Estudo mecânico comparativo de quatro montagens de fixador externo monolateral submetidos à força de torção*

*Mechanical study of four different assemblies of a unilateral external fixator submitted to torsional strength**

MARCELO TOMANIK MERCADANTE[1], KODI KOJIMA[2], JOSÉ OCTÁVIO SOARES HUNGRIA[3], RENATO AROCA ZAN[4], TATYANE ABULASAN[4], RAQUEL BERNADELLI IAMAGUCHI[5], LUIZ GONZAGA MEZZALIRA[6]

RESUMO

Os autores testaram mecanicamente quatro montagens de fixadores externos monolaterais submetidos a forças de flexão. Em todos os corpos de provas foi deixado um intervalo de 3cm entre os segmentos para simular uma fratura instável. Os corpos de prova foram divididos em quatro grupos de acordo com o tipo e número de barras utilizadas: uma barra lisa, duas barras

ABSTRACT

The authors tested mechanically four assemblies of a unilateral external fixator submitted to torsion strength. In all assemblies there was a gap of 3 cm between the fragments, simulating an unstable fracture. They were divided in four groups, according to the number and sort of bars: one smooth bar, two smooth bars, one coarse bar and two coarse bars. Along with the needed strength for

* Trabalho realizado conjuntamente pelo Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo (DOT-SCM-SP) e Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – da Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie (LMF-EE-UPM).

Trabalho financiado por bolsa concedida pelo Fundo de Amparo à Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo – Fundação Arnaldo Vieira de Carvalho.

1. Doutor em Medicina; Professor Adjunto do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo; Orientador do Projeto.
2. Mestre em Medicina; Médico Ortopedista da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo.
3. Médico Ortopedista da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo; Pós-Graduando no Curso de Pós-Graduação do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo.
4. Residente do 3º ano do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo.
5. Residente do 1º ano do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo.
6. Engenheiro Mecânico; Doutor em Engenharia de Materiais.

* *Study performed conjointly by the Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Santa Casa de Misericórdia de São Paulo (DOT-SCM-SP), and the Laboratory of Strength Metrology, Escola de Engenharia, Universidade Presbiteriana Mackenzie (LMF-EE-UPM).*

This study was financed with a scholarship given by Fundo de Amparo à Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas, Santa Casa de São Paulo – Fundação Arnaldo Vieira de Carvalho, Brazil.

1. *Assistant Professor, Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo; Medical Doctor and Project Tutor.*
2. *Orthopedic Surgeon from Santa Casa de Misericórdia de São Paulo; MSc in Medicine.*
3. *Orthopedic Surgeon from Santa Casa de Misericórdia de São Paulo; Post-Graduation Course, Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo.*
4. *Third-year medical resident, Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Santa Casa de Misericórdia de São Paulo.*
5. *First-year resident, Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Santa Casa de Misericórdia de São Paulo.*
6. *Mechanical Engineer; Doctor in Engineering of Materials.*

Endereço para correspondência (Correspondence to): Santa Casa de Misericórdia de São Paulo – Departamento de Ortopedia e Traumatologia ("Pavilhão Fernandinho Simonsen"), Rua Dr. Cesário Motta Jr., 112 – 01277-900 – São Paulo, SP. Tel.: (11) 3224-0122, ramal 5517, fax: (11) 223-3380. E-mail: trauma@santacasasp.org.br

Recebido em (*Received in*) 10/7/02. Aprovado para publicação em (*Approved in*) 21/1/03.
Copyright RBO2003

lisas, uma barra recartilhada e duas barras recartilhadas. Além da força de torção necessária para tornar instável o sistema de fixação, foram avaliados também os desvios axial e lateral entre os segmentos do corpo de prova, no local do corte central, com 4,5º, 9º, 13,5º e 18º de torção. Os autores obtiveram como resultados que os quatro grupos de configurações do fixador externo monolateral foram eficientes para suportar a força de torção progressivamente maior, demonstrando resistência do sistema, independentemente do tipo ou quantidade de barras; a utilização de barra lisa permitiu falha na interface presilha-barra mais precoce no experimento, acarretando desvios maiores no sistema; a utilização de barra recartilhada determinou maior contenção na interface presilha-barra, transferindo a deformação para os pinos de Schanz, com desvio total resultante menor; e que o uso de duas barras sugere incrementar a capacidade do sistema de suportar forças de torção.

Unitermos – Fixadores externos; biomecânica

INTRODUÇÃO

O uso do fixador externo tem-se popularizado devido à sua versatilidade e facilidade de aplicação. Atualmente, tem sido usado não apenas como estabilizador de fraturas, mas também como alongador e compressor do osso, transportador de fragmentos ou segmentos ósseos e redutor de fratura[1].

Entre as várias indicações do fixador externo, o uso na fratura exposta[2,3,4] e no polifraturado[5,6,7] é freqüente. Nessas situações recomenda-se a utilização de fixador externo uniplanar unilateral (linear), por evitar maior lesão das partes moles, preservar a vascularização óssea e ser de fácil e rápida instalação.

Entretanto, o uso do fixador externo está relacionado a várias complicações, como infecção e soltura dos pinos, falha do material, pseudartrose e consolidação viciosa[2,7,8,9]. A estabilidade obtida com a montagem do fixador externo parece diminuir o risco de complicações, promovendo melhor evolução da consolidação[10]. A estabilidade mecânica do fixador externo está relacionada a vários fatores: distância entre os pinos e tipos de pinos, distância entre a barra de conexão e o osso e a configuração espacial[11,12,13].

Os trabalhos experimentais[1,5,11,12] tratam da estabilidade das montagens, tanto nos planos frontal e sagital, como

torsion to make the system unstable, it was also assessed the axial and lateral deviation between the fragments with 4.5º, 9º, 13.5º, and 18º of torsion. The authors concluded that the four assemblies were able to sustain a progressively higher torsion strength, independently of the number and sort of bars; there was earlier failure in the clamp-bar interface when a smooth bar was used, leading to more deviations; when the coarse bar was used, there was less deviation, leading to deformation on the Schanz pins, with less final deviation. They also concluded that the system with two bars is prone to increase the ability of sustaining torsion strength.

Key words *– External fixation; biomechanics*

INTRODUCTION

The use of external fixator has been increasingly popular due to its versatility and easy placement. It is now employed not only as a fracture stabilizer, but also for bone lengthening and compression, bone fragment or segment transport, and fracture reduction[1].

Among the several indications for the external fixator, the use in compound fractures[2,3,4] and in the politraumatized patient[5,6,7] is frequent. For those situations, it is recommended to employ the unilateral linear external fixator, to avoid more injuries to soft tissues, preserve bone vascularity, and for its the rapid assembly.

Nonetheless, the use of an external fixator has been associated to several complications, such as infection and pin loosening, material failure, pseudarthrosis and maligned healing[2,7,8,9]. The stability obtained with the assembly of the external fixator seems to reduce the risk of complications, conveying a better healing evolution[10]. The mechanical stability of the fixator is related to several factors, including distance among the pins and type of pins, distance between the connection bar and bone, and spatial configuration[11,12,13].

Experimental studies[1,5,11,12] have dealt with stability of assemblies on frontal and sagittal planes, as well as torsion strength, although none of the mentioned studies have compared the assembly mechanical resistance with coarse bars.

The authors propose to assess the biomechanical behavior of the unilateral linear external fixator assembled with one or two smooth bars, and one or two coarse bars, when submitted to torsional strength.

também estudam as forças de torção; entretanto, nenhum dos citados compara a resistência mecânica das montagens utilizando-se barras recartilhadas.

A proposta deste estudo é avaliar o comportamento biomecânico do fixador externo unilateral uniplanar montado com uma ou duas barras lisas ou recartilhadas, quando submetidos à força de torção.

MATERIAL E MÉTODOS

Em trabalho realizado conjuntamente pelo Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo (DOT-SCM-SP) e Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – da Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie (LMF-EE-UPM), foram utilizados 16 corpos de prova cilíndricos de polipropileno de 50cm, com um corte oblíquo a 45º na sua porção central. Em cada segmento foram colocados dois pinos de Schanz de 0,6cm, o primeiro a 3cm do corte e o outro a 10cm deste (fig. 1). Todas as montagens foram alinhadas longitudinalmente e mantendo entre os segmentos 3cm de intervalo.

Os corpos de prova foram divididos em quatro grupos, de acordo com o tipo (fig. 2) e número de barras utilizadas:

Grupo 1BL – uma barra lisa.
Grupo 2BL – duas barras lisas.
Grupo 1BR – uma barra recartilhada.
Grupo 2BR – duas barras recartilhadas.

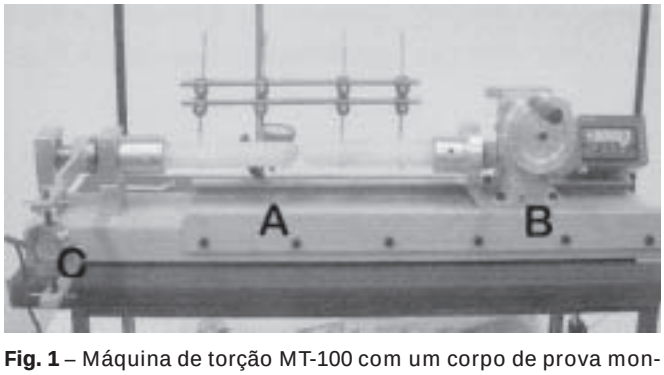


Fig. 1 – Máquina de torção MT-100 com um corpo de prova montado. **A)** Corpo de prova de polipropileno com corte em 45º no porção central com fixador externo montado. **B)** Braço de alavanca móvel, com cada volta correspondendo a 4,5º de rotação. **C)** Célula de carga *Sodmex N320*, para mensurar a força de torção.

***Fig. 1** – MT-100 torsion machine with the assembly. **A)** assembly with a 45° cut at the central portion; **B)** mobile lever arm, each turn corresponding to a 4.5° of rotation; **C)** N320 Sodmex load device, to measure the torsional strength.*

MATERIAL AND METHODS

Conjointly with the Laboratory of Strength Metrology, Escola de Engenharia, Universidade Presbiteriana Mackenzie (LMF-EE-UPM) and the Department of Orthopedics and Traumatology, Santa Casa de Misericórdia de São Paulo (DOT-SCM-SP), Brazil, sixteen 50 cm cylinder polypropylene bodies with a 45° oblique cut on the central area were employed. On every segment two 0.6 cm Schanz pins were placed, the first at 3 cm of the cut, and the other at 10 cm of distance (figure 1). All assemblies were longitudinally aligned, keeping the 3 cm intervals between the segments.

Proof-bodies were divided into four groups, according to the type (figure 2) and number of bars employed:

Group 1SB – one smooth bar
Group 2SB – two smooth bars
Group 1CB – one coarse bar
Group 2CB – two coarse bars

The external fixator was the Roffa Impol® type. The assembly of the external fixator was performed with 0.5 cm of distance among the polypropylene segments, and the system coupled to a MT-100 torsion machine. The torsional force was manually applied through a reduction device. One full course of the lever corresponded to four and a half degrees on the axis where the assembly was attached. Its other extremity was coupled to an axis with an arm lever and a Sodmex N320 load cell allowing torsional strength readings of 0.5 Ncm (Newton x centimeter).

Besides the torsion strength needed to make the fixation system unstable, the axial and lateral deviations between

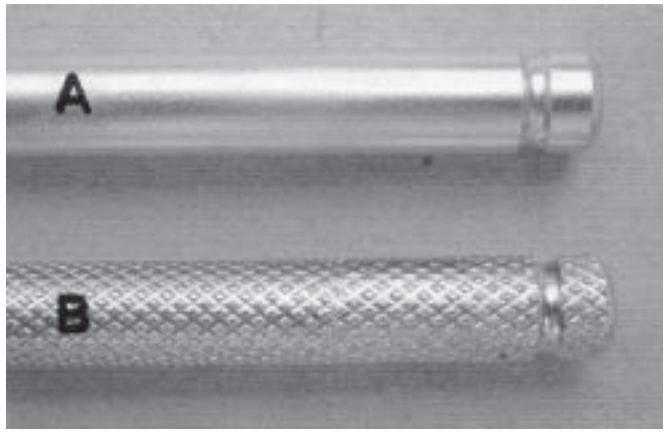


Fig. 2 – Tipos de barras utilizadas. **A)** Barra lisa. **B)** Barra recartilhada.

***Fig. 2** – Kinds of bars. **A)** Smooth bar; **B)** Coarse bar.*

Foram adquiridos fixadores externos tipo *Roffa Impol®*.

A montagem do fixador externo foi feita com 0,5cm de distância entre os segmentos de polipropileno e o sistema acoplado a uma máquina de torção do tipo MT-100.

Nessa máquina a força de torção era aplicada manualmente através de um redutor, de modo que uma volta da manivela correspondia a quatro graus e meio no eixo onde estava engastado o corpo de prova. A outra extremidade do corpo de prova estava acoplada a um eixo contendo um braço de alavanca e célula de carga *Sodmex N320* ligada a um indicador permitindo leituras de força de torção da ordem de 0,5Ncm (newton centímetro).

Além da força de torção necessária para tornar instável o sistema de fixação, foram avaliados também os desvios axial e lateral entre os segmentos de polipropileno, no local do corte central, com 4,5, 9, 13,5 e 18 graus de torção. Essas medidas foram feitas com um paquímetro digital *Mitutoyo* e expressas em centímetros (cm). Por desvio axial entende-se a diminuição ou aumento do espaço entre os segmentos do corpo de prova sobre o seu eixo de rotação. Por desvio lateral, o desvio do segmento em relação ao eixo de rotação, medido no segmento afixado ao eixo com a alavanca móvel.

Ao final do teste, os corpos de prova eram retirados da máquina de torção e avaliados quanto à existência de deformações em seus componentes e, quando positiva, eram anotados o plano da deformação e o local.

Os valores ordinais obtidos foram submetidos à estatística descritiva com o cálculo da média (M), do desvio padrão (DP) e do erro padrão da média (EPM). Para comparação entre os vários grupos utilizou-se a análise de variância e, para determinação das significâncias entre os grupos, o teste de Bonferroni. Adotou-se o nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$), sendo que os resultados significantes estão evidenciados por asteriscos (*).

RESULTADOS

O torque obtido com 4,5º de torção mostrou diferença significante entre os grupos com barra recartilhada 1BR e 2BR, e semelhança entre os grupos com barra lisa 1BL e 2BL. Com 9º e 13,5º de torção não houve diferença entre os quatro grupos. Com 18º de torção encontrou-se diferença entre o grupo 2BR e os grupos 1BL e 2BL. Observou-se que, com o aumento do ângulo de torção, o torque foi significativamente maior em todos os grupos (gráfico 1 e tabela 1).

Em relação ao desvio axial, com 4,5º de rotação, os quatro grupos mostraram desvios semelhantes (p = 0,898), va-

the polypropylene segments were also assessed at the central cut point, with four and a half, nine, thirteen and a half, and eighteen degrees of torsion. Those measures were made with a Mitutoyo digital pachymeter and expressed in centimeters (cm). Axial deviation is the reduction or increase of the space between the segments of the assembly over its rotation axis. Lateral deviation is the segment displacement in relation to the rotation axis, measured at the segment fixed to the axis with the mobile lever.

By the end of the test, the proof-bodies were removed from the torsional machine and assessed to the existence of deformation within their components, and the plane and site of deformation were registered, whenever positive.

Ordinal values were submitted to descriptive statistics with mean (M), standard deviation (SD), and mean standard error (MSE) calculations. The comparison among various groups used analysis of variance, and the Bonferroni procedure to determine significances among groups. Alpha was set to 5% ($\alpha = 0.05$), and the asterisks (*) acknowledge significant results.

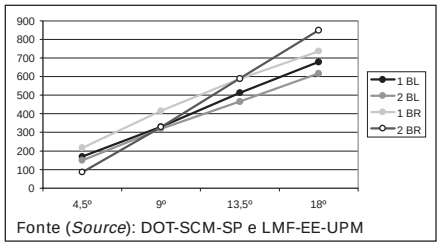
RESULTS

The torque obtained with 4.5° of torsion showed a significant difference between the groups 1CB and 2CB, and similarity between group 1SB and 2SB. The torsion of 9° and 13.5° did not show any difference among the four groups. There was a difference between the group 2CB and group 1SB and 2SB at 18° of torsion. We observed that the higher the torsion angle, significantly higher would be the torque in all groups (graph 1 and table 1).

As to the axial deviation, with 4.5° of rotation, all four groups showed similar deviations (p = 0.898), ranging from 0.05 to 0.08 cm. There was no statistically significant difference among all four groups with 9° of rotation (p = 0.09), but the data tended to be equivalent, with similarities on the groups with smooth bars and those with coarse bars.

The mechanical behavior from the fixators was different at 13.5° and 18° of rotation. There was no difference on the use of one or two bars, but the use of a smooth or coarse bar, as the smooth bar presented a higher axial deviation than the coarse bar (p = 0.012) (graph 2 and table 2).

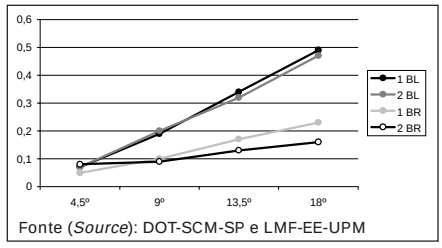
The use of two coarse bars did not significantly increase (p = 0.465) the axial deviation with increasing torsion, but with a coarse bar or two smooth bars the deviation increased along with the rotation, with a significant difference between the axial deviations at 18° and 4.5°. At 4.5°



Fonte (*Source*): DOT-SCM-SP e LMF-EE-UPM

Gráfico 1 – Resultado do torque (Ncm) medido com 4,5º, 9º, 13,5º e 18º de torção do corpo de prova com uma e duas barras lisas e com uma e duas barras recartilhadas

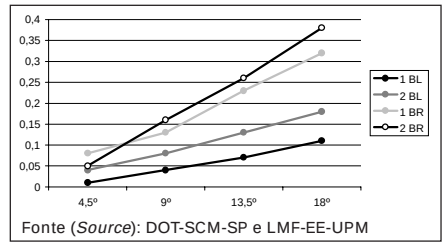
Graph 1 *– Results of torque (Ncm) measured at 4.5º, 9º, 13.5º, and 18º of torsion with one and two smooth bars and with one and two coarse bars*



Fonte (*Source*): DOT-SCM-SP e LMF-EE-UPM

Gráfico 2 – Resultado do desvio axial (cm) medido com 4,5º, 9º, 13,5º e 18º de torção do corpo de prova com uma e duas barras lisas e com uma e duas barras recartilhadas

Graph 2 *– Result of axial deviation (cm) measured at 4.5º, 9º, 13.5º, and 18º of torsion with one and two smooth bars, and with one and two coarse bars*



Fonte (*Source*): DOT-SCM-SP e LMF-EE-UPM

Gráfico 3 – Resultado do desvio lateral (cm) medido com 4,5º, 9º, 13,5º e 18º de torção do corpo de prova com uma e duas barras lisas e com uma e duas barras recartilhadas

Graph 3 *– Results of lateral deviation (cm) measured at 4.5º, 9º, 13.5º, and 18º of torsion with one and two smooth bars, and with one and two coarse bars*

TABELA 1 / ***TABLE 1***
Resultado do torque (Ncm) medido com 4,5º, 9º, 13,5º e 18º de torção do corpo de prova com uma e duas barras lisas e com uma e duas barras recartilhadas. Avaliação estatística pelos testes de análise de variância de Bonferroni (α = 0,05)

Results of torque (Ncm) measured at 4.5º, 9º, 13.5º, and 18º of torsion with one and two smooth bars and with one and two coarse bars. Statistical analysis using the Bonferroni procedure (α = 0.05)

		1 BL / *1 SB*	2 BL / *2 SB*	1 BR / *1 CB*	2 BR / *2 CB*	
	M	**169,6**	**150,2**	**217,3**	**85,5**	p = 0,003*
4,5º	**DP**	52,8	22,4	15,1	49,4	
	EPM	26,4	11,2	7,5	24,7	
	M	**329,9**	**319,2**	**415,7**	**328,8**	p = 0,07
9º	**DP**	50,2	50,1	36,5	66,0	
	EPM	25,1	25,0	18,3	33,0	
	M	**512,4**	**465,8**	**587,7**	**589,7**	p = 0,917
13,5º	**DP**	44,5	107,2	49,5	59,7	
	EPM	22,3	53,6	24,8	29,9	
	M	**679,1**	**617,3**	**737,0**	**849,4**	p = 0,006*
18º	**DP**	66,1	82,5	81,9	72,3	
	EPM	33,0	41,2	41,0	36,2	
		p = 0,001*	p = 0,000*	p = 0,000*	p = 0,000*	

Fonte: DOT-SCM-SP e LMF-EE-UPM.

Source: DOT-SCM-SP and LMF-EE-UPM.

riando em média de 0,05cm a 0,08cm. Com 9º de rotação também não houve diferença estatisticamente significante entre os quatro grupos (p = 0,09), mas os dados mostravam tendência de equivalência, os grupos com barras lisas se assemelhando entre si e o mesmo acontecendo com os de barra recartilhada.

of rotation, the lateral displacement showed a statistically significant difference only between group 1CB and 1SB (p = 0.047) (graph 3 and table 3).*

The increase of rotation also evidenced the difference of mechanical behavior between the sets. However, the fixators with a smooth bar presented a lower lateral devia-

TABELA 2 / *TABLE 2*

Resultado do desvio axial (cm) medido com 4,5º, 9º, 13,5º e 18º de torção do corpo de prova com uma e duas barras lisas e com uma e duas barras recartilhadas. Avaliação estatística pelos testes de análise de variância de Bonferroni (α = 0,05)

Result of axial deviation (cm) measured at 4.5º, 9º, 13.5º, and 18º of torsion with one and two smooth bars, and with one and two coarse bars. Statistical analysis using the Bonferroni procedure (α = 0,05)

		1 BL / *1 SB*	2 BL / *2 SB*	1 BR / *1 CB*	2 BR / *2 CB*	
	M	**0,07**	**0,07**	**0,05**	**0,08**	p = 0,898
4,5º	**DP**	0,02	0,04	0,01	0,09	
	EPM	0,01	0,02	0,01	0,05	
	M	**0,19**	**0,20**	**0,09**	**0,09**	p = 0,09
9º	**DP**	0,09	0,08	0,04	0,04	
	EPM	0,05	0,04	0,02	0,02	
	M	**0,34**	**0,32**	**0,17**	**0,13**	p = 0,044*
13,5º	**DP**	0,16	0,14	0,04	0,03	
	EPM	0,08	0,07	0,02	0,01	
	M	**0,49**	**0,47**	**0,23**	**0,16**	p = 0,012*
18º	**DP**	0,21	0,15	0,05	0,10	
	EPM	0,10	0,07	0,02	0,05	
		p = 0,006*	p = 0,002*	p = 0,007*	p = 0,465	

Fonte: DOT-SCM-SP e LMF-EE-UPM.

Source: DOT-SCM-SP and LMF-EE-UPM.

TABELA 3 / *TABLE 3*

Resultado do desvio lateral (cm) medido com 4,5º, 9º, 13,5º e 18º de torção do corpo de prova com uma e duas barras lisas e com uma e duas barras recartilhadas. Avaliação estatística pelos testes de análise de variância de Bonferroni (α = 0,05)

Results of lateral deviation (cm) measured at 4.5º, 9º, 13.5º, and 18º of torsion with one and two smooth bars and with one and two coarse bars. Statistical analysis using the Bonferroni procedure (α = 0.05)

		1 BL / *1 SB*	2 BL / *2 SB*	1 BR / *1 CB*	2 BR / *2 CB*	
	M	**0,01**	**0,04**	**0,08**	**0,05**	p = 0,047*
4,5º	**DP**	0,01	0,04	0,04	0,05	
	EPM	0,01	0,02	0,02	0,02	
	M	**0,04**	**0,08**	**0,13**	**0,16**	p = 0,169
9º	**DP**	0,04	0,08	0,08	0,07	
	EPM	0,02	0,04	0,04	0,03	
	M	**0.07**	**0,13**	**0,23**	**0,26**	p = 0,047*
13,5º	**DP**	0,05	0,10	0,10	0,11	
	EPM	0,03	0,05	0,05	0,05	
	M	**0,11**	**0,18**	**0,32**	**0,38**	p = 0,022*
18º	**DP**	0,09	0,12	0,14	0,11	
	EPM	0,04	0,06	0,07	0,05	
		p = 0,153	p = 0,176	p = 0,020*	p = 0,001*	

Fonte: DOT-SCM-SP e LMF-EE-UPM.

Source: DOT-SCM-SP and LMF-EE-UPM.

Com as rotações de 13,5º e 18º houve diferença de comportamento mecânico dos fixadores. Não houve diferença do uso de uma ou duas barras, mas sim com o de barra lisa ou recartilhada, a lisa apresentando desvio axial maior que a recartilhada (p = 0,012) (gráfico 2 e tabela 2).

Com a utilização de duas barras recartilhadas o desvio axial não aumentou de forma significativa (p = 0,465) com o aumento da torção, mas com uma barra recartilhada ou uma ou duas barras lisas o desvio foi tanto maior quanto maior a rotação, tendo diferença significante entre os desvios axiais entre 18º e 4,5º.

Com 4,5º de rotação, o deslocamento lateral mostrou diferença estatisticamente significante apenas entre os grupos 1BR e 1BL (p = 0,047*) (gráfico 3 e tabela 3).

Com o aumento da rotação também ficou evidente a diferença de comportamento mecânico entre as montagens. Entretanto, em relação ao desvio lateral, os fixadores com barra lisa apresentaram desvio lateral menor do que os com barra recartilhada, apresentando com 18º desvio médio de 0,01cm contra 0,38cm (p = 0,001*).

Mais uma vez, a utilização de uma ou duas barras mostrou pouca influência mecânica, sendo mais significativo o uso de barras lisas ou recartilhadas.

DISCUSSÃO

Os estudos levantados na literatura que avaliavam, no campo experimental, a eficiência dos fixadores externos monolaterais para o tratamento das fraturas dos ossos longos analisavam a resistência da montagem quando submetida à força axial.

Acreditamos que durante a movimentação e carga sobre o membro, além da força axial, a rotação desempenha papel importante como força deformante do segmento fraturado.

Simulamos neste estudo mecânico a condição mais crítica enfrentada na traumatologia: fratura de osso longo com perda de substância óssea. Nessa ocasião, devido à falta de contato entre os segmentos ósseos, as forças aplicadas no membro, axiais ou de torção, são suportadas exclusivamente pelo fixador externo.

O objetivo do estudo foi verificar o ponto de menor resistência mecânica das montagens mais utilizadas na prática ortopédica, quando submetidos à força de torção, e suas conseqüências no alinhamento do segmento. Acreditamos que esse dado é tão importante e útil para a prática clínica quanto a medida da força axial máxima que o fixador externo pode suportar.

tion than those with a coarse bar, presenting a mean deviation of 0.01 cm at 18°, against 0.38 cm (p = 0.001).*

Once again, the use of one or two bars showed a small mechanical influence, as the fact of bars being smooth or coarse was more significant.

DISCUSSION

Studies collected on the literature assessed experimentally the efficacy of unilateral external fixators for the treatment of long bone fractures, assessing the frame resistance when submitted to axial forces.

We believe that during motion and load onto the limb, besides axial strength, the rotation plays an important role in creating a force of deformity to the fractured segment.

In this study, we simulated the most critical condition faced in traumatology: the fracture of a long bone with loss of bone substrate. In such instance, due to the lack of contact between the bone segments, only the external fixator sustains axial or torsional forces applied to the limb.

The objective of the study was to check the smallest point of mechanical resistance stage from the most popular frames in orthopedics practice when submitted to torsional strength, and its consequences to the segment alignment. We believe that such data is of utmost importance and useful for the clinical practice, as the measurement of the maximum axial strength that the external fixator can afford.

By determining the setting and sites of deformation and deviation, one may choose the ideal set and eventually suggest modifications of fixator components for mechanical improvement. The proof-bodies were made of polypropylene, according to standardization used by most recent papers from the national literature.

We chose the Roffa Impol® external fixator because it is the most popular model among our patients, both in elective and emergency procedures. The frames employed in the mechanical test were purchased from the same provider of real patients, so that we would have samples of external fixators similar to those used in clinical practice.

The first parameter assessed was the capacity from the external fixator in sustaining progressive torsional strength. Considering that the torsional force applied to a segment will not be detected at another segment, we found that in none of the groups there was a failure of the set, as in all groups the increase of rotation in one segment led to the augment from the torsional strength measured at another segment (graph 1 and table 1).

Com a determinação da influência da montagem, do local da deformação e dos desvios ocorridos, pode-se escolher a montagem ideal e eventualmente sugerir modificações nos componentes do fixador, melhorando seu comportamento mecânico.

Os corpos de prova foram confeccionados em polipropileno, seguindo a padronização utilizada pelos mais recentes trabalhos da literatura nacional.

Foi escolhido o fixador externo tipo *Roffa Impol*®, por ser o modelo usado na maioria dos pacientes tratados no nosso hospital, tanto nos procedimentos de emergência como nos eletivos. Os aparelhos utilizados no teste mecânico foram adquiridos do mesmo fornecedor que entrega os usados em pacientes, para que se tivessem amostras de fixadores externos semelhantes aos empregados na prática clínica.

O primeiro parâmetro avaliado foi a capacidade do fixador externo em suportar a força de torção progressiva. Levando-se em consideração que, se o fixador externo falhar, a força de torção aplicada num segmento não será detectada no outro, observamos que em nenhum grupo houve falência da montagem, pois em todos, com o aumento da rotação em um segmento, também se verificou aumento da força de torção medida no outro (gráfico 1 e tabela 1).

Mostrou-se que, independentemente da montagem com uma ou duas barras ou com barras lisas ou recartilhadas, existe boa resistência à força de torção. Mesmo com 18º de rotação, as forças permaneceram sendo absorvidas pelo fixador externo, apesar da deformação provocada.

No modelo com uma barra lisa (1BL), observamos comportamento semelhante ao dos outros grupos, tanto no desvio axial quanto no lateral, até 4,5 º de torção. Com o aumento da torção, surge grande incremento no desvio axial e pouco no desvio lateral (gráficos 2 e 3 e tabelas 2 e 3). Acreditamos que o pouco aumento no desvio lateral foi devido à falha da conexão presilha barra lisa (fig. 3), que permitiu rotação entre o pino de Schanz e a barra, não produzindo deformidade lateral importante. A avaliação da face interna da presilha mostra superfície com pouca alteração (fig. 4), demonstrando a pequena capacidade de retenção da presilha quando usada barra lisa. Com a maior rotação, a falha da conexão presilha-barra lisa provocou deformação nos pinos de Schanz no sentido axial próximo à conexão presilha-barra (fig. 5), levando ao aparecimento de maior desvio no plano axial, com separação entre os segmentos do modelo.

We showed that there is a good resistance to the torsional strength, either from the frames with one or two bars, and smooth or coarse bars. Despite the deformity, the forces remained absorbed by the external fixator, even at 18° of rotation.

We observed a similar behavior to the other groups on the smooth bar model (1SB), both on axial and lateral deviation, up to 4.5º of torsion. Increasing the torsion, there is a huge increase in axial deviation and a small increase in lateral deviation (graphs 2 and 3 and tables 2 and 3). Our belief is that a slight increase on the lateral deviation was due to the failure of the clamp from the smooth bar (figure 3), allowing a rotation between the Schanz pin and the bar, although not producing an important lateral deformity. The assessment of the inner face of the clamp shows a surface with very few changes (figure 4).

The placement of the second smooth bar (2SB) showed that with 18º of rotation there is less axial deviation and more lateral deviation in comparison to the model with only one bar (graphs 2 and 3), despite the difference not being significant. The presence of a second bar, although reducing the grip at the clamp-bar connection, increased the system capacity to sustain torsional strength, producing very few axial deformity, but originating a lateral plane deformity at the Schanz pins near the interface pin-polypropylene (figure 6), without system failure.

The model with one coarse bar (1CB) had significantly different results of axial and lateral deviations in comparison to group 1SB and 2SB. The lateral deviation was significantly higher, due to more clamping contention from the coarse bar. Figure 7 shows the inner face of the clamp with areas where the contact with the coarse bar was important, with some failures on its surface. The increase of resistance to rotation on the interface clamp-coarse bar induced a more intense Schanz pin deformation (figure 8), with resulting increase of lateral deviation and reduction of axial deviation.

The use of two coarse bars (2CB) improved efficiency in controlling the rotational deviation of the set. Again, the Schanz pin was the weakest part of the system. The addition of a second bar increased the ability of the apparatus to sustain torsion, generating a higher lateral deformity of the Schanz pins. Such trend could not be statistically proven.

The analysis of those results shows that the site with the least degree of torsion resistance is the connection clamp-bar. The smooth bar grants retention through point con-

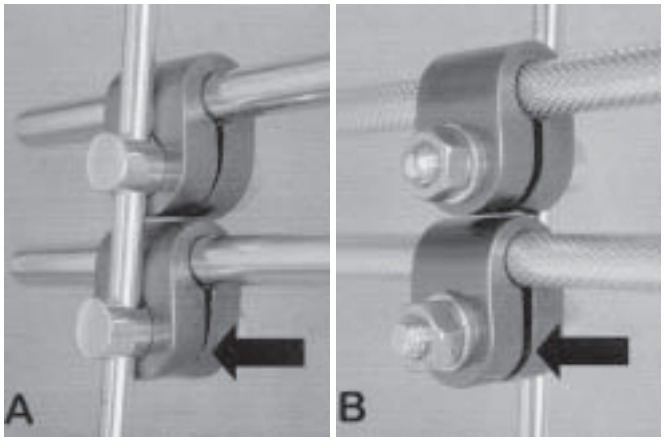


Fig. 3 – Interface presilha-barra. **A)** Com barras lisas. **B)** Com barras recartilhadas. Não ocorre fechamento uniforme das presilhas ao redor das barras.

***Fig. 3** – Clamp-bar interface. **A)** With smooth bars; **B)** With coarse bars. There is no uniform clamp grip around the bar.*

A colocação da segunda barra lisa (2BL) mostrou que com 18º de rotação, apesar de a diferença não ser significante, há menor desvio axial e maior desvio lateral em relação ao modelo com apenas uma barra (gráficos 2 e 3). A presença da segunda barra, apesar da menor capacidade de contenção na conexão presilha-barra lisa, aumentou a capacidade do sistema de suportar a força de torção, produzindo pouca deformidade axial, mas deformidade no plano lateral nos pinos de Schanz próximo à interface pino-polipropileno (fig. 6), sem levar o sistema à falência.

O modelo com uma barra recartilhada (1BR) teve resultados com diferença significante nos desvios axial e lateral em relação aos grupos 1BL e 2BL. O desvio lateral foi significativamente maior, devido à maior contenção da barra recartilhada na presilha. A fig. 6 mostra a face interna da presilha com áreas onde o contato com a barra recartilhada foi importante, havendo falhas na sua superfície. O aumento da resistência à rotação na interface presilha-barra recartilhada induziu à deformação maior dos pinos de Schanz (fig. 7), com o conseqüente aumento do desvio lateral e diminuição do desvio axial.

O uso de duas barras recartilhadas (2BR) melhorou a eficiência no controle do desvio rotacional pela montagem, sendo novamente o pino de Schanz a parte mais fraca do sistema. Com a segunda barra houve aumento da capacidade do aparelho de suportar a torção, o que acarretou, como conseqüência, maior deformidade lateral dos pinos de Schanz. Essa tendência observada não pôde ser comprovada estatisticamente.

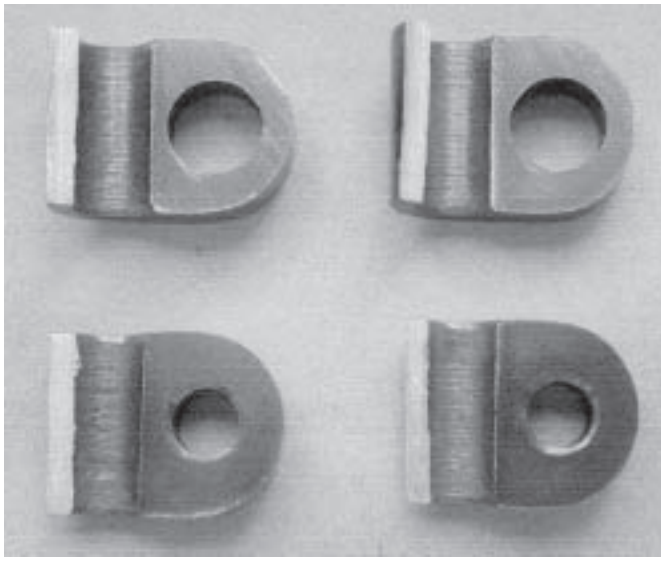


Fig. 4 – Presilhas de duralumínio usadas na conexão com barras lisas, sem alteração da sua superfície interna. (Realizada a secção das presilhas para observação).

***Fig. 4** – Duralumin clamps used at the connection with smooth bars, without changes at the inner surface. (Clamp cross-section for observation).*

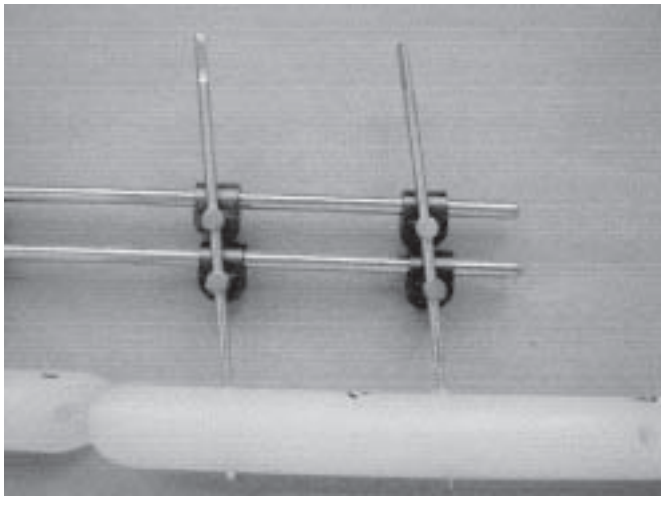


Fig. 5 – Montagem de fixador externo com barras lisas mostrando a deformação axial sofrida pelos pinos de Schanz, próxima às conexões presilha-barra

***Fig. 5** – Assembly of the external fixator with smooth bars showing the axial deformation of the Schanz pins, near the clamp-bar connection*

tact, but not a full contact, allowing some rotation motion. The coarse bar offered a better fixation, as the coarseness produced perforations at the clamp duralumin, thus reducing the possibility of torsion.

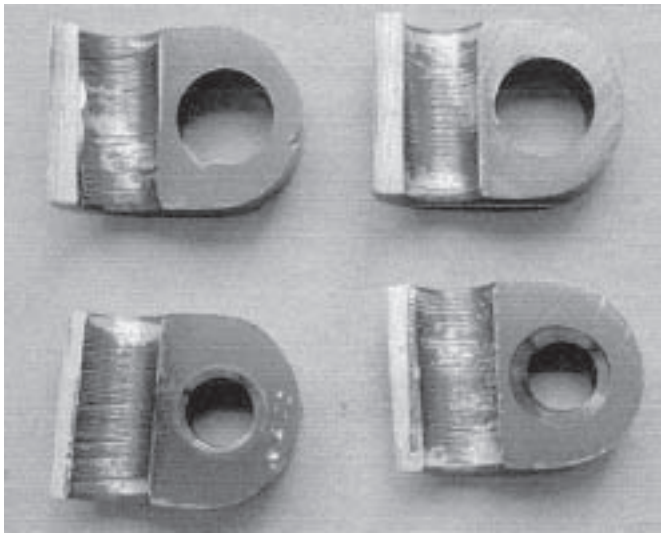


Fig. 6 – Presilhas de duralumínio usadas na conexão com barras recartilhadas. Alterações na sua superfície interna provocadas pela barra, advindas da melhor capacidade de contenção. (Realizada a secção das presilhas para observação).

***Fig. 6** – Duralumin clamps used with coarse bars. Changes at the inner surface, resulting from better grip ability.*

A análise desses resultados mostra que o local de menor resistência à torção é a conexão presilha-barra. Com o uso de barra lisa, a retenção se dá por contato em pontos e não pelo contato completo, permitindo rotação nesse local. Com o uso de barra recartilhada, sua fixação à presilha foi melhor, pois o recartilhado produziu perfurações no duralumínio da presilha, diminuindo, assim, a possibilidade de torção.

O segundo ponto de fraqueza foi o pino de Schanz. Com o aumento da capacidade de suportar a força de torção pela conexão presilha-barra recartilhada, ocorreu maior deformação lateral no pino de Schanz.

A colocação da segunda barra não produziu diferença significante, mas os resultados sugerem maior eficiência no controle da torção com duas que com uma barra.

CONCLUSÃO

1) Os quatro grupos de configurações do fixador externo monolateral foram eficientes para suportar a força de torção progressivamente maior, demonstrando resistência do sistema, independentemente do tipo ou quantidade de barras;

2) A utilização de barra lisa permitiu falha na interface presilha-barra mais precoce no experimento, acarretando desvios maiores no sistema;

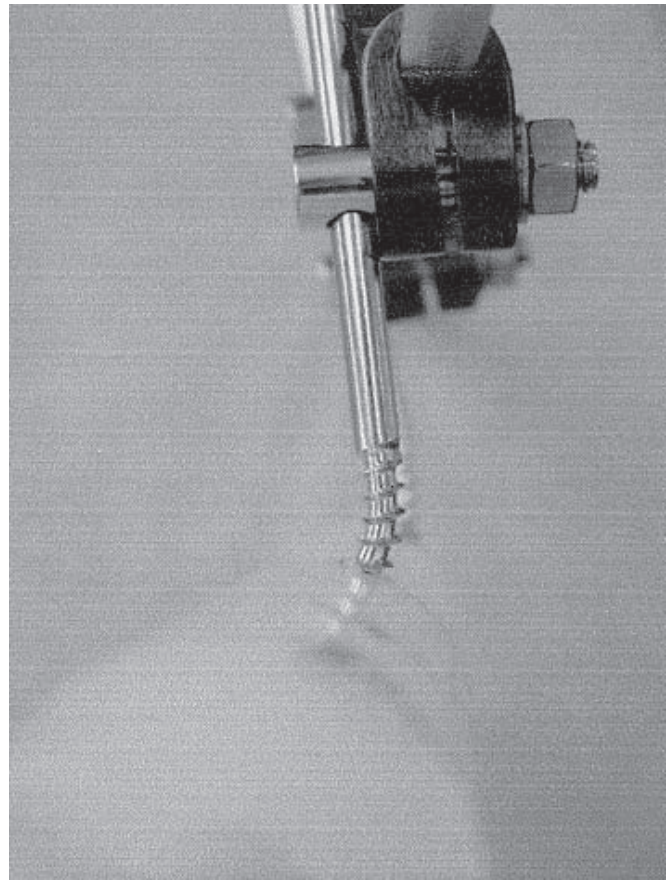


Fig. 7 – Deformidade sofrida pelo pino de Schanz com o fixador externo com o uso de barra recartilhada

***Fig. 7** – Deformity of the Schanz pin at the external fixator with coarse bars*

The second weak point was the Schanz pin. The increase of torsional strength sustaining capacity by the coarse bar-clamp connection caused more lateral deformation at the Schanz pin. The placement of a second bar did not produce a significant difference, but results suggest more efficiency of torsion control with two bars instead of one.

CONCLUSIONS

1) The four groups of unilateral external fixator configurations were efficient to sustain a progressively higher torsional strength, showing the system's resistance, independently of the type or number of bars.

2) The use of a smooth bar allowed an earlier failure on the interface clamp-bar, with deformation transference to the Schanz pins, with more deviations on the system.

3) A utilização de barra recartilhada determinou maior contenção na interface presilha-barra, transferindo a deformação para os pinos de Schanz, com desvio total resultante menor;

4) O uso de duas barras sugere incrementar a capacidade do sistema de suportar forças de torção.

3) The use of a coarse bar determined more containment at the clamp-bar interface, transferring the deformation to the Schanz pins, with a lesser resultant deviation.

4) The use of two bars seems to increase the ability of the system to withhold torsional strength.

REFERÊNCIAS / *REFERENCES*

1. Bolliger-Neto R., Rossi J.D.B.A., Leivas T.P., Basile-Junior R., Pereira C.A.M., Toledo C.S.: Estudo mecânico da rigidez nas montagens do fixador externo LIM-41 submetidas a esforços de torção. Rev Hosp Clin Fac Med São Paulo 52: 283-286, 1998.
2. Bhandari M., Guyatt G.H., Swiontkowski M.F., Schemitsch E.H.: Treatment of open fractures of the shaft of the tibia. J Bone Joint Surg [Br] 82: 62-68, 2000.
3. Bach A.W., Hansen S.T.: Plate versus external fixation in severe open tibial shaft fractures. A randomized trial. Clin Orthop 241: 89-93, 1989.
4. Court-Brown C.M., Wheelwright E.F., Christie J., McQween M.M.: External fixation for type III open tibial fractures. J Bone Joint Surg [Br] 72: 801-804, 1990.
5. Bone L.B., Johnson K.D., Weigelt J., Scheinberg R.: Early versus delayed stabilization of femoral fractures. A prospective randomized study. J Bone Joint Surg [Am] 71: 336-340, 1989.
6. Reynolds M.A., Richardson J.D., Spain D.A., et al: Is timing of fracture fixation important for the patient with multiple trauma? Ann Surg 222: 470-481, 1995.
7. Hungria-Neto J.S., Mercadante M.T., Teixeira A.A.A., Fregoneze M., Abagge M., Costa K.: Uso do fixador externo modular AO simplificado no atendimento de emergência dos politraumatizados. Rev Bras Ortop 31: 559-563, 1996.
8. Paley D.: Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique. Clin Orthop 250: 81-85, 1990.
9. Milani A., Ascendio J.E., Galvão P.E.C., Marion W.T.: Tratamento das fraturas de ossos longos com fixador externo monolateral. Rev Bras Ortop 30: 150-154, 1995.
10. Mercadante M.T., Hungria-Neto J.S., Teixeira A.A.A., Fregoneze M., et al: Fixação externa na emergência para o tratamento das fraturas metafisárias da tíbia proximal. Rev Bras Ortop 33: 588-592, 1998.
11. Leivas T.P., Arenas E.C., Targa W.H.C., et al: Análise da estabilidade de três montagens do fixador externo circular. Rev Bras Ortop 32: 611-614, 1997.
12. Behrens F.: A primer of fixator devices and configurations. Clin Orthop 245: 5, 1989.