

FERNANDO RAMOS

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE FIOS DE
KIRSCHNER NACIONAIS UTILIZADOS NO FIXADOR DE
ILIZAROV**

**Trabalho apresentado à Universidade Federal
de Santa Catarina, como requisito para a
conclusão do Curso de Graduação em
Medicina.**

**Florianópolis
Universidade Federal de Santa Catarina
2007**

FERNANDO RAMOS

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE FIOS DE
KIRSCHNER NACIONAIS UTILIZADOS NO FIXADOR DE
ILIZAROV**

**Trabalho apresentado à Universidade Federal
de Santa Catarina, como requisito para a
conclusão do Curso de Graduação em
Medicina.**

**Presidente do Colegiado: Prof. Dr. Maurício José Lopes Pereima
Professor Orientador: Prof. Dr. Ari Digiácomo Ocampo Moré
Coorientadores: Méd. Dr. Renato Amorim
Dr. Eng. Carlos Rodrigo de Mello Roesler**

**Florianópolis
Universidade Federal de Santa Catarina
2007**

Ramos, Fernando.

Análise do comportamento mecânico de fios de Kirschner nacionais utilizados no fixador de Ilizarov / Fernando Ramos – Florianópolis, 2007.

43 p.

Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) – Universidade Federal de Santa Catarina – Curso de Graduação em Medicina.

Palavras Chaves: 1. Fio de Kirschner; 2. Ilizarov; 3. Fixação externa; 4. Ensaio mecânicos.

*À minha querida e sempre especial Simone,
por todo carinho e apoio durante estes prazerosos
anos de aprendizado, conquistas e intensas alegrias.*

AGRADECIMENTOS

Nada realizamos sem a colaboração daqueles que nos transmitem com paciência e dedicação sua experiência de vida e trabalho. Por isso, gostaria de deixar as minhas sinceras considerações, primeiramente aos meus pais, **Antônio Martins Ramos** e **Terezinha Jandira Ramos**, seres extremamente especiais, que me acolheram e aceitaram o grande e desconhecido desafio de criar mais um filho além dos seis que já havia em casa quando cheguei, por volta de um ano de idade. Agradeço, com o mais puro afeto, tudo o que me proporcionaram para chegar até aqui. Suas presenças, durante toda a caminhada, foram fundamentais e insubstituíveis.

Aos meus irmãos, por terem me aceitado sempre como “verdadeiro” irmão e sempre me tratarem com profundo respeito e carinho. Em especial, lembro de minhas queridas irmãs **Terezinha, Beatriz e Rosana**.

Aos meus queridos pais de “sangue”, **Almerindo Ramos Vieira** (*in memoriam*) e **Elvira Ramos Vieira**, que apesar de, por um motivo especial e compreendido por mim, não terem conseguido me criar, sempre mantiveram o contato e demonstraram um carinho verdadeiro. Aos meus queridos irmãos, **Paulo César Ramos Vieira**, exemplo de paciência e integridade e **Natalício Ramos Vieira**, meu grande amigo do peito, companheiro sincero, que nos poucos momentos que me dá o prazer de sua presença é simplesmente meu melhor amigo.

À minha namorada **Simone de Queiroz Bertoldi**, meu grande amor, que me proporcionou os mais agradáveis momentos nesses últimos oito anos e a sua família por ter me acolhido com enorme carinho e me tratar de forma muito especial. Ao seu pai, **Bonifácio Bertoldi**, “seu Boni”, pela ótima companhia nos cafés ao fim da tarde na Lagoa e a sua mãe **Naira de Queiroz**, pela alegria a mim transmitida e o exemplo como médica.

Aos amigos do Laboratório de Engenharia Biomecânica, **Daniela, Darlan, Eduardo, Hélio e João**. Sou extremamente grato por todo apoio nesse projeto.

Ao professor **Ari Digiácomo Ocampo Moré**, ao médico ortopedista **Renato Amorim** e ao engenheiro **Carlos Rodrigo Roesler**, orientadores e idealizadores desse trabalho, por incentivarem o interesse pela pesquisa, auxiliarem na confecção e correção do projeto e transmitirem pacientemente suas experiências profissionais.

Especialmente ao amigo **Vilson Wronski** pela realização da análise estatística.

A todos que aqui não citei, mas ocupam um lugar especial na minha memória e que de uma forma ou de outra tornam meus dias mais especiais e me incentivam a seguir em frente com coragem e determinação.

RESUMO

Introdução: O fixador externo circular de Ilizarov é amplamente utilizado no tratamento de fraturas instáveis, deformidades congênitas e patológicas, bem como no alongamento ósseo. O fio de Kirschner destaca-se como um componente fundamental desse dispositivo. Suas características mecânicas estão relacionadas ao resultado do tratamento.

Objetivo: Comparar as propriedades mecânicas de fios de Kirschner produzidos por três fabricantes nacionais e verificar se os valores de tensões máximas desses fios estão de acordo com os da norma ABNT NBR ISO 5832-1.

Método: Para cada grupo (A, B e C), foram testados dez fios – cinco em ensaio de tração e cinco em flexão, num total de 30 fios. Os ensaios foram realizados em uma máquina universal de ensaios mecânicos modelo EMIC DL3000. As variáveis comparadas foram: no ensaio de flexão – força, tensão e deslocamento máximos. No ensaio de tração – força e tensão máximas, força, tensão e deslocamento até o escoamento do fio.

Resultados: No ensaio de flexão dos fios da marca A, B e C foram encontrados os seguintes valores médios respectivamente: forças máximas de 1249,64, 1490,00 e 1409,90 N; tensões máximas de 491,14, 585,60 e 554,12 MPa e deslocamentos máximos de 16,11, 17,77 e 18,32 mm; No ensaio de tração foram encontrados os respectivos valores para A, B e C: forças máximas de 3003,78, 3410,06 e 2689,58N; tensões máximas de 1180,56, 1340,32 e 1050,07 N; forças de escoamento de 1245,12, 1196,62 e 976,96 N; tensões de escoamento de 489,36, 470,30 e 383,97 MPa e deformações até os escoamentos de 0,85, 0,90 e 0,74 mm. Na comparação dos resultados houve diferença estatisticamente significativa em todas as propriedades mecânicas.

Conclusão: Os fios de Kirschner de três fabricantes nacionais apresentaram diferenças de desempenho nos ensaios mecânicos e abaixo do valor mínimo recomendado pela norma ABNT NBR ISO 5832-1.

ABSTRACT

Background: Ilizarov's frame is widely used in the treatment of unstable fractures, congenital and pathological deformities and limb lengthening. The Kirschner wire is a key component of that apparatus. Its mechanical characteristics are involved with the treatment success.

Objectives: Compare the mechanical characteristics among three national Kirschner wires trades and verify if its peak stresses are in accordance with ABNT NBR ISO 5832-1 standard.

Method: To determine the wires mechanical characteristics two essay was performed with use of universal essay machine: Axial traction and flexion essay. In every group (A, B and C) were tested ten wires – five on traction and five on flexion essays in a total of thirty wires. It was compared the values of peak stress, maximum strength and displacement in the flexion; In the traction essay: peak stress, maximum strength, yield stress, strength and displacement.

Results: At the A, B and C trade flexion essay were found the following mean results: 1249,64, 1490 and 1409,90 N maximum strengths; 491,14, 585,60 and 554,12 MPa peak stresses; 16,11, 17,77 and 18,32 mm maximum displacements. At the A, B and C trade traction essay were found the following mean results: 3003,78, 3410,06 and 2689,58 N maximum strengths; 1180,56, 1340,32 and 1050,07 N peak stresses; 1245,12, 1196,62 and 976,96 N yield strengths; 489,36, 470,30 and 383,97 MPa stress yielding; 0,85, 0,90 and 0,74 mm yield displacements.

Conclusions: The results of this study showed there was different mechanic performance among the three Kirschner wires trade essayed and lower of the minimum determined by ABNT NBR ISO 5832-1 standard.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Fotografias mostrando os fios de Kirschner. (A) Fio liso. (B) Fio olivado.....	2
Figura 2 – Fotografias mostrando as pontas introdutórias do fio de Kirschner. (A) Ponta triangular. (B) Ponta baioneta.....	2
Figura 3 – Fotografias mostrando o Dr. Gavriil Abramovich Ilizarov e pacientes usando o fixador externo circular criado por esse cirurgião. (A) Fotografia do Dr. Gavriil Abramovich Ilizarov sentado à direita e a paciente. (B) Fixador externo circular de Ilizarov em membro inferior.....	3
Figura 4 – Figura mostrando a distribuição de forças no fixador externo e no foco de fratura.....	4
Figura 5 – Figura ilustrativa do ensaio de tração.....	9
Figura 6 – Figura ilustrativa do trecho inicial da curva do ensaio de tração.....	10
Figura 7 – Equipamentos utilizados para os ensaios. (A) Máquina de ensaio universal. (B) Fios de Kirschner. (C) Garras para fixação do fio na máquina de ensaio. (D) Torquímetro. (E) Dinamômetro.....	11
Figura 8 – Fotografias ilustrando as etapas do ensaio de flexão. (A) Montagem das garras e do rolete para aplicação de carga. (B) Colocação do fio entre as garras. (C) Aperto dos parafusos da primeira garra com torquímetro. (D) Aplicação da pré-tensão com dinamômetro na extremidade do fio não fixada. (E) Aperto dos parafusos da segunda garra. (F) Aplicação de pré-carga. (G) Ensaio em andamento. (H) Ruptura do fio.....	13
Figura 9 – Fotografias ilustrando as etapas do ensaio de tração. (A) Montagem das garras na máquina de ensaio e colocação dos fios entre as mesmas. (B) Aperto dos parafusos das garras com o torquímetro. (C) Aplicação da pré-carga e início do ensaio. (D) Ruptura do fio.....	14
Figura 10 – Curvas de força-deslocamento do ensaio de flexão dos fios da marca A.	15
Figura 11 – Curvas de força-deslocamento do ensaio de flexão dos fios da marca B.	16
Figura 12 – Curvas de força-deslocamento do ensaio de flexão dos fios da marca C.	17
Figura 13 – Curvas de força-deslocamento do ensaio de tração dos fios da marca A.	18
Figura 14 – Curvas de força-deslocamento de ensaio de tração dos fios da marca B.	19
Figura 15 – Curvas de força-deslocamento de ensaio de tração dos fios da marca C.	20

Figura 16 – Curvas médias comparativas do ensaio de flexão das marcas A, B e C... 21

Figura 17 – Curvas médias comparativas do ensaio de tração das marcas A, B e C... 21

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Variáveis que afetam a tensão do fio no fixador externo de Ilizarov.....	4
Tabela 2 – Força, tensão e deslocamento máximos obtidos no ensaio de flexão (f) da marca A.....	15
Tabela 3 – Força, tensão e deslocamento máximos obtidos no ensaio de flexão (f) da marca B.....	16
Tabela 4 – Força tensão e deslocamento máximos obtidos no ensaio de flexão (f) da marca C.....	17
Tabela 5 – Força e tensão máximas, força, tensão e deformação até o escoamento obtidos no ensaio de tração (t) da marca A.....	18
Tabela 6 – Força e tensão máximas, força, tensão e deformação até o escoamento obtidos no ensaio de tração (t) da marca B.....	19
Tabela 7 – Força e tensão máximas, força, tensão e deformação até o escoamento obtidos no ensaio de tração (t) da marca C.....	20
Tabela 8 – Comparação dos resultados das marcas A, B e C no ensaio de flexão.....	22
Tabela 9 – Comparação dos resultados das marcas A, B e C no ensaio de tração.....	22
Tabela 10 – Comparação das tensões máximas médias no ensaio de tração das marcas A, B e C com o intervalo recomendado pela norma técnica.....	23

LISTA DE SIGLAS

Af Marca A – ensaio de flexão (f)

Bf Marca B – ensaio de flexão (f)

Cf Marca A – ensaio de flexão (f)

At Marca A – ensaio de tração (t)

Bt Marca B – ensaio de tração (t)

Ct Marca C – ensaio de tração (t)

MPa Mega pascal

N Newton

N.m Newton-metro

Kgf kilograma-força

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA.....	iii
AGRADECIMENTOS.....	iv
RESUMO.....	v
ABSTRACT.....	vi
LISTA DE FIGURAS.....	vii
LISTA DE TABELAS.....	ix
LISTA DE SIGLAS.....	x
SUMÁRIO.....	xi
1 INTRODUÇÃO.....	1
2 OBJETIVOS.....	7
3 METODOLOGIA.....	8
3.1 Desenho.....	8
3.2 Local.....	8
3.3 Amostra.....	8
3.4 Procedimentos.....	8
3.5 Equipamentos.....	10
3.6 Variáveis estudadas.....	12
3.7 Ensaios.....	12
3.8 Análise estatística.....	14
4 RESULTADOS.....	15
5 DISCUSSÃO.....	24
6 CONCLUSÕES.....	27
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	28
NORMAS ADOTADAS.....	30

1 INTRODUÇÃO

O trauma ortopédico destaca-se como um sério problema de saúde do século XXI. Relaciona-se com elevados índices de morbidade, absenteísmo e gastos em saúde. Em 13 de Janeiro de 2000, na cidade de Genebra na Suíça, a Organização Mundial de Saúde e a Organização das Nações Unidas, declararam o período de 2000 a 2010 como a “Década dos ossos e articulações”. Isso mostra a relevância que o tema apresenta atualmente. Há muitos fatores envolvidos com os acidentes e traumas, como por exemplo, o excesso de velocidade e o envelhecimento populacional nos países industrializados ^{1,2}.

A principal consequência imediata do traumatismo ortopédico é a fratura óssea. Entre os diversos métodos de tratamento de fraturas e outras patologias do esqueleto, destaca-se a fixação externa. Ela supre muitas das dificuldades apresentadas pelos métodos tradicionais tais como gesso, ou fixadores internos. Este sistema pode ser usado para a estabilização de fraturas, osteossíntese, durante o transporte de pacientes e para a correção de deformidades músculo-esqueléticas. Com esse recurso terapêutico, as cargas são transmitidas ao dispositivo de fixação e não, ou apenas parcialmente ao foco da fratura ¹.

A origem da osteossíntese externa data de meados do século XIX, mais precisamente em 1853 com os trabalhos de Malgaigne ³. Entre a grande variedade de aparelhos de fixação externa desenvolvidas até o momento, destaca-se o fixador externo circular de Ilizarov. O cirurgião ortopédico Dr. Gavriil Abramovich Ilizarov da cidade de Kurgan na Rússia desenvolveu esse dispositivo em 1952 e somente a partir de 1981 o ocidente conheceu seus benefícios ⁴. Trabalhos científicos ^{5, 6, 7} têm demonstrado que a configuração do fixador de Ilizarov parece possuir as melhores características de desempenho mecânico. Esse aparelho utiliza anéis, parafusos, pinos de Schanz e tem como componente fundamental o fio de Kirschner ^{8, 9, 10}.

O fio de Kirschner foi introduzido na ortopedia no ano de 1909 pelo cirurgião alemão Martin Kirschner ¹¹ e desde então apresenta ampla aplicação na cirurgia ortopédica. Ele é construído com aço inoxidável, em diferentes comprimentos e diâmetros e com uma extremidade pontiaguda que permite a sua introdução no osso por via percutânea com auxílio de um perfurador. Os fios podem ser utilizados sozinhos ou na montagem do fixador externo circular, tal como no fixador de Ilizarov. A fixação de fragmentos ósseos, a imobilização e a tração óssea são exemplos de sua utilização.

Os fios de Kirschner podem ser lisos ou olivados (fig. 1). As olivas são estruturas salientes, em formato oval, localizadas no terço lateral do fio. Elas ficam apoiadas na superfície óssea e são muito úteis nas correções de deformidades, para aumentar a estabilização de fraturas e tracionar fragmentos ósseos^{12, 13, 14}.

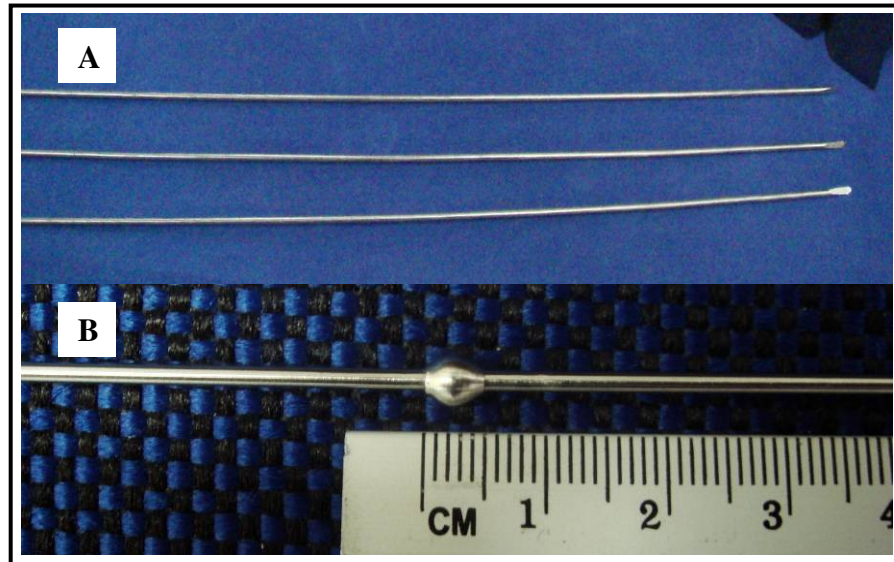


Figura 1 – Fotografias mostrando os fios de Kirschner. (A) Fio liso. (B) Fio olivado

A ponta introdutória apresenta o formato em baioneta, para o uso em ossos corticais ou triangular, mais adequada para ossos esponjosos (Fig. 2).



Figura 2 – Fotografias mostrando as pontas introdutórias do fio de Kirschner.

(A) Ponta triangular.

(B) Ponta baioneta.

Os diâmetros mais usados são os de 1,5 e 1,8 mm, sendo os primeiros, mais comumente em ortopedia infantil e nos indivíduos de menor peso e o de maior diâmetro nos adultos ¹⁴.

A fixação externa com o aparelho de Ilizarov (fig. 3) é amplamente utilizada para a reconstrução e alongamento ósseo nas seguintes situações: no tratamento de fraturas graves, nos casos de pseudoartrose e na correção de deformidades ortopédicas congênicas ou adquiridas. Esse dispositivo permite a aplicação de forças controladas e graduais que possibilitam restabelecer a integridade e a anatomia óssea através de movimentos de compressão, tração, rotação e translação sobre um mesmo segmento ósseo e no foco de fratura.

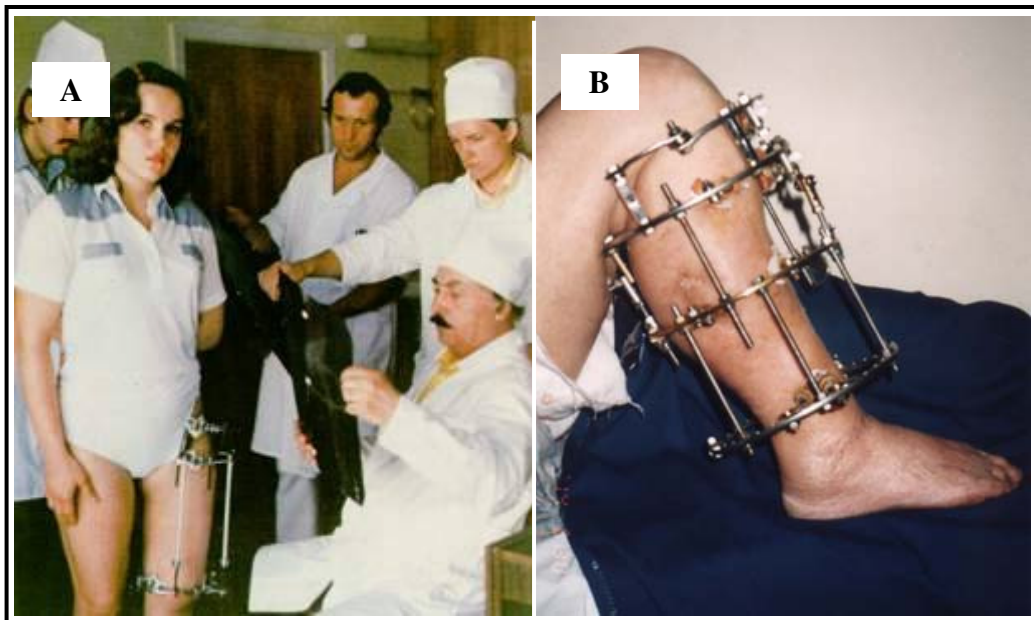


Figura 3 - Fotografias mostrando o Dr. Gavriil Abramovich Ilizarov e pacientes usando o fixador externo circular criado pelo cirurgião ¹⁵.

(A) Fotografia do Dr. Gavriil Abramovich Ilizarov sentado e a paciente.

(B) Fixador externo circular de Ilizarov em membro inferior

O parâmetro que mais afeta a neoformação óssea no reparo das fraturas é o deslocamento interfragmentário ¹⁶ (Yang, 2003). Os micro-movimentos controlados e graduais beneficiam a formação do calo ósseo. A dinamização adequada do foco de fratura deve permitir ao mesmo tempo micro-movimentos e compressão para estimular a formação da ponte óssea entre os fragmentos (fig.4) ¹⁷.

Os níveis de deslocamentos inter-fragmentários no foco de fratura são determinados pelo ambiente mecânico local, o qual é depende da estabilidade do fixador externo. Vários

fatores influenciam as características globais de estabilidade do fixador externo, sendo de fundamental importância as propriedades físicas e materiais do fio de Kirschner (Tabela 1) ¹⁰. A literatura clínica indica que um sistema muito rígido pode produzir pseudo-artrose, reparo retardado ou osteoporose por desuso, ao passo que um sistema muito flexível pode produzir deformidades, pseudo-artrose e problemas na interface fio-osso ^{18, 19, 20}.

Tabela 1: Variáveis que afetam a tensão do fio no fixador externo de Ilizarov ¹⁰

Diâmetro do anel
Configuração do anel
Fio de Kirschner
Pré-tensão
Comprimento
Diâmetro
Carga aplicada
Característica do material (ponto de escoamento)
Método de Tensionamento
Conexão entre fio e anel

Quando tensionado no fixador circular, os fios de Kirschner suportam os fragmentos ósseos, permitem o controle da rigidez da fixação e dos movimentos no foco de fratura, e assim, representam a peça chave para a estabilidade da montagem e para o sucesso do tratamento ^{20, 21}.

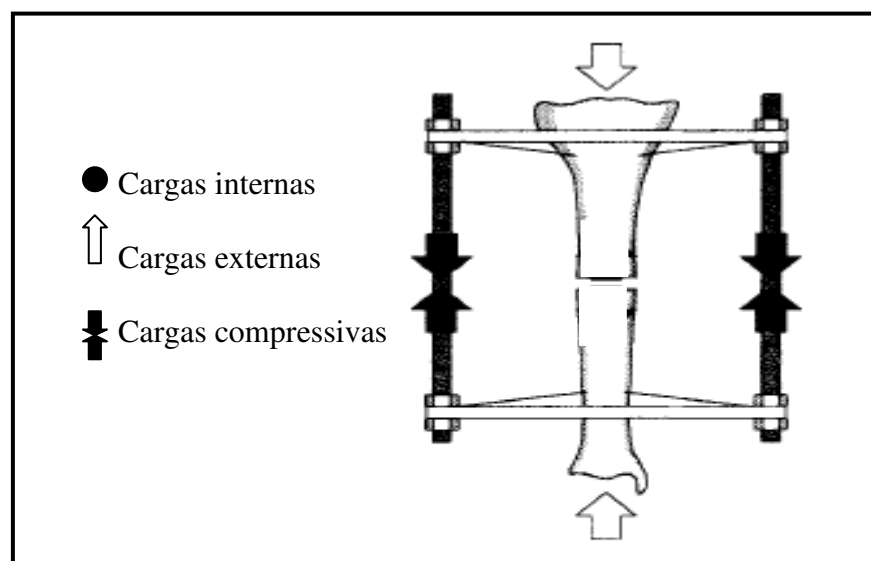


Figura 4 – Distribuição de forças no fixador externo e no foco de fratura ¹⁷

De acordo com *Mercadante et al*¹⁴, para obterem-se resultados satisfatórios com o uso do fio de Kirschner, algumas particularidades na sua instalação devem ser respeitadas. Deve-se ter um pleno conhecimento da anatomia local, e como precaução, a inserção será feita a partir do sítio anatômico de maior risco para a direção oposta. Quando esses locais não puderem ser evitados, é fundamental palpar-se a artéria e introduzir o fio a uma distância mínima de dois centímetros da mesma.

Primeiramente, o fio é inserido manualmente, ultrapassando-se os diversos tecidos até alcançar-se o osso, sempre considerando-se os cuidados citados acima. A partir desse momento conecta-se o perfurador e faz-se passagem do fio pelas duas corticais ósseas. Para evitar-se a queimadura dos tecidos adjacentes e da cortical óssea, fator que pode comprometer a rigidez da fixação do fio ao osso, recomenda-se usar baixa rotação no perfurador. Outro artifício útil consiste na aplicação de uma gaze embebida em solução alcoólica envolvendo a extremidade do fio, o que manterá dessa forma uma temperatura local adequada. Salienta-se ainda que um máximo cuidado deva ser tomado para não haver deslizamento do fio sobre o osso e assim evitar lesões de estruturas vizinhas.

Os fios olivados são introduzidos de forma semelhante aos fios lisos, com a diferença de que ao ultrapassar-se a segunda cortical óssea pára-se o giro do perfurador, incisa-se a pele para permitir a passagem da oliva e com leves golpes de martelo desloca-se o fio até a mesma encostar no osso.

Outro aspecto relevante na introdução do fio de Kirschner é que ao perfura-se a musculatura flexora, o membro deverá estar estendido, e quando o grupamento muscular oposto for atravessado, deverá estar flexionado. Estas medidas facilitarão a movimentação articular no pós-operatório.

Apesar da importância dos fios de Kirschner ser muito reconhecida, existem poucos trabalhos científicos sobre o seu comportamento mecânico. Zhang 2004²⁰ investigou o comportamento de não-linearidade geométrica e material de um fio tensionado, através de análises numéricas que simulavam ensaios de flexão que reproduziam as condições as quais o fio é submetido na utilização do fixador externo. Hillard *et al.* 1998²², estudaram a deformação plástica dos fios submetidos ao carregamento axial e determinou a significância, em longo prazo, dessa deformação sobre o desempenho do dispositivo de fixação. Watson *et al.*²³ demonstraram que as marcas provocadas no fio pelos parafusos que o fixam aos anéis do aparelho de Ilizarov podem causar uma redução na tensão do fio.

Considerando-se o papel fundamental desempenhado pelo fio de Kirschner em fixadores externos e a disponibilidade comercial de fios provenientes de distintos fabricantes,

torna-se importante, para o cirurgião ortopédico, conhecer as diferenças de desempenho mecânico apresentadas por estes distintos fios. Nesse sentido, o presente estudo objetiva comparar o comportamento mecânico apresentado por fios de Kirschner manufacturados por três diferentes fabricantes nacionais e, com isso, fornecer subsídios que apóiem a seleção, pelo cirurgião ortopédico, do fio mais adequado para a montagem de fixador externo.

2 OBJETIVOS

Este estudo tem como objetivos:

1. Avaliar e comparar o comportamento mecânico de fios de Kirschner de três fabricantes nacionais utilizados na montagem do fixador externo de Ilizarov.
2. Verificar se os valores de tensões máximas desses fios estão de acordo com os da norma ABNT NBR ISO 5832-1.

3 METODOLOGIA

3.1 Desenho

Trata-se de um estudo experimental.

3.2 Local realizado

Todos os ensaios foram realizados no Laboratório de Engenharia Biomecânica da Universidade Federal de Santa Catarina, localizado no Hospital Universitário.

3.3 Amostra

Foram utilizados fios de Kirschner de três fabricantes nacionais, denominados neste trabalho, de marca A, B e C com diâmetro de 1,8 mm e 400 mm de comprimento, não olivados e fabricados por trefilamento (diminuição seqüencial do diâmetro) com aço inox. Foi utilizado um total de 30 fios, 10 para cada marca da seguinte forma: 5 fios no ensaio de tração e 5 fios no ensaio de flexão.

A utilização de 5 fios para cada ensaio seguiu o padrão preconizado pela ASTM (American Society for Testing and Materials) para ensaios estáticos em instrumentos médicos (Normas Técnicas Classe F).

3.4 Procedimentos

Foram realizados dois tipos de ensaios mecânico: tração uniaxial e flexão em três pontos.

O ensaio de tração foi realizado para determinar a curva força x deslocamento do material do fio de Kirschner e obter os valores das propriedades mecânicas.

O ensaio de flexão, além de obter a curva força x deslocamento e os valores das propriedades mecânicas, teve como objetivo simular, de forma aproximada, a situação real que ocorre com o fio de Kirschner no fixador circular de Ilizarov. Portanto, nesta situação, o fio de Kirschner é ensaiado como um componente estrutural.

Em ambas as classes de ensaio, o procedimento foi realizado em controle de deslocamento com uma velocidade igual a 5 mm/min. Esse valor teve como referência a velocidade utilizada nos ensaios com pinos de Schanz, (Norma Técnica ASTM – F1541-02 – A5), uma vez que não existe uma Norma Técnica específica para ensaio com fio de Kirschner;

3.4.1 Considerações sobre a curva do ensaio de tração ²⁴

No ensaio de tração o corpo de prova (Fio de Kirschner) é submetido a um esforço axial (figura 5). Com a máquina de ensaio universal, aplica-se gradativamente força de tração que provoca deformação no fio. O ensaio é representado através do gráfico tensão-deformação. A tensão (σ) representa o quociente da força (F) pela área da seção transversal (S_0) do corpo de prova ($\sigma = F / S_0$) e o ensaio é dito destrutivo quando o material é tracionado até a ruptura.

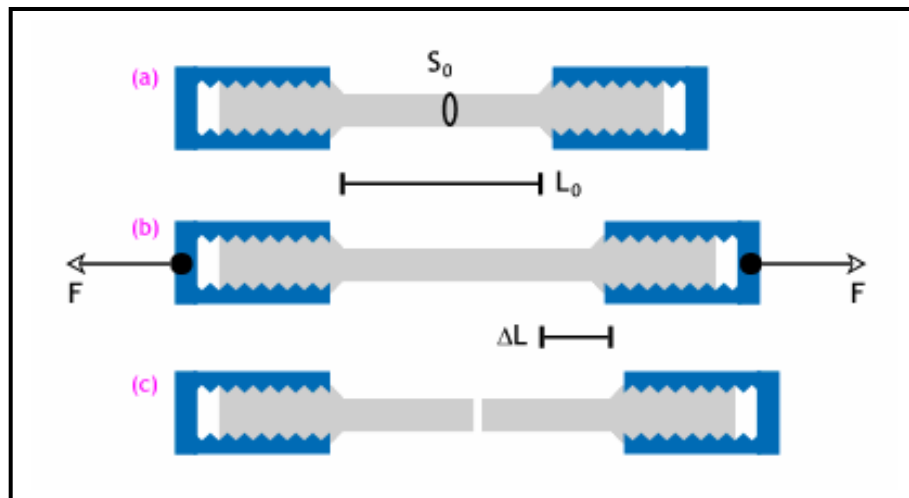


Figura 5 – Figura ilustrativa do ensaio de tração ²⁴

O gráfico da figura 6 mostra a parte inicial da curva de um ensaio de tração. O trecho OL representa a região elástica do material. Se o ensaio for interrompido nessa região, o comprimento do fio retorna ao comprimento original, após o alívio da força.

A maior tensão (σ) na região elástica corresponde ao limite de elasticidade (σ_L) do material (ponto L). Dentro dessa região a tensão é proporcional a deformação.

O ponto L sinaliza o ponto onde o material começa a escoar, ou seja, início da região plástica, o que significa que ocorrem deformações residuais permanentes. Considera-se como limite de escoamento (σ_E), a tensão que produz uma deformação residual $\varepsilon = 0,002$ ou 0,2% (ponto E). Após o limite de escoamento, apesar de ocorrer uma significativa redução na área da seção transversal do fio, a tensão aplicada ainda continua aumentando até tornar-se máxima. O ponto onde a tensão é máxima (não representado no gráfico) representa o limite de resistência à tração do material. O último ponto do ensaio (não representado no gráfico) marca a ruptura do corpo de prova e é caracterizado pela tensão de ruptura.

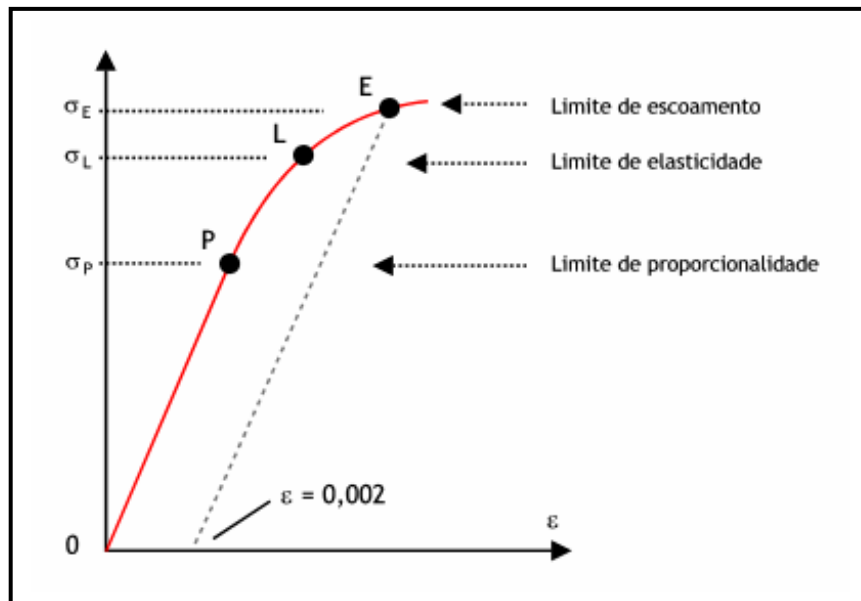


Figura 6 – Figura ilustrativa do trecho inicial da curva do ensaio de tração²⁴

3.5 Equipamentos

Foram utilizados os seguintes equipamentos (figura 7):

1. Máquina de ensaio universal da marca EMIC[®] modelo DL3000, com célula de carga acoplada ao computador (Software TESC[®]).
2. 30 Fios de Kirschner de aço inox com 1,8 mm de diâmetro e 400 mm de comprimento (10 de cada marca).
3. Garras para fixação dos fios à máquina. As garras foram projetadas para simular a fixação do fio no aparelho de Ilizarov de forma a impedir o escorregamento do mesmo durante os ensaios. São compostas de duas metades retangulares de aço, unidas por quatro parafusos e com uma ranhura central para acomodação do fio.
4. Torquímetro. Instrumento utilizado para apertar parafusos com um torque calibrado. Utilizou-se esse dispositivo para aplicar um aperto uniforme aos 4 parafusos das garras.
5. Dinamômetro com parafuso (Implantec[®]). Instrumento que permite tracionar os fios. Força aplicável com variação entre 50 Kgf (490 N) e 130 Kgf (1274 N).

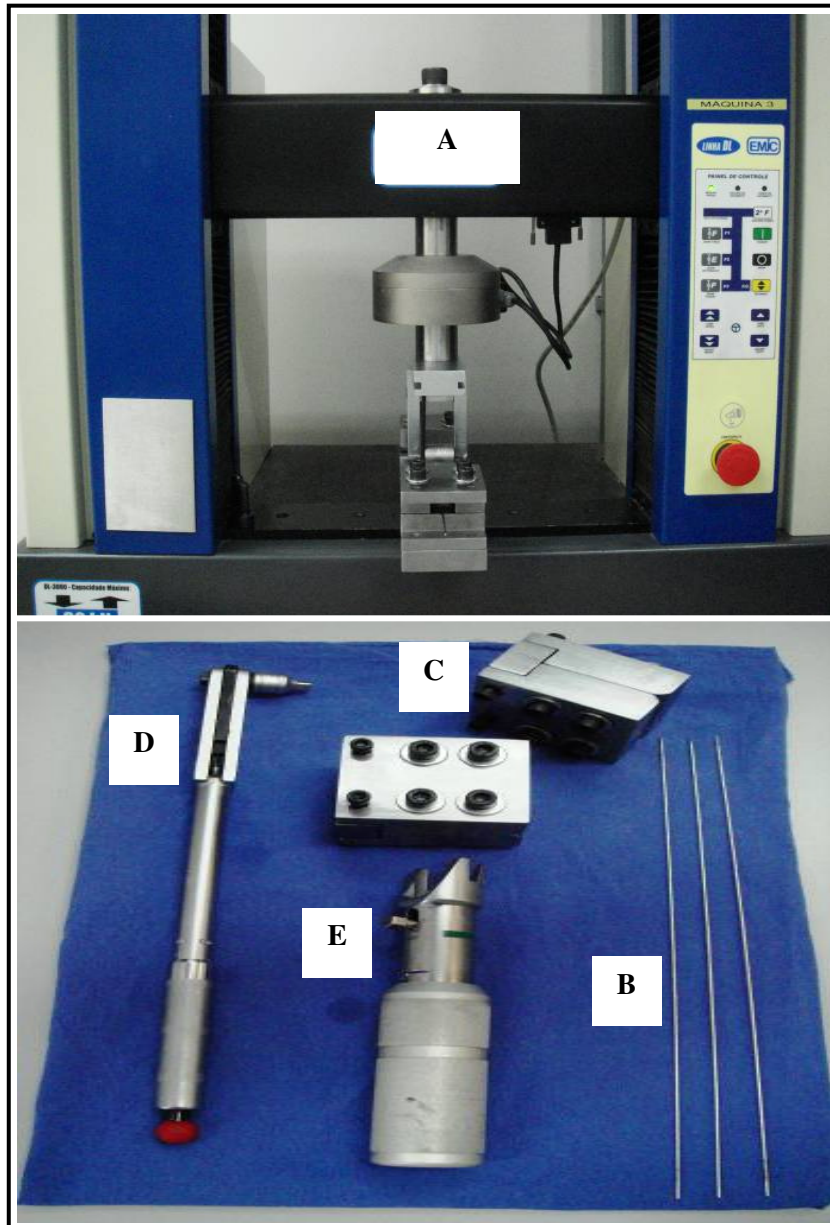


Figura 7 – Fotografias mostrando os equipamentos utilizados nos ensaios
(A) Máquina de ensaio universal
(B) Fios de Kirschner
(C) Garras de fixação dos fios de Kirschner
(D) Torquímetro
(E) Dinamômetro

3.6 Variáveis estudadas

3.6.2 No ensaio de flexão

Resistência à flexão (força e tensão máxima)

Deslocamento máximo

3.6.1 No ensaio de tração:

Resistência à tração (força e tensão máxima)

Força de escoamento

Tensão de escoamento

Deslocamento até o ponto de escoamento

3.7 Ensaio

No ensaio de flexão as duas garras para fixação dos fios foram conectadas na base da máquina de ensaio, e o rolete de aplicação de carga foi fixado no cabeçote da referida máquina (figura 8A). Em seguida, foi colocado o fio entre as garras de forma que este ficou posicionado transversalmente em relação ao sentido de aplicação da carga. Após, os parafusos das garras foram apertados com o torquímetro em apenas uma das extremidades, com o torque aplicado em cada parafuso igual a 30 N.m (figura 8B e 8C). Na outra extremidade do fio de Kirschner, foi aplicada uma pré-tensão de 110 kgf (1078 N) com o dinamômetro e fixados os parafusos da garra com o torquímetro (figura 8D e 8E). Antes do início do ensaio foi aplicada uma pré-carga de 2Kgf (20N) sobre o fio (figura 8F). O ensaio foi realizado em controle de deslocamento, com uma velocidade de 5 mm/min e foi finalizado após a ruptura do fio de Kirschner (figura 8G e 8H). Os dados foram registrados no software de aquisição de dados TESC[®] e com o mesmo foi obtida a curva força x deslocamento.

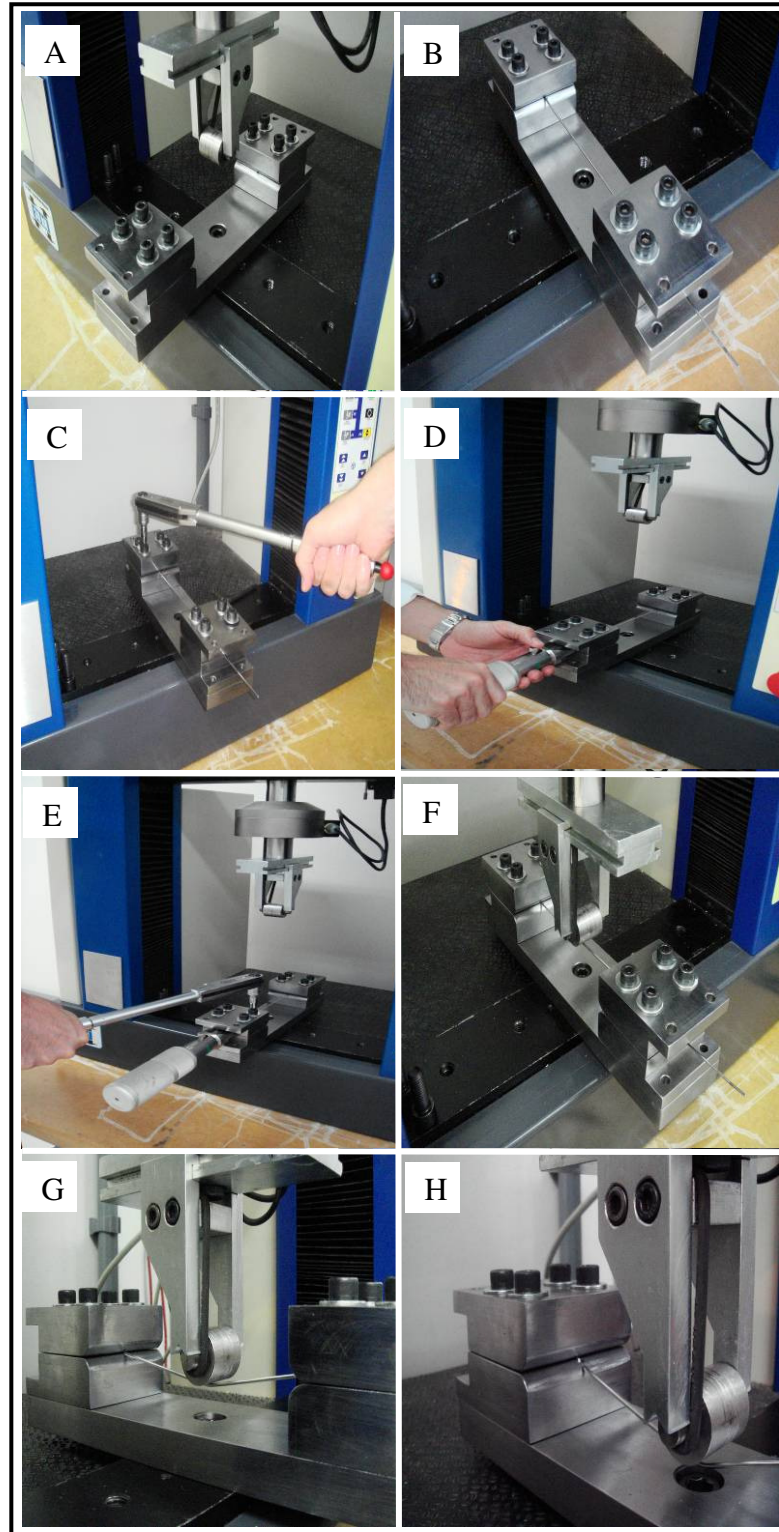


Figura 8 – Fotografias ilustrando as etapas do ensaio de flexão. (A) Montagem das garras e do rolete para aplicação de carga. (B) Colocação do fio entre as garras. (C) Aperto dos parafusos da primeira garra com torquímetro. (D) Aplicação da pré-tensão com dinamômetro na extremidade do fio não fixada. (E) Aperto dos parafusos da segunda garra. (F) Aplicação de pré-carga. (G) Ensaio em andamento. (H) Ruptura do fio.

No ensaio de tração, uma garra para fixação dos fios foi conectada na base da máquina de ensaio e a outra no cabeçote desta, com o fio de Kirschner sendo posicionado na direção paralela com a linha de aplicação de carga (figura 9A). Em seguida, foi aplicado um torque de 30 N.m nos parafusos de fixação das garras (figura 9B). O ensaio foi realizado em controle de deslocamento com uma velocidade de 5 mm/min, e foi finalizado após a ruptura do fio de Kirschner (figura 9C e 9D). Os dados foram registrados no software de aquisição de dados TESC[®] e com o mesmo foi obtida a curva força x deslocamento.

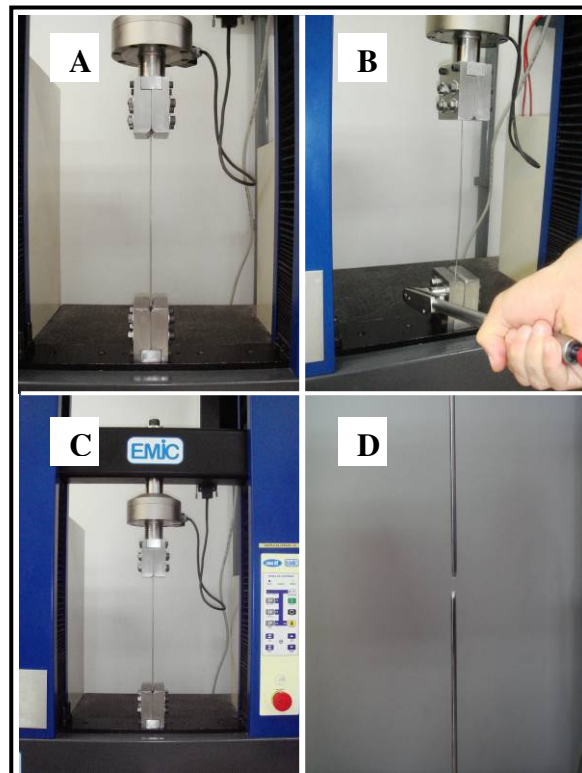


Figura 9 – Fotografias ilustrando as etapas do ensaio de tração. (A) Montagem das garras na máquina de ensaio e colocação dos fios entre as mesmas. (B) Aperto dos parafusos das garras com o torquímetro. (C) Aplicação da pré-carga e início do ensaio. (D) Ruptura do fio

3.8 Análise estatística

Os dados obtidos foram tabulados em planilhas do programa Microsoft[®] Office Excel 2003 e submetidos à análise estatística com o programa SestatNet, disponível em <http://www.sestatnet.ufsc.br>. A comparação entre os resultados da marca A, B e C foi feita com o teste de hipóteses paramétricas ANOVA One-Way com nível de significância estabelecido em $p \leq 0,05$.

4 RESULTADOS

Os resultados obtidos nos ensaios de flexão e tração são apresentados nos gráficos e tabelas abaixo. Nas figuras 10, 11 e 12 e nas tabelas 2, 3 e 4 encontram-se os resultados do ensaio de flexão das marcas A, B e C respectivamente. Nas figuras 13, 14 e 15 e nas tabelas 5, 6 e 7 são apresentados os resultados referentes ao ensaio de tração, respectivamente das marcas A, B e C.

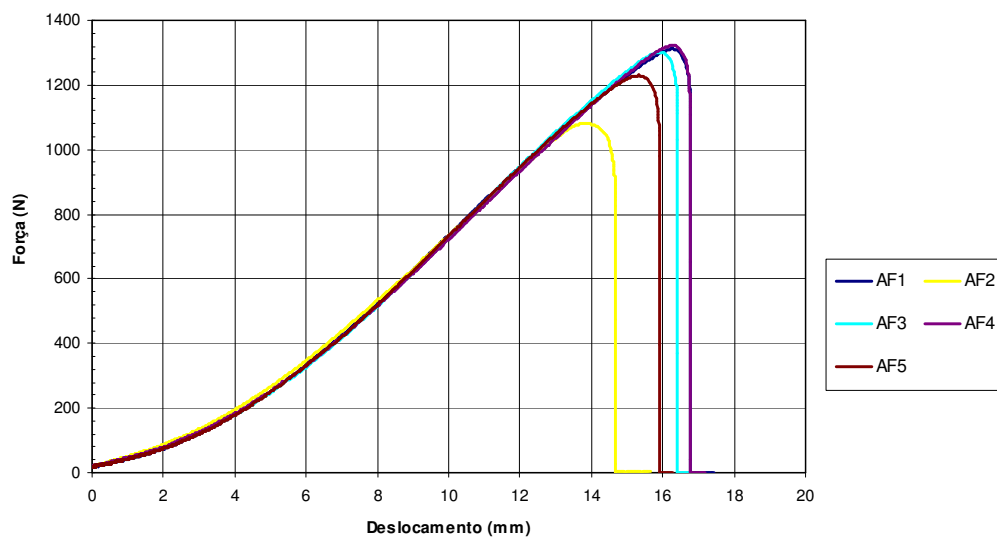


Figura 10 – Curvas de força-deslocamento do ensaio de flexão dos fios da marca A

Tabela 2: Força, tensão e deslocamento máximos obtidos no ensaio de flexão (f) da marca A

	Força máxima (N)	Tensão máxima (MPa)	Deslocamento máximo (mm)
Af1	1312,3	515,77	16,79
Af2	1081,6	425,1	14,69
Af3	1301,4	511,48	16,42
Af4	1323,2	520,05	16,76
Af5	1229,7	483,30	15,91
Média	1249,64	491,14	16,11
Desvio padrão	100,81	39,62	0,87

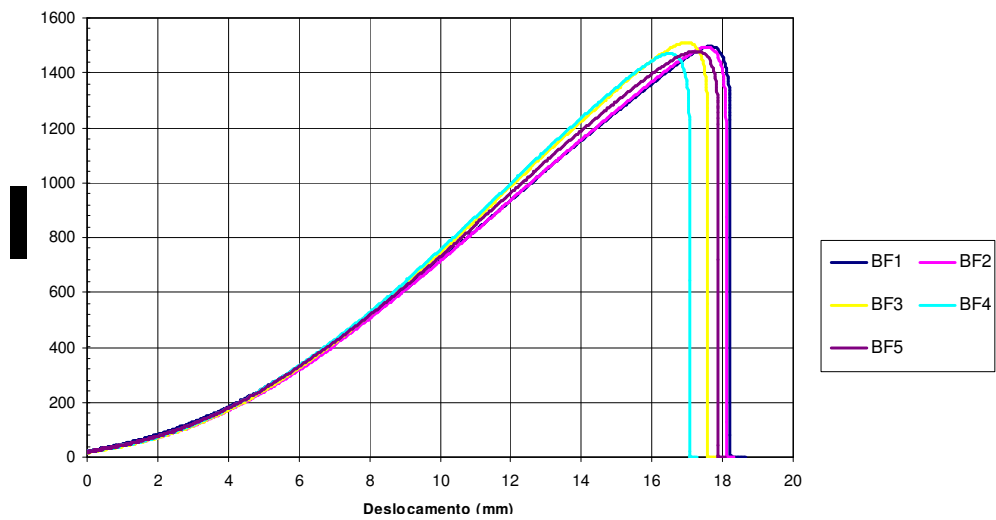


Figura 11 – Curvas de força-deslocamento do ensaio de flexão dos fios da marca B

Tabela 3: Força, tensão e deslocamento máximos obtidos no ensaio de flexão (f) da marca B

	Força máxima (N)	Tensão máxima (MPa)	Deslocamento máximo (mm)
Bf1	1496,2	588,04	18,22
Bf2	1493,1	586,82	18,1
Bf3	1510,3	593,58	17,58
Bf4	1471,3	578,26	17,06
Bf5	1479,1	581,32	17,88
Média	1490	585,61	17,77
Desvio padrão	15,24	5,99	0,46

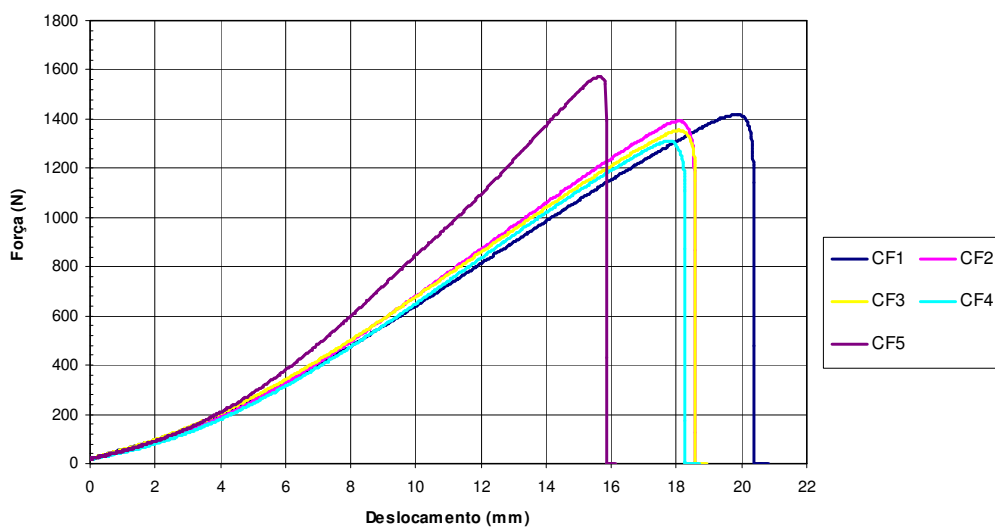


Figura 12 – Curvas de força-deslocamento do ensaio de flexão dos fios da marca C

Tabela 4: Força, tensão e deslocamento máximos obtidos no ensaio de flexão (f) da marca C

	Força máxima (N)	Tensão máxima (MPa)	Deslocamento máximo (mm)
Cf1	1418,30	557,43	20,36
Cf2	1393,40	547,64	18,55
Cf3	1356	532,94	18,58
Cf4	1309,20	514,55	18,26
Cf5	1572,60	618,07	15,84
Média	1409,90	554,12	18,32
Desvio padrão	99,82	39,23	1,66

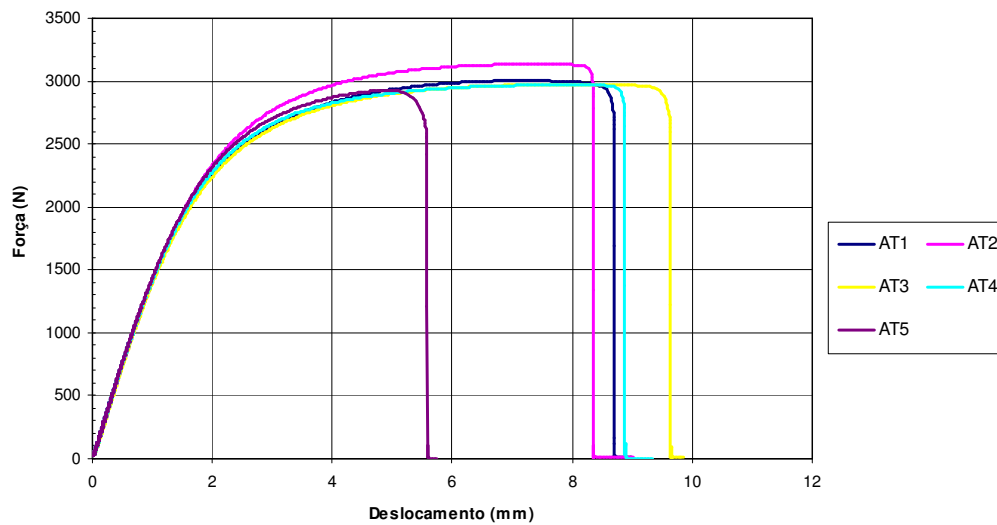


Figura 13 – Curvas de força-deslocamento do ensaio de tração dos fios da marca A

Tabela 5: Força e tensão máximas, força, tensão e deformação até o escoamento obtidos no ensaio de tração (t) da marca A

	Força máxima (N)	Tensão máxima (MPa)	Força de escoamento (N)	Tensão de escoamento (MPa)	Deformação até o escoamento (mm)
At1	3004,1	1180,68	1251,7	491,95	0,86
At2	3137,1	1232,96	1229,8	483,3413	0,84
At3	2975,9	1169,60	1247	490,1013	0,87
At4	2972,8	1168,38	1240,7	487,6252	0,85
At5	2929	1151,17	1256,4	493,7957	0,85
Média	3003,78	1180,56	1245,12	489,36	0,85
Desvio padrão	79,22	31,14	10,35	4,07	0,01

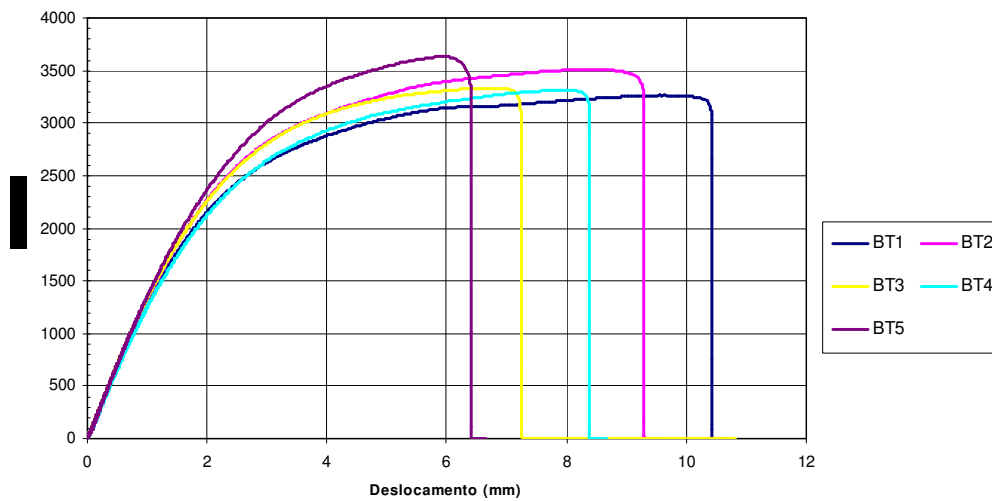


Figura 14 – Curvas de força-deslocamento do ensaio de tração dos fios da marca B

Tabela 6: Força e tensão máximas, força, tensão e deformação até o escoamento obtidos no ensaio de tração (t) da marca B.

	Força máxima (N)	Tensão máxima (MPa)	Força de escoamento (N)	Tensão de escoamento (MPa)	Deformação até o escoamento (mm)
Bt1	3263,8	1282,75	1195,4	469,82124	0,92
Bt2	3511	1379,91	1214,1	477,17079	0,91
Bt3	3329,5	1308,57	1193,8	469,1924	0,88
Bt4	3313,9	1302,44	1153,1	453,19631	0,91
Bt5	3633,1	1427,90	1226,7	482,1229	0,89
Média	3410,26	1340,32	1196,62	470,30	0,90
Desvio padrão	155,78	61,22	27,90	10,97	0,016

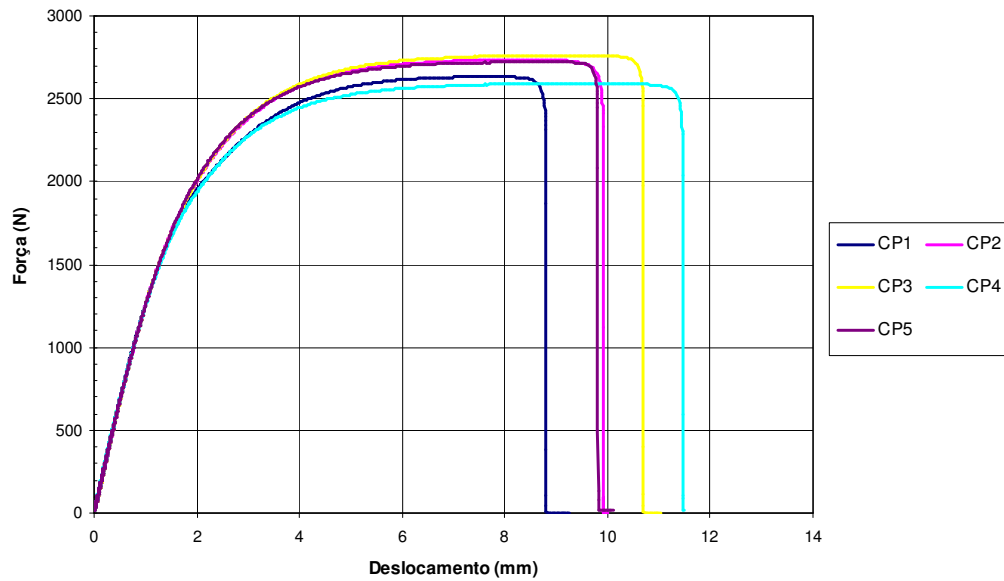


Figura 15 – Curvas de força-deslocamento do ensaio de tração dos fios da marca C

Tabela 7: Força e tensão máximas, força, tensão e deformação até o escoamento obtidos no ensaio de tração (t) da marca C.

	Força máxima (N)	Tensão máxima (MPa)	Força de escoamento (N)	Tensão de escoamento (MPa)	Deformação até o escoamento (mm)
Ct1	2634,80	1035,54	978,59	384,61	0,74
Ct2	2735,00	1074,92	983,88	386,69	0,75
Ct3	2763,10	1085,97	988,21	388,39	0,76
Ct4	2591,00	1018,33	907,93	356,84	0,68
Ct5	2724,00	1070,60	1026,21	403,33	0,74
Média	2689,58	1057,07	976,96	383,97	0,74
Desvio padrão	73,10	28,72	42,92	16,87	0,03

As figuras 16 e 17 abaixo apresentam as curvas médias das marcas A, B e C no ensaio de flexão e tração respectivamente.

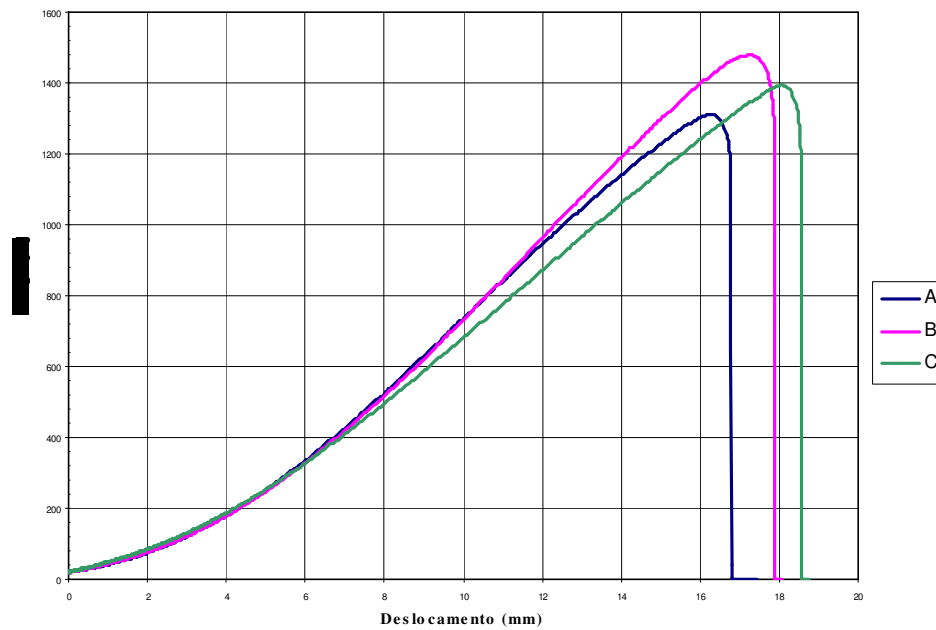


Figura 16: Curvas médias comparativas do ensaio de flexão das marcas A, B e C.

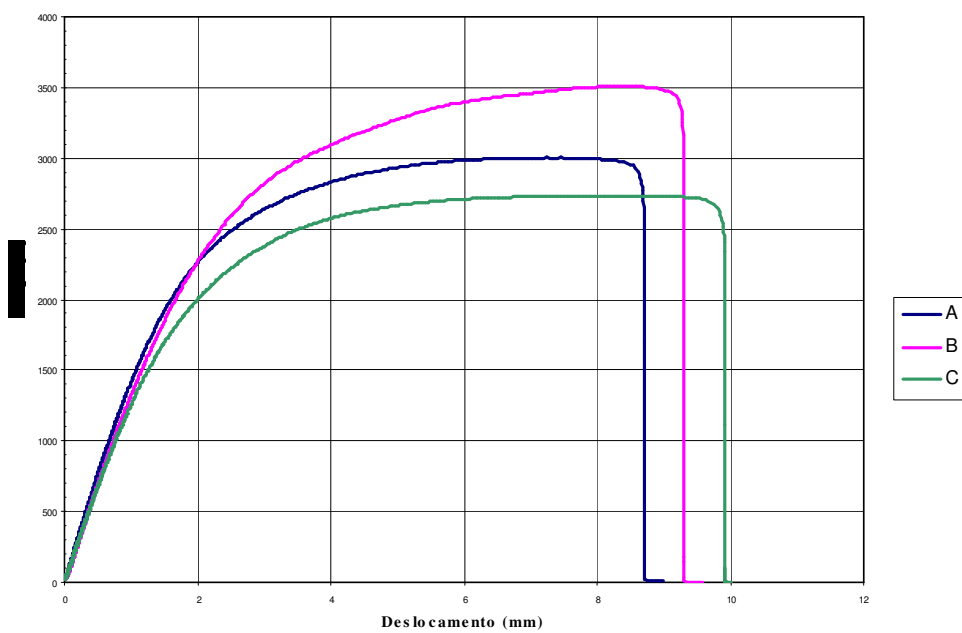


Figura 17: Curvas médias comparativas do ensaio de tração das marcas A, B e C.

A seguir encontram-se as tabelas 8 e 9 que mostram os resultados da comparação estatística entre as marcas A, B e C no ensaio de flexão e no ensaio de tração respectivamente.

Tabela 8: Comparação dos resultados das marcas A, B e C no ensaio de flexão

	Marca	Força máxima (N)	Tensão máxima (MPa)	Deslocamento máximo (mm)
Média	A	1249,64	491,14	16,11
	B	1490,00	585,60	17,77
	C	1409,90	554,12	18,32
Desvio padrão	A	100,81	39,62	0,87
	B	15,24	5,99	0,46
	C	99,82	39,23	1,66
p – valor		0,0019	0,0019	0,020

Tabela 9: Comparação dos resultados das marcas A, B e C no ensaio de tração

	Marca	Força máxima (N)	Tensão máxima (N)	Força de escoamento (N)	Tensão de escoamento	Deformação até o escoamento (mm)
Média	A	3003,78	1180,56	1245,12	489,36	0,85
	B	3410,06	1340,32	1196,62	470,30	0,90
	C	2689,58	1050,07	976,96	383,97	0,74
Desvio padrão	A	79,22	31,14	10,35	4,07	0,01
	B	156,01	61,22	27,90	10,97	0,02
	C	73,10	28,72	42,92	16,87	0,03
p – valor		0,0000009	0,0000009	< 0,000001	<0,0000001	0,0000001

A tabela 10 compara os valores de tensões máximas médias no ensaio de tração das marcas A, B e C com o intervalo de tensão máxima recomendado pela norma para esse ensaio com fios de Kirschner de diâmetro entre 1,5 e 2 mm.

Tabela 10: Comparação das tensões máximas médias no ensaio de tração das marcas A, B e C com o intervalo recomendado pela norma técnica.

	Marca A	Marca B	Marca C	ABNT NBR ISO 5832-1
Tensão máxima				
média (MPa)	1180,56	1340,32	1050,07	1350 a 1600

5 DISCUSSÃO

Para nos certificarmos de que os fios de Kirschner de distintos fabricantes utilizados em nosso meio, no fixador de Ilizarov, possuam características mecânicas que confirmem estabilidade ao sistema de fixação e sabendo que o seu desempenho mecânico interfere no resultado final do tratamento^{18, 19, 20} decidimos realizar este trabalho. Sendo o fio de kirschner peça chave do dispositivo^{20, 21}, espera-se que ele resista adequadamente quando submetido a esforço de flexão, como acontece na prática clínica, bem como a tração, que possui parâmetros estabelecidos por norma técnica.

No presente estudo, as amostra de fios da marca A, B e C apresentaram valores de resistência à tração inferiores aos estabelecidos pela norma técnica ABNT NBR ISO 5832-1, designada: Implantes para cirurgia – Materiais metálicos – Parte 1: Aço inoxidável conformado. Essa norma estabelece que fios com diâmetro de 1,5 a 2 mm devem ter limite máximo de resistência à tração (tensão máxima) entre 1350 e 1600 MPa. Dos 15 corpos de provas (5 de cada marca) submetidos à tração, apenas 2 da marca B apresentaram valores superiores ao valor mínimo exigido pela norma.

A norma ABNT NBR ISO 5832-1, não especifica os valores de outros parâmetros de extrema importância para o estudo mecânico dos fios tais como a tensão de escoamento – solicitação aplicada para que o fio perca suas propriedades elásticas. Quando o fio deforma-se plasticamente, deixa de possuir as propriedades originais e assim não mais permite a micro-movimentação controlada desejável no foco de fratura óssea, comprometendo o tratamento. *Hillard et al.*²² em seu trabalho com fios de Kirschner de 1,8 mm de diâmetro submetidos a tração obtiveram valores de tensão de escoamento médio de 685 MPa com desvio padrão de 9,2. Nesse estudo obtivemos uma média de 489,36 MPa e desvio padrão 4,07 (marca A), 470,30 MPa e desvio padrão 10,97 (marca B) e 383,97 MPa e desvio padrão 16,87 (marca C). Quanto a resistência à tração (tensão máxima), a média encontrada naquele estudo foi de 1337 MPa com desvio padrão de 60,7 enquanto que no presente trabalho foi de 1180,56 MPa e desvio padrão 31,14 (marca A), 1340,32 MPa com desvio padrão 61,22 (marca B) e 1050,07 MPa com desvio padrão de 28,72 (marca C).

*Mullins et al*⁴ realizaram ensaios destrutivos de tração com fios de Kirschner de fabricação britânica e relataram que a força de ruptura dos fios foi de 3500 N. Esse valor foi superior ao observado no presente estudo para os valores de força máxima. A força máxima

obtida no presente trabalho foi em média de 3003,78 N (marca A), 3410,06 N (marca B) e 2689,58 (marca C).

Quanto à amostra de fios para os ensaios, vale ressaltar que *Hillard et al*, utilizaram em seu trabalho 12 fios para o ensaio de tração. *Mullins et al* em seu estudo utilizaram 3 fios. No presente estudo utilizamos 5 fios para cada marca no ensaio de tração.

Quando comparadas as variáveis do ensaio de tração entre as marcas A, B e C verificamos que a marca B apresentou valor médio maior estatisticamente significantes para resistência tração (tensão máxima), ou seja, suportou uma carga maior até a ruptura do fio. Entretanto, a marca A obteve uma média superior na resistência ao escoamento (tensão de escoamento), ou seja, suportou uma carga superior até atingir deformações permanentes. A marca C apresentou valores inferiores aos da marca A e B nesses mesmos parâmetros (tensão máxima e tensão de escoamento).

No ensaio de flexão constatamos que a marca B também apresentou valor médio maior de resistência à flexão (tensão máxima). Nesse ensaio, a marca C apresentou a segunda maior média de tensão máxima enquanto que a marca A teve a menor média.

Apesar de não existir uma norma para ensaio de flexão com fios de Kirschner, optamos por realizá-lo nesse estudo, para simular a situação clínica real que ocorre com o fio montado no fixador, na qual o mesmo atua como um componente estrutural.

A pré-tensão aplicada ao fio no momento da montagem depende da finalidade da fixação, da localização anatômica e do peso do paciente. A literatura ⁴ mostra que os valores recomendados variam de 980 N (100 Kgf) a 1275 N (130 Kgf). Os trabalhos de Ilizarov GA et al ^{apud 14}, trazem as seguintes recomendações para os valores de tração: um fio em um semi-anel sobre uma bandeirinha – 490 N (50 Kgf); um fio sobre um anel – 686 N (70 Kgf); dois fios sobre um anel (em jovens) – 1078 N (110 Kgf); dois fios sobre um anel (em adultos) – 1176 N (120 Kgf) e dois fios sobre um anel (em obesos) – 1274 N (130 Kgf). Em nosso estudo estabelecemos o valor de 1078 N (110 Kgf) como o valor de pré-tensão nos ensaios de tração, por ser o valor mais comumente utilizado na prática clínica. Cabe salientar, que ensaios com valores variados de pré-tensão como os realizados por *Zhang* ²⁰, agregariam mais resultados e devem ser considerados em estudos posteriores.

Apesar das amostras ensaiadas nesse estudo, pertencentes a três fabricantes distintos, terem apresentado diferente desempenho mecânico estatisticamente significativamente, é importante salientar que mais estudos são necessários para confirmarmos a hipótese deste trabalho. Seria recomendável e mais elucidativo, o ensaio com amostras maiores e a aplicação

de outras classes de ensaios mecânicos tais como os ensaios cíclicos de fadiga que simulariam a situação clínica com maior propriedade.

Como o desempenho mecânico dos fios de Kirschner no ensaio mecânico de tração, apresentou valores inferiores aos recomendados pela norma ABNT NBR ISO 5832-1 (tabela 10), seriam interessantes novos estudos para nos certificarmos de que a resistência proporcionada pelos mesmos, garante estabilidade ao sistema de fixação e assim alterar os valores sugeridos pela norma ou, caso contrário, recomendar aos fabricantes que reavaliem a resistência dos fios por eles produzidos para o uso no fixador de Ilizarov.

6 CONCLUSÕES

1. Os fios de Kirschner de três fabricantes nacionais apresentam diferenças de desempenho nos ensaios mecânicos.
2. A maior parte dos fios submetidos ao ensaio de tração tem valores de tensão máxima, inferiores ao limite mínimo recomendado pela norma ABNT NBR ISO 5832-1.

REFERÊNCIAS

1. Jasinska-Choromanska, D. Kolodziej, W. Choromanski, J.J. Telega. Progress in development of external fixation devices for bone fractures healing. In: Telega J.J., editor. Orthopaedic Biomechanics. AMAS Workshop – OBM'02, Wroclaw, September 1– 4, 2002. Warsaw: AMAS – ABIOMED; 2003. p. 191 – 222 .
2. Court-Brown CM, Caesar B. Epidemiology of adult fractures: A review. *Injury*. 2006 Aug; 37(8): 691-7.
3. Vidal J. External fixation: yesterday, today and tomorrow. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1983 November; 180: 7 – 14.
4. Mullins MM, Davidson AW, Goodier D, Barry M. The biomechanics of wire fixation in the Ilizarov system. *Injury*. 2003 Feb; 34(2): 155-7.
5. Yilmaz E, Belhan O, Karakurt L, Arslan N, Serin E. Mechanical performance of hybrid Ilizarov external fixator in comparison with Ilizarov circular external fixator. *Clinical Biomechanics*. 2003 July; 18 (6): 518 – 522.
6. Podolsky A, Chao EYS. Mechanical performance of Ilizarov circular external fixators in comparison with other external fixators. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1993 August; 293: 61 – 70.
7. Kummer, FJ. Biomechanics of the Ilizarov external fixator. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1992 July; 280: 11 – 14.
8. Nikonovas A, Harrison AJ. A simple way to model wires used in rig fixators: analysis of the wire stiffness effect on overall fixator stiffness. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*. 2005; 219(1): 31 – 42.
9. Bronson DG, Samchukov ML, Birch JG, Browne RH, Ashman RB. Stability of external circular fixation: a multi-variable biomechanical analysis. *Clinical Biomechanics*. 1998 Sep; 13(6): 441 – 448.
10. Aronson J, Harp JH Jr. Mechanical considerations in using tensioned wires in a transosseous external fixation system. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1992 July; 280: 23 – 29.
11. Who named it [homepage na internet]. Norway: biographical dictionary of medical eponyms; 1994 – 2007 [acesso em 2007 Nov 3]. Disponível em: <http://www.whonamedit.com/synd.cfm/2860.html>.
12. Antoci V, Raney EM, Antoci V Jr, Voor MJ, Roberts CS. Biomechanics of olive wire positioning and tensioning characteristics. *Journal of Pediatric Orthopedics*. 2005 Nov – Dec; 25(6): 798 – 803.
13. Metcalfe AJ, Branfoot T, Shelbrook K, Oleksak M, Saleh M. Tibial fractures treated with circular fixation: does the use of olive wires at the fracture site improve healing?. *Injury*. 2003 Feb; 34(2): 145-9.

14. Mercadante, Marcelo Tomanik (Org.). Clínica Ortopédica – Fixadores Externos. Medsi, 2000. v. 2.
15. ASAMIFIX [homepage na internet]. Brasil: Comitê A.S.A.M.I. fixadores externos da Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia; 2007 [acesso em 2007 Nov 3]. Disponível em: <http://www.asamifix.com.br/index.html>.
16. Yang L, Nayagam S, Saleh M. Stiffness characteristics and inter-fragmentary displacements with different hybrid external fixators. *Clinical Biomechanics*. 2003 Feb; 18(2): 166-72.
17. Aronson J, Harp JH. Mechanical forces as predictor of healing during tibial lengthening by distraction osteogenesis. *Clinical Orthopaedics and related research*. 1994 Apr; 301: 73-9.
18. Nele U, Maffuli N, Pintore E, Biomechanics of radiotransparent circular external fixators. *Clinical Orthopaedics and related research*. 1994 Nov; 308: 68 – 72.
19. Wu JJ, Shyr HS, Chao EY, Kelly PJ. Comparison of osteotomy healing under external fixation devices with different stiffness characteristics. *The Journal of bone and joint surgery. American Volume*. 1984 Oct; 66(8): 1258-64.
20. Zhang G. Geometric and material nonlinearity in tensioned wires of an external fixator. *Clinical Biomechanics*. 2004 Jun; 19(5): 513-8.
21. Bianchi-Maiocchi A. ¿ Osteosíntesis rígida o elástica? In: Ilizarov GA. Osteosíntesis. Técnica de Ilizarov. Ediciones Norma, S.A; 1990. Edición en español. p. 7 – 18.
22. Hillard PJ, Harrison AJ, Atkins RM. The yielding of tensioned fine wires in the Ilizarov frame. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*. 1998; 212(1): 37 – 47.
23. Watson MA, Mathias KJ, Maffulli N, Hukins DW. The effect of clamping a tensioned wire: implications for the Ilizarov external fixation system. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*. 2003; 217(2): 91 – 8.
24. MSPC; Marco Soares. [homepage na internet]. Artigos e informações, periodicamente ampliadas ou atualizadas, sobre áreas técnicas diversas [acesso em 2007 Nov 14]. Disponível em: <http://www.mspc.eng.br/ciemat/ensaio110.shtml>. Autorizado pelo autor em 15/11/2007.

NORMAS ADOTADAS

Este trabalho foi realizado seguindo a normatização para trabalhos de conclusão do Curso de Graduação em Medicina, aprovada em reunião do Colegiado do Curso de Graduação em Medicina da Universidade Federal de Santa Catarina, em 27 de novembro de 2005.

FICHA DE AVALIAÇÃO

A avaliação dos trabalhos de conclusão do Curso de Graduação em Medicina obedecerá os seguintes critérios:

1º. Análise quanto à forma (O TCC deve ser elaborado pelas Normas do Colegiado do Curso de Graduação em Medicina da Universidade Federal de Santa Catarina);

2º. Quanto ao conteúdo;

3º. Apresentação oral;

4º. Material didático utilizado na apresentação;

5º. Tempo de apresentação:

- 15 minutos para o aluno;
- 05 minutos para cada membro da Banca;
- 05 minutos para réplica

DEPARTAMENTO DE: _____

ALUNO: _____

PROFESSOR: _____

NOTA

1. FORMA

2. CONTEÚDO

3. APRESENTAÇÃO ORAL

4. MATERIAL DIDÁTICO UTILIZADO

MÉDIA: _____ (_____)

Assinatura: _____