizado para comparação pareada.

Para dados sem homogeneidade de variâncias utilizou-se a transformação logarítmica ou o teste não paramétrico de Kruskal Wallis. O poder de cada teste também foi calculado. O nível alfa foi fixado em 0,05 para ser considerado significativo.



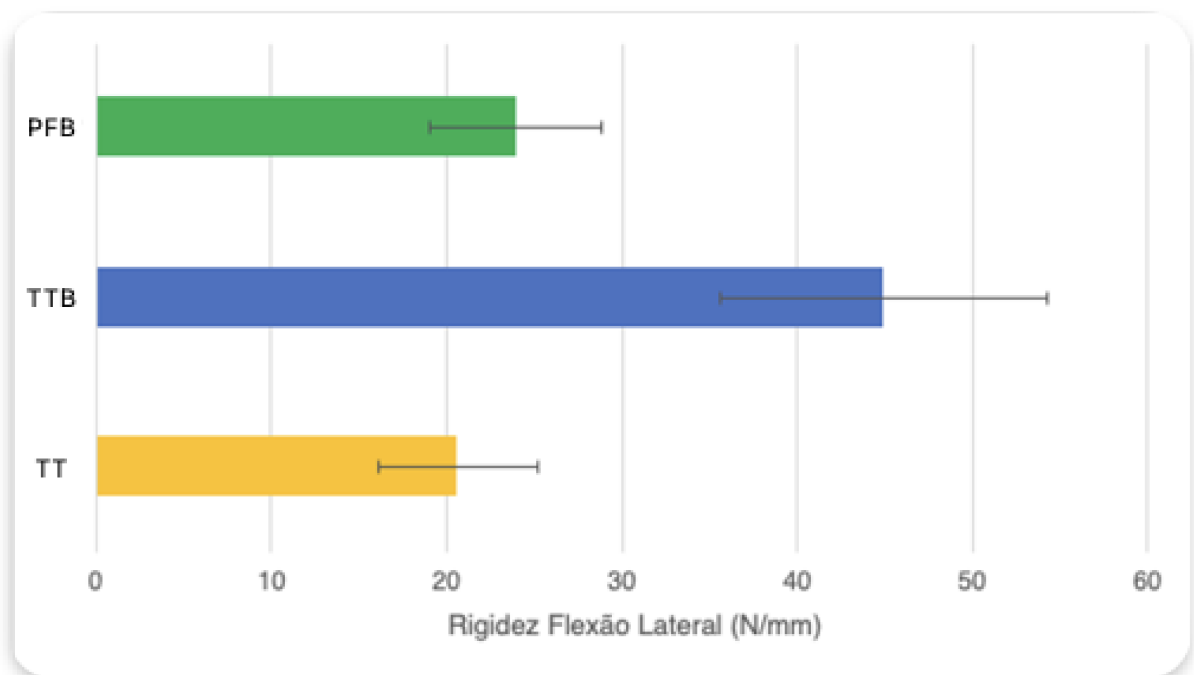
## 4. RESULTADOS

Os valores de rigidez axial, rigidez torsional, rigidez à flexão, torque máximo e máxima resistência à flexão medidos para os três grupos de pesquisa são apresentados em tabelas no apêndice A.

### 4.1 RIGIDEZ

Os resultados mostraram um efeito significativo dos sistemas de placas na rigidez à torção ( $P < 0,001$ ) e à flexão lateral ( $P < 0,001$ ). O sistema de TTB apresentou rigidez significativamente maior quando comparado ao sistema PFB e ao sistema de TT. Comparando o PFB e a TT, não houve diferença estatística para rigidez à torção e rigidez à flexão lateral. Quanto à rigidez axial, não houve diferença estatística dos sistemas analisados ( $P = 0,08$ ). (Figuras 14-16)

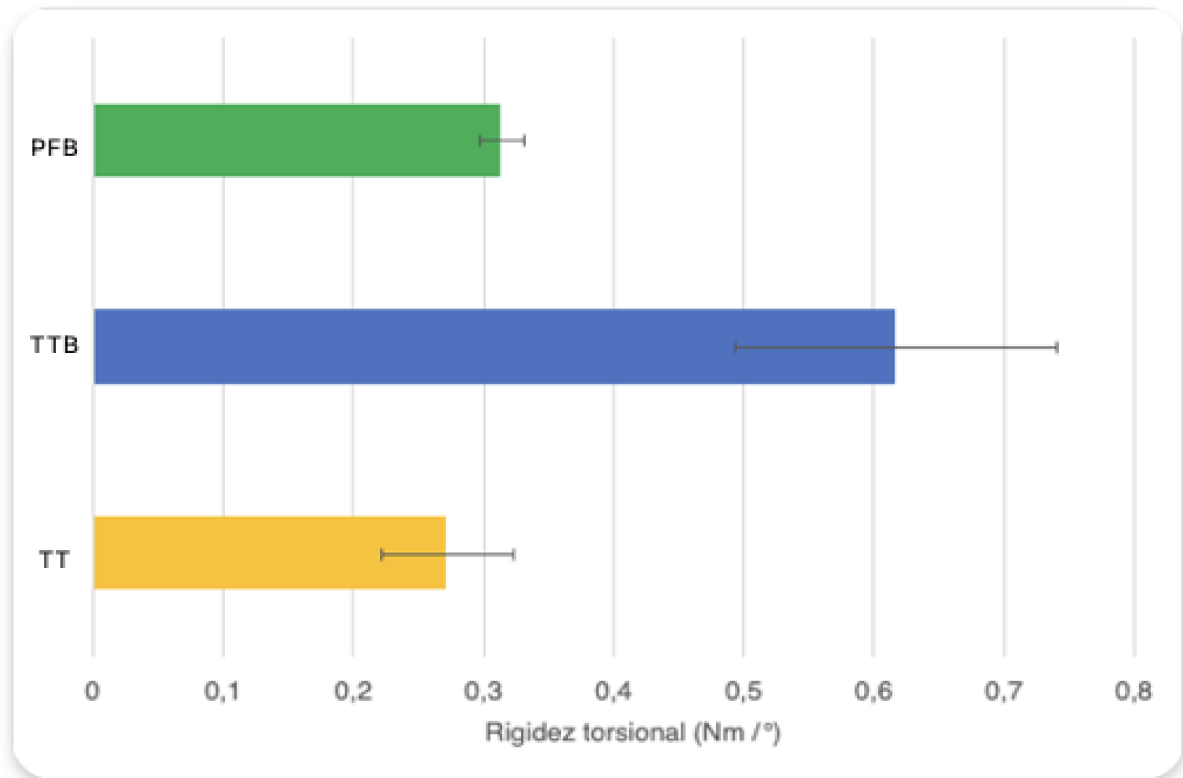
**Figura 14** – Rigidez à flexão lateral



Fonte: elaborado pelo autor

Legenda: PFB-Placa fibula bloqueada; TTB – Placa terço de tubo bloqueada; TT- Placa terço de tubo.

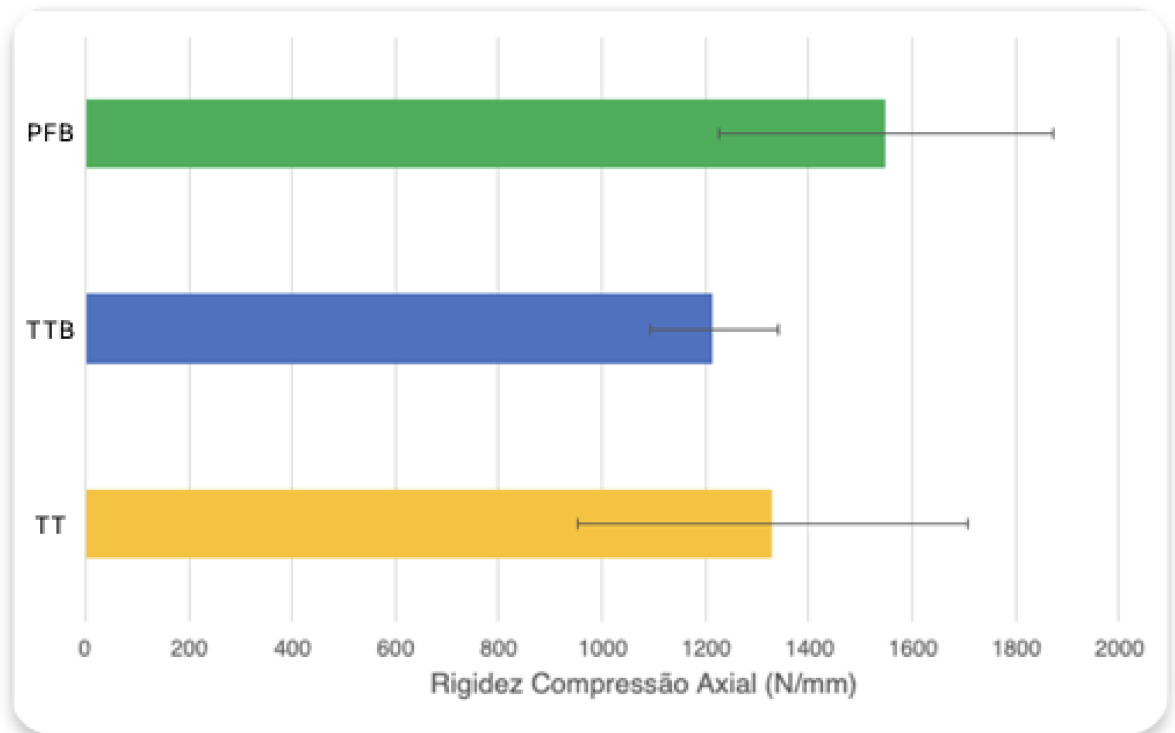
**Figura 15 – Rigidez torcional**



Fonte: elaborado pelo autor

Legenda: PFB-Placa fibula bloqueada; TTB – Placa terço de tubo bloqueada; TT- Placa terço de tubo.

**Figura 16 – Rigidez à compressão axial**



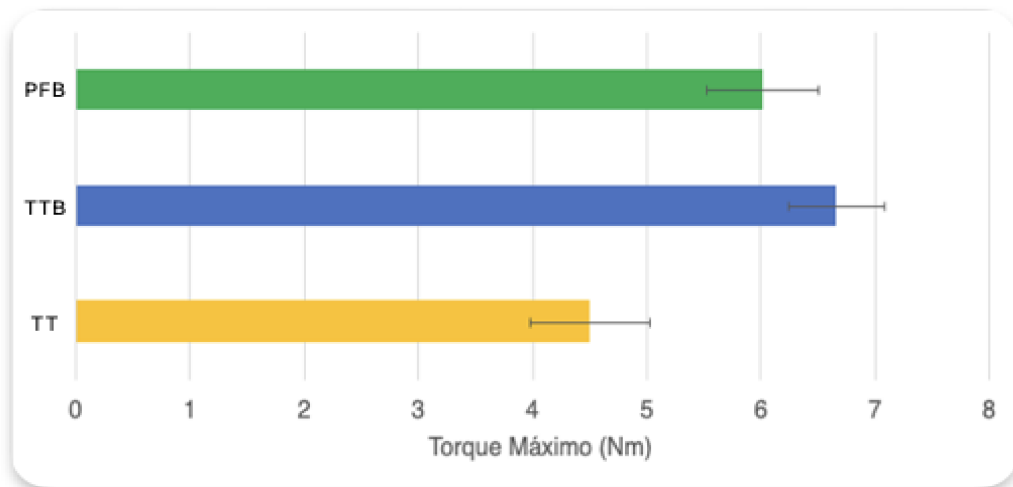
Fonte: elaborado pelo autor

Legenda: PFB-Placa fibula bloqueada; TTB – Placa terço de tubo bloqueada; TT- Placa terço de tubo.

## 4.2 FORÇA MÁXIMA

O sistema de fixação teve efeito significativo na força máxima de flexão lateral ( $P = 0,012$ ) e na força máxima de torção ( $P < 0,001$ ). O sistema TTB maior resistência em ambos os testes. Para flexão lateral, o sistema TTB foi significativamente maior que o PFB ( $P < 0,01$ ). Para torção o sistema TTB e PFB foram significativamente maiores que o sistema TT ( $P < 0,001$ ) (Figuras 17-18).

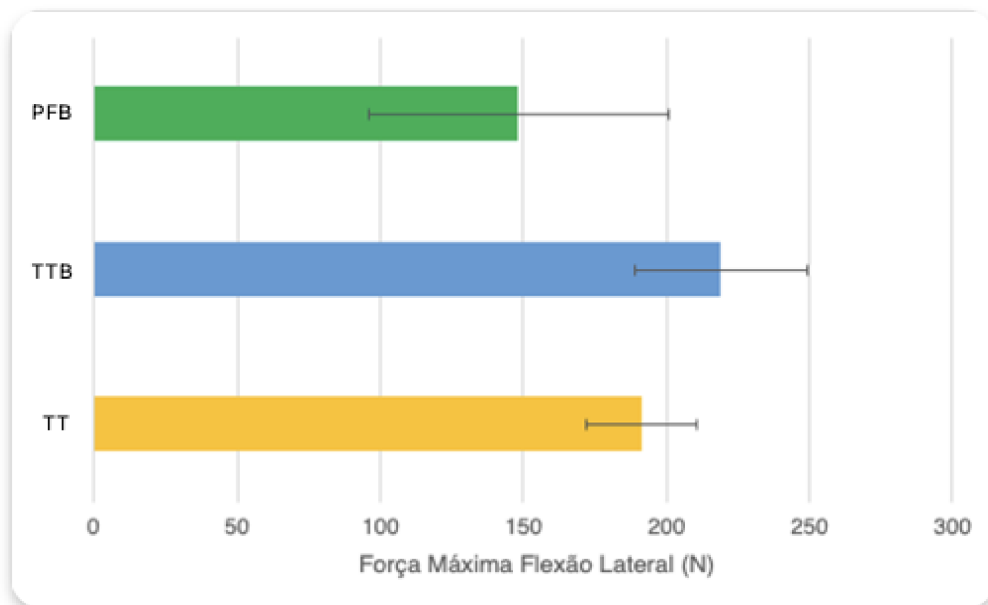
**Figura 17 – Torque máximo**



Fonte: elaborado pelo autor

Legenda: PFB-Placa fíbula bloqueada; TTB – Placa terço de tubo bloqueada; TT- Placa terço de tubo.

**Figura 18 – Resistência máxima à flexão lateral**



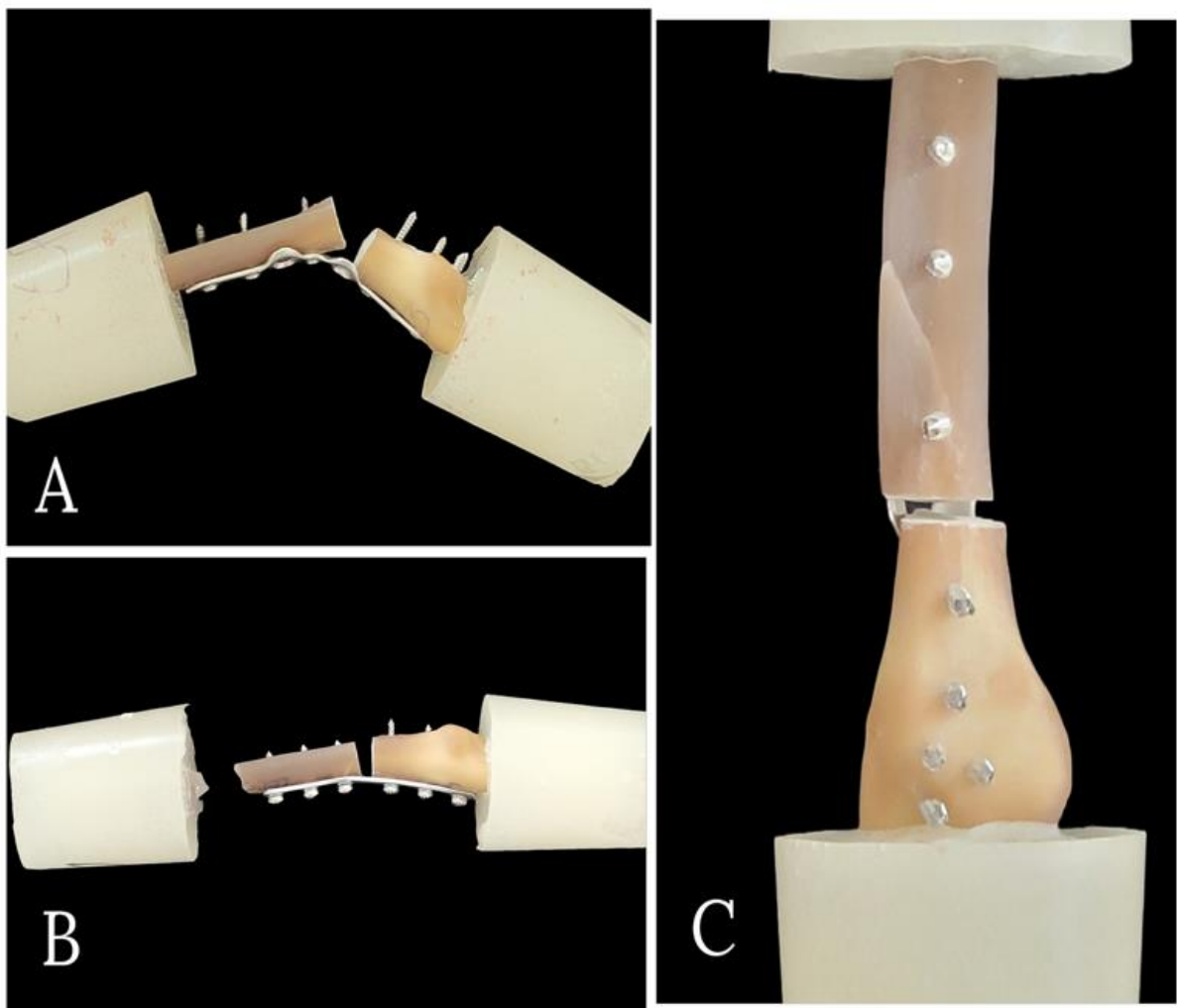
Fonte: elaborado pelo autor

Legenda: PFB-Placa fíbula bloqueada; TTB – Placa terço de tubo bloqueada; TT- Placa terço de tubo.

### 4.3 MÉTODOS DE FALHA

Foram observados três distintos mecanismos de falha do sistema nos testes realizados: deformação plástica da placa (fig. 19.A), fratura da fíbula proximal à placa (fig. 19.B), e traço de fratura do osso compósito passando por parafuso. (Fig14.C). As tabelas com a especificação das falhas dos corpos de prova, se encontram no apêndice B.

**Figura 19 - Padrões de falhas típicas**



Fonte: elaborado pelo autor

## 5. DISCUSSÃO

A fratura do tornozelo é uma das lesões mais comuns encontradas na prática clínica diária dos ortopedistas. O sucesso do seu tratamento depende da identificação adequada da lesão e do emprego correto do tratamento, seja cirúrgico ou não, avaliando as especificidades do paciente e da fratura apresentada.

O objetivo dos cirurgiões ortopédicos é proporcionar aos pacientes com fraturas do tornozelo bons resultados clínicos, com amplitude de movimento sem dor e retorno à função pré-operatória sempre que possível, minimizando o risco de complicações.

O método mais utilizado atualmente para o tratamento operatório de fraturas desviadas da fíbula distal é a redução aberta e fixação interna usando um parafuso de tração e placa neutralizadora não bloqueada [22], apesar do aumento recente de opções de placas com bloqueio e anatômicas, além de outros implantes como haste intramedular.

Desafios surgem no manejo de fraturas instáveis com área de fratura multifragmentada ou área de cominuição. Nessas fraturas, o uso de um parafuso interfragmentário não é possível e leva a uma estabilidade biomecânica marcadamente reduzida de toda a construção de fixação interna [22].

A literatura atual contém numerosos estudos biomecânicos sobre vários tipos de fixação da fíbula distal usando diferentes tipos de osteossíntese de placa com construções convencionais de placa com parafusos não bloqueados e bloqueados [23–27].

Até agora, investigações específicas de fraturas cominutivas da fíbula distal são raras e normalmente voltadas para fraturas supra-sindesmóticas, tipo Weber C.

Bariteau et al. investigaram sistemas de placas bloqueadas e não bloqueadas para o tratamento de fraturas instáveis da fíbula distal em um modelo de osso sintético osteoporótico [28]. O estudo revelou que o sistema com bloqueio era superior às construções sem bloqueio. Usando um modelo ósseo com cadáveres frescos congelados, White et al. não revelaram nenhuma diferença significativa entre as técnicas de fixação entre placas terço de tubo tradicionais e bloqueadas [29], assim como o trabalho feito por Hallbauer [30]. Até agora não há evidências conclusivas na literatura sobre técnicas de placas para tratamento cirúrgico de fraturas cominutivas da fíbula distal. De acordo com levantamento bibliográfico

realizado, este é o primeiro trabalho que avalia situações catastróficas e não cíclicas, simulando um pós-operatório imediato, utilizando ossos compósitos e um número modesto de corpos de prova por grupo, porém com possibilidade de extração de dados estatísticos significantes.

Conforme já adiantado, em nosso estudo, comparamos as propriedades biomecânicas das placas terço de tubo tradicionais, placas terço de tubo bloqueadas e placas anatômicas bloqueadas com parafusos para tratar fraturas do maléolo lateral da fíbula distal Danis-Weber B cominutivas. Descobrimos que a utilização de placas de terço de tubo com bloqueio resultou em uma carga máxima estatisticamente significativamente maior para o deslocamento da fratura no contexto de flexão em valgo e estresse torsional do que o uso de placas anatômicas bloqueadas, que, por sua vez, foram maiores que as placas terço de tubo tradicionais. Isto dá suporte a pesquisas anteriores que descobriram que os implantes de placas bloqueadas fornecem uma distribuição de carga mais homogênea no local da fratura, o que permite maior estabilidade do implante.

Nossos achados indicam que as placas de bloqueio apresentam desempenho biomecânico significativamente superior quando comparadas à placa terço de tubo quanto a rigidez torsional e de flexão lateral.

Os dados de rigidez à flexão em valgo e torsional não mostraram diferença significativa na rigidez média na construção de placa terço de tubo em comparação com a construção de placa para fíbula distal bloqueada. Como a placa contornada suporta cargas mais elevadas antes da ruptura, isto pode indicar que a rigidez geométrica da placa, embora forneça rigidez em resposta às forças de flexão em valgo, não permite, em última análise, uma proteção ideal da fratura em picos de carga.

Os dados de rigidez torsional mostram uma maior rigidez estatisticamente significativa na construção de placa de travamento contornada em comparação com a construção de placa tubular de um terço. Na prática, muita rigidez axial pode ser contraproducente para a cicatrização, já que complicações como atraso ou pseudoartrose sido atribuídas ao aumento da rigidez das placas bloqueadas [31, 32].

Nossos dados biomecânicos podem ter implicações clínicas na determinação da melhor placa para fixação da fratura distal da fíbula, caso a caso. Em estudos anteriores, placas e parafusos de bloqueio proporcionaram estabilidade superior à

fratura óssea, com menor incidência de afrouxamento e arrancamento do parafuso [31]. Isto pode traduzir-se clinicamente em taxas mais rápidas de consolidação de fraturas, o que é especialmente importante em pacientes com má qualidade óssea.

A quantidade e a direção da carga mecânica são relevantes para a consolidação de uma fratura. O movimento axial limitado promove a consolidação da fratura [32], enquanto a osteossíntese permitindo movimentos rotacionais e de cisalhamento, atrasa consideravelmente a consolidação de uma fratura [33, 34]. Em nosso estudo, as fraturas tratadas com placas bloqueadas apresentaram movimento rotacional significativamente menor do que aquelas tratadas com placas sem bloqueio. Assim, do ponto de vista biomecânico, os resultados deste estudo indicam que o uso de placas bloqueadas para o tratamento de fratura de fíbula poderia promover melhor a consolidação da fratura do que placas não bloqueadas.

Reconhecemos as limitações do nosso estudo. Um fabricante (Hexagon, São Paulo, SP) forneceu os implantes da nossa investigação e, portanto, os nossos resultados podem não ser aplicados universalmente a outros tipos de placas terço de tubo bloqueadas, placas terço de tubo tradicionais e placas anatômicas para fíbula distal. A espessura de cada placa é uma característica que provavelmente teve influência nos testes; é necessário realizar os mesmos testes biomecânicos somente com as placas para subtrair a influência direta desse fato.

A utilização de ossos compósitos de quarta geração para testes biomecânicos, sem inter-relações tibiais, preserva um nível de uniformidade no que diz respeito ao tamanho, densidade óssea simulada e formato dos modelos testados. Também tem a vantagem de serem mais baratos que exemplares cadavéricos e terem o manejo simplificado. As gerações mais recentes de modelos ósseos compostos demonstraram a capacidade de recapitular as propriedades biomecânicas de todo o osso humano quando colocado sob cargas de flexão, axiais e torcionais. [36-41]

Paradoxalmente, uma das virtudes deste estudo, também é uma de suas fraquezas. Os modelos ósseos sintéticos carecem de componentes de tecidos moles, que são usados para aplicar cargas musculares controladas a articulações estabilizadas no contexto de experimentos biomecânicos. Tal como os modelos cadavéricos, não há resposta de cura e, portanto, as análises são limitadas ao comportamento pós-operatório imediato, que é o objeto do presente estudo. E por fim, embora os modelos sintéticos possam se comportar de forma semelhante aos

ossos humanos quando testados como uma amostra isolada inteira, as propriedades mecânicas locais e as respostas mecânicas aos implantes ortopédicos podem diferir substancialmente dos ossos de cadáveres humanos e podem levar a resultados significativamente diferentes entre os grupos. [42, 43]

Pequenas variações na posição do implante entre grupos podem ocorrer durante a implantação. Para superar esta fraqueza, todas as implantações foram realizadas por um único cirurgião de forma sequencial. Como os experimentos foram realizados em fíbulas sintéticas idênticas, a variabilidade da anatomia não influencia a posição do implante. Além disso, as osteotomias foram realizadas utilizando aferições com um paquímetro para garantir a distância, reprodutibilidade e comparabilidade do padrão de fratura.

Por fim, os desafios mecânicos aos quais as fraturas fixadas com as respectivas placas foram submetidas podem não se aproximar daqueles que ocorrem na fíbula de um paciente substancialmente protegido da carga pós-operatória. A carga foi projetada para ter uma intensidade que causaria diferenças de desempenho entre as respectivas placas, e as cargas de flexão e torção aplicadas podem ter excedido aquelas comumente presentes no pós-operatório em um paciente, simulando um evento catastrófico, como a queda de um paciente.

As dimensões de carga in vivo são simplesmente desconhecidas e, sem dúvida, mutáveis dependendo da adesão ao tratamento proposto, peso e atividade do paciente. No final, é provável que não exista uma correlação profunda entre a rigidez da fixação da placa e o resultado clínico, porque a maioria destas fraturas se consolida sem incidentes, independentemente da placa utilizada, desde que seja respeitado o processo de consolidação e proteção de carga conforme a complexidade de cada caso e a fixação utilizada.

Para possíveis trabalhos futuros nesta área, entendemos que ensaios biomecânicos abrangentes podem ser realizados, abordando uma variedade de implantes para compreender suas performances distintas. Além disso, estender esses estudos aos ensaios biomecânicos com fíbulas de cadáver, proporcionando uma análise mais abrangente e realista. A avaliação da resistência à fadiga poderá ser ampliada através de testes cíclicos, permitindo uma análise mais aprofundada dos sistemas. A exploração de outros regimes de cargas, incluindo cargas mais complexas que mimetizem as condições durante a marcha humana, deve ser considerada. Para enriquecer ainda mais o entendimento, a condução de ensaios



clínicos, pode fornecer dados relevantes que possam orientar a escolha de implantes em diferentes situações clínicas. Essa abordagem multifacetada pode levar uma contribuição de maneira substancial para o desenvolvimento e aprimoramento contínuo de implantes ortopédicos, proporcionando benefícios significativos à prática clínica.

## 6. CONCLUSÕES

Com base na análise dos resultados obtidos concluímos que:

- A fixação com placas terço de tubo bloqueadas apresentou rigidez torsional e de flexão lateral significativamente maior que as demais placas e apresentou maior resistência em ambos os testes;
- Não houve diferença entre os grupos quanto à rigidez axial;
- No teste destrutivo em flexão lateral, houve dois principais mecanismos de falha: deformidade plástica e fratura proximal ao implante;
- No teste destrutivo em torção, houve um padrão de fratura de orientação longitudinal da área de cominuição até um dos parafusos proximais.

## REFERÊNCIAS

- 1- THUR CK., EDGREN G., JANSSON K-Å, WRETENBERG P. Epidemiology of adult ankle fractures in Sweden between 1987 and 2004. **ActaOrthop**. 2012 Jun 1; 83(3): 276-81. Disponível em: <http://www.sciepub.com/reference/388498>.
- 2- ELSOE, R.; OSTGAARD, SE.; LARSEN P. Population-based epidemiology of 9767 ankle fractures. **Foot and Ankle Surgery: Official Journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons**, 18 Nov 2016, 24(1): 34-39. Disponível em: <https://europepmc.org/article/MED/29413771>.
- 3- SHIBUYA, Naohiro. Epidemiology of Foot and Ankle Fractures in the United States: An Analysis of the National Trauma Data Bank (2007 to 2011). **The Journal of Foot and Ankle Surgery**, 2014. Disponível em: [https://www.academia.edu/14209243/Epidemiology\\_of\\_Foot\\_and\\_Ankle\\_Fractures\\_in\\_the\\_United\\_States\\_An\\_Analysis\\_of\\_the\\_National\\_Trauma\\_Data\\_Bank\\_2007\\_to\\_2011\\_](https://www.academia.edu/14209243/Epidemiology_of_Foot_and_Ankle_Fractures_in_the_United_States_An_Analysis_of_the_National_Trauma_Data_Bank_2007_to_2011_).
- 4- GARRICK, JG.; REQUA RK. The epidemiology of foot and ankle injuries in sports. **Clinics in Podiatric Medicine and Surgery**, 01 Jul 1989, 6(3): 629-637. Disponível em: <https://europepmc.org/article/MED/2568882>.
- 5- HANSEN, R.; SHIBUYA, N.; JUPITER, D. An Updated Epidemiology of Foot and Ankle Fractures in the United States: Complications, Mechanisms and Risk Factors. **Journal of Foot and Ankle Surgery**, 2022. 61(5): 1034-1038. Disponível em: <https://researchexperts.utmb.edu/en/publications/an-updated-epidemiology-of-foot-and-ankle-fractures-in-the-united>.
- 6- COURT-BROWN, C. M.; CAESAR, B. Epidemiology of adult fractures: A review. *Injury: International Journal of the Care of the Injured*, 2006. 37(8), 691–697. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.injury.2006.04.130>
- 7- KANNUS, P., PALVANEN, M., NIEMI, S., PARKKARI, J., JRVINEN, M. Increasing number and incidence of low-trauma ankle fractures in elderly people: Finnish statistics during 1970-2000 and projections for the future. **Bone**, 2002. 31(3), 430–433. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S8756-3282\(02\)00832-3](https://doi.org/10.1016/S8756-3282(02)00832-3)
- 8- MINAYO, M. C. de S. Aging of the Brazilian population and challenges for the health sector. **Cadernos de Saúde Pública**, 2012, 28(2), 209.
- 9 – COURT-BROWN, C. M.; McBIRNIE, J.; WILSON, G. Adult ankle fractures - An increasing problem? **Acta Orthopaedica Scandinavica**, 1998. 69(1): 43–47. Disponível em: <https://doi.org/10.3109/17453679809002355>
- 10- ANDERSON, S. A.; LI, X., FRANKLIN, P.; WIXTED, J. J. et al. Ankle fractures in the elderly: Initial and long-term outcomes. **Foot and Ankle International**, 2008,

- 29(12), 1184–1188. Disponível em: <https://doi.org/10.3113/FAI.2008.1184>
- 11- RAMMELT, S. Management of ankle fractures in the elderly. **EFORT Open Reviews**, 2016, 1(5), 239–246. Disponível em: <https://doi.org/10.1302/2058-5241.1.000023>
- 12- McPHAIL, SM.; DUNSTAN, J.; CANNING, J.; HAINES, TP. Life impact of ankle fractures: Qualitative analysis of patient and clinician experiences. **Core**, 31 Oct 2012. Disponível em: <https://core.ac.uk/display/26891757>
- 13- RAIKIN, S.; STULL, JD.; BHAT, SB.; KANE, JM. Economic Burden of Inpatient Admission of Ankle Fractures. **SAGE Journals: AOFAS Annual Meeting 2016**. Disponível em: <https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/2473011416S00172>.
- 14- NOBACK, P. C.; FREIBOTT, C. E.; DOUGHERTY, T.; SWART, E. F.; ROSENWASSER, M. P.; VOSSELLER, J. T. Estimates of Direct and Indirect Costs of Ankle Fractures. **Journal of Bone and Joint Surgery**. 16 Dez. 2020, 102(24), 2166–2173. Disponível em: <https://doi.org/10.2106/JBJS.20.00539>
- 15- TORNETTA, P.; COURT-BROWN, C.; HECKMAN, J.D.; McKEE, M.; McQUEEN, M.; RICCI, W.; FLYNN, J.M.; SKAGGS, D.; WATERS, P.M. **Rockwood, Green, and Wilkins fractures in adults and children**: Eighth edition, v.2, 2014, p. 2003-2040.
- 16- FORCH S; FRANZ U; MAYR E.; Retrograder Fibulaverriegelungsnagel zur Behandlung von Sprunggelenkfrakturen. **Oper Orthop Traumatol**. 2017;5: 483–91.
- 17- ZAHN R.; JAKIBIETZ M; Frey S; DOHT S; SAUER A; MEFFERT R. Locking contoured plate for distal fibular fractures: mechanical evaluation in an osteoporotic bone model using screws of different length. **J Appl Biomechan**, 2017; 30: 50–7.
- 18- HOOGERVORST P; BERGEN CV; Van, den BEKERON M. Management of osteoporotic and neuropathic ankle fractures in the elderly. **Curr Geriatr Rep**, 2017; 6 (1):9–14.
- 19- BARBOSA, P.; BONNAIRE, F.; KOJIMA, K. Transsyndesmotic, lateral isolated multifragmentary fracture. **AO Surgery Reference Website**. Disponível em: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/malleoli/transsyndesmotic-lateral-isolated-multifragmentary-fracture/definition>
- 20- SOOHOO NF; KRENEK L; EAGAN MJ; GURBANI B; KO CY; ZIGMOND DS. Complication rates following open reduction and internal fixation of ankle fractures. **J Bone Joint Surg Am** 2009; 91(5): 1042–9.
- 21- HOLLENSTEINER M; SANDRIESSER S; BLIVEN E; von RUDEN C; AUGAT P. Biomechanics of osteoporotic fracture fixation. **Curr Osteoporos Rep** 2019; 17(6): 363–74.

- 22- RAMMELT, S; GRAS, R; ZWIPP H. Sprunggelenkfrakturen [Ankle fractures]. **Unfallchirurg**. 2008, 111, 421-438. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/s00113-008-1460-6>
- 23- ECKEL TT; GLISSON RR; ANAND P; Parekh SG. Biomechanical comparison of 4 different lateral plate constructs for distal fibula fractures. **Foot Ankle International**, Sage Journals. 2013; 34(11): 1588–95. Disponível em: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1071100713496223>
- 24- HESS F; SOMMER C. Minimally invasive plate osteosynthesis of the distal fibula with the locking compression plate: first experience of 20 cases. **Journal Orthop Trauma** 2011; 25: 110–5. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1097/BOT.0-b013e3181d9e875>.
- 25- KIM T; AYTURK UM; HASKELL A; MICLAU T; PUTTLITZ CM. Fixation of osteoporotic distal fibula fractures: a biomechanical comparison of locking versus conventional plates. **Journal Foot Ankle Surg**, 2007; 46: 2–6. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1053/j.jfas.2006.09.009>.
- 26- MINIHANE KP; LEE C; AHN C; ZHANG L-Q; MERK BR. Comparison of lateral locking plate and antiglide plate for fixation of distal fibular fractures in osteoporotic bone: a biomechanical study. **J Orthop Trauma**, 2006; 20: 562–6. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1097/01.bot.0000245684.96775.82>.
- 27- HALLBAUER J; KLOS K; GRAFENSTEIN A; SIMONS P; RAUSCH S; MUCKELY T et al. Does a polyaxial-locking system confer benefits for osteosynthesis of the distal fibula: a cadaver study. **Orthop Traumatol Surg Res OTSR**, 2016; 102: 645–9. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.;1;2016.03.014>.
- 28- BARITEAU; FANTRY A; BLANKEHORN B; LAREAU C; PALLER D; DiGIOVANNI CW. A biomechanical evaluation of locked plating for distal fibula fractures in an osteoporotic sawbone model. **Foot Ankle Surg**, 2014; 20: 44–7. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.fas.2013.10.004>.
- 29- WHITE NJ; CORR DT; WAGG JP; LORINCZ C; BUCKLEY RE. Locked plate fixation of the comminuted distal fibula: a biomechanical study. **Can J Surg**, 2013; 56: 35–40. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1503/cjs.012311>.
- 30- HALBAUER J; GRAFENSTEIN A; RAUSCH S; KNOBE M; SIMONS P; MUCKLEY T; HOFMANN G; KLOS K. Biomechanical analysis of polyaxial locking vs. non-locking plate fixation of unstable fractures of the distal fibula: A cadaver study with a bone only model. **Foot and Ankle Surgery**, 2018, 24(4), 326–329. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.fas.2017.03.008>

- 31- KNUTSEN AR; SANGIORGIO SN; LIU C; ZHOU S; WARGANISH T; FLEMING J, et al. Distal fibula fracture fixation: biomechanical evaluation of three different fixation implants. **Foot Ankle Surg**, 2016; 22(4): 278-85.
- 32- HSU RY; RAMIREZ JM, BLACKENHORN BD. Surgical considerations for osteoporosis in ankle fracture fixation. **Orthop Clin North Am**, 2019; 50(2): 245-58.
- 33- LARSSON S; KIM W; CAJA VL; EGGER EL; INOUE N; CHAO EY. Effect of early axial dynamization on tibial bone healing: a study in dogs. **Clin Orthop Relat Res**, 2001 (388): 240–51.
- 34- AUGAT P; BURGER J; SCHORLEMMER S; HENKE T; PERAUS M; CLAES L. Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model. **J Orthop Res**, 2003; 21(6): 1011–7.
- 35- AUGAT P; SIMON U; LIEDERT A; CLAES L. Mechanics and mechanobiology of fracture healing in normal and osteoporotic bone. **Osteoporos Int**, 2005; 16(Suppl. 2): S36–43.
- 36- CRISTOFOLINI L; VICECONTI M; CAPPELLO A; et al. Mechanical validation of whole bone composite femur models. **J Biomech**, 1996; 29: 525–535.
- 37- CRISTOFOLINI L; VICECONTI M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. **J Biomech**, 2000; 33: 279–288.
- 38- HEINER AD; BROWN TD. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. **J Biomech**. 2001; 34: 773–781.
- 39- HEINER AD. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. **J Biomech**. 2008; 41: 3282–3284.
- 40- GARDNER MP; CHONG AC; POLLOCK AG, et al. Mechanical evaluation of large-size fourth-generation composite femur and tibia models. **Ann Biomed Eng**. 2010; 38: 613–620.
- 41- DUNLAP JT; CHONG AC; LUCAS GL, et al. Structural properties of a novel design of composite analogue humeri models. **Ann Biomed Eng**. 2008; 36: 1922–1926.
- 42- MEHTA S; CHIN M; SANVILLE J, et AL. Calcaneal screw position in proximal humerus fracture fixation: don't miss high!. **Injury**. 2018; 49: 624–629.
- 43- HAST MW; CHIN M; SCHMIDT EC, et al. Central screw use delays implant dislodgement in osteopenic bone but not synthetic surrogates: a comparison of reverse total shoulder models. **J Biomech**. 2019; 93: 11–17.

## APÊNDICE A – Compilação de dados

### Tabela 1- Rigidez flexão lateral

GRUPO	CORPO DE PROVA	RIGIDEZ FLEXÃO LATERAL (N/mm)	
TT	CP01	22,33	
	CP02	18,13	
	CP03	18,15	
	CP04	32,72	
	CP05	19,61	
	CP06	19,23	
	CP07	20,94	
	CP08	19,60	
	CP09	19,10	
	CP10	16,31	
		<b>Média (N/mm)</b>	<b>20,61</b>
		<b>Desvio padrão</b>	<b>4,55</b>
TTB	CP'01	45,62	
	CP'02	53,12	
	CP'03	37,94	
	CP'04	39,81	
	CP'05	60,79	
	CP'06	43,64	
	CP'07	50,47	
	CP'08	48,49	
	CP'09	34,23	
	CP'10	51,54	
		<b>Média (N/mm)</b>	<b>46,57</b>
		<b>Desvio padrão</b>	<b>7,96</b>
PFD	CP''01	28,44	
	CP''02	26,60	
	CP''03	21,62	
	CP''04	15,60	
	CP''05	22,33	
	CP''06	27,38	
	CP''07	24,64	
	CP''08	30,02	
	CP''09	29,12	
	CP''10	18,31	
		<b>Média (N/mm)</b>	<b>24,40</b>
		<b>Desvio padrão</b>	<b>4,83</b>

Tabela 2- Rigidez torcional

GRUPO	CORPO DE PROVA	RIGIDEZ TORCIONAL (Nm/°)
TT	CP'05	0,2568
	CP02	0,2649
	CP03	0,2876
	CP04	0,3983
	CP05	0,2732
	CP06	0,2647
	CP07	0,2854
	CP08	0,2396
	CP09	0,2474
	CP10	0,2065
	<b>Média (Nm/°)</b>	<b>0,2724</b>
	<b>Desvio padrão</b>	<b>0,050</b>
TTB	CP'01	0,5239
	CP'02	0,7113
	CP'03	0,6914
	CP'04	0,6443
	CP'05	0,7612
	CP'06	0,5403
	CP'07	0,6234
	CP'08	0,6812
	CP'09	0,6932
	CP'10	0,6037
	<b>Média (Nm/°)</b>	<b>0,6473</b>
	<b>Desvio padrão</b>	<b>0,075</b>
PFD	CP''01	0,31415
	CP''02	0,3119
	CP''03	0,3094
	CP''04	0,28105
	CP''05	0,303
	CP''06	0,3202
	CP''07	0,3139
	CP''08	0,3353
	CP''09	0,335
	CP''10	0,3177
	<b>Média (Nm/°)</b>	<b>0,3141</b>
	<b>Desvio padrão</b>	<b>0,015</b>



Tabela 3 - Rigidez à carga axial

GRUPO	CORPO DE PROVA	RIGIDEZ AXIAL (N/mm)	
TT	CP'05	1263,8	
	CP02	1023,8	
	CP03	1605,45	
	CP04	1803,5	
	CP05	1104,3	
	CP06	925,45	
	CP07	2066,8	
	CP08	1023,897	
	CP09	1316,8	
	CP10	1163,7	
		<b>Média (N/mm)</b>	<b>1329,749</b>
		<b>Desvio padrão</b>	<b>376,714</b>
TTB	CP'01	1154,95	
	CP'02	1270,1	
	CP'03	1278,3	
	CP'04	1030,6	
	CP'05	1137,2	
	CP'06	1343,1	
	CP'07	1084,3	
	CP'08	1284,3	
	CP'09	1255,5	
	CP'10	1106	
		<b>Média (N/mm)</b>	<b>1194,435</b>
		<b>Desvio padrão</b>	<b>104,505</b>
PFD	CP''01	1441,9	
	CP''02	1293,8	
	CP''03	1232,4	
	CP''04	1068,89	
	CP''05	1527,2	
	CP''06	1988,3	
	CP''07	1898,1	
	CP''08	1842,7	
	CP''09	1398,8	
	CP''10	1693,4	
		<b>Média (N/mm)</b>	<b>1538,549</b>
		<b>Desvio padrão</b>	<b>307,543</b>

Tabela 4 – Força máxima à flexão lateral

GRUPO	CORPO DE PROVA	FORÇA MÁXIMA FLEXÃO LATERAL (N)
TT	CP 01	190,89
	CP03	192,96
	CP 05	220,78
	CP 07	186,12
	CP 09	167,18
	<b>Média (N)</b>	<b>191,59</b>
	<b>Desvio Padrão</b>	<b>19,23</b>
TTB	CP'02	213,25
	CP'03	193,89
	CP'05	233,01
	CP'07	264,59
	CP'09	192,63
	<b>Média (N)</b>	<b>219,47</b>
	<b>Desvio Padrão</b>	<b>30,13</b>
FDB	CP"01	149,31
	CP"03	166,37
	CP"05	149,98
	CP"07	189,41
	CP"09	179,47
	<b>Média (N)</b>	<b>166,91</b>
	<b>Desvio Padrão</b>	<b>17,75</b>

Tabela 5 - Torque máximo

GRUPO	CORPO DE PROVA	TORQUE MÁXIMO (Nm)
TT	CP02	4,68
	CP04	4,67
	CP06	4,30
	CP08	3,72
	CP10	5,12
	<b>Média (Nm)</b>	<b>4,50</b>
	<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,52</b>
TTB	CP'01	6,97
	CP'04	7,02
	CP'06	6,18
	CP'08	6,88
	CP'10	6,21
	<b>Média (Nm)</b>	<b>6,65</b>
	<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,41</b>
FDB	CP''02	6,72
	CP''04	6,16
	CP''06	6,08
	CP''08	5,58
	CP''10	5,51
	<b>Média (Nm)</b>	<b>6,01</b>
	<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,49</b>

## APÊNDICE B - Compilação de dados referentes aos métodos de falhas

**Tabela 6 - Método de falha - Teste destrutivo flexão**

<b>TESTE DESTRUTIVO FLEXÃO (n = 15)</b>		
<b>Grupo</b>	<b>Corpo de prova (CP)</b>	<b>Observação</b>
<b>1 - Terço de tubo (n = 5)</b>	CP 01	Fratura proximal à placa
	CP 03	Deformação plástica placa
	CP 05	Fratura 1º parafuso proximal
	CP 07	Fratura proximal à placa
	CP 09	Deformação plástica placa
<b>2 - Terço de tubo bloqueada (n = 5)</b>	CP ' 02	Fratura proximal à placa
	CP ' 03	Fratura proximal à placa
	CP ' 05	Fratura proximal à placa
	CP ' 07	Fratura proximal à placa
	CP ' 09	Fratura proximal à placa
<b>3 - Fíbula distal bloqueada (n = 5)</b>	CP " 01	Deformação plástica placa
	CP " 03	Deformação plástica placa
	CP " 05	Fratura proximal à placa
	CP " 07	Deformação plástica placa
	CP " 09	Deformação plástica placa

Tabela 7 - Método de falha - Teste destrutivo em torção

TESTE DESTRUTIVO TORSIONAL (n = 15)		
Grupo	Corpo de prova (CP)	Observação
<b>1 - Terço de tubo (n = 5)</b>	CP 02	Traço de fratura 2º-3º parafuso
	CP 04	Traço de fratura 1º parafuso
	CP 06	Traço de fratura 2º-3º parafuso
	CP 08	Traço de fratura 3º parafuso
	CP 10	Traço de fratura 4º parafuso
<b>2 - Terço de tubo bloqueada (n = 5)</b>	CP ' 01	Traço de fratura 2º-3º parafuso
	CP ' 04	Traço de fratura 3º parafuso
	CP ' 06	Traço de fratura 3º parafuso
	CP ' 08	Traço de fratura 3º parafuso
	CP ' 10	Traço de fratura 2º-3º parafuso
<b>3 - Fíbula distal bloqueada (n = 5)</b>	CP " 02	Traço de fratura 3º parafuso
	CP " 04	Traço de fratura 3º parafuso
	CP " 06	Traço de fratura 3º parafuso
	CP " 08	Traço de fratura 3º parafuso
	CP " 10	Traço de fratura 3º parafuso