

Resistência mecânica às forças de tração e flexão: proposta de novo desenho para os pinos de Schanz dos fixadores externos monolaterais*

Mechanical resistance to traction and flexion forces: proposal of a new design for Schanz pins of single-side external fixators

MARCELO TOMANIK MERCADANTE¹, RALPH WALTER CHRISTIAN², KODI EDSON KOJIMA³, JOSÉ OCTÁVIO SOARES HUNGRIA³, LÚCIO NUNO FAVARO LOURENÇO FRANCISCO⁴, DANIEL OSAMU YAMAGUTI⁴, CHRISTIANO AUGUSTO DE CASTRO TRINDADE⁵, ALAN ROBSON TRIGUEIRO DE SOUSA⁵, GUILHERME FINARDI GODOY⁵, ANTÔNIO G. DE MELLO JÚNIOR⁶, FLÁVIO JORGE BETTARELLO⁷, ABNER CABRAL NETO⁸

RESUMO

Objetivo: Determinar a resistência mecânica à tração e à flexão de três modelos de pinos de Schanz, dois disponíveis no Brasil e o proposto neste estudo: o cônico com 4,0 a 5,0mm de diâmetro máximo, o pino com diâmetro de 5,0mm, comprimento de rosca de 40mm e alma de 3,2mm e o proposto neste trabalho, com 5,0mm de diâmetro, alma de 3,2mm

e comprimento de rosca de 15mm, com o propósito de apontar o mais eficaz. **Métodos:** Foram construídos 48 corpos de provas, distribuídos em seis grupos com oito corpos cada. A resistência à tração foi testada nos grupos 1, 2 e 3 utilizando-se uma máquina de tração de fabricação ITM®. Para verificar a resistência à flexão, nos grupos 4, 5 e 6, foram usados um perfurador de bancada, marca *Cardo-*

* Trabalho realizado 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) – São Paulo (SP), Brasil.

1. Doutor; Professor Adjunto do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo; Chefe do Grupo de Trauma do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Santa Casa de São Paulo. Orientador do Projeto – São Paulo (SP), Brasil.
2. Doutor; Médico Ortopedista da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo – São Paulo (SP), Brasil.
3. Mestre; Médico Ortopedista da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo – São Paulo (SP), Brasil.
4. Pós-graduando do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo – São Paulo (SP), Brasil.
5. Acadêmico do 5º ano de Medicina da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo – São Paulo (SP), Brasil.

6. Doutor; Professor de Engenharia Mecânica da Universidade Presbiteriana Mackenzie; Coordenador do curso de Engenharia Mecânica – São Paulo (SP), Brasil.

7. Acadêmico do 5º ano do Curso de Engenharia Mecânica da Universidade Presbiteriana Mackenzie – São Paulo (SP), Brasil.
8. Técnico do Laboratório de Ensaio de Materiais da Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie – São Paulo (SP), Brasil.

Endereço para correspondência: Santa Casa de Misericórdia de São Paulo – Departamento de Ortopedia e Traumatologia (Pavilhão “Fernandinho Simonsen”), Rua Dr. Cesário Motta Jr., 112 – 01227-900 – São Paulo – SP. Tel.: (11) 2176-7000, ramal 1561, e-mail: trauma@santacasasp.org.br.

Este trabalho recebeu apoio e bolsa do FAP – Fundo de Apoio à Pesquisa 2006 da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo – São Paulo (SP), Brasil.

Recebido em 12/2/08. Aprovado para publicação em 11/6/08.
Copyright RBO2008

so® FFC-20 na instalação do pino e, em seguida, a máquina universal de ensaios ZD100PU. **Resultados:** Nos testes de tração os pinos cônicos suportaram a tração média de 98,462kgf; os de rosca uniforme longa (40mm), 283,70kgf; e os pinos propostos com rosca uniforme de 15mm, a força média de 116,947kgf. A diferença estatística não foi significativa entre os grupos. Nos testes de flexão, os pinos cônicos resistiram à força de 6,563kgf; os pinos com rosca uniforme de 40mm, à força média de 6,177kgf; e os pinos propostos, à força média de 30,275kgf, existindo diferença significativa com os grupos anteriores. **Conclusões:** Os três modelos de pinos de Schanz apresentaram resistência equivalente à tração e o modelo proposto – comprimento de rosca de 15mm – é significativamente mais resistente às forças de flexão.

Descritores – Fixadores externos; Pinos ortopédicos; Resistência de materiais

ABSTRACT

Objective: To determine the mechanical resistance to traction and flexion of three models of Schanz pins, two of them available in Brazil, and the one proposed in this study: a conic pin with 5.0 mm diameter, 40 mm thread length, 3.2 mm bore, and the one proposed in this paper, with 5.0 mm in diameter, 3.2 mm bore, and 15 mm thread length, in order to show which one is the most effective. **Methods:** The authors built 48 test samples divided in six groups, with eight sample per group. Traction strength was tested in groups 1, 2, and 3 using a traction machine manufactured by ITM®. To check flexion strength in groups 4, 5, and 6, they used a bench perforator manufactured by Cardoso® FFC-20 in the pin installation, and then the Universal Assay Machine ZD100PU. **Results:** In traction tests, the conic pins stood a mean traction of 98.462 kgf, those with uniform long thread (40 mm) 283.70 kgf, and the proposed pins with uniform thread of 15 mm, stood the mean strength of 116.947 kgf. The statistic difference among the groups was not significant. In the flexion test, the conic pins stood a strength of 6.563 kgf, the pins with uniform thread of 40 mm stood the mean strength of 6.177 kgf, and the

proposed pins stood the mean strength of 30.275 kgf, there being a significant difference when compared to the previous groups. **Conclusions:** The three models of Schanz pins presented equivalent traction strength, and the proposed model – thread length of 15 mm – is significant more resistant to flexion strengths.

Keywords – External fixators; Bone nails; Material resistance

INTRODUÇÃO

Atualmente, é impensável um Serviço que preste atendimento ortopédico de emergência que não empregue os métodos de fixação externa das fraturas. Essa osteossíntese pode ser realizada rapidamente e com mínima agressão aos tecidos adjacentes à lesão. Essa peculiaridade determina a crescente indicação para o tratamento de lesões traumáticas do esqueleto apendicular, em especial nas produzidas por alto grau de energia.

A estabilidade possível com cada montagem do fixador externo varia segundo diversos fatores. Um com grande relevância, em especial nos fixadores lineares, são os pinos de Schanz, encontrados no mercado com desenho, diâmetro e conformação variados. Tendo a função de conectar o osso ao tubo do fixador linear, os pinos de Schanz entram em contato com o organismo do paciente e, portanto, devem ter características físico-químicas adequadas em conformidade com normas técnicas. Essa necessidade impede que ligas mais resistentes às forças de flexão e torção, de emprego rotineiro na metalurgia, sejam aqui utilizadas. Resta-nos otimizar o desenho espacial desses pinos para que resistam às forças sem deformar ou se soltar do osso. A soldura dos pinos é especialmente temida, por criar espaço morto ao seu redor, condição propícia para infecção bacteriana, perda da estabilidade da osteossíntese e deformidade ou retarde da consolidação.

Propomos um modelo de pino de Schanz de baixo custo financeiro, facilmente produzido a partir de pinos disponíveis no mercado brasileiro. Na busca da comprovação de sua eficácia, realizamos testes biomecânicos comparando-o com outros modelos de pinos, no Laboratório de Metrologia de Força-Engenha-

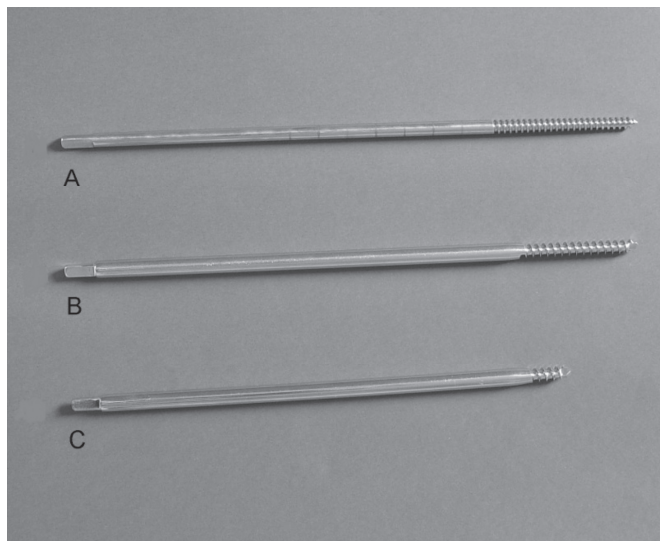


Figura 1 – Pinos de Schanz utilizados no trabalho: **A)** pino cônico de 5,0mm; **B)** pino cilíndrico de 5,0mm, comprimento de rosca de 42mm; **C)** pino cilíndrico de 5,0mm, comprimento de rosca de 12mm.

ria Mecânica, da Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie (LMF-EE-UPM), em São Paulo, SP.

MÉTODOS

Comparamos três tipos diferentes de pinos de Schanz. Dois modelos são pinos comercializados, em kits para fixação externa das fraturas dos ossos longos, por diversas empresas presentes no mercado brasileiro. São os fixadores que utilizam as presilhas de duralumínio em forma de mola, com um parafuso fechando a mola e simultaneamente fixando, quando apertado, o pino de Schanz. Esse é o modelo mais frequentemente utilizado nos serviços de emergência da rede pública no Brasil.

O primeiro (modelo A) é um pino cônico, com diâmetro de rosca máximo de 5,0mm, com comprimento de rosca de 50mm e 200mm de comprimento total (figuras 1 e 2, quadro 1). Apresenta alma de 3,8mm, passo de 2,0mm. A diferença dos diâmetros de rosca máximo e mínimo forma uma angulação de $0^{\circ}37'$, conferindo o aspecto cônico a esse pino. O segundo (modelo B) é um pino cilíndrico, com diâmetro uniforme de 5,0mm, comprimento de rosca de 40mm, com alma no segmento com rosca de 3,2mm e comprimen-

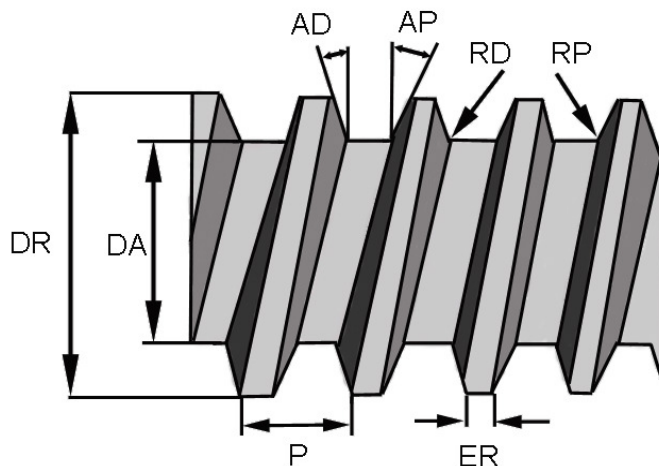


Figura 2 – Desenho esquemático da porção rosqueada dos pinos de Schanz com suas denominações: diâmetro da rosca (DR), diâmetro da alma (DA), passo (P), espessura da rosca (ER), ângulo proximal da rosca (AP), ângulo distal da rosca (AD), raio proximal da rosca (RP) e raio distal da rosca (RD).

QUADRO 1

Dimensões dos pinos de Schanz dos modelos A (cônicos), B (cilíndricos com rosca de 40mm de comprimento) e C (cilíndricos com 15mm de comprimento)

	A	B	C
Formato da rosca	Cônica	Cilíndrica	Cilíndrica
Comprimento total (mm)	200	200	175
Comprimento de rosca (mm)	50	40	15
Diâmetro de rosca (mm)	5 ^a /4,2 ^b	5	5
Diâmetro da haste lisa (mm)	5	6	6
Passo (mm)	2	2,5	2,5
Alma (mm)	3,8	3,2	3,2
Espessura da rosca (mm)	0,5	0,1	0,1
Ângulo proximal da rosca (°)	25	5	5
Ângulo distal da rosca (°)	25	25	25
Raio proximal da rosca (mm)	0,1	0,3	0,3
Raio distal da rosca (mm)	0,1	0,8	0,8

^a Diâmetro máximo. ^b Diâmetro mínimo.

to total de 200mm. Ambos os modelos fixam a rosca nas duas corticais ósseas, tanto na diáfise como na metáfise dos ossos longos (chamadas cortical cis – a adjacente ao fixador – e cortical trans – a situada após a medular óssea).

O terceiro modelo (C) é o proposto neste estudo. Tem desenho idêntico ao do segundo, exceto pelo comprimento de rosca, que é de 15mm. Nessa configuração, a fixação do pino à cortical óssea se dá exclusiva-

mente na cortical trans, enquanto na cortical cis ocorre o apoio do talo de 5,0mm. O comprimento total desse modelo é de 175mm. Todos são confeccionados com aço inoxidável que segue as normas NBR ISO 5832-1.

Para os testes de resistência à tração e às forças de flexão, idealizamos espécimes idênticos com os modelos de pinos de Schanz descritos fixados a um tubo de polipropileno, que fez as vezes do osso; os pinos estavam dispostos perpendicularmente ao tubo. Os mesmos espécimes foram utilizados nos testes de resistência à tração e à flexão. Os testes para verificar os efeitos da tração foram aplicados primeiro, por ser previsível a inutilização por deformação plástica definitiva dos pinos após os teste de flexão.

Os corpos de prova são constituídos por tubo de polipropileno confeccionado para o teste e pelo pino de Schanz a ser avaliado. As dimensões dos tubos de polipropileno são de 500mm de comprimento por 35mm de diâmetro. Nos tubos inicialmente maciços, foi confeccionado um furo em seu interior com broca de 21mm, buscando reproduzir o aspecto de osso longo, com cortical de 7mm de espessura e medular de 21mm.

Os pinos de Schanz, 16 para cada um dos três modelos, foram divididos em seis grupos, com oito pinos cada, totalizando 48 corpos de prova. Os pinos modelo A constituíram os grupos 1 (resistência à tração) e 4 (resistência à flexão), os pinos modelo B constituíram os grupos 2 (tração) e 5 (flexão) e os modelo C constituíram os grupos 3 (tração) e 6 (flexão).

Teste de resistência à tração

Os pinos foram introduzidos perpendicularmente aos tubos de polipropileno. O orifício inicial foi realizado com broca de 3,2mm de diâmetro acoplada a um perfurador elétrico manual *Black & Decker® Concrector Master*. O pino de Schanz foi instalado em seguida, atravessando as duas corticais, até o aparecimento da ponta do pino na cortical trans do tubo. Os modelos A (grupo 1) e B (grupo 2) ficaram fixos ao tubo pela rosca nas duas corticais. O modelo C (grupo 3) estava fixo pela rosca na cortical trans e tinha a haste lisa do talo de 5,0mm de diâmetro ocupando a cortical cis (figura 3). O teste de tração foi realizado com máquina de tração de fabricação *ITM®*. O tubo de polipropileno

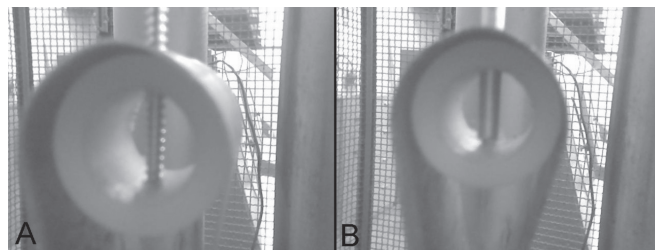


Figura 3 – Teste de resistência à tração demonstrando **A)** o pino do modelo A fixado pela área rosqueada em ambas as corticais do tubo de polipropileno (mesma situação do modelo B); e **B)** pino do modelo C fixado pela área rosqueada na cortical trans e pela haste lisa na cortical cis.

foi fixado a um suporte enquanto o pino era tracionado pela máquina na direção de seu eixo longo, portanto, perpendicularmente ao tubo, e com força crescente. A força de tração em kgf, aferida pela máquina, foi considerada máxima quando se deslocou de sua inserção no tubo.

Teste de resistência à flexão

Para esse teste foi necessária a padronização da introdução dos pinos nos tubos. O resultado seria falhado se o pino estivesse atravessando diâmetro menor do que aquele máximo do tubo de polipropileno. Para eliminar a fonte de erro, os pinos foram fixados ao tubo de polipropileno por perfurador de bancada marca *Cardoso® FFC-20* e, da mesma forma que no teste de tração, foram introduzidos perpendicularmente ao tubo, atravessando as duas corticais, até o aparecimento da extremidade na cortical trans.

O teste de flexão foi realizado com *máquina universal de ensaios ZD100PU* com apoio a 145mm do tubo nos grupos 4 e 5 e apoio a 120mm no grupo 6, que tinha menor comprimento. Devido à diferença no comprimento, os valores encontrados no grupo 6 foram normalizados, multiplicando os resultados encontrados para cada pino deste grupo por 0,827586 (120mm/145mm).

O tubo de polipropileno, fixo à máquina, era rodado por esta, enquanto o pino permanecia apoiado. A rotação foi aplicada de forma manual por meio de uma manivela, cuja volta completa (360 graus) determinava a rotação de 4,5° no tubo (figura 4). A força resultante sobre o pino ao final de cada movimento de 4,5°

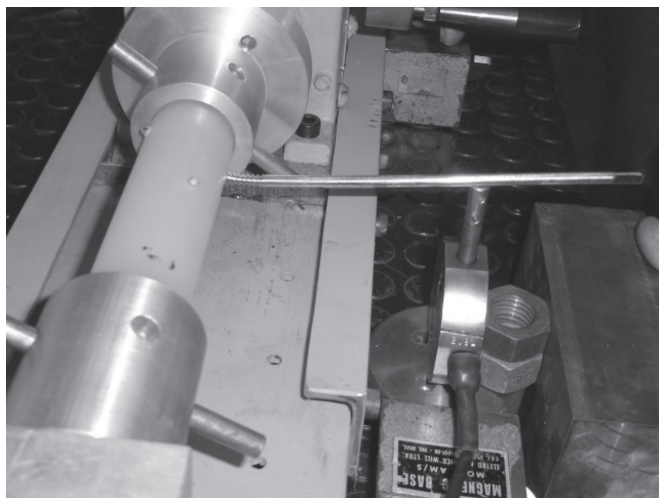


Figura 4 – Teste de resistência à flexão. A rotação do polipropileno pela máquina provocou a deformação do pino de Schanz.

do sistema era considerada como a máxima nesse ciclo. Foram realizados ciclos sucessivos de 4,5° até os valores se tornarem constantes ou diminuíssem, demonstrando a deformidade plástica do pino. Foram considerados os valores máximos em kgf suportado por cada pino.

RESULTADOS

Teste de resistência à tração

Os valores máximos suportados pelos pinos em cada um dos três grupos são demonstrados na tabela 1 e no gráfico 1. No grupo 1, formado pelos pinos do modelo A (pinos cônicos com 5,0mm de diâmetro máximo de

TABELA 1
Força de resistência à tração (kgf) dos pinos de Schanz dos modelos A (cônico), B (cilíndrico, rosca de 40mm de comprimento) e C (cilíndrico, rosca de 15mm de comprimento)

	Modelo A	Modelo B	Modelo C
Pino 1	124,057	205,681	136,239
Pino 2	120,639	159,951	114,578
Pino 3	53,753	366,673	68,224
Pino 4	112,468	178,968	48,285
Pino 5	77,881	372,586	156,950
Pino 6	58,953	416,979	138,379
Pino 7	113,033	371,427	118,589
Pino 8	126,909	197,391	154,335
Média	98,462	283,707	116,947

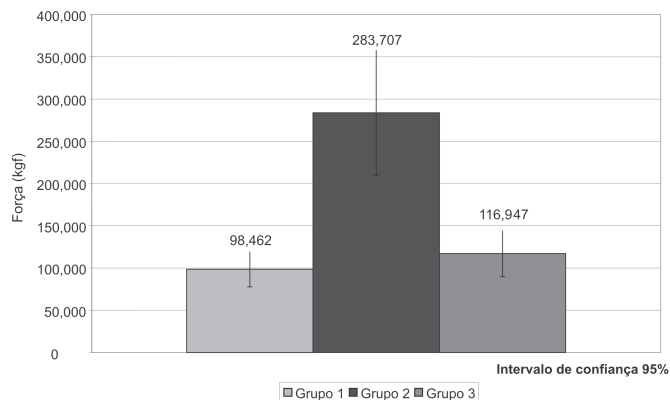


Gráfico 1 – Média das forças de resistência à tração (kgf) dos pinos de Schanz dos grupos 1 (cônico), 2 (cilíndrico, rosca de 40mm de comprimento) e 3 (cilíndrico, rosca de 15mm de comprimento)

rosca), a média dos valores máximos de tração suportados foi de 98,462kgf, variando de 53,753kgf a 126,909kgf.

No grupo 2, formado pelos pinos do modelo B (pinos com diâmetro uniforme de 5,0mm e comprimento de rosca de 40mm), a média dos valores máximos de resistência à tração foi de 283,707kgf, variando de 159,951kgf a 416,979kgf.

No grupo 3, formado pelos pinos do modelo C (pinos com diâmetro uniforme de 5,0mm e comprimento de rosca de 15mm), a média dos valores máximos de resistência à tração foi de 116,947kgf, variando de 48,285kgf a 156,950kgf.

Ao comparar os resultados dos grupos, aos pares, encontramos para G1 x G2 $p = 0,06$, para G1 x G3 $p = 0,306$ e para G2 x G3 $p = 0,07$. A comparação entre os grupos, aos pares, não demonstrou diferença com significância estatística entre os grupos de pinos para resistir às forças de tração.

Teste de resistência à flexão

Os valores máximos de força aplicada sobre cada pino, nos três grupos, até que se deformassem, estão demonstrados na tabela 2 e gráfico 2. Os valores parciais, obtidos a cada ciclo de 4,5° de rotação, estão representados no gráfico 3.

No grupo 4, constituído pelos pinos do modelo A, a intensidade média da força para deformar os pinos foi de 6,563kgf, variando de 5,913kgf a 6,864kgf.

TABELA 2
Força máxima de resistência à flexão (kgf) dos pinos de Schanz dos grupos 4 (cônico), 5 (cilíndrico, rosca de 40mm de comprimento) e 6 (cilíndrico, rosca de 15mm de comprimento)

	Grupo 4	Grupo 5	Grupo 6*
Pino 1	6,329	5,646	31,968
Pino 2	6,864	6,240	29,632
Pino 3	5,913	5,765	30,690
Pino 4	6,597	7,399	29,755
Pino 5	6,656	5,467	30,370
Pino 6	6,448	6,299	30,862
Pino 7	6,864	5,913	29,411
Pino 8	6,834	6,686	29,509
Média	6,563	6,177	30,275

* Os resultados do grupo 6 apresentados já estão normalizados para o menor comprimento do pino de Schanz e para o conseqüente apoio da máquina mais próximo do tubo.

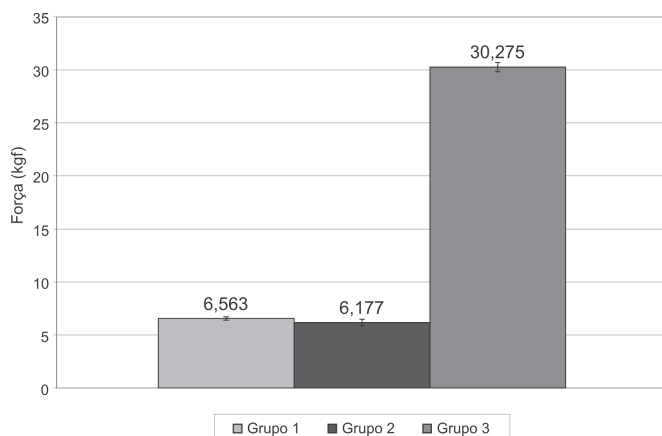


Gráfico 2 – Média das forças máximas de resistência à flexão (kgf) dos pinos de Schanz dos grupos 1 (cônico), 2 (cilíndrico, rosca de 40mm) e 3 (cilíndrico, rosca de 15mm de comprimento)

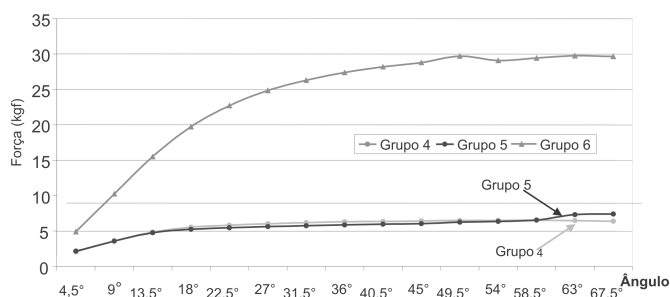


Gráfico 3 – Média das forças máximas de resistência à flexão (kgf) dos pinos de Schanz por ângulo dos grupos 4 (cônico), 5 (cilíndrico, rosca de 40mm de comprimento) e 6 (cilíndrico, rosca de 15mm de comprimento)

No grupo 5, constituído pelos pinos do modelo B, a intensidade média da força para deformar os pinos foi de 6,177kgf, variando de 5,467kgf a 7,399kgf.

No grupo 6, constituído pelos pinos do modelo C, o proposto para estudo, a intensidade média de força aplicada aos pinos para determinar a deformidade foi de 30,275kgf, variando de 29,411kgf a 31,968kgf. Esses valores estão normalizados conforme justificado anteriormente.

Todos os pinos de Schanz neste experimento ficaram permanentemente deformados ao final do teste.

Ao compararmos os resultados dos grupos aos pares, encontramos para G4 x G5 $p = 0,08$, para G4 x G6 $p < 0,001^*$ ($p = 0,000072$) e para G5 x G6, $p < 0,001^*$ ($p = 0,000040$). Encontramos que não existe diferença significativa entre a capacidade de resistir à flexão pelos pinos dos grupos 4 e 5. No entanto, a resistência dos pinos do grupo 6 à flexão foi significativamente superior à dos demais.

DISCUSSÃO

A rapidez para aplicação, ausência da necessidade de equipamentos sofisticados, pequeno custo financeiro, componentes modulares, conferir estabilidade mecânica ao segmento fraturado e ausência de novas lesões às partes moles adjacentes são características que tornam a osteossíntese com o fixador externo indicada no tratamento inicial de certas fraturas, sobretudo como medida nos serviços de emergência⁽¹⁻²⁾, indispensável nas lesões de maior gravidade⁽¹⁻⁴⁾.

Além do tratamento na emergência, o fixador externo é empregado como osteossíntese definitiva em muitas fraturas e unanimemente indicado quando a conversão para osteossíntese interna é imprudente. Como osteossíntese definitiva, é necessária a estabilização eficiente dos fragmentos ósseos, sendo considerado método de síntese com estabilidade relativa, induzindo à consolidação com formação de calo ósseo⁽⁵⁻⁶⁾.

A estabilidade mecânica do fixador externo é determinada por vários fatores na sua configuração espacial: número e distância entre os pinos de Schanz em relação a cada fragmento ósseo, o tipo de pinos, a distância da barra até o osso e a construção espacial do

fixador externo⁽⁷⁾. Ocorre que todos os princípios mecânicos de nada adiantam quando o pino de Schanz não resiste às forças nele aplicadas e deforma-se de maneira definitiva. Na atividade clínica, não é raro encontrarmos pacientes com fixadores externos lineares com pinos deformados, especialmente nos pacientes pesados e/ou musculosos, que no pós-operatório precoce se apresentam com pinos arqueados.

Os pinos de Schanz que fixam o aparelho ao osso devem ter características físico-químicas determinadas e invariável composição que promova maior resistência mecânica. Resta questionar a forma espacial desse elemento de fixação, buscando otimizar a estabilidade do fixador, especialmente sua resistência às forças de torção⁽⁸⁾.

Nosso grupo vem analisando os elementos que constituem esse modelo de fixador há alguns anos^(1,6-7). Nesta pesquisa, buscamos alternativas para o desenho dos pinos de Schanz, elemento crítico na eficiência dos fixadores externos. Analisando isoladamente a relação do pino com o osso, encontramos na literatura que mudanças na composição do pino, no seu desenho ou mesmo na técnica de inserção determinam resultados distintos.

Pinos de Schanz de titânio, tratados quimicamente com cobertura de hidroxiapatita ou fosfato de cálcio, apresentam fixação mais estável ao osso, reduzindo a ocorrência de soltura e infecção no trajeto deles. Possuem como desvantagem o aumento do custo financeiro⁽⁸⁻¹⁰⁾.

Outro aspecto importante da fixação dos pinos ao osso diz respeito ao desenho. Pinos cônicos necessitam de maior torque para a inserção, mas essa característica não aumentou, definitivamente, a maior resistência à tração⁽¹¹⁾.

Procurando manter-nos fiéis à simplicidade que caracteriza e torna o fixador externo linear peculiar, propomos o pino de Schanz que mantém as mesmas características de fabricação, mas com aumento

significante de sua resistência às forças de torção que lhe são aplicadas na prática clínica, sem perder a desejável resistência à tração, reduzindo, assim, as complicações inerentes ao seu emprego. Utilizando como base o modelo de pino de aço inoxidável, já existente no mercado, levamos em conta a ausência na mudança no custo material, aspecto econômico importante.

Diversos estudos relacionam o aumento da eficiência da fixação a determinadas alterações na construção dos pinos, relacionando-as à densidade óssea. A opção pelo uso do material sintético padronizado em outros estudos – os tubos de polipropileno – visou eliminar vieses devido às diferenças de densidade e dimensões dos ossos de espécimes cadavéricos^(5,12). Muitas vezes, a maior resistência à tração axial de um pino tem sido relacionada ao maior diâmetro externo da rosca ou, então, à maior diferença entre o diâmetro maior da rosca e o diâmetro menor da alma do pino⁽¹³⁻¹⁷⁾. A essa diferença dá-se o nome de interferência. Em nosso estudo, a interferência não foi fator de diferenciação da eficiência entre os pinos.

Há também relatos do aumento da resistência com o aumento do número de roscas fixas à cortical óssea⁽¹⁵⁾. Esse fato foi registrado em nosso estudo, mas sem evidência estatística, pois a resistência à tração não foi significativamente diferente entre os modelos testados. O maior torque de inserção dos pinos cônicos não resultou em aumento da resistência à tração, assim como demonstrado na literatura⁽¹¹⁾.

Ainda, em relação à questão que propomos: há pouca importância na intensidade de força de tração axial sobre o pino de Schanz em um fixador externo monolateral. As forças relevantes são aplicadas no sentido axial do aparelho, em flexão ou torção. As solicitações em flexão podem ser anuladas pela redução dos fragmentos, mas as forças torsionais tendem a maior magnitude, mesmo na presença de redução dos fragmentos ósseos de maneira adequada.

Por outro lado, a resistência à flexão é maior com aumento do diâmetro total do pino, em especial o diâmetro interno ou alma⁽¹³⁻¹⁸⁾. Apesar de apresentar os mesmos diâmetro e alma de um dos pinos encontrados no comércio, o menor comprimento de rosca do modelo proposto conferiu diferença marcante. O aspecto

(*) Schutz M, Raschke M, Hoffmann R. Prospective Evaluation of a New Self Drilling, Self Tapping Schanz Screw – Selldrill. Orthopaedic Proceedings: European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology: Barcelona Congress, April 1997: Free Papers: External Fixation.

que diferenciou o grupo B do C foi a presença da rosca atravessando a cortical cis e, portanto, estando a resistência determinada exclusivamente pela alma mais delgada do pino. O modelo proposto tem apoiado na cortical cis o seu maior diâmetro, representado pelo talo do pino, bem ajustado ao diâmetro do orifício na cortical e, portanto, mais resistente às forças de flexão^(1,18). Maior resistência à fadiga também foi descrita⁽¹⁸⁾.

Para a utilização clínica do pino proposto há necessidade do desenvolvimento de broca diferenciada, para evitar a necessidade do uso de duas brocas de calibres diferentes, como realizado na bancada. É este projeto com que o grupo se ocupa no momento.

CONCLUSÃO

Com alteração simples no desenho – comprimento de rosca de 15mm – produziram-se pinos de Schanz com a mesma eficiência na resistência à tração e maior resistência às forças de flexão quando comparados com os modelos existentes no mercado nacional.

REFERÊNCIAS

- Mercadante M, Kojima K, Christian R, Hungria JO, Hungria Neto JS, Camargo AB, et al. Avaliação da resistência mecânica de três diferentes pinos de Schanz às forças de torção em montagens do fixador externo monolateral. *Acta Ortop Bras*. 2005; 13(4):183-5.
- Dougherty PJ, Vickaryous B, Conley E, Hickerson K. A comparison of two military temporary femoral external fixators. *Clin Orthop Relat Res*. 2003;(412):176-83.
- Court-Brown CM, Wheelwright EF, Christie J, McQueen MM. External fixation for type III open tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br*. 1990;72(5):801-4.
- Bhandari M, Guyatt G, Swionkowski M, Tornetta P 3rd, Hanson B, Weaver B, et al. Surgeons' preferences for the operative treatment of fractures of the tibial shaft. An international survey. *J Bone Joint Surg Am*. 2001;83-A(11):1746-52.
- Sladicka SJ, Duffin SR, Erpelding JM. A biomechanical strength comparison of external fixators. *J Trauma*. 1998; 44(6):965-9.
- Hungria Neto JS, Mercadante M, Teixeira AAA, Fregoneze M, Abagge M, Costa K. Uso do fixador externo modular AO simplificado no atendimento de emergência dos politraumatizados. *Rev Bras Ortop*. 1996;31(8):655-62.
- Mercadante MT, Kojima K, Hungria JOS, Zan RA, Abulasan T, Iamaguchi RB, Mezzalira LG. Estudo mecânico comparativo de quatro montagens de fixador externo monolateral submetidos à força de torção. *Rev Bras Ortop*. 2003;38(3):106-16.
- Andrade Filho EF, Picado CH, Moro CA. Comparação biomecânica entre pinos de Schanz de diferentes materiais empregados na fixação externa: estudo experimental em coelhos. *Rev Bras Ortop*. 2003;38(11/12):692-702.
- Pommer A, Muhr G, Dávid A. Hydroxyapatite-coated Schanz pins in external fixators used for distraction osteogenesis: a randomized, controlled trial. *J Bone Joint Surg Am*. 2002;84-A(7):1162-6.
- Neuhoff D, Thompson RE, Frauchiger VM, Ganser A, Steiner A, Ito K. Anodic plasma chemical treatment of titanium Schanz screws reduces pin loosening. *J Orthop Trauma*. 2005;19(8):543-50.
- Kwok AW, Finkelstein JA, Woodside T, Hearn TC, Hu RW. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. *Spine*. 1996; 21(21):2429-34.
- Papagelopoulos PJ, Currier BL, Neale PG, Hokari Y, Berglund LJ, Larson DR, et al. Biomechanical evaluation of posterior screw fixation in cadaveric cervical spines. *Clin Orthop Relat Res*. 2003;(411):13-24. Erratum in: *Clin Orthop*. 2003;(414):347.
- Lin J, Lin SJ, Chiang H, Hou SM. Bending strength and holding power of tibial locking screws. *Clin Orthop Relat Res*. 2001;(385):199-206.
- Willett K, Hearn TC, Cuncins AV. Biomechanical testing of a new design for Schanz pedicle screws. *J Orthop Trauma*. 1993; 7(4):375-80.
- Asnis SE, Ernberg JJ, Bostrom MP, Wright TM, Harrington RM, Tencer A, Peterson M. Cancellous bone screw thread design and holding power. *J Orthop Trauma*. 1996;10(7):462-9.
- Halsey D, Fleming B, Pope MH, Krag M, Kristiansen T. External fixator pin design. *Clin Orthop Relat Res*. 1992; (278):305-12.
- Liu J, Lai KA, Chou YL. Strength of the pin-bone interface of external fixation pins in the iliac crest. A biomechanical study. *Clin Orthop Relat Res*. 1995;(310):237-44.
- Gaebler C, Stanzl-Tschegg S, Heinze G, Holper B, Milne T, Berger G, Vécsei V. Fatigue strength of locking screws and prototypes used in small-diameter tibial nails: a biomechanical study. *J Trauma*. 1999;47(2):379-84.