

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**Faculdade de Medicina**

Tiago Soares Baumfeld

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DAS LESÕES LIGAMENTARES DO COMPLEXO  
ARTICULAR DE LISFRANC: novo modelo cadavérico utilizando estresse em  
supinação e pronação**

**Belo Horizonte**  
**2020**

Tiago Soares Baumfeld

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DAS LESÕES LIGAMENTARES DO COMPLEXO  
ARTICULAR DE LISFRANC: novo modelo cadavérico utilizando estresse em  
supinação e pronação**

Dissertação 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 Mestre em Medicina – Versão final.

Área de Concentração: Cicatrização.

Linha de Pesquisa: Repercussões morfofuncionais a técnicas minimamente invasivas.

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

**Belo Horizonte**

**2020**

B347a Baumfeld, Tiago Soares.  
Avaliação biomecânica das lesões ligamentares do Complexo Articular de Lisfranc [manuscrito]: novo modelo cadavérico utilizando estresse em supinação e pronação. / Tiago Soares Baumfeld. -- Belo Horizonte: 2020. 44f.: il.  
Orientador (a): Marco Antônio Percope de Andrade.  
Coorientador (a): Daniel Soares Baumfeld.  
Área de concentração: Cicatrização.  
Dissertação (mestrado): Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Medicina.

1. Articulações Tarsianas. 2. Traumatismos do Pé. 3. Luxações Articulares. 4. Ligamentos Articulares. 5. Ossos do Metatarso. 6. Ossos do Tarso. 7. Cadáver. 8. Fenômenos Biomecânicos. 9. Dissertação Acadêmica. I. Andrade, Marco Antônio Percope de. II. Baumfeld, Daniel Soares. III. Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Medicina. IV. Título.

NI M- WO 700

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



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

**UFMG**

## FOLHA DE APROVAÇÃO

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DAS LESÕES LIGAMENTARES DO  
COMPLEXO ARTICULAR DE LISFRANC: novo modelo cadavérico  
utilizando estresse em supinação e pronação**

### TIAGO SOARES BAUMFELD

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS APLICADAS À CIRURGIA E À OFTALMOLOGIA, como requisito para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS APLICADAS À CIRURGIA E À OFTALMOLOGIA, área de concentração CICATRIZAÇÃO, linha de pesquisa Repercussões Morfofuncionais a Técn. Minimamente Invasivas.

Aprovada em 17 de fevereiro de 2020, pela banca constituída pelos membros:

  
Prof(a). Marco Antonio Percope de Andrade - Orientador  
UFMG

  
Prof(a). Daniel Soares Baumfeld  
UFMG

  
Prof(a). Robinson Esteves Santos Pires  
UFMG

  
Prof(a). Nacime Salomão Barbachan Mansur  
UNIFESP

Belo Horizonte, 17 de fevereiro de 2020.

## **UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**

**Reitora:** Prof<sup>a</sup>. Sandra Goulart Almeida

**Pró-Reitor de Pós-graduação:** Prof. Fábio Alves da Silva Júnior

**Pró-Reitor de Pesquisa;** Prof. Mario Fernando Montenegro Campos

### **FACULDADE DE MEDICINA**

**Diretor:** Prof. Humberto José Alves

### **COORDENADOR DO CENTRO DE PÓS-GRADUAÇÃO**

Prof. Tarcizo Afonso Nunes

### **CHEFE DO DEPARTAMENTO DE CIRURGIA**

Prof. Marco Antônio Gonçalves Rodrigues

### **CHEFE DO DEPARTAMENTO DO APARELHO LOCOMOTOR**

Prof. Robinson Esteves Santos Pires

### **COLEGIADO DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS APLICADAS À CIRURGIA E À OFTALMOLOGIA**

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Vivian Resende (Coordenadora)

Prof. Dr. Túlio Pinho Navarro (Subcoordenador)

Prof. Sebastião Cronemberger Sobrinho

Prof. Marcio Bittar Nehemy

Prof. Marco Antônio Percope

Artur William Caldeira Abreu Veloso (Representante Discente)

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Professor Marco Antônio Percope, pelas oportunidades, orientação e guia.

Ao Dr. Daniel Baumfeld, meu irmão, amigo e coorientador deste trabalho, que me ajuda a trilhar meus caminhos como se fossem seus.

Aos colegas Dr. Marcelo Prado, Dr. Pablo Wagner e Dr. Emílio Wagner, pelas grandes ideias na condução do estudo.

Ao Dr. Caio Nery, exemplo de vida e dedicação à especialidade que aprendi a amar: Medicina e Cirurgia do Pé e do Tornozelo.

Ao Danilo Favato, estatístico brilhante e amigo de infância, sem o qual este estudo não teria o mesmo sucesso em sua análise.

Ao Dr. Benjamim Macedo, colega de equipe e amigo.

À minha família, Luiz, Cláudia e Lucas, pelo apoio e incentivo de sempre.

## RESUMO

**Introdução:** as lesões no complexo articular de Lisfranc ocorrem devido a trauma direto ou indireto, no qual forças de torção ou axiais são transmitidas ao pé. Os modelos cadavéricos são úteis para avaliar padrões de lesões e modelos de fixação, mas frequentemente a quantidade de deslocamento articular após a lesão torna-se um limitador. O objetivo deste estudo foi testar um modelo cadavérico que inclui carga axial, flexão plantar do pé e movimentos de pronação-supinação, recriando diástase óssea semelhante ao observado em lesões sutis de Lisfranc na prática clínica. Nossa hipótese é de que a aplicação do movimento de pronação e supinação em um modelo cadavérico produziria deslocamentos ósseos confiáveis e mensuráveis. **Métodos:** foram utilizadas 24 amostras cadavéricas frescas congeladas amputadas abaixo do nível do joelho. Os ossos cuneiformes medial e intermédio, o primeiro e o segundo metatarsos, foram marcados. Uma lesão ligamentar completa foi realizada entre os cuneiformes medial e intermédio e entre o cuneiforme medial e o segundo metatarso em 12 amostras (grupo 1) e adicionou-se a lesão dos ligamentos entre o primeiro metatarso e o cuneiforme medial e entre o segundo metatarso e o cuneiforme intermédio em 12 amostras correspondentes (grupo 2). Pronação e supinação do pé, além de uma carga axial de 400 N, foram aplicadas às amostras, utilizando-se o *Instrom Testing Machine*. Um digitalizador tridimensional (3D) foi utilizado para medir as distâncias entre os ossos. **Resultados:** para o grupo de lesão parcial (grupo 1), as distâncias referentes aos ossos nos quais os ligamentos foram seccionados apresentaram aumento na condição lesionada tanto em pronação quanto em supinação, como esperado. Em relação à distância entre o cuneiforme intermédio e o primeiro metatarso e entre o primeiro e o segundo metatarsos, observou-se diminuição na condição lesionada em pronação e aumento em supinação. Para o grupo de lesão completa (grupo 2), as distâncias referentes aos locais de secção dos ligamentos apresentaram aumento na condição lesionada tanto em pronação quanto em supinação, como esperado. No tocante à distância entre o cuneiforme intermédio e o primeiro metatarso e entre o primeiro e o segundo metatarsos, verificou-se o mesmo padrão de comportamento das lesões parciais. **Conclusão:** o modelo biomecânico cadavérico para lesões do complexo articular de Lisfranc desenvolvido neste estudo simula o mecanismo de estresse clínico da lesão e o tipo de lesão mais comum, exhibe variações de distâncias fidedignas e mensuráveis e foi desenvolvido para permitir o teste do tratamento da lesão sem interferência nos dispositivos de aferição, podendo se constituir em excelente método para a comparação de técnicas de fixação das lesões ligamentares tarsometatarsais.

**Palavras-chave:** Fratura de Lisfranc. Modelo cadavérico. Modelo biomecânico. Modelo de Lisfranc. Reparo de Lisfranc.

## ABSTRACT

**Introduction:** Lesions in the Lisfranc joint complex occur due to direct or indirect trauma, where a torsional or axial force is transmitted to the foot. Cadaveric models are a useful way to assess injury patterns and fixation models, but a frequent limitation is the amount of joint dislocation after injury. The aim of this study was to test a cadaveric model that includes axial load, plantar flexion of the foot and pronation-supination movement, recreating bone diastasis similar to that observed in subtle Lisfranc lesions in clinical practice. Our hypothesis is that the application of pronation and supination motion in a cadaveric model would produce reliable and measurable bone displacements. **Methods:** Twenty-four fresh frozen cadaveric leg samples were used. The medial (C1) and intermediate (C2) cuneiform bones, the first (M1) and second (M2) metatarsal bones were marked. A complete ligament injury was performed between C1-C2 and C1-M2 in 12 samples (Group 1) and between C1-C2, C1-M2, C1-M1 and C2-M2 in 12 corresponding samples (Group 2). Foot pronation and supination, in addition to an axial load of 400 N, were applied to the samples. A 3D scanner was used to measure the distances between the bones. **Results:** For the partial lesion group (Group 1), in which the ligaments between C1-C2 and C1-M2 were injured, these distances increased in the injured condition in both pronation and supination, as expected. Regarding the distance C2-M1 and M1-M2, there was a decrease in the injured condition in pronation and an increase in supination. For the complete lesion group (Group 2), in which the ligaments between C1-C2, C1-M2, C1-M1, and C2-M2 were injured, these distances increased in injured condition both in pronation and supination, as expected. Regarding the behavior of distances C2-M1 and M1-M2, the same behavior pattern was observed as in partial injuries. **Conclusion:** The cadaveric biomechanical model for Lisfranc joint complex injuries developed in this study simulates the mechanism of clinical stress of the lesion and the most common type of lesion, exhibits reliable and measurable distances, and allows lesion treatment without compromise, being, possibly, an excellent method for comparing tarsometatarsal ligament injury fixation methods.

**Keywords:** Lisfranc fracture. Cadaveric model. Biomechanical model. Lisfranc model. Lisfranc repair.



## LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 – Representação gráfica dos resultados das distâncias medidas nos espécimes com lesão parcial (G1), em mm.....	31
GRÁFICO 2 – Representação gráfica dos resultados das distâncias medidas nos espécimes com lesão completa (G2), em mm.....	31

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Anatomia ligamentar do complexo articular tarsometatársico.....	13
FIGURA 2 – A) Corte coronal do mediopé no nível da base dos metatarsos, demonstrando a anatomia óssea. B) Arco romano.....	14
FIGURA 3 – Anatomia óssea do mediopé com a posição da base do segundo metatarso destacada em vermelho, demonstrando as articulações adjacentes que conferem estabilidade.....	14
FIGURA 4 – Desenho esquemático do guia plástico trapezoidal utilizado para posicionamento dos marcadores ósseos.....	24
FIGURA 5 – 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.....	25
FIGURA 6 – Espécime fixado ao <i>Instrom Testing Machine</i> e firmemente estabilizado para iniciar os testes biomecânicos.....	26
FIGURA 7 – Medidas sendo realizadas com o braço digitalizador 3D utilizando como referência os marcadores ósseos (cabeça dos parafusos).....	27
FIGURA 8 – Radiografia em AP do pé demonstrando o local de posicionamento dos marcadores ósseos (pontos verdes) e as medidas que foram realizadas.....	27

## **LISTA DE QUADROS**

QUADRO 1 – Trabalhos que utilizaram modelos cadavéricos biomecânicos para testar métodos de fixação para as lesões ligamentares tarsometatársica. 20

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Representação do aumento das distâncias após a lesão dos ligamentos, por grupo, em milímetros, para o estresse em pronação.....	33
TABELA 2 – Representação do aumento das distâncias após a lesão dos ligamentos, por grupo, em milímetros, para o estresse em supinação.....	33

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Tridimensional
AP	Anteroposterior
C1	Cuneiforme medial
C1-C2	Cuneiforme medial-intermédio
C1-M1	Cuneiforme medial-primeiro metatarso
C1-M2	Cuneiforme medial-segundo metatarso
C2	Cuneiforme intermédio
C2-M1	Cuneiforme intermédio-primeiro metatarso
C2-M2	Cuneiforme intermédio-segundo metatarso
CPC	Ciclo de condicionamento
EUA	Estados Unidos da América
Fl	Flórida
G1	Grupo 1
G2	Grupo 2
Inc	<i>Incorporated</i>
M1	Primeiro metatarso
M1-M2	Primeiro metatarso-segundo metatarso
M2	Segundo metatarso
mm	Milímetros
RM	Ressonância magnética
TC	Tomografia computadorizada
TMT	Tarsometatársica

## SUMÁRIO<sup>1</sup>

1 INTRODUÇÃO.....	13
2 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA.....	21
3 OBJETIVO.....	22
4 PACIENTES E MÉTODOS.....	23
4.1 Análise estatística.....	28
5 RESULTADOS.....	30
6 DISCUSSÃO.....	34
7 CONCLUSÃO.....	37
REFERÊNCIAS .....	38
ANEXO E APÊNDICE.....	40

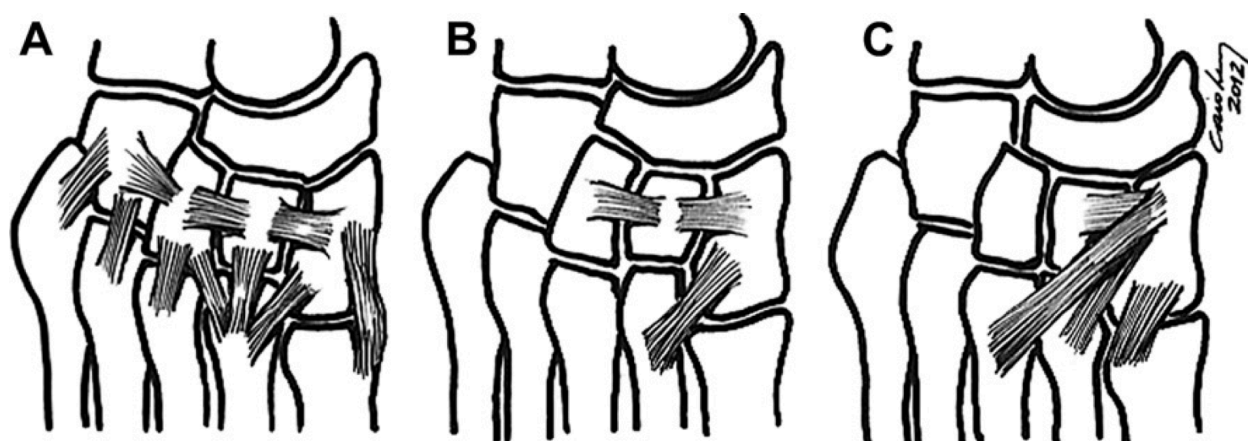
---

<sup>1</sup> Este trabalho foi revisado com base nas 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 foi formatado de acordo com a ABNT NBR 14724 de 17.04.2017.

## 1 INTRODUÇÃO

A articulação de Lisfranc ou tarsometatársica (TMT) localiza-se anatomicamente no pé entre os ossos do tarso e os metatarsos, região também conhecida como mediopé. Essa articulação possui anatomia óssea única, conjuntamente com um robusto suporte ligamentar, que permite a transferência de forças do retropé para o antepé durante a deambulação. Os ligamentos entre o tarso e os metatarsos 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 um 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 metatarso<sup>1</sup>.

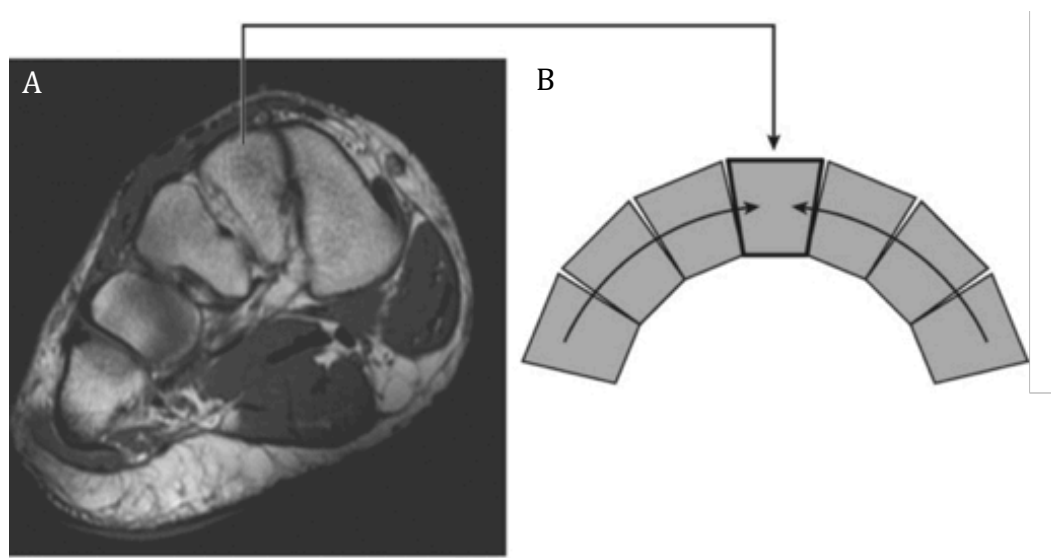
FIGURA 1 – Anatomia ligamentar do complexo articular tarsometatársico



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

Vários aspectos únicos do arcabouço ósseo dessa articulação contribuem para a estabilidade do mediopé. No plano coronal, os três cuneiformes com os seus metatarsos correspondentes formam uma configuração trapezoidal, de forma que o cuneiforme intermédio e a base do segundo metatarso constituem a pedra angular do arco transversal do pé (arco romano) (FIG. 2). Além disso, a base do segundo metatarso é contida em um encaixe com cinco articulações adjacentes com os cuneiformes e metatarsos, conferindo estabilidade adicional (FIG. 3).

FIGURA 2 – A) Corte coronal do mediopé no nível da base dos metatarsos, demonstrando a anatomia óssea. B) Arco romano



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

FIGURA 3 – Anatomia óssea do mediopé com a posição da base do segundo metatarso destacada em vermelho, demonstrando as articulações adjacentes que conferem estabilidade



Fonte: Imagem modificada de: <https://www.auladeanatomia.com/novosite/wp-content/uploads/2015/11/Imagem11.png?x11964>.



A estrutura ligamentar do complexo articular de Lisfranc pode ser categorizada de acordo com a orientação (transversal, oblíqua, longitudinal) e com 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 crítico do complexo ligamentar tarsometatársico, divide-se em faixas profundas e superficiais que se inserem na base do segundo e do terceiro metatarso, respectivamente. Em geral, os ligamentos plantares são mais fortes que os ligamentos dorsais<sup>1,2</sup>.

A anatomia funcional da articulação TMT é mais bem compreendida dividindo-se o pé em colunas medial, média e lateral. A coluna medial é composta pelo cuneiforme medial e pelo primeiro metatarso, enquanto a coluna média consiste nos cuneiformes intermédio e lateral e no segundo e terceiro metatarsos. O movimento da coluna média é limitado, com um arco de movimento de 0,6 graus no plano sagital, quando se observa a segunda articulação metatarso-cuneiforme. Em contraste, a coluna lateral móvel, formada pelo cuboide e pelos quarto e quinto metatarsos, funciona como um amortecedor quando o pé se encontra em superfícies irregulares<sup>3</sup>.

As lesões do complexo articular de Lisfranc 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 uma torção excessiva e/ou uma 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 inicia-se 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 atuam como fulcro ao redor do qual ocorre o movimento traumático, mantendo-se preservados<sup>4</sup>.

A apresentação clínica de um paciente com suspeita de lesão nessa

articulação é dor na transição TMT e equimose plantar. Para o diagnóstico, é importante 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 metatarso, comparando-se com o lado contralateral; 2 mm de subluxação articular de qualquer articulação TMT; ou qualquer deslocamento dorsal dos metatarsos na vista lateral. A fratura por avulsão da base do segundo metatarso 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. Para os pacientes que são incapazes de suportar peso, realizar radiografias com estresse em pronação e abdução, pode ser adequado para diagnosticar a instabilidade<sup>1,3,4</sup>.

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<sup>1,3,4</sup>.

As lesões estáveis (entorses parciais, fraturas extra-articulares) são tratadas de forma conservadora, tipicamente com imobilização temporária com bota ortopédica. Os pacientes podem descarregar peso conforme sua tolerância e realizar suave amplitude de movimento, 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 garantir que não houve instabilidade tardia. Essas lesões geralmente requerem tempo de recuperação prolongado; no entanto, os pacientes geralmente podem esperar recuperação total e retorno às atividades com o mínimo de desconforto<sup>4</sup>.

As lesões instáveis subdiagnosticadas ou tratadas inadequadamente geralmente evoluem com dor persistente, limitação das atividades diárias e artrose pós-traumática, geralmente necessitando de artrodese. Lesões crônicas de Lisfranc (tratadas tardiamente) têm historicamente sido associadas a resultados piores em relação àquelas devidamente diagnosticadas e tratadas no momento da lesão<sup>4</sup>.

A intervenção cirúrgica é indicada quando houver evidência de instabilidade da articulação TMT. A maioria das lesões é inicialmente manejada com talas de gesso até que as partes moles permitam a intervenção cirúrgica. Embora haja consenso de que a redução anatômica deve sempre ser o objetivo final no tratamento cirúrgico desses pacientes, não há concordância sobre como obter e manter esse objetivo, seja por fixação interna, artrodese primária, parafusos, placas ou reconstruções ligamentares<sup>5</sup>.

Recentemente, opções mais modernas de tratamento que exploram métodos de fixação fisiológica dessa articulação têm despertado interesse na literatura<sup>6</sup>. Os métodos de fixação móvel surgiram do conceito comprovado no tornozelo de que é razoável corrigir a sindesmose com fixação flexível<sup>7,8</sup>. Esse achado é corroborado por um estudo de análise de marcha em pacientes que tiveram estabilização da articulação de Lisfranc com parafusos transarticulares ou artrodese. Os pesquisadores descobriram velocidade de caminhada significativamente menor e amplitude de movimento significativamente reduzida do mediopé durante a fase de desprendimento dos artelhos<sup>9</sup>.

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 plantar<sup>10</sup>. Além disso, a amplitude de movimento tem correlação significativa com os escores funcionais, mas não com a redução radiográfica. Outro estudo mostrou que os pacientes têm marcha não funcional persistente, mesmo que os implantes tenham sido removidos antes da análise da marcha<sup>11</sup>.

Atualmente, não existe procedimento universalmente aceito para o tratamento das lesões ligamentares puras de Lisfranc<sup>12</sup>. As abordagens cirúrgicas podem ser divididas entre fixação rígida da articulação e reconstrução ligamentar da articulação de Lisfranc. Os parafusos transarticulares tradicionais (fixação rígida) são um método confiável e reprodutível, utilizados em todo o mundo, obtendo boa estabilidade e bons resultados. As desvantagens são a rigidez potencial da articulação e a possibilidade de quebra dos implantes. A fixação em sutura-botão e a ligamentoplastia são algumas das opções flexíveis de fixação disponíveis, mas ainda sem resultados definitivos<sup>13</sup>. Esses métodos podem trazer fixação mais fisiológica, mas com as desvantagens de possível falha da sutura, consolidação viciosa e falta de resultados a longo prazo.

Toda a controvérsia existente na literatura em relação ao melhor método de tratamento urge por modelos biomecânicos confiáveis que possam ser utilizados para a comparação entre os métodos de fixação. Um modelo ideal para estudar as lesões na articulação de Lisfranc deve: simular o mecanismo de estresse clínico; simular fielmente as lesões ligamentares; exibir variações de distâncias mensuráveis entre os ossos estudados; e permitir a fixação da lesão sem interferência nos dispositivos de aferição.

A TAB. 1 resume as características dos principais modelos cadavéricos para testar a articulação TMT utilizados na literatura (12 trabalhos). Todos os trabalhos reportados criaram diferentes modelos biomecânicos, a fim de comparar pelo menos dois métodos de tratamento. Em relação à posição na qual o pé foi fixado, um estudo posicionou a articulação subtalar em neutro, cinco em 30 graus de flexão do tornozelo, um em 45 graus de flexão do tornozelo, um em 15 graus de extensão do tornozelo, um em extensão do tornozelo (não reportou quantos graus), um com o pé plantígrado e dois não reportaram a posição. A posição mais frequentemente utilizada, portanto, foi a flexão do tornozelo em 30 graus, o que replica o mecanismo de lesão mais frequente das lesões TMT que acontecem com o pé em flexão plantar.

No tocante à carga utilizada, existe grande heterogeneidade entre os estudos, o que é esperado, visto que a carga aplicada ao modelo está diretamente relacionada ao método usado na sua fixação. Duas pesquisas utilizaram 100 N, duas usaram 222.4 N, três 343 N, dois 460 N, um 600 N, um 50 a 343 N e um adotou a distração progressiva.

Quanto ao método de aferição das distâncias entre os ossos, também houve grande heterogeneidade entre os estudos. O que se espera, entretanto, nesse aspecto do modelo é que ele seja altamente preciso, preferencialmente na escala de centésimos de milímetros. Estudo utilizou transdutor, outro usou rastreador eletromagnético, outro empregou radiografias, três lançaram mão de um digitalizador, dois utilizaram réguas sob inspeção visual, dois usaram um aferidor optoeletrônico e um último empregou um sistema de captura de movimento. Destaca-se aqui a imprecisão de vários dos métodos utilizados, evidente nos estudos que utilizaram radiografias e réguas sob inspeção visual.

Observa-se novamente grande heterogeneidade entre os trabalhos a respeito do tipo de lesão realizada nos ligamentos TMT. Há descrição de lesões isoladas do

ligamento de Lisfranc (três estudos), até a lesão de todos os ligamentos TMT (dois estudos). É importante salientar que o grau da lesão está intimamente relacionado às distâncias entre os ossos, que serão obtidas após estresse nos modelos biomecânicos.

Ademais, em relação às distâncias entre os ossos que os modelos foram capazes de aferir após a lesão dos ligamentos, vê-se também que há grande heterogeneidade e elevado número de pesquisas que verificam somente pequenas distâncias, muitas vezes abaixo de 1 mm, o que está abaixo do nível clínico de importância da medida. Modelos ideais devem reproduzir distâncias facilmente mensuráveis e que tenham o mesmo valor de grandeza que o parâmetro clínico de milímetros.

Por fim, apesar de alguns modelos da literatura seguirem os bons parâmetros que se objetiva em um modelo ideal, nenhum atinge todos os aspectos, está corretamente validado ou muito menos universalmente aceito<sup>14-26</sup>.

QUADRO 1 – Trabalhos que utilizaram modelos cadavéricos biomecânicos para testar métodos de fixação para as lesões ligamentares tarsometatársicas

<b>Autor - Ano</b>	<b>Posição do Pé</b>	<b>Carga</b>	<b>Como foi a medida</b>	<b>O que foi lesionado</b>	<b>Maior separação obtida</b>
Lee <i>et al.</i> , 2004	Subtalar Neutra	100 N	Transdutor	Ligamentos TMT dorsais e plantares	Não reportado
Alberta <i>et al.</i> , 2005	30 graus de flexão do tornozelo	Não reportado	Rastreador eletromagnético 3D	Todos os ligamentos TMT	C1-M2 de 3,7 mm +/- 2,6
Kaar <i>et al.</i> , 2007	Não reportado	222.4 N	Radiografias	<b>Primeiro:</b> C1-M2 <b>Segundo:</b> C1-M2/3 <b>Terceiro:</b> C1-C2	<b>Primeiro</b> → 0,7 ± 1,2 mm <b>Segundo</b> → 1,1 ± 1,0 mm <b>Terceiro</b> → 2,2 ± 3,2 mm
Panchbha <i>vi et al.</i> , 2009	30 graus de flexão do tornozelo	343 N	Digitalizador	Ligamento de Lisfranc	1,3 mm ± 1,1 (0,8 a 1,9)
Cook <i>et al.</i> , 2009	Não reportado	Distração passiva	Distração até falha visual	Ligamento de Lisfranc	Não reportado
Ahmed <i>et al.</i> , 2010	Plantígrado	600 N	Avaliação visual	Todos os ligamentos TMT	Não reportado
Pelt <i>et al.</i> , 2011	30 graus de flexão do tornozelo	222.4 N	Aferidor opto eletrônico	<b>Primeiro:</b> C1-M2 <b>Segundo:</b> C1-M2/3 <b>Terceiro:</b> C1-C2	<b>Primeiro</b> → 0,8 mm no intacto e 2,0 mm no lesionado. <b>Primeiro com abdução</b> → 1,4 mm no intacto e 6,8 mm no lesionado
Marsland <i>et al.</i> , 2013	45 graus de flexão do tornozelo	343 N	Sistema de captura de movimento	C1-C2 + C1-M2	Aumento do espaço em 0,7 mm
Weglein <i>et al.</i> , 2015	30 graus de flexão do tornozelo	50 a 343 N	Digitalizador 3D	Ligamento de Lisfranc	Intacto → 9,1 (7,1-11,2) mm. Lesionado → 9,4 (7,4-11,5) mm
Ho <i>et al.</i> , 2017	15 graus de extensão do tornozelo	460 N	Rastreador óptico	Ligamentos TMT da coluna medial e C2-M2	C1-M2 de 0,4-2,0 mm
Mayne <i>et al.</i> , 2017	Extensão do tornozelo	100 N	Medida com régua	Todos os ligamentos TMT	M1-M2 de 4,5 mm
Rozell <i>et al.</i> , 2017	30 graus de flexão do tornozelo	343 N	Digitalizador 3D	Não reportado	Não reportado

Os artigos estão organizados em ordem cronológica crescente.

## **2 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA**

Nenhum modelo cadavérico descrito até a presente data utiliza o posicionamento cadavérico em flexão plantar e forças de torção (supinação-pronação) tentando reproduzir o que supostamente ocorre nas lesões do complexo articular de Lisfranc de baixa a média energia (lesões sutis). Nesse contexto, faz-se necessário o desenvolvimento de um modelo cadavérico que replique fielmente as lesões encontradas clinicamente e que permita a mensuração de deslocamentos articulares significativos para que os métodos de tratamento possam ser comparados de forma adequada.

### **3 OBJETIVO**

O objetivo deste estudo foi desenvolver e testar um novo modelo cadavérico biomecânico de lesão dos ligamentos da articulação de Lisfranc que tente cumprir todos os princípios ideais de um modelo referência: simular o mecanismo de estresse clínico; simular fielmente as lesões ligamentares; demonstrar variações de distâncias mensuráveis entre os ossos estudados; e tentar permitir a fixação da lesão sem interferência nos dispositivos de aferição.



## 4 PACIENTES E MÉTODOS

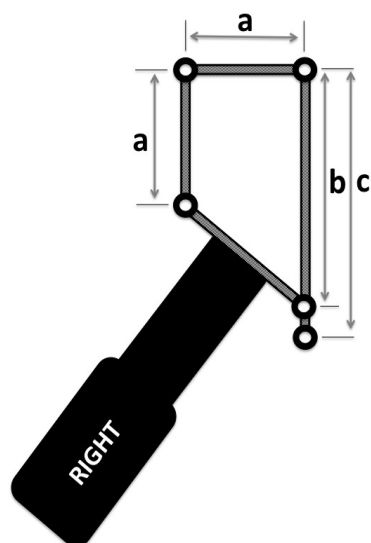
Este é um estudo cadavérico biomecânico conduzido no laboratório *Arthrex, Inc, Naples, FL*, Estados Unidos da América (EUA). Foram utilizadas 24 peças cadavéricas congeladas de espécimes amputados abaixo do nível do joelho. Todos os espécimes pertenciam a indivíduos com menos de 65 anos de idade, sem cirurgias prévias ou doenças visíveis nos pés. As peças foram descongeladas em temperatura ambiente por 16 horas antes dos testes. Toda a manipulação, o armazenamento e descarte das amostras foram realizados de acordo com protocolos internacionais aprovados e regulamentados por lei. O presente estudo obteve aprovação do comitê de ética das instituições participantes (CAAE: 08391719.0.0000.5149).

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 mediotársicas. A pele e a camada gordurosa dorsal do mediopé foram removidas, expondo os tendões extensores e a região dos ossos cuneiformes e metatarsos (região medial da articulação Lisfranc). Durante a realização dos procedimentos, as amostras foram hidratadas frequentemente com solução salina para evitar a desidratação e preservar a resiliência do tecido.

Considerando o posicionamento convencional dos parafusos para fixação da articulação de Lisfranc (parafuso de Lisfranc – cuneiforme medial em direção à base do segundo metatarso, parafusos intercuneiformes e metatarso-cuneiformes), foi estudado um conjunto de 24 radiografias em AP em ortostatismo de pés de pacientes (12 homens e 12 mulheres), a fim de se encontrar a localização ideal para a colocação de marcadores ósseos para a utilização neste estudo, sem, contudo, comprometer as articulações do mediopé.

Com esse método, foi identificada uma área de trabalho trapezoidal onde marcadores ósseos poderiam ser colocados. Um guia trapezoidal plástico com quatro orifícios foi então construído para ser o mais reprodutível e padronizado (FIG. 4). Esses orifícios correspondiam à borda lateral do cuneiforme medial, à borda medial do cuneiforme intermédio, à borda medial da base do segundo metatarso e à borda lateral da base do primeiro metatarso. O mesmo guia foi usado nos pés direito e esquerdo, apenas invertendo seu posicionamento.

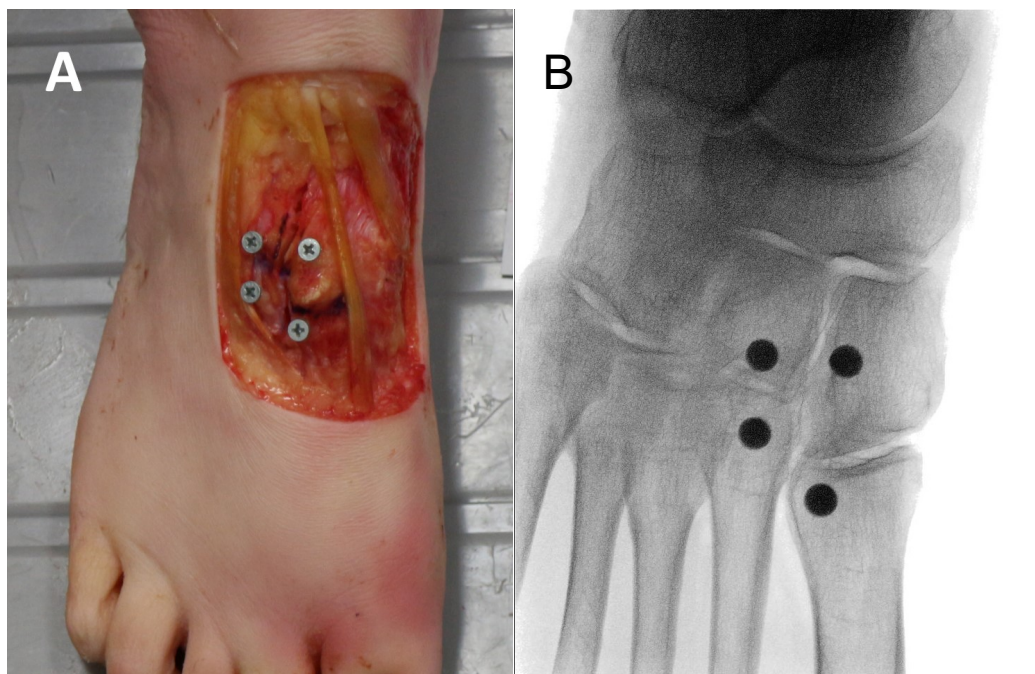
FIGURA 4 – Desenho esquemático do guia plástico trapezoidal utilizado para posicionamento dos marcadores ósseos



$a=10 \text{ mm} / b = 15 \text{ mm} / c = 18 \text{ mm}$ .  
Fonte: do autor.

Sob inspeção visual e radioscópica e com a ajuda do guia plástico, quatro pontos próximos das articulações do primeiro cuneiforme (C1), segundo cuneiforme (C2), primeiro metatarso (M1) e segundo metatarso (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. 5A e 5B). As cabeças dos parafusos foram deixadas claramente visíveis para serem usadas como marcadores 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 o software *Solid Works 2017* (*Dessault Systems Solid Works Corp.*, Waltham, MA).

FIGURA 5 – 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

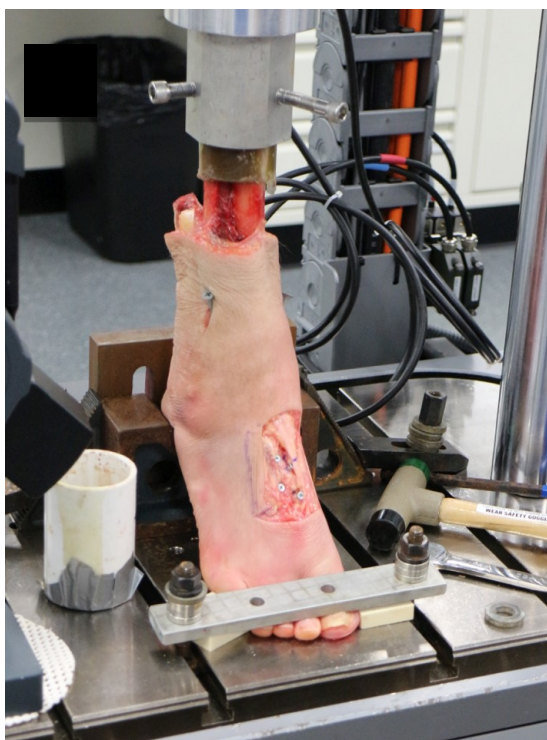


Fonte: do autor.

Os espécimes foram então fixados em flexão plantar de 30 graus na *Instrom Testing Machine* (E10000 *Instrom Electropuls Materials Testing Machine* - célula de carga de 10 kN - célula de torque de 100 Nm - *Instrom Corp., Norwood, MA*), tendo-se o cuidado de manter o antepé firmemente estabilizado no suporte do aparelho (FIG. 6). Isso foi conseguido realizando-se uma carga axial ao espécime, utilizando-se um suporte metálico sobre o pé, restringindo-se os artelhos dorsalmente. A montagem foi fixada de modo a permitir a rotação axial livre da amostra, mantendo o antepé estabilizado.

Dessa maneira, possibilitou-se a realização de 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 6 – Espécime fixado ao *Instron Testing Machine* e firmemente estabilizado para iniciar os testes biomecânicos



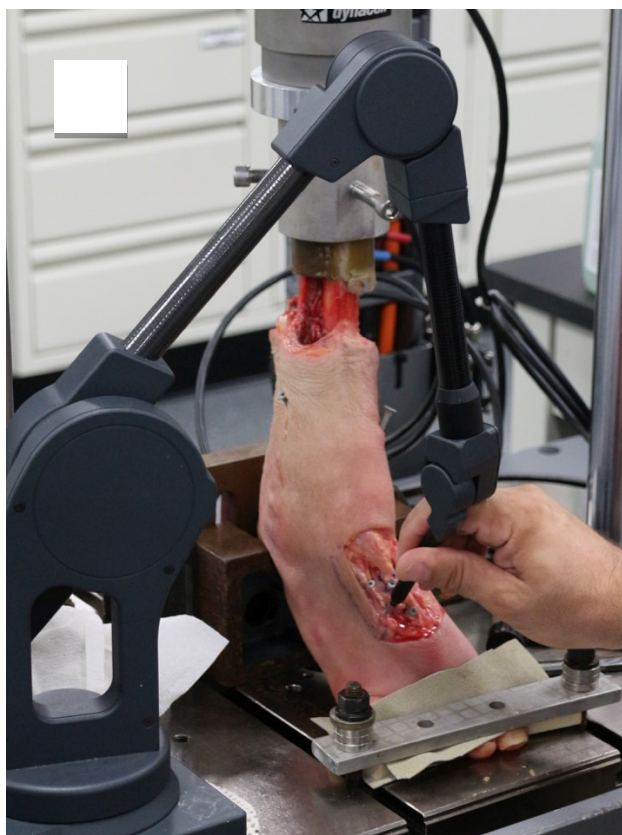
Fonte: do autor.

Um ciclo de condicionamento (CPC) foi realizado em todas as amostras intactas, sob carga axial de 400 N. 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).

Após calibrar o braço do digitalizador 3D, foram realizadas medidas entre os marcadores ósseos (cabeças dos parafusos) mencionados anteriormente (FIG. 7), obtendo-se as seguintes distâncias em milímetros (FIG. 8):

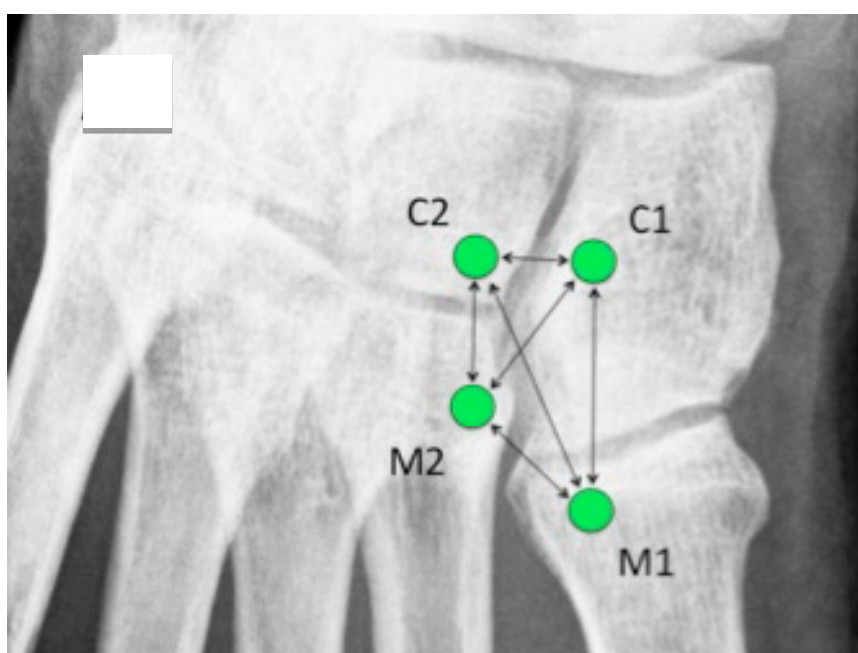
- a) Cuneiforme medial ao intermédio: C1-C2;
- b) primeiro ao segundo metatarso: M1-M2;
- c) cuneiforme medial ao primeiro metatarso: C1-M1;
- d) cuneiforme intermédio ao segundo metatarso: C2-M2;
- e) cuneiforme medial ao segundo metatarso: C1-M2;
- f) cuneiforme intermédio ao primeiro metatarso: C2-M1.

FIGURA 7 – Medidas sendo realizadas com o braço digitalizador 3D utilizando como referência os marcadores ósseos (cabeça dos parafusos)



Fonte: do autor.

FIGURA 8 – Radiografia em AP do pé demonstrando o local de posicionamento dos marcadores ósseos (pontos verdes) e as medidas que foram realizadas



Fonte: do autor.

As 24 amostras foram então divididas em dois grupos pareados, 12 amostras do pé esquerdo e 12 amostras do pé direito. O grupo 1 (G1) consistiu em 12 espécimes do pé esquerdo, nos quais, após as medições na condição intacta, os ligamentos entre C1-C2 e C1-M2 (ligamento de Lisfranc) foram seccionados com a ajuda de uma lâmina curva de 4 mm (*Arthrex, Inc, Naples, FL, EUA*). O grupo 2 (G2) consistiu em 12 amostras de pé direito, nas quais os ligamentos entre C1-C2, C1-M2, C1-M1 e C2-M2 foram seccionados com a ajuda de uma lâmina curva de 4 mm (*Arthrex, Naples, FL*). A preparação das amostras foi realizada por um dos cirurgiões envolvidos no estudo, tendo o cuidado de se conseguir uma divisão completa dos ligamentos envolvidos. O grupo G1 representa uma lesão mais sutil dos ligamentos tarsometatarsais, enquanto o grupo G2 representa uma lesão mais extensa desses ligamentos.

As amostras foram então levadas de volta à máquina *Instrom* e um segundo CPC foi realizado (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 lesão 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 lesionada.

#### **4.1 Análise estatística**

A análise estatística foi realizada observando-se a diferença entre as distâncias encontradas nas condições intacta e lesionada. Foi realizado o teste de normalidade de Jarque-Bera. E para as variáveis que apresentavam distribuição normal foi utilizado o teste t de Student pareado para a comparação das médias. O teste de normalidade foi rejeitado em duas situações: G1/pronação/C2-M2 e G1/supinação/C1-M2. Nesses casos, o teste de Wilcoxon foi utilizado para a comparação entre as médias, sem alterar, entretanto, as conclusões obtidas com o teste t de *Student* pareado.

Foi utilizado 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. O cálculo do tamanho da amostra não pôde ser realizado, pois o modelo deste estudo é inovador e não há na literatura variância estabelecida. Uma análise de poder *post-hoc* foi realizada, com os pressupostos da precisão de

medição de centésimos de milímetros do calibrador 3D e na necessidade de se verificar distâncias na escala de milímetros em situações clínicas. A probabilidade de que uma distância de 1 mm não seja detectada pelos métodos utilizados é menor que  $10^{-12}$ .

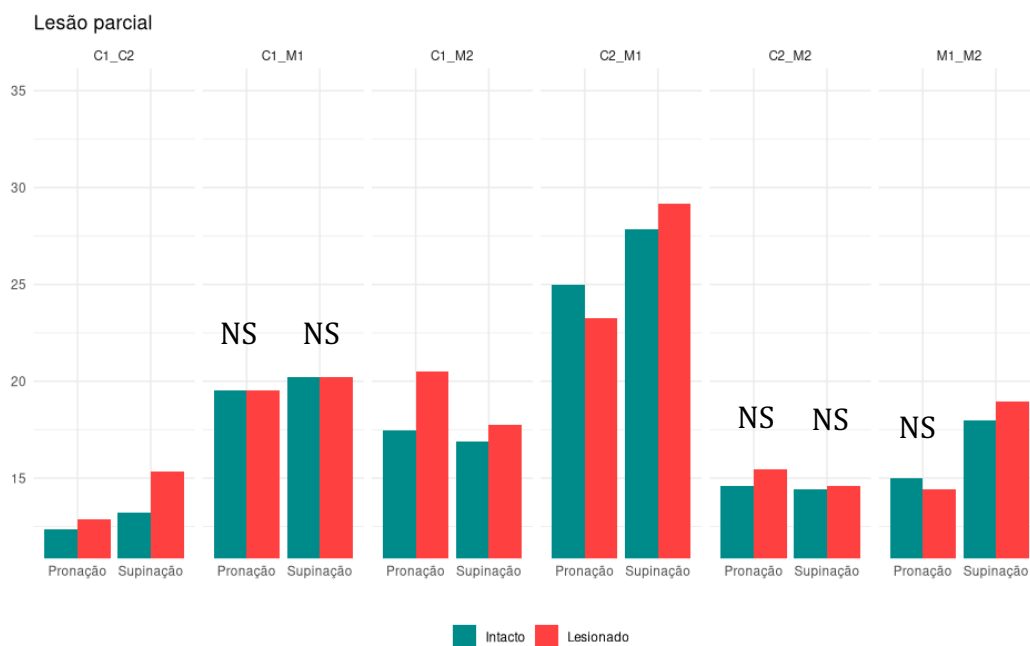
## 5 RESULTADOS

As médias das distâncias encontradas entre os marcadores estão dispostas no GRÁF. 1 (G1) e 2 (G2). Para o grupo de lesão parcial (G1), nos quais os ligamentos entre C1-C2 e C1-M2 foram lesionados, essas distâncias apresentaram aumento na condição lesionada tanto em pronação quanto em supinação, como esperado. As distâncias C1-M1 e C2-M2, como esperado, não exibiram diferenças estatisticamente significativas entre as duas condições estudadas ( $p > 0,05$ ). Em relação à distância C2-M1, houve diminuição na condição lesionada em pronação e aumento em supinação. Na distância M1-M2, apurou-se que a distância não se alterou significativamente durante a pronação ( $p = 0,13$ ) e aumentou na condição lesionada durante a supinação. Não se constatou, entretanto, diferença estatística em pronação, apesar dos números absolutos apresentarem essa tendência.

Para o grupo de lesão completa (G2), nos quais os ligamentos entre C1-C2, C1-M2, C1-M1 e C2-M2 foram lesionados, essas distâncias tiveram aumento na condição lesionada tanto em pronação quanto em supinação, como esperado. O mesmo padrão de comportamento das distâncias C2-M1 e M1-M2 foi encontrado nas lesões parciais. Destaca-se, entretanto, também de forma análoga, que a distância C2-M1 em pronação não apresentou diferença de distância estatisticamente significativa ( $p = 0,21$ ), apesar de em números absolutos manifestar tendência à diminuição do espaço, como seria de se esperar.

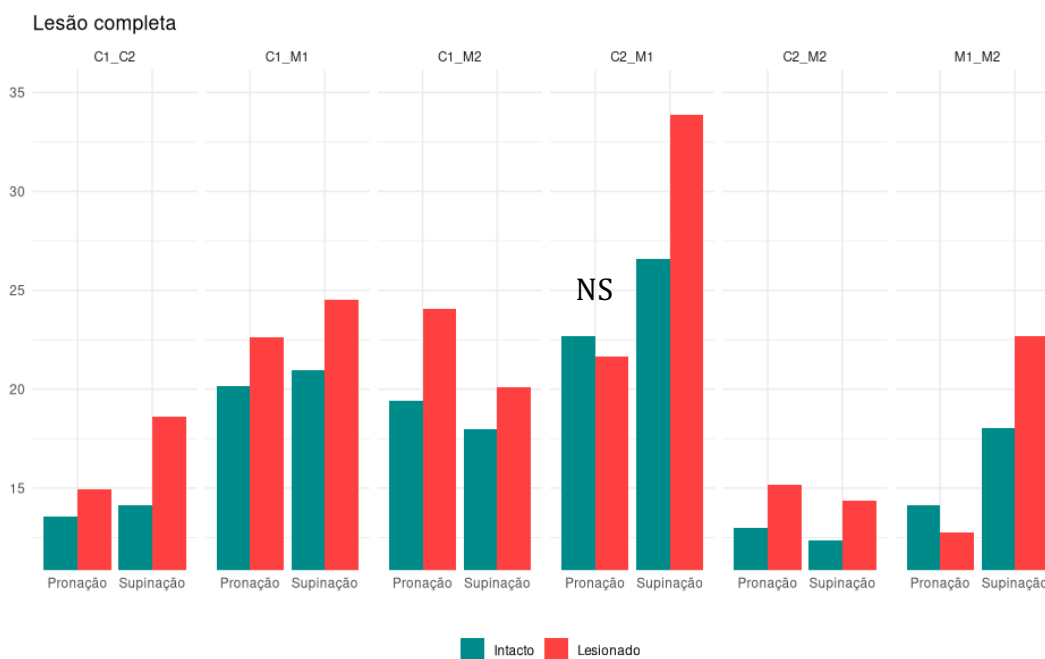


GRÁFICO 1 – Representação gráfica dos resultados das distâncias medidas nos espécimes com lesão parcial (G1), em mm



NS – não significativo.

GRÁFICO 2 – Representação gráfica dos resultados das distâncias medidas nos espécimes com lesão completa (G2), em mm



NS – não significativo.

As TAB. 1 e 2 representam os valores absolutos das médias das distâncias encontradas entre os marcadores e a mudança média entre as distâncias, para o estresse em pronação e supinação, respectivamente. Na TAB. 1 destacam-se os valores de aumento de distância encontrados entre C1-C2 – 0,56 mm – e C1-M2 – 3,02 mm – nas lesões parciais. Nas lesões completas, além do aumento desses valores, para 1,35 mm e 4,64 mm, respectivamente, acusou-se o aumento das distâncias C1-M1 – 2,45 mm – e C2-M2 – 2,17 mm –, devido à secção desses ligamentos.

Todos os valores encontrados estão na grandeza de milímetros, com exceção de C1-C2 na lesão parcial, o que representa valores mensuráveis e utilizados clinicamente. Na TAB. 2 sobressaem-se os valores de aumento de distância encontrados entre C1-C2 – 2,11 mm – e C1-M2 – 0,86 mm – nas lesões parciais. Nas lesões completas, além do aumento desses valores, para 4,51 mm e 2,13 mm, respectivamente, também se percebe o aumento das distâncias C1-M1 – 2,45 mm – e C2-M2 – 1,99 mm – devido à secção desses ligamentos. Novamente observa-se aqui que todos os valores encontrados estão na grandeza de milímetros, com exceção de C1-M2 na lesão parcial, o que representa valores mensuráveis e utilizados clinicamente.

Tem-se aqui também a nítida inversão da grandeza do aumento das distâncias de C1-C2 e C1-M2 na pronação e na supinação. O estresse em pronação teve maiores aumentos de distância entre C1 e M2 (0,86 mm em supinação X 3,02 mm em pronação para lesão parcial e 2,12 mm em supinação X 4,64 mm em pronação para lesão completa), enquanto o estresse em supinação teve maiores aumentos de distância entre C1 e C2 (2,11 mm em supinação X 0,56 mm em pronação para lesão parcial e 4,51 mm em supinação X 1,35 mm em pronação para lesão completa).

TABELA 1 - Representação do aumento das distâncias após a lesão dos ligamentos, por grupo, em milímetros, para o estresse em pronação

Distância	G1: Lesão Parcial			Grupo 2 – Lesão Completa		
	Condição intacta: mm (intervalo de confiança)	Condição lesionada: mm (intervalo de confiança)	Mudança média: mm (intervalo de confiança)	Condição intacta: mm (intervalo de confiança)	Condição lesionada: mm (intervalo de confiança)	Mudança média: mm (intervalo de confiança)
C1C2	12,32 (11,04-13,60)	12,89 (11,65-14,13)	0,56 (0,01-1,12)	13,56 (12,30-14,81)	14,91 (13,56-16,26)	1,35 (0,55-2,15)
M1M2	15 (13,66-16,34)	14,44 (12,75-16,13)	-0,55 (-1,2-0,17)	14,15 (12,82-15,48)	12,76 (11,32-14,20)	-1,39 (-2,19- -0,59)
C1M1	19,51 (17,94-21,07)	19,52 (17,91-21,12)	0,00 (-0,09-0,11)	20,17 (18,50-21,83)	22,62 (21,11-24,14)	2,45 (1,56-3,34)
C2M2	14,60 (12,95-16,25)	15,46 (13,41-17,51)	0,85 (-0,44-2,16)	12,99 (12,43-13,56)	15,17 (13,80-16,53)	2,17 (1,08-3,26)
C1M2	17,47 (15,74-19,19)	20,49 (18,56-22,41)	3,02 (1,98-4,05)	19,40 (17,76-21,03)	24,04 (22,31-25,77)	4,64 (3,02-6,26)
C2M1	24,99 (23,06-26,91)	23,25 (21,22-25,28)	-1,73 (-2,33- -1,13)	22,69 (21,10-24,28)	21,67 (19,84-23,50)	-1,02 (-2,37- 0,33)

\*O destaque em azul representa as diferenças não significativas,

TABELA 2 – Representação do aumento das distâncias após a lesão dos ligamentos, por grupo, em milímetros, para o estresse em supinação

Distância	G1: Lesão Parcial			Grupo 2 – Lesão Completa		
	Condição intacta: mm (intervalo de confiança)	Condição lesionada: mm (intervalo de confiança)	Mudança média: mm (intervalo de confiança)	Condição intacta: mm (intervalo de confiança)	Condição lesionada: mm (intervalo de confiança)	Mudança média: mm (intervalo de confiança)
C1C2	13,22 (11,82-14,63)	15,34 (13,37-17,30)	2,11 (1,07-3,14)	14,11 (12,74-15,48)	18,62 (16,19-21,06)	4,51 (2,74-6,28)
M1M2	17,98 (16,50-19,45)	18,94 (17,06-20,83)	0,96 (0,07-1,85)	18,03 (16,54-19,51)	22,68 (20,25-25,12)	4,65 (2,71-6,60)
C1M1	20,19 (18,68-21,71)	29,18 (26,73-31,63)	0,01 (-0,20-0,23)	20,93 (19,31-22,55)	24,50 (20,97-28,04)	2,45 (1,56-3,34)
C2M2	14,42 (12,84-16,00)	14,57 (12,97-16,17)	0,15 (-0,06-0,37)	12,37 (11,82-12,92)	14,36 (13,07-15,66)	1,99 (1,06-2,92)
C1M2	16,88 (15,24-18,52)	17,74 (16,09-19,39)	0,86 (0,07-1,65)	17,97 (16,60-19,33)	20,10 (18,35-21,84)	2,13 (1,32-2,94)
C2M1	27,85 (25,88-29,83)	29,18 (26,73-31,63)	1,32 (0,45-2,19)	26,55 (24,80-28,31)	33,88 (29,82-37,95)	7,33 (4,17-10,48)

\*O destaque em azul representa as diferenças não significativas,

O torque necessário no dispositivo *Instrom* para atingir a rotação predeterminada (interna ou externa) diminuiu 4 Nm após a lesão ( $p=0,001$ ), de 19,59 Nm para 15,51 Nm, em média, independentemente da direção do movimento e do grupo estudado. Não foram identificadas falhas nos modelos cadavéricos durante os testes,

## 6 DISCUSSÃO

As lesões do complexo articular de Lisfranc são incomuns, mas podem resultar em dor persistente, artrose e incapacidade funcional, O método de tratamento ideal para essa doença permanece em debate e, portanto, aumentou-se o interesse em testar diferentes métodos de reparo e reconstrução<sup>13</sup>.

Estudos com modelos biomecânicos cadavéricos anteriores utilizando espécimes submetidos à carga fisiológica axial não foram capazes de aferir deslocamentos articulares evidentes, tornando as conclusões desses estudos pouco confiáveis em relação às técnicas de reparo/reconstrução, pois desvios em escala de centésimos de milímetros e sua eventual estabilização incorrem em grande viés de aferição<sup>23-26</sup>. Alguns modelos que dividiram todos os ligamentos da articulação TMT conseguiram obter deslocamentos articulares consistentes, mas pode-se argumentar que eles não reproduziram um cenário clínico da vida real.

Para se obter um modelo que replica a lesão mais comumente vista na realidade, os estudos têm focado nas lesões sutis do complexo ligamentar de Lisfranc, por serem mais comuns. A limitação dos novos modelos que tentam replicar danos articulares mais limitados, ou seja, seccionar os ligamentos C1-C2 e C1-M2<sup>7,8,12</sup>, tem sido a incapacidade de obter deslocamentos articulares evidentes para se medir, obtendo-se entre 0,7 e 1,3 mm de deslocamento articular, distâncias abaixo dos limites clássicos para indicação cirúrgica<sup>16</sup>. Em relação à configuração angular nos quais os diferentes modelos testados são fixados, a maioria deles mantém as amostras em diferentes graus de flexão do tornozelo, mais comumente a 30 graus, esperando, assim, aumentar a pressão nas articulações TMT<sup>15,16,22</sup>.

Esse modelo é o primeiro, até o melhor conhecimento, que usa pronação e supinação, além de força axial, em um modelo de teste biomecânico cadavérico para as lesões da articulação de Lisfranc. Os deslocamentos articulares abordados neste estudo foram de fácil observação e aferição, pois mesmo nas lesões parciais detectaram-se medidas de 3,02 mm (C1-M2, pronação) e 2,11 mm (C1-C2, supinação), que são frequentemente medidas no cenário clínico. Aumento nas distâncias C1-M1 e C2-M2 também foram evidentes na condição lesão completa, medindo 2,45 mm (pronação e supinação) e 2,17 mm/1,99 mm (pronação/supinação), respectivamente. Isso permite afirmar que esse modelo pode reproduzir

alterações confiáveis e mensuráveis nas distâncias entre os ossos do tarso após lesão ligamentar.

Além disso, a diminuição estatisticamente significativa do torque necessário no dispositivo *Instrom* para atingir a rotação predeterminada (interna ou externa) em 4 Nm após a lesão ( $p=0,001$ ), de 19,59 Nm para 15,51 Nm, em média, independentemente da direção do movimento e do grupo estudado, confirma a confiabilidade desse modelo. Isso ocorre visto que a secção ligamentar facilita e propicia mais liberdade de movimento entre os ossos do tarso, exigindo menos força para executar o mesmo movimento, sendo essa menor exigência de torque um indicativo indireto do sucesso da secção ligamentar.

Para lesões parciais e completas quanto à distância C2-M1, houve diminuição na condição lesionada em pronação e aumento em supinação. Esse resultado reflete o movimento que foi permitido entre os ossos estudados após a lesão realizada, de modo que a lesão ligamentar ocasiona desconexão entre a coluna medial e média do mediopé, deixando a coluna média livre para se deslocar medialmente na pronação (diminuindo a distância) e lateralmente na supinação (aumentando a distância). Destaca-se, entretanto, que a distância C2-M1 em pronação nas lesões completas não apresentou diferença de distância estatisticamente significativa ( $p=0,21$ ), apesar de em números absolutos tender à diminuição do espaço.

Considerando a distância M1-M2, para ambos os grupos de lesões, a distância diminuiu durante a pronação e aumentou durante a supinação na condição lesionada. Esse resultado reflete o mesmo fenômeno explanado anteriormente, no qual a coluna média está livre para se deslocar lateralmente na supinação (aumentando a distância) e medialmente na pronação (diminuindo a distância). Não se apurou, entretanto, diferença estatística em pronação para as lesões parciais ( $p=0,13$ ), apesar dos números absolutos também mostrarem essa tendência.

Digna de nota é a nítida inversão da grandeza dos aumentos das distâncias de C1-C2 e C1-M2 na pronação e na supinação. O estresse em pronação relatou maiores aumentos de distância entre C1-M2 (0,86 mm em supinação X 3,02 mm em pronação para lesão parcial e 2,12 mm em supinação X 4,64 mm em pronação para lesão completa), enquanto o estresse em supinação descreveu maiores aumentos de distância entre C1 e C2 (2,11 mm em supinação X 0,56 mm em pronação para lesão parcial e 4,51 mm em supinação X 1,35 mm em pronação para lesão

completa). Isso se deveu, supostamente, ao fato de, ao se aplicar movimentos rotacionais no pé, uma força divergente ocorreu sobre C1-C2 quando a supinação foi realizada, devido ao aumento da carga no segundo osso metatarsal, exibindo maior deslocamento articular nesse cenário. O contrário aconteceu em C1-M2, que apresentou maior aumento da distância em pronação, devido à elevação da carga no primeiro metatarso.

Este estudo apresenta limitações: nenhuma tração musculotendinosa foi aplicada durante os testes e a provável variação entre os espécimes poderia dificultar a obtenção de resultados comparáveis, considerando que não foi testada a densidade mineral óssea. Esse erro foi minimizado ao se utilizar os pés esquerdo e direito correspondentes nos grupos 1 e 2.

Limitações adicionais estão relacionadas a erros na realização da lesão ligamentar, pois quantidades variáveis de dano podem ter sido aplicadas nas 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. Finalmente, a diástase óssea foi mensurada usando marcadores e não por medição direta, o que pode resultar em erro de aferição.

Em resumo, esse novo modelo cadavérico biomecânico de lesão dos ligamentos da articulação de Lisfranc busca cumprir os princípios ideais de um modelo de referência:

- a) Simula o mecanismo de estresse clínico: pela testagem em pronação e supinação;
- b) simula as lesões ligamentares: pela lesão sutil entre C1-C2 e C1-M2, mais frequentemente observada no cenário real;
- c) exhibe variações de distâncias mensuráveis entre os ossos estudados: com aumentos de distância que chegam a 4,64 mm (C1-M2, lesão completa, pronação);
- d) almeja permitir a fixação da lesão sem interferência nos dispositivos de aferição: pela colocação dos marcadores em locais que visam não interferir no trajeto comumente utilizado pelos parafusos de fixação.

## 7 CONCLUSÃO

O modelo biomecânico cadavérico para lesões do complexo articular de Lisfranc desenvolvido neste estudo simula o mecanismo de estresse clínico da lesão e o tipo de lesão mais comum, exhibe variações de distâncias fidedignas e mensuráveis e almejou permitir a testagem do tratamento da lesão sem interferência nos dispositivos de aferição, podendo se constituir em um excelente método para a comparação de métodos de fixação das lesões ligamentares TMT.

## REFERÊNCIAS

- 1- Weatherford BM, Anderson JG, Bohay DR. Management of tarsometatarsal joint injuries. *JAAOS - J Am Acad Orthop Surg*. July 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 and Ankle Clin*. 2012.
- 3- Michael P. Clare. 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- Clare MP. Lisfranc injuries. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2017 Mar; 10(1):81-85. Doi: 10.1007/s12178-017-9387-6.
- 6- 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.
- 7- 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.
- 8- 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.
- 9- 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.
- 10- 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.
- 11- 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.
- 12- 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.
- 13- Shakked RJ. Lisfranc injury in the athlete. *JBJS Rev*. 2017 Sep; 5(9):e4. Doi: 10.2106/JBJS.RVW.17.00025.



- 14- Alberta F, Aronow M, Barrero M, Diaz-Doran V, Sullivan R, Adams D. Ligamentous Lisfranc joint injuries: A biomechanical comparison of dorsal plate and transarticular screw fixation. *Foot Ankle Int.* 2005; 26(6): 462-473.
- 15- Cook K, Jeffries L, O'Connor P, Svach, D. Determining the strongest orientation for lisfranc's screw in Transverse plane tarsometatarsal injuries: a cadaveric study. *J Foot & Ankle Surgery.* 2009; 48(4):427–431.
- 16- Panchbhavi, V; Vallurupalli, S; Yang, J; Andersen, C. Screw Fixation Compared with Suture-Button Fixation of Isolated Lisfranc Ligament Injuries. *Bone Joint Surg Am.* 2009;91:1143-8.
- 17- Seybold J, Coetzee J. Lisfranc injuries. When to observe, fix or fuse. *Clin Sports Med.* 2015; 34:705–723.
- 18- Marsland D, Belkoff S, Solan, M. Biomechanical analysis of endobutton versus screw fixation after Lisfranc ligament complex sectioning. *Foot Ankle Surg.* 2013; 19:267–272.
- 19- Pelt C, Bachus K, Vance R, Beals T. A Biomechanical Analysis of a tensioned suture device in the fixation of the ligamentous Lisfranc injury. *Foot Ankle Int.* 2011; 32: 422-431.
- 20- Ho N, Sangiorgio S, Cassinelli S, Shymon, S; Fleming J, Agrawal V, *et al.* Biomechanical comparison of fixation stability using a Lisfranc plate versus transarticular screws. *Foot Ankle Surg.* 2019 Feb; 25(1):71-78.
- 21- Weglein D, Andersen C, Morris R, Buford W, Panchbhavi V. Allograft reconstruction of the Lisfranc ligament. *Foot Ankle Spec.* 2015 Aug; 8(4):292-6.
- 22- Kaar S, Femino J, Morag Y. Lisfranc joint displacement following sequential ligament sectioning. *J Bone Joint Surg Am.* 2007; 89:2225-32.
- 23- Lee CA, Birkedal JP, Dickerson EA, Vieta PA Jr, Webb LX, Teasdall RD. Stabilization of Lisfranc joint injuries: a biomechanical study. *Foot Ankle Int.* 2004 May; 25(5):365-70.
- 24- Ahmed S, Bolt B, McBryde A. Comparison of standard screw fixation versus suture button fixation in Lisfranc ligament injuries. *Foot Ankle Int.* 2010 31:892-896.
- 25- Mayne AIW, Lawton R, Dalglish S, Harrold F, Chami G. Stability of Lisfranc injury fixation in Thiel Cadavers: Is routine fixation of the 1<sup>st</sup> and 3<sup>rd</sup> tarsometatarsal joint necessary? *Injury.* 2017 Aug; 48(8):1764-1767. Doi: 10.1016/j.injury.2017.04.003.
- 26- Rozell JC, Chin M, Donegan DJ, Hast MW. Biomechanical comparison of fully threaded solid cortical versus partially threaded cannulated cancellous screw fixation for Lisfranc injuries. *Orthopedics.* 2018 Mar 1; 41(2):e222-e227. Doi: 10.3928/01477447-20180103-03.

## ANEXO E APÊNDICE

## 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 de técnica utilizando os conceitos deste trabalho publicado na *Muscle, Ligaments and Tendons Journal* -Doi: 10.32098/mltj.04.2019.11

ORIGINAL ARTICLE

Nr 2019;9 (4):562-570

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

C. Nery<sup>1</sup>, E. Giza<sup>2</sup>, E. Wagner<sup>3</sup>, M. A. Percoppe de Andrade<sup>4</sup>, T. Soares Baumfeld<sup>4</sup>,  
M. Pires Prado<sup>5</sup>, D. Baumfeld<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Foot and Ankle Clinic, UNIFESP – Federal University of São Paulo, Brazil

<sup>2</sup> Foot & Ankle Surgery Department of Orthopaedics, University of California, Davis

<sup>3</sup> Foot and Ankle Unit Clínica Alemana, Santiago, Chile

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

<sup>5</sup> Foot and Ankle Clinic, Albert Einstein Hospital, São Paulo, SP, Brazil

## Dados brutos do estudo

	Tipo de Lesão	Tipo de Rotação							
	Grupo 1:0	0: rotação interna	1 Intacto						
	Grupo 2:1	1: rotação externa	2 Lesionado	C1-C2	M1-M2	C1-M1	C2-M2	C1-M2	C2-M1
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
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
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