

Gracielle Silva Cardoso

**COMPARAÇÃO BIOMECÂNICA ENTRE DUAS MONTAGENS  
DE FIXAÇÃO EXTERNA CIRCULAR HÍBRIDA PARA  
TRATAMENTO DE FRATURAS DO PLANALTO TIBIAL**

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

Orientador: Prof. Jefferson Luiz Brum  
Marques - PhD

Coorientador: Prof. Carlos Rodrigo de  
Mello Roesler - Dr

Florianópolis  
2015

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

Cardoso, Gracielle Silva

Comparação biomecânica entre duas montagens de fixação externa circular híbrida para tratamento de fraturas do planalto tibial / Gracielle Silva Cardoso ; orientador, Jefferson Luiz Brum Marques ; coorientador, Carlos Rodrigo de Mello Roesler. - Florianópolis, SC, 2015.

88 p.

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

Inclui referências

1. Ciências Médicas. 2. Ortopedia e Traumatologia. 3. Biomecânica. 4. Fratura do planalto tibial. 5. Fixação externa circular. I. Marques, Jefferson Luiz Brum. II. Roesler, Carlos Rodrigo de Mello. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas. IV. Título.

Gracielle Silva Cardoso

**COMPARAÇÃO BIOMECÂNICA ENTRE DUAS MONTAGENS  
DE FIXAÇÃO EXTERNA CIRCULAR HÍBRIDA PARA  
TRATAMENTO DE FRATURAS DO PLANALTO TIBIAL**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de “Mestre”, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas.

Florianópolis, 27 de Julho de 2015.

---

Prof. Alexandre Sherley Casimiro Onofre, Dr.  
Coordenador do Curso

**Banca Examinadora:**

---

Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD.  
Orientador  
Universidade Federal de Santa Catarina

---

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

---

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

---

Prof. Aguinaldo Roberto Pinto, Dr.  
Universidade Federal de Santa Catarina

---

Prof. Edison da Rosa, Dr.  
Universidade Federal de Santa Catarina



À Cristina Lanzini, Evilásio  
Cardoso e Rita de Cássia Cardoso.



## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Jefferson Luiz Brum Marques pela acolhida generosa, pelo tempo dispensado, pela interminável paciência e pela atenciosa e carinhosa orientação em todos os passos dessa jornada.

Ao Prof. Dr. Carlos Rodrigo de Mello Roesler por ter aberto as portas e disponibilizado recursos do Laboratório de Engenharia Biomecânica para que este trabalho pudesse acontecer.

Ao colega e amigo Renato Amorim pelo apoio desde as fases iniciais da minha formação profissional, pela participação ativa e grande auxílio na preparação dos corpos de prova e pelo estímulo.

Aos residentes e ex-residentes em Reconstrução e Alongamento Ósseo do Hospital Governador Celso Ramos, Leonardo Matos, Jonathan Silva e Roberto Castillo que gentilmente auxiliaram na montagem dos corpos de prova.

Aos pesquisadores do Laboratório de Engenharia Biomecânica, Arthur, França Horn e Daniel Ponce, pela contribuição e orientação durante a fase experimental do trabalho.

Aos amigos que fazem com que todas as etapas da vida sejam mais leves e prazerosas.

Aos meus pais, Evilásio Cardoso e Rita de Cássia Garrozi Silva Cardoso, e à Cristina Lanzini, pela paciência, pelo ombro amigo, pelo constante estímulo e pela certeza da conclusão do mestrado, mesmo quando esta me faltava.



"A primeira condição para modificar a  
realidade consiste em conhecê-la."  
(Eduardo Galeano)



## RESUMO

**Introdução:** Fraturas do planalto tibial de alta energia seguem sendo um dos grandes desafios da traumatologia ortopédica, sendo que ainda existe muita controvérsia no que concerne o seu tratamento. Dentre as possibilidades de tratamento, a abordagem mínima associada à fixação externa tem gerado interesse nos últimos anos.

**Objetivo:** Comparar o desvio interfragmentário entre duas diferentes montagens de fixação circular híbrida de Ilizarov utilizadas para tratamento de fraturas de alta energia do planalto tibial por meio de ensaios biomecânicos.

**Materiais e Métodos:** Dois diferentes grupos de montagens de fixação circular híbridas, respeitando as restrições anatômicas locais, foram realizadas em tíbias compósitas osteotomizadas em sua metáfise proximal simulando fraturas do planalto tibial com dissociação metáfiso-diafisária. A montagem padrão foi realizada conforme descrito por Catagni-Cattaneo e a montagem teste foi realizada substituindo-se os fios Kirschner distais por pinos de Schanz. Ambos os grupos foram submetidos a ensaios biomecânicos com carga axial cíclica variando entre 300 N e 1.000 N por 10.000 ciclos. Foram analisados os desvios e as rotações interfragmentários.

**Resultados e Discussão:** A montagem padrão se comportou de forma semelhante a uma montagem de Ilizarov clássica, permitindo um maior movimento axial (eixo Y) e um menor movimento angular látero-lateral (eixo X) quando comparada com a montagem teste. Enquanto a montagem teste apresentou um comportamento mais semelhante ao observado em fixadores externos lineares, proporcionando uma estabilidade axial (eixo Y) superior à observada na montagem padrão, uma estabilidade ântero-posterior (eixo Z) semelhante entre os dois grupos e uma menor estabilidade látero-lateral (eixo X). Apesar dessas diferenças, em ambos os grupos de montagens o deslocamento axial sobrepujou os deslocamentos nos demais eixos.

**Conclusão:** O aumento do número de pinos de Schanz e a diminuição do número de fios de Kirschner em montagens de fixação circular híbrida gerou montagens com comportamento mecânico tendendo ao dos fixadores externos lineares.

**Palavras chave:** fratura do planalto tibial; biomecânica; fixador circular híbrido; desvio interfragmentário.



## ABSTRACT

**Introduction:** High-energy tibial plateau fractures remain as one of the greatest challenges of orthopedic traumatology, it still gives rise to controversy in what concerns treatment, especially when approaching fractures with metaphysio-diaphyseal dissociation. Treatment with percutaneous or minimal direct reduction associated with circular external fixation has recently generated interest, although there is no consensus among the type of external fixation to be used.

**Objective:** Compare the interfragmentary displacement between two different hybrid circular external fixation mountings used to treat high-energy tibial plateau fractures through biomechanical testing by cyclic axial loading.

**Material and Methods:** Two different groups of hybrid circular external fixation frame mountings respecting anatomical restrictions were assembled, using composite tibiae with proximal metaphysary osteotomies simulating tibial plateau fractures with metaphysio-diaphyseal dissociation. Standard frame mounting was assembled as described by Catagni-Cattaneo and test frame mounting was assembled replacing the distal Kirschner wires by half-pins. Both groups were biomechanically tested through cyclic loading between 300 N and 1,000 N for 10,000 cycles. Interfragmentary rotational and angular displacements were analyzed.

**Results and Discussion:** Standard frame mounting behaved similarly to a classic Ilizarov frame, allowing a greater axial movement and a smaller latero-lateral angular displacement when compared with the test frame. While the test frame behaved more similarly to a linear external fixator, providing greater axial stability, similar angular antero-posterior displacement and lower angular latero-lateral stability. In despite of these differences, in both frame mounting groups the axial displacement was greater than the prejudicial non-axial movements.

**Conclusion:** Increasing the number of half-pins and diminishing the number of Kirschner wires in hybrid circular external fixation generated frames that tend to behave more similarly to linear external fixators.

**Keywords:** tibial plateau fractures; biomechanics; hybrid circular external fixator; interfragmentary displacement



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ilustração da classificação das fraturas do planalto tibial. descrita por Schatzker et al.....	24
Figura 2 – Ilustração da classificação das fraturas do planalto tibial descrita pelo Grupo AO.....	25
Figura 3 – Ilustração do projeto do dispositivo metálico utilizado para a fixação das tíbias compósitas e para a padronização do posicionamento dos aparelhos circulares .....	38
Figura 4 – Fotografia ilustrando a fixação da tíbia compósita ao dispositivo metálico por meio de cimento ósseo .....	39
Figura 5 – Ilustração do projeto de padronização do posicionamento do aparelho circular em relação ao osso compósito fixado ao dispositivo metálico.....	40
Figura 6 – Posicionamento do aparelho em relação ao osso compósito por meio de hastes rosqueadas conectadas ao dispositivo de suporte metálico .....	41
Figura 7 – Ilustração do projeto do dispositivo para a padronização do posicionamento dos fios de Kirschner com utilização de <i>laser pointers</i> utilizados nas montagens dos aparelhos de Ilizarov .....	43
Figura 8 – Ilustração do projeto da Montagem Padrão demonstrando o posicionamento dos fios de Kirschner e do pino de Schanz utilizados .....	44
Figura 9 – Ilustração do projeto da Montagem Teste demonstrando o posicionamento dos fios de Kirschner e dos pinos de Schanz utilizados .....	45
Figura 10 - Ilustração do projeto da célula de carga posicionada no centro dos planaltos tibiais medial e lateral.....	46
Figura 11 – Fotografia do corpo de prova posicionado na máquina de testes para a realização do ensaio, evidenciando o posicionamento dos marcadores do OptiTrack® .....	47
Figura 12 – Demonstração do registro gráfico da orientação relativa entre os marcadores ao longo do tempo .....	49
Figura 13 – Gráfico demonstrando o deslocamento relativo dos fragmentos ósseos nos três eixos (X, Y e Z) para o Corpo de Prova 1 do grupo Montagem Padrão registrado aos 1225 ciclos.....	51
Figura 14 – Gráfico demonstrando as rotações relativas dos fragmentos ósseos sobre os três eixos (X, Y e Z) para o Corpo de Prova 1 do grupo Montagem Padrão registrado aos 1225 ciclos...52	

Figura 15 – Deslocamento relativo entre os marcadores nos eixos X, Y e Z ao longo do tempo para a montagem padrão .....	55
Figura 16 – Deslocamento relativo entre os marcadores nos eixos X, Y e Z ao longo do tempo para a montagem teste.....	56
Figura 17 – Rotação relativa entre marcadores sobre os eixos X (Roll), Y (Pitch) e Z (Yaw) ao longo do tempo para a montagem padrão.....	57
Figura 18 – Rotação relativa entre marcadores sobre os eixos X (Roll), Y (Pitch) e Z (Yaw) ao longo do tempo para a montagem teste .....	58
Figura 19 – Comparação entre os deslocamentos relativos no eixo X entre os dois grupos de montagens ao longo do tempo .....	60
Figura 20 – Comparação entre os deslocamentos relativos no eixo Y entre os dois grupos de montagens ao longo do tempo .....	61
Figura 21 – Comparação entre os deslocamentos relativos no eixo Z entre os dois grupos de montagens ao longo do tempo .....	63
Figura 22 – Comparação entre as rotações relativas sobre o eixo X (Roll) entre os dois grupos de montagens ao longo do tempo .....	64
Figura 23 – Comparação entre as rotações relativas sobre o eixo Y (Pitch) entre os dois grupos de montagens ao longo do tempo.....	66
Figura 24 – Comparação entre as rotações relativas sobre o eixo Z (Yaw) entre os dois grupos de montagens ao longo do tempo .....	67

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Deslocamentos relativos médios entre os fragmentos ósseos para cada um dos eixos de movimento (X, Y e Z) nas diversas aferições para as montagens padrão e proposta ..53	
Tabela 2 – Rotações relativas médios entre os fragmentos ósseos sobre cada um dos eixos de movimento ( <i>Roll</i> , <i>Pitch</i> e <i>Yaw</i> ) nas diversas aferições para as montagens padrão e proposta ..54	
Tabela 3 – Teste de efeito entre assuntos das diferentes variáveis analisadas ao longo do tempo .....	59
Tabela 4 – Deslocamentos relativos médios ( $\pm$ DP) no eixo X para cada grupo de montagem .....	61
Tabela 5 – Deslocamentos relativos médios ( $\pm$ DP) no eixo Y para cada grupo de montagem .....	62
Tabela 6 – Deslocamentos relativos médios ( $\pm$ DP) no eixo Z para cada grupo de montagem .....	64
Tabela 7 – Rotações relativas médias ( $\pm$ DP) sobre o eixo X ( <i>Roll</i> ) para cada grupo de montagem .....	65
Tabela 8 – Rotações relativas médias ( $\pm$ DP) sobre o eixo Y ( <i>Pitch</i> ) para cada grupo de montagem .....	67
Tabela 9 – Rotações relativas médias ( $\pm$ DP) sobre o eixo Z ( <i>Yaw</i> ) para cada grupo de montagem .....	68



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AO – *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen* (Grupo de estudos de técnicas de osteossíntese)

DP – desvio padrão

EUA – Estados Unidos da América

Hz – Hertz

kg – quilograma

kgf – quilograma-força

MA – Massachussetts

mm – milímetro

MN – Minnesota

N – Newton

OR – Oregon

SE – *standard error* (erro padrão)

WA - Washington



## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>23</b>
<b>2 OBJETIVOS .....</b>	<b>35</b>
2.1 OBJETIVO GERAL .....	35
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	35
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>37</b>
<b>4 RESULTADOS .....</b>	<b>51</b>
<b>5 DISCUSSÃO .....</b>	<b>69</b>
<b>6 CONCLUSÕES .....</b>	<b>77</b>
<b>7 PERSPECTIVAS .....</b>	<b>79</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>81</b>



## 1 INTRODUÇÃO

Fraturas do planalto tibial são descritas como as que envolvem a superfície articular proximal da tíbia. Essas fraturas são relativamente incomuns e constituem 5-11% das fraturas da tíbia [1] e aproximadamente 1,2% de todas as fraturas [2]. Estas fraturas foram originalmente descritas como as “fraturas do pára-choques” [3] pois resultavam primariamente de traumas de baixa energia em acidentes envolvendo pedestres e carros em baixa velocidade. Entretanto, a maioria das fraturas do planalto tibial descritas na literatura recente resulta de traumas de alta energia em acidentes com veículos motorizados em alta velocidade e quedas de altura [3, 4]. O mecanismo de trauma causador destas fraturas geralmente envolve carga axial compressiva direta associada mais comumente a um momento em valgo, ou menos comumente varo, e forças cisalhantes indiretas. A direção, magnitude e localização dessas forças, assim como o posicionamento no joelho no momento do impacto, determinam o padrão, localização e grau de desvio da fratura [3, 4].

Fatores inerentes ao paciente, como idade e qualidade óssea também influenciam o padrão de fratura. Indivíduos idosos com ossos osteopênicos são mais propensos a desenvolver fraturas do tipo “depressão” porque seu osso subcondral é menos capaz de suportar cargas axiais [3, 4]. Em contraste, indivíduos jovens com osso subcondral mais denso são mais propensos a desenvolver fraturas do tipo “clivagem” e associação com lesões ligamentares [3, 4].

Vários sistemas de classificação foram propostos para descrever as fraturas do planalto tibial [3–5], em sua maioria muito similares, com praticamente todos reconhecendo os seguintes tipos de fraturas: cisalhantes ou clivagem, compressão ou depressão e bicondilares [3].

A classificação descrita por Schatzker et al. (1979) foi a primeira a fazer distinção entre as fraturas dos platôs tibiais lateral e medial [3–6]. A tipo I é uma fratura de clivagem pura do platô tibial lateral que resulta em um fragmento com formato de cunha. A tipo II é uma fratura por clivagem do platô tibial lateral no qual o remanescente da superfície articular está deprimido na metafise. A tipo III é uma depressão central pura do platô tibial lateral com uma margem óssea intacta. A tipo IV envolve o platô tibial medial e é subdividida em duas categorias: tipo A sendo uma fratura por clivagem e tipo B uma depressão, ambas podendo estar associadas a uma fratura da espinha tibial. Tipo V é uma fratura bicondilar com o traço de fratura geralmente formando um Y invertido, permanecendo a diáfise e metafise intactas. O

tipo VI é uma fratura do planalto tibial na qual há uma dissociação entre a metáfise e a diáfise, estas fraturas podem se apresentar com um grau variado de cominuição em um ou ambos os platôs tibiais e na superfície articular [2, 6]. A Figura 1 ilustra os seis tipos de fraturas do planalto tibial.

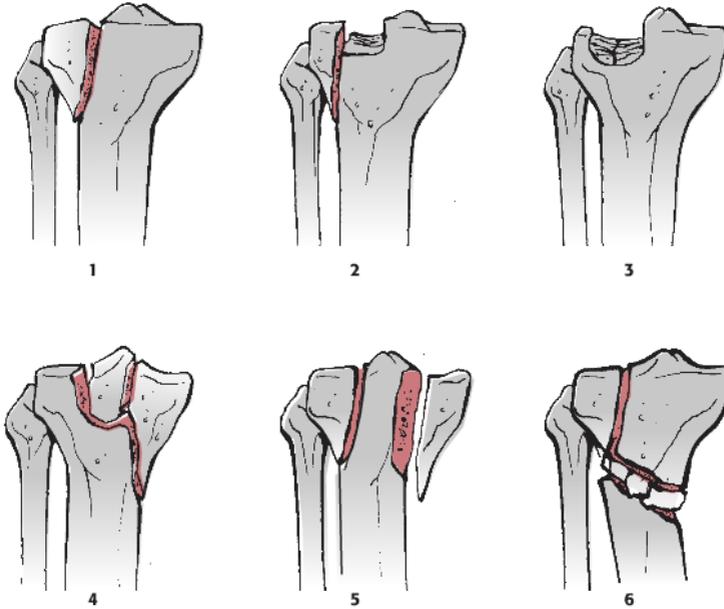


Figura 1: Ilustração da classificação das fraturas do planalto tibial descrita por Schatzker et al. (1979) [4].

Com o advento da classificação proposta por Schatzker et al. (1979) foi possível distinguir radiologicamente as fraturas de baixa energia das fraturas de alta energia (Schatzker V e IV). Watson definiu essas fraturas baseando-se na presença de grande depressão articular, múltiplos traços de fratura atingindo a superfície articular, cominuição metáfiso-diafisária em associação com exposição óssea ou lesão extensa de partes moles. Essas fraturas são também designadas como severas ou complexas [7].

Outra classificação amplamente utilizada atualmente é a proposta pelo Grupo AO que categoriza as fraturas da tíbia proximal em grupos alfanuméricos, sendo as fraturas do tipo A extra-articulares proximais da tíbia, as fraturas do tipo B parcialmente articulares e as fraturas do tipo C articulares completas [2, 8]. Esses grupos são subdivididos conforme mostrado na Figura 2.

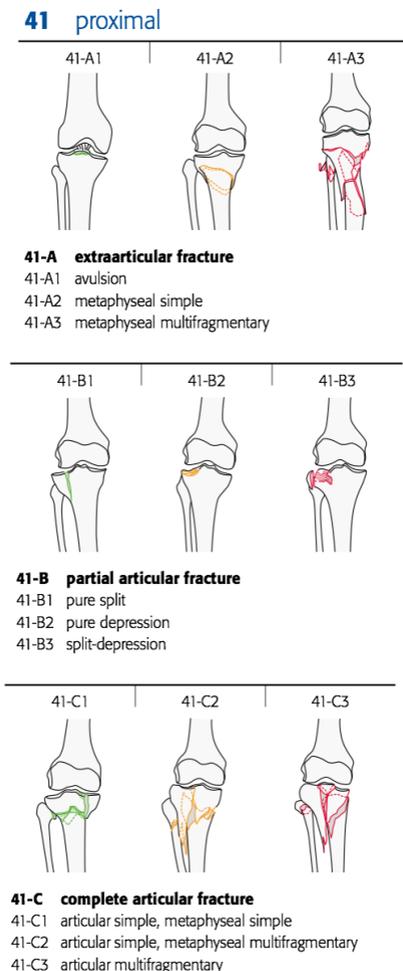


Figura 2: Ilustração da classificação das fraturas do planalto tibial descrita pelo Grupo AO [8].

Na classificação proposta pelo Grupo AO, são consideradas fraturas complexas ou de alta energia aquelas categorizadas como A3, C2 e C3 [8, 9, 10].

Nenhuma das duas classificações mais amplamente utilizadas atualmente se provou superior à outra. Walton et al. (2003) relataram que a classificação proposta pelo Grupo AO apresentaria maior confiabilidade interobservador do que aquela proposta por Schatzker et al. (1979) [9], enquanto Maripuri et al. (2008) concluíram o contrário, considerando a classificação de Schatzker superior nesse quesito [2].

Independentemente da classificação utilizada, as fraturas de alta energia desviadas da porção proximal da tíbia envolvendo a superfície articular (Schatzker V e VI; AO A3, C2 e C3) são consideradas de difícil tratamento [11]. Essas fraturas complexas continuam sendo um dos mais desafiantes problemas na cirurgia ortopédica [12–14].

Previamente, a abordagem padrão aceita para tais fraturas envolvia a redução aberta e fixação interna com placas e parafusos através de uma via de acesso extensa anterior [15, 16]. Entretanto, enquanto esta técnica fornece excelente visualização, redução e fixação da fratura, ela também requer uma extensa dissecação de partes moles sobre a porção proximal da tíbia que é predominantemente subcutânea. A combinação da lesão proveniente da energia dissipada nas partes moles pelo trauma inicial e pela dissecação cirúrgica extensiva levava a uma alta taxa de complicações como necrose de pele e infecção [7, 10, 16–18].

Young e Barrack (1994) relataram a presença de infecção em sete de oito pacientes com fraturas bicondilares do planalto tibial tratadas com placas de suporte medial e lateral através de via de acesso anterior, sendo que dois pacientes evoluíram para amputação [19]. Em estudos com fraturas bicondilares tratadas de forma semelhante, Moore et al. (1987) observaram infecção profunda e deiscência de sutura em oito de 11 pacientes [20] e Malik et al. (1992) diagnosticaram infecção complicando quatro de cinco lesões semelhantes [21].

Conforme os efeitos deletérios da dissecação excessiva do envelope de partes moles e desvascularização dos fragmentos ósseos foram se tornando evidentes, um número de métodos alternativos de tratamento foram popularizados, incluindo a redução percutânea e a estabilização com fixação externa circular, técnicas minimamente invasivas e implantes, e fixação externa temporária seguida do tratamento cirúrgico definitivo [12–14, 16].

Partindo do pressuposto de que o tratamento deveria preservar a biologia óssea e das partes moles, a escolha do método para o tratamento dessas fraturas favorece a fixação externa [7, 13].

Conforme surgiram relatos de tratamento dessas fraturas com técnicas de redução percutânea associadas à fixação externa circular começaram a existir dúvidas sobre a qualidade da redução obtida com o uso dessas técnicas [16]. Classicamente o objetivo do tratamento cirúrgico das fraturas articulares envolve a redução anatômica dos fragmentos, o que frequentemente forçava a dissecação e desvascularização extensas dos fragmentos ósseos [15].

Atualmente, com o advento de técnicas minimamente invasivas, acredita-se que o restabelecimento do alinhamento axial do membro inferior seja mais importante do que a restauração absoluta da congruência articular no resultado do tratamento das fraturas do planalto tibial [1, 15, 16].

As fraturas que envolvem dissociação metafiso-diafisária (Schatzker VI e AO 41 A3, C1, C2 e C3) são especialmente susceptíveis ao mau alinhamento devido ao difícil controle e estabilização dos fragmentos proximais [1].

A utilização da fixação externa circular torna-se especialmente útil nestes casos devido a possibilidade de correção de deformidades mesmo durante o período pós-operatório [11].

Diversos sistemas de classificação foram propostos para categorizar os diferentes fixadores externos em uso na prática clínica. Entretanto a classificação baseada na aparência da configuração externa do aparelho se tornou o sistema mais comumente adotado. Desta forma, conclui-se que há dois grupos principais de fixadores externos, os lineares e os circulares, sendo a diferença básica a aparência externa desses aparelhos e disposição dos elementos de fixação óssea em dois (linear) ou mais de dois (circular) planos [22].

Há aproximadamente 60 anos, Ilizarov desenvolveu a técnica de fixação externa circular para o tratamento de problemas ortopédicos de difícil manejo. O seu método se baseia nos princípios biológicos da consolidação óssea e no uso de um fixador externo de formato circular que se utiliza de anéis e finos fios de Kirschner tensionados transfixantes para a fixação óssea [23].

Esta técnica desenvolvida por Ilizarov solucionou diversos dos problemas encontrados no manejo dessas fraturas e proporcionou um método para a redução percutânea e fixação dos fragmentos ósseos sem a necessidade de dissecação excessiva de partes moles [11, 14].

Sendo assim, este método foi ganhando popularidade nas últimas décadas e sendo reconhecido por suas vantagens na consolidação de fraturas, alongamento ósseo e correção de deformidades. Essas vantagens incluem uma boa tolerância dos pacientes ao método e uma fixação estável, porém não rígida, dos fragmentos ósseos promovendo micromovimentos axiais sob carga durante a marcha [24].

As vantagens da fixação externa circular (associada ou não à fixação com parafusos interfragmentários percutâneos) para o tratamento dessas fraturas incluem a mínima dissecação de partes moles, a habilidade de corrigir deformidades em múltiplos planos, amplitude de movimento precoce do joelho, e a opção de extensão transarticular da fixação em pacientes com lesões ligamentares associadas [14, 16, 25]. Resultados de Stamer et al. (1994), que relatou resultados bons e excelentes em 16 de 23 pacientes [26], com três infecções e Watson (2001), que descreveu bons ou excelentes resultados em 27 de 31 pacientes com fraturas bicondilares, com uma infecção, corroboram o uso desta técnica [27].

Dendrinis et al. (1996) descreveram resultados excelentes em 15 de 24 pacientes tratados com fixação externa circular para fraturas de planalto tibial de alta energia, sendo que nenhum paciente evoluiu com infecção ou osteomielite [28]. Enquanto Sandeep Reddy et al. (2014) descreveram resultados excelentes e bons em 26 de 43 pacientes com diagnóstico de fraturas complexas do planalto tibial tratadas também com fixação externa circular, tendo observado evolução com osteomielite em dois pacientes [29].

El Barbary et al. (2005) em um estudo prospectivo, com 30 pacientes diagnosticados com fraturas do planalto tibial de alta energia tratados com síntese interna mínima associada a fixação externa circular, enfatizaram o sucesso clínico e a baixa morbidade relacionada ao método de tratamento. Concluiu que a técnica é uma boa escolha para o tratamento de fraturas complexas do planalto tibial onde a cominuição óssea demandaria uma extensa dissecação para a fixação com placas e parafusos, determinando uma lesão adicional ao envelope de partes moles e, por conseguinte, mais complicações [14].

A Sociedade Canadense de Trauma Ortopédico comparou em um ensaio clínico multicêntrico, prospectivo e randomizado, a redução aberta e fixação interna com redução indireta ou direta mínima associada a fixação externa circular e concluiu que ambas as técnicas possibilitam uma qualidade satisfatória de redução da superfície articular. Entretanto, devido a um menor tempo de internação hospitalar,

um mais precoce retorno marginal à função, um similar desfecho clínico e um menor número de complicações graves, acredita-se que a fixação externa circular seja uma opção atraente para estas fraturas de difícil manejo [16].

Com base na experiência clínica e em estudos biomecânicos, a melhor estabilização de cada fragmento ósseo através da fixação externa circular é obtida com a fixação em dois níveis e quatro fios inseridos em ângulos retos. Entretanto, na grande maioria das situações clínicas não é possível posicionar os fios em ângulos retos devido a limitações anatômicas. A redução do número de fios ou do ângulo entre os fios afeta a estabilidade da fixação dos fragmentos ósseos o que em última instância pode afetar o sucesso do tratamento ortopédico [24].

Além da fixação externa circular, encontramos no arsenal ortopédico a fixação externa linear, que apresenta menos elementos transfixando a musculatura, e portanto algumas vantagens quando comparada à fixação externa circular, como uma menor limitação da amplitude de movimento nas articulações adjacentes no período pós-operatório [22].

A taxa e o padrão de consolidação das fraturas é influenciada pela natureza da carga axial. A realização de carga no membro com um fixador externo circular de Ilizarov resulta em uma força de compressão axial e micro-movimentos moderados entre os fragmentos ósseos fraturados que exercem um efeito benéfico na consolidação óssea [30].

Entretanto, no aspecto mecânico, os fixadores lineares têm sido considerados muito rígidos, limitando a compressão axial benéfica à consolidação na proximidade ao foco de fratura [22].

Uma das alternativas existentes é uma montagem de fixação externa circular híbrida, utilizando-se dos clássicos fios finos de Kirschner tensionados transfixantes associados a pinos de Schanz utilizados tradicionalmente nos fixadores lineares. Esta alternativa baseia-se tanto no maior conforto e aceitação dos pacientes, quanto na maior versatilidade na inserção de pinos de Schanz em áreas com mais estruturas neurovasculares em risco [22, 23].

Khalily et al. (1998) desenvolveram configurações híbridas que combinam a habilidade dos fixadores externos circulares de controlar os fragmentos ósseos com a facilidade de acesso permitida por uma configuração unilateral com pinos de Schanz [34]. Esses fixadores aplicados às fraturas do planalto tibial, utilizando fios de Kirschner tensionados na metáfise e pinos de Schanz na diáfise, combinariam as vantagens de ambos os métodos (fixadores lineares e circulares) e

permitiriam uma considerável flexibilidade na construção do aparelho [31, 32].

Watson et al. (2001) enfatiza que a aplicação do termo híbrido não diz respeito a um aparelho ou montagem específicos [27]. Há na literatura descrições de fixadores híbridos que utilizam pinos de Schanz associados a fios de Kirschner em fixadores externos circulares, assim como também são chamados de fixadores híbridos aqueles que se utilizam de uma montagem mista associando os anéis do fixador externo circular e as barras dos fixadores externos lineares [7, 17].

Não existe consenso na literatura a respeito do tipo de fixação externa a ser utilizada no tratamento dessas fraturas. Há descrição de utilização de fixadores circulares e exclusivamente fios de Kirschner, fixadores circulares e variadas associações de fios de Kirschner e pinos de Schanz, e fixadores que se utilizam de barras e anéis com fios de Kirschner na metafíse e exclusivamente pinos de Schanz na diáfise [17].

Para fins de facilitação da compreensão e normatização da nomenclatura, neste trabalho os fixadores externos circulares que se utilizam de anéis, fios de Kirschner e pinos de Schanz em suas montagens serão denominados fixadores circulares híbridos. Já os fixadores que se utilizam de anéis, barras, fios de Kirschner e pinos de Schanz serão denominados apenas fixadores híbridos.

Sendo assim, a fixação externa circular híbrida apresenta as mesmas vantagens teóricas que a fixação externa circular no tratamento das fraturas do planalto tibial de alta energia (Schatzker V e VI), incluindo a menor lesão ao envelope de partes moles e a capacidade de mobilização articular pós-operatória precoce. Essas modalidades de tratamento estão especialmente indicadas na presença de cominuição metafisária significativa, extensão diafisária da fratura, lesões complexas do envelope de partes moles e presença de síndrome compartimental [7, 31].

A fixação externa híbrida apresenta desvantagens quando comparada à fixação externa circular híbrida, tais como a inabilidade de fácil dinamização do aparelho e a dificuldade de correção de deformidades angulares ou encurtamentos [17].

Além das desvantagens teóricas no uso desses fixadores com anéis associados a barras, Ali et al. (2003) descreveram que essas montagens proporcionam um suporte desigual em ambos os platôs tibiais resultando em uma fixação menos resistente [33].

Apesar de seu corrente uso na prática clínica, ainda são raros os estudos biomecânicos envolvendo essas novas montagens, uma vez que as propriedades mecânicas desses aparelhos ainda não estão bem

definidas e a sua capacidade biomecânica de promover ou retardar a consolidação óssea ainda não foi bem documentada [22, 23].

Portanto, enquanto as características mecânicas dos fixadores lineares e dos fixadores circulares utilizando exclusivamente fios tensionados são relativamente bem conhecidas, o conhecimento a respeito dos fixadores que utilizam ambos, fios e pinos, permanece bastante limitado [22]. Ainda são relativamente poucos os estudos que comparam as características biomecânicas dos fixadores circulares clássicos, circulares híbridos e híbridos com anéis e barras [23].

Em um desses estudos, Khalily et al. (1998) relataram que o comportamento mecânico de um aparelho de Ilizarov com quatro anéis seria superior ao comportamento mecânico de um aparelho híbrido unilateral. Stein et al. descreveram que substituindo um dos anéis do aparelho por um tubo conector associado a um pino de Schanz de 4,5 mm de diâmetro obter-se-ia uma montagem menos rígida que a original [34].

Caja et al. (1995) descreveram que as características mecânicas dos fixadores circulares híbridos fazem deles alternativa interessante para a prática clínica. Mesmo contando com menos elementos transfixantes que os aparelhos de Ilizarov clássicos, eles manteriam a rigidez às cargas axiais e torsionais. Por esta razão, seriam considerados alternativas apropriadas aos fixadores circulares clássicos [22].

Habitualmente o fixador externo circular utilizado nas fraturas do planalto tibial é composto de três ou quatro anéis, dependendo da proximidade da fratura da articulação. Os anéis são selecionados para ter um tamanho que apresente um espaço livre circunferencial em torno do membro a ser aplicado de aproximadamente duas polpas digitais. Sigitntão posicionados e fixados aos anéis da porção proximal do aparelho três, quatro ou cinco fios de Kirschner de 1,8 mm de diâmetro tensionados por uma de suas extremidades, enquanto na porção distal do aparelho utiliza-se uma combinação de fios de Kirschner de 1,8 mm de diâmetro tensionados e/ou pinos de Schanz de 4,5 mm, 5,0 mm ou 6,0 mm de diâmetro [16].

Esforços têm sido feitos para simplificar a aplicação e a configuração dos aparelhos para melhorar o conforto dos pacientes enquanto se mantém a apropriada combinação de estabilidade e dinâmica do sistema. A redução do número de fios na montagem diminui a taxa de infecção e melhora o conforto do paciente durante o tratamento, mas simultaneamente diminui a estabilidade do aparelho. A introdução de pinos de Schanz às montagens de fixadores externos circulares de Ilizarov permite a configuração de um aparelho mais rígido

e uma redução das complicações de partes moles associadas aos fios [30].

Devido à essa modularidade e variabilidade de montagens de aparelhos, que permitem ao cirurgião ortopédico adaptar-se a diversas situações clínicas, existem várias configurações de aparelhos em uso atualmente na prática clínica com boas taxas de consolidação; mesmo assim pseudartroses e consolidações viciosas ainda ocorrem [10, 30].

A consolidação das fraturas é um processo biológico complexo, e é substancialmente influenciado pelo ambiente mecânico no foco de fratura. Um sistema demasiadamente rígido pode levar à não consolidação enquanto um sistema excessivamente flexível pode levar à consolidação viciosa, pseudartrose e problemas na interface pino-osso [23].

Uma causa de falha que pode ser prejudicial à consolidação das fraturas é a presença de tensão cisalhante excessiva produzida por movimento axial assimétrico na fratura [30]. Por outro lado, a rigidez excessiva também pode retardar ou mesmo inibir a consolidação óssea [30]. Sendo assim, a rigidez do dispositivo utilizado na síntese óssea deve ser grande o suficiente para prevenir um movimento interfragmentário inicial excessivo entre os fragmentos ósseos, mas da mesma forma suficientemente flexível para permitir a transferência de carga axial suficiente através do osso para estimular a consolidação [35].

A absoluta maioria dos ensaios biomecânicos realizados com fixadores externos circulares aplica cargas axiais unidirecionais [30] e avalia a rigidez do sistema [32]. Entretanto, apenas poucos estudos analisam o desvio interfragmentário causado pelo carregamento axial, um parâmetro mais pertinente relacionado à consolidação das fraturas. Yang et al. (2003) demonstraram a importância da avaliação dos desvios relativos entre os fragmentos ósseos na investigação das propriedades mecânicas dos fixadores externos [32]. Higgins et al. (2007) descreveram que um método cíclico de testes representaria de forma mais acurada o pós-operatório dos pacientes na realização das suas atividades da vida diária [1].

Assim sendo, ainda há muita controvérsia no que diz respeito ao tratamento das fraturas do planalto tibial, especialmente quando são abordadas fraturas de alta energia com dissociação metafiso-diafisária. O tratamento com redução percutânea ou direta por abordagem mínima associado à fixação externa tem gerado interesse nos últimos anos, porém não há consenso sobre o tipo de fixação externa a ser utilizado. Portanto, não há descrição de ensaios biomecânicos comparando diferentes montagens de fixação externa circular híbrida de Ilizarov para

tratamento dessas fraturas complexas de alta energia do planalto tibial que avaliem o desvio relativo entre os fragmentos ósseos sob carregamento axial.



## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 OBJETIVO GERAL**

O objetivo geral do presente estudo é comparar o desvio interfragmentário entre duas diferentes montagens de fixação externa circular de Ilizarov híbrida utilizadas para tratamento de fraturas de alta energia do planalto tibial por meio de ensaios biomecânicos em carregamentos axiais cíclicos.

### **2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- (a) Avaliar o movimento e a rotação interfragmentários em cada grupo de montagens ao longo do tempo;
- (b) Comparar o movimento e a rotação interfragmentários entre a montagem teste e montagem padrão



### 3 MATERIAL E MÉTODOS

Foram utilizados oito ossos compósitos de quarta geração (Sawbones®, Vashon Island, WA, EUA) de mesmo lote de fabricação, assegurando a uniformidade dos materiais nos ensaios biomecânicos comparando duas diferentes montagens de fixadores externos circulares.

A extremidade distal de cada tíbia compósita foi então rigidamente fixada com cimento ósseo (polimetilmetacrilato) a um dispositivo metálico especialmente desenvolvido para este fim, conforme projeto ilustrado na Figura 3, de forma a permitir a ejeção posterior do cimento e a reutilização do dispositivo para os ensaios subsequentes, conforme demonstrado na Figura 4.

Esse dispositivo metálico para fixação do osso compósito foi projetado de forma a permitir a padronização da fixação do osso em relação aos anéis utilizados no aparelho de Ilizarov através de abas metálicas e hastes rosqueadas que mantinham a distância e o posicionamento entre o osso e os anéis constante entre uma montagem e outra, conforme ilustrado na Figura 5.



Figura 3: Ilustração do projeto do dispositivo metálico utilizado para a fixação das tíbias compósitas e para a padronização do posicionamento dos aparelhos circulares.



Figura 4: Fotografia ilustrando a fixação da tíbia compósita ao dispositivo metálico por meio de cimento ósseo.

O osso compósito foi posicionado por este dispositivo de forma excêntrica no plano sagital nos anéis conforme ocorre na prática clínica, uma vez que a musculatura da panturrilha impede a centralização da tíbia no aparelho. No plano frontal o aparelho foi centrado anatomicamente na crista da tíbia, também conforme usado habitualmente e demonstrado na Figura 6 [30].

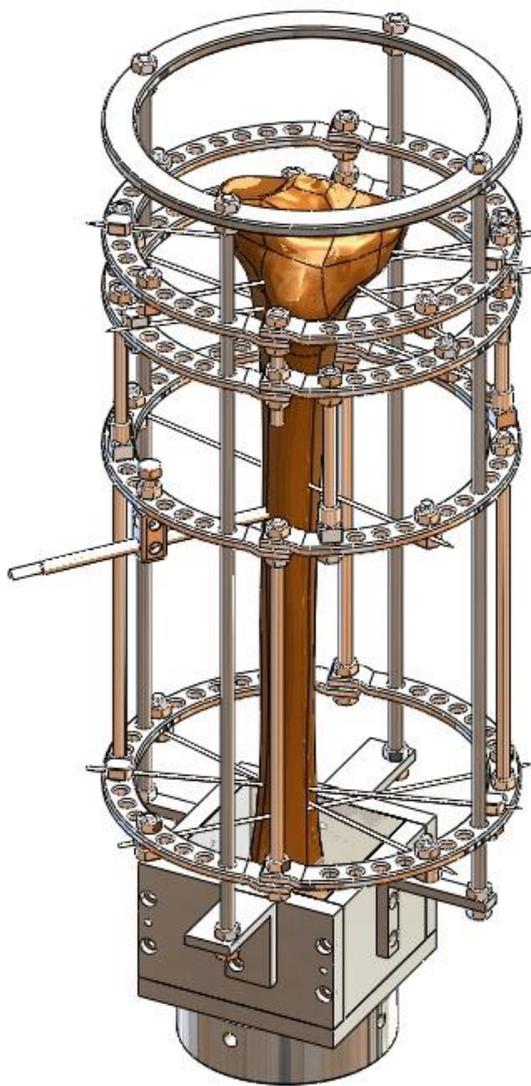


Figura 5: Ilustração do projeto de padronização do posicionamento do aparelho circular em relação ao osso compósito fixado ao dispositivo metálico.



Figura 6: Posicionamento do aparelho em relação ao osso compósito por meio de hastes rosqueadas conectadas ao dispositivo de suporte metálico.

Os componentes do aparelho utilizados nas montagens foram semi-anéis de 160 mm de diâmetro, fios de Kirschner de 1,8 mm de diâmetro, hastes rosqueadas milimetradas de 8 mm de diâmetro e pinos de Schanz cônicos de 6 mm de diâmetro. Todo material utilizado foi fornecido por um único fabricante (ADJ – Implantes e Fixadores, Campinas, SP, Brasil).

A montagem dos aparelhos consistia em quatro anéis conectados entre si por quatro hastes rosqueadas milimetradas distribuídas de forma equidistante constituindo dois blocos de fixação distintos, sendo essa a configuração típica utilizada para fixação de fraturas, alongamento ósseo e correção de deformidades [24].

O bloco proximal foi fixado ao osso de forma idêntica em ambos os grupos com cinco fios de Kirschner tensionados, paralelos à

superfície articular, dispostos respeitando-se os corredores de segurança conforme na prática clínica [16].

Os fios foram introduzidos com perfurador ósseo de baixa rotação em posições pré-estabelecidas e guiados por um dispositivo desenvolvido para que as montagens fossem o mais idêntico possível. Esse dispositivo consistia em dois *laser pointers* fixados a um semi-anel de 240 mm de diâmetro e direcionados um ao outro e forma a guiar o posicionamento correto dos fios, conforme ilustrado na Figura 7.

Após a passagem dos fios, estes eram então fixados em uma das extremidades por um parafuso especial canulado (fixa-fio) e uma porca e tensionados a 110 kg pela outra extremidade com tensionador padrão utilizado na prática clínica. O fixa-fio contra-lateral era então apertado com o tensionador posicionado, sendo o tensionador posteriormente retirado.

O bloco distal foi montado de duas formas distintas, denominadas de montagem padrão e montagem teste. A montagem padrão foi realizada conforme a configuração híbrida descrita por Catagni-Cattaneo (1994) incluindo quatro fios de Kirschner tensionados e um pino de Schanz [40, 41], conforme ilustrado na Figura 8. A montagem teste foi realizada substituindo-se os fios de Kirschner por pinos de Schanz, sendo que em cada um dos anéis do bloco distal foram posicionados dois pinos de Schanz conforme utilizado atualmente pelo Grupo de Reconstru atualmente pelo Grupo do Hospital Governador Celso Ramos (Floriannador /SC) e ilustrado na Figura 9.

Todos os pinos de Schanz foram introduzidos manualmente através de furos realizados primeiramente com uma broca de 4,0 mm de diâmetro utilizando perfurador de baixa rotação. Após a inserção os pinos eram fixados aos anéis por meio de cubos e parafusos.

Após a realização da fixação óssea as hastes conectando os dois blocos de fixação eram retiradas e uma ostectomia de 10 mm utilizando uma fina serra manual era realizada na metáfise proximal da tibia, simulando a cominuição metafisária presente nas fraturas Schatzker VI e AO 41 A3, C2 e C3. Após a realização da ostectomia as hastes conectando os blocos eram então reposicionadas conforme a sua localização prévia.



Figura 7: Ilustração do projeto do dispositivo para a padronização do posicionamento dos fios de Kirschner com utilização de *laser pointers* para a realização das montagens dos aparelhos de Ilizarov.



Figura 8: Ilustração do projeto da Montagem Padrão demonstrando o posicionamento dos fios de Kirschner e do pino de Schanz utilizados.



Figura 9: Ilustração do projeto da Montagem Teste demonstrando o posicionamento dos fios de Kirschner e dos pinos de Schanz utilizados.

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

Os corpos de prova eram então posicionados na máquina de testes biaxial eletromecânica (MTS Corporation, Minneapolis, MN, EUA). A célula de carga era acoplada a um dispositivo especialmente desenvolvido composto por dois componentes esféricos metálicos de forma a ficarem posicionados nos centros dos planaltos tibiais medial e lateral, permitindo que a carga fosse aplicada paralelamente ao eixo mecânico da tíbia, conforme ilustrado na Figura 10.

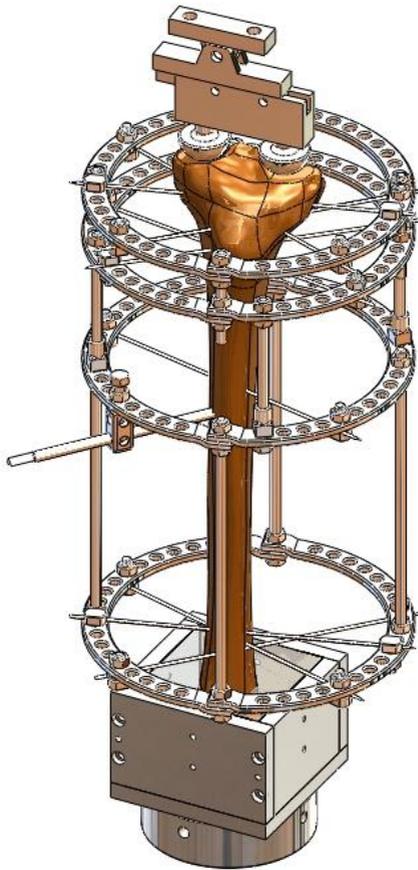


Figura 10: Ilustração do projeto da célula de carga posicionada no centro dos planaltos tibiais medial e lateral.

Durante o apoio monopodálico na marcha, o côndilo tibial medial suporta 60-75 % das cargas compressivas que atravessam a articulação do joelho [12, 42]. Desta forma, durante os ensaios, a carga axial foi aplicada 70 % no planalto medial e 30% no planalto lateral.



Figura 11: Fotografia do corpo de prova posicionado na máquina de testes para a realização do ensaio, evidenciando o posicionamento dos marcadores do OptiTrack®.

Conforme descrito por Higgins et al. (2007) os ensaios realizados com regimes cíclicos de carga representam de forma mais acurada o período pós-operatório dos pacientes [1]. Portanto, foram realizados ensaios cíclicos com regimes de carga variando entre 300 N e 1.000 N a uma frequência de 1 Hz por 10.000 ciclos conforme sugerido por Higgins et al. [1].

A avaliação do movimento relativo entre os fragmentos ósseos foi realizada com 1225, 2225, 4000, 5000, 7000 e 9000 ciclos.

Foi registrado o movimento de corpo rígido para as três direções coordenadas (X, Y e Z) de cada fragmento ósseo durante quinze ciclos em cada aferição.

Para a avaliação desses parâmetros foi utilizado um sistema de medidas optoeletrico com acurácia de 0,1 mm (OptiTrack®, Corvallis, OR, EUA). Sendo que em cada fragmento ósseo foram posicionados três marcadores próximos à margem da fratura, conforme ilustrado na Figura 11. Esse sistema optoeletrico é também composto por três câmeras infravermelhas que detectam os conjuntos de marcadores e informam as posições e rotações deles utilizando quaternions.

Os quaternions são a representação de quatro parâmetros que descrevem as rotações no espaço, afim de representar a orientação espacial de um corpo rígido em relação a um frame rígido de referência. A partir dos dados mensurados pode-se calcular, os valores das rotações deste corpo sobre cada eixo de orientação do espaço: ângulo  $\psi$  (psi) em torno do eixo x, ângulo  $\theta$  (theta) em torno do eixo y, ângulo  $\phi$  (phi) em torno do eixo z, os quais são chamados de *roll*, *pitch* e *yaw* [43].

Os dados coletados por este sistema optoeletrico que correspondiam às três posições e aos quatro quaternions para cada conjunto de marcadores ao longo do tempo foram registrados em arquivos de texto (.txt) e então analisados no *software* MatLab® (Mathworks, Natick, MA, EUA) para descrever as posições e orientações relativas entre os fragmentos ósseos e ilustrava essas informações em gráficos de posição e orientação relativas.

Foram gerados gráficos de posição e orientação relativas para cada uma das seis aferições realizadas ao longo do tempo para cada um dos corpos de prova submetidos aos carregamentos axiais cíclicos. Esses gráficos ilustravam o comportamento das montagens durante o período de cinco segundos, o equivalente a cinco ciclos, conforme ilustrado na Figura 12.

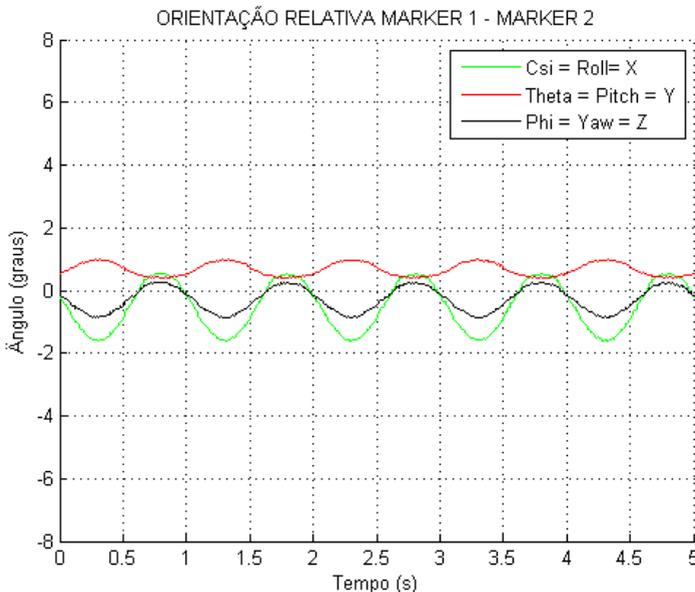


Figura 12: Demonstração do registro gráfico da orientação relativa entre os marcadores ao longo do tempo.

A partir desses gráficos eram identificados os valores de pico e vale de cada curva para cada uma das variáveis, sendo estes valores os referentes ao deslocamento e rotação interfragmentária em cada ciclo de carregamento.

Essas informações foram então utilizadas para que fosse possível comparar a estabilidade mecânica de cada montagem ao longo do tempo.

Foram utilizadas análises de medidas repetidas para avaliação das diferenças intra-grupo e o teste U de Mann-Whitney para a comparação entre os dois grupos de montagens. A análise estatística foi realizada utilizando o SPSS® e valores de  $p$  inferiores a 0,05 foram considerados estatisticamente significativos.



## 4 RESULTADOS

Durante a realização dos ensaios cíclicos nenhum dos corpos de prova utilizados apresentou fadiga do material de síntese.

Para cada corpo de prova em cada uma das aferições foi obtido um gráfico registrando os deslocamentos nos eixos X, Y e Z e as rotações sobre os eixos citados (*Roll*, *Pitch* e *Yaw*) conforme ilustrado nas Figuras 13 e 14 referentes ao corpo de prova número 1 da montagem padrão.

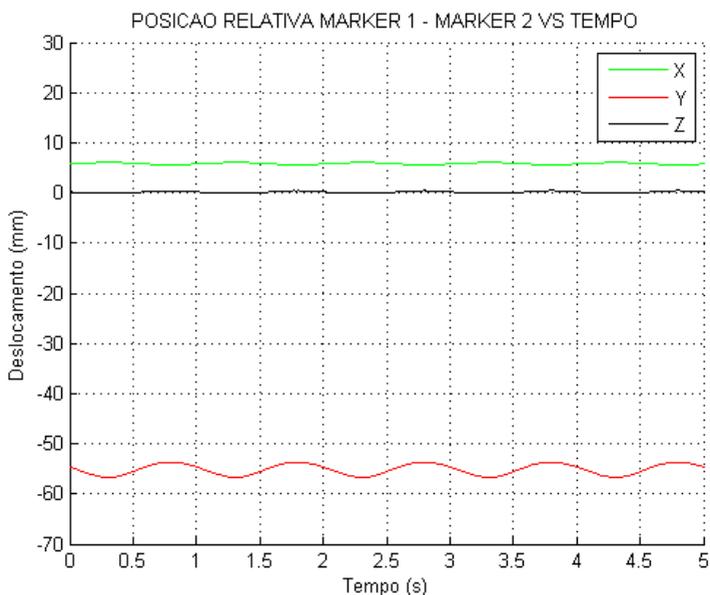


Figura 13: Gráfico ilustrando o deslocamento relativo dos fragmentos ósseos nos três eixos (X,Y e Z) para o Corpo de Prova 1 do grupo montagem padrão registrado aos 1225 ciclos.

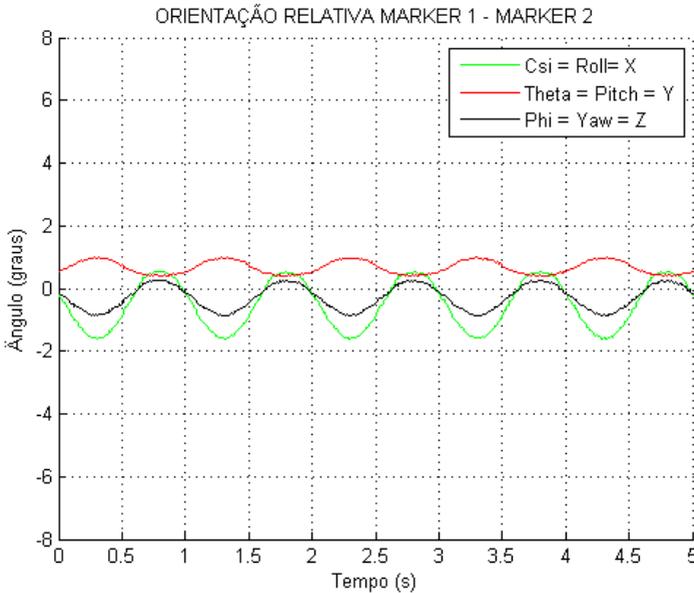


Figura 14: Gráfico mostrando as rotações relativas dos fragmentos ósseos sobre os três eixos (X,Y e Z) para o Corpo de Prova 1 do grupo montagem padrão registrado aos 1225 ciclos.

A partir dessas informações obtivemos os valores de pico e vale das curvas determinando o deslocamento e a rotação máximos em cada ciclo. As Tabelas 1 e 2 apresentam, respectivamente, as médias dos deslocamentos e orientações relativas entre os grupos de montagem padrão e teste para cada uma das aferições ao longo do tempo.

Tabela 1: Deslocamentos relativos médios entre os fragmentos ósseos para cada um dos eixos de movimento (X, Y e Z) nas diversas aferições para as montagens padrão e proposta.

	Ciclos	Deslocamento no eixo X (mm)		Deslocamento no eixo Y (mm)		Deslocamento no eixo Z (mm)	
		Média	DP	Média	DP	Média	DP
Montagem Padrão	1225	0,347	0,387	3,757	0,327	0,615	0,074
	2225	0,137	0,047	3,783	0,281	0,526	0,213
	3000	0,136	0,050	3,776	0,286	0,525	0,216
	5000	0,136	0,053	3,763	0,284	0,519	0,211
	7000	0,143	0,032	3,754	0,293	0,509	0,221
	9000	0,147	0,032	3,733	0,315	0,491	0,250
	1125-9000	0,174	0,164	3,761	0,264	0,531	0,186
Montagem Teste	1225	0,547	0,093	3,039	0,275	0,707	0,242
	2225	0,546	0,096	3,036	0,258	0,702	0,240
	3000	0,543	0,097	3,039	0,253	0,708	0,220
	5000	0,572	0,135	3,035	0,254	0,719	0,209
	7000	0,546	0,140	3,012	0,265	0,714	0,210
	9000	0,599	0,193	2,987	0,255	0,807	0,208
	1125-9000	0,562	0,117	3,024	0,231	0,726	0,200

Tabela 2: Rotações relativas médias entre os fragmentos ósseos sobre cada um dos eixos de movimento (*Roll*, *Pitch* e *Yaw*) nas diversas aferições para as montagens padrão e proposta.

	Ciclos	Rotação sobre o eixo X – <i>Roll</i> (graus)		Rotação sobre o eixo Y – <i>Pitch</i> (graus)		Rotação sobre o eixo Z – <i>Yaw</i> (graus)	
		Média	DP	Média	DP	Média	DP
Montagem Padrão	1225	3,070	1,803	0,478	0,269	1,379	0,886
	2225	2,130	0,696	0,437	0,208	1,396	0,679
	3000	2,172	0,778	0,429	0,195	1,425	0,737
	5000	2,177	0,842	0,438	0,187	1,535	0,654
	7000	2,157	0,851	0,431	0,181	1,564	0,635
	9000	1,882	0,703	0,359	0,101	1,486	0,457
	1125-9000	2,264	0,982	0,428	0,177	1,464	0,467
Montagem Teste	1225	2,109	0,693	0,411	0,148	1,237	0,170
	2225	2,121	0,662	0,413	0,165	1,265	0,155
	3000	1,813	0,310	0,415	0,178	1,147	0,287
	5000	2,189	0,670	0,372	0,175	1,196	0,147
	7000	2,242	0,578	0,366	0,185	1,236	0,226
	9000	2,237	0,611	0,399	0,273	1,090	0,128
	1125-9000	2,118	0,553	0,396	0,171	1,195	0,189

As Figuras 15 e 16 apresentam as distribuições dos desvios interfragmentários médios (mm) ao longo do tempo separadamente para cada grupo de montagem e demonstram que em ambos os grupos houve maior desvio no eixo Y (desvio axial) que nos outros dois eixos.

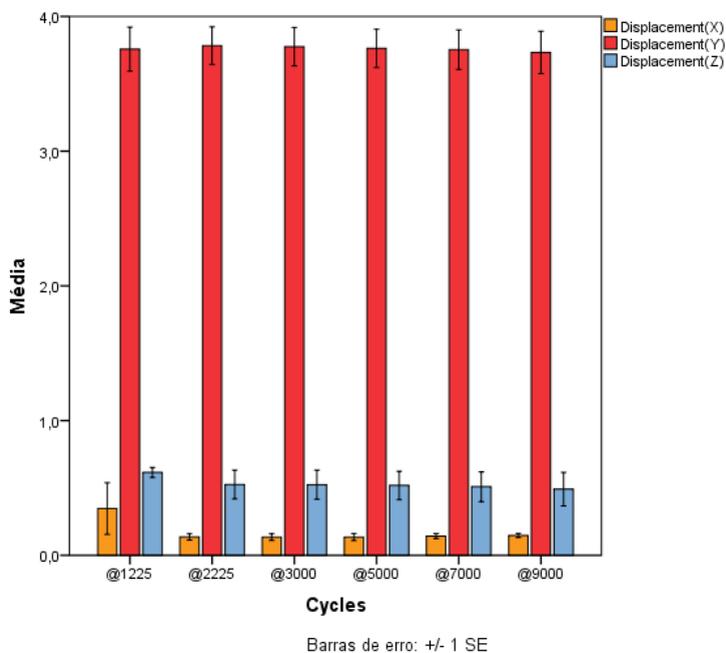


Figura 15: Deslocamento relativo (mm) e desvio padrão entre os marcadores nos eixos X (amarelo), Y (vermelho) e Z (azul) ao longo do tempo para a montagem padrão.

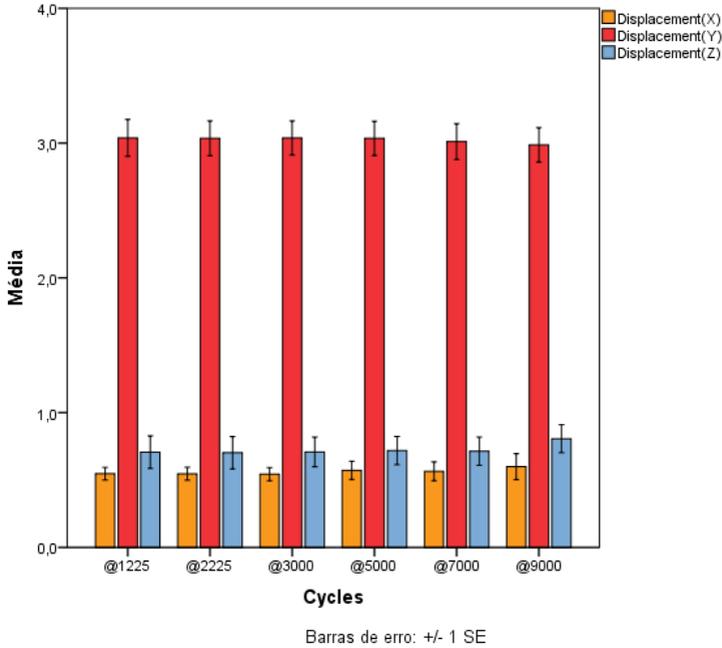


Figura 16: Deslocamento relativo (mm) e desvio padrão entre os marcadores nos eixos X (amarelo), Y (vermelho) e Z (azul) ao longo do tempo para a montagem teste.

As Figuras 17 e 18 ilustram as médias das rotações relativas (graus) entre os fragmentos ósseos para as diferentes montagens nas diversas aferições realizadas.

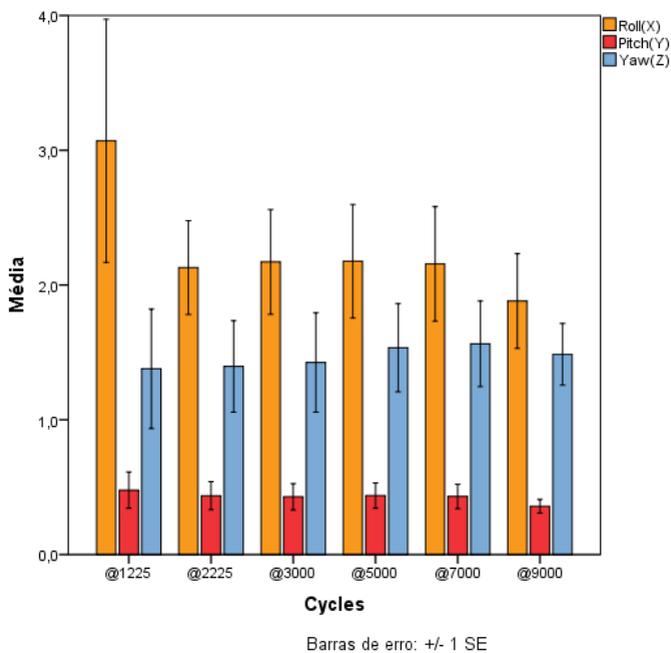


Figura 17: Rotação relativa (graus) e desvio padrão entre marcadores sobre os eixos X (*Roll*) em amarelo, Y (*Pitch*) em vermelho e Z (*Yaw*) em azul ao longo do tempo para a montagem padrão.

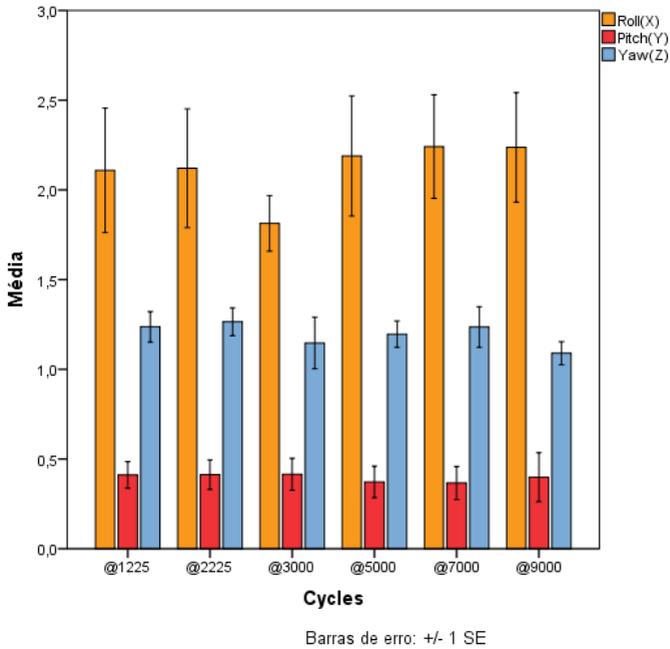


Figura 18: Rotação relativa (graus) e desvio padrão entre marcadores sobre os eixos X (*Roll*) em amarelo, Y (*Pitch*) em vermelho e Z (*Yaw*) em azul ao longo do tempo para a montagem teste.

Com o intuito de avaliar a estabilidade de cada uma das montagens ao longo do tempo, foram realizados testes de efeitos entre assuntos e conforme demonstrado na Tabela 3, as diferenças observadas nas variáveis analisadas ao longo do tempo não foram significativas.

Tabela 3: Teste de efeito entre assuntos das diferentes variáveis analisadas ao longo do tempo.

		Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	Z	p valor
Ciclos	Desvio em X	0,07	0,01	0,61	0,70
	Desvio em Y	0,01	0,00	0,04	1,00
	Desvio em Z	0,02	0,00	0,08	1,00
	Rotação sobre X ( <i>Roll</i> )	1,76	0,35	0,50	0,77
	Rotação sobre Y ( <i>Pitch</i> )	0,02	0,00	0,11	0,99
	Rotação sobre Z ( <i>Yaw</i> )	0,08	0,02	0,07	1,00

De forma a ilustrar a diferença entre os dois grupos de montagem realizados, foram construídos gráficos individuais para cada variável, representados pelas Figuras 19 a 24.

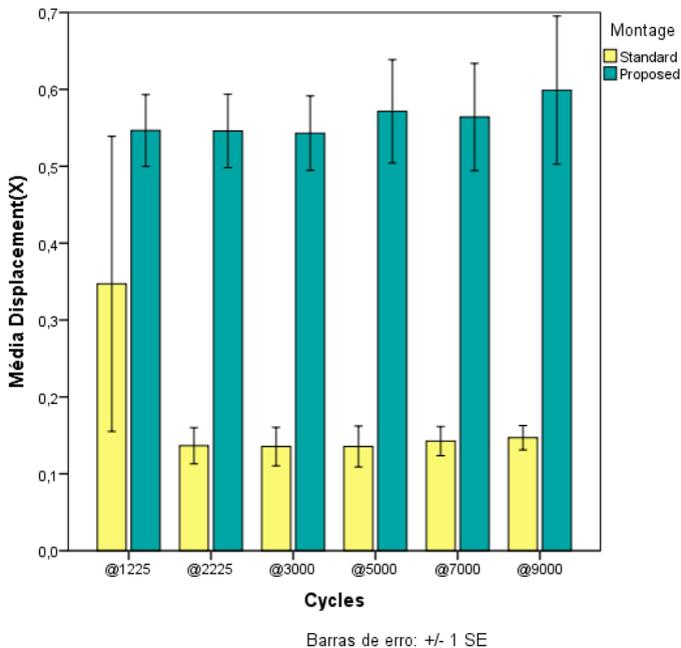


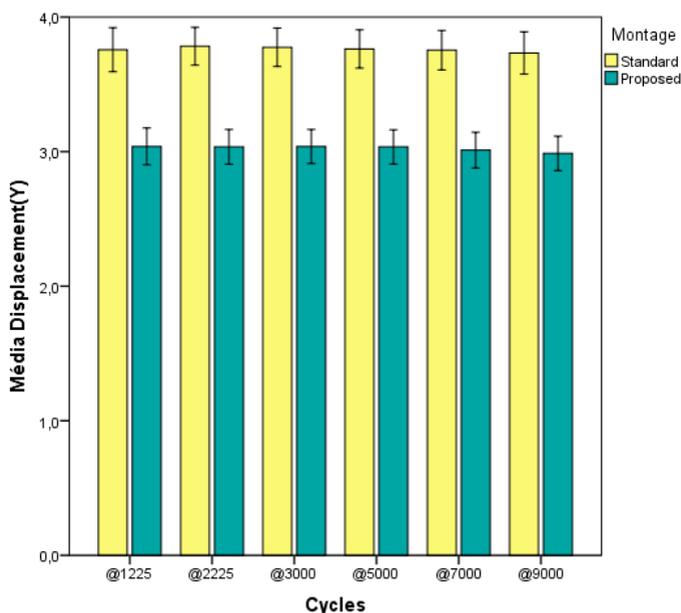
Figura 19: Comparação entre os deslocamentos relativos (mm) e desvio padrão no eixo X entre os dois grupos de montagens ao longo do tempo. Barras em amarelo correspondendo à montagem padrão e em verde à montagem teste.

Quando comparados individualmente em cada uma das aferições, observamos que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos em 1225 ciclos, enquanto nas avaliações subsequentes observou-se que o deslocamento relativo no eixo X (deslocamento látero-lateral) foi maior na Montagem Teste que na Montagem Padrão, conforme demonstra a Tabela 4.

Tabela 4: Deslocamentos relativos médios ( $\pm$  DP) no eixo X para cada grupo de montagem.

Ciclos	Deslocamento em X (mm)		p valor
	Montagem Padrão	Montagem Teste	
1225	0,347 ( $\pm$ 0,387)	0,547 ( $\pm$ 0,093)	0,343
2225	0,137 ( $\pm$ 0,047)	0,546 ( $\pm$ 0,096)	0,029*
3000	0,136 ( $\pm$ 0,050)	0,543 ( $\pm$ 0,097)	0,029*
5000	0,136 ( $\pm$ 0,053)	0,572 ( $\pm$ 0,135)	0,029*
7000	0,143 ( $\pm$ 0,032)	0,546 ( $\pm$ 0,140)	0,029*
9000	0,147 ( $\pm$ 0,032)	0,599 ( $\pm$ 0,193)	0,029*

Legenda: p valor referente ao teste U de Mann-Whitney; \*  $p < 0,05$ .



Barras de erro:  $\pm 1$  SE

Figura 20: Comparação entre os deslocamentos relativos (mm) e desvio padrão no eixo Y entre os dois grupos de montagens ao longo do tempo. Barras em amarelo correspondendo à montagem padrão e em verde à montagem teste.

Comparamos individualmente o deslocamento relativo no eixo Y (deslocamento axial) em cada uma das aferições e pudemos observar que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos em 1225 ciclos, enquanto nas avaliações subseqüentes observou-se que este era maior na Montagem Padrão que na Montagem Teste, conforme demonstra a Tabela 5.

Tabela 5: Deslocamentos relativos médios ( $\pm$  DP) no eixo Y para cada grupo de montagem.

Ciclos	Deslocamento em Y (mm)		<i>p</i> valor
	Montagem Padrão	Montagem Teste	
1225	3,757 ( $\pm$ 0,327)	3,039 ( $\pm$ 0,275)	0,057
2225	3,783 ( $\pm$ 0,281)	3,036 ( $\pm$ 0,258)	0,029*
3000	3,776 ( $\pm$ 0,286)	3,039 ( $\pm$ 0,253)	0,029*
5000	3,763 ( $\pm$ 0,284)	3,035 ( $\pm$ 0,254)	0,029*
7000	3,754 ( $\pm$ 0,293)	3,012 ( $\pm$ 0,265)	0,029*
9000	3,733 ( $\pm$ 0,315)	2,987 ( $\pm$ 0,255)	0,029*

Legenda: *p* valor referente ao teste U de Mann-Whitney; \*  $p < 0,05$ .

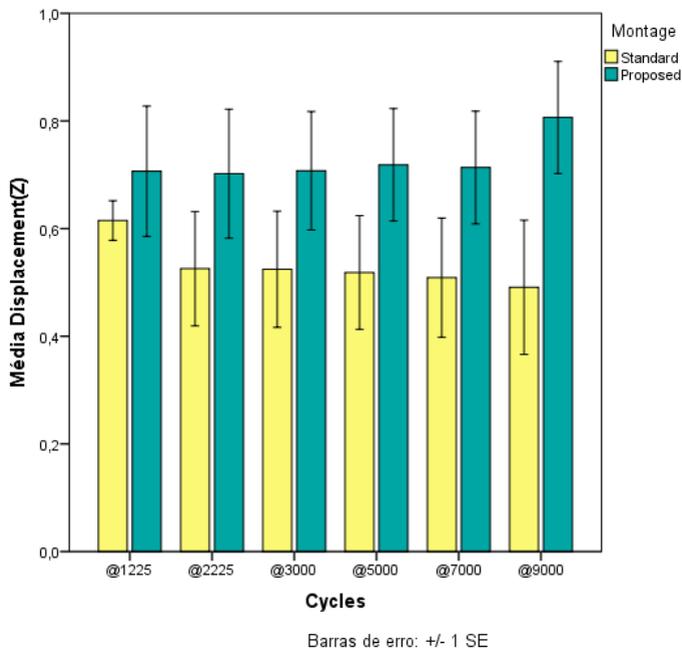


Figura 21: Comparação entre os deslocamentos relativos (mm) e desvio padrão no eixo Z entre os dois grupos de montagens ao longo do tempo. Barras em amarelo correspondendo à montagem padrão e em verde à montagem teste.

Quando comparados individualmente em cada uma das aferições pudemos observar que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos em nenhuma das aferições ao longo do tempo para os deslocamentos no eixo Z (deslocamento ântero-posterior), conforme demonstrado na Tabela 6.

Tabela 6: Deslocamentos relativos médios ( $\pm$  DP) no eixo Z para cada grupo de montagem.

Ciclos	Deslocamento em Z (mm)		<i>p</i> valor
	Montagem Padrão	Montagem Teste	
1225	0,615 ( $\pm$ 0,074)	0,707 ( $\pm$ 0,242)	1,00
2225	0,526 ( $\pm$ 0,213)	0,702 ( $\pm$ 0,240)	0,89
3000	0,525 ( $\pm$ 0,216)	0,708 ( $\pm$ 0,220)	0,69
5000	0,519 ( $\pm$ 0,211)	0,719 ( $\pm$ 0,209)	0,34
7000	0,509 ( $\pm$ 0,221)	0,714 ( $\pm$ 0,210)	0,34
9000	0,491 ( $\pm$ 0,250)	0,807 ( $\pm$ 0,208)	0,20

Legenda: *p* valor referente ao teste U de Mann-Whitney.

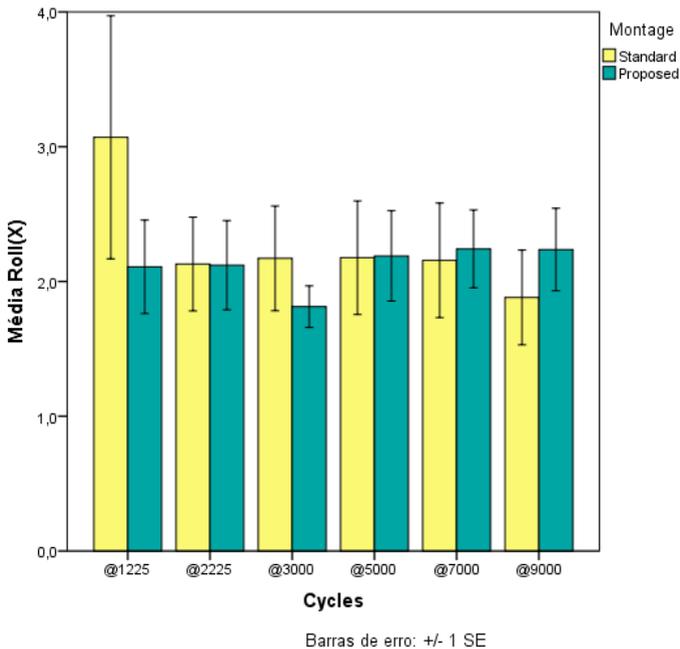


Figura 22: Comparação entre as rotações relativas (graus) e desvio padrão sobre o eixo X (*Roll*) entre os dois grupos de montagens ao longo do tempo. Barras em amarelo correspondendo à montagem padrão e em verde à montagem teste.

Comparando individualmente as rotações relativas sobre o eixo X (*Roll*) em cada uma das aferições realizadas, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos de montagens em nenhum dos ciclos estudados, conforme demonstra a Tabela 7.

Tabela 7: Rotações relativas médias ( $\pm$  DP) sobre o eixo X (*Roll*) para cada grupo de montagem.

Ciclos	Rotação sobre o eixo X - <i>Roll</i> (graus)		<i>p</i> valor
	Montagem Padrão	Montagem Teste	
1225	3,070 ( $\pm$ 1,803)	2,109 ( $\pm$ 0,693)	0,69
2225	2,130 ( $\pm$ 0,696)	2,121 ( $\pm$ 0,662)	1,00
3000	2,172 ( $\pm$ 0,778)	1,813 ( $\pm$ 0,310)	0,69
5000	2,177 ( $\pm$ 0,842)	2,189 ( $\pm$ 0,670)	1,00
7000	2,157 ( $\pm$ 0,851)	2,242 ( $\pm$ 0,578)	1,00
9000	1,882 ( $\pm$ 0,703)	2,237 ( $\pm$ 0,611)	0,49

Legenda: *p* valor referente ao teste U de Mann-Whitney.

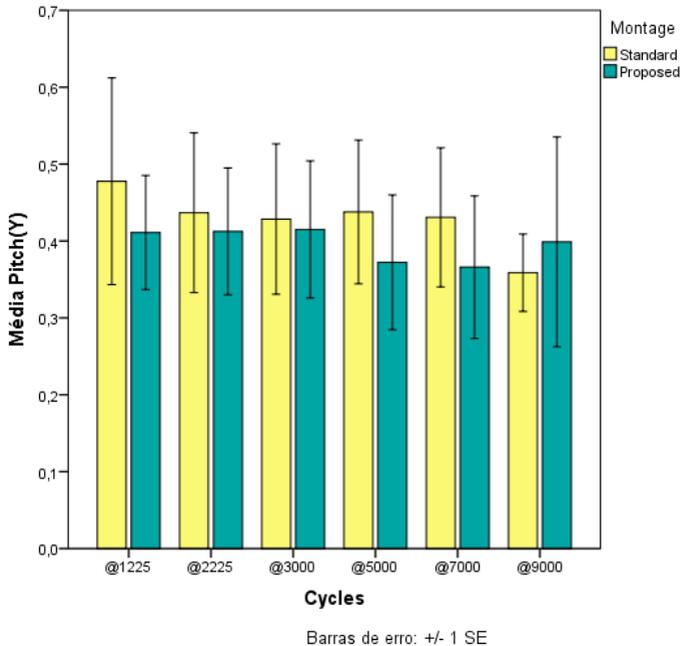


Figura 23: Comparação entre as rotações relativas (graus) e desvio padrão sobre o eixo Y (*Pitch*) entre os dois grupos de montagens ao longo do tempo. Barras em amarelo correspondendo à montagem padrão e em verde à montagem teste.

Quando comparados individualmente em cada uma das aferições, pudemos observar que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos em nenhuma das aferições ao longo do tempo para rotações relativas sobre o eixo Y (*Pitch*), conforme demonstrado na Tabela 8.

Tabela 8: Rotações relativas médias ( $\pm$  DP) sobre o eixo Y (*Pitch*) para cada grupo de montagem.

Rotação sobre o eixo Y - <i>Pitch</i>			
(graus)			
Ciclos	Montagem Padrão	Montagem Teste	<i>p</i> valor
1225	0,478 ( $\pm$ 0,269)	0,411 ( $\pm$ 0,148)	1,00
2225	0,473 ( $\pm$ 0,208)	0,413 ( $\pm$ 0,165)	1,00
3000	0,429 ( $\pm$ 0,195)	0,415 ( $\pm$ 0,178)	1,00
5000	0,438 ( $\pm$ 0,187)	0,372 ( $\pm$ 0,175)	0,49
7000	0,431 ( $\pm$ 0,181)	0,366 ( $\pm$ 0,185)	0,49
9000	0,359 ( $\pm$ 0,101)	0,399 ( $\pm$ 0,273)	1,00

Legenda: *p* valor referente ao teste U de Mann-Whitney.

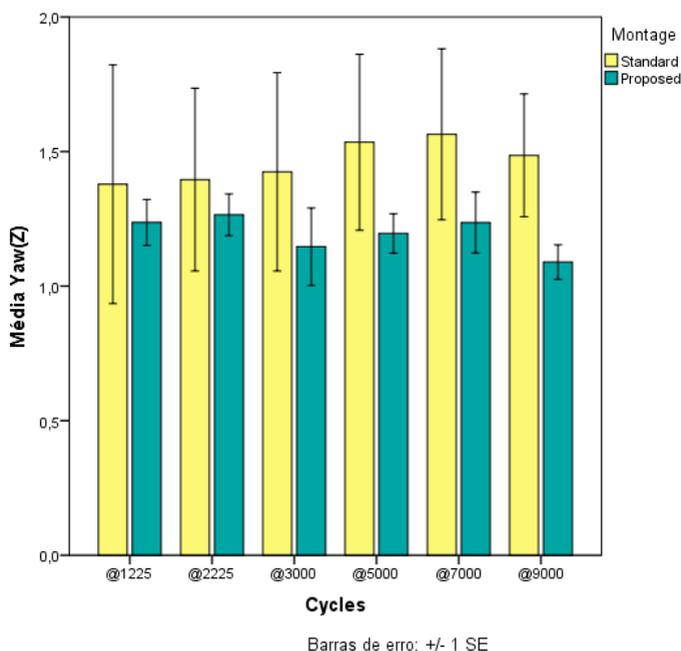


Figura 24: Comparação entre as rotações relativas (graus) e desvio padrão sobre o eixo Z (*Yaw*) entre os dois grupos de montagens ao longo do tempo. Barras em amarelo correspondendo à montagem padrão e em verde à montagem teste.

Por fim, comparamos individualmente a rotação relativa sobre o eixo Z (*Yaw*) em cada uma das aferições e pudemos observar que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos de montagens em nenhuma das aferições ao longo do tempo, conforme demonstra a Tabela 9.

Tabela 9: Rotações relativas médias ( $\pm$  DP) sobre o eixo Z (*Yaw*) para cada grupo de montagem.

Ciclos	Rotação sobre o eixo Z - <i>Yaw</i> (graus)		<i>p</i> valor
	Montagem Padrão	Montagem Teste	
1225	1,379 ( $\pm 0,886$ )	1,237 ( $\pm 0,170$ )	0,69
2225	1,396 ( $\pm 0,679$ )	1,265 ( $\pm 0,155$ )	1,00
3000	1,425 ( $\pm 0,737$ )	1,147 ( $\pm 0,287$ )	1,00
5000	1,535 ( $\pm 0,654$ )	1,196 ( $\pm 0,147$ )	1,00
7000	1,564 ( $\pm 0,635$ )	1,236 ( $\pm 0,226$ )	1,00
9000	1,486 ( $\pm 0,457$ )	1,090 ( $\pm 0,128$ )	0,343

Legenda: *p* valor referente ao teste U de Mann-Whitney.

## 5 DISCUSSÃO

Devido a uma grande variabilidade na qualidade óssea em ossos de cadáver, foi utilizado material sintético para realização deste estudo. As vantagens na escolha de tíbias compósitas incluem a menor variabilidade entre os espécimes, geometria consistente, maior disponibilidade de material e ausência de degradação óssea. Há vários estudos demonstrando que as propriedades mecânicas desses ossos sintéticos são iguais às das tíbias cadavéricas [33, 36, 37].

Cristofolini e Viceconti (2000) evidenciaram que as tíbias compósitas possuem resistência sob flexão semelhante aos ossos de cadáver [38]. Esses ossos compósitos, entretanto, se mostraram significativamente mais fortes que ossos cadavéricos quando submetidos a cargas torsionais [38], porém devido a realização de uma osteotomia diafisária durante os ensaios essa maior resistência torsional não teria influência sobre os resultados obtidos.

Apesar dessa descrição de algumas inconsistências mecânicas nas tíbias compósitas quando comparadas a ossos cadavéricos, a escolha da utilização desses ossos evita a grande variabilidade na qualidade óssea encontrada em ossos de cadáver e permite que a única variável a ser analisada seja o tipo de fixação óssea utilizado [37]. Permitindo assim, que se consiga obter resultados estatisticamente significativos utilizando-se um menor número de espécimes [39].

Tendo em vista a pequena variabilidade na mobilidade interfragmentária constatada entre os corpos de prova de mesmo grupo confirmamos a importância da padronização cautelosa das montagens, a fim de que houvesse a menor variabilidade possível entre os corpos de prova de mesmo grupo, permitindo assim que obtivéssemos valores estatisticamente significativos mesmo com uma pequena amostra.

Ao analisar o comportamento mecânico ao longo do tempo para cada grupo de montagem, observamos não haver diferença intra-grupo na mobilidade e na rotação interfragmentária nas diversas aferições realizadas. Além disso, nenhum dos corpos de prova testados apresentaram fadiga do material de síntese, demonstrando capacidade para suportar o regime de cargas utilizado por 10.000 ciclos.

Diversos estudos clínicos avaliando pacientes com fraturas de alta energia do planalto tibial tratados com fixação externa circular clássica ou híbrida relataram tempos médios de permanência com a fixação externa entre 12 e 19 semanas e não relataram problemas clínicos envolvendo a quebra de componentes dos fixadores externos circulares utilizados [7, 10, 11, 13, 14, 28, 44]. Sendo assim, apesar do

número de ciclos insuficiente para determinar a estabilidade ao longo do tempo necessário para consolidação, também não observamos quebra dos componentes dos fixadores externos durante os ensaios e ambas as montagens se mostraram estáveis ao longo do tempo considerado nos ensaios.

Em concordância com outros estudos [32, 45–48], os resultados obtidos demonstraram que os fixadores externos de Ilizarov que se utilizam de mais pinos de Schanz que fios de Kirschner em suas montagens apresentam características mecânicas distintas daquelas montagens que se utilizam de mais fios de Kirschner que pinos de Schanz. Essas diferenças mecânicas refletem os diferentes princípios de desenho dos dois sistemas.

Fixadores externos com mais pinos de Schanz tendem a construir montagens com distribuição dos componentes mais unilateral, assemelhando-se em comportamento mecânico aos fixadores externos lineares [32].

Os fixadores externos lineares promovem a estabilização das fraturas utilizando pinos de grande diâmetro (4-6 mm) ligados uns aos outros por barras posicionadas a vários centímetros do eixo do osso. Quando submetidos ao carregamento axial, esses sistemas comportam-se como sob o princípio de vigas em balanço, sofrendo movimentos de flexão associados a deslocamentos axiais [32].

Sendo assim, espera-se que fixadores externos circulares híbridos que se utilizam de um maior número de pinos de Schanz para a fixação óssea, comportem-se mecanicamente de forma similar aos fixadores externos lineares, permitindo uma maior movimentação dos fragmentos associada ao deslocamento axial [32].

Enquanto os fixadores externos circulares de Ilizarov clássicos que se utilizam exclusivamente de finos fios de Kirschner transfixantes tensionados para a fixação dos fragmentos ósseos comportam-se mecanicamente de forma distinta, permitindo uma maior flexibilidade axial e induzindo a uma movimentação puramente axial entre os fragmentos ósseos quando submetidos a cargas axiais [34, 45–47, 49]. Essas montagens clássicas apresentam resistência semelhante à flexão em todas as direções. Essa flexibilidade relativa associada a movimentos puramente axiais no foco de fratura são benéficas à formação de uniforme de calo ósseo [32, 50, 51].

Augat et al. (1998) demonstraram que esses movimentos interfragmentários são mais importantes para o processo de consolidação óssea que a passagem de cargas pelos fragmentos fraturados [52]. Sabe-se que micro-movimentos axiais são benéficos à consolidação

óssea, todavia não existe limite conhecido a partir do qual esses movimentos passem a ser prejudiciais à consolidação [53]. Em um estudo envolvendo animais, movimentos axiais de 1 mm foram associados com aumento da velocidade de consolidação óssea [50].

Quando comparamos a magnitude dos desvios interfragmentários entre os grupos de montagens realizados, observamos que a montagem padrão realizada com fios de Kirschner em associação com apenas um pino de Schanz se comportou de forma semelhante a uma montagem de Ilizarov clássica, permitindo um maior movimento axial (eixo Y) e um menor movimento látero-lateral (eixo X) quando comparada com a montagem teste.

Supõe-se que essa maior mobilidade interfragmentária látero-lateral (eixo X) observada na montagem teste de 0,56 mm ( $\pm 0,12$  mm DP) em comparação a 0,17 mm ( $\pm 0,16$  mm DP) se deva à substituição completa dos fios de Kirschner por pinos de Schanz no segmento distal, que devido a restrições anatômicas locais são posicionados na face ântero-medial da tíbia, em associação com a excentricidade da carga aplicada, que foi distribuída de forma desigual entre os planaltos tibiais.

Portanto, observou-se que a montagem teste tende a ter um comportamento mais semelhante ao observado em fixadores externos lineares, proporcionando uma estabilidade axial (eixo Y) superior à observada na montagem padrão, uma estabilidade ântero-posterior (eixo Z) semelhante entre os dois grupos e uma menor estabilidade látero-lateral (eixo X).

Baran et al. (2008) realizaram ensaios mecânicos comparando oito diferentes montagens de fixação externa circular clássica e híbrida em fêmures compósitos e também observaram que os maiores desvios angulares apresentados pelos fixadores externos circulares híbridos eram látero-laterais [31]. Da mesma forma, atribuíram essa mobilidade à excentricidade das cargas na diáfise femoral, que geram forças compressivas na cortical medial e tração na cortical lateral [31].

De outro vértice, não há descrição na literatura de trabalhos que comparem a rotação sobre os eixos de movimento em montagens de fixação externa circular. Em nossos resultados, não encontramos diferenças entre as rotações sobre os eixos de movimento entre os fragmentos ósseos entre as duas montagens realizadas.

Contudo, sabe-se que movimentos axiais excessivos e movimentos não-axiais de qualquer natureza que resultem em forças cisalhantes são prejudiciais à consolidação óssea [54]. Portanto, uma montagem de fixação externa circular ideal limitaria movimentos angulares, translacionais e rotacionais enquanto permitiria movimentos

axiais isolados [30].

Sendo assim, ambos os grupos de montagens submetidos aos testes biomecânicos exibiram comportamentos mecânicos tendendo ao ideal, onde o movimento de maior magnitude permitido foi o axial, em média 3,76 mm ( $\pm 0,26$  mm DP) no grupo padrão e 3,02 mm ( $\pm 0,23$  mm DP) no grupo teste, enquanto os demais eixos de movimento apresentaram médias inferiores a 0,8 mm em ambos os grupos.

A magnitude desses movimentos pode ser controlada com o aumento da rigidez da montagem na fixação externa circular [30]. Vários parâmetros biomecânicos que afetam a estabilidade dos aparelhos na fixação externa circular clássica de Ilizarov foram estudados [24, 46, 49, 55, 56]. Sabe-se que nessas montagens utilizando exclusivamente fios tensionados para a fixação óssea são necessários dois anéis por fragmento ósseo e dois fios transfixantes tensionados por anel para que se obtenha uma montagem altamente resistente a desvios angulares, limitando a angulação e o cisalhamento entre os fragmentos ósseos [32, 34, 46, 47].

Em ambas as montagens realizadas utilizamos um número maior de fios no fragmento proximal que o número mínimo padronizado habitualmente, essa escolha pode ter influenciado positivamente a estabilidade obtida. Optamos por adicionar um quinto fio ao bloco proximal na tentativa de aumentar a estabilidade do fragmento proximal, que por se tratar de um segmento metafisário curto, obriga que os anéis que formam o bloco proximal fiquem muito próximos, instabilizando a montagem [24, 45].

Com a associação de pinos de Schanz em montagens de fixação externa circular híbridas espera-se que ocorra um aumento da rigidez do sistema [55, 57]. Embora haja argumentação de que os pinos de Schanz permitam micro-movimentos semelhantes aos permitidos pelos fios de Kirschner [58], outros estudos indicam que montagens com pinos de Schanz permitam mais movimentos angulares e translacionais quando submetidos a carregamento axial que montagens que se utilizam exclusivamente de fios de Kirschner [31, 34].

Muitos dos estudos realizados com fixadores externos híbridos se utilizam de apenas um nível de fixação ou anel em cada fragmento ósseo, o que poderia justificar essa maior mobilidade não-axial dos fragmentos quando submetidos a carregamentos axiais [22, 31, 32, 59].

Zhang (2004) descreveu que fixadores externos circulares híbridos que utilizem um fio de Kirschner e um pino de Schanz em cada nível de fixação se comportariam mais como fixadores externos lineares que como fixadores circulares [60]. Duda et al. (2002) observaram que

os movimentos cisalhantes sobrepujaram a compressão axial em osteotomias tibiais tratadas com fixadores circulares compostos por pinos de Schanz e fios de Kirschner em um estudo *in vivo* [61].

De forma divergente dos resultados obtidos pelos estudos de Duda et al. (2002), observamos em ambos os grupos que os movimentos axiais (eixo Y) sobrepujaram os movimentos nos demais eixos. Apesar disso, a fixação externa híbrida que utilizou mais pinos de Schanz em sua montagem (montagem teste) apresentou um comportamento mecânico tendendo ao apresentado pelos fixadores externos lineares, permitindo um movimento axial inferior e um movimento látero-lateral superior ao da montagem padrão.

Essas diferenças observadas podem ter sido magnificadas pela intensidade da carga aplicada durante os ensaios, visto que grande parte dos ensaios biomecânicos realizados previamente se utilizam de cargas inferiores às utilizadas neste estudo [23, 31, 32].

Gessmann et al. (2011) observaram um desvio interfragmentário de até 2 mm em montagens circulares híbridas e de até 2,7 mm em montagens circulares clássicas quando submetidos a carregamentos axiais de 200 N, o equivalente a aproximadamente 20 kgf, que corresponderia clinicamente ao paciente realizando carga parcial no membro [30]. Verificamos que mesmo submetendo ambas as montagens a cargas axiais de 1000 N obtivemos desvios interfragmentários médios de 3,02 mm ( $\pm 0,23$  mm DP) na montagem teste e 3,76 mm ( $\pm 0,26$  mm DP) na montagem padrão, respectivamente apenas 1,5 vezes e 1,4 vezes maiores que os deslocamentos observados por Gessmann et al. (2011) submetendo as montagens a cargas 5 vezes superiores às aplicadas no estudo citado [30].

É importante salientar que apesar dos estímulos para que os pacientes em tratamento com fixadores externos circulares, sejam híbridos ou clássicos, deambulem com carga total sobre os membros tratados, é comum observar que muitos deles não consigam fazê-lo e deambulem com auxílio de muletas ou andadores, limitando parcialmente a carga no membro [62, 63]. De forma que os deslocamentos obtidos neste trabalho possam não ser observados na prática clínica devido a magnitude da carga aplicada nos ensaios ser superior a habitualmente realizada pelos pacientes durante o tratamento.

Os problemas enfrentados pelos demais estudos biomecânicos envolvendo a fixação externa circular devido à complexidade e infinita possibilidade de configurações dos aparelhos também se mostraram como limitações deste estudo, principalmente limitando as possibilidades de comparação com outros estudos, visto que qualquer

alteração ou leve variação nos parâmetros das montagens pode alterar diretamente as condições biomecânicas na falha óssea [24, 30, 55].

Grande parte desses estudos envolvendo a biomecânica dos componentes em montagens com fixadores externos circulares não se utilizam de montagens como as utilizadas na prática clínica, não respeitando os corredores de segurança para cada segmento anatômico específico, frequentemente utilizando corpos de prova cilíndricos sem correspondência com a anatomia humana [24, 30, 49, 58, 64]. Limitando também as possibilidades de comparações com este estudo e entre outros estudos realizados previamente.

À vista disso, com o intuito de favorecer futuras comparações com outros trabalhos, optamos pelo uso de modelos anatômicos, montagens conforme as utilizadas na prática clínica para o tratamento de lesões envolvendo a tibia proximal [11, 65] e aplicamos um regime de cargas padronizado previamente por Higgins et al. (2007) para ensaios biomecânicos envolvendo fraturas do planalto tibial [1].

Assim como em outros estudos [57, 66], apenas cargas unidirecionais foram aplicadas, não obstante cargas mais complexas ocorram durante a marcha humana habitual.

Entretanto, Stein et al. (1997) compararam a resistência a cargas torsionais entre fixadores externos circulares clássicos e híbridos e não encontraram diferenças entre os grupos estudados [59].

Adicionalmente, a influência do envelope de partes moles, o efeito estabilizador da fibula e a estabilização natural provocada pelo contato ósseo e progressivamente pela consolidação óssea não puderam ser avaliados no modelo de estudo escolhido para esta análise e devem ser considerados na interpretação dos resultados obtidos.

Apesar de não haver consenso na literatura a respeito da magnitude da tensão, rotação e movimento interfragmentário que venha a ser prejudicial à consolidação óssea [47, 56, 57] e considerando as limitações desse estudo, os resultados obtidos podem vir a auxiliar no entendimento da biomecânica e do ambiente mecânico ao qual o fixador externo circular é submetido durante a marcha. Isso é importante na orientação da carga a ser aplicada pelos pacientes no membro durante a deambulação, especialmente nos casos em que não haja contato entre os fragmentos ósseos ou em casos com evidência de extensa cominuição óssea.

Pode-se concluir também que apesar das diferenças no comportamento mecânico encontradas entre as montagens padrão e teste, em ambos o deslocamento axial sobrepujou os deslocamentos nos demais eixos. Sendo assim, devido a diminuição da taxa de infecção e

melhora o conforto do paciente obtida com a redução do número de fios de Kirschner na montagem [30], a sua substituição por pinos de Schanz, como a proposta na montagem teste, pode vir a ser vantajosa.



## 6 CONCLUSÕES

Com base na análise dos resultados obtidos concluímos que:

- Ambas as montagens se mostraram estáveis ao longo do tempo considerado nos ensaios;
- A montagem padrão permitiu um maior movimento interfragmentário axial (eixo Y) que o permitido pela montagem teste;
- A montagem teste permitiu um maior movimento interfragmentário angular látero-lateral (eixo X) que o permitido pela montagem padrão;
- Não houve diferença na mobilidade interfragmentário angular ântero-posterior entre os grupos estudados;
- Não houve diferença nas rotações interfragmentárias sobre os três eixos (*Roll*, *Pitch* e *Yaw*) entre as montagens padrão e teste.



## **7 PERSPECTIVAS**

Realizar ensaios biomecânicos com maior número de ciclos de forma a determinar a resistência a fadiga de cada uma das montagens de fixação externa circular híbrida realizadas.

Pode-se ainda realizar ensaios com outros regimes de cargas, além de utilização cargas mais complexas conforme as cargas existentes durante a marcha humana.

Realizar ensaios clínicos comparando diferentes montagens híbridas, sendo possível investigar o tempo de consolidação óssea, a incidência de infecção em fios e pinos, a tolerância ao método, a capacidade de realização de carga no membro durante o uso do aparelho, o resultado radiológico e funcional após a retirada do aparelho, entre outras diversas informações.



**REFERÊNCIAS**

1. Higgins TF, Klatt J, Bachus KN (2007) Biomechanical analysis of bicondylar tibial plateau fixation: how does lateral locking plate fixation compare to dual plate fixation? *J Orthop Trauma* 21:301–306. doi: 10.1097/BOT.0b013e3180500359
2. Zeltser DW, Leopold SS (2013) Classifications in brief: Schatzker classification of tibial plateau fractures. *Clin Orthop Relat Res* 471:371–374. doi: 10.1007/s11999-012-2451-z
3. Matthews LS (2001) Chapman’s Orthopaedic Surgery. 3rd edition, volumes 1 through 4 and CD-ROM. *J Bone Jt Surg* 83:1458.
4. Hansen S (2005) Rockwood & Green’s Fractures in Adults. In: *J. Bone Jt. Surg.* pp 2293–2334
5. Grogono BJS (1981) Campbell’s Operative Orthopaedics. *Can Med Assoc J.* doi: 10.1097/00006534-198903000-00043
6. Schatzker J, McBroom R, Bruce D The tibial plateau fracture. The Toronto experience 1968--1975. *Clin Orthop Relat Res* 94–104.
7. Ariffin HM, Mahdi NM, Rhani S a., et al. (2011) Modified hybrid fixator for high-energy Schatzker V and VI tibial plateau fractures. *Strateg Trauma Limb Reconstr* 6:21–26. doi: 10.1007/s11751-011-0105-4
8. Rüedi TP, Buckley RE, Moran CG (2007) *AO Principles of Fracture Management* in 2 volumes, 2nd edition. AO Publishing, Switzerland
9. Walton NP, Harish S, Roberts C, Blundell C (2003) AO or Schatzker? How reliable is classification of tibial plateau fractures? *Arch Orthop Trauma Surg* 123:396–398. doi: 10.1007/s00402-003-0573-1
10. Ramos T, Ekholm C, Eriksson BI, et al. (2013) The Ilizarov external fixator--a useful alternative for the treatment of proximal tibial fractures. A prospective observational study of 30 consecutive

patients. *BMC Musculoskelet Disord* 14:11. doi: 10.1186/1471-2474-14-11

11. Catagni M a, Ottaviani G, Maggioni M (2007) Treatment strategies for complex fractures of the tibial plateau with external circular fixation and limited internal fixation. *J Trauma* 63:1043–1053. doi: 10.1097/TA.0b013e3181238d88
12. Wu CC, Tai CL (2007) Plating treatment for tibial plateau fractures: A biomechanical comparison of buttress and tension band positions. *Arch Orthop Trauma Surg* 127:19–24. doi: 10.1007/s00402-006-0192-8
13. Ali AM (2013) Outcomes of open bicondylar tibial plateau fractures treated with Ilizarov external fixator with or without minimal internal fixation. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 23:349–355. doi: 10.1007/s00590-012-0989-9
14. El Barbary H, Abdel Ghani H, Misbah H, Salem K (2005) Complex tibial plateau fractures treated with Ilizarov external fixator with or without minimal internal fixation. *Int Orthop* 29:182–185. doi: 10.1007/s00264-005-0638-6
15. Zura RD, Browne J a., Black MD, Olson S a. (2007) Current management of high-energy tibial plateau fractures. *Curr Orthop* 21:229–235. doi: 10.1016/j.cuor.2007.02.007
16. Hall J a, Beuerlein MJ, McKee MD (2009) Open reduction and internal fixation compared with circular fixator application for bicondylar tibial plateau fractures. *Surgical technique. J Bone Joint Surg Am* 91 Suppl 2:74–88. doi: 10.2106/JBJS.G.01165
17. Ali AM, Burton M, Hashmi M, Saleh M (2003) Outcome of complex fractures of the tibial plateau treated with a beam-loading ring fixation system. *J Bone Joint Surg Br* 85:691–699. doi: 10.1302/0301-620X.85B5.13855
18. Kataria H, Sharma N, Kanojia RK (2007) Small wire external fixation for high-energy tibial plateau fractures. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 15:137–143.

19. Young MJ, Barrack RL (1994) Complications of internal fixation of tibial plateau fractures. *Orthop Rev* 23:149–154.
20. Moore TM, Patzakis MJ, Harvey JP (1987) Tibial plateau fractures: definition, demographics, treatment rationale, and long-term results of closed traction management or operative reduction. *J Orthop Trauma* 1:97–119.
21. Mallik AR, Covall DJ, Whitelaw GP (1992) Internal versus external fixation of bicondylar tibial plateau fractures. *Orthop Rev* 21:1433–1436.
22. Caja VL, Kim W, Larsson S, Chao EYS (1995) Comparison of the mechanical performance of three types of external fixators: Linear, circular and hybrid. *Clin Biomech* 10:401–406. doi: 10.1016/0268-0033(95)00014-3
23. Yilmaz E, Belhan O, Karakurt L, et al. (2003) Mechanical performance of hybrid Ilizarov external fixator in comparison with Ilizarov circular external fixator. *Clin Biomech* 18:518–522. doi: 10.1016/S0268-0033(03)00073-1
24. Bronson DG, Samchukov ML, Birch JG, et al. (1998) Stability of external circular fixation: A multi-variable biomechanical analysis. *Clin Biomech* 13:441–448. doi: 10.1016/S0268-0033(98)00007-2
25. Musahl V, Tarkin I, Kobbe P, et al. (2009) New trends and techniques in open reduction and internal fixation of fractures of the tibial plateau. *J Bone Joint Surg Br* 91:426–433. doi: 10.1302/0301-620X.91B4.20966
26. Stamer DT, Schenk R, Staggers B, et al. (1994) Bicondylar tibial plateau fractures treated with a hybrid ring external fixator: a preliminary study. *J Orthop Trauma* 8:455–461. doi: 10.1097/00005131-199412000-00001
27. Watson JT (2001) Hybrid external fixation for tibial plateau fractures. *Am J Knee Surg* 14:135–140.

28. Dendrinos GK, Kontos S, Katsenis D, Dalas A (1996) Treatment of high-energy tibial plateau fractures by the Ilizarov circular fixator. *J Bone Joint Surg Br* 78:710–717. doi: 10.4103/0975-2870.108637
29. R SR (2014) Evaluation of Tibial Condyle Fractures Treated with Ilizarov Fixation, A Prospective Study. *J Clin Diagnostic Res* 8:11–13. doi: 10.7860/JCDR/2014/9564.5117
30. Gessmann J, Citak M, Jettkant B, et al. (2011) The influence of a weight-bearing platform on the mechanical behavior of two Ilizarov ring fixators: tensioned wires vs. half-pins. *J Orthop Surg Res* 6:61. doi: 10.1186/1749-799X-6-61
31. Baran O, Havitcioglu H, Tatari H, Cecen B (2008) The stiffness characteristics of hybrid Ilizarov fixators. *J Biomech* 41:2960–2963. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.07.030
32. Yang L, Nayagam S, Saleh M (2003) Stiffness characteristics and inter-fragmentary displacements with different hybrid external fixators. *Clin Biomech* 18:166–172. doi: 10.1016/S0268-0033(02)00175-4
33. Ali AM, Saleh M, Bolongaro S, Yang L (2003) The strength of different fixation techniques for bicondylar tibial plateau fractures - A biomechanical study. *Clin Biomech* 18:864–870. doi: 10.1016/S0268-0033(03)00149-9
34. Khalily C, Voor MJ, Seligson D (1998) Fracture site motion with Ilizarov and “hybrid” external fixation. *J Orthop Trauma* 12:21–26. doi: 10.1097/00005131-199801000-00004
35. Kenneth D Johnson AFT (1994) *Biomechanics in Orthopaedic Trauma: Bone Fracture and Fixation*. Taylor & Francis
36. Hasan S, Ayalon OB, Yoon RS, et al. (2014) A biomechanical comparison between locked 3.5-mm plates and 4.5-mm plates for the treatment of simple bicondylar tibial plateau fractures: Is bigger necessarily better? *J Orthop Traumatol* 15:123–129. doi: 10.1007/s10195-013-0275-6

37. Zeng ZM, Luo CF, Putnis S, Zeng BF (2011) Biomechanical analysis of posteromedial tibial plateau split fracture fixation. *Knee* 18:51–54. doi: 10.1016/j.knee.2010.01.006
38. Cristofolini L, Viceconti M (2000) Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *J Biomech* 33:279–288. doi: 10.1016/S0021-9290(99)00186-4
39. Ali AM, Saleh M, Bolongaro S, Yang L (2006) Experimental model of tibial plateau fracture for biomechanical testing. *J Biomech* 39:1355–1360. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.03.022
40. Paley D (1990) Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique. *Clin Orthop Relat Res* 81–104. doi: 10.1097/00003086-199001000-00011
41. Catagni MA, Guerreschi F, Holman JA, Cattaneo R (1994) Distraction osteogenesis in the treatment of stiff hypertrophic nonunions using the Ilizarov apparatus. *Clin Orthop Relat Res* 159–163.
42. Högel F, Hoffmann S, Panzer S, et al. (2013) Biomechanical comparison of intramedullar versus extramedullar stabilization of intra-articular tibial plateau fractures. *Arch Orthop Trauma Surg* 133:59–64. doi: 10.1007/s00402-012-1629-x
43. Santos WE (2003) Sistema para identificação da curvatura na junta prismática de um robô via quaternions. Universidade Federal de Santa Catarina
44. Ali a M, Yang L, Hashmi M, Saleh M (2001) Bicondylar tibial plateau fractures managed with the Sheffield Hybrid Fixator. Biomechanical study and operative technique. *Injury* 32 Suppl 4:SD86–D91. doi: 10.1016/S0020-1383(01)00165-6
45. Fleming B, Paley D, Kristiansen T, Pope M (1989) A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop Relat Res* 95–105.
46. Podolsky A, Chao EY (1993) Mechanical performance of Ilizarov circular external fixators in comparison with other external fixators.

Clin Orthop Relat Res 61–70. doi: 10.1097/00003086-199308000-00009

47. Aronson J, Harp JH (1992) Mechanical considerations in using tensioned wires in a transosseous external fixation system. Clin Orthop Relat Res 23–29.
48. Calhoun JH, Li F, Ledbetter BR, Gill CA (1992) Biomechanics of the Ilizarov fixator for fracture fixation. Clin Orthop Relat Res 15–22.
49. Calhoun JH, Li F, Bauford WL, et al. (1992) Rigidity of half-pins for the Ilizarov external fixator. Bull Hosp Jt Dis 52:21–26.
50. Goodship AE, Kenwright J (1985) The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. J Bone Joint Surg Br 67:650–655.
51. Claes LE, Heigele CA, Neidlinger-Wilke C, et al. (1998) Effects of mechanical factors on the fracture healing process. Clin Orthop Relat Res S132–S147. doi: 9917634
52. Augat P, Margevicius K, Simon J, et al. (1998) Local tissue properties in bone healing: influence of size and stability of the osteotomy gap. J Orthop Res 16:475–481. doi: 10.1002/jor.1100160413
53. Kenwright J, Goodship AE (1989) Controlled mechanical stimulation in the treatment of tibial fractures. Clin Orthop Relat Res 36–47.
54. Augat P, Burger J, Schorlemmer S, et al. (2003) Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model. J Orthop Res 21:1011–1017. doi: 10.1016/S0736-0266(03)00098-6
55. Duda GN, Kassi JP, Hoffmann JE, et al. (2000) Mechanical behavior of Ilizarov ring fixators. Effect of frame parameters on stiffness and consequences for clinical use. Unfallchirurg 103:839–845.

56. Kummer FJ (1989) Biomechanics of the Ilizarov external fixator. *Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst* 49:140–147.
57. Lenarz C, Bledsoe G, Watson JT (2008) Circular external fixation frames with divergent half pins: A pilot biomechanical study. *Clin Orthop Relat Res* 466:2933–2939. doi: 10.1007/s11999-008-0492-0
58. Khurana A, Byrne C, Evans S, et al. (2010) Comparison of transverse wires and half pins in Taylor Spatial Frame: a biomechanical study. *J Orthop Surg Res* 5:23. doi: 10.1186/1749-799X-5-23
59. Stein H, Mosheiff R, Baumgart F, et al. (1997) The hybrid ring tubular external fixator: A biomechanical study. *Clin Biomech* 12:259–266. doi: 10.1016/S0268-0033(97)00006-5
60. Zhang G (2004) Geometric and material nonlinearity in tensioned wires of an external fixator. *Clin Biomech* 19:513–518. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.01.009
61. Duda GN, Sollmann M, Sporrer S, et al. (2002) Interfragmentary motion in tibial osteotomies stabilized with ring fixators. *Clin Orthop Relat Res* 163–172.
62. Catagni MA, Guerreschi F, Lovisetti L (2011) Distraction osteogenesis for bone repair in the 21st century: lessons learned. *Injury* 42:580–586. doi: 10.1016/j.injury.2011.04.004
63. Hasler CC, Krieg AH (2012) Current concepts of leg lengthening. *J Child Orthop* 6:89–104. doi: 10.1007/s11832-012-0391-5
64. Davidson AW, Mullins M, Goodier D, Barry M (2003) Ilizarov wire tensioning and holding methods: a biomechanical study. *Injury* 34:151–154. doi: 10.1016/S0020-1383(02)00045-1
65. Society TCOT (2006) Open reduction and internal fixation compared with circular fixator application for bicondylar tibial plateau fractures. Results of a multicenter, prospective, randomized clinical trial. *J Bone Joint Surg Am* 88:2613–23. doi: 10.2106/JBJS.E.01416

66. Aquarius R, Van Kampen A, Verdonschot N (2007) Rapid pre-tension loss in the Ilizarov external fixator: an in vitro study. *Acta Orthop* 78:654–660. doi: 10.1080/17453670710014356