

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Faculdade de Medicina
Programa de Pós-graduação em Cirurgia e Oftalmologia

Tiago Soares Baumfeld

**Comparação da rigidez entre parafusos transarticulares e fitas de alta
resistência para as lesões ligamentares tarsometatarsais em um modelo
cadavérico**

Belo Horizonte

2023

Tiago Soares Baumfeld

Comparação da rigidez entre parafusos transarticulares e fitas de alta resistência para as lesões ligamentares tarsometatarsais em um modelo cadavérico

Versão final

Tese apresentada ao Centro de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Cirurgia e Oftalmologia, da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Medicina.

Orientador: Prof. Dr. Marco Antônio Percoppe de Andrade.

Coorientador: Prof. Dr. Daniel Soares Baumfeld

Belo Horizonte

2023

Baumfeld, Tiago Soares.
B347c Comparação da rigidez entre parafusos transarticulares e fitas de alta resistência para as lesões ligamentares tarsometatarsais em um modelo cadavérico [recursos eletrônicos]. / Tiago Soares Baumfeld. - - Belo Horizonte: 2023.
47f.: il.
Formato: PDF.
Requisitos do Sistema: Adobe Digital Editions.

Orientador (a): Marco Antônio Percopo de Andrade.
Coorientador (a): Daniel Soares Baumfeld.
Área de concentração: Cicatrização.
Tese (doutorado): Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Medicina.

1. Fratura-Luxação. 2. Ossos do Tarso. 3. Articulações. 4. Procedimentos Ortopédicos. 5. Parafusos Ósseos. 6. Dissertação Acadêmica. I. Andrade, Marco Antônio Percopo de. II. Baumfeld, Daniel Soares. III. Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Medicina. IV. Título.

NLM: WE 180

Bibliotecário responsável: Fabian Rodrigo dos Santos CRB-6/2697



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS APLICADAS À CIRURGIA E À OFTALMOLOGIA

FOLHA DE APROVAÇÃO

Comparação da rigidez entre parafusos transarticulares e fitas de alta resistência para as lesões ligamentares tarsometatarsais em um modelo cadavérico.

TIAGO SOARES BAUMFELD

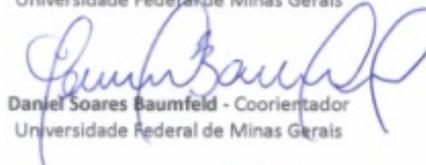
Tese de Doutorado defendida e aprovada, no dia treze de fevereiro de dois mil e vinte e três, pela Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Cirurgia e à Oftalmologia da Universidade Federal de Minas Gerais constituída pelos seguintes professores:


Caio Augusto de Souza Nery
Universidade Federal de São Paulo


Vincenzo Giordano Neto
Hospital Miguel Couto


Guilherme Moreira de Abreu e Silva
Universidade Federal de Minas Gerais


Robinson Esteves Santos Pires
Universidade Federal de Minas Gerais


Daniel Soares Baumfeld - Coorientador
Universidade Federal de Minas Gerais


Marco Antônio Percepe de Andrade - Orientador
Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte, 13 de fevereiro de 2023.

AGRADECIMENTOS

Ao Dr. Marco Antônio Percoppe, pela orientação, guia e exemplo.

Aos colegas que colaboraram na elaboração deste trabalho: Dr. Marcelo Prado, Dr. Eric Giza, Dr. Emilio Wagner, Dr. Pablo Wagner, e, em especial, ao Dr. Caio Nery, pela oportunidade.

Ao Dr. Daniel Baumfeld, meu irmão, pela coorientação, ajuda no trabalho e amizade.

À Naiara, grata surpresa na minha vida nessa reta final.

À minha família, pelo apoio e torcida incondicional.

RESUMO

Introdução: as lesões ligamentares do complexo articular tarsometatarsal (TMT) compreendem lesões de alta energia, com significativa instabilidade do mediopé, até lesões de baixa energia, com subluxações sutis ou instabilidade sem luxação grosseira. Recentemente, estão sendo avaliadas opções de tratamento que permitam a fixação mais fisiológica dessa articulação multiplanar. O objetivo deste estudo foi comparar a estabilidade da articulação TMT em um modelo cadavérico após um reparo clássico com parafusos transarticulares e a fixação com fitas de alta resistência. **Métodos:** 24 espécimes de pernas e pés de cadáveres congelados e pareados (12 indivíduos com menos de 65 anos de idade) foram submetidos a dois tipos diferentes de lesões do complexo articular TMT: parcial e completo. Compararam-se dois métodos diferentes de fixação: parafusos transarticulares e fixação com fitas de alta resistência (FiberTape®). Os espécimes foram fixados em uma plataforma de rotação para tencionar as articulações ao aplicar 400 N de carga axial e rotação interna e externa. Foram medidas e comparadas seis distâncias entre os estados intacto, lesionado e reparado utilizando um braço digitalizador 3D, a fim de avaliar a estabilidade do complexo articular TMT. Utilizou-se a análise de variância e painel de dados em gráficos de distribuição suavizada para a análise agrupada das 864 medidas obtidas. O $p < 0,05$ foi utilizado para considerar relevância estatística. **Resultados:** utilizando gráficos de distribuição e analisando os dados agrupados, observou-se que não houve diferença entre os dois métodos de estabilização, mas a fixação com fitas apresentou menor variabilidade e as reduções de distância observados foram mais próximas da média. A variabilidade da estabilização com parafusos foi 2,9 vezes maior do que com as fitas ($p < 0,001$). **Conclusão:** a fixação com fitas de alta resistência apresentou estabilidade semelhante à fixação transarticular com parafusos nas lesões ligamentares do complexo articular TMT e exibiu menor variabilidade. **Palavras-chave:** Fratura-luxação, Ossos do tarso, Lisfranc, Neoligamentoplastia sintética, Parafusos transarticulares, FiberTape®. Nível de evidência IV.

ABSTRACT

Introduction: ligament injuries of the tarsometatarsal joint complex (TMT) range from high-energy injuries with significant midfoot instability to low-energy injuries with subtle subluxations or instability without gross dislocation. Recently, treatment options that allow a more physiological fixation of this multiplanar joint are being evaluated. The aim of this study was to compare the stability of the TMT joint in a cadaveric model after a classic repair with transarticular screws and fixation with high-resistant tapes.

Methods: 24 paired frozen cadaver leg and foot specimens (12 individuals under 65 years of age) underwent two different types of TMT joint complex injuries: partial and complete. Two different fixation methods were compared: transarticular screws and high-resistant tapes (FiberTape®). The specimens were fixed on a rotation platform to stress the joints by applying 400 N of axial load and internal and external rotation. Six distances between intact, injured and repaired states were measured and compared using a 3D digitizing arm in order to assess the stability of the TMT joint complex. Analysis of variance and panel data in smoothed distribution graphs were used for the grouped analysis of the 864 measurements obtained. $P < 0.05$ was used to consider statistical significance. **Results:** using distribution graphs and analyzing the pooled data, it was observed that there was no difference between the two stabilization methods, but the tapes had less variability and the observed distance reductions were closer to the mean. The variability of stabilization with screws was 2.9 times greater than with tape ($p < 0.001$). **Conclusion:** fixation with high-resistance tapes presented stability similar to transarticular fixation with screws in ligament injuries of the TMT joint complex and exhibited less variability.

Keywords: Fracture fixation, Fracture Dislocation, Tarsal bones, Lisfranc, Ligamentoplasty, Trans-articular screws, FiberTape®. Level of Evidence IV.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Anatomia ligamentar do complexo articular TMT.....	12
FIGURA 2 - A) Corte coronal do mediopé no nível da base dos ossos metatarsais, demonstrando a anatomia óssea. B) Arco romano.....	13
FIGURA 3 - Desenho esquemático do guia plástico trapezoidal utilizado para posicionamento dos marcadores ósseos.....	20
FIGURA 4 - A) Aspecto dorsal do espécime após dissecação da pele e do subcutâneo e posicionamento dos marcadores ósseos (parafusos) em C1, C2, M1 e M2. B) Radiografia em AP do pé mostrando o posicionamento dos parafusos.....	21
FIGURA 5 - Espécime fixado ao <i>Instrom Testing Machine</i> e firmemente estabilizado para iniciar os testes biomecânicos.....	22
FIGURA 6 - Medidas sendo realizadas com o braço digitalizador 3D utilizando como referência os marcadores ósseos (cabeça dos parafusos)	23
FIGURA 7 - Radiografia em AP do pé demonstrando o local de posicionamento dos marcadores ósseos (pontos verdes) e as medidas que foram realizadas.....	23
FIGURA 8 - A) Secção dos ligamentos TMT. B) Controle radioscópico da profundidade da secção.....	24
FIGURA 9 – A) G1-Parafusos - ver texto; B. G1-Fita.....	26
FIGURA 10 - A) G2-parafuso - ver texto; B) G2-Fita.....	27
FIGURA 11 - Fluxograma metodológico.....	28

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 - Distribuição suavizada da redução de distância observada com rotação interna para cada tipo de dano e métrica.....	30
GRÁFICO 2 - Distribuição suavizada da redução de distância observada com rotação externa para cada tipo de dano e métrica.....	31
GRÁFICO 3 - Distribuição suavizada da redução de distância observada para cada tipo de dano e rotação, para todas as métricas.....	32
GRÁFICO 4 - Distribuição suavizada da redução de distância observada para cada rotação, para todas as métricas e tipos de lesão.....	33
GRÁFICO 5 - Distribuição suavizada da redução de distância observada para cada tipo de lesão, para todas as métricas e rotações.....	34
GRÁFICO 6 - Distribuição suavizada da redução de distância observada de forma totalmente agrupada.....	35

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Valores de p para cada comparação.....	31
TABELA 2 - Valores de torque.....	35
TABELA 3 - Dados brutos do estudo.....	45

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Tridimensional
AP	Anteroposterior
C1	Cuneiforme medial
C2	Cuneiforme intermédio
CPC	Ciclo de Pré-Condicionamento
EUA	Estados Unidos da América
FL	Flórida
G	Grupo
Inc	<i>Incorporated</i>
M	Metatarso
mm	Milímetros
RM	Ressonância magnética
TC	Tomografia computadorizada
TMT	Tarsometatársica

SUMÁRIO¹

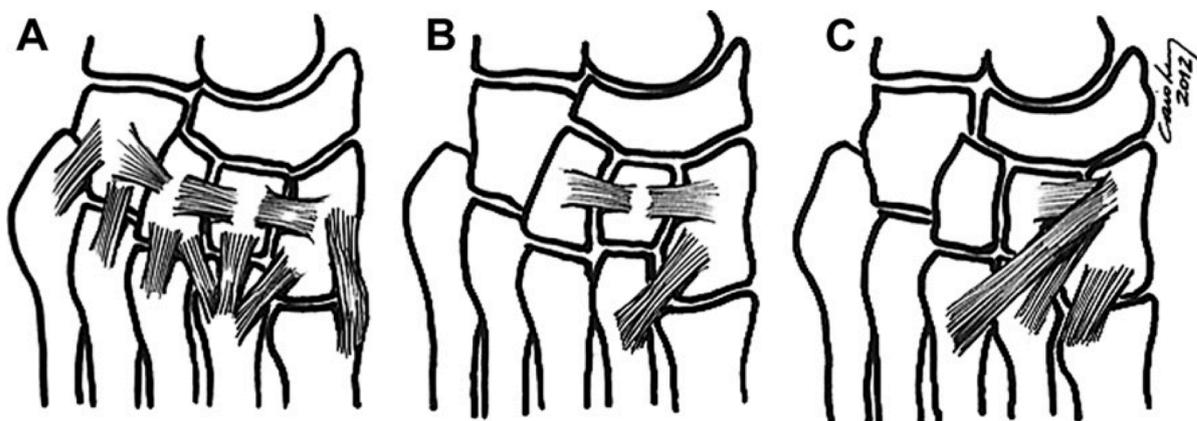
1 INTRODUÇÃO.....	12
2 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA.....	17
3 OBJETIVO.....	18
4 PACIENTES E MÉTODOS.....	19
4.1 Preparação das reconstruções.....	25
4.2 Análise estatística.....	29
5 RESULTADOS.....	30
6 DISCUSSÃO.....	36
7 CONCLUSÃO.....	30
REFERÊNCIAS.....	40
ANEXO E APÊNDICES.....	42

¹ Este trabalho foi revisado de acordo com as novas regras ortográficas aprovadas pelo Acordo Ortográfico assinado entre os países que integram a Comunidade de Países de Língua Portuguesa (CPLP), em vigor no Brasil desde 2009. E baseou-se em Normas Nacionais da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) para formato e texto e em Normas Internacionais do *International Committee of Medical Journals Editors* (ICMJE), estilo Vancouver, para as referências.

1 INTRODUÇÃO

A articulação tarso-metatarsal (TMT) localiza-se anatomicamente no pé, entre os ossos do tarso e os ossos metatarsais, região também conhecida como mediopé. Sua anatomia óssea única, conjuntamente com um robusto suporte ligamentar, permite a transferência de forças do retropé para o antepé durante a deambulação. Os ligamentos entre os ossos do tarso e os ossos metatarsais estão dispostos em três camadas: dorsal, interóssea e plantar (FIG. 1). Um dos ligamentos mais fortes e que dá nome à articulação, o ligamento de Lisfranc, localiza-se na camada interóssea e é importante estabilizador da coluna medial do pé com a coluna intermédia, devido à ausência de estruturas ligamentares entre a base do primeiro e do segundo osso metatarsal¹.

FIGURA 1 - Anatomia ligamentar do complexo articular TMT

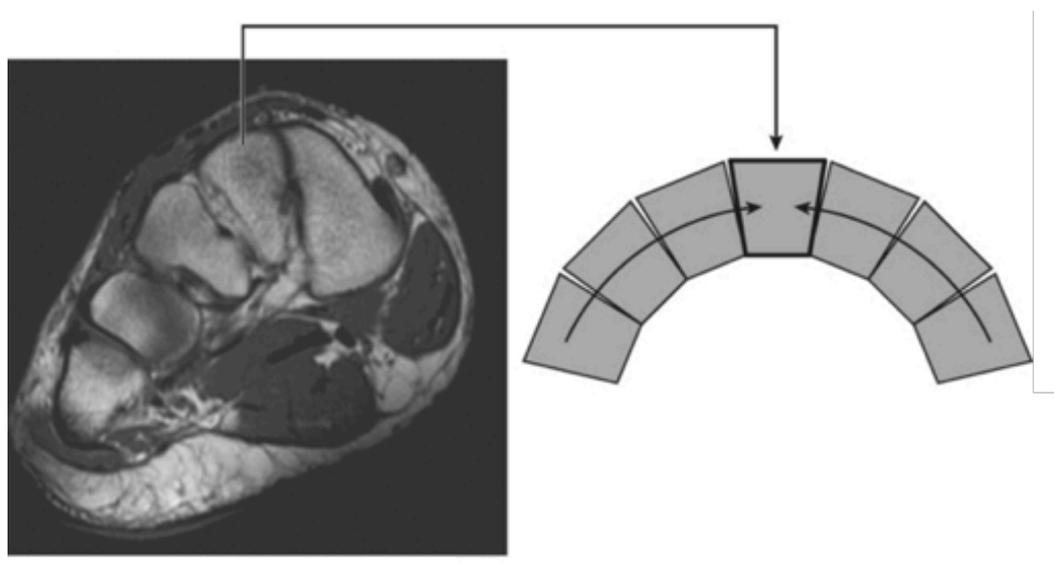


A) Ligamentos dorsais. B) Ligamentos Interósseos C) Ligamentos plantares.
Fonte: imagem gentilmente cedida pelo Dr. Caio Nery.

A anatomia funcional da articulação TMT é mais bem compreendida dividindo-se o pé em colunas medial, média e lateral². A coluna medial é composta pelo cuneiforme medial e pelo primeiro osso metatarsal, enquanto a coluna média consiste nos cuneiformes intermédio e lateral e no segundo e terceiro osso metatarsal. O movimento da coluna média é limitado, com um arco de movimento de 0.6 grau no plano sagital, quando se observa a segunda articulação metatarso-cuneiforme. Em contraste, a coluna lateral móvel, formada pelo cuboide e pelo quarto e quinto osso metatarsal, funciona como um amortecedor quando o pé se encontra em superfícies irregulares³.

Alguns aspectos do arcabouço ósseo da articulação TMT contribuem para a estabilidade do mediopé. No plano coronal, os três cuneiformes com os seus ossos metatarsais correspondentes assumem configuração trapezoidal, de forma que o cuneiforme intermédio e a base do segundo osso metatarsal constituem a pedra angular do arco transversal do pé (arco romano) (FIG. 2). Além disso, a base do segundo osso metatarsal é contida em um encaixe com cinco articulações adjacentes com os cuneiformes e os ossos metatarsais, conferindo estabilidade adicional. A estrutura ligamentar do complexo articular TMT pode ser categorizada de acordo com a orientação (transversal, oblíqua, longitudinal) e com a localização anatômica (dorsal, interóssea, plantar) das fibras ligamentares. O ligamento de Lisfranc, da camada interóssea, pode ter anatomia variada, constituindo-se como feixe único ou duplo. O ligamento oblíquo plantar, outro componente do complexo ligamentar TMT, divide-se em faixas profundas e superficiais que se inserem na base do segundo e do terceiro osso metatarsal, respectivamente. Em geral, os ligamentos plantares são mais fortes que os ligamentos dorsais^{1,2}.

FIGURA 2 – A) Corte coronal de ressonância magnética do mediopé no nível da base dos ossos metatarsais, demonstrando a anatomia óssea. B) Arco romano



Fonte: modificado de <https://radiologykey.com/imaging-of-the-forefoot-and-midfoot/>.

As lesões do complexo articular TMT são raras, respondendo por apenas 0,2% de todas as fraturas, com incidência relatada de uma a cada 55.000 pessoas. Entretanto, têm se tornado cada vez mais comuns, principalmente as de baixa energia

relacionadas às atividades esportivas traumáticas. Elas podem ocorrer devido a trauma direto ou indireto, sendo o último mais comum em esportes, em que torção excessiva e/ou força axial são transmitidas ao pé em flexão plantar. Diante de forças de inversão atuando no retropé – com rotação externa da perna –, os ligamentos dorsais se rompem primeiro. Se essas forças continuam, a lesão pode envolver secundariamente o ligamento de Lisfranc. O ligamento oblíquo plantar atua, nesses casos, como fulcro ao redor do qual ocorrerão as subluxações articulares (FIG. 1C). Se, por outro lado, uma força de eversão é aplicada ao retropé – com rotação interna da perna –, a lesão se inicia pelo aspecto plantar, com ruptura do ligamento oblíquo plantar. Com a progressão das forças, o ligamento de Lisfranc é então lesado. Nesses casos, os ligamentos dorsais são preservados, atuando como fulcro, ao redor do qual ocorre o movimento traumático⁴.

A apresentação clínica da lesão nessa articulação é a dor na transição TMT e a equimose plantar. Para a confirmação diagnóstica é importante se obter radiografias dos dois pés nas incidências anteroposterior (AP) e lateral em ortostatismo e oblíqua. Os critérios de instabilidade incluem o alargamento de 2 mm entre o cuneiforme medial e a base do segundo osso metatarsal, comparando-se com o lado contralateral; 2 mm de subluxação articular de qualquer articulação TMT; ou qualquer deslocamento dorsal dos ossos metatarsais na vista lateral. A fratura por avulsão da base do segundo osso metatarsal indica a ruptura do ligamento de Lisfranc. Entretanto, esses sinais clássicos de instabilidade podem não estar presentes nas radiografias iniciais. Nesses casos, uma radiografia em AP em ortostatismo com ambos os pés no mesmo cassete de radiografia é útil para avaliar instabilidades sutis dessa articulação^{1,3,4}.

Para os pacientes incapazes de suportar peso, radiografias com estresse em pronação e abdução podem diagnosticar a instabilidade. A tomografia computadorizada (TC) é útil para detalhar áreas de cominuição articular e traços de fratura sem desvio. No entanto, a TC não é dinâmica e a anatomia óssea normal pode estar presente no contexto da instabilidade ligamentar. A ressonância magnética (RM) pode ser valiosa em lesões ligamentares sutis com parâmetros radiográficos normais. A ruptura do ligamento plantar oblíquo visível na RM é altamente preditiva de instabilidade^{1,3,4}.

As lesões estáveis (entorses parciais, fraturas extra-articulares) são tratadas de forma conservadora, com imobilização temporária com bota ortopédica e com

descarga de peso e movimentos suaves liberados conforme tolerância, progredindo para o uso regular de calçados quando a dor permitir, normalmente após 4-6 semanas. Radiografias com carga devem ser repetidas duas a três semanas após a lesão, para se afastar a instabilidade tardia. Essas lesões geralmente requerem tempo de recuperação prolongado; no entanto, é esperada a recuperação total e o retorno às atividades, com desconforto mínimo⁴.

As lesões instáveis negligenciadas ou tratadas inadequadamente podem evoluir com dor persistente, limitação para as atividades diárias e artrose pós-traumática, geralmente necessitando de artrodese. Lesões crônicas da articulação TMT levam a resultados piores, quando comparadas àquelas devidamente diagnosticadas e tratadas no momento da lesão⁴.

A intervenção cirúrgica é indicada quando houver evidência de instabilidade da articulação TMT. Inicialmente deve-se utilizar imobilização, até que as partes moles permitam a intervenção cirúrgica. Considera-se que a redução anatômica é o principal objetivo no tratamento cirúrgico dessa lesão, não havendo, porém, consenso sobre como se obter e manter o alinhamento da articulação. Vários métodos estão disponíveis como a fixação interna, artrodese primária, parafusos, placas ou reconstruções ligamentares³.

Opções mais modernas de fixação, que exploram métodos de fixação flexíveis dessa articulação, têm despertado interesse na literatura⁵. Os métodos de fixação flexível para as articulações TMT surgiram do conceito com maior embasamento no tornozelo de que é razoável e benéfico corrigir a instabilidade da sindesmose com fixação flexível^{6,7}. Esse achado é corroborado por estudo de análise da marcha de pacientes que se submeteram a estabilização da articulação TMT com parafusos transarticulares ou artrodese. Os pesquisadores demonstraram velocidade de caminhada significativamente menor e amplitude de movimento significativamente reduzida do mediopé durante a fase de desprendimento dos artelhos⁸.

Pacientes com o mediopé rígido após artrodese ou fixação com parafusos/placa também apresentam aumento da pressão plantar tardiamente na fase de apoio, possivelmente devido à rigidez do arco plantar⁹. Além disso, a amplitude de movimento tem significativa correlação com os escores funcionais, mas não com a redução identificada nas radiografias. Outro estudo demonstrou que os pacientes têm marcha não funcional persistente, mesmo após a remoção dos implantes antes da análise da marcha¹⁰.

Atualmente, não existe consenso sobre a melhor forma de tratar as lesões ligamentares puras da articulação TMT¹¹. As abordagens cirúrgicas podem ser divididas entre fixação rígida da articulação e reconstrução ligamentar da articulação TMT. A fixação rígida utiliza métodos como os parafusos transarticulares que são confiáveis e reprodutíveis, utilizados em todo o mundo, gerando boa estabilidade e bons resultados. As desvantagens são a possibilidade de rigidez articular e de quebra dos implantes. A fixação com sutura-botão e a ligamentoplastia são opções para fixação flexível, mas ainda sem resultados definitivos¹². Os métodos que utilizam fitas de alta resistência para o reparo dessa articulação são denominados de neoligamentoplastia sintética. Apesar de trazerem fixação mais fisiológica, têm como desvantagens a falta de resultados clínicos em longo prazo e a validação biomecânica definitiva.

Os métodos de reconstrução ligamentar surgiram pelo questionamento da razoabilidade da fixação de uma articulação instável com parafusos/placas transarticulares ou até mesmo artrodeses, na espera de cura ligamentar fisiológica. Em outras articulações, como no joelho, por exemplo, é impensável fixar o fêmur à tíbia ou artrodesar essa articulação em um paciente com instabilidade ligamentar. Da mesma forma, as lesões ligamentares do cotovelo, mesmo que extensas, não são tratadas pela fixação transarticular ou pela artrodese dessa articulação.

Preservar articulações e reconstruir ligamentos pode prevenir a degeneração articular das articulações adjacentes e restaurar a estabilidade articular necessária. Além disso, a principal vantagem fornecida pela fixação com parafusos também pode ser sua principal desvantagem. Criando-se um complexo rígido entre os cuneiformes e os metatarsos, a fixação muito rígida pode interferir na cicatrização dos ligamentos¹³. Modelos de animais *in vivo* demonstraram que a completa imobilização de um ligamento é prejudicial à restauração de suas propriedades mecânicas^{12,14}. Idealmente, os implantes devem ser duráveis e flexíveis para fornecer um ambiente estável e que permita replicar o movimento fisiológico normal necessário para a cicatrização ligamentar.

2 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA

Não se sabe ao certo se os métodos flexíveis de fixação da articulação TMT conseguem restaurar a estabilidade da articulação para que a redução articular seja mantida até que os ligamentos cicatrizem. Além disso, não existem estudos que comparem a estabilidade obtida com parafusos transarticulares e a fixação flexível com fitas de alta resistência.

Dessa forma, faz-se necessário comparar a estabilidade obtida com métodos flexíveis que utilizam fitas de alta resistência (neoligamentoplastia sintética) com parafusos transarticulares. Os achados podem direcionar a abordagem das lesões ligamentares TMT.

3 OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi comparar a estabilidade da articulação TMT após a fixação com parafusos transarticulares e fitas de alta resistência em um modelo cadavérico.

4 MATERIAL E MÉTODOS

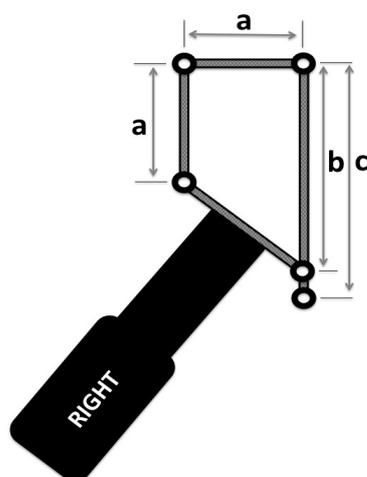
Este é um estudo cadavérico biomecânico conduzido no laboratório *Arthrex, Inc, Naples, FL*, Estados Unidos da América (EUA). Foram utilizadas 24 peças cadavéricas pareadas (12 indivíduos) congeladas de espécimes amputados abaixo do nível do joelho. Os espécimes pertenciam a 8 homens e 4 mulheres, com média de 59 anos de idade (51 a 65 anos), 175cm de altura (171-184cm) e 83kg (71-96kg), sem cirurgias prévias ou doenças visíveis nos pés. As peças foram descongeladas em temperatura ambiente por 16 horas antes dos testes. Toda a manipulação, armazenamento e descarte das amostras foram realizados de acordo com protocolos internacionais aprovados e regulamentados por lei. O presente estudo obteve a aprovação do comitê de ética das instituições participantes (CAAE: 08391719.0.0000.5149).

O modelo biomecânico desse trabalho se baseou em estudo publicado e validado por esse mesmo grupo¹⁵. Inicialmente, foi realizada a fixação da articulação do tornozelo com dois parafusos canulados de rosca parcial (4,5 mm) em 30 graus de flexão plantar, deixando a articulação subtalar intacta para permitir o movimento livre e normal das articulações TMT. A pele e a camada gordurosa dorsal do mediopé foram removidas, expondo-se os tendões extensores e a região dos ossos cuneiformes e osso metatarsais (região medial da articulação TMT). Durante os procedimentos, as amostras foram hidratadas frequentemente com solução salina para se evitar a desidratação e se preservar a resiliência do tecido.

Considerando o posicionamento convencional dos parafusos para fixação da articulação TMT (parafuso de Lisfranc – cuneiforme medial em direção à base do segundo osso metatarsal, parafusos intercuneiformes e metatarso-cuneiformes), foi identificada uma área de trabalho trapezoidal, onde marcadores ósseos puderam ser colocados. Um guia trapezoidal plástico com quatro orifícios foi então construído para ser o mais reprodutível e padronizado (FIG. 3). O posicionamento dos guias foi estabelecido procurando a localização mais próxima à articulação possível¹⁶. Esses orifícios correspondiam à borda lateral do cuneiforme medial, à borda medial do cuneiforme intermédio, à borda medial da base do segundo osso metatarsal e à borda lateral da base do primeiro osso metatarsal. O mesmo guia foi usado nos pés direito e esquerdo, apenas invertendo seu posicionamento. Esse guia foi testado em um conjunto de 24 radiografias do pé, em AP em ortostatismo de 12 homens e 12

mulheres, a fim de se averiguar se a localização para a colocação dos marcadores ósseos era ideal para a utilização neste estudo, sem comprometer as articulações do mediopé. As radiografias utilizadas pertenciam ao acervo pessoal dos pesquisadores e representavam pés sem nenhuma anormalidade anatômica que dificultasse a testagem do guia.

FIGURA 3 - Desenho esquemático do guia plástico trapezoidal utilizado para posicionamento dos marcadores ósseos

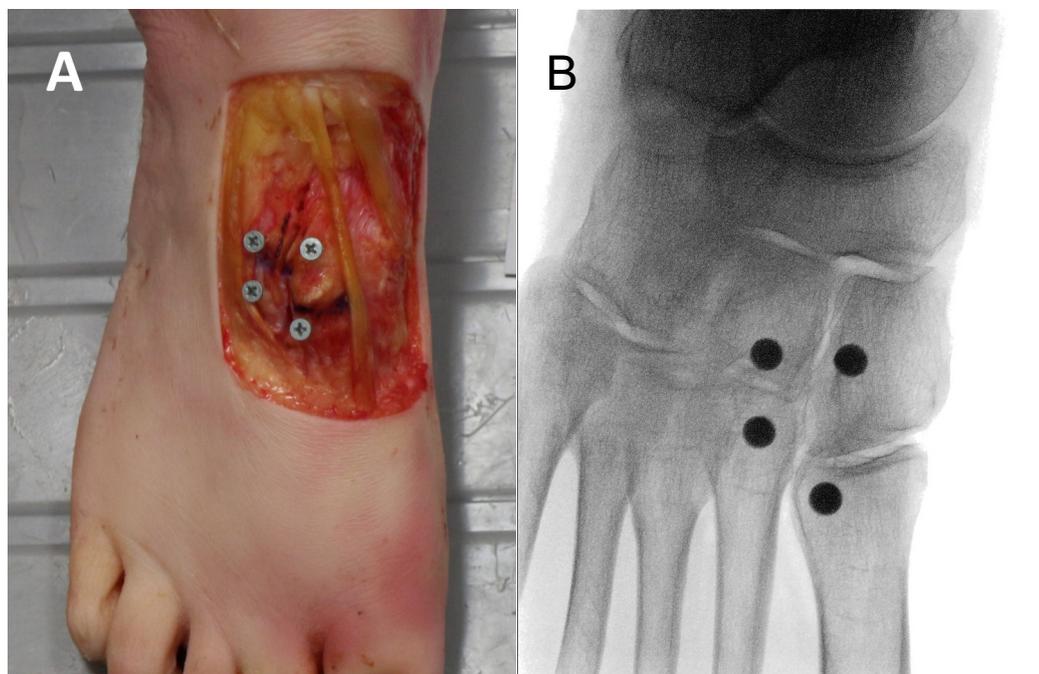


$a=10\text{ mm} / b = 15\text{ mm} / c = 18\text{ mm}$.

Fonte: do autor.

Sob inspeção visual e radioscópica e com a ajuda do guia plástico, quatro pontos próximos às articulações do cuneiforme medial (C1), cuneiforme intermédio (C2), primeiro osso metatarsal (M1) e segundo osso metatarsal (M2) foram localizados e marcados com um fio *Kirchner* de 2 mm. De dorsal a plantar, foram inseridos quatro parafusos de aço inoxidável tipo *Phillips* com cabeça chata de 13 mm de comprimento, rosca parcial e 2,3 mm de diâmetro nos pontos mencionados anteriormente (FIG. 4A e 5B). A cabeça dos parafusos foi deixada claramente visível para ser usada como marcador de referência nas medições do digitalizador tridimensional (3D - *Immersion Microscribe*, modelo # G2X - *Immersion Corp.*, San Jose, CA), que foi utilizado para medir precisamente as distâncias entre os marcadores com a precisão de centésimos de milímetros. As posições relativas dos parafusos foram analisadas usando-se o software *Solid Works 2017* (*Dessault Systems SolidWorks Corp.*, Waltham, MA).

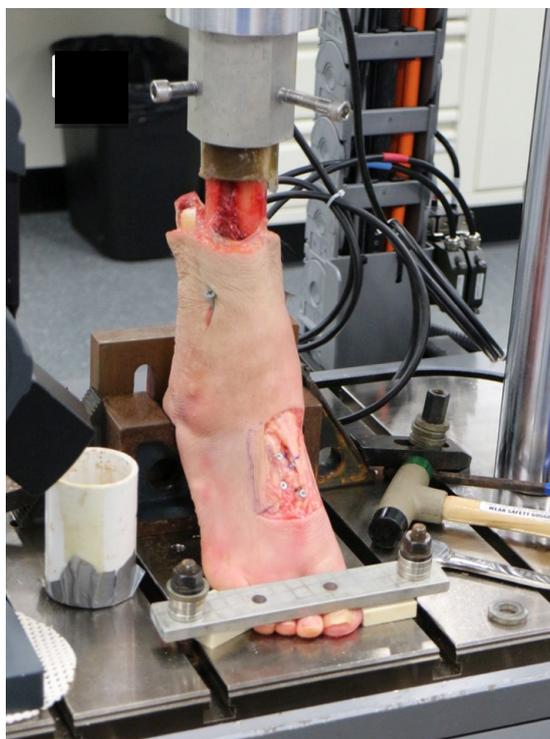
FIGURA 4 - A) Aspecto dorsal do espécime após dissecação da pele e do subcutâneo e posicionamento dos marcadores ósseos (parafusos) em C1, C2, M1 e M2. B) Radiografia em AP do pé mostrando o posicionamento dos parafusos



Fonte: do autor.

Posteriormente, os espécimes foram então fixados em flexão plantar de 30 graus do tornozelo na *Instrom Testing Machine* (E10000 *Instron Electropuls Materials Testing Machine* - célula de carga de 10 kN - célula de torque de 100 Nm - *Intron Corp.*, Norwood, MA), tendo-se o cuidado de manter o antepé firmemente estabilizado no suporte do aparelho (FIG. 5). Isso foi conseguido realizando-se uma carga axial no espécime, utilizando-se um suporte metálico sobre o pé, que se localizava dorsalmente aos artelhos e restringia o seu movimento dorsal. A montagem foi fixada de modo a permitir a rotação axial livre da amostra, mantendo-se o antepé estabilizado. Dessa maneira, possibilitaram-se a pronação e supinação entre o retropé e o antepé da amostra, quando foi executada a rotação axial da tíbia com a máquina de teste *Instrom*. A pronação ocorreu nas rotações internas da tíbia, enquanto a supinação ocorreu nas rotações externas.

FIGURA 5 - Espécime fixado ao *Instrom Testing Machine* e firmemente estabilizado para iniciar os testes biomecânicos



Fonte: do autor.

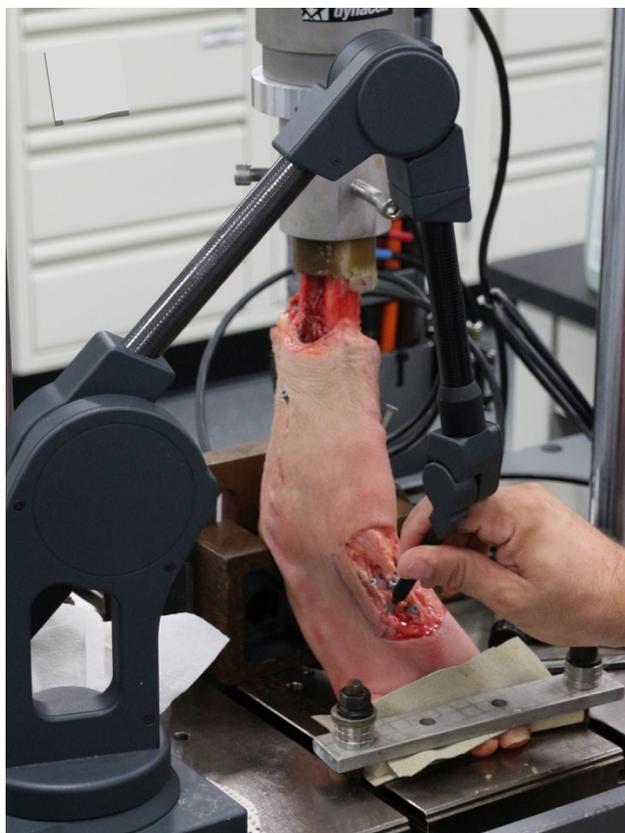
Um ciclo de pré-condicionamento (CPC) foi realizado em todas as amostras intactas, sob a carga axial de 400N. Esse ciclo consistiu em 10 movimentos rotacionais consecutivos da tíbia, permitindo 30 graus de rotação interna da tíbia (ou seja, 30 graus de pronação do pé) e 30 graus de rotação externa da tíbia (ou seja, 30 graus de supinação do pé). Essa definição foi estabelecida em publicação anterior desse mesmo grupo que validou esse modelo anatômico para o teste das lesões ligamentares das articulações TMT¹⁵.

Após calibrar o braço do digitalizador 3D, foram obtidas medidas entre os marcadores ósseos (cabeças dos parafusos) mencionados anteriormente (FIG. 6), obtendo as seguintes distâncias em mm (FIG. 7):

- a) Cuneiforme medial ao intermédio: C1-C2;
- b) primeiro ao segundo osso metatarsal: M1-M2;
- c) cuneiforme medial ao primeiro osso metatarsal: C1-M1;
- d) cuneiforme intermédio ao segundo osso metatarsal: C2-M2;
- e) cuneiforme medial ao segundo osso metatarsal: C1-M2;

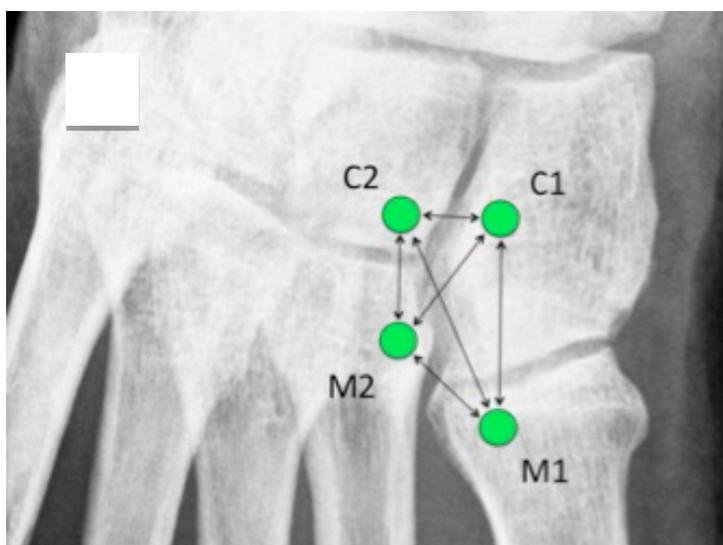
f) cuneiforme intermédio ao primeiro osso metatarsal: C2-M1.

FIGURA 6 - Medidas sendo realizadas com o braço digitalizador 3D utilizando como referência os marcadores ósseos (cabeça dos parafusos)



Fonte: do autor.

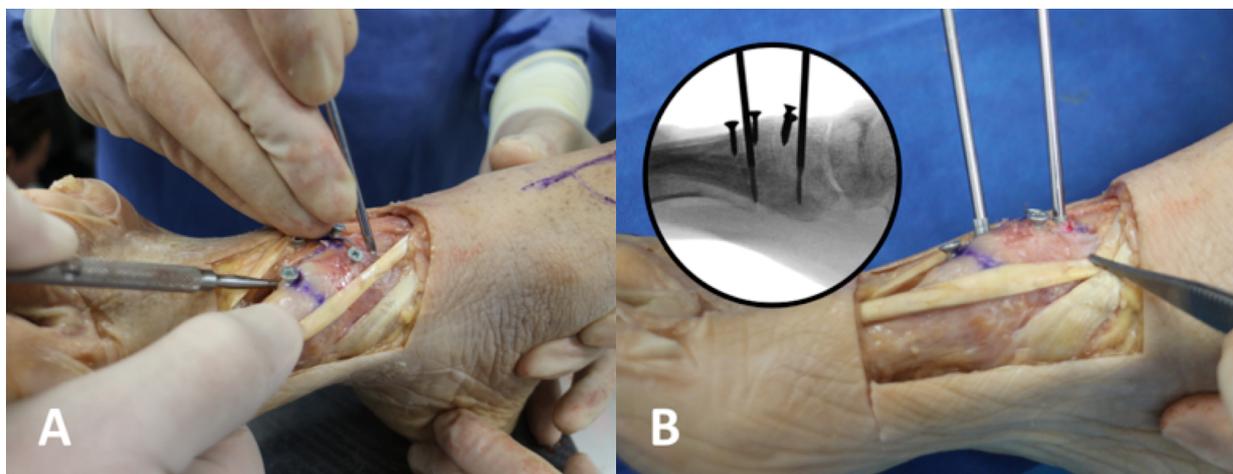
FIGURA 7 - Radiografia em AP do mediopé demonstrando o local de posicionamento dos marcadores ósseos (pontos verdes) e as medidas que foram realizadas



Fonte: do autor

As 24 amostras foram então distribuídas em dois grupos pareados, 12 amostras do pé esquerdo e 12 amostras do pé direito. O grupo 1 (G1) consistiu em 6 amostras do pé esquerdo e 6 amostras do pé direito, nos quais, após as medições na condição intacta, os ligamentos entre C1-C2, C1-M2 (ligamento de Lisfranc) e C2-M2 foram seccionados com a ajuda de uma lâmina curva de 4 mm (*Arthrex, Inc, Naples, FL, EUA*). O grupo 2 (G2) consistiu em 6 amostras do pé esquerdo e 6 amostras do pé direito, nas quais os ligamentos entre C1-C2, C1-M2, C1-M1 e C2-M2 foram seccionados também com a ajuda de uma lâmina curva de 4 mm (*Arthrex, Naples, FL*). A preparação das amostras foi feita por um dos cirurgiões envolvidos no estudo, tendo o cuidado de se conseguir uma divisão completa dos ligamentos envolvidos, utilizando-se controle radioscópico (FIG. 8). O G1 representa uma lesão mais sutil dos ligamentos TMT, enquanto o G2 representa uma lesão mais extensa desses ligamentos. Essa subdivisão de 6 amostras pareadas dentro do grupo G1 e G2 foi desenhada de forma que houvesse pareamento entre os métodos de tratamento na subdivisão desses grupos.

FIGURA 8 - A) Secção dos ligamentos tarsometatarsais. B) Controle radioscópico da profundidade da secção



Fonte: do autor.

As amostras foram então levadas de volta à máquina *Instrom* e um segundo CPC foi providenciado (mesmo ciclo que o realizado anteriormente). Após esse ciclo, o mesmo conjunto de medidas descrito no parágrafo anterior foi obtido para os dois grupos. As distâncias medidas foram comparadas entre a condição intacta e a lesionada em ambos os grupos. O torque necessário para produzir 30 graus de

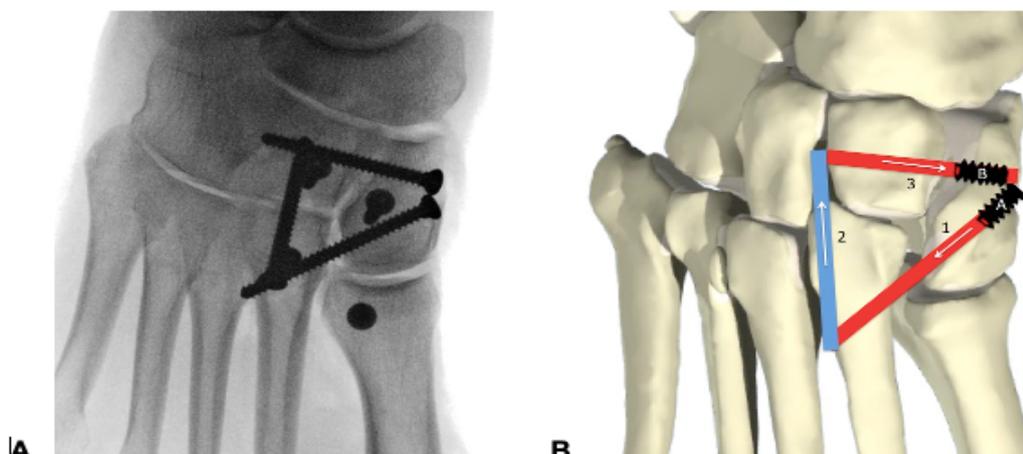
supinação e pronação do pé foi medido e comparado entre a condição intacta e a lesionada.

4.1 Preparação das reconstruções

O G1 foi ainda subdividido em dois. Seis espécimes de pés direitos (G1-Parafuso) foram estabilizados com parafusos da seguinte forma: uma incisão de 5 mm foi feita sobre a borda medial do cuneiforme medial e, em seguida, três fios-guia foram inseridos entre C1-C2, C1-M2 e M2-C2 verificando-se sua posição sob fluoroscopia. Uma broca canulada de 2,5 mm foi passada e os ossos foram fixados com três parafusos corticais de baixo perfil (LPS) de 3,5 mm (*Arthrex*, Naples, FL) (FIG. 9A). O CPC foi repetido e o mesmo conjunto de medidas entre os ossos do tarso foi efetuado.

Os outros seis espécimes de pés esquerdos (G1-Fita) foram estabilizados dinamicamente com *FiberTape*® (*Arthrex*, Naples, FL) da seguinte forma: uma incisão de 5 mm foi feita sobre a borda medial do cuneiforme medial e, em seguida, dois túneis ósseos foram produzidos com uma broca canulada de 2,5 mm, o primeiro entre C1-C2 e o segundo entre C1-M2 (o túnel de Lisfranc). Utilizando uma alça flexível de nitinol, um *FiberTape*® nº 2.0 dobrado (*Arthrex*, Naples, FL) foi passado pelos túneis ósseos, começando de medial para lateral no túnel de Lisfranc e depois de lateral para medial no túnel ósseo intercuneiforme. Após o aperto manual do *tape*, dois parafusos de Biotenodese® 3,0 x 8,0 mm (*Arthrex*, Naples, FL) foram introduzidos na extremidade medial de cada túnel ósseo (FIG. 9B). A tensão sobre o *tape* antes da fixação pelo parafuso de Biotenodese® foi realizada pelo mesmo cirurgião e estabelecida de forma a não haver mais excursão da fita antes do posicionamento do parafuso. Esse método replica o procedimento realizado em contexto clínico. O CPC foi repetido e um novo conjunto de medidas entre os ossos do tarso foi obtido.

FIGURA 9 - A. Construção do G1-parafusos - ver texto; B. Construção do G1-Fita



Os túneis ósseos estão representados em vermelho e a passagem superficial externa do *tape* está representada em azul. Os números indicam a sequência de passagem do *tape*; as setas indicam o sentido de passagem do *tape*; e as letras indicam a ordem de inserção dos parafusos de biotenodese. Fonte: do autor.

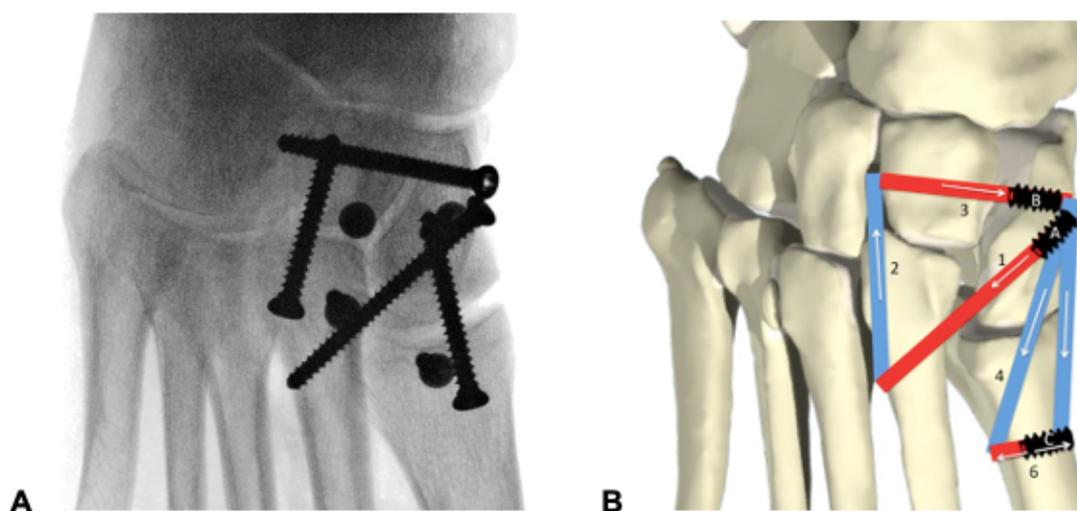
O G2 também foi subdividido em dois. Seis espécimes de pés direitos (G2-Parafuso) foram estabilizados com parafusos da seguinte forma: uma incisão de 5 mm foi feita sobre a borda medial do cuneiforme medial e, em seguida, quatro fios-guia foram inseridos entre C1-C2 (de medial para lateral), C1-M2 (de medial para lateral), M2-C2 (de distal para proximal) e M1-C1 (de distal para proximal), verificando sua posição sob fluoroscopia. Uma broca canulada de 2,5 mm foi usada para preparar os orifícios dos parafusos e os ossos foram fixados com quatro parafusos corticais LPS de 3,5 mm (*Arthrex, Inc.*) (FIG. 10A). O CPC foi repetido e as medidas entre os ossos do tarso foram realizadas.

Os outros seis espécimes de pés esquerdos (G2-Fita) foram estabilizados dinamicamente com *FiberTape*® (*Arthrex, Naples, FL*) da seguinte forma: uma incisão de 5 mm foi feita sobre a borda medial do cuneiforme medial e, em seguida, três túneis ósseos foram efetuados com uma broca canulada de 2,5 mm; o primeiro túnel entre C1-C2, o segundo entre C1-M2 (túnel de Lisfranc) e o terceiro na região metafisária proximal de M1. Com o auxílio de uma alça de nitinol, um *FiberTape* nº 2 dobrado (*Arthrex, Inc.*) foi passado pelos túneis ósseos, começando de medial para lateral no túnel de Lisfranc e depois de lateral para medial no túnel ósseo intercuneiforme. Após o aperto manual do *tape*, dois parafusos de Biotenodese 3,0 x 8,0 mm (*Arthrex, Inc.*) foram introduzidos na extremidade medial de cada túnel ósseo. A tensão sobre o *tape* foi estabelecida da mesma forma que o grupo G1-Fita. Os dois braços restantes do *FiberTape* foram passados pelo terceiro túnel ósseo, sendo um de medial para lateral

e outro de lateral para medial. Após tencionar os dois braços do *FiberTape* (*Arthrex, Inc.*) para estabilizar C1-M1, outro parafuso de Biotenodese 3,0 x 8,0 mm foi introduzido no terceiro túnel, pelo mesmo método de tensionamento (Figura 10B). O CPC foi repetido e o mesmo conjunto de medidas foi obtido.

É importante destacar que os grupos G1-Parafuso e G1-Fita bem como os grupos G2-Parafuso e G2-Fita foram pareados de acordo com a lateralidade, de forma que os grupos de parafusos (G1 e G2) utilizaram somente espécimes de pés direitos e os grupos de fitas (G1 e G2) utilizaram somente espécimes de pés esquerdos.

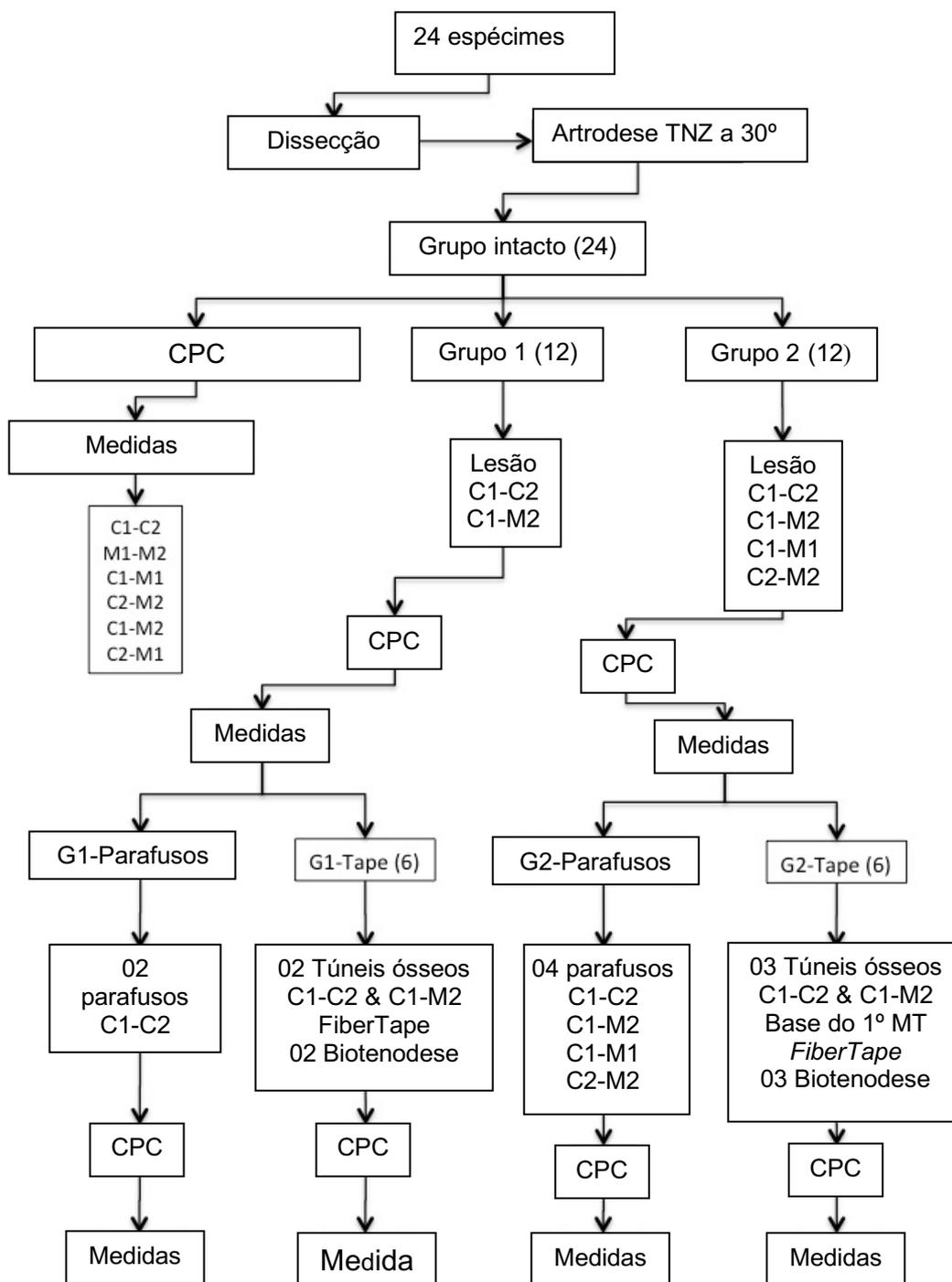
FIGURA 10 - A) G2-Parafuso - ver texto; B) G2-Fita



Os túneis ósseos estão representados em vermelho e as passagens superficiais externas do *tape* estão representadas em azul. Os números indicam a sequência de passagem do *tape*; as setas indicam o sentido de passagem do *tape* e as letras indicam a ordem de inserção dos parafusos de biotenodese. Fonte: do autor.

O torque necessário para produzir a rotação também foi medido e comparado entre a condição lesionada e reparada. A Figura 11 representa o fluxograma metodológico deste estudo.

FIGURA 11 - Fluxograma metodológico



TNZ: Tornozelo / CPC: Ciclo de Pré-Condicionamento

4.2 Análise estatística

A análise estatística comparou a diferença entre as distâncias encontradas nas condições intacta e lesionada. Para controlar a variação de medidas relativa ao tamanho dos espécimes testados, foi utilizada a porcentagem de aumento ou diminuição da distância entre os marcadores relativa a cada espécime. Foi realizado o teste de normalidade de Jarque-Bera e para as variáveis que apresentavam distribuição normal foi utilizado o teste T-Student pareado para a comparação das médias.

A amostra do presente estudo foi composta de 864 medidas: 12 espécimes, seis com dano completo e seis com dano parcial, em rotação interna e externa e em seis diferentes distâncias. Um modelo de dados em painel foi empregue para separar os efeitos não observados de cada indivíduo sobre as medidas do efeito dos dispositivos utilizados para realizar a estabilização. As diferenças de variância entre os grupos foram calculadas usando-se uma razão de teste de variância (estatística F).

Foi usado o *software* estatístico (*SigmaPlot* v14.0, *Systat Software, Inc.*, San Jose, CA). O valor de $p < 0,05$ foi estabelecido como limite para rejeição da hipótese nula. Devido a demandas logísticas da execução deste estudo, não foi realizado cálculo amostral para o estabelecimento do número de espécimes necessários, sendo essa uma amostra de conveniência. Devido a isso, uma análise de poder *post-hoc* foi efetuada, com os pressupostos da precisão de medição de centésimos de milímetros do calibrador 3D e na necessidade de se observarem distâncias na escala de milímetros em situações clínicas. Nesse contexto, a probabilidade de que uma distância de 1 mm não fosse detectada pelos métodos utilizados é menor que 10^{-12} .

5 RESULTADOS

O gráfico 1 apresenta o padrão de distribuição dos testes em rotação interna e o gráfico 2 em rotação externa. A tabela 1 demonstra os valores de p para cada comparação apresentada nos gráficos. As diferenças estatísticas significativas estão destacadas com «*». Como pode ser visto, na maioria das medições os parafusos tiveram o mesmo desempenho da fita. Na rotação interna, as fitas tiveram melhor desempenho que os parafusos em C1-M2 (lesão parcial) e os parafusos apresentaram melhor desempenho que as fitas em C2-M1 (lesões parciais e completas) e em M1-M2 (lesões completas). Na rotação externa, as fitas tiveram melhor desempenho em C2-M1 (lesão parcial) e em M1-M2 (lesão completa). De forma isolada, os parafusos apresentaram maior rigidez em rotação interna (três situações de superioridade vs. uma das fitas) e as fitas maior rigidez em rotação externa (duas situações de superioridade vs. nenhuma dos parafusos). De forma agrupada, os parafusos foram superiores em três situações, enquanto as fitas também foram superiores em três situações.

GRÁFICO 1 - Distribuição suavizada da redução de distância observada com rotação interna para cada tipo de dano e métrica

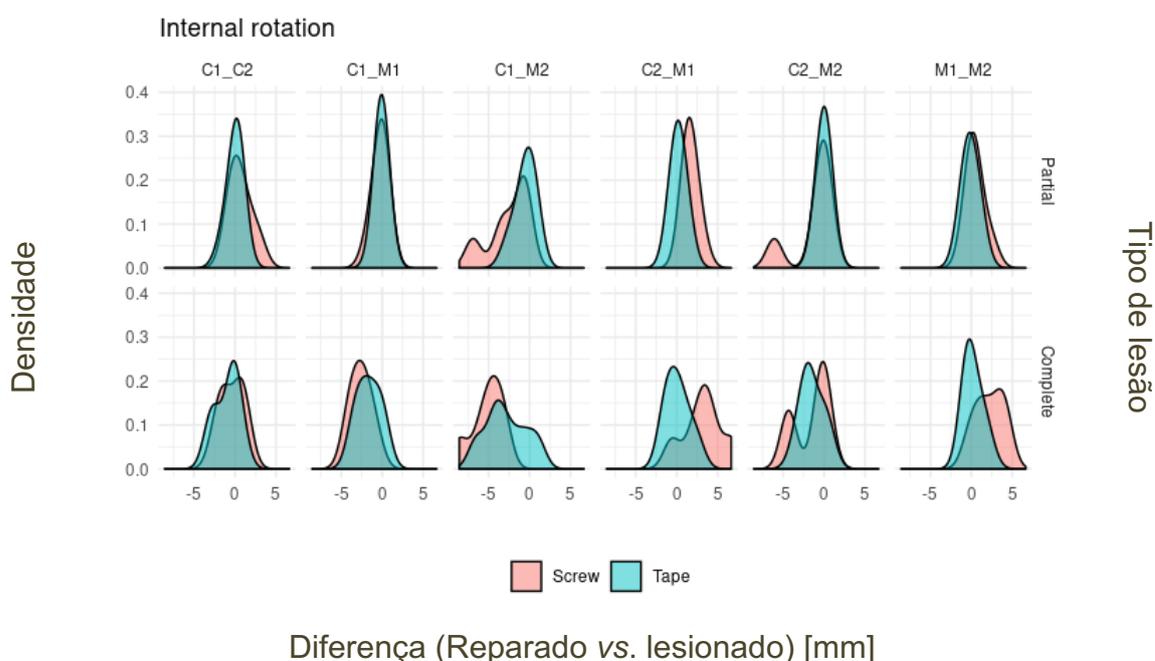


GRÁFICO 2 - Distribuição suavizada da redução de distância observada com rotação externa para cada tipo de dano e métrica

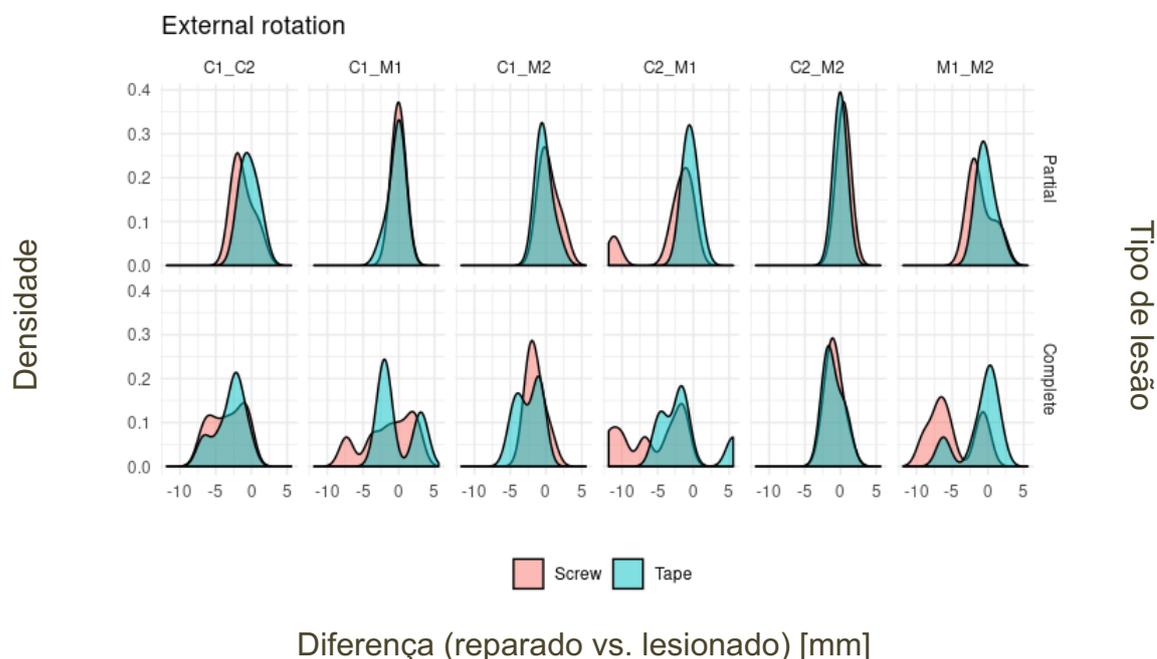
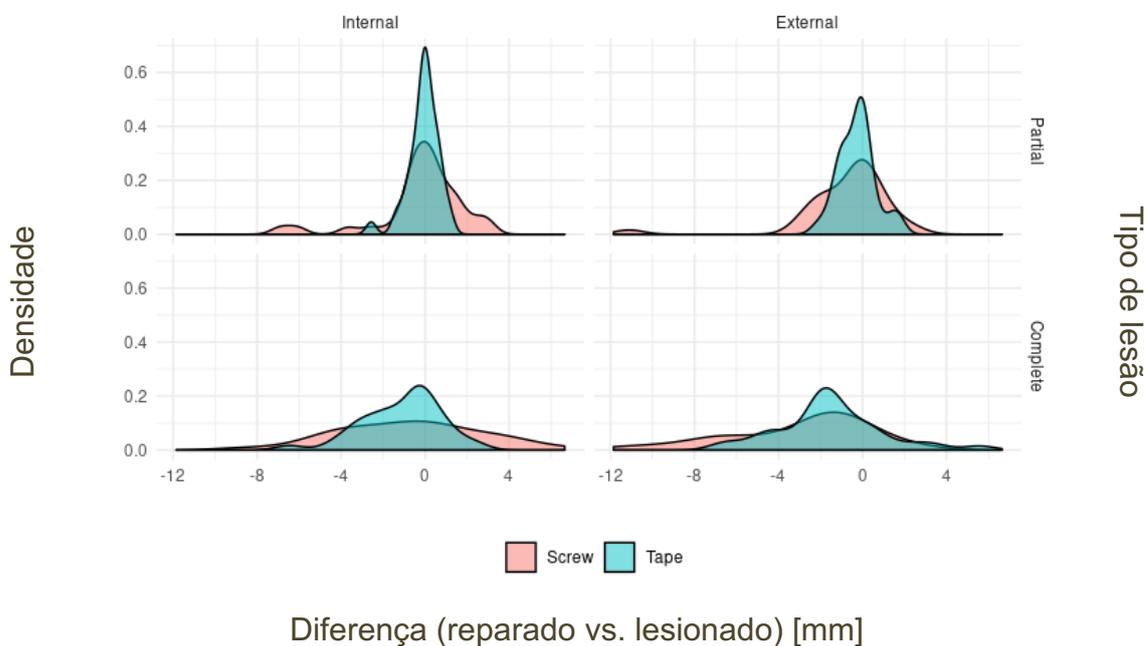


TABELA 1 – Valores de p para cada comparação

Rotação	Lesão	C1-C2	C1-M1	C1-M2	C2-M1	C2-M2	M1-M2
Interna	Parcial	0,3125	0,8438	0,0313*	0,0313*	0,0938	0,2188
	Completa	0,6875	0,2188	0,2188	0,0313*	1,0000	0,0313*
Externa	Parcial	0,0625	0,5625	0,4375	0,0313*	0,0591	0,4375
	Completa	0,8438	0,5625	0,3125	0,0625	0,6875	0,0313*

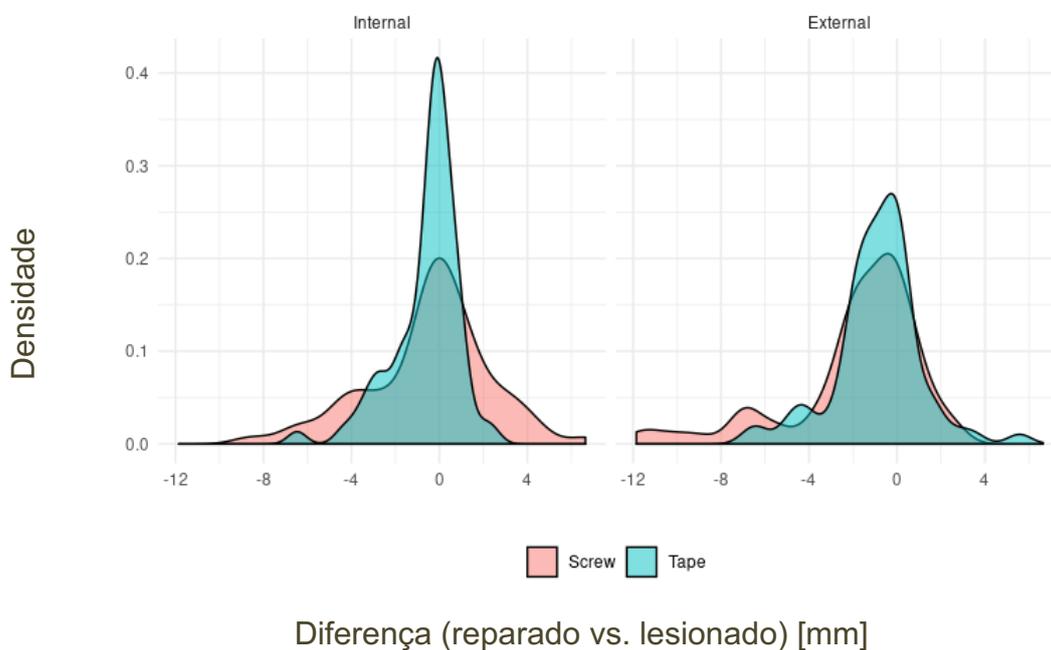
O gráfico 3 mostra a distribuição do encurtamento da distância para cada grupo (rotação interna com lesão parcial e completa e rotação externa com lesão parcial e completa). Visualmente parece não haver diferença entre os tratamentos na média, mas a fita exibiu variabilidade menor e as reduções de distância observadas foram mais prováveis de estarem em torno da média. Nenhuma das comparações nesse gráfico apresentou significância estatística. Mas, ao se testar se os dois tratamentos diferem em termos de variância, a variância do tratamento do parafuso foi maior que a da fita. A diferença foi maior na rotação interna, com dano parcial, onde o grupo parafuso apresentou variabilidade 7,9 vezes maior que as fitas (F-test = 7.9297).

GRÁFICO 3 - Distribuição suavizada da redução de distância observada para cada tipo de dano e rotação, para todas as métricas



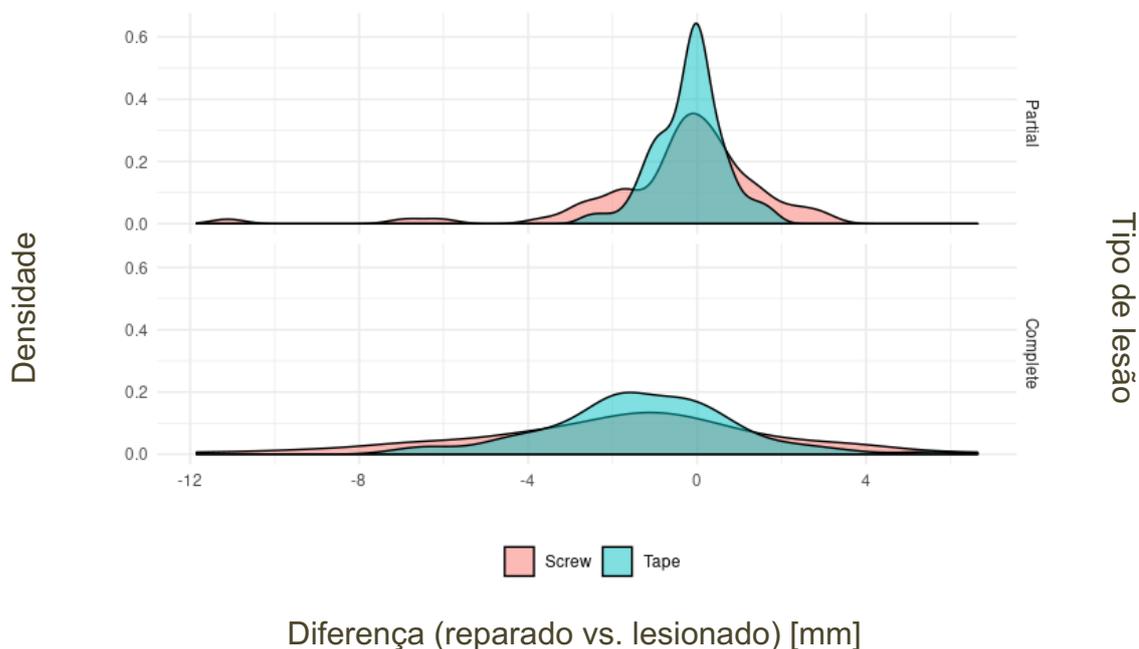
O gráfico 4 apresenta a agregação dos valores de todos os tipos de lesão, para as todas as métricas entre a rotação interna e externa. Novamente não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias, mas houve maior variância do grupo parafusos em relação ao grupo fitas. A diferença foi maior na rotação interna, na qual o grupo parafuso apresentou variabilidade 3,4 vezes maior que as fitas (F-test = 3.443).

GRÁFICO 4 - Distribuição suavizada da redução de distância observada para cada rotação, para todas as métricas e tipos de lesão



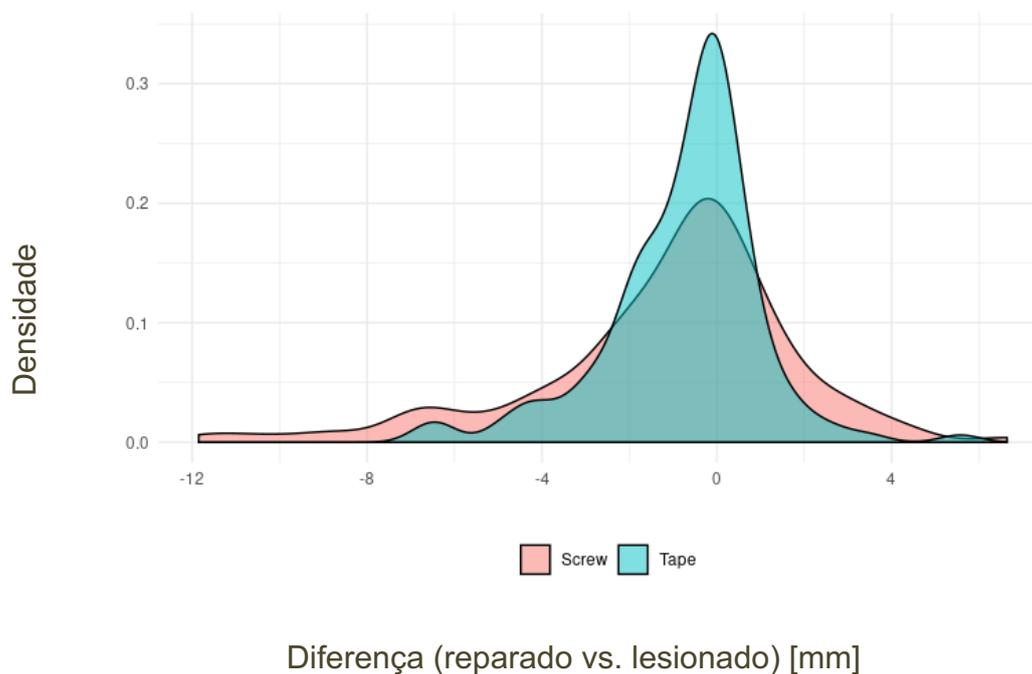
O gráfico 5 apresenta a agregação dos valores de todos os tipos de rotação, para as todas as métricas entre a lesão parcial e a completa. Novamente não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias, mas houve maior variância do grupo parafusos em relação ao grupo fitas. A diferença foi maior na lesão parcial, na qual o grupo parafuso apresentou variabilidade 7.1 vezes maior que as fitas (F-test = 7.1846).

GRÁFICO 5 - Distribuição suavizada da redução de distância observada para cada tipo de lesão, para todas as métricas e rotações



O gráfico 6 demonstra a agregação de todas as 864 medidas. Nessa avaliação mais global, com todas as medidas, novamente não foram encontradas diferenças estatísticas entre as médias, mas a variância dos parafusos foi 2,9 vezes maior que a das fitas (F-test = 2.9062). Esses resultados sugerem um padrão: para todas as métricas, rotações e tipos de dano parece não haver diferença estatística entre as médias de redução das distâncias entre os métodos de reparo, porém, as fitas exibem menor variabilidade.

GRÁFICO 6 - Distribuição suavizada da redução de distância observada de forma totalmente agrupada



Por fim, a tabela 2 apresenta a análise do torque necessário para se produzir as rotações. Como é mostrado, no grupo lesionado o valor de torque foi significativamente menor. Após o reparo, o torque aumentou, mas não voltou aos valores do estado intacto. Não houve diferença quanto ao tipo de reparo.

TABELA 2 – Valores de torque

Condição	Média (N)	Valor p
Intacto	19,58	
Lesionado	15,51	0,001
Reparado	16,79	0,035
<u>Tipo de Reparo</u>		
Tape	17,52	0,533
Parafusos	17,07	

6 DISCUSSÃO

As lesões do complexo articular TMT são incomuns, mas podem resultar em dor persistente, artrose e incapacidade funcional. O tratamento para essa lesão permanece em debate e, portanto, existe interesse em estudar diferentes métodos de reparo e reconstrução^{12,17}. Os estudos que comparam diferentes métodos para fixação da articulação TMT em modelos cadavéricos são heterogêneos, pois utilizam diferentes métodos para secção ligamentar, tensionamento e fixação.

Três estudos não demonstraram diferença entre diferentes métodos de fixação testados. No primeiro¹⁸, os autores foram os primeiros a comparar um dispositivo sutura-botão com parafusos em modelo cadavérico e não encontraram diferença significativa na estabilidade. O segundo¹⁹, usando modelo cadavérico com estresse em abdução e carga axial, comparou a rigidez da fixação por parafusos e um dispositivo de sutura-botão. Os autores demonstraram que ambos os métodos de fixação foram eficazes na restauração do movimento da articulação TMT para os níveis pré-lesão, sem diferença estatística. E o terceiro²⁰, utilizando modelo cadavérico submetido a estresse mecânico com carga axial parcial, comparou a rigidez de fixação de parafusos e uma fixação com aloenxerto e concluiu que os aloenxertos proporcionaram resistência e estabilidade adequadas e não diferiram significativamente em relação à fixação com parafusos.

Dois outros estudos encontraram diferenças entre os métodos de fixação rígido e flexível, ambos favorecendo os parafusos. Usando um modelo de estresse cíclico para comparar dispositivos de sutura-botão e parafusos, observou-se que a diástase após a fixação do dispositivo de sutura-botão foi significativamente maior do que após a fixação com parafusos sob carga inicial, mas não aumentou mais após a carga cíclica²¹. Já comparando parafusos e um minidispositivo de sutura-botão, foi constatado que os primeiros proporcionaram maior estabilidade em lesões ligamentares da articulação TMT²².

Em todos esses estudos, os modelos cadavéricos utilizados frequentemente apresentavam deslocamentos articulares inferiores a 2 mm, parâmetro clínico clássico estabelecido para se indicar tratamento cirúrgico nas lesões ligamentares TMT. Talvez, a distância de 1-2 mm seja pequena para se tomar decisão de indicação cirúrgica, o que propagou a controvérsia da fixação rígida *versus* flexível. Exatamente para garantir resultados mais fidedignos, este estudo utilizou um modelo cadavérico

que faz pronação e supinação para estressar o complexo articular TMT¹⁵. Esse método consegue atingir deslocamentos articulares da ordem de 4 mm entre alguns ossos do tarso, o que proporcionou aos pesquisadores uma distância maior a ser tratada pelos métodos de fixação, obtendo, assim, resultados mais assertivos na comparação.

Este foi o primeiro estudo a comparar parafusos transarticulares com fitas de alta resistência em um modelo cadavérico de lesão ligamentar do complexo articular TMT. A ideia de se utilizar a fita de alta resistência para a estabilização dessa articulação provém do resultado insuficiente dos dispositivos de sutura-botão em relação aos parafusos nos dois estudos citados anteriormente^{21,22}. Outro estudo, muito recentemente publicado, também comparou a estabilidade entre parafusos transarticulares e fitas de alta resistência e também encontrou estabilidade comparável, mesmo em espécimes submetidos a um alto nível de carga²³.

Neste estudo 864 medidas diferentes foram agrupadas, reduzindo o viés de se observar uma medida isolada para um método de estresse específico. Ao se verificar a diferença isolada das distâncias medidas entre parafusos e fita, fica evidente que os parafusos apresentaram melhor desempenho em três medidas (C1-M2, rotação interna, lesão parcial / C2-M1, rotação externa, lesão parcial / M1-M2, rotação externa, lesão completa) e que as fitas obtiveram melhor desempenho em três medidas (C2-M1, rotação interna, lesão parcial / C2-M1, rotação interna, lesão completa / M1-M2, rotação interna, lesão completa).

Os resultados apresentados anteriormente podem ser consequência do tamanho da amostra. Com apenas seis espécimes em cada grupo, as medidas diferentes podem ter impacto significativo na análise estatística. Para minimizar esse impacto e com o intuito de se tirar uma conclusão mais ampla de nossa amostra, procedeu-se à análise usando uma abordagem de dados em painel. A vantagem de usar modelos de dados em painel é que os efeitos não observados de cada indivíduo podem ser separados das medidas do efeito dos materiais usados para realizar o reparo.

Ao se observar os dados agrupados, os resultados sugerem um padrão: para todas as métricas, rotações e tipos de lesão parece não haver diferença estatística entre as médias de redução de distância entre os métodos de estabilização. No entanto, os grupos que foram estabilizados com as fitas exibiram menor variabilidade, sendo mais prováveis de estarem próximos da média. Especificamente, a

variabilidade da estabilidade da fixação com parafusos foi 2,9 vezes maior do que com as fitas. Esses resultados sugerem que as fitas produzem a mesma estabilidade média que os parafusos transarticulares com menor variabilidade.

Outro componente importante deste estudo é a análise do torque. Nem os parafusos nem as fitas foram capazes de devolver o torque necessário para produzir a rotação como na condição intacta. Isso significa que nenhum dos métodos de estabilização pôde restaurar a estabilidade ligamentar nativa.

As limitações desta pesquisa incluem o número de espécimes, a falta de teste de densidade mineral óssea entre os espécimes e a possível variação entre o tamanho dos espécimes. Esse erro foi minimizado ao se utilizar os pés esquerdo e direito correspondentes nos grupos de parafusos e fitas. Limitações adicionais estão relacionadas a erros na realização da lesão ligamentar, pois quantidades variáveis de dano podem ter sido aplicadas às amostras. Foi utilizado o comprimento completo de uma lâmina curva de 4 mm (*Arthrex*, Nápoles, FL) para produzir todas as lesões e tentou-se minimizar a variação com apenas um investigador preparando as amostras.

Além disso, a diástase óssea foi mensurada usando-se marcadores e não por medição direta, o que pode resultar em erro de aferição. É importante salientar que não houve capacidade de se determinar se a cicatrização ligamentar foi realmente diferente entre os métodos, pois este é um estudo cadavérico. Finalmente, não se tem conhecimento da estabilidade necessária para proporcionar a cicatrização completa, desse modo, não é possível a partir dos dados obtidos neste estudo concluir qual método de fixação oferecerá melhor desfecho clínico.

7 CONCLUSÃO

A fixação com fitas de alta resistência apresentou estabilidade semelhante à fixação transarticular com parafusos nas lesões ligamentares do complexo articular TMT e exibiu menor variabilidade.

REFERÊNCIAS

- 1- Weatherford BM, Anderson JG, Bohay DR. Management of tarsometatarsal joint injuries. *JAAOS*. Jul. 2017; 25(Issue 7):469-479. Doi: 10.5435/JAAOS-D-15-00556.
- 2- Nery C, Réssio C, Alloza JFM. Subtle Lisfranc joint ligament lesions: surgical neoligamentoplasty technique. *Foot Ankle Clin*, 2012.
- 3- Clare MP. Lisfranc injuries. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2017 Mar; 10(1):81–85. Doi: 10.1007/s12178-017-9387-6.
- 4- Mulcahy H. Lisfranc injury: Current concepts. *Radiol Clin North Am*. 2018 Nov; 56(6):859-876. Doi: 10.1016/j.rcl.2018.06.003. Epub 2018 Sep 17.
- 5- Briceno J, Stupay KL, Moura B, Velasco B, Kwon JY. Flexible fixation for ligamentous lisfranc injuries. *Injury*. 2019 Jul 22. Doi: 10.1016/j.injury.2019.07.024.
- 6- Ebramzadeh E, Knutsen AR, Sangiorgio SN, Brambila M, Harris TG. Biomechanical comparison of syndesmotic injury fixation methods using a cadaveric model. *Foot Ankle Int*. 2013 Dec; 34(12):1710-7. Doi: 10.1177/1071100713503816. Epub 2013 Sep 9.
- 7- Naqvi GA, Cunningham P, Lynch B, Galvin R, Awan N. Fixation of ankle syndesmotic injuries: comparison of tightrope fixation and syndesmotic screw fixation for accuracy of syndesmotic reduction. *Am J Sports Med*. 2012 Dec; 40(12):2828-35. Doi: 10.1177/0363546512461480. Epub 2012 Oct 10.
- 8- van Hoeve S, Stollenwerck G, Willems P, Witlox MA, Meijer K, Poeze M. Gait analysis and functional outcome in patients after Lisfranc injury treatment. *Foot Ankle Surg*. 2018 Dec; 24(6):535-541. Doi: 10.1016/j.fas.2017.07.003.
- 9- Mehlhorn AT, Walther M, Yilmaz T, Gunst L, Hirschmüller A, Südkamp NP, *et al*. Dynamic plantar pressure distribution, strength capacity and postural control after Lisfranc fracture-dislocation. *Gait Posture*. 2017 Feb; 52:332-337. Doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.11.043.
- 10- Teng AL, Pinzur MS, Lomasney L, Mahoney L, Havey R. Functional outcome following anatomic restoration of tarsal-metatarsal fracture dislocation. *Foot Ankle Int*. 2002 Oct; 23(10):922-6.
- 11- Sivakumar BS, An VVG, Oitment C, Myerson M. Subtle Lisfranc injuries: A topical review and modification of the classification system. *Orthopedics*. 2018 Mar 1; 41(2):e168-e175. Doi: 10.3928/01477447-20180213-07.
- 12- Shakked RJ. Lisfranc Injury in the Athlete. *JBJS Rev*. 2017 Sep; 5(9):e4. Doi: 10.2106/JBJS.RVW.17.00025.

- 13- van Hove S, Stollenwerck G, Willems P, Witlox MA, Meijer K, Poeze M. Gait analysis and functional outcome in patients after Lisfranc injury treatment. *Foot Ankle Surg.* 2018 Dec; 24(6):535-541. Doi: 10.1016/j.fas.2017.07.003.
- 14- Mehlhorn AT, Walther M, Yilmaz T, Gunst L, Hirschmüller A, Südkamp NP, *et al.* Dynamic plantar pressure distribution, strength capacity and postural control after Lisfranc fracture-dislocation. *Gait Posture.* 2017 Feb; 52:332-337. Doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.11.043.
- 15 - Wagner E, Wagner P, Baumfeld T, Prado MP, Baumfeld D, Nery C. Biomechanical Evaluation With a Novel Cadaveric Model Using Supination and Pronation Testing of a Lisfranc Ligament Injury. *Foot Ankle Orthop.* 2020 Jan 14;5(1):2473011419898265. doi: 10.1177/2473011419898265. PMID: 35097361; PMCID: PMC8697228.
- 16 - Koroneos Z, Vannatta E, Kim M, *et al.* Biomechanical comparison of fibertape device repair techniques of ligamentous Lisfranc injury in a cadaveric model. *Injury.* 2021;52(4):692-698. doi:10.1016/j.injury .2021.02.077.
- 17 - Jin S, Wang L, Zhou S. Clinical Study on Different Methods of Internal Fixation for Treatment of Lisfranc Joint Injury. *Evid Based Complement Alternat Med.* 2021 Oct 18;2021:1300920. doi: 10.1155/2021/1300920. PMID: 34707663; PMCID: PMC8545526.
- 18- Panchbhavi VK, Vallurupalli S, Yang J, Andersen CR. Screw fixation compared with suture-button fixation of isolated Lisfranc ligament injuries. *J Bone Joint Surg Am.* 2009 May; 91(5):1143-8. Doi 10.2106/JBJS.H.00162.
- 19- Pelt CE, Bachus KN, Vance RE, Beals TC. A biomechanical analysis of a tensioned suture device in the fixation of the ligamentous Lisfranc injury. *Foot Ankle Int.* 2011 Apr; 32(4):422-31. Doi: 10.3113/FAI.2011.0422.
- 20- Weglein DG, Andersen CR, Morris RP, Buford WL Jr, Panchbhavi VK. Allograft Reconstruction of the Lisfranc Ligament. *Foot Ankle Spec.* 2015 Aug; 8(4):292-6. Doi: 10.1177/1938640015584768.
- 21- Marsland D, Belkoff SM, Solan MC. Biomechanical analysis of endobutton versus screw fixation after Lisfranc ligament complex sectioning. *Foot Ankle Surg.* 2013 Dec.; 19(4):267-72. Doi: 10.1016/j.fas.2013.06.009.
- 22- Ahmed S, Bolt B, McBryde A. Comparison of standard screw fixation versus suture button fixation in Lisfranc Ligament injuries. *Foot Ankle Int.* 2010 Oct; 31(10):892-6. Doi: 10.3113/FAI.2010.0892.
- 23 - Koroneos ZA, Manto KM, Martinazzi BJ, Stauch C, Bifano SM, Kunselman AR, Lewis GS, Aynardi M. Biomechanical Comparison of Fiber Tape Device Versus Transarticular Screws for Ligamentous Lisfranc Injury in a Cadaveric Model. *Am J Sports Med.* 2022 Oct;50(12):3299-3307. doi: 10.1177/03635465221118580.

ANEXO E APÊNDICES

Anexo A – Parecer ético

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação biomecânica de diferentes métodos para as instabilidades articulares sutis da articulação de Lisfranc

Pesquisador: daniel soares baumfeld

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 08391719.0.0000.5149

Instituição Proponente: Faculdade de Medicina da UFMG

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.246.800

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 3.246.800

Declaração do Patrocinador	arthrex_carta.pdf	12/02/2019 15:26:39	daniel soares baumfeld	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	12/02/2019 15:26:14	daniel soares baumfeld	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BELO HORIZONTE, 05 de Abril de 2019

Assinado por:
Eliane Cristina de Freitas Rocha
(Coordenador(a))

Apêndice A - Artigo sobre a técnica utilizando os conceitos deste trabalho, publicado na *Muscle, Ligaments and Tendons Journal* (Doi: 10.32098/mltj. 04.2019.11)

Artigo Completo

ORIGINAL ARTICLE

Nr 2019;9 (4):562-570

Dynamic Lisfranc Joint Repair Concept: Surgical Technique for a Synthetic Neoligamentoplasty

C. Nery¹, E. Giza², E. Wagner³, M. A. Percoppe de Andrade⁴, T. Soares Baumfeld⁴,
M. Pires Prado⁵, D. Baumfeld⁴

¹ Foot and Ankle Clinic, UNIFESP – Federal University of São Paulo, Brazil

² Foot & Ankle Surgery Department of Orthopaedics, University of California, Davis

³ Foot and Ankle Unit Clínica Alemana, Santiago, Chile

⁴ Department of the Locomotor Apparatus, UFMG – Federal University of Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil

⁵ Foot and Ankle Clinic, Albert Einstein Hospital, São Paulo, SP, Brazil

Apêndice B - Artigo publicado na *Foot and Ankle International* (Doi: 10.1177/1071100720907878)

Article



Comparison of Suture-Augmented Ligamentoplasty to Transarticular Screws in a Lisfranc Cadaveric Model

Foot & Ankle International®
1–9
© The Author(s) 2020
Article reuse guidelines:
sagepub.com/journals-permissions
DOI: 10.1177/1071100720907878
journals.sagepub.com/home/fai

Caio Nery, MD, PhD¹ , **Daniel Baumfeld, MD, PhD²** ,
Tiago Baumfeld, MD² , **Marcelo Prado, MD³**, **Eric Giza, MD⁴**,
Pablo Wagner, MD⁵ , and **Emilio Wagner, MD⁵** 

Apêndice C - TABELA 3 – Dados brutos do estudo

	Tipo de Lesão	Tipo de Rotação			C1-C2	M1-M2	C1-M1	C2-M2	C1-M2	C2-M1
		0: rotação interna		1 Intacto						
	Grupo 1:0	Grupo 2:1	externa	2 Lesionado						
F180618 Left	0	1	1	12.02	16.01	17.96	14.11	15.24	25.76	
F180618 Left	0	1	2	11.85	16.51	18.11	13.73	15.57	25.56	
Fi80618 Left	0	0	1	10.83	15.38	17.62	13.79	16.85	23.27	
Fi80618 Left	0	0	2	10.46	15.54	17.65	13.93	18.38	21.93	
F180686 Right	0	1	1	17.58	18.48	15.5	14.51	10.66	30.87	
F180686 Right	0	1	2	19.37	19.26	14.81	14.33	11.02	31.91	
F180686 Right	0	0	1	16.99	14.71	13.77	14.23	11.25	27.49	
F180686 Right	0	0	2	16.2	12.54	13.56	15.18	13.72	25.07	
P180319 Left	0	1	1	12.99	16.19	22.14	12.65	17.87	25.84	
P180319 Left	0	1	2	17.35	19.21	22.33	12.88	20.26	28.82	
P180319 Left	0	0	1	12.91	13.3	21.93	12.98	18.5	23.59	
P180319 Left	0	0	2	15.24	12.9	21.99	14.87	23.73	21.76	
P180436 Right	0	1	1	13.66	16.62	21.3	20.28	18.01	31.52	
P180436 Right	0	1	2	16.19	17.55	21.35	20.7	18.01	33.59	
P180436 Right	0	0	1	12.95	14.23	21.22	20.23	18.83	29.52	
P180436 Right	0	0	2	13.52	15.08	21.2	20.7	20.94	29.07	
P180438 Left	0	1	1	16.62	22.39	18.47	10.91	14.18	30.56	
P180438 Left	0	1	2	21.33	25.5	18.26	11.48	18.02	33.98	
P180438 Left	0	0	1	14.6	19.23	18.52	11.07	14.03	28.01	
P180438 Left	0	0	2	15.19	18.79	18.15	10.76	17.21	25.82	
P180513 Right	0	1	1	14.25	19.02	22.89	13.43	19.48	28.23	
P180513 Right	0	1	2	13.93	17.13	22.97	13.78	19.86	26.9	
P180513 Right	0	0	1	12.59	12.81	21.62	13.55	19.84	22.49	
P180513 Right	0	0	2	12.41	10.62	21.82	14.12	22.95	18.72	
F180618 Right	0	1	1	10.26	15.85	17.49	14.99	19.45	21.77	
F180618 Right	0	1	2	11.07	15.48	17.57	14.63	19.2	22.16	
F180618 Right	0	0	1	9.97	14.52	16.96	14.96	20.3	19.58	
F180618 Right	0	0	2	10.8	15.67	17.12	14.66	21.34	19.53	
F180686 Left	0	1	1	13.65	18.02	20.27	13.93	16.02	28.46	
F180686 Left	0	1	2	15.87	19.57	20.28	14.46	16.71	30.6	
F180686 Left	0	0	1	12.16	14.02	19.85	14.81	16.74	25.54	
F180686 Left	0	0	2	11.93	11.61	19.79	21.87	23.6	24.15	
P180319 Right	0	1	1	13.5	14.89	19.66	12.16	18.86	24.39	
P180319 Right	0	1	2	15.63	15.6	19.99	12.09	18.47	24.98	
P180319 Right	0	0	1	12.3	13.2	19.43	11.76	16.79	22.32	
P180319 Right	0	0	2	13.6	12.37	19.55	12.6	20.47	20.23	
P180436 Left	0	1	1	12.55	21.76	23.12	15.55	19.33	30.51	
P180436 Left	0	1	2	15.16	22.34	22.59	16.12	20.82	31.58	
P180436 Left	0	0	1	12.32	19.28	22.37	16.47	21.21	27.65	
P180436 Left	0	0	2	13.62	19.35	22.31	16.3	24.15	25.75	
P180438 Right	0	1	1	11.37	19.33	22.27	17.51	16.65	30.77	

Continua

TABELA 3 – Dados brutos do estudo

	Grupo 1:0	Tipo de Rotação		C1-C2	M1-M2	C1-M1	C2-M2	C1-M2	C2-M1
		Tipo de Lesão	Tipo de Rotação						
	Grupo 2:1	0: rotação interna	1 Intacto						
		1: rotação externa	2 Lesionado						
P180438 Right	0	1	2	15.2	21.67	22.35	17.62	18.25	33.41
P180438 Right	0	0	1	10.66	14.31	21.05	18.27	17.81	27.63
P180438 Right	0	0	2	10.95	14.2	21.14	17.77	19.36	26.32
P180513 Left	0	1	1	10.3	17.22	21.32	13.06	16.85	25.59
P180513 Left	0	1	2	11.13	17.53	21.92	13.11	16.75	26.71
P180513 Left	0	0	1	9.65	15.06	19.82	13.17	17.5	22.79
P180513 Left	0	0	2	10.82	14.69	19.99	12.84	20.07	20.68
P180524 Right	1	1	1	12.59	16.73	20.67	12.91	17.4	25.82
P180524 Right	1	1	2	14.31	27.29	36.06	17.6	19.25	42.91
P180524 Right	1	0	1	11.97	14.52	19.63	13.14	18.45	22.97
P180524 Right	1	0	2	12.05	13.52	20.8	13.29	19.59	22.29
F180720 Left	1	1	1	16.88	16.84	23.14	12.15	22.83	24.32
F180720 Left	1	1	2	19.17	19.17	23.07	11.76	26.11	23.9
F180720 Left	1	0	1	15.77	13.98	22.21	14.16	24.91	21.04
F180720 Left	1	0	2	15.7	14.92	26.29	17.37	28.1	24.1
F180751 Left	1	1	1	15.97	17.93	18.89	14.12	18.49	27.68
F180751 Left	1	1	2	25.19	20.86	18.07	16.9	22.61	33.79
F180751 Left	1	0	1	15.57	13.6	18.17	14.75	22.39	20.63
F180751 Left	1	0	2	16.4	11.95	19.75	17.14	26.37	18.84
P180503 Right	1	1	1	11.91	22	26.71	12.04	16.89	31.08
P180503 Right	1	1	2	15.27	26.08	30.95	14.27	17.33	38.58
P180503 Right	1	0	1	10.87	17.13	25.5	12.84	17.32	27.67
P180503 Right	1	0	2	11.87	16.2	26.15	14.07	19.72	27.35
P180518 Right	1	1	1	13.21	16.23	22.37	12.47	17.03	26.4
P180518 Right	1	1	2	18.7	22.42	28.38	16.02	17.6	37.59
P180518 Right	1	0	1	12.54	14.7	22.04	12.35	18.58	23.9
P180518 Right	1	0	2	16.06	13.84	24.41	15.18	24.5	24.05
P180522 Left	1	1	1	12.11	15.78	18.89	12.42	13.87	25.84
P180522 Left	1	1	2	19.28	24.71	25.09	14.82	17.66	37.25
P180522 Left	1	0	1	12.17	11.56	17.47	13.17	14.9	22.61
P180522 Left	1	0	2	15.28	9.31	21.12	17.28	25.47	18.88
P180524 Left	1	1	1	11.54	17.63	20.54	10.85	17.05	24.22
P180524 Left	1	1	2	14.55	18.91	24.74	11.95	18.5	28.55
P180524 Left	1	0	1	11.47	15.13	20.45	11.24	17.91	22.26
P180524 Left	1	0	2	13.03	11.68	21.8	12.44	22.51	18.43
F180720 Right	1	1	1	15.6	16.09	16.25	10.96	17.48	22.44
F180720 Right	1	1	2	15.7	19.21	17.33	10.89	18.05	24.46
F180720 Right	1	0	1	14.63	11.94	14.92	13.02	19.04	18.54
F180720 Right	1	0	2	13.87	11.17	18.67	16.75	22.31	19.43
F180751 Right	1	1	1	17.55	23.52	22.15	12.34	19.67	31.9
F180751 Right	1	1	2	25.92	30.8	20.1	15.11	22.98	43.29

Continua

TABELA 3 – Dados brutos do estudo - conclui

	Grupo 1:0	Tipo de Lesão	Tipo de Rotação	Grupo 2:1	C1-C2	M1-M2	C1-M1	C2-M2	C1-M2	C2-M1
		0: rotação interna	1 Intacto							
F180751 Right	1	0	1	16.7	18.58	21.41	12.13	21.03	26.28	
F180751 Right	1	0	2	18.46	16.65	22.62	12.15	25.86	22.33	
P180503 Left	1	1	1	13.48	17.43	20.56	12.46	19.82	24.43	
P180503 Left	1	1	2	19.94	22.46	21.26	13.67	22.38	31.29	
P180503 Left	1	0	1	13.51	11.55	20.67	13.2	20.89	20.25	
P180503 Left	1	0	2	14.71	11.44	21.89	13.4	23.86	18.73	
P180518 Left	1	1	1	16.24	18.05	20.51	13.07	18.18	28.08	
P180518 Left	1	1	2	19.93	18.25	20.54	14.02	19.84	29.75	
P180518 Left	1	0	1	15.6	13.43	19.98	13.14	19.3	23.69	
P180518 Left	1	0	2	18.02	12.22	24.29	18.53	27.35	24.6	
P180522 Right	1	1	1	12.3	18.14	20.54	12.66	16.93	26.5	
P180522 Right	1	1	2	15.59	22.1	28.51	15.41	18.93	35.31	
P180522 Right	1	0	1	11.93	13.78	19.59	12.84	18.12	22.5	
P180522 Right	1	0	2	13.55	10.3	23.73	14.47	22.91	21.07	