

LÚCIO NUNO FAVARO LOURENÇO FRANCISCO

**AVALIAÇÃO *in vitro* da RESISTÊNCIA MECÂNICA ÀS FORÇAS DE TRAÇÃO E
FLEXÃO DE TRÊS MODELOS DE PINOS DE SCHANZ**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo, para obtenção do Título de Mestre em Medicina

São Paulo

2010

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

LÚCIO NUNO FAVARO LOURENÇO FRANCISCO

**AVALIAÇÃO *in vitro* da RESISTÊNCIA MECÂNICA ÀS FORÇAS DE
TRAÇÃO E FLEXÃO DE TRÊS MODELOS DE PINOS DE SCHANZ**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo, para obtenção do Título de Mestre em Medicina

Área de Concentração: Ortopedia e Traumatologia

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Tomanik Mercadante

São Paulo

2010

FICHA CATALOGRÁFICA
Preparada pela Biblioteca Central da
Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo

Francisco, Lúcio Nuno Favaro Lourenço

Avaliação *in vitro* da resistência mecânica às forças de tração e flexão de três modelos de pinos de Schanz./ Lúcio Nuno Favaro Lourenço Francisco. São Paulo, 2010.

Dissertação de Mestrado. Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo – Curso de Pós-Graduação em Medicina.

Área de Concentração: Ortopedia e Traumatologia

Orientador: Marcelo Tomanik Mercadante

1. Fixadores externos 2. Parafusos ortopédicos 3. Biomecânica 4. Resistência à tração

BC-FCMSCSP/03-10

A meu pai Acácio, que Deus o tenha,
meu principal e eterno incentivador.

A minha mãe Adélia e a meus irmãos
Acácia e Pedro, pelo apoio incondicional
por toda a vida.

A minha amada esposa Carolina,
presente em todos os momentos

AGRADECIMENTOS

À Irmandade da Santa Casa de São Paulo, na pessoa do Provedor Doutor Kail Rocha Abdalla, pela qualidade do atendimento e pelo respeito a todos os pacientes que procuram a instituição.

À Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo, na pessoa do Professor Doutor Ernani Geraldo Rolim, por permitir meu crescimento acadêmico

Ao Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Santa Casa de São Paulo, na pessoa do Professor Doutor Osmar Avanzi, pelo constante aperfeiçoamento de minha formação ortopédica.

Ao Hospital XV de Curitiba, na pessoa do Professor Doutor Luis Carlos Sobania, pela minha iniciação na carreira ortopédica.

Ao Professor Doutor Marcelo Tomanik Mercadante, pela orientação sempre ativa deste trabalho e por ter se tornado meu grande mentor na Ortopedia e em especial na área dos fixadores externos.

Aos mestres e ao mesmo tempo colegas do Grupo do Trauma do Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Professor Doutor Ralph Walter Christian, Professor Doutor José Soares Hungria Neto, Doutor José Octávio Soares Hungria e Doutor Andraus Kehde, pelo convívio agradável e pelos conhecimentos adquiridos desde a minha passagem como estagiário do grupo.

Ao Professor Doutor Kodi Edson Kojima, exemplo de competência e ética, pela acolhida em seu grupo e pelos constantes ensinamentos que contribuem para meu crescimento profissional e pessoal.

Aos colegas ortopedistas e amigos Doutores Gilberto Ohara, Marcos Sakaki, Junji Miller Fukuyama, Wagner Minoru Osaki, Sérgio Ungari Costa, Jeisner Godoy, Arthur Miyake, Caio Magnoni, Wenzel Acras, Carlos Gargalak, Lélío Batista, Ricardo Domingues, Mário Zambon, Sinuhe Pereira, Rogério Imoto, Marcos Suehara, Luiz Guglielmetti e Leandro Dias e Silva pelo companheirismo e estímulo diários.

Ao Professor Antônio Mello, Professor de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, pelo desenvolvimento dos testes mecânicos realizados neste trabalho.

Ao Professor Doutor Philippe N. Neyret, que permitiu estagiar em seu serviço e a participar da realização de seu livro, pelo estímulo ao meu desenvolvimento profissional e acadêmico.

Aos Doutores Alan Robson Trigueiro de Sousa, Christiano Augusto de Castro Trindade e Guilherme Finardi Godoy e ao Senhor Abner Cabral Neto pelo empenho na realização dos testes mecânicos.

À Srta. Fábía Mercadante pelo apoio e organização nas atividades do Grupo do Trauma.

Aos meus tios, primos e cunhados, pelo estímulo e apoio desde sempre.

Aos Estagiários do Grupo do Trauma, pelo trabalho conjunto e pela relação de amizade nas atividades do grupo.

ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

mm	milímetro
kgf	Quilograma-força
Kgf/10s	Quilograma-força por dez segundos
DMO	Densidade mineral óssea
N	Newton
N/min	Newton por minuto
Hz	Hertz (ciclos por segundo)
DE	Diâmetro externo
DI	Diâmetro interno (alma)
mm/s	Milímetro por segundo
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
ASIF	Association for the Study of Internal Fixation
°	grau
g/cm ³	Gramma por centímetro cúbico

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO	1
1.1 – REVISÃO DA LITERATURA	4
2 – OBJETIVO	49
3 – MATERIAL E MÉTODOS	51
4 – RESULTADOS	62
5 – DISCUSSÃO	68
6 – CONCLUSÕES	85
7 – ANEXOS	87
7.1 Tabela dos resultados da força de resistência à flexão, modelo A.....	88
7.2 Tabela dos resultados da força de resistência à flexão, modelo B.....	89
7.3 Tabela dos resultados da força de resistência à flexão, modelo C.....	90
8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	91
FONTES CONSULTADAS	97
RESUMO	99
ABSTRACT	101
LISTAS E APÊNDICE	103

1. INTRODUÇÃO

Os fixadores externos são indispensáveis em serviços médicos que prestam atendimento ortopédico de urgência. Suas inúmeras vantagens, como versatilidade, simplicidade e rapidez na aplicação, pouca agressão adicional às partes moles, estabilidade suficiente dos fragmentos fraturários, assim como correções do alinhamento no pós-operatório e custo financeiro relativamente baixo, os tornam ferramentas especialmente úteis no tratamento das fraturas, sobretudo naquelas produzidas por mecanismo de alta energia (Behrens ,1989, Hungria Neto et al, 1996, Mercadante et al, 2005).

A estabilidade do fixador externo é determinante para o tratamento. Sendo um aparelho composto por diferentes peças (pinos de Schanz, conectores e barras), a estabilidade global é definida por cada uma das peças, bem como pela relação entre estes componentes (Aro et al, 1993, Andrade Filho et al, 2003, Giotakis, Narayan, 2007).

Um pino de Schanz, quando parte de um fixador externo, é submetido a diversas forças no uso clínico, basicamente paralelas ou perpendiculares ao seu eixo. Mas sem dúvida aquelas aplicadas perpendicularmente ao seu eixo (flexão e torção) são as mais importantes (Evans et al, 1990, Oni et al, 1993). A interface pino-osso é o local de maior concentração de estresse de um fixador externo. Dessa forma, o pino de Schanz é o principal componente no qual mudanças pontuais no desenho (pinos cônicos ou cilíndricos), dimensão (diâmetro externo, interno e passo da rosca) ou composição (pinos de aço ou de titânio) podem promover aumento da estabilidade da fixação (Aro et al, 1993, Liu et al, 1995, Moroni et al, 2002).

O objetivo deste estudo é comparar três diferentes modelos de pinos de Schanz, sendo dois deles disponíveis no mercado nacional, no que diz respeito às suas resistências às forças de tração e flexão. Além disso, propomos um novo modelo de pino

no qual é realizada uma pequena alteração em seu desenho a fim de aumentar a sua resistência à flexão sem reduzir a desejável resistência à tração.

1.1 . REVISÃO DA LITERATURA

Koranyi et al (1970) estudam o efeito de determinadas características do desenho de parafusos na resistência à tração. Procuram estabelecer o efeito da espessura da cortical óssea na resistência à tração de parafusos de Sherman para osso cortical e esponjoso (1); avaliam a resistência à tração das porções rosqueada e da ponta de um mesmo tipo de parafuso de Sherman (2); e comparam a resistência à tração de parafusos com rosca simétrica ou triangulares (Sherman) com parafusos com rosca de ângulo reto em “dente de serra” (AO-ASIF) (3). Os parafusos, fixados a fêmures caninos e bovinos, são submetidos a uma força axial de arrancamento por máquina de teste a taxa constante, anotando-se a maior carga obtida e a espessura da cortical. Há relação linear entre a espessura da cortical óssea e a resistência à tração nos dois tipos de parafusos de Sherman. Parafusos fixados às duas corticais são significativamente mais resistentes à tração que aqueles fixados apenas pela ponta à cortical de entrada. Estes são 17% menos resistentes no caso dos parafusos para osso cortical, e 24% menos resistente no caso dos parafusos para osso esponjoso. Não há diferença significativa entre parafusos de rosca simétrica e aqueles com rosca de ângulo reto.

Hughes, Jordan (1972) estudam as propriedades mecânicas de parafusos e o efeito da inserção dos mesmos em sua performance. Analisam o efeito que o diâmetro interno de um dado parafuso (alma) promove na resistência torcional e à tensão do mesmo. Utilizam parafusos disponíveis no mercado, de aço inoxidável, liga Cobalto-cromo-molibidênio (Co-Cr-Mo) e Titânio de diâmetros externos variados. Para testar a resistência à tensão dos parafusos, os mesmos são fixados em blocos de resina sintética e tracionados por máquina de ensaios mecânicos. Encontram que a resistência à tensão é maior nos parafusos com alma de maior diâmetro. Para um determinado tamanho de parafuso, aqueles de aço são os mais resistentes, seguidos pelos de liga Co-Cr-Mo,

sendo os parafusos de titânio os menos resistentes. Testam a resistência à torção dos parafusos fixando-os em blocos de alumínio e apertando-os até a quebra dos mesmos. Novamente a os parafusos mais resistentes são aqueles com maior alma. Em relação à composição dos parafusos, os mais resistentes são os de aço, seguidos pelos de liga Co-Cr-Mo, sendo os de titânio os menos resistentes. Testam o efeito que a maneira de inserção dos parafusos acarreta em sua performance. Calculam a eficiência do mesmo baseando-se na relação tensão/torque, ou seja, a tensão axial no eixo longo do parafuso em relação ao torque de inserção. Fixam parafusos de 4 mm em blocos de resina sintética mensurando o torque de inserção e a tensão axial obtida. Apresentam o conceito de torque útil que produz tensão axial, sendo definido pelo torque total aplicado ao parafuso subtraindo deste o torque necessário para criar a rosca e o torque perdido na fricção. Encontram que o macheamento dos orifícios, a lubrificação dos mesmos com solução salina ou oleosa e o aumento do diâmetro do orifício até o valor prático máximo (encontrado experimentalmente) são fatores que melhoram a eficiência do parafuso, pois diminuem a fricção causada na inserção, e com ela, o torque perdido, ocasionando um aumento de até 60% no torque útil. Estudam ainda a resistência à tração por meio de teste de arrancamento dos parafusos, analisando diâmetro externo, diâmetro do orifício, material no qual os parafusos são fixados e número de fios de rosca fixados. Concluem que a resistência à torção é dependente da resistência do material no qual o parafuso é fixado e, que para determinado material, a resistência ao arrancamento do parafuso depende somente de seu diâmetro externo.

Schatzker et al (1975) avaliam o efeito do movimento na resistência à tração de parafusos no osso. Fixam parafusos para osso cortical de 3,5 mm nos membros dianteiros (rádio e ulna) em espécimes caninos, dividindo-os em dois grupos de acordo

com o preparo. No primeiro grupo, o diâmetro do orifício piloto é igual à alma do parafuso na ulna e de maior diâmetro no rádio, sendo realizada osteotomia proximal ao parafuso no rádio. No segundo, o orifício piloto na ulna e no rádio são maiores que a alma, não sendo realizada osteotomia. Em todos os indivíduos é realizada fixação de parafusos de controle na tíbia, com orifícios de diâmetro maior e menor que os parafusos. Os espécimes são liberados para a marcha e sacrificados após seis semanas, sendo analisados os locais de fixação radiográfica e histologicamente. Em ambos os grupos, os parafusos fixados nos membros dianteiros (rádio-ulna), onde ocorre movimento durante a marcha canina, apresentam sinais de soltura nas radiografias, caracterizadas por radioluscência ao redor dos parafusos. Em contra-partida, nos parafusos controle (patas traseiras) não há sinais de lise, ocorrendo preenchimento de osso ao redor dos parafusos mesmo nos casos onde o orifício foi realizado por brocas de maior diâmetro. A análise histológica demonstra que quando existe movimento na interface osso-parafuso (rádio/ulna), há intensa atividade osteoclástica e proliferação de tecido conjuntivo ao redor do parafuso, ao passo que onde não há movimento, há atividade osteoblástica com deposição de osso novo no entorno do parafuso.

Nunamaker, Perren (1976) estudam as forças resultantes aplicadas a diferentes parafusos na fixação óssea. Realizam estudo experimental comparando parafusos de diferentes dimensões de um mesmo fabricante, afim de determinar as forças aplicadas a estes durante a inserção. Empregam parafusos para osso cortical convencionais de 2,0mm, 2,7mm, 3,5mm e 4,5mm, e parafusos para osso cortical experimental de 5,0mm e 6,0mm. Utilizam, também, parafusos para osso esponjoso de 4,0mm, 4,5mm (maleolar) e 6,5mm, usinados para apresentar rosca de 6,0mm de comprimento. Metade dos parafusos de 2,7 e 3,5mm apresenta cabeça com recesso hexagonal enquanto que a

outra metade possui cabeça tipo “Phillips”, enquanto que os outros modelos possuem todos recesso hexagonal. Os parafusos são fixados em ossos esponjosos bovinos com auxílio de torquímetro, sendo mensurados o torque de inserção máximo e o torque na quebra dos parafusos. A carga axial máxima obtida e a carga axial de compressão da chave sobre o parafuso são mensuradas por arruelas piezoelétricas entre a cabeça do parafuso e o osso e na chave, respectivamente, sendo a diferença entre as duas cargas a compressão gerada pelo parafuso. Encontram relação entre o aumento do diâmetro externo dos parafusos corticais e a compressão axial obtida pelos mesmos. Nos parafusos esponjosos, a carga axial máxima obtida é significativamente maior naqueles com maior diâmetro externo. A resistência dos parafusos à falha é significativamente maior com o aumento do diâmetro interno (alma), sendo possível encontrar que o torque obtido na quebra dos parafusos é proporcional ao cubo do diâmetro da alma. Em relação ao formato do recesso da cabeça, os parafusos “Phillips” necessitam uma compressão da chave três vezes maior que os parafusos com recesso hexagonal para a inserção no osso. Além disso, 50% dos parafusos Phillips falham em obter carga axial máxima, o que não ocorre nos parafusos com recesso hexagonal. Encontram, também, que a compressão axial máxima é proporcional ao torque de inserção.

Chao et al (1982) estudam a rigidez global e estresses dos pinos de um aparelho de fixação externa pela análise de elemento finito. Concebem um modelo teórico baseado em um fixador quadrilátero de Hoffmann-Vidal, simplificando-o a um fixador bilateral padrão composto por seis pinos de aço inoxidável transfixantes, sendo três de cada lado de uma fratura hipotética. Os pinos são fixados a uma barra lateral de cada lado do osso por meio de conectores metálicos, mantendo-se um intervalo entre os fragmentos ósseos para que o contato dos mesmos não interfira na resistência do conjunto. São analisadas

também três outras configurações de fixadores externos: unilateral, semicircular (com pinos não transfixantes) e triangular (com pinos transfixantes e não transfixantes). As montagens são submetidas a forças de compressão axial, torção, flexão ântero-posterior e látero-lateral. São mensuradas a rigidez da montagem, cujo módulo é definido pela razão entre carga aplicada e deslocamento no foco, estresses nos pinos e forças e momentos de reação nos conectores. As variáveis estudadas são a propriedade do material estudado, o diâmetro dos pinos, o número de pinos, a separação das barras (distância destas ao osso), a separação entre os pinos (distância entre os pinos adjacentes de um lado da fratura), separação entre os grupos de pinos (separação entre os pino intermediário de um lado da fratura com o do outro lado), e configuração da montagem. É realizado o mesmo teste experimentalmente com uma montagem quadrilátera em modelo de osso plástico, o qual demonstra ótima correlação com a montagem padrão. Concluem que os pinos na montagem unilateral são submetidos a um estresse significativamente maior que na montagem padrão, ao passo que o estresse é menor nas montagens semicircular e triangular. O contato entre os fragmentos ósseos pode diminuir o estresse sobre os pinos em 97%. Em relação ao material dos componentes, montagens com pinos de aço inoxidável são mais rígidas que as de titânio. O material das barras causa alterações menores na rigidez global. O aumento no diâmetro dos pinos e o maior número de pinos promove aumento da rigidez global e menor estresse sobre os pinos. A maior separação das barras promove diminuição da rigidez à compressão axial aumento à flexão lateral, no plano do fixador, não causando efeito às forças torcionais ou de flexão perpendiculares ao fixador. A maior separação entre os pinos de um mesmo lado da fratura promove maior rigidez às forças de flexão e de torção, mas não causam efeito à resistência à compressão axial. A adição de um pino

perpendicular ao plano do fixador, principalmente quando apenas pinos não transfixantes são utilizados, aumenta a rigidez global da montagem, especialmente à força de flexão ântero-posterior.

Seligson et al (1984) avaliam o efeito que o diâmetro e a técnica de inserção de pinos de Schanz têm sobre a sua rigidez. Realizam estudo experimental fixando pinos de Schanz de 4 mm e de 5 mm em tíbias de cadáveres. Cada um dos grupos de pinos é dividido em três subgrupos de acordo com a técnica de fixação da rosca no osso: Bicortical standard, unicortical sem prévia perfuração e unicortical com prévia perfuração. Na técnica bicortical, são confeccionados orifícios com brocas 3,2 mm e 4,0 mm para os pinos de 4,0 mm e 5,0 mm, respectivamente. Os pinos são inseridos manualmente até que a rosca fique fixada nas corticais cis (de entrada) e trans (oposta) do osso. Na técnica unicortical sem prévia-perfuração, os orifícios são confeccionados da mesma maneira, mas os pinos são inseridos até que o talo liso esteja apoiado na cortical cis e a rosca fixada na cortical trans. Na técnica unicortical com prévia-perfuração, após a confecção dos orifícios como nas técnicas anteriores, os mesmos são sobre-perfurados com brocas de diâmetro igual ao diâmetro maior do pino, 4 mm ou 5 mm, e os pinos são inseridos até que o talo liso esteja fixado na cortical cis. Os corpos de prova são submetidos, em máquina de ensaios mecânicos, a forças cíclicas perpendiculares ao eixo dos pinos. A rigidez é calculada a partir do deslocamento dos mesmos. Encontram que, em todas as técnicas, a rigidez dos pinos de 5 mm é o aproximadamente o dobro da rigidez daqueles de 4 mm. Os pinos inseridos com as técnicas unicorticais são significativamente mais rígidos que os da técnica bicortical. O aumento da rigidez promovido pelas técnicas unicorticais em relação à bicortical é maior nos pinos de 4 mm (30%) que nos de 5 mm (20%). Atribuem a maior rigidez pelo efeito de maior diâmetro. Ao estar fixado na cortical

cis pela rosca, a rigidez é determinada pela alma do pino, enquanto que na fixação pelo talo a rigidez é determinada pelo diâmetro maior do pino. A técnica unicortical sem prévia perfuração apresenta rigidez discretamente mais elevada que a com prévia perfuração, mas a diferença entre elas não é significativa. Ocorrem dois casos de fraturas na inserção dos pinos unicorticais sem prévia perfuração, sem a perda das propriedades mecânicas dos mesmos. Citam Klip, Bosma (1978), que afirmam que a deformação do pino, em pequenos momentos de força, se dá principalmente junto à cortical trans. Com o aumento do momento de força, a deformação é maior junto à cortical cis, concluindo que é a porção do pino onde a rigidez deve ser maximizada.

Zinman, Reis (1984) citam como princípio básico da fixação externa a transfixação interna dos fragmentos ósseos associada a uma montagem com geometria externa rígida capaz de ajustes repetidos. Tratam com fixação externa 45 membros fraturados em 39 pacientes. Todas as fraturas são causadas por traumas de guerra, como projéteis de alta energia e fragmentos de explosões. Em todos os casos encontram extensa lesão de partes moles e realizam desbridamento cirúrgico e irrigação com solução salina, fasciotomia ampla e reparo cutâneo por segunda intenção. Há infecção local, em 6,25% dos pinos de Schanz, necessitando troca e desbridamento local. Sete artérias principais necessitam reparo devido a lesões traumáticas. Dois casos necessitam de amputação devido a hemorragia incontrolável depois de infecção crônica e laceração arterial. No seguimento de um ano pós-operatório, há dois pacientes com pseudartrose devido a falha óssea, mas nenhum caso de osteomielite. Concluem que a fixação externa é a melhor forma de estabilização de lesões graves de guerra nos membros. Reduzem a incidência de infecção, melhoram o prognóstico de reparos vasculares, diminuindo a frequência de

amputações. O tratamento de lesões de partes moles é facilitado e a mobilização precoce permite melhor resultado funcional.

Huiskes et al (1985) afirmam que, como fixadores externos são dispositivos que suportam carga, parte desta é transferida para os pinos de Schanz transcorticais. O estresse existente na interface pino-osso pode atingir altos níveis, em especial quando apoiado o membro portador de fratura sem contato entre os fragmentos, resultando em necrose óssea por pressão ao redor dos pinos, infecção e soltura dos pinos. Realizam análise paramétrica do estresse da interface pino-osso em fixadores externos. Utilizando o método de elemento finito, concebem modelo tridimensional de fixador externo estabilizando um osso longo cortical fraturado, com diástase no foco de fratura. São analisados características do osso (diâmetro do canal medular e espessura da cortical, diástase da fratura), dos pinos (rigidez, diâmetro) e da estrutura do fixador (numero de pinos, distância entre os pinos e distância da barra lateral ao osso). Os modelos são submetidos a força axial, longitudinal ao eixo do osso, perpendicular ao eixo dos pinos, e o estresse da interface pino-osso é mensurado, baseado no deslocamento dos pinos em relação ao osso. Encontram que o estresse pino-osso é 100% maior em montagens unilaterais que em montagens bilaterais, com pinos transfixantes. Em comparação com montagens bilaterais, o estresse é 30% menor em montagens triangulares e, em montagens quadriláteras, 50% menor. Também relatam que a diminuição da distância entre a barra lateral e o osso ocasiona diminuição do estresse da interface pino-osso quase linearmente. Em relação aos pinos, o uso de pinos de titânio aumenta o estresse pino-osso em 20 a 25% em relação aos pinos de aço inoxidável, devido à maior flexibilidade do titânio. Mais importante que o material dos pinos é o seu diâmetro. A diminuição do diâmetro dos pinos acarreta em aumento significativo do estresse pino-

osso, devido ao aumento da flexibilidade do pino com a sua diminuição de seu diâmetro (relação à quarta potência) e à diminuição da superfície de apoio para cargas transversas (relação linear). Concluem que a diminuição da distância da barra lateral ao osso, o emprego de montagens bilaterais e o uso de pinos de maior diâmetro reduzem drasticamente os estresses aos quais está submetida a interface pino-osso de um fixador externo.

Chao et al (1989) realizam revisão sistemática da literatura sobre o efeito da rigidez dos fixadores externos na consolidação óssea. Citam trabalho experimental dos próprios autores comparando a rigidez de tíbias caninas osteotomizadas e fixadas com placa e parafusos, haste intra-medular e fixadores externos uniplanares e biplanares. Submetem os corpos de provas a forças axiais, torcionais e de flexão em máquina de testes mecânicos. As tíbias fixadas com placas comportam-se como ossos intactos sob as diferentes formas de carregamento. As fixadas com hastas intramedulares, apresentam baixa rigidez torcional e em flexão. As fixadas com fixadores externos apresentam, em geral, baixa rigidez axial. São equivalentes na rigidez em flexão no plano no fixador, sendo que na flexão no plano perpendicular ao aparelho, a configuração biplanar é mais rígida. Afirmam aumenta-se a rigidez de um fixador externo aumentando o diâmetro dos pinos, empregando maior número de pinos, diminuindo a distância da barra lateral ao osso e aumentando a distância entre pinos do mesmo lado da fratura. Em geral, configurações bilaterais (pinos transfixantes) são 50% mais rígidas que as unilaterais. Citam série de estudos de diferentes autores comparando diversas formas de fixação do mesmo modelo de fratura (osteotomia de tíbia canina). Lewalen et al (1984) comparam fixação por placa e parafusos com fixação externa. A fixação externa, menos rígida, apresenta maior reabsorção óssea e menor formação de osso intracortical. Wu et al (1984)

compara fixação externa com quatro e seis pinos. A configuração menos rígida, com quatro pinos, aumenta a reabsorção óssea no foco de osteotomia e apresenta maior taxa de soltura dos pinos. Williams et al (1987) compara fixação externa uniplanar com a biplanar com pinos transfixantes. A configuração biplanar resulta em menor reabsorção óssea no foco, estabilização mais rígida e com menor formação de calo.

Behrens (1989) discorre sobre a teoria e os princípios gerais da fixação externa. Destaca as capacidades do sistema: (1) estabilização óssea com elementos de fixação à distância da lesão; (2) livre acesso à lesão para procedimentos primários ou secundários; (3) grande versatilidade para tratar ampla variabilidade de lesões ósseas e de partes moles; (4) ajuste do alinhamento, comprimento e propriedades mecânicas após a aplicação; (5) habilidade para o uso simultâneo ou seqüencial de fixação interna; (6) mínima interferência em articulações adjacentes; (7) mobilização precoce do membro, incluindo apoio do mesmo. Divide as complicações em quatro grandes categorias: clínicas, mecânicas, relativas ao material e multifatoriais. Aponta os três conceitos básicos que determinam a segurança e a efetividade da aplicação do fixador externo: (1) anatomia do membro e seus corredores de inserção que podem ser seguros, temerários ou inseguros; (2) indicações, que basicamente se dividem em lesões traumáticas músculo-esqueléticas agudas, que são melhor manejadas com fixadores uniplanares lineares, e déficits de alinhamento e comprimento, melhor manejadas com fixadores circulares; (3) demandas mecânicas, determinadas pelos componentes, geometria da montagem e local da lesão. Afirma que o aumento do número dos componentes (pinos, fios, hastes e outros elementos) é menos eficiente que o aumento em suas dimensões. Tal aumento pode elevar a resistência à flexão à quarta potência, e a resistência à torção à terceira potência. Cita o avançamento do pino de Schanz no osso, de forma que o talo

liso (eixo primário), de maior diâmetro, fique apoiado na cortical de entrada e a rosca fique apoiada apenas na cortical de saída. Tal mudança na técnica de inserção promove uma fixação mais firme ao osso, duplica a resistência do pino, diminui a irritação de partes moles e diminui o stress na interface pino-osso.

Phillips, Rahn (1989) comparam parafusos de fixação maxilo-facial auto-macheantes com parafusos pré macheados de diversos tamanhos. Realizam estudo experimental mensurando o torque de inserção e a força de compressão obtida por cada um dos parafusos em fragmentos ósseos de fêmur bovino de espessura variável (1mm, 2mm, 3mm e 4mm). O torque de inserção é mensurado por torquímetro e, a força de compressão, por máquina de ensaios mecânicos. O torque de inserção dos parafusos auto-macheantes é significativamente maior que o dos parafusos pré macheados. Os parafusos auto-macheantes apresentam maior força de compressão nos fragmentos ósseos de menor espessura (1 e 2mm), enquanto que os parafusos pré macheados, apresentam maior força de compressão nos fragmentos de maior espessura (3 e 4mm). Citam Bechtol et al (1959) que relatam redução de 17 a 30% na resistência à tração da ponta cortante do parafuso auto-macheante em relação à porção rosqueada.

Court-Brown et al (1990) tratam 51 pacientes com fraturas exposta de tíbia tipo III de Gustilo, com dois modelos diferentes de fixador externo linear (Hoffmann e Hughes). Todos os casos são submetidos a desbridamento cirúrgico, cobertura primária de partes moles quando possível e montagem de fixador externo com configuração definida pela localização e cominuição da fratura e lesões de partes moles. O emprego de enxerto ósseo nos casos de retardo de consolidação foi precoce, com 12 semanas. Os fixadores são mantidos até a consolidação óssea ou até o final do tratamento. Do total, 20 fraturas são classificadas como IIIa, 17 como IIIb e 14 como IIIc. As fraturas IIIa consolidaram em

26 semanas e meia em média, com retorno às atividades diárias anteriores para a maioria dos pacientes. Das fraturas IIIb, 17,6% dos casos necessitaram amputação. Os outros casos consolidaram em 47,4 semanas, em média, com uma taxa de 71,4% de consolidação viciosa. Nas fraturas IIIc, 85,7% dos casos necessitaram de amputação. Os dois casos restantes consolidaram com graves limitações funcionais. Apontam o fixador externo como o método de escolha para fraturas exposta tipo III e que o resultado do tratamento independe do modelo ou tipo de fixador externo. O prognóstico é influenciado pelo tipo de fratura e condições das partes moles. Atribuem um bom resultado a uma boa técnica cirúrgica, cobertura precoce de partes moles e conhecimento dos princípios básicos de fixação externa.

Evans et al (1990) afirmam que em um fixador externo monolateral estabilizando um membro submetido a uma carga axial, os pinos são submetidos a dois tipos de forças: força axial, responsável pelo arrancamento destes do osso, e momento de força em flexão, responsável por microfraturas no osso, especialmente na cortical adjacente ou cis. Desse modo, forças em flexão são as principais responsáveis pela soltura dos pinos. Realizam estudo biomecânico comparando dois modelos de pinos existentes no mercado e outros três modelos experimentais concebidos para o experimento. Estudam o efeito do diâmetro interno (alma), do passo de rosca e do número de faces da ponta cortante na performance dos pinos. Todos os pinos, comerciais ou experimentais, apresentam diâmetro externo de 6 mm. Os pinos comerciais apresentam mesmos diâmetro interno ou alma (4,1mm), mesmos número de faces da ponta cortante (duas), diferenciando-se pelo passo (2 ou 3 mm). No primeiro pino experimental, a alteração no desenho a ser estudada é o número de faces da ponta cortante (três). No segundo, o passo (2 mm). E no terceiro, a alma (4,5 mm). Os pinos são fixados em tubos de material sintético e em osso de

cadáveres, sendo mensurado o torque de inserção. Os corpos de provas são submetidos a forças cíclicas no sentido axial de compressão e extração até a falha, esta considerada no ponto em que a mensuração de força atinge o platô e então começa a decrescer. São submetidos também a momento de força em flexão até a falha dos pinos. Encontram que a diminuição do passo aumenta a resistência às forças axiais. O mesmo ocorre com pinos com maior número de faces da ponta cortante, também mais resistentes às forças axiais. Também concluem que o aumento da alma não promove alterações significativas na resistência às forças axiais, mas causa aumento expressivo na resistência às forças de flexão. Pinos com ponta cortante com maior número de faces apresentam torque de inserção menor, mas não encontram relação entre torque de inserção e resistência a forças axiais em pinos de mesmo perfil de rosca. Citam Schatzker et al (1975), Perren (1979) e Uthoff et al (1973), que demonstram, independentemente, que micromovimentos entre parafusos e o osso fazem com que as células que migram entre os fios da rosca e o osso se diferenciem em osteoclastos, fibroblastos e condrócitos, causando reabsorção do osso recém formado e soltura dos parafusos. Já a ausência de mobilidade entre o parafuso e o osso faz com que as células se diferenciem em células osteogênicas, fixando firmemente os parafusos. Fazem referência ao trabalho de Pettine et al (1986), que demonstra soltura de parafusos fixados a ossos submetidos a cargas cíclicas moderadas, mas parafusos firmemente fixados sob cargas estáticas de maior intensidade. Citam ainda Cunningham et al (1989), que afirmam que, na fixação externa, o grande potencial de movimento entre o osso e os pinos se dá devido ao grande momento de força (causado pelo longo braço de alavanca do ponto de fixação no osso até as barras do fixador), ao fato dos pinos não estarem tensionados como um parafuso de fixação interna e à instabilidade da fixação, resultando em micromovimentos na fratura quando o

membro apoiado. Sendo assim, se a fixação inicial dos pinos puder ser aumentada, com diminuição dos movimentos relativos entre o pino e o osso, diminuirá também a incidência de soltura dos pinos.

Halsey et al (1992) apontam a interface pino-osso como o local de maior concentração de stress de um fixador externo, sendo também o componente mais fraco do sistema. Estudam o efeito que a mudança em uma característica da rosca do pino de Schanz causa na resistência à tração do mesmo. Analisam separadamente o diâmetro interno (alma), o passo e o perfil dos fios de rosca. Confeccionam pinos de Schanz de 5,0mm de diâmetro externo com combinações do diâmetro interno (3,0 e 4,0mm), do passo (1,0 e 1,7mm) e do perfil dos fios da rosca (rosca simétrica ou reta), totalizando oito modelos diferentes de pinos. Fixam os pinos na região proximal de metatarsos bovinos e submetem as montagens a uma força de tração axial pelo pino, anotando os valores máximos na ocasião do arrancamento dos mesmos. Os pinos com menor diâmetro interno são significativamente mais resistentes às forças de tração. Não há diferença significativa quando se compara o passo ou o perfil dos fios da rosca. Realizam o mesmo experimento utilizando cinco modelos diferentes de pinos de Schanz disponíveis no mercado. Encontram que os pinos de maior interferência (diferença entre o diâmetro externo e o orifício de broca) são significativamente mais resistentes à tração. Não encontram diferença entre os pinos comerciais ao testar a resistência à flexão do mesmo.

Aro et al (1993) afirmam que a fixação instável é a principal causa de soltura dos pinos de Schanz e que a melhora na estabilidade de um fixador externo está relacionada ao aumento no diâmetro dos pinos, na força de preensão das presilhas de fixação e na geometria da rosca dos pinos. A confecção prévia de orifícios é o meio mais efetivo de evitar necrose durante a inserção dos pinos. Realizam estudo experimental em 62 cães,

cujas tíbias são osteotomizadas. As osteotomias são basicamente divididas em estáveis (transversas com contato ou com espaçamento menor que 1mm) e instáveis (transversas com espaçamento maior que 2mm e oblíquas) . As osteotomias são fixadas por fixadores externos compostos por três pinos de Schanz proximais ao foco, três distais e uma barra externa e os animais são liberados para a marcha após o procedimento. São mensurados os torques de inserção e extração dos pinos e realizadas análises radiográficas e histomorfométricas da interface pino-osso. O torque de extração é significativamente menor que o de inserção em todos os grupos, especialmente nas osteotomias instáveis. O número de pinos com rarefação óssea ao seu redor é maior nas osteotomias instáveis. Os pinos com rarefação óssea apresentam maior porosidade e formação de tecido fibroso ao redor dos mesmos, enquanto que nos pinos estáveis há neoformação óssea após o primeiro mês. Indicam que os micromovimentos acarretam soltura dos pinos devido ao stress ao que são submetidos.

Okuyama et al (1993) estudam o efeito da densidade mineral óssea (DMO) em vértebras osteoporóticas na estabilidade de parafusos pediculares. Realizam estudo experimental com vértebras (L3, L4 e L5) de 15 cadáveres com idade média de 70 anos na morte (49-95 anos). Em cada vértebra é fixado um parafuso pedicular de 4,0mm mensurando-se o torque de inserção máximo com torquímetro. Os parafusos são submetidos a tração axial até o deslocamento do parafuso. Também são realizados teste de inclinação (tração excêntrica até a inclinação de 4° do parafuso na direção cranial), o teste de inclinação cíclica (tração excêntrica até a mudança da carga necessária para a inclinação cranial de 4° do parafuso de 1 a 200 ciclos), e o teste de arrancamento (tração excêntrica com inclinação cranial do parafuso até que sua ponta protrua pela cortical superior do corpo vertebral). Encontram que a resistência à tração dos parafusos

(estabilidade axial) é significativamente definida pela DMO. Também há correlação significativa entre a DMO e a estabilidade sagital dos parafusos. Definem que uma vértebra com DMO de $95\pm 33,3$ mg/ml não pode ser estabilizada por um parafuso pedicular e que há possibilidade de ocorrer protrusão do parafuso pela cortical superior de uma vértebra com densidade de $130\pm 53,2$ mg/ml mesmo em condições fisiológicas. Encontram correlação entre o torque máximo de inserção do parafuso e força de resistência à tração do mesmo.

Oni et al (1993) relatam que a resistência à tração dos pinos, parâmetro muitas vezes empregado em testes mecânicos, é dependente principalmente da relação do osso com o pino, enquanto a resistência à flexão é o principal indicador da performance mecânica. Citam Evans (1990) e Klip (1978), concluindo que os pinos de Schanz em um fixador externo são submetidos a inúmeras forças, mas a resistência força de flexão dos mesmos é a mais importante. Afirmam que há duas formas de submeter a forças uma perna tratada com fixador externo: apoio de carga e elevação do membro. O apoio de carga ou carga axial tende a causar um desvio angular no foco de fratura. Já a elevação do membro tende a causar deslocamento do fragmento distal. As duas formas causam deflexões nos pinos, as quais podem ser a principal causa de soltura dos mesmos. Realizam estudo biomecânico comparando a resistência à flexão de pinos de Schanz cilíndricos e cônicos, levando em consideração o diâmetro do orifício piloto. Fixam pinos cilíndricos de 5mm de diâmetro externo e cônicos de diâmetro externo variando de 5 a 6mm em tubos de madeira, fixados inteiramente pela rosca. À extremidade livre dos pinos são amarrados pesos, a deformação dos pinos é mensurada e uma curva força-deflexão é traçada. A deflexão (ou perda de resistência) aumenta progressivamente com o aumento da força aplicada. Para uma mesma força, a deflexão é maior nos pinos

cilíndricos que nos cônicos. Nos pinos cilíndricos, a deflexão aumenta linearmente com o aumento da força aplicada e progressivamente com o aumento no diâmetro do orifício piloto. Nos pinos cônicos as curvas força/deflexão mostram-se bimodais. Forças de até 15N provocam deformações de padrão semelhante ao dos pinos cilíndricos. Além de 15N, a perda da resistência ocorre rapidamente, especialmente nos casos de orifícios piloto de maior diâmetro. Atribuem a maior resistência encontrada dos pinos cônicos ao maior diâmetro de sua alma. Destacam o padrão bimodal e menos previsível da curva força-deflexão dos pinos cônicos, com uma perda de resistência maior que o esperado para forças maiores que 15N. Concluem que os pinos cônicos tendem a ser mais propensos à soltura em situações clínicas que os pinos cilíndricos. Outra característica que difere pinos cônicos de cilíndricos está na inserção. O stress na interface pino/osso nos pinos cilíndricos é sempre constante, enquanto que nos pinos cônicos é crescente, pois à medida que o pino é introduzido, o diâmetro da rosca fixado no osso aumenta. Caso o stress supere a resistência do osso, este pode fraturar.

Zdeblick et al (1993) correlacionam diversos fatores com a resistência à força de tração de parafusos pediculares. Analisam a DMO (densidade mineral óssea) vertebral, o torque de inserção dos parafusos, o método de preparação dos pedículos, a carga máxima aplicada e o número de ciclos necessários para a falha da interface parafuso/osso. As vértebras lombares de seis espécimes cadavéricos são preparadas, sendo obtida a DMO das mesmas e as dimensões dos pedículos são mensuradas. Os parafusos pediculares 6,5mm cônicos são introduzidos nas vértebras sendo anotado o torque de inserção máximo gerado e a resistência à tração dos mesmos é mensurada por meio de teste de arrancamento por força cíclica. Encontram uma correlação linear entre o torque de inserção máximo e o número de ciclos necessários para a falha. O maior valor

da DMO tende a demandar maior número de ciclos para a falha dos parafusos, mas devido ao número reduzido de espécies, a diferença não é significativa. Os autores concluem que o torque de inserção máximo é superior à DMO na estimativa da resistência à tração dos parafusos pediculares, passando a utilizar chaves com torquímetro também clinicamente.

Halvorson et al (1994) investigam o efeito da DMO (densidade mineral óssea) na fixação de parafusos pediculares. Realizam estudo experimental comparando seis técnicas de inserção de parafusos em vértebras osteoporóticas e com DMO normal. Duas vértebras adjacentes são fixadas por parafusos pediculares cônicos de 6,5mm de diâmetro por uma das seguintes técnicas: 1 – parafusos de 6,5 mm em orifícios de 6,5 mm; 2 - parafusos de 6,5mm em orifícios de 5,5 mm; 3 - parafusos de 6,5mm em orifícios confeccionados por punctur; 4 – parafusos de 6,5 mm em orifícios alargados e preenchidos com osso cortico-esponjoso; 5 – parafusos de 6,5 mm associados a um par de ganchos laminares ao nível do parafuso; 6 – parafusos de 6,5mm associados a um par de ganchos laminares ao nível do parafuso e outro um nível acima. Os parafusos são tracionados até a ocorrência de falha, a qual é considerada no momento em que a carga atinge o valor máximo e inicia a declinar. Encontram que, em média, a resistência à tração dos parafusos nas vértebras com DMO normal é o dobro das vértebras osteoporóticas. A técnica de inserção não altera a resistência à tração em vértebras normais. Já nas vértebras osteoporóticas, a técnica de fixação influencia significativamente a resistência à tração dos parafusos, chegando a valores próximos dos encontrados em vértebras normais se ganchos laminares são utilizados em dois níveis. Destacam a necessidade da avaliação da DMO pré-operatória em indivíduos com suspeita de osteoporose e concluem

que a fixação por parafusos pediculares isolados pode ser contra-indicada nesses pacientes.

Liu et al (1995) destacam o uso da fixação externa anterior, associada à fixação interna posterior, como método amplamente aceito no tratamento das fraturas instáveis de pelve. Afirmam, também, que a interface pino-osso é o componente mais fraco de todo o sistema de fixação externa. Tal fato é influenciado pela qualidade óssea, pela rigidez da montagem, pelo número e posicionamento dos pinos. Estudam as forças de resistência à tração e de flexão de quatro modelos de pinos de Schanz disponíveis no mercado, fixados em cristas ilíacas ovinas de duas maneiras: transcortical (20 mm da rosca fixada nas lamina externa e interna, perpendicular à crista) e intercortical (40 mm da rosca entre as lamina externa e interna da crista ilíaca). Cada um dos métodos é subdividido de acordo com o teste realizado, resistência à tração ou à flexão. Em todos os pinos, a força de resistência à tração é maior nas fixações intercorticais que nas transcorticais. Creditam esse achado ao fato do maior comprimento de rosca fixado ao osso no método intercortical e das corticais da crista ilíaca ser extremamente fina. Não há diferença na força de resistência à flexão entre os dois métodos. Comparando os pinos, encontram que o pino com a maior diferença entre os diâmetros interno e externo é o que apresenta maior resistência à tração nos dois métodos de fixação. O perfil do fio de rosca não acarreta diferença na resistência à tração.

Asnis et al (1996) analisam isoladamente o efeito da densidade do material hospedeiro, o diâmetro externo (DE), o diâmetro interno ou alma (DI) e o passo de parafusos para osso esponjoso e seus efeitos na resistência à tração. Utilizam três grupos de parafusos especialmente confeccionados para o estudo, grupo I (DE 4,5mm, DI 3,0mm), grupo II (DE 6,4mm, DI 3,5mm) e grupo III (DE 6,4mm, DI 4,3), todos com a

rosca simétrica ou triangular. Cada grupo apresentava parafusos com passos de diversas medidas, variando de 12 a 32 roscas por polegada. Os parafusos são fixados em blocos de osso esponjoso sintético cujas densidades são 0,15 g/ml e 0,22 g/ml, simulando ossos esponjosos de baixa e de média densidade, respectivamente. Os parafusos são submetidos a força axial de compressão por máquina servo-hidráulica com velocidade constante e a relação entre a carga e o deslocamento são analisados até a falha do parafuso. O efeito na resistência à tração dos diferentes parâmetros é, em ordem decrescente (a) a densidade do material hospedeiro, (b) o diâmetro externo, (c) o passo e (d) o diâmetro interno. O osso sintético de maior densidade apresenta maior resistência à tração. O mesmo ocorre com os parafusos de maior diâmetro externo de 6,4mm em comparação aos de 4,5mm. A diminuição do passo, com o conseqüente aumento de roscas por polegada, aumenta significativamente a resistência à tração. A diminuição do diâmetro interno, ocasionando roscas de maior profundidade, aumenta a resistência à tração no osso de baixa densidade, fato que não ocorre no osso de densidade maior.

Heller et al (1996) investigam o efeito que o desenho do parafuso, a profundidade da inserção, o nível vertebral e a qualidade óssea do exercem na resistência à tração de parafusos fixados nas massas laterais de vértebras cervicais. Utilizam as colunas cervicais de 12 cadáveres e fixam seis tipos diferentes de parafusos disponíveis comercialmente nas massas laterais da segunda à sétima vértebras cervicais. Os parafusos são arrancados por máquina de testes na direção do seu eixo e a mensuração da força necessária é comparada levando-se em conta os diferentes fatores. Os parafusos de maior diâmetro externo e com fixação bicortical apresentam maior resistência à tração. A fixação bicortical de determinado parafuso aumenta a resistência, em média, em 28% em comparação à fixação unicortical do mesmo parafuso. Parafusos

com sistema auto-macheante apresentam os menores valores. Não há relação entre a densidade óssea e a resistência à tração.

Hungria Neto et al (1996) tratam 47 fraturas em diversos segmentos (fêmur, tíbia proximal, diáfisária e distal, anel pélvico e úmero) em 40 pacientes politraumatizados utilizando variação do fixador externo modular tubo-tubo "AO". Comprovam a versatilidade do aparato, com rapidez na aplicação e agressão mínima às partes moles. O fixador externo, mantido como tratamento definitivo das fraturas, obtém índice de consolidação em 90% dos casos utilizados, excluindo-se os óbitos e as amputações. Analisando os dados com os critérios de Paley et al (1989), 92% de resultados excelentes ou bons em relação à consolidação óssea, e 75% de resultados excelentes ou bons em relação a função final. Concluem que a consolidação obtida ocorre com formação de calo, demonstrando que a estabilidade não é absoluta, e que a utilização do fixador externo nas emergências é boa indicação, desde que não agregue lesão tecidual e que a estabilidade obtida seja eficiente.

Kwok et al (1996) estudam o efeito que o perfil de parafusos pediculares acarreta no torque de inserção e na força de resistência à tração dos mesmos. Em ensaio biomecânico, comparam um novo modelo de parafuso pedicular cônico com outros quatro modelos cilíndricos, disponíveis no mercado. Todos os parafusos apresentam dimensões semelhantes. Num primeiro momento, fixam os parafusos nos pedículos das vértebras L4 e L5 de cadáveres anotando o torque de inserção dos mesmos com auxílio de torquímetro. Os parafusos são submetidos a uma força de tração com velocidade constante de 1mm/s, até que os mesmos fossem extraídos das vértebras, anotando o valor máximo da força de resistência à tração. O parafuso cônico apresentou torque de inserção significativamente maior que todos os parafusos cilíndricos. Em relação à força

de resistência à tração, não há diferença significativa entre os diferentes modelos empregados. Encontram que a correlação entre o torque de inserção e a força de resistência à tração dos parafusos não é estatisticamente significativa. Concluem que o torque de inserção não é uma medida confiável para prever a resistência à tração de um parafuso e que o perfil de parafusos (com diâmetros semelhantes) causa mínimo efeito na resistência à tração dos mesmos em osso cadavérico.

Magyar et al (1997) comparam a estabilidade de pinos de Schanz convencionais com pinos revestidos com hidroxi-apatita. Realizam osteotomia valgizante na tíbia proximal de 19 pacientes com osteoartrose do compartimento medial do joelho, utilizando fixador externo anterior em “T” para a estabilização. São utilizados dois pinos de Schanz de 6,5 mm proximais à osteotomia na metáfise da tíbia (proximal lateral e proximal medial) e dois pinos distais na diáfise (distal proximal e distal distal). O fixador é montado em configuração biplanar. Em oito pacientes são aplicados pinos de Schanz comerciais, em oito, pinos recobertos por hidroxi-apatita, e em um paciente, pinos convencionais na diáfise e recobertos na metáfise. Os fixadores são mantidos em média por 101 dias. Os torques de inserção e de extração são mensurados por chave em “T” dotada de torquímetro. Não há diferença no torque de inserção entre os dois modelos. Todos os pinos convencionais metafisários apresentam soltura clínica. Entre os pinos convencionais diafisários, um apresentam soltura clínica, sendo que os restantes demonstram uma redução média de 50% no torque de extração em comparação ao de inserção. Entre os pinos recobertos metafisários, 19 de 20 pinos apresentam torque de extração maior que o de inserção. Entre os pinos recobertos diafisários, 18 de 20 pinos apresentam torque de extração aumentado. O torque de extração é significativamente maior nos pinos recobertos por hidroxi-apatita, fato esse atribuído à fixação inicial pela

maior aspereza e pela biocompatibilidade do mesmo, promovendo maior integração óssea. Os autores afirmam que a fixação externa é um bom método de estabilização nesse procedimento, promovendo uma correção mais precisa e com menos morbidade que a osteotomia de ressecção de cunha lateral.

Sladicka et al (1998) estudam oito diferentes fixadores externos lineares disponíveis comercialmente, comparando rigidez, peso e custo. São utilizados os fixadores HexFix (Smith, Nephew & Richards, Memphis Tenn), Hoffmann (Howmedica, Rutherford, NJ), Hammer (Hammer, Linkoping, Suécia), Monotube Blue (Howmedica), Monotube Red (Howmedica), Torus (Zimmer, Warsaw, Ind), TraumaFix (Synthes, Paoli, Pa), e Ultra-X (Howmedica). É realizada montagem de cada um dos fixadores com dois tubos vasados de alumínio fixados com uma distância de 20mm entre si, simulando uma fratura de osso longo instável e com perda óssea. A escolha de tubos de alumínio é justificada para evitar a variabilidade de idade, tamanho e estoque ósseo existente entre espécimes cadavéricos. São realizadas montagens uniplanares com quatro pinos de Schanz de 5mm, sendo dois de cada lado da fratura hipotética, unidos com presilhas a uma barra de alumínio. As montagens são submetidas a forças torcionais e a forças axiais de flexão antero-posterior e látero-lateral, em máquina de teste de materiais. O fixador Monotube Red é o mais resistente às forças axiais, principalmente no sentido antero-posterior, provavelmente devido a sua barra de maior diâmetro e a seus conectores maiores. O fixador Torus é o mais resistente às forças torcionais, provavelmente devido à sua barra de perfil hexagonal a seus conectores de titânio. Citam Beherens (1983,1989) que afirma que o aumento da distância entre os pinos, a redução da distância da barra ao osso, a inserção de uma segunda barra à montagem, além da montagem em delta, conferem maior estabilidade a um fixador externo. Concluem que em fraturas com

instabilidade longitudinal, como em casos de perda óssea, a montagem deve ser a mais rígida possível às forças axiais, para evitar encurtamento e consolidação viciosa. Em contrapartida, em fraturas estáveis, com boa aposição óssea, a montagem deve ser rígida para suportar forças torcionais, mas permitir micromovimentos axiais para estimular a formação de calo e a consolidação secundária. E que o peso e o custo de um fixador são menos críticos que a estabilidade fornecida pelo mesmo.

Gaebler et al (1999) estudam as propriedades mecânicas de parafusos de bloqueio de hastes intramedulares de tibia, sólidas e de pequeno diâmetro (8 mm). Submetem 11 diferentes modelos de parafusos de bloqueio a forças cíclicas de flexão com apoio em três pontos, simulando as condições às quais são submetidos no uso normal. Encontram que o aumento do diâmetro do parafuso aumenta significativamente a sua resistência à fadiga em flexão do mesmo. O aumento de 25% do diâmetro resulta em aumento de 25 a 70% na resistência à fadiga do parafuso. Porém, o aumento do diâmetro externo é limitado pelo orifício da haste. Sugerem o aumento do diâmetro interno (alma) e apontam como ideal o parafuso que apresente os mesmos diâmetro externo e alma. Citam Krag (1991), que afirma que a diminuição do diâmetro externo ou da diferença entre este e a alma diminuem a resistência à tração do parafuso, podendo causar soltura do mesmo. A ausência da rosca no parafuso no segmento onde este tem contato com a haste dobra a sua resistência à fadiga, uma vez que o efeito de concentração de stress entre regiões de diferentes diâmetros deixa de existir.

Ramos et al (1999) realizam estudo experimental comparando cinco montagens diferentes do fixador externo AO/ASIF: AO simples, AO dupla barra, AO transfixante uniplanar, AO transfixante biplanar e AO biplanar unilateral (delta). Utilizam corpos de provas formados por dois tubos de polietileno vasados e fixados por cada um dos

sistemas de fixação, sem desvio e com distância de 30 mm entre os segmentos, simulando fratura transversa com perda óssea de osso longo. São utilizados pinos de Schanz 4,0 mm e/ou pinos com rosqueamento central para transfixação tipo Bunnel. As montagens são submetidas a ensaios mecânicos com compressão axial central e excêntrica. São analisados os deslocamentos radiais dos segmentos, a distância máxima entre estes no plano perpendicular ao axial e os movimentos em flexão. Encontram que o deslocamento radial, diferente do axial, não aumenta proporcionalmente à aplicação de forças axiais centrais ou excêntricas em nenhum sistema de fixação. Os sistemas transfixantes e no sistema em delta observa-se um maior deslocamento radial dos fragmentos quando submetidos a forças axiais excêntricas. Nos demais modelos do tipo unilaterais ocorre o oposto. Em geral, os modelos transfixantes permitem menor mobilidade em flexão, e os modelos biplanares, sejam transfixante ou em delta, menor mobilidade radial. Não há correlação entre os movimentos em flexão e os deslocamentos radiais. Concluem que as montagens uniplanares não apresentam estabilidade suficiente para o tratamento definitivo das fraturas diafisárias instáveis e que a montagem transfixante biplanar é a única a apresentar estabilidade suficiente para resistir a todas as forças deformantes.

Ramos et al (1999) realizam estudo experimental comparando o comportamento mecânico de oito sistemas de fixação externa: Hoffmann, Hoffmann-Vidal, AO simples, AO dupla barra, AO transfixante uniplanar, AO transfixante biplanar. AO biplanar unilateral (delta) e Ilizarov, utilizando-se as configurações espaciais freqüentemente usadas. Realizam estudo biomecânico fixando com cada um dos modelos de fixadores tubos de polietileno simulando uma fratura de osso longo com diástase de 30 mm. As montagens são submetidas à forças axiais centrais e excêntricas e são avaliados os

deslocamentos radiais dos segmentos, a distância máxima observada entre esses segmentos nos planos perpendiculares ao radial e os movimentos em flexão dos segmentos. Concluem que os fixadores externos de plataforma ou com pinos do tipo unilaterais são menos estáveis que as montagens com fixação independente dos pinos ou com pinos ou fios transfixantes. O aumento da complexidade de um mesmo modelo de fixador, como a adição de uma segunda barra ao sistema AO simples, aumenta a estabilidade do mesmo. O fixador Ilizarov é o que apresenta maior estabilidade global, seguido pelo sistema AO transfixante biplanar.

Lill et al (2000) aferem o efeito que o retrocesso causa na resistência à tração de parafusos pediculares cônicos e cilíndricos. Realizam estudo biomecânico comparando dois modelos de parafusos pediculares cilíndricos (6 mm e 7 mm) e dois modelos de parafusos cônicos (ambos com diâmetro externo de 6,7 mm, um com rosca longa de 55 mm e outro com rosca curta de 45 mm). Fixam os parafusos em vértebras lombares de bovinos com DMO previamente determinada. Dividem cada grupo em dois subgrupos, um com e outro sem retrocesso de meia-volta (180°) do parafuso. Metade dos parafusos de cada grupo é submetida a uma força de tração com velocidade constante de 1 mm/s, até a falha dos mesmos. A outra metade é submetida a carga cíclica no sentido crânio-caudal (perpendicular ao parafuso) com frequência de 1 Hz, carga de 200 N e 5000 ciclos. Em seguida, estes parafusos são submetidos a força de arrancamento como citado anteriormente. Encontram que nos casos onde a inserção é convencional, os parafusos cilíndricos são mais resistentes ao arrancamento que os parafusos cônicos, mas sem diferença estatística. Já nos grupos onde há o retrocesso em meia-volta, os parafusos cilíndricos são significativamente mais resistentes, demonstrando as mesmas cargas que nos parafusos onde não há o retrocesso. Já os cônicos, além de significativamente menos

resistentes que os cilíndricos, demonstram perda de 50% na resistência à tração com o retrocesso. Nos casos onde há o carregamento cíclico prévio, os parafusos cilíndricos inseridos totalmente são significativamente mais resistentes que os cônicos. Já nos grupos com retrocesso de meia-volta, os parafusos cilíndricos continuam sendo mais resistentes, mas não significativamente. Em média, após carregamento cíclico, os parafusos cilíndricos retrocedidos perdem 30% de sua resistência, e os cônicos, 50%. Não encontram diferença entre os dois modelos de parafusos cilíndricos, o mesmo ocorrendo entre os dois modelos de parafusos cônicos.

Bhandari et al (2001) realizam pesquisa internacional em relação à preferência dos cirurgiões no tratamento cirúrgico de fraturas da diáfise da tíbia. Envia questionário auto-aplicável a 577 cirurgiões ortopédicos membros das seguintes instituições: *Orthopaedic Trauma Association*, *AO International* e membros internacionais da *American Academy of Orthopaedic Surgeons*, dos quais 77% respondem ao questionário. Em relação às fraturas fechadas, a maioria opta por fixação com haste intramedular, mas a escolha da fixação externa aumenta significativamente com fraturas de alta energia e fraturas associadas à síndrome compartimental. Em relação às fraturas expostas, novamente o implante mais utilizado é a haste intramedular. Porém, o uso dos fixadores externos aumenta significativamente com o aumento da gravidade das lesões de partes moles, chegando a mais de 50% dos casos Gustillo IIIB. Encontram que nos continentes da África, Ásia e América do Sul, o uso da fixação externa é significativamente maior que na América do Norte, Europa e Austrália. Atribuem esse achado ao alto custo e menor disponibilidade de hastas intramedulares naqueles locais. Afirmam também que cirurgiões que receberam treinamento específico em trauma são menos propensos a utilizar a fixação externa em todos os graus de fratura exposta.

Lin et al (2001) propõem dois novos modelos de parafusos de bloqueio para hastes intramedulares de tíbia a fim de melhorar as características mecânicas dos mesmos. O primeiro modelo consiste em um parafuso com apenas as extremidades da haste rosqueadas, com a porção da mesma sendo lisa. O segundo modelo é totalmente desprovido de rosca, possuindo um pequeno parafuso oblíquo em sua cabeça cuja função é fixar o parafuso na cortical de entrada. As resistências à tração e à compressão dos mesmos são testadas, comparando-os com quatro parafusos de bloqueio disponíveis comercialmente. Os parafusos são fixados em ossos sintéticos pela maior disponibilidade e menor variação individual destes, o que causa menor interferência no resultado final. São utilizados tubos de densidades de $0,25\text{g/cm}^3$ e de $0,5\text{g/cm}^3$. Após a obtenção da resistência à flexão máxima, é testada a resistência à força de flexão cíclica com 90% da carga máxima. O parafuso sem rosca é significativamente menos resistente à flexão única que o parafuso com extremidades rosqueadas e que um dos parafusos comerciais, mas é significativamente mais resistente que os outros dois parafusos comerciais. No teste cíclico, o parafuso sem rosca foi o único que suportou todos os ciclos sem falha. O parafuso com as extremidades rosqueadas apresentou resultados semelhantes aos parafusos comerciais. Tanto a resistência à flexão única quanto a cíclica estão fortemente relacionadas ao diâmetro interno do parafuso. Em relação à resistência à tração, o parafuso com extremidades rosqueadas foi o que apresentou os maiores valores, o que pode ser explicado pelo maior diâmetro externo da rosca proximal. O parafuso sem rosca apresentou os valores menores. Em todos os modelos, a resistência à tração foi significativamente maior nos tubos de poliuretano de maior densidade.

Lin, Hou (2002) propõem um novo modelo de parafuso de bloqueio para hastes intramedulares de tíbia para melhorar a performance mecânica. O parafuso proposto

apresenta apenas as porções extremas do seu comprimento rosqueadas, para serem fixadas nas corticais de entrada e de saída. A porção central da haste é lisa e um pequeno parafuso oblíquo fixando a cabeça do parafuso à cortical de entrada da tíbia. O parafuso é a combinação de dois modelos propostos anteriormente pelos autores (Lin et al, 2001), um parafuso sem roscas com o pequeno parafuso oblíquo, e outro com as duas porções da haste rosqueadas, com a porção central lisa, mas sem o pequeno parafuso oblíquo da cabeça. A resistência à flexão e à tração do mesmo é testada, comparando-o com cinco parafusos de bloqueio disponíveis comercialmente. O método empregado é o mesmo do trabalho anterior dos autores, porém são utilizados tubos de polipropileno de uma única densidade, $0,5\text{g/cm}^3$, simulando osso porótico. O parafuso proposto apresenta resistência à flexão única semelhante a quatro dos parafusos comerciais e inferior a um deles. A resistência à flexão é proporcional à alma ou a haste lisa central de cada parafuso. O modelo proposto é o único que suporta todos os ciclos no teste de fadiga, enquanto os comerciais falham sem deformação plástica aparente em um tempo de 10 a 100 vezes menor. Apesar de possuir a menor alma, a ausência de roscas previne o efeito de concentração de stress. Há relação entre o diâmetro externo e a resistência à tração, sendo que nesse teste, falha ocorre sempre no tubo de polipropileno. O torque de inserção e resistência à tração é maior no modelo proposto que nos outros parafusos, o que pode ser explicado pelo diâmetro maior da rosca proximal do mesmo e ao pequeno parafuso oblíquo de fixação.

Moroni et al (2002) realizam revisão bibliográfica a respeito das técnicas para evitar soltura e infecção na interface osso/pinos de Schanz, as quais caracterizam como as principais complicações da fixação externa. Citam Pettine et al (1993), que descreve que o método mais preciso para avaliar soltura de pinos de Schanz é a comparação do torque

de extração do pino com o seu torque de inserção correspondente, sendo mais preciso que exames radiográficos ou clínicos. Além disso, o método tem a vantagem de poder ser realizado em estudos clínicos, enquanto que outro método biomecânico empregado, o teste de resistência à tração, pode ser somente empregado em estudos experimentais em animais ou *in vitro*. Citam também Chao et al (1988, 1991), que afirmam que a deterioração da resistência da interface pino/osso é um fenômeno inevitável, o qual pode ser facilitado por técnica inadequada, como inserção excêntrica do pino ou diretamente por perfurador. Em contrapartida, o carregamento da interface pino/osso pode ser reduzido com o aumento do diâmetro do pino, redução da separação da barra lateral do fixador ou utilizando configurações com pinos transfixantes. Fazem referência à Hydaahl et al (1991), que recomendam o pré-carregamento radial para minimizar os problemas de soltura dos pinos, mas afirmam que o pré-carregamento linear tem mínimo efeito na prevenção da reabsorção óssea. Discorrem sobre os pinos recobertos para melhorar a fixação, prática inicialmente empregada por Lambotte (1913), o qual revestiu os pinos com níquel e ouro para evitar a corrosão. Citam ainda publicação prévia dos próprios autores (Moroni et al, 1998), quando realizam estudo experimental em 118 ovinos. Os animais têm as tíbias osteotomizadas e estabilizadas por fixadores externos, sendo divididos em três grupos de acordo com os pinos de Schanz utilizados: pinos convencionais de aço, pinos recobertos por titânio e pinos recobertos por hidroxiapatita, todos introduzidos com o mesmo torque de inserção. Os pinos recobertos por hidroxiapatita apresentam significativamente maior torque de extração, menor rarefação óssea nas radiografias e maior contato com o osso adjacente no exame histológico. Atribuem os resultados à maior osteointegração proporcionada pela hidroxiapatita, com

conseqüente aumento da estabilidade global e diminuição da infecção no trajeto dos pinos.

Andrade Filho et al (2003) afirmam que o micromovimento entre o pino de Schanz e o osso e partes moles, favorece o aparecimento da infecção no trajeto dos pinos e esta, por sua vez, facilita o surgimento de movimento nessas interfaces, gerando um círculo vicioso. Comparam pinos de Schanz de diferentes materiais a fim de definir se pinos de titânio ou de titânio revestidos com hidroxiapatita têm melhor fixação ao osso e, conseqüentemente, proporcionam maior estabilidade do fixador externo que pinos de aço. Realizam osteotomia transversas em tíbias de 27 coelhos, divididos em três grupos iguais de acordo com o pino de Schanz utilizado: aço, titânio ou titânio recoberto por hidroxiapatita. As osteotomias são fixadas com fixadores externos lineares uniplanares, formados por quatro pinos de Schanz 2,5mm (dois proximais e dois distais à osteotomia) fixados por uma barra longitudinal. Encontram que os pinos de titânio apresentam os maiores valores de torque de extração, seguidos pelos pinos de titânio recobertos por hidroxiapatita e, apresentando os menores valores, os pinos de aço. Porém, a diferença entre os diferentes tipos de pinos não foi significativa. Acreditam que os pinos de titânio tenham melhor fixação ao osso devido às suas propriedades mecânicas (módulo de elasticidade 50% menor) e maior biocompatibilidade e osteointegração, atribuindo a ausência de significância possivelmente à amostra reduzida. Os pinos distais à osteotomia, fixados no osso cortical apresentam significativamente maior torque de extração que os pinos proximais, fixados ao osso esponjoso. Não há relação entre o desvio angular resultante e o torque de extração dos pinos. Não preconizam o uso de pinos de titânio na fixação externa de emergência, pois o maior custo dos mesmos não se justifica em curtos períodos.

Dougherty et al(2003) destacam o uso de fixadores externos no tratamento na urgência de fraturas de diáfise femoral. O fixador deve ser de aplicação rápida e fácil, sem a necessidade de fluoroscopia, promovendo a estabilização temporária da fratura e tratamento de partes moles. Tem importância especial em traumas de guerra, pois permite a remoção rápida do paciente da linha de frente a um hospital de retaguarda para o tratamento definitivo. Realizam estudo comparativo das montagens uniplanar e biplanar (45° entre os pinos de um mesmo lado da fratura) do fixador externo tipo Hoffmann II, o qual é dividido em duas partes. Primeiramente, realizam teste biomecânico com as duas montagens, associando, para efeito comparativo, um terceiro modelo, uniplanar, comercialmente disponível. Os modelos são fixados a dois tubos de madeira, dois pinos em cada tubo, simulando um osso longo com fratura no terço médio da diáfise. Os sistemas são submetidos, em máquina de ensaios mecânicos, a forças axiais, torcionais e de flexão em dois planos ortogonais (paralela e ortogonal ao fixador). A segunda parte consiste na comparação da facilidade de aplicação das duas montagens do fixador Hoffmann II. Cirurgiões de trauma em treinamento aplicam os fixadores externos em coxas de cadáveres, analisando-se o tempo de colocação, a noção subjetiva de facilidade de aplicação e a qualidade da fixação dos pinos de Schanz (visual, fluoroscópica e tomografia computadorizada). A construção biplanar Hofmann II é significativamente mais resistente às forças torcionais e axiais que a uniplanar, não havendo diferença na resistência à flexão. Não há diferença no tempo ou na facilidade de aplicação dos fixadores, mas o modelo uniplanar apresenta maior número de pinos unicorticais e pinos tangenciando a cortical. Tal fato é atribuído à característica de seus conectores de não permitirem mudança na direção de introdução dos pinos.

Kissel et al (2003) realizam estudo experimental comparando a resistência à tração de parafusos canulados com parafusos para osso esponjoso convencionais de diâmetros externos equivalentes (2,0mm, 2,4/2,5mm e 3,0mm), totalizando dois modelos de parafuso canulados e um de parafuso esponjoso para cada medida. Fixam 10 parafusos de cada modelo em um bloco de material sintético com uma camada interna e duas externas de maior densidade, simulando as corticais ósseas entremeadas por osso esponjoso. Os parafusos são fixados de acordo com as orientações dos fabricantes, com o uso prévio de fio guia nos parafusos canulados, sem broqueamento. Os parafusos convencionais são introduzidos após broqueamento e macheamento dos orifícios piloto. Todos os modelos são submetidos à força de tração axial por máquina de ensaios mecânicos, anotando os valores máximos quando os parafusos são arrancados do osso sintético. Não há diferença significativa na força de resistência à tração entre os parafusos de 2,0mm. Entretanto, nos grupos de 2,4/2,5mm e de 3,0mm de diâmetro, os modelos canulados são significativamente mais resistentes à tração que seus pares de alma sólida. Como os modelos canulados e convencionais apresentam dimensões equivalentes, creditam a diferença a alguns aspectos da introdução dos parafusos: ao orifício confeccionado previamente nos modelos convencionais, ocasionando menor quantidade de osso fixado entre os filetes da rosca e à vibração provocada pelo broqueamento, resultando em um orifício piloto maior que a alma do parafuso. Destacam também a característica da ponta dos parafusos, uma vez que no parafuso canulado, essa extremidade apresenta o mesmo perfil que o restante da rosca, fixando-se no osso, o que não ocorre com a ponta cônica do parafuso convencional.

Mercadante et al (2003) realizam estudo experimental comparando quatro montagens diferentes de fixadores externos monolaterais. Empregam 16 corpos de prova

constituídos por um tubo de polipropileno, ao qual é aplicado o fixador externo, este constituído por quatro pinos de Schanz de aço inoxidável, (dois proximais e dois distais), presilhas de fixação de duralumínio e uma ou duas barras de aço. É realizada corte oblíquo na porção central do tubo, mantendo um espaçamento de 3cm entre os fragmentos, simulando uma fratura de osso longo com perda óssea. Os corpos de prova são divididos em quatro grupos de acordo com o número e tipo das barras: uma barra lisa, duas barras lisas, uma barra recartilhada e duas barras recartilhadas. Com auxílio de máquina de torção, os corpos de prova são submetidos a uma força de torque e os desvios resultantes (rotacional, axial e lateral), bem como o torque resultante, são anotados. Encontram que as quatro configurações são eficientes para suportar as forças de torção progressivamente maior, demonstrando resistência de cada sistema, independentemente do tipo ou do número de barras. Além disso, a utilização de barras lisas determina falha precoce na interface pino-presilha, resultando instabilidade. Por outro lado, o uso de barras recartilhadas aumenta a contenção na interface pino-presilha, transferindo a deformação para a os pinos de Schanz, mas mantendo menor desvio total resultante. Os resultados demonstram que a colocação de uma segunda barra sugere incremento na resistência às forças de torção, apesar da diferença não ser significativa.

Paul (2003) faz metanálise sobre a história da fixação externa. Atribui o início da concepção moderna dos fixadores externos a Jean-François Malgaigne, que em 1840 concebeu sua *pointe métallique*, a qual consistia em arcos metálicos atados ao membro aos quais um parafuso de ponta romba era fixado e posicionado sobre um fragmento ósseo desviado para a sua redução. Em 1843, Malgaigne desenvolve a *griffe métallique*, composta por duas garras unidas a uma placa metálica, inicialmente desenvolvida para o tratamento de fraturas desviadas da patela. Em 1850, Rigaud desenvolveu um método de

banda de tensão externa composto por dois parafusos monocorticais unidos por um fio. Keetley, em 1893 foi o primeiro a descrever um aparelho de fixação externa que atravessava todo o diâmetro do osso. Em 1897, Clayton Parkhill foi um dos primeiros a descrever um fixador externo verdadeiramente unilateral, com dois pinos proximais e dois distais ao foco de um osso longo, unidos por um conector para redução e imobilização. Albin Lambotte também é considerado um dos pioneiros dos primeiros fixadores externos unilaterais em 1902, com dois pinos proximais e dois distais ao foco de fratura cominuída de fêmur, fixados por duas placas. Acredita-se que Lambotte, em 1912, e a Humphry, em 1917, foram os primeiros a advogar o uso de pinos rosqueados. Em 1923, Block desenvolveu o que se acredita ser o precursor da fixação externa de Ilizarov, com fios transósseos presos a um fixador composto de anéis semicirculares e hastes rosqueadas. Conn, em 1931, modificou aparelhos já existentes, empregando conectores do tipo bola-e-soquete. Também descreveu a limpeza meticulosa dos locais de inserção dos pinos com álcool para evitar infecções. Entre 1938 e 1954, Raoul Hoffmann publicou inúmeros trabalhos sobre se método de fixação externa, baseado num sistema deslizante unido a conectores universais na interface pino-fixador, promovendo a redução dos fragmentos, processo denominado de osteotaxia. Em 1948, Charnley popularizou seu aparelho de compressão para facilitar artrodeses. A popularização da fixação externa nos Estados Unidos deu-se mais tardiamente, nos anos 1970. Por seu trabalho, Gavriil A. Ilizarov merece capítulo à parte. Único médico em uma remota região da Sibéria após a Segunda Guerra Mundial, possuía grande número de pacientes veteranos da guerra com deformidades ósseas, como fraturas, infecções e pseudartroses. Desenvolve um fixador externo circular com peças originadas de uma fábrica de ônibus, inicialmente para o tratamento de contratura em flexão do joelho devido a imobilização prolongada. No fim

dos anos 1950, ao constatar anquilose óssea ao invés de fibrosa no joelho de um paciente, Ilizarov montou o aparelho e realizou osteotomia, com intenção de correção lenta da deformidade e aposição de enxerto no defeito triangular remanescente. Porém, após a correção, percebeu a formação de uma massa óssea no local do defeito, um “regenerado” ósseo. Havia descoberto a osteogênese por distração. Os fixadores externos atuais são evoluções do desenho dos aparelhos pioneiros, sobretudo os de Hoffmann e de Ilizarov.

Hou et al (2004) estudam o efeito das características do desenho de parafusos de bloqueio de hastes intramedulares de tíbia em sua força de resistência à tração. Realizam teste de ensaio mecânico em cinco parafusos de bloqueio disponíveis no mercado e em um parafuso confeccionado especialmente para o experimento, este com uma haste central lisa para maior resistência e duas porções rosqueadas nas extremidades, sendo que a rosca proximal apresenta diâmetro externo significativamente maior que os outros parafusos. Fixam os parafusos em tubos de poliuretano de densidades de $0,25\text{g/cm}^3$ e $0,5\text{g/cm}^3$, simulando osso metafisário com osteoporose grave. O teste, realizado em máquina de ensaio mecânico, consiste em empurrar o parafuso por sua ponta saliente na cortical de saída até o deslocamento. Constroem, também, modelos computadorizados de elementos finitos simulando parafusos fixados ao osso. Analisam, independentemente, cada um dos fatores do desenho do parafuso: diâmetro externo, alma, raio dos fios da rosca, ângulos dos fios da rosca, passo e espessura dos fios, atribuindo valores semelhantes aos encontrados em parafusos comerciais. Concluem que a força de resistência à tração é proporcional à densidade óssea e que há correlação entre o teste mecânico e a análise de elemento finito. Encontram que os fatores que mais contribuem para uma maior força de resistência à tração, em ordem decrescente, são: maior diâmetro

externo, menor passo, menor ângulo dos fios da rosca e menor alma, enquanto que raio dos fios da rosca e a espessura dos fios exercem influência mínima.

Mercadante et al (2005) citam as vantagens dos fixadores externos monolaterais na emergência, como versatilidade, rigidez, baixo custo e rapidez de instalação. Afirmam que a resistência às forças axiais aumentam com a separação entre os pinos de Schanz de um mesmo fragmento do fratura e com a adição de uma segunda barra conectando os pinos. Destacam, porém, que a resistência às forças de torção ou torque não aumenta com a adição de uma segunda barra, sendo dependente exclusivamente da resistência dos pinos de Schanz. Realizam trabalho biomecânico comparando a resistência à flexão de três diferentes tipos pinos de Schanz. Um modelo de de 4,5 mm de diâmetro externo e 3,2 mm de diâmetro interno (alma), um de 5,5 mm de diâmetro externo e alma de 3,2 mm e um de 5,5 mm de diâmetro externo com alma de 4,5 mm, fixados em tubos de polipropileno. Não encontram diferença significativa entre os pinos de 4,5 mm e 5,5 mm de diâmetro externo com mesma alma de 3,2 mm. Porém, o pino com alma de 4,5 mm foi significativamente mais resistência à flexão e que os dois outros modelos em qualquer grau de rotação. Na rotação máxima de 18°, a diferença foi ao menos 40% maior. Concluem que a resistência à flexão do pino de Schanz é determinada principalmente com o diâmetro de sua alma.

Camuso (2006) discorre sobre as lesões em extremidades conflitos bélicos. Devido às eficientes proteções de cabeça, tórax e abdome, as extremidades são as regiões mais afetadas na guerra moderna. Destaca as características que fazem da fixação externa o método ideal para o tratamento de emergência na linha de frente em conflitos: prevenção de lesões adicionais do envelope de partes moles, diminuição do risco de infecção, redução da hemorragia da fratura, controle da dor e, principalmente, facilitação da

remoção do paciente, especialmente em condições adversas como hospitais de campanha em território hostil.

Hee et al (2006) realizam estudo experimental comparando o torque de inserção de parafusos pediculares cônicos e cilíndricos na fixação na coluna torácica. Utilizam 35 vértebras de cinco cadáveres, as quais são preparadas e, em cada uma delas, é fixado um parafuso pedicular cônico e outro cilíndrico, cada um em um pedículo. Os parafusos são introduzidos de três formas: tipo 1, intra-pedicular, tipo 2, com violação da parede lateral do pedículo e tipo 3, com violação da parede medial do pedículo. No tipo 1, o torque de inserção dos parafusos cônicos é significativamente maior que o dos cilíndricos. No tipo 2 o torque de inserção dos parafusos cônicos também é superior ao dos cilíndricos. Comparando os tipos 1 e 2 dos parafusos cilíndricos, não há diferença significativa entre a inserção convencional e aquela com violação da parede lateral, com ou sem contato com a face lateral do corpo vertebral. Em relação aos parafusos cilíndricos, o torque de inserção do tipo 1 é significativamente maior que o do tipo 2. No tipo 3, não há diferença entre os parafusos cônicos e cilíndricos. Também não há diferença significativa entre a inserção com violação da parede medial e convencional dos parafusos cônicos, fato que também ocorre com os parafusos cilíndricos. Concluem que os parafusos cônicos apresentam maior torque de inserção que os cilíndricos. Percebem, também, que a violação das paredes pediculares medial e lateral pelos parafusos cônicos não é percebida, uma vez que o torque de inserção destes continua a aumentar independente do erro de trajetória.

Giotakis, Narayan (2007) discorrem sobre os fatores determinantes da estabilidade da fixação externa da tíbia. Afirmam que há três variáveis que contribuem diretamente para a estabilidade do fixador externo: a interface pino-osso, as componentes do fixador e

a configuração do fixador. Destacam dois parâmetros que influenciam a interface pino-osso: o diâmetro do pino e a interferência. O aumento do diâmetro do pino aumenta a sua resistência a forças de flexão, pois o aumento do raio da secção transversa de determinada barra ou haste promove aumento na quarta potência da sua resistência a momentos de força. Porém, o diâmetro do pino não pode ser aumentado indefinidamente, pois os orifícios para a introdução dos mesmos podem fragilizar o osso. Orifícios maiores que 20% que o diâmetro do osso reduzem sua resistência à torção em 34%, enquanto que orifícios maiores que 50% a redução é de 62%. Orientam o emprego de pinos de até 1/3 do diâmetro do osso para evitar o risco de fraturas, geralmente de 5 mm para a tíbia e 6 mm para o fêmur. A interferência é a medida da pega do pino no osso, podendo ser determinada pela fórmula: Interferência é a diferença entre o diâmetro externo do pino e diâmetro do orifício piloto dividida pela diferença entre os diâmetros externo e interno do pino. Afirmam que o pré-carregamento radial do pino, com confecção de orifício piloto menor que o diâmetro do pino aumenta a interferência, ao passo que o pré-carregamento linear com flexão dos pinos não é eficiente e deve ser evitado. Em relação aos componentes dos fixadores, a estabilidade global é influenciada por conectores pino-barras e barra-barras. Barras de maior diâmetro promovem maior estabilidade e a adição de uma segunda barra lateral aumenta a estabilidade contra forças de flexão no plano dos pinos, mas não ortogonais a eles. Considerando a disposição espacial dos componentes, a fixação será mais estável quando os pinos forem fixados o mais distante entre si em um fragmento, evitando posicionamento menor que 2 cm do foco de fratura devido ao risco de infecção do mesmo. A introdução de um terceiro pino em um fragmento aumenta a estabilidade, especialmente em um plano ortogonal aos outros dois pinos, mas não há vantagens na colocação de um quarto pino num mesmo fragmento. Afirmam, também,

que diminuição da distância da barra ao osso promove aumento da estabilidade. Destacam as vantagens de configurações biplanares, com os pinos ortogonais entre si, pelo melhor controle de forças de flexão nos planos sagital e coronal, além de forças torcionais, aumentando a estabilidade sobretudo em situações como fraturas cominuídas ou com perda óssea.

Schwechter, Swan (2007) revisam a vida e a obra de Raoul Hoffmann, em especial o seu fixador externo. Hoffmann desenvolveu técnica de fixação externa baseada na redução fechada das fraturas e posicionamento percutâneo dos pinos de Schanz com auxílio de guia. Os pinos de um mesmo lado da fratura são fixados por uma placa metálica e esta é unida a uma articulação tipo “bola e soquete”. Uma barra metálica une as articulações e a fratura é reduzida por tração, a “osteotaxia”, termo cunhado pelo próprio Hoffmann. As articulações permitem o deslizamento da barra e o movimento de todo o sistema em continuidade. Essa foi, em essência, a principal contribuição de Hoffmann para a fixação externa. Permite a redução da fraturas nos três planos espaciais independentemente, além de correções secundárias.

Zalavras et al (2007) discorrem sobre o manejo de fraturas expostas e suas complicações subseqüentes. Afirmam que, dentre os diversos métodos de fixação das fraturas expostas em membros inferiores, a fixação externa está particularmente indicada nos casos onde ocorrem contaminação e lesões de partes moles importantes e quando há uma necessidade de estabilização rápida da fratura ou mínima interferência com a resposta fisiológica do paciente à lesão (controle de danos). Relatam que a conversão tardia para a fixação interna pode aumentar a taxa de infecção em 50%. Porém, citam Blauchut et al (1990), que afirmam que a conversão precoce (em média, 17 dias), na ausência de infecção no trajeto dos pinos, está associada a uma taxa de infecção de 5%.

A fixação externa pode ser indicada em fraturas expostas das extremidades superiores quando há contaminação extensa, da mesma forma que em fraturas periarticulares, associada à fixação interna limitada com parafusos para re-estabelecer a congruência articular.

Vendrame et al (2008) analisam a influencia do diâmetro do orifício piloto na resistência ao arrancamento de parafusos. Fixam parafusos pediculares de 5mm (alma de 3,8mm), 6mm e 7mm (ambos com alma de 3,8mm) em blocos de madeira, poliuretana e osso esponjoso bovino. Cada um dos modelos de parafusos é subdividida em grupos de acordo com os orifícios pilotos, sendo estes confeccionados por brocas de diâmetro menor, igual ou maior à alma dos parafusos. Os corpos de prova são submetidos à força de tração axial em máquina de ensaios mecânicos e os valores máximos encontrados no momento do arrancamento são anotados. Encontram que há correlação entre o aumento do diâmetro do orifício piloto e a diminuição da resistência ao arrancamento dos parafusos. Há diferença estatística entre a diminuição do diâmetro do orifício e o aumento da resistência à tração axial nos corpos de prova de poliuretana e osso bovino. Encontram também diferença entre o aumento do diâmetro do orifício piloto e a resistência ao arrancamento nos corpos de prova de madeira, poliuretana e osso bovino.

Rosa et al (2008) avaliam o efeito de variáveis relacionadas à resistência ao arrancamento de parafusos pediculares. Realizam estudo experimental no qual parafusos pediculares cilíndricos de diferentes diâmetros (5mm, 6mm e 7mm) são fixados em metáfise da tíbia de bovinos. Avaliam a influência do diâmetro do orifício-piloto na resistência ao arrancamento. Encontram que, para os parafusos de 5mm e 6mm, o orifício perfurado com broca de diâmetro menor à alma dos parafusos determina resistência à força de arrancamento significativamente maior aos orifícios de igual ou maior tamanho

que a alma, independentemente do modo de preparo. Já no caso dos parafusos de 7mm, não há relação entre o diâmetro dos orifícios-piloto ou o modo de preparo dos mesmos com a resistência à tração. Concluem que há relação direta entre o diâmetro do orifício-piloto e a resistência ao arrancamento do parafuso, mas que há outros fatores que influenciam tal característica, como as características do implante e o desenho e a geometria da rosca.

Leite et al (2008) estudam o efeito do diâmetro do orifício piloto no torque de inserção e na resistência ao arrancamento de parafusos. Fixam parafusos pediculares de 5,0mm de diâmetro externo e 3,8mm de alma nos pedículos de 30 vértebras torácicas e lombares suínas dividindo os espécimes em três grupos de acordo com diâmetro do orifício piloto: 2,5mm, 3,8mm e 4,5mm. Os parafusos são inseridos com auxílio de torquímetro para mensuração do torque de inserção. Em seguida a resistência à tração é mensurada submetendo os parafusos a tração axial em máquina de ensaios mecânicos até o arrancamento dos mesmos. O torque de inserção dos parafusos é inversamente proporcional ao aumento do diâmetro do orifício piloto, com diferença estatística entre todos os grupos. A resistência ao arrancamento também diminui à medida que o orifício piloto aumenta. Não há diferença entre os grupos cujos orifícios são de diâmetro igual ou menor à alma do parafusos, mas o grupo de orifícios pilotos são de diâmetro maior que a alma dos parafusos são significativamente menos resistentes ao arrancamento. Encontram correlação entre o torque de inserção e a resistência ao arrancamento somente para os orifícios piloto iguais ou menores à alma do parafuso. Atribuem os maiores valores de torque de inserção e resistência à tração em orifícios piloto de menor diâmetro piloto devido à maior quantidade de osso esponjoso residual que é compactado pelo parafuso durante a inserção.

Seligson (2008) comenta o efeito da diminuição do comprimento da rosca do pino de Schanz, fazendo com que este esteja fixado pelo talo liso mais espesso na cortical cis. Ao observar o sistema de remos de pequenas embarcações, nota a semelhança com pinos de Schanz fixados à diáfise do osso. A mão do remador segurando o remo representa a rosca do pino fixo à cortical trans, a pá do remo representa a extremidade livre do pino onde são fixados os elementos externos do fixador, e o suporte do remo no barco representa a cortical cis. Percebe que a estabilidade do remo aumenta quando o diâmetro deste é maior junto ao suporte no barco, não havendo folga entre estes dois componentes. Baseado nesta observação, realiza trabalho experimental, publicado por Seligson et al (1984), no qual pinos de rosca curta e apoio na cortical cis pelo talo liso mais calibroso são comparados a pinos convencionais, fixados às duas corticais pela rosca. Os pinos de rosca curta mostram-se significativamente mais resistentes às forças perpendiculares aos mesmos que os pinos convencionais.

Strube et al (2008) estudam o efeito do material de pinos e da conformação espacial de fixadores externos. Realizam estudo experimental com ratos, os quais têm os fêmures fraturados e fixados externamente. Cada fixador é composto por quatro pinos metálicos de 1,2 mm de diâmetro, sendo dois em cada fragmento, e uma barra lateral. É mantido uma diástase de 1,5 mm entre os fragmentos. Comparam o material dos pinos (aço inoxidável ou titânio) e a distância da barra lateral ao osso (7,5 ou 15 mm) em levando em conta as complicações (quebra de pinos, infecção, apoio do membro) e a resistência às forças torcionais e axiais, seis semanas após o procedimento cirúrgico. Os pinos de aço apresentam-se mais resistentes às forças torcionais e axiais que os de titânio. Encontram também que o posicionamento da barra lateral mais próxima ao osso

aumenta significativamente a resistência do fixador às forças torcionais e axiais. Não encontram diferença significativa no que diz respeito às complicações clínicas.

2. OBJETIVO

O objetivo deste estudo é comparar três modelos diferentes de pinos de Schanz no que diz respeito às suas resistências às forças de tração e de flexão. Dois dos modelos de pinos são disponíveis no mercado nacional, sendo um cônico e um cilíndrico, de dimensões convencionais. O terceiro é um modelo proposto por nós, um pino cilíndrico no qual é realizada uma pequena alteração em seu desenho, reduzindo o comprimento total de sua rosca, a fim de aumentar a sua resistência à flexão sem reduzir a desejável resistência à tração.

3. MATERIAL E MÉTODOS

Este trabalho foi realizado em conjunto pelo Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo (DOT-SCM-SP) e o Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – da Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie (LMF-EE-UPM).

Foram empregados neste estudo três tipos diferentes de pinos de Schanz. Dois modelos são pinos comercializados em “kits” para fixação externa das fraturas dos ossos longos, com dimensões e características padrões a diversas empresas do setor 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 e o tubo. Esses são os modelos mais freqüentemente utilizados nos serviços de emergência da rede pública no Brasil. O terceiro modelo, proposto por este trabalho, consiste em um pino desenvolvido especialmente para o estudo.

O primeiro (modelo A) é um pino cônico, com diâmetro de rosca (diâmetro externo) máximo de 5,0 mm, com comprimento de rosca de 50 mm e 200 mm de comprimento total. Apresenta alma (diâmetro interno) de 3,8 mm, passo de 2,0 mm. A diferença dos diâmetros de rosca máximo e mínimo forma uma angulação de $0^{\circ}37'$, conferindo o aspecto cônico deste pino.

O segundo (modelo B) é um pino cilíndrico, com diâmetro de rosca uniforme de 5,0 mm, comprimento de rosca de 40 mm com alma de 3,2 mm e comprimento total de 200 mm. Ambos os modelos têm a rosca fixada nas duas corticais ósseas, a cortical cis ou de entrada, adjacente ao fixador, e a cortical trans ou oposta, situada após a medular óssea. Tal fixação bicortical ocorre tanto no osso diafisário como no metafisário.

O terceiro modelo (modelo C) é o proposto. Sua construção teve como base o modelo B, o qual teve a extremidade da rosca cortada em 25 mm e o no segmento

restante foi confeccionada uma ponta cortante igual à do modelo B. O pino resultante tem as mesmas características da rosca que o modelo B, porém com rosca de 15 mm de comprimento. Nessa configuração, a fixação do pino à cortical óssea se dá exclusivamente na cortical trans, enquanto na cortical cis ocorre o apoio do talo (haste lisa ou eixo primário) de 5,0 mm (Figuras 1 e 2, Quadro 1). O comprimento total deste modelo é 175 mm. Todos os pinos empregados são de aço inoxidável segundo as normas NBR ISO 5832-1, produzidos por Impol Instrumental e Implantes Ltda, Diadema, São Paulo.



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; Pino cilíndrico de 5,0mm, comprimento de rosca de 12mm.

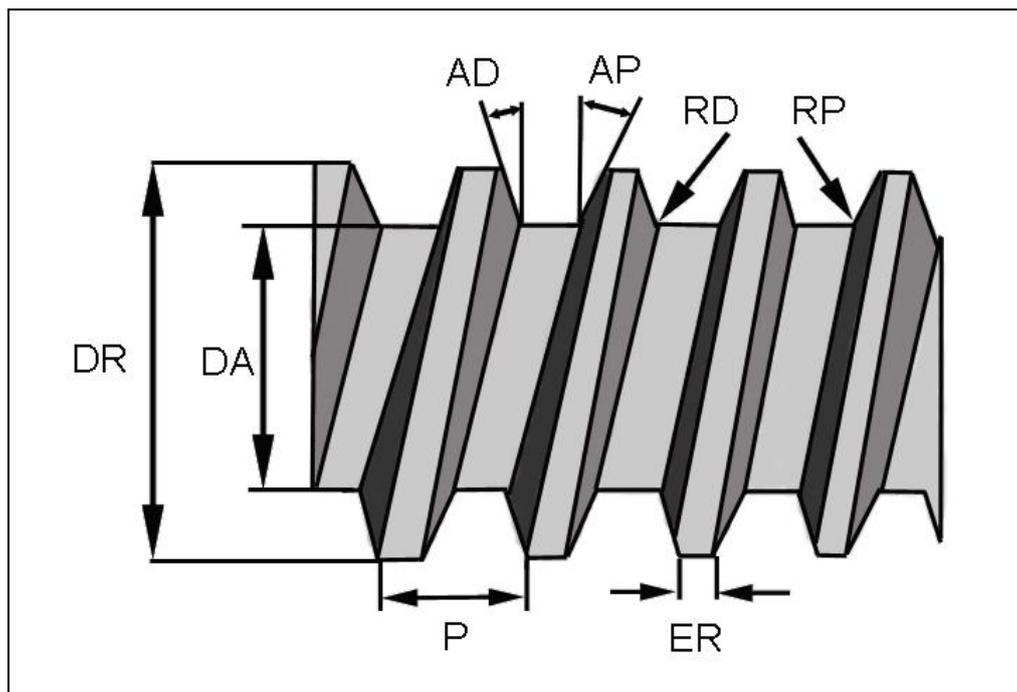


Figura 2 – Desenho esquemático da porção rosqueada dos pinos de Schanz com suas denominações: diâmetro externo ou diâmetro da rosca (DR), diâmetro interno ou diâmetro da alma (DA), passo (P), espessura do fio da rosca (ER), ângulo proximal do fio da rosca (AP), ângulo distal do fio da rosca (AD), raio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

Fonte: Impol Instrumental e Implantes Ltda, Diadema, São Paulo.

Para os testes de resistência às forças de tração e de flexão, foram utilizados corpos de prova idênticos, constituídos por um dos modelos de pinos de Schanz descritos fixados perpendicularmente a um tubo de polipropileno, este representando a diáfise de um osso longo. Os mesmos espécimes foram utilizados nos testes de resistência à tração e à flexão.

As dimensões dos tubos de polipropileno eram 500 mm de comprimento por 35 mm de diâmetro. Os tubos, inicialmente maciços, tiveram confeccionado um orifício central na direção de seu maior eixo com broca de 21 mm, buscando reproduzir aspecto de osso longo, com cortical de 7 mm de espessura e medular de 21 mm (Figura 3) Os tubos foram cortados em secções de 100 mm para facilitar a realização dos testes.

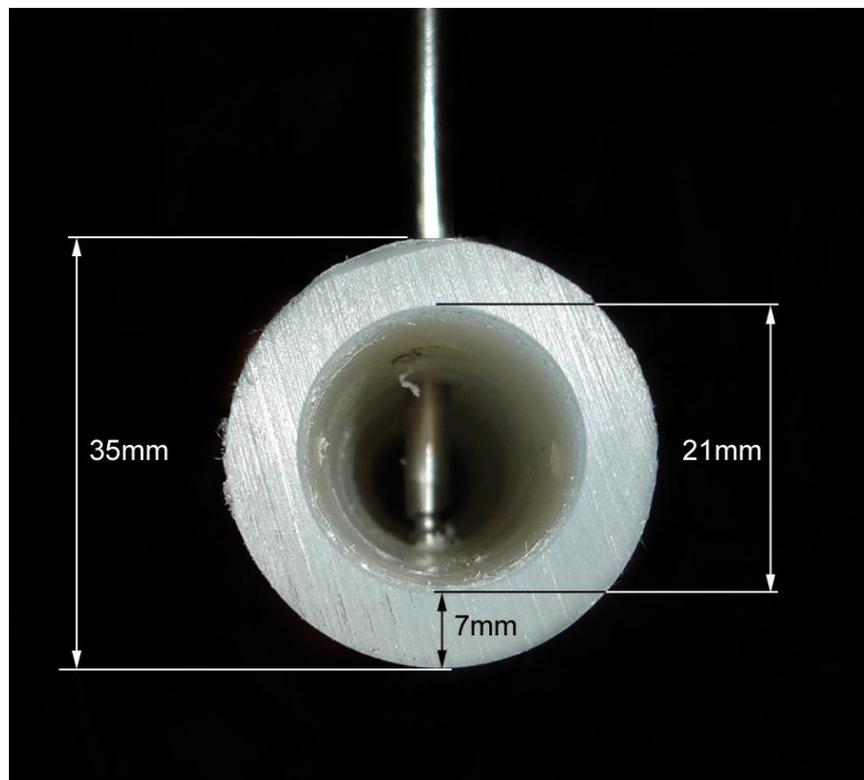


Figura 3 – Corte transverso do tubo de polipropileno com a luz central já confeccionada, simulando osso longo cortical. Nota-se um pino do modelo C fixado no tubo formando um corpo de prova pronto para o teste de resistência à tração.

Os pinos de Schanz, 16 de 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 T1 (resistência à tração) e F1 (resistência à flexão), os pinos modelo B constituíram os grupos T2 (tração) e F2 (flexão) e os modelo C constituíram os grupos T3 (tração) e F3 (flexão).

Para o teste de resistência às forças de tração, os pinos foram introduzidos perpendicularmente nos tubos de polipropileno pelo mesmo indivíduo. O orifício inicial foi realizado por broca de 3,2 mm de diâmetro em um perfurador elétrico manual (Black & Decker Concrector Master), sem uso da função martelo, para os modelos de pinos A e B. A escolha de um perfurador elétrico manual ocorreu para mimetizar a prática clínica, uma vez que perfuradores de bancada, mais estáveis, não são passíveis de serem utilizados *in vivo*.

No caso do modelo C, o orifício foi realizado por perfurador de bancada marca Cardoso FFC-20. A necessidade de se utilizar um perfurador de bancada, mais estável, é justificada pela necessidade da sobre-perfuração da cortical cis no modelo C. Devido à diferença considerável entre o diâmetro do orifício piloto, 3,2 mm, e o diâmetro do talo de 6,0 mm apoiado na cortical cis, a sobre-perfuração desta cortical de entrada com broca de 4,5 mm é necessária para se evitar rachaduras nos tubos de polipropileno. Nas tentativas de sobre-perfuração do orifício na cortical cis para introdução do modelo C com perfurador manual, constatou-se um desalinhamento entre o centro dos orifícios nas duas corticais, o que poderia falsear os resultados. Dessa forma, os orifícios piloto para o pino C foram confeccionados por perfurador de bancada, primeiro perfurando-se as duas corticais com broca 3,2 mm, e em seguida, sobre-perfurando a cortical cis com broca 4,5 mm.

O pino de Schanz foi instalado em seguida, com auxílio de cabo em “T”, atravessando as duas corticais, até o aparecimento da ponta do pino na cortical trans do tubo. Os modelos A (Grupo T1) e B (Grupo T2) ficaram fixos ao tubo pela rosca nas duas corticais. O modelo C (grupo T3) ficou fixado pela rosca na cortical oposta, trans, e pelo talo na cortical de entrada, cis.

O teste de tração foi realizado com máquina universal de ensaios WPM (Werkstoffprüfmaschinen) modelo ZD100PU (Leipzig, Alemanha). O tubo de polipropileno ficou fixo a um suporte metálico enquanto que o pino era tracionado pela máquina na direção de seu longo eixo, portanto perpendicularmente ao tubo. Os ensaios foram realizados com a carga crescente de 5 quilogramas-força por dez segundos (5 kgf/10s)(Figura 4).



Figura 4 – Corpo de prova constituído por um tubo de polipropileno e um pino de Schanz a ele fixado, montados na máquina universal de ensaios WPM - ZD100PU para a realização de teste de resistência à tração.

A força de tração em quilogramas-força (kgf) foi mensurada por um dispositivo de força (célula de carga) SODIMEX (São Paulo,SP). A carga máxima obtida em cada teste foi considerada no momento em que o pino era arrancado do tubo (Figura 5).

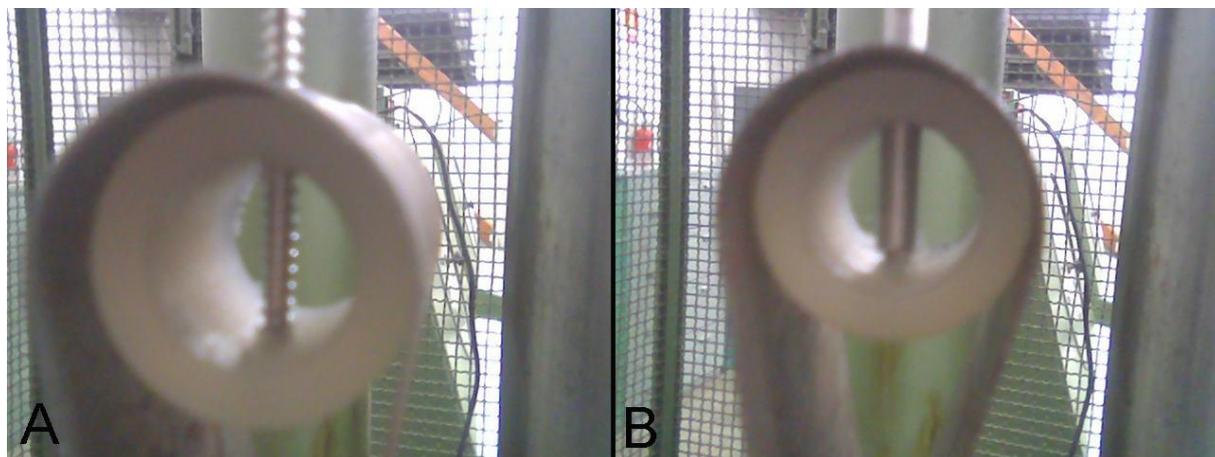


Figura 5A – Fotografia do modelo A sendo submetido ao teste de resistência à tração demonstrando a fixação pela área rosqueada em ambas corticais do tubo de polipropileno (mesma situação do modelo B); Figura 5B - Fotografia do do modelo C fixado pela área rosqueada na cortical trans e pela haste lisa na cortical cis.

Para o teste de resistência às forças de flexão, os pinos também foram introduzidos pelo mesmo indivíduo. A confecção dos orifícios foi realizada da mesma forma que no teste de resistência à tração, considerando a sobre-perfuração da cortical cis para o modelo C. A fixação dos pinos também foi realizada de maneira idêntica ao teste anterior, com os modelos A (Grupo F1) e B (Grupo F2) fixados pela rosca nas duas corticais, e o modelo C (Grupo F3) fixado pela rosca na cortical oposta, trans, e pelo talo na cortical de entrada, cis.

Com o intuito de facilitar a confecção do orifício já com sobre-perfuração, foi desenvolvida uma broca escalonada, com diâmetro duplo. Dessa forma, o tempo de perfuração é reduzido à metade assim como ocorre redução na possibilidade de desalinhamento entre os orifícios das corticais cis e trans. Esta broca foi confeccionada posteriormente à realização deste trabalho e será testada em estudos futuros (Figura 6).

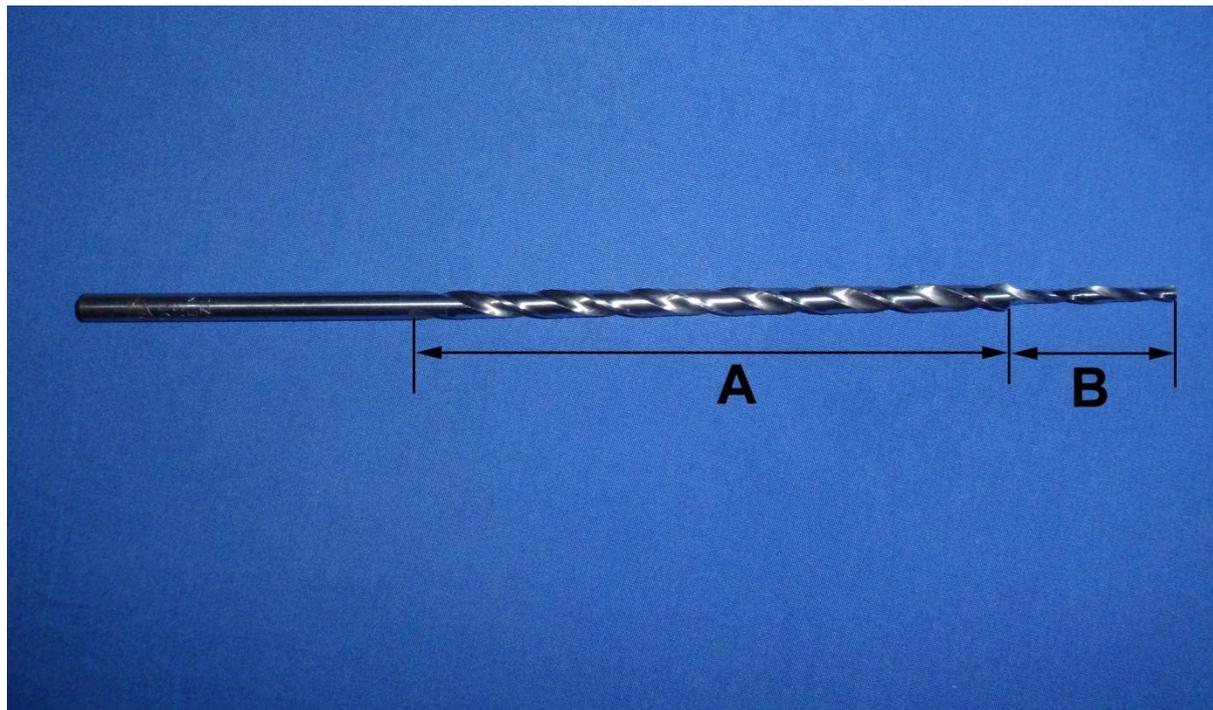


Figura 6 – Broca escalonada para confecção de orifício com sobre-perfuração para o pino de rosca curta (12 mm). A: diâmetro de 4,5mm; B: diâmetro de 3,2mm).

O teste de flexão foi realizado por máquina universal de flexão ITM - Instituto Tecnológico Mackenzie (São Paulo, SP), com apoio fixo nos pinos a 145 mm do tubo nos grupos F1 e F2 e apoio fixo a 120mm no grupo F3. Devido à diferença no comprimento, os valores encontrados no grupo F3 foram normatizados, multiplicando os resultados encontrados para cada pino deste grupo por 0,827586 (120mm/145mm). O tubo de polipropileno, fixado à máquina, era rodado por esta, enquanto que o pino permanecia apoiado por uma haste metálica nos pontos citados previamente.

A rotação foi aplicada de forma manual por meio de uma manivela cuja volta completa (360°), determinava a rotação de 4,5° no tubo (Figura 7).

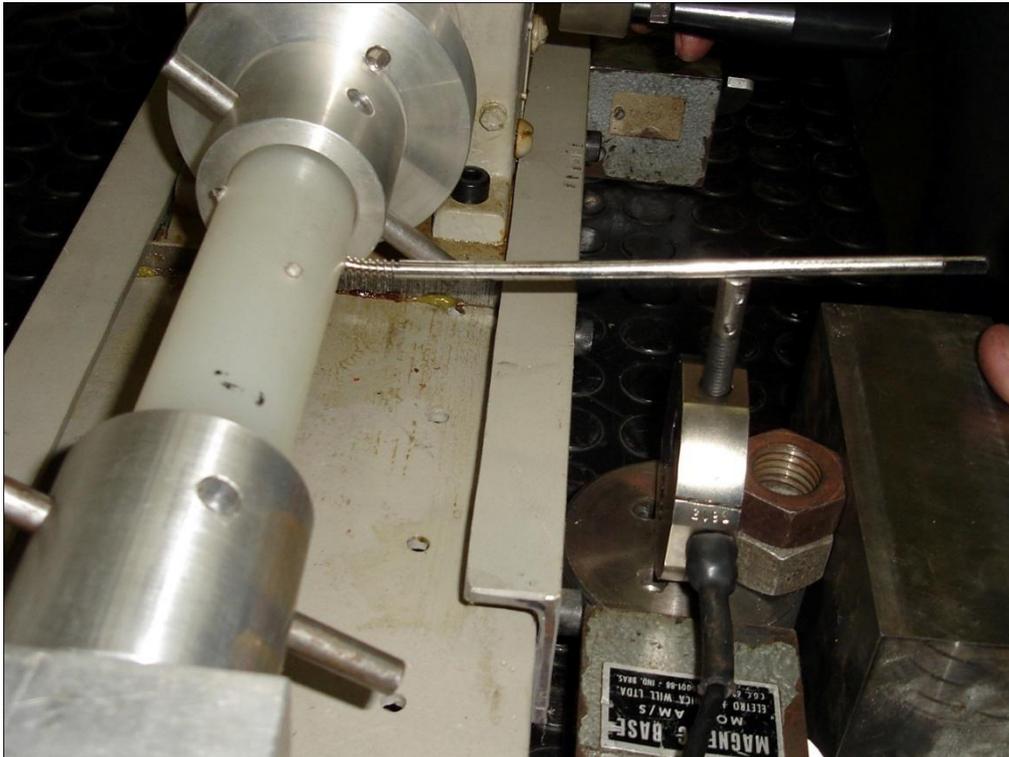


Figura 7 – Teste de resistência à flexão do pino de Schanz na máquina universal de flexão ITM. O tubo de polipropileno é submetido a força de torção enquanto que o pino é apoiado por uma barra metálica. A rotação do polipropileno pela máquina provocou a deformação do pino de Schanz.

Para a mensuração da força, foi utilizado um dispositivo de força PT – Precision Transducers LTD (Auckland, Nova Zelândia). A força resultante sobre o pino ao final de cada movimento de 4,5 graus do sistema era considerada como a máxima nesse ciclo. Foram realizados ciclos sucessivos de 4,5 graus até os valores tornarem constantes ou diminuíssem, demonstrando a deformidade plástica do pino. Foram considerados os valores máximos, em kgf suportado por cada pino (Figura 8).

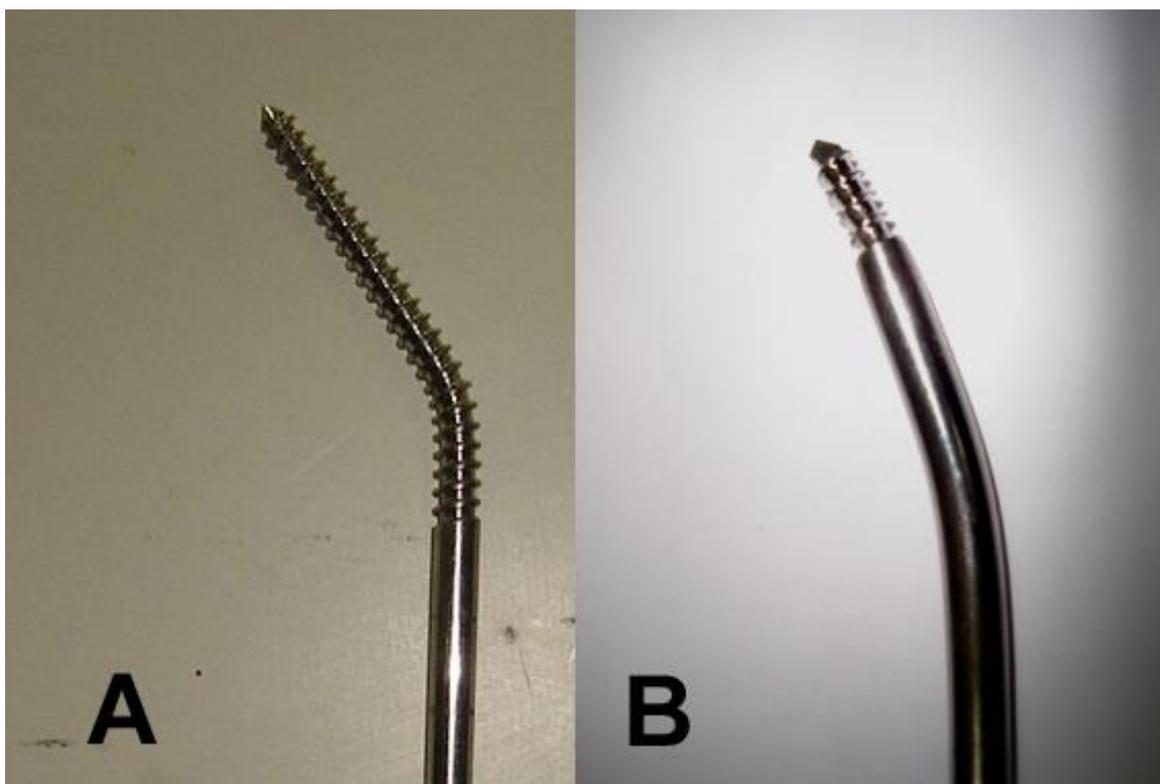


Figura 8 – Pinos de Schanz após a realização dos testes de resistência à flexão. O pino de fixação bicortical sofreu deformação na rosca (A), enquanto que o pino de rosca curta para fixação somente na cortical trans sofreu deformação no talo liso (B).

Na análise estatística dos resultados foi utilizada a comparação entre médias por meio da ANOVA ou Mann-Whitney/Wilcoxon, de acordo com a adequação em relação ao tipo de distribuição de médias da amostra realizados pelo software Epi Info versão 3, considerando $p < 0,05$.

4. RESULTADOS

Teste de resistência à tração axial

Aplicando-se tração axial nos corpos de prova na máquina universal de ensaios WPM ZD100PU, com uma carga crescente de 5 quilogramas-força por dez segundos (kgf/10s), a carga máxima em quilogramas-força (kgf) obtida no grupo T1, formado pelos pinos do modelo A (pinos cônicos com 5,0mm de diâmetro máximo de rosca), foi, em média, $98,46 \text{ kgf} \pm 30,11$, variando de 53,75 kgf a 126,91 kgf.

No grupo T2, formado pelos pinos do modelo B (pinos cilíndricos de 5,0mm e comprimento de rosca de 40mm) a carga máxima foi, em média, $283,71 \text{ kgf} \pm 106,95$, variando de 159,95 kgf a 416,98kgf.

No grupo T3, formado pelos pinos do modelo C (pinos cilíndricos de 5,0mm e comprimento de rosca de 15mm) a carga máxima foi, em média, $116,95 \text{ kgf} \pm 39,51$, variando de 48,285 kgf a 156,950 kgf (Tabela 1 e Gráfico 1).

Tabela 1 – Valores máximos da força de resistência à tração no momento em que os pinos são arrancados do tubo de polipropileno, em kgf, nos Grupos T1 (Modelos A, cônico), T2 (Modelo B, cilíndrico, rosca de 40mm de comprimento) e T3 (Modelo C, cilíndrico, rosca de 15mm de comprimento).

	<i>Grupo T1</i> (<i>Modelo A</i>)	<i>Grupo T2</i> (<i>Modelo B</i>)	Grupo T3 (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

Fonte: Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – da Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie (LMF-EE-UPM), 2006.

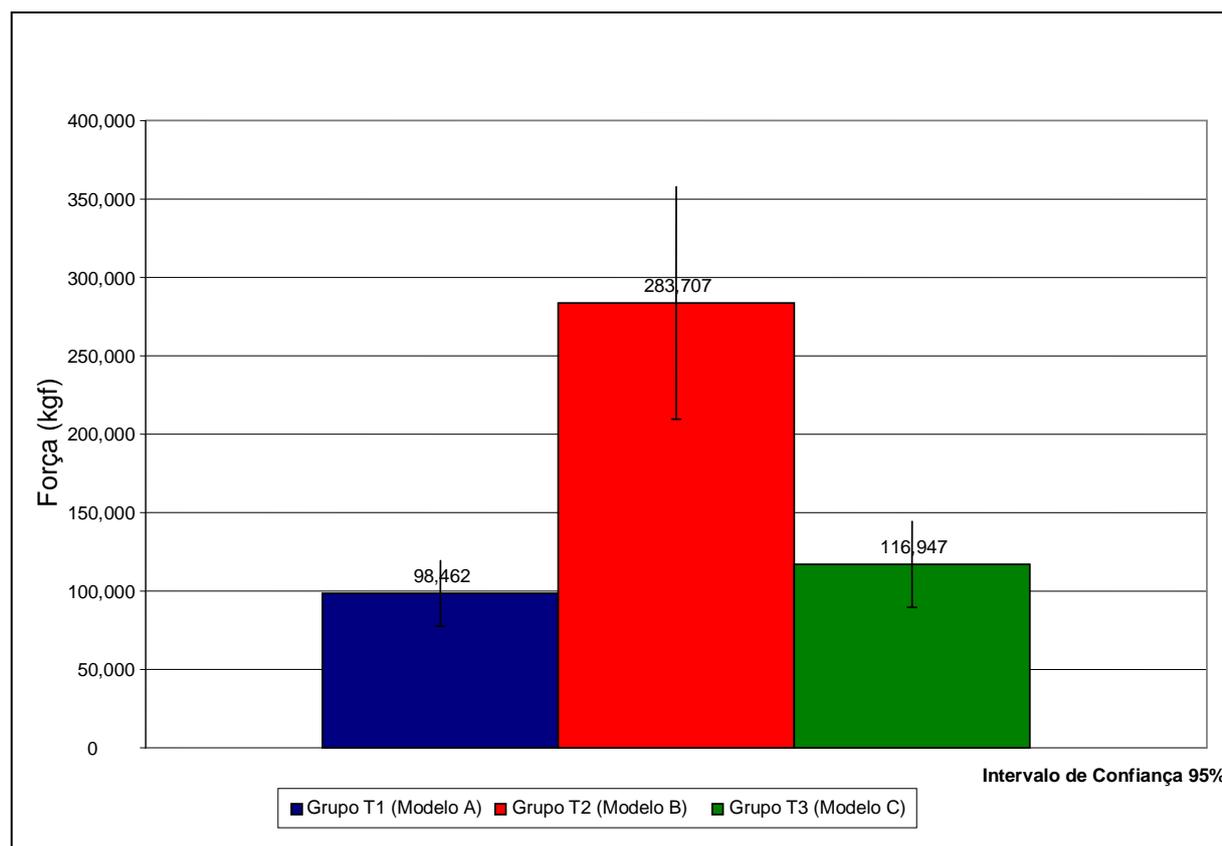


Gráfico 1 – Média das forças de resistência à tração em kgf dos pinos de Schanz nos Grupos T1 (Modelo A, cônico), T2 (Modelo B, cilíndrico, rosca de 40mm de comprimento) e T3 (Modelo C, cilíndrico, rosca de 15mm de comprimento).

Fonte: Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – da Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie (LMF-EE-UPM), 2006.

Na análise estatística comparando os valores dos grupos aos pares, obteve-se: Grupo T1 X Grupo T2 $p=0,06$, para Grupo T1 X Grupo T3 $p=0,306$ e para Grupo T2 X Grupo T3 $p=0,07$. Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos em relação à resistência às forças de tração.

Teste de resistência à flexão

Submetendo os tubos de polipropileno ao torque na máquina universal de flexão ITM com apoio fixo na extremidade livre dos pinos, verificamos que no grupo F1, constituído pelos pinos do modelo A, a intensidade média da força para deformar os pinos foi 6,563 kgf, variando de 5,913 kgf a 6,864kgf.

No grupo F2, constituído pelos pinos do modelo B, a intensidade média da força para deformar os pinos foi 6,177 kgf, variando de 5,467 kgf a 7,399 kgf.

No grupo F3, constituído pelos pinos do modelo C, o proposto para estudo, a intensidade média de força aplicado aos pinos para determinar a deformidade foi 30,275 kgf, variando de 29,411 kgf a 31,968 kgf. Esses valores estão normalizados conforme justificado anteriormente.

Os valores máximos de força aplicado sobre cada pino, nos três grupos, até que 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.

Tabela 2 – Valores máximos da força de resistência à flexão no momento em que os pinos apresentam deformidade plástica, em kgf, nos Grupos F1 (Modelo A, cônico), F2 (Modelo B, cilíndrico, rosca de 40mm de comprimento) e F3 (Modelo C, cilíndrico, rosca de 15mm de comprimento).

	<i>Grupo F1</i> (Modelo A)	<i>Grupo F2</i> (Modelo B)	Grupo F3* (Modelo C)
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

Fonte: Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – da Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie (LMF-EE-UPM), 2006.

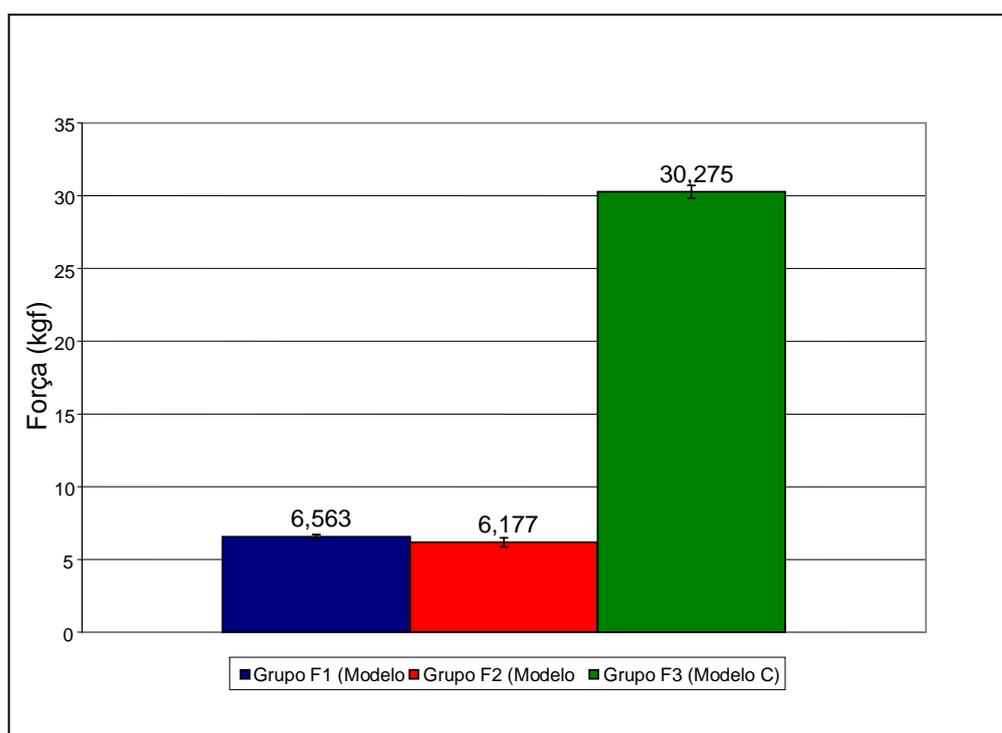


Gráfico 2 – Média das forças máximas de resistência à flexão em kgf dos pinos de Schanz nos Grupos F1 (Modelo A, cônico), F2 (Modelo B, cilíndrico, rosca de 40mm) e F3 (Modelo C, cilíndrico, rosca de 15mm de comprimento).

Fonte: Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – da Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie (LMF-EE-UPM), 2006.

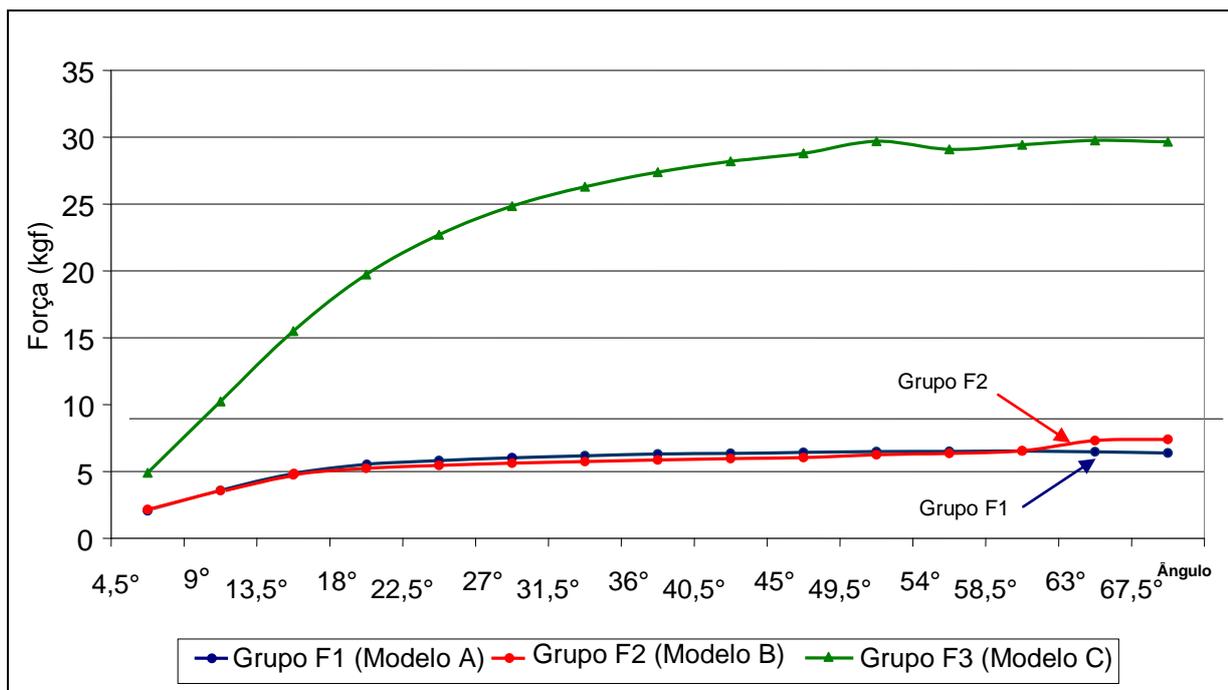


Gráfico 3 – Média das forças máximas de resistência à flexão, em kgf, dos pinos de Schanz por ângulo de torção nos Grupos F1 (Modelo A, cônico), F2 (Modelo B, cilíndrico, rosca de 40mm de comprimento) e F3 (Modelo C, cilíndrico, rosca de 15mm de comprimento).

Fonte: Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – da Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie (LMF-EE-UPM), 2006.

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

Ao compararmos os resultados dos grupos aos pares, encontramos para Grupo F1 X Grupo F2 $p=0,08$, para Grupo F1 X Grupo F3 $p<0,001^*$ ($p=0,000072$) e para Grupo F2 X Grupo F3 $p<0,001^*$ ($p=0,000040$). Encontramos que não existe diferença significativa entre a capacidade de resistir à flexão pelos pinos dos grupos F1 e F2. No entanto a resistência dos pinos do grupo F3 à flexão foi significativamente superior aos demais.

5. DISCUSSÃO

O emprego da fixação externa no tratamento das fraturas iniciou-se antes mesmo do surgimento da anestesia em cirurgias. Já em meados do século XIX, Jean-François Malgaigne foi o primeiro a relatar a fixação externa de fraturas com seus dispositivos *pointe métallique* e *griffe métallique* (Paul, 2003). Na primeira metade do século XX ocorreu notável evolução de aparelhos e técnicas de fixação externa. Destaca-se o trabalho de Raoul Hoffman, com seu aparelho com articulações bola e soquete permitindo a redução das fraturas nos três planos por tração, método denominado de “osteotaxia” pelo próprio Hoffmann. Outro autor revolucionário foi Gavriil A. Ilizarov, com seu fixador circular e a “osteogênese por distração”. É possível afirmar que os fixadores atuais são evoluções dos aparelhos pioneiros, sobretudo os de Hoffmann e Ilizarov (Paul, 2003, Schwechter, Swan, 2007).

São vários os pontos positivos dos fixadores externos no manejo das fraturas: versatilidade, rapidez para aplicação, desnecessidade de equipamentos sofisticados, componentes modulares, custo financeiro relativamente baixo, não abordagem do foco de fratura, satisfatória estabilidade mecânica dos fragmentos, livre acesso para procedimentos primários ou secundários, ajuste do alinhamento e comprimento após a aplicação, mobilidade precoce e agressão adicional mínima às partes moles, características que os tornam indispensáveis em qualquer serviço de urgência (Behrens, 1989, Hungria Neto et al, 1996, Mercadante et al, 2005). Atualmente, os fixadores são mais utilizados no tratamento inicial, para a fixação temporária das fraturas, no controle de danos local e sistêmico sendo posteriormente substituídos por outros métodos de osteossíntese. São especialmente úteis nos casos com contaminação, graves lesões de partes moles e necessidade de estabilização rápida das fraturas, situações levadas ao extremo em situações de conflitos bélicos, nos quais o tratamento e evacuação rápidos do

campo de batalha aos hospitais de retaguarda estão intimamente relacionados à sobrevivência e a melhores resultados funcionais (Zinman, Reis, 1984, Camuso, 2006).

Em determinadas situações a fixação externa é utilizada como método definitivo no tratamento das fraturas, como condições desfavoráveis do membro para a conversão para osteossíntese interna ou ausência de disponibilidade de outros métodos de fixação, fato observado em regiões e países menos desenvolvidos (Bhandari et al, 2001). Court-Brown et al (1990) afirmam que é o método de escolha para fraturas tipo III de Gustillo e Anderson e que o prognóstico depende mais do tipo de fratura e condições de partes moles que do modelo de fixador em si. É um método alternativo satisfatório em fraturas periarticulares, associados à síntese interna mínima (Marsh et al, 1997). Hungria Neto et al (1996) demonstram a possibilidade do tratamento definitivo em fraturas de diversos ossos (fêmur, tibia, úmero, pelve) em 47 pacientes, encontrando 92% de resultados excelentes ou bons em relação à consolidação óssea, e 75% de resultados excelentes ou bons em relação à função. Destacam, porém, que não se deve agregar lesão tecidual e a estabilidade obtida necessita ser eficiente.

A estabilidade da fixação externa é característica primordial no tratamento das fraturas. É particularmente necessária no uso definitivo do aparelho para que ocorra a consolidação das fraturas. Um fixador externo instável tem consideravelmente maior incidência de complicações como retardo de consolidação, pseudartrose e consolidação viciosa. A instabilidade promove micro-movimentos entre os pinos de Schanz e o osso e as partes moles, favorecendo a instituição de infecção no trajeto dos pinos, que por sua vez facilita a reabsorção óssea local e aumenta a instabilidade nesta interface pino-osso, gerando um ciclo vicioso que diminui a eficácia do fixador. A instabilidade também promove a intensa atividade osteoclástica na interface do pino ou parafuso com o osso,

com proliferação de tecido conjuntivo ao redor do material de síntese, enquanto que em situações de maior estabilidade, ocorre atividade osteoblástica com deposição de osso entre os fios de rosca (Schatzker et al, 1975, Aro et al, 1993, Andrade Filho et al, 2003).

Sendo um dispositivo modular, composto por diferentes peças, a estabilidade global de um fixador externo é definida pela dimensão, composição e desenho de cada um de seus componentes (pinos de Schanz, presilhas de conexão pino-barra e barra-barra e barras ou tubos), pela relação entre os componentes (pinos-presilhas e presilhas-barras), configuração espacial do fixador (unilateral, bilateral, uniplanar, biplanar, triangular, quadrilátero, circular) e a relação entre os componentes e o osso fixado (Huiskes et al, 1985, Giotakis, Narayan, 2007).

Mercadante et al (2005) relatam o aumento da estabilidade de um fixador às forças axiais com a separação dos pinos de Schanz entre si em um fragmento ósseo e com a adição de uma segunda barra, característica também encontrada por Huiskes et al (1985). Sladicka et al (1998) também citam a adição de uma segunda barra, a redução da distância da barra ao osso e a configuração em delta do fixador como características que aumentam a estabilidade, além do maior diâmetro da barra (resistência a forças axiais) e barra de forma hexagonal (resistência a forças torsionais).

Mercadante et al (2003) encontram maior estabilidade a forças torsionais, com a adição de uma segunda barra ao fixador e com o emprego de uma barra recartilhada, com impressões em relevo, o que aumenta a contenção da interface pino-barra quanto utilizada presilha de duralumínio.

Em relação à configuração espacial do fixador externo, fixadores com pinos uniplanares tendem a ser menos estáveis e a estarem sujeitos a maior estresse que fixadores biplanares. A estabilidade torna-se progressivamente maior nas construções

triangulares, quadriláteras e circulares. Montagens bilaterais, utilizando pinos transfixantes também são significativamente mais estáveis que as unilaterais (*half pins*). Em geral, o emprego de pinos em vários planos aumenta a resistência às forças e deslocamentos torsionais, axiais e radiais, enquanto que montagens com pinos transfixantes aumentam a resistência às forças axiais e de flexão no plano dos pinos (Chao et al, 1982,1989, Huiskes et al, 1985, Ramos et al, 1999, Moroni et al 2002, Dougherty et al, 2003, Giotakis, Narayan, 2007).

Nosso estudo está focado nos pinos de Schanz, uma vez este é o componente crucial para a determinação da estabilidade do fixador externo e ponto mais fraco do mesmo. A interface pino-osso é o local onde há maior concentração de estresse de todo o fixador e onde ocorrem as principais complicações da fixação externa: soltura e infecção. Alterações de desenho, dimensões ou composição dos pinos de Schanz causam maior efeito na estabilidade global do fixador que qualquer outra mudança pontual (Huiskes et al, 1985, Halsey et al, 1992, Aro et al, 1993, Liu et al, 1995, Moroni et al, 2002).

Os métodos por nós utilizados para aferir a resistência dos pinos de Schanz, testes de resistência às forças de tração e de flexão dos pinos foram escolhidos por representarem bem as forças às quais eles estão submetidos na fixação externa no uso clínico: forças na mesma direção do eixo longo do pino, e forças perpendiculares ao seu eixo.

As forças aplicadas na mesma direção do pino podem ser de compressão ou de tração. Optamos por testar a força de resistência à tração, pois esta é muito mais importante na clínica que a força de compressão no pino de Schanz. As forças perpendiculares aos pinos podem ser paralelas ao eixo longo do membro (flexão lateral e flexão antero-posterior do membro) ou perpendiculares a este eixo (torção do membro).

Em relação às forças perpendiculares ao pino, optamos por testar a resistência à flexão pela torção do membro, pois esta é dependente principalmente da resistência própria do pino, enquanto que a resistência à flexão do pino por forças paralelas ao eixo longo do membro possui maior contribuição dos outros componentes do fixador, como as barras laterais (Chao et al, 1982, Mercadante et al, 2005).

A opção pelo uso de tubos de material sintético (polietileno, poliuretano, polipropileno, madeira) padronizados para representar o osso fixado é justificada para se evitar vieses pela variabilidade de idade, tamanho e estoque ósseo existente entre ossos de espécimes cadavéricos e animais. Além do mais, há maior disponibilidade para a sua obtenção e não há necessidade de preparo especial, reduzindo consideravelmente os custos do estudo (Oni et al, 1993, Sladicka et al, 1998, Lin, Hou, 2002, Kissel et al, 2003).

Um membro inferior estabilizado por um fixador externo é submetido a forças de duas formas: apoio de carga e elevação do membro. O apoio de carga, de direção axial, tende a causar desvio angular no foco, enquanto que a elevação do membro provoca deslocamento do fragmento distal. Ambas causam deflexões nos pinos, promovendo micro-fraturas na cortical óssea e, em última análise, a soltura dos pinos. Como as principais cargas atuantes em um fixador são perpendiculares aos pinos, a resistência à flexão é clinicamente mais importante que a resistência à tração (Evans et al, 1990, Oni et al, 1993). Assim sendo, procuramos primordialmente aumentar a resistência à flexão dos pinos, sem reduzir, no entanto, a necessária resistência à tração dos mesmos.

A resistência à tração de um pino de Schanz ou de qualquer tipo de parafuso não depende puramente de sua composição ou desenho, mas está intimamente condicionada à sua relação com o osso fixado. A densidade mineral óssea do hospedeiro (ou a densidade do material sintético estudado) considerável efeito na resistência à tração de

parafusos e pinos rosqueados. Outras características como maior espessura da cortical óssea, fixação da rosca nas duas corticais ou apoio mais justo à cortical (parafusos pediculares em pedículos de menores dimensões ou pinos de Schanz entre as tábuas interna e externa do osso ilíaco) podem dificultar o arrancamento do material de síntese (Koranyi et al, 1970, Zdeblick et al, 1993, Liu et al, 1995, Asnis et al, 1996, Lill et al, 2000, Lin et al, 2001, Okuyama et al, 2003, Hou et al, 2004).

Hughes, Jordan (1972) apontam o diâmetro externo como único fator do desenho de parafusos responsável pela resistência ao arrancamento dos mesmos. Ignoram o diâmetro do orifício de piloto, número de fios de rosca ficados ou material do parafuso.

Asnis et al (1996), testando a força máxima obtida para arrancamento de parafusos para osso esponjoso de blocos de osso sintético, definem o diâmetro externo como principal característica da rosca determinante da resistência à tração. Também mensurando a força máxima ao arrancamento, mas de parafusos pediculares fixador em vértebras de cadáveres, Heller et al (1996) encontram maior resistência à tração em parafusos de maior diâmetro.

O maior diâmetro externo pode inclusive compensar outras condições menos favoráveis da fixação, como fixação em apenas uma cortical em osso tubular. Assim demonstram Lin et al (2001) e Lin, Hou (2002), comparando parafusos confeccionados especialmente com rosca curta fixados somente na cortical cis com parafusos de bloqueio convencionais, fixados às duas corticais. Apresentando como principal diferença o maior diâmetro externo de rosca, os parafusos propostos com rosca curta de maior diâmetro mostram-se superiores ao resistir ao arrancamento, tanto à carga máxima única quanto a forças cíclicas.

Também estudando parafusos de bloqueio, Hou et al (2004) analisam a resistência à tração, mas com uma mudança do método do estudo. Ao invés de tracionar o parafuso pela cabeça, o mesmo é empurrado pela ponta, movimento que, segundo os autores, minimiza o efeito da flexão do parafuso. Analisando os resultados obtidos no teste e em modelos computadorizados de elemento finito, concluem que o aumento do diâmetro externo é a mudança de desenho de maior influência no aumento da resistência à tração do parafuso.

Assim sendo, considerando o pino de Schanz isoladamente, parece consenso na literatura que a principal característica do desenho do pino responsável pela resistência à tração é o diâmetro externo de sua rosca. O aumento do diâmetro externo da rosca do material de síntese acarreta em aumento em sua resistência às forças de tração.

Como em nosso estudo todos os pinos têm o mesmo diâmetro externo, de 5 mm, este não é decisivo na resistência à tração. Não procuramos melhorar esta performance por vários motivos. Em primeiro lugar, a confecção de um pino de maior diâmetro traria uma dificuldade a mais na usinagem, uma vez que a mudança no desenho seria mais complexa. Além do mais, um pino de dimensões aumentadas eleva o risco se causar fraturas no osso, seja pela confecção do orifício piloto, seja pela própria inserção do pino (Seligson, 1984).

Fatores também importantes na resistência à tração, mas que podem ser considerados secundários se comparados ao diâmetro externo, são o número de fios de rosca fixados e o diâmetro interno ou alma.

Quanto maior o número de fios de rosca fixados ao osso, maior será a resistência à tração do pino, pois maior quantidade de osso entremeará a rosca. Esse número pode ser aumentado de duas maneiras: aumentando o comprimento da porção rosqueada fixada

no osso e diminuindo o passo de rosca. (Evans et al, 1990, Liu et al, 1995, Asnis et al, 1996, Lin et al, 2001), Lin, Hou, 2002, Kissel et al, 2003, Hou et al, 2004).

Em relação à alma do parafuso, a diminuição da mesma promove aumento na resistência à tração. Quanto menor a alma, maior a diferença entre os diâmetros externo e interno, resultando em uma rosca mais profunda, com maior quantidade de osso fixado entre os fios da rosca. À relação entre a diferença do diâmetro externo com o orifício piloto e a diferença do diâmetro externo com o diâmetro interno, dá-se o nome de interferência, a qual tem relação direta com a resistência ao arrancamento (Interferência = $\frac{\text{Diâmetro externo} - \text{diâmetro orifício piloto}}{\text{diâmetro externo} - \text{diâmetro interno}}$) (Halsey et al, 1992, Liu et al, 1995, Asnis et al, 1996, Giotakis, Narayan, 2007, Vendrame et al, 2008, Rosa et al, 2008).

Em nosso estudo, realmente o pino com o maior número de características favoráveis, o modelo B, cilíndrico com rosca longa, é o mais resistente à força de tração. A sua rosca de maior comprimento, fixada às duas corticais e a maior diferença entre os diâmetros externo e interno, justifica os maiores valores da carga necessária para arrancá-lo dos tubos que os dos outros pinos, apesar da diferença da força não ter sido significativa. O modelo A, cônico, apesar do menor passo de rosca, tem menor diferença entre os diâmetros externo e interno, e apresentou o pior desempenho na resistência à tração. A desvantagem do modelo proposto, o C, cilíndrico com rosca curta, está em sua rosca de menor comprimento fixada apenas na cortical trans. Isto significa um número de fios de rosca fixados ao osso cortical aproximadamente 50% menor se comparado a um pino de fixação bicortical.

Outras características dos pinos, como formato dos fios da rosca (triangular ou reto), ângulo, espessura ou raio dos fios da rosca são pouco estudados na literatura e têm

pouca ou nenhuma influência na resistência à tração (Koranyi et al, 1970, Hou et al, 2004).

O revestimento por cristais hidroxiapatita determina o aumento na resistência à tração dos pinos de Schanz. Tal fato dá-se por duas razões: o atrito promovido pelo material e sua biocompatibilidade. O revestimento confere ao pino osteointegração mais eficiente, fazendo com que entre os fios de rosca ocorra aposição de tecido ósseo maduro. Tal aposição faz com que os pinos recobertos tenham fixação mais eficiente que os convencionais, que têm aposição de tecido conjuntivo entre os fios de rosca, com maior possibilidade de soltura. Os pinos recobertos são extremamente úteis principalmente em situações de uso prolongado, como em correções de deformidades. (Moroni et al, 2002, Andrade Filho et al, 2003).

Devido ao aumento de variáveis que o uso de pinos recobertos traria ao estudo, preferimos empregar somente pinos convencionais para estudar a mudança em um único aspecto do desenho do pino. Além disso, não seria possível avaliar ou mensurar a osteointegração em um estudo biomecânico.

Visando testar a resistência de materiais de síntese, concebeu-se a medida do torque de inserção dos mesmos. Usando um torquímetro com escala graduada, eletrônico ou não, o momento de força aplicado na inserção dos parafusos ou pinos é mensurado (Phillips, Rahn, 1989, Hee et al, 2006). A literatura não é consensual em relação à eficácia do torque de inserção para aferir a resistência ao arrancamento. Okuyama et al (2003) atribuem ao torque de inserção correlação positiva com a resistência ao arrancamento de parafusos pediculares em espécimes cadavéricos. Leite et al (2008) também encontram correlação positiva entre o torque de inserção e a resistência ao arrancamento de parafusos pediculares em vértebras de bovinos. Por outro lado, Kwok et al (1996),

também testando parafusos pediculares em vértebras de cadáveres, afirmam que a relação entre torque de inserção e resistência à tração não é significativa, descartando o torque de inserção do parafuso como medida confiável. Por outro lado, Zdeblick et al (1993) afirmam que o torque de inserção máximo dos parafusos é superior à medida da densidade mineral óssea na estimativa da resistência à tração de parafusos pediculares.

Acreditamos que o torque de inserção de um pino ou parafuso tem validade principalmente quando comparado com o seu torque de extração, em estudos *in vivo*, após o período de emprego da osteossíntese. Após algumas semanas, a comparação reflete o desempenho da síntese, pois se o torque de extração for maior que o de inserção, ocorreu uma osteointegração satisfatória e fixação adequada. Por outro lado, um torque de extração inferior ao de inserção indica deterioração da fixação ou mesmo soltura da síntese (Aro et al, 1993, Magyar et al, 1997, Moroni et al, 2002).

A medida do torque de inserção tem a característica de ser o único teste biomecânico para aferir a fixação de parafusos ou pinos de Schanz que pode ser empregada em estudos clínicos ou em testes com animais, sem que estes necessitem ser sacrificados (Magyar et al, 1997). Todavia, a comparação entre os torques de inserção e extração não tem sentido em estudos *in vitro*, pois não ocorrem reações biológicas que modifiquem a fixação com o tempo.

Desde o advento de parafusos de perfil cônico, mais modernos, estes vêm sendo comparados com os parafusos convencionais de rosca cilíndrica, o mesmo se aplicando aos pinos de Schanz. A vantagem atribuída aos pinos ou parafusos cônicos está em sua alma de diâmetro crescente da ponta à cabeça, fazendo com que o torque de inserção sempre aumente à medida em que ocorre a introdução no osso e a pega seja mais eficiente. Zdeblick et al (1993) afirmam que o torque de inserção é proporcional à

resistência à tração, sendo superior em parafusos cônicos. Kwok et al (1996) também encontram maiores valores no torque de inserção em parafusos cônicos, mas alegam que não há correlação desta medida com a resistência ao arrancamento, não se encontrando melhor performance dos pinos cônicos.

Não encontramos vantagens dos pinos cônicos na sua resistência à tração quando comparados aos cilíndricos. Pelo contrário, os pinos cônicos foram os que apresentaram os menores valores, o que talvez possa ser explicado pela menor diferença entre o diâmetro externo e interno de sua rosca.

Uma dificuldade no emprego clínico dos pinos cônicos está justamente no torque de inserção crescente, o que dificulta a percepção durante a inserção, aumentando a chance de introdução em posição e profundidade incorretas (Hee et al, 2006). Além disso, o retrocesso do pino ou parafuso cônico em caso de introdução muito profunda reduz drasticamente a resistência do mesmo à tração (Lill et al, 2000).

Enquanto a resistência à tração de um parafuso ou pino de Schanz é dependente de sua relação com o osso ou material fixado, com destaque para a densidade deste, a resistência a movimentos que causam fadiga ou quebra, como torção e flexão está mais relacionada com características próprias do material de síntese (Hughes, Jordan, 1972, Asnis et al, 1996, Giotakis, Narayan, 2007).

A composição da liga metálica determina a resistência à flexão de um pino de Schanz. Ligas metálicas mais rígidas, como o aço, tendem apresentar maior resistência às forças aplicadas perpendicularmente ao eixo longo do pino, em comparação com pinos mais flexíveis, como os de titânio. Além disso, o estresse entre o pino e o osso tende a ser maior com pino mais flexíveis (Hughes, Jordan, 1972, Huiskes et al, 1985, Strube et al, 2008).

O mais importante determinante da resistência à flexão de um parafuso ou pino de Schanz é seu diâmetro. O aumento do raio da secção transversa de uma determinada haste acarreta em aumento à quarta potência em sua resistência a deformações no plano perpendicular a seu eixo longo. Como a rosca do pino possui mais de um diâmetro, o determinante da resistência à flexão é o menor diâmetro, representado pelo diâmetro interno ou alma, pois as forças atuantes perpendiculares ao pino estão aplicadas na interface do osso com a rosca. O aumento do diâmetro interno também causa diminuição no estresse pino-osso, diminuindo lesões ósseas por microfratura, infecção e soltura (Hughes, Jordan, 1972, Nunamaker, Perren, 1976, Huiskes et al, 1985, Evans et al, 1990, Liu et al, 1995, Gaebler et al, 1999, Lin et al, 2001, Liu, Hou, 2002, Giotakis, Narayan, 2007).

Hughes, Jordan (1972) demonstram que o diâmetro interno do parafuso é o principal responsável pela resistência à torção, ao estudar a quebra de parafusos durante a sua inserção em blocos de alumínio.

Huiskes et al (1985), analisando modelos de elemento finito de pinos de Schanz, relatam que o aumento do estresse pino-osso pela diminuição do diâmetro interno se dá pelo aumento da flexibilidade do pino pelo menor diâmetro (relação à quarta potência) e pela diminuição da superfície de apoio para cargas perpendiculares ao pino (relação linear).

Gaebler et al (1999) afirmam que o aumento em 25% do diâmetro de parafusos de bloqueio de hastas intramedulares aumenta a sua resistência à fadiga em flexão em 25 a 70%. Como o diâmetro externo do parafuso é limitado pelo orifício da haste, sugerem o aumento do diâmetro interno para aumentar tal resistência.

Em relação ao perfil do parafuso, os pinos cônicos tecnicamente apresentariam maior resistência à flexão, pois à medida que estes são introduzidos no osso, o diâmetro interno em contato com osso é progressivamente maior, sendo superior à alma dos pinos cilíndricos, de diâmetro constante. Oni et al (1993) demonstram que pinos de Schanz cônicos apresentam maior resistência à força de flexão a cargas progressivamente maiores que pinos cilíndricos, fato atribuído ao maior diâmetro interno do pino no ponto em que estão fixados em tubos de madeira representando osso cortical. Entretanto, enquanto os pinos cilíndricos apresentam uma deflexão ou perda de resistência que aumenta linearmente com o aumento da carga, os pinos cônicos apresentam comportamento bimodal. Até 15 N, a deflexão dos pinos cônicos é linear, como nos cilíndricos. Com cargas superiores a 15 N, enquanto que os pinos cilíndricos continuam a apresentar aumento linear em sua deflexão, os pinos cônicos têm perda de resistência de forma abrupta. Concluem que os pinos cônicos têm maior propensão à soltura em situações clínicas.

Ao comparar os dois pinos disponíveis no mercado empregados por nós, os quais estão apoiados ao osso sintético pela rosca, verificamos que o pino cônico é discretamente mais resistente à flexão que o pino cilíndrico de rosca longa, provavelmente devido ao seu maior diâmetro interno.

O aumento do diâmetro interno, mantendo-se constante o diâmetro externo, ainda acarreta em uma vantagem adicional na resistência à flexão de um pino de Schanz ou parafuso. A diminuição do efeito de concentração de estresse que há na interface entre regiões de diferentes diâmetros (Gaebler et al, 1999). Em situações onde tecnicamente o diâmetro externo e interno têm o mesmo valor, que ocorre na prática com hastes lisas, a concentração de estresse deixa de existir. Lin et al (2001) e Lin, Hou (2002) comparam

parafusos de bloqueio experimentais de hastes intramedulares cuja porção central é uma haste lisa, sem rosca, com parafusos de bloqueio convencionais. Mesmo possuindo haste lisa com diâmetro menor que a alma dos parafusos convencionais, os parafusos experimentais apresentam maior resistência a forças de flexão, fato atribuído à ausência de concentração de estresse na haste de diâmetro constante.

Seligson et al (1984) afirmam que em pequenos momentos de força, a deformação do pino de Schanz se dá na cortical trans, oposta. Com o aumento da carga, a deformação é maior na cortical cis, de entrada. Sendo assim, a porção do pino cuja rigidez deve ser maximizada é aquela em contato com a cortical cis. Fazendo analogia com um barco a remo, concebe que a forma mais simples de aumentar a resistência à flexão do pino de Schanz na cortical cis é fazendo com que seja o talo liso ou diâmetro primário do pino esteja apoiado nesta cortical (Seligson, 2008). Compara três técnicas diferentes de inserção de um mesmo pino cilíndrico em tíbias de cadáveres. Em todas elas, o orifício piloto é confeccionado com broca de diâmetro igual à alma dos pinos. Na primeira técnica, o pino é introduzido de forma convencional de maneira que a fixação da rosca seja bicortical. As duas outras técnicas têm fixação da rosca unicortical, somente na cortical trans. Isto é realizado com o avanço do pino além do usual, com maior proeminência da rosca pela cortical trans até que o talo liso fique apoiado na cortical cis. A diferença entre as técnicas unicorticais é que em uma, denominada *pressed-fit*, o pino é introduzido diretamente após a confecção do orifício piloto, até apoio do talo liso na cortical cis. Na outra técnica, chamada de sobre-perfurada, a cortical cis é perfurada com broca de diâmetro igual ao talo liso. As técnicas unicorticais são significativamente mais resistentes à força de flexão aplicada sobre os pinos que a técnica bicortical. Entre as técnicas unicorticais, a técnica *pressed-fit* é ligeiramente mais resistente que a técnica

sobre-perfurada, mas a diferença não é significativa. Encontram dois casos de fratura na inserção dos pinos com a técnica *pressed-fit*, sem alteração do desempenho mecânica.

Behrens (1989) destaca que a inserção dos pinos até o apoio do talo liso na cortical cis duplica a resistência à flexão, diminui a irritação de partes moles e reduz o estresse na interface pino-osso.

Apresentando o pino proposto, procuramos aumentar a resistência à flexão do mesmo na cortical cis, onde a exigência sobre o pino é maior. A maneira mais simples é avançar o pino durante a sua inserção, de modo em que o mesmo fique apoiado na cortical cis pelo talo liso. Entretanto, esta manobra não é possível *in vivo*, considerando que o avanço adicional do pino faz com que sua porção rosqueada fique proeminente de forma excessiva, causando a lesão das partes moles após a cortical trans.

Pensando no uso clínico, concebemos o pino de maneira com que ele pudesse ser inserido até a fixação do talo liso sem que a rosca ficasse muito saliente na cortical trans. A solução mais simples encontrada foi a simples secção da maior parte da rosca do pino com a confecção de uma ponta cortante na extremidade remanescente, resultando em um pino com rosca mais curta. Não houve dificuldades na usinagem e o custo não foi elevado, pois o desenho é exatamente o mesmo do pino cilíndrico convencional empregado no estudo. A inserção dos pinos foi realizada de forma convencional, com confecção prévia dos orifícios piloto. Diferente do estudo de Seligson et al (1984), na inserção de todos os pinos propostos foi realizada a sobre-perfuração da cortical cis, a fim de se evitar fraturas dos tubos de polipropileno com conseqüente influência nos resultados dos testes.

Nossa primeira preocupação em relação ao pino proposto foi em relação à resistência à tração do mesmo. Como o pino apresenta uma rosca curta, ele manteve-se

fixado ao tubo de polipropileno apenas na cortical trans. Dessa forma, com um número menor de fios de rosca fixado ao osso sintético, seria de se esperar que o pino apresentasse diminuição significativa da resistência ao arrancamento em comparação com os pinos convencionais de fixação bicortical. Entretanto, não encontramos diferença significativa entre a resistência à tração entre os três modelos de pino. O modelo cilíndrico de rosca longa foi o mais resistente, seguido pelo modelo proposto de rosca curta, o qual foi ligeiramente superior ao pino cônico.

Ao avaliar a resistência à flexão, consideramos o fato de que os pinos propostos eram mais curtos, realizando a normalização dos resultados pela multiplicação destes pela razão entre o comprimento deste e dos outros pinos. A opção por se empregar os pinos de menor comprimento é justificada pela usinagem mais simples e de menor custo.

Analisando os resultados obtidos, verificamos que entre os pinos convencionais, cônicos e cilíndricos, não há diferença significativa na resistência à flexão. Em ambos, a deformação ocorreu na rosca, onde ocorre concentração de estresse. Em contrapartida, o pino proposto, cilíndrico de rosca curta, mostrou-se significativamente mais resistente que os demais. Creditamos os maiores valores deste pino ao apoio do talo liso na cortical cis, devido ao seu maior diâmetro e pela ausência de concentração de estresse no local.

6. CONCLUSÕES

Após a realização de testes biomecânicos de resistência à tração e à flexão em três modelos diferentes de pinos de Schanz, sendo dois disponíveis no mercado e um modelo especialmente confeccionado para o estudo, concluímos que:

1. A comparação entre dois diferentes modelos de pinos de Schanz disponíveis no mercado, um cilíndrico e o outro cônico, não demonstrou diferença significativa em suas resistências às forças de tração e de flexão.
2. A modificação do pino de Schanz, fazendo que sua rosca seja fixada somente na cortical trans enquanto que o talo liso fique apoiado na cortical cis determinou resistência significativamente maior à flexão, sem comprometer a resistência à tração.

7. ANEXOS

ANEXO 7.1 – Tabela dos resultados da força de resistência à flexão (kgf) para Determinado ângulo de rotação do corpo de prova, grupo F1 (modelo A: pino cônico)

Ângulo	4,5°	9°	13,5°	18°	22,5°	27°	31,5°	36°	40,5°
Pino 1	2,347	3,922	4,903	5,438	5,705	5,883	5,973	6,091	6,121
Pino 2	1,218	2,645	4,457	5,349	5,973	6,240	6,448	6,626	6,715
Pino 3	1,486	2,942	4,309	4,962	5,319	5,497	5,646	5,735	5,824
Pino 4	2,050	3,893	4,962	5,527	5,883	6,091	6,210	6,299	6,359
Pino 5	2,466	4,279	5,349	5,824	6,091	6,240	6,299	6,448	6,478
Pino 6	2,021	3,566	4,873	5,378	5,646	5,794	5,883	6,002	6,121
Pino 7	2,021	2,853	4,487	6,032	6,002	6,389	6,507	6,626	6,775
Pino 8	2,882	4,665	5,408	5,794	5,913	6,032	6,478	6,626	6,448
Média:	2,061	3,595	4,843	5,538	5,817	6,021	6,181	6,307	6,355

Ângulo	45°	49,5°	54°	58,5°	63°	67,5°	72°	Valor Máximo
Pino 1	6,210	6,270	6,329	6,299	6,329			6,329
Pino 2	6,834	6,864	6,834	6,834	6,834			6,864
Pino 3	5,794	5,854	5,883	5,913	5,913	5,913		5,913
Pino 4	6,448	6,507	6,567	6,597	6,597			6,597
Pino 5	6,597	6,656	6,656	6,537	6,537			6,656
Pino 6	6,062	6,091	6,091	6,448	6,448	6,389		6,448
Pino 7	6,805	6,834	6,834	6,864	6,805	6,834		6,864
Pino 8	6,626	6,775	6,834	6,834	6,359			6,834
Média:	6,422	6,481	6,504	6,541	6,478	6,379		6,563

Fonte: Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – da Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie (LMF-EE-UPM), 2006.

ANEXO 7.2 – Tabela dos resultados da força de resistência à flexão (kgf) para determinado ângulo de rotação do corpo de prova, grupo F2 (modelo B: pino cilíndrico, rosca 40mm)

Ângulo	4,5°	9°	13,5°	18°	22,5°	27°	31,5°	36°	40,5°
Pino 1	2,258	2,971	4,546	5,051	5,259	5,467	5,527	5,527	5,527
Pino 2	2,318	3,863	4,546	5,051	5,200	5,349	5,586	5,646	5,943
Pino 3	1,664	3,536	4,546	4,962	5,081	5,349	5,497	5,616	5,705
Pino 4	2,496	4,606	5,527	5,913	6,210	6,299	6,359	6,597	6,775
Pino 5	2,347	2,971	4,457	4,873	5,141	5,141	5,289	5,378	5,438
Pino 6	2,318	3,269	4,873	5,557	5,794	6,002	6,121	6,210	6,270
Pino 7	1,664	3,566	4,725	5,230	5,467	5,616	5,705	5,794	5,824
Pino 8	2,110	3,833	4,814	5,230	5,497	5,705	5,883	6,062	6,299
Média:	2,147	3,577	4,754	5,233	5,456	5,616	5,746	5,854	5,973

Ângulo	45°	49,5°	54°	58,5°	63°	67,5°	72°	Valor Máximo
6,121	5,646							5,646
6,715	6,032	6,240						6,240
5,824	5,735	5,735	5,765	5,646				5,765
6,359	6,834	6,834	7,131	7,310	7,310	7,399	7,339	7,399
6,478	5,467							5,467
6,121	6,299	6,270	6,299					6,299
6,775	5,854	5,854	5,913					5,913
6,448	6,418	6,537	6,686	6,686				6,686
6,355	6,036	6,245	6,359	6,547	7,310	7,399	7,339	6,177

Fonte: Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – da Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie (LMF-EE-UPM), 2006.

ANEXO 7.3 – Tabela dos resultados da força de resistência à flexão (kgf) para determinado ângulo de rotação do corpo de prova, grupo F3* (modelo C: pino cilíndrico, rosca 15mm)

Ângulo	4,5°	9°	13,5°	18°	22,5°	27°	31,5°	36°	40,5°
Pino 1	3,836	8,877	13,279	17,460	20,779	23,140	24,763	25,870	26,730
Pino 2	6,320	12,615	18,468	22,132	24,837	26,312	26,903	27,616	28,771
Pino 3	5,508	11,164	16,648	20,730	23,681	25,624	27,001	27,985	28,771
Pino 4	2,164	6,590	11,164	15,738	19,673	22,181	24,222	25,624	26,681
Pino 5	4,525	9,886	15,492	20,484	23,534	25,501	26,755	27,960	28,624
Pino 6	6,295	12,296	18,247	22,968	25,230	27,739	28,476	29,337	29,853
Pino 7	7,033	13,107	19,181	22,845	24,886	27,050	28,181	28,968	29,116
Pino 8	3,492	7,451	11,607	15,566	19,033	21,271	24,099	25,821	27,001
Média:	4,897	10,248	15,511	19,740	22,707	24,852	26,300	27,397	28,194

Ângulo	45°	49,5°	54°	58,5°	63°	67,5°	72°	Valor Máximo
Pino 1	27,198	31,968	28,034	28,329	28,771	28,968	27,739	31,968
Pino 2	29,067	29,509	29,632	28,575				29,632
Pino 3	29,558	29,706	30,198	30,690	30,493	30,419	27,788	30,690
Pino 4	27,542	28,255	28,771	29,386	29,755	29,067	29,485	29,755
Pino 5	29,288	29,632	29,435	29,583	30,296	30,370	29,903	30,370
Pino 6	30,321	30,591	30,862	30,050				30,862
Pino 7	29,312	29,411	26,558					29,411
Pino 8	28,083	28,599	29,263	29,411	29,509	29,485	29,386	29,509
Média:	28,796	29,709	29,094	29,432	29,765	29,662	28,860	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.

Fonte: Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – da Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie (LMF-EE-UPM), 2006.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Andrade Filho EF, Picado CHF, 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):692-702.

Aro HT, Markel MD, Chao EYS. Cortical bone reactions at the interface of external fixation half-pins under different loading conditions. *J Trauma.* 1993;35(5):776-85.

Asnis SE, Ernberg JJ, Bonstrom MPG, Wright TM, Harrington RM, Tencer A, et al. Cancellous bone screw thread design and holding power. *J Orthop Trauma.* 1996;10(7):462-9.

Behrens F. General Theory and Principles of External Fixation. *Clin Orthop.* 1989;241:15-23.

Bhandari M, Guyatt GH, Swiontkowski MF, 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* 2001;83A(11):1746-52.

Camuso MR. Far-forward fracture stabilization: external fixation versus splinting. *J Am Acad Orthop Surg.* 2006;14(10):118-23.

Cunningham JL, Evans M, Kenwright J. Measurement of fracture site movement in patients treated with external fixation. *J Biomed Eng.* 1990;11:118-22.

Chao EY, Kasman RA, An KN. Rigidity and stress analyses of external fracture fixation devices-a theoretical approach. *J Biomech.* 1982;15(12):971-83.

Chao EY, Aro HT, Lewallen DG, Kelly PJ. The effect of rigidity on fracture healing in external fixation. *Clin Orthop.* 1989;(241):24-35.

Court-Brown CM, Wheelwright EF, Christie J, McQueen MM. External fixation for type III open tibial fractures. *J Bone Joint Surg.* 1990;72B(5):801-4.

Dougherty PJ, Vickaryous B, Conley E, Hickerson K. A comparison of two military temporary femoral external fixators. *Clin Orthop.* 2003;412:176-83.

Evans M, Spencer M, Wang Q, White SH, Cunningham JL. Design and testing of external fixator bone screws. *J Biomed Eng.* 1990;12(6):457-62.

Gaebler C, Stanzi-Tschegg S, Heinze G, Holper B, Milne T, Berger G, et al. Fatigue strength of locking screws and prototypes used in small-diameter tibial nails: a biomechanical study. *J Trauma.* 1999;47(2):379-84.

Giotakis N, Narayan B. Stability with unilateral external fixation in the tibia. *Strat Traum Limb Recon.* 2007;2(1):13-20.

Halsey D, Fleming B, Pope MH, Krag M, Kristiansen T. External fixator pin design. *Clin Orthop.* 1992;278:305-12.

Halvorson TL, Kelley LA, Thomas KA, Whitecloud TS, Cook SD. Effectos of bone mineral density on pedicle screws fixation. *Spine*. 1994;21:2415-20.

Hee HT, Khan MS, Goh JC, Wong HK. Insertion torque profile during pedicle screw insertion of the thoracic spine with and without violation of the pedicle wall: comparison between cylindrical and conical designs. *Spine*. 2006;31(22):E840-6.

Heller JG, Estes BT, Zaouali M, Diop A. Biomechanical study of screws in the lateral masses: variables affecting pull-out resistance. *J Bone Joint Surg*. 1996;78A(9):1315-21.

Hou SM, Hsu CC, Wang JL, Chao CK, Lin J. Mechanical tests and finite element models for bone holding power of tibial locking screws. *Clin Biomech*. 2004;19(7):738-45.

Hughes AN, Jordan BA. The mechanical properties of surgical bone screws and some aspects of insertion practice. *Injury*. 1972;4(1):25-38.

Huiskes R, Chao EY, Crippen TE. Parametric analyses of pin-bone stresses in external fracture fixation devices. *J Orthop Res*. 1985;3(3):341-9.

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.

Kissel CG, Friedersdorf SC, Foltz DS, Snoeyink T. Comparison of pullout strength of small-diameter cannulated and solid-core screws. *J Foot Ankle Surg*. 2003;42(6):334-8.

Klip EJ, Bosma R. Investigations into the mechanical behavior of bone-pin connections. *Eng Med*. 1978;7:43-6.

Koranyi E, Bowman CE, Knecht CD, Janssen M. Holding power of orthopedic screws in bone. *Clin Orthop*. 1970;72:283-6.

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.

Leite VC, Shimano AC, Gonçalves GAP, Kandziora F, Defino HLA. Estudo da influência do torque de inserção na resistência ao arrancamento dos parafusos pediculares. *Acta Ortop Bras*. 2008;16(4):214-6.

Lewallen DG, Chao EYS, Kasman Ram Kelly PJ. Comparison of the effects of compression plates and external fixators on early bone healing. *J Bone Joint Surg*. 1984;66A:1084-91.

Lill CA, Schlegel U, Wahl D, Schneider E. Comparison of the in vitro holding strengths of conical and cylindrical pedicle screws in a fully inserted setting and backed out 180 degrees. *J Spinal Disord*. 2000;13(3):259-66.

- Lin J, Lin SJ, Chiang H, Hou SM. Bending strength and holding power of tibial locking screws. *Clin Orthop*. 2001;385:199-206.
- Lin J, Hou SM. Bending strength and holding power of a prototype tibial locking screw. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;403:232-9.
- 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*. 1995;310:237-44.
- Magyar G, Toksvig-Larsen S, Moroni A. Hydroxyapatite coating of threaded pins enhances fixation. *J Bone Joint Surg*. 1997;79B(3):487-9.
- Marsh JL, Jansen H, Yoong HK, Found EM Jr. Supracondylar fractures of the femur treated by external fixation. *J Orthop Trauma*. 1997;11(6):405-10.
- 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.
- Mercadante MT, Kojima K, Hungria JOS, Zan RA, Abulasan T, Iamaguchi RB, et al. Estudo mecânico comparativo de quatro montagens de fixador externo monolateral submetidos à força de torção. *Rev Bras Ortop*. 2003;38:106-16.
- Moroni A, Vannini F, Mosca M, Giannini S. State of the art review: techniques to avoid pin loosening and infection in external fixation. *J Orthop Trauma*. 2002;16(3):189-95.
- Nunamaker DM, Perren SM: Force measurements in screw fixation. *J Biomech*. 1976;9:669-75.
- Okuyama K, Sato K, Abe E, Inaba H, Shimada Y, Murai H. Stability of transpedicle screwing for the osteoporotic spine. An in vitro study of the mechanical stability. *Spine*. 1993;18(15):2240-5.
- Oni OO, Capper M, Soutis C. Bending stiffness of conical and standard external fixator pins. *Biomaterials*. 1993;14(13):1036-8.
- Paul GW. The history of external fixation. *Clin Podiatr Med Surg*. 2003;20(1):1-8.
- Pettine KA, Kelly PJ, Chao EYS, Husikes R. Histologic and biomechanical analysis of external fixator in bone interface. *Orthop Trans*. 1986;10:337.
- Perren SM. Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. *Clin Orthop*. 1975;138:175-96.
- Phillips JH, Rahn BA. Comparison of compression and torque measurements of self-tapping and pretapped screws. *Plast Reconstr Surg*. 1989;83(3):447-58.

Ramos MRF, Rotbande IS, Shehata I, Knackfuss I. Contribuição ao estudo mecânico do fixador externo tubular AO. *Rev Bras Ortop.* 1999;34(2):134-8.

Ramos MRF, Rotbande IS, Shehata I. Estudo do comportamento mecânico de fixação externa. *Rev Bras Ortop.* 1999;34(8):469-74.

Rosa RC, Silva P, Shimano AC, Volpon JB, Defino HLA, Schleicher P, et al. Análise biomecânica de variáveis relacionadas à resistência ao arrancamento dos parafusos do sistema de fixação vertebral. *Rev Bras Ortop.* 2008;43(7):293-9.

Schatzker J, Horne JG, Sumner-Smith G. The effect of movement on the holding power of screws in bone. *Clin Orthop.* 1975;(111):257-62.

Schwechter EM, Swan KG. Raoul Hoffmann and his external fixator. *J Bone Joint Surg.* 2007;89A(3):672-8.

Seligson D, Donald GD, Stanwyck TS, Pope MH. Consideration of pin diameter and insertion technique for external fixation in diaphyseal bone. *Acta Orthop Belg.* 1984;50(4):441-50.

Seligson D. Comunicação sobre artigo publicado em *Acta Orthop Belg.* 1984;50(4):441-50. <seligson@louisville.edu>[mensagem pessoal]. Email para Lúcio Nuno Favaro Lourenço Francisco <lucionuno@hotmail.com> (19 out 2008).

Sladicka SJ, Duffin SR, Erpelding JM. A biomechanical strength comparison of external fixators. *J Trauma.* 1998;44(6):965-9.

Strube P, Mehta M, Putzier M, Matziolis G, Perka C, Duda GN. A new device to control mechanical environment in bone defect healing in rats. *J Biomech.* 2008;41(12):2696-702

Uthoff HK. Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone. *J Bone Joint Surg.* 1973;55B:633-9.

Vendrame JRB, Shimano AC, Kandziora F, Defino HLA. Estudo da influência do orifício piloto na resistência ao arrancamento do parafusos pedicular. *Acta Ortop Bras.* 2008;16(2):69-73.

Williams EA, Rand JA, An KN, Chao EYS, Kelly PJ. The early healing of tibial osteotomies stabilized by one-plane or two-plane external fixation. *J Bone Joint Surg.* 1987;69A(4):355-65.

Wu JJ, Shyr HS, Chao EYS, Kelly PJ. Comparison of osteotomy healing under external fixation devices with different stiffness characteristics. *J Bone Joint Surg.* 1984;66A:1258-64.

Zalavras CG, Marcus RE, Levin LS, Patzakis MJ. Management of open fractures and subsequent complications. *J Bone Joint Surg.* 2007;89A(4):884-95.

Zdeblick TA, Kunz DN, Cooke ME, McCabe R. Pedicle screw pullout strength. Correlation with insertional torque. *Spine*. 1993;18(12):1673-6.

Zinman C, Reis ND. External fixation in wartime limb surgery. *Isr J Med Sci*. 1984;20(4):308-10.

FONTES CONSULTADAS

Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H. Manual de Osteossíntese. Trad. de Nelson Gomes de Oliveira. 3ª ed. São Paulo: Manole; 1993.

Rüedi TP, Murphy WM. Princípios AO do Tratamento de Fraturas. Trad. de Jacques Vissoky. Porto Alegre: Artmed; 2002.

Rockwood and Green's Fractures in Adults. 6th ed. Philadelphia: Lippincott-Williams-Wilkins; 2006.

Canale ST. Campbell's Operative Orthopaedics. 10th ed. Saint Louis: Mosby; 2003.

FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS DA SANTA CASA DE SÃO PAULO. Normatização para apresentação de dissertações e teses. São Paulo: Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo. Pós-graduação; 2004.

McCauley CJ, Heald RM, Hussain MI. Machinery's Handbook. 27th ed. New York: Industrial Press Inc.; 2004.

Callegari-Jacques SM. Bioestatística: princípios e aplicações. Porto Alegre: Artmed; 2003.

Houaiss A. Dicionário Houaiss da Língua Portuguesa. Rio de Janeiro: Objetiva; 2001.

Longman Dictionary of Contemporary English [online]. Upper Saddle River: Pearson Education; 2008. Disponível em <http://www.ldoceonline.com>. (20 out 2008).

United States National Library of Medicine. List of Journals indexed in Medline and in Index Medicus [online]. Bethesda; 2007. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>.

RESUMO

Avaliação *in vitro* da resistência mecânica às forças de tração e flexão de três modelos de pinos de Schanz. Autor: Lúcio Nuno Favaro Lourenço Francisco. Dissertação de Mestrado, 2010.

INTRODUÇÃO: Os fixadores externos monolaterais são de grande importância no atendimento de urgência às fraturas por sua versatilidade, estabilidade, baixo custo e mínima agressão adicional às partes moles. Entre seus componentes, a interface pino de Schanz-osso é a mais sujeita a estresse no uso clínico, de modo que mudanças no desenho ou dimensões do pino são as que promovem maior influência da estabilidade global do fixador. Os objetivos deste estudo foram comparar as propriedades mecânicas, representadas pela resistência às forças de tração e de flexão, de dois modelos de pinos de Schanz disponíveis no mercado, sendo um cilíndrico e outro cônico, e propor um novo modelo de pino, com uma alteração simples no desenho que aumente sua resistência à flexão, a mais demandada no uso clínico, sem diminuir a resistência à tração. **MATERIAL E MÉTODOS:** Foram avaliados três modelos de pinos de Schanz: cônico, cilíndrico de rosca longa (40 mm) e cilíndrico de rosca curta (15 mm), sendo os dois primeiros disponíveis comercialmente e o último especialmente desenvolvido para o estudo. Os pinos foram fixados em tubos de polipropileno simulando um osso longo cortical, constituindo 48 corpos de provas divididos em seis grupos com oito corpos cada. Os grupos 1, 2 e 3, cada um composto por um modelo de pino, foram submetidos a teste de resistência à tração, enquanto que os grupos 4, 5 e 6, também divididos pelo modelo de pino, foram submetidos a teste de resistência à flexão. **RESULTADOS:** Nos testes de resistência à tração, os pinos cônicos suportaram força de tração média de 98,462 kgf, os cilíndricos de rosca longa suportaram 283,70 kgf e os cilíndricos de rosca curta, 116,947 kgf. A diferença entre os grupos não foi significativa. Nos testes de resistência à flexão, os pinos cônicos resistiram à força de 6,563 kgf, os cilíndricos de rosca longa resistiram a 6,177 kgf, e os cilíndricos de rosca curta à força de 30,275 kgf. Não houve diferença entre os dois primeiros pinos, mas o terceiro pino, o proposto, foi significativamente mais resistente que os demais. **CONCLUSÃO:** Concluímos que não houve diferença estatística entre os dois modelos de pinos disponíveis no mercado, e que uma pequena alteração no desenho de um pino de Schanz aumentou de forma significativa a sua resistência às forças de flexão sem diminuir sua resistência à tração.

ABSTRACT

Francisco, LNFL. In vitro evaluation of the mechanical resistance to traction and flexion forces of three models of Schanz screws. [Thesis], 2010.

INTRODUCTION: Acute bone fractures initial management by unilateral external fixation has great importance in trauma due to its versatility, stability, low cost and minimal further aggression to soft tissues. Among its components, pin-bone interface is the point of the external fixation system more prone to concentrate stress. Hence, Schanz screws design or dimensions alterations cause more notable variations in the fixator stability. The goal of this study is to compare the mechanical performances, represented by resistance to traction and flexion forces, of two different models of commercially available screws, conical versus cylindrical. Besides, to propose a new Schanz screw with a simple design alteration that can improve its resistance to flexion forces, the most important in clinical situations, without losing its resistance to traction. **MATERIAL AND METHODS:** Three Schanz pins models were studied: conical, long threaded cylindrical (40 mm length thread) and short threaded cylindrical (15 mm length thread). The pins were fixated in polypropylene tubes representing long bones, totalizing 48 specimens divided in six groups with eight samples each. Groups 1, 2 and 3, each one formed by one different pin model, have their traction resistance tested. Groups 4, 5 and 6, also divided by pin model, underwent flexion resistance tests. **RESULTS:** In the tractions forces resistance tests, conical pins maximum values were 98,462 kgf, long thread cylindrical pins showed 283,70 kgf and short thread cylindrical pins, 116,947 kgf. There was no significant difference between the groups. In flexion forces resistance tests, conical pins showed 6,563 kgf, long thread cylindrical pins maximum values were 6,177 kgf and the short thread cylindrical pins showed 30,275 kgf. There were no significant difference between the two first pins, but the proposed short thread cylindrical pins were more resistant to flexion than the other two models. **CONCLUSION:** There was no difference between commercially available conical or cylindrical pins with regard to theirs traction or flexion forces resistance. A small change in Schanz pin design improved its resistance to flexions forces resistance without represent losses in traction forces resistance.

LISTAS E APÊNDICES

FIGURAS

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; Pino cilíndrico de 5,0mm, comprimento de rosca de 12mm.

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

Figura 3 – Corte transverso do tubo de polipropileno com a luz central já confeccionada, simulando osso longo cortical. Nota-se um pino do modelo C fixado no tubo formando um corpo de prova pronto para o teste de resistência à tração.

Figura 4 – Corpo de prova constituído por um tubo de polipropileno e um pino de Schanz a ele fixado, montados na máquina universal de ensaios WPM - ZD100PU para a realização de teste de resistência à tração.

Figura 5A – Fotografia do modelo A sendo submetido ao teste de resistência à tração demonstrando a fixação pela área rosqueada em ambas corticais do tubo de polipropileno (mesma situação do modelo B; Figura 5B - Fotografia do do modelo C fixado pela área rosqueada na cortical trans e pela haste lisa na cortical cis.

Figura 6 – Broca com diâmetro duplo para confecção de orifício com sobre-perfuração para o pino de rosca curta (12 mm). A: diâmetro de 4,5mm; B: diâmetro de 3,2mm).

Figura 7 – Teste de resistência à flexão do pino de Schanz na máquina universal de flexão ITM. O tubo de polipropileno é submetido a força de torção enquanto que o pino é apoiado por uma barra metálica. A rotação do polipropileno pela máquina provocou a deformação do pino de Schanz.

TABELAS

Tabela 1 – Valores máximos da força de resistência à tração no momento em que os pinos são arrancados do tubo de polipropileno, em kgf, nos Grupos T1 (Modelos A, cônico), T2 (Modelo B, cilíndrico, rosca de 40mm de comprimento) e T3 (Modelo C, cilíndrico, rosca de 15mm de comprimento).

Tabela 2 – Valores máximos da força de resistência à flexão no momento em que os pinos apresentam deformidade plástica, em kgf, nos Grupos F1 (Modelo A, cônico), F2 (Modelo B, cilíndrico, rosca de 40mm de comprimento) e F3 (Modelo C, cilíndrico, rosca de 15mm de comprimento).

GRÁFICOS

Gráfico 1 – Média das forças de resistência à tração em kgf dos pinos de Schanz nos Grupos T1 (Modelo A, cônico), T2 (Modelo B, cilíndrico, rosca de 40mm de comprimento) e T3 (Modelo C, cilíndrico, rosca de 15mm de comprimento).

Gráfico 2 – Média das forças máximas de resistência à flexão em kgf dos pinos de Schanz nos Grupos F1 (Modelo A, cônico), F2 (Modelo B, cilíndrico, rosca de 40mm) e F3 (Modelo C, cilíndrico, rosca de 15mm de comprimento).

Gráfico 3 – Média das forças máximas de resistência à flexão, em kgf, dos pinos de Schanz por ângulo de torção nos Grupos F1 (Modelo A, cônico), F2 (Modelo B, cilíndrico, rosca de 40mm de comprimento) e F3 (Modelo C, cilíndrico, rosca de 15mm de comprimento).

QUADRO

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).



IRMANDADE DA SANTA CASA DE MISERICÓRDIA DE SÃO PAULO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS
Rua Dr. Cesário Mota Júnior, 112 Santa Cecília CEP 01277900 São Paulo -SP
PABX (11) 32240122 Ramal: 5502/5710 - Fax-32267041 E-mail: eticamed@santacasasp.org.br

São Paulo, 21 de julho de 2005.

Ilmo.(a).Sr.(a).

Dr. Marcelo Mercadante

Departamento de Ortopedia

Reunião 13/07/05

Estamos encaminhando parecer do Comitê de Ética -SC referente Projeto de Pesquisa nº 197/05," **Avaliação da resistência mecânica à flexão, torção e tração aplicada aos pinos de Schanz com rosca unicortical empregados nas montagens dos fixadores externos monolateral**".

Atenciosamente

Prof. Dr. Daniel R. Muñoz
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa
ISMSP

PARECER CONSUBSTANCIADO

PROJETO 197/05

I. Identificação

Avaliação da resistência mecânica à flexão, torção e tração aplicada aos pinos de Schanz com rosca unicortal empregados nas montagens dos fixadores externos monolateral

Pesquisadora responsável: Dr. Marcelo Tomanik Mercadante

O estudo será realizado no Departamento Ortopedia da Irmandade da Santa Casa de São Paulo.

Foi protocolado em 30/05//2005

II Objetivo

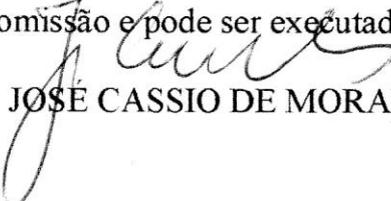
Avaliar a eficiência do pino de Schanz com rosca monocortical.

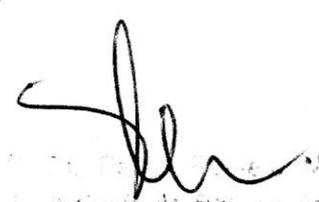
III Sumário do projeto

O estudo será experimental em bancada de laboratório de mecânica com implantes cirúrgicos testados por maquinas de ensaio de esforço.

IV Comentários

O projeto não envolve seres humanos é puramente experimental e portanto não é objeto desta comissão e pode ser executado sem qualquer restrição.


JOSE CASSIO DE MORAES


Comissão de Ética em Pesquisa
USC-USP

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)