UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO

FILIPPE JUN SHIMAOKA

**Avaliação da força de compressão dos parafusos sem
cabeça (HCS) – modelo experimental de fraturas do
escafoide em ossos sintéticos**

RIBEIRÃO PRETO
2016

FILIPPE JUN SHIMAOKA

**Avaliação da força de compressão dos parafusos sem
cabeça (HCS) – modelo experimental de fraturas do
escafoide em ossos sintéticos.**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo para obtenção
do título de Mestre em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Nilton Mazzer

**“Versão corrigida. A versão original encontra-se disponível tanto na Biblioteca
da Unidade que aloja o Programa, quanto na Biblioteca Digital de Teses e
Dissertações da USP (BDTD)”**

RIBEIRÃO PRETO
2016

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial desta dissertação, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Shimaoka, Filipe Jun

Avaliação da força de compressão dos parafusos sem cabeça (HCS) – modelo experimental de fraturas do escafoide em ossos sintéticos / Filipe Jun Shimaoka; orientador Nilton Mazzer.- Ribeirão Preto, 2016

70p: il; 30 cm

Dissertação de Mestrado apresentado à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo, 2016. Área de concentração Ortopedia, Traumatologia e Reabilitação do Aparelho Locomotor.

1. Fratura escafoide. 2. Escafoide. 3. Osteossíntese com parafuso.

Nome: SHIMAOKA, Filipe Jun

Título: Avaliação da força de compressão dos parafusos sem cabeça (HCS) – modelo experimental de fraturas do escafoide em ossos sintéticos.

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: ____ / ____ / ____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

À Bruna Modolo Shimaoka, minha esposa, com amor, admiração e gratidão por sua compreensão, carinho, presença e incansável apoio ao longo do período de elaboração deste trabalho.

Aos meus pais Luzia dos Santos e Orlando T. Shimaoka que sempre me incentivaram a ser médico e me deram apoio para realizar este trabalho.

Ao Prof. Dr. Nilton Mazzer, pela atenção e apoio durante o processo de definição e orientação, por ter participado na minha formação como ortopedista e como cirurgião de mão e principalmente pela amizade.

AGRADECIMENTOS

À Rita de Cassia Stela Cossalter, secretária do Programa de Pós Graduação do Departamento de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor, que sempre ajudou com carinho e paciência no desenvolvimento deste trabalho.

À Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, pela oportunidade de realização do curso de mestrado.

Ao Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, por colocar à disposição a área experimental e os equipamentos do laboratório.

À DePuy Synthes por fornecer os parafusos e espumas de poliuretano para testes.

Ao Manoel funcionário da DePuy Synthes pela ajuda na realização deste trabalho.

Ao Reginaldo e ao Moro do Laboratório de Bioengenharia pela ajuda e apoio durante a realização dos experimentos.

Que os vossos esforços desafiem as impossibilidades, lembrai-vos de que as grandes coisas do homem foram conquistadas do que parecia impossível.

Charles Chaplin

RESUMO

SHIMAOKA, F. J. **Avaliação da força de compressão dos parafusos sem cabeça (HCS) – modelo experimental de fraturas do escafoide em ossos sintéticos.** 2016. 70p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

A força de compressão entre os fragmentos é um importante fator que interfere na consolidação das fraturas. O objetivo deste trabalho foi avaliar a eficácia de cada um dos parafusos sem cabeça de auto compressão com três diâmetros de rosca diferentes, empregados no tratamento das fraturas do escafoide. Utilizando um dispositivo de alumínio acoplado à uma máquina universal de ensaios equipada com uma célula de carga de 50 kgf. Foram utilizados dois blocos de espuma rígida de poliuretano de densidade 0,16 g/cc. Os testes foram realizados com os parafusos HCS da marca Synthes®, com diâmetros de 3,0 mm, 2,4 mm e 1,5 mm. Todos tinham 20 mm de comprimento. Os parafusos foram introduzidos utilizando os princípios da técnica AO, sendo o instrumental fornecido com os parafusos. Foram realizados com os parafusos supracitados fixações com inserção a 90°, 60°, 45° e 30° de inclinação em relação à superfície do bloco. Todos procedimentos foram repetidos por sete vezes, comparando-se os valores obtidos do pico da força de compressão (Força Max), da força de compressão após 20 segundos (Força T1) e da força de compressão após 300 segundos (Força T2). Para as fixações dos parafusos de 3.0 mm e 2.4 mm com 30° de inclinação não houve compressão, devido ao rompimento da superfície do bloco pela rosca da extremidade proximal dos parafusos. A Força Max do parafuso HCS de 3.0 mm foi maior do que a dos parafusos de 2.4 mm em todas as comparações. A relação entre as Força T2/Força T1 foram semelhante em todas as comparações, isto é, não apresentaram diferença estatística, e demonstraram que a acomodação dos parafusos não foi relacionada ao diâmetro da rosca dos parafusos. Concluímos que a força de compressão entre os fragmentos foi maior quando o diâmetro da rosca do parafuso também foi maior, independente da posição da inserção em relação à fratura.

Palavras-chave: fratura do escafoide, escafoide, osteossíntese com parafuso.

ABSTRACT

SHIMAOKA, F. J. **Evaluation of the compressive force of the headless compression screw (HCS) – experimental model of scaphoid fractures in synthetic bone.** 2016. p. 70 Dissertation (Master) – Ribeirão Preto Medicine School, University of São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

The interfragmentary compression force is an important factor for fracture healing. The aim of this study was to evaluate the effectiveness of each three different diameters headless compression screw, used for the treatment of scaphoid fractures. It was used an aluminum device coupled to a universal testing machine equipped with a load cell of 50 kgf. Two rigid foam blocks made of polyurethane with density of 0.16 g/cc. The tests were performed with the HCS Synthes® with 20 mm length 3.0 mm, 2.4 mm and 1.5 mm in diameter. The screws were inserted using the AO technique and instrumental provided with screws. They were performed with the above screw with 90°, 60°, 45° and 30° tilt with the block and repeated seven times and comparing the results obtained from the peak compression force (Max Force) to compression force after 20 seconds (T1 Force) and compression force after 300 seconds (T2 force). For the fixations of 3.0 mm and 2.4 mm screws with 30° tilt no compression were reached, as the proximal threads of the screws broke the surface of the block. Max Force for HCS 3.0 mm was higher than the 2.4 mm screws in all comparisons. The relationship T2 Force / T1 Force was similar in all comparisons, showing no statistical difference, proving that the accommodation of the screws is not related to the threads diameter of the screws. It was concluded in this work that there was a reduction of interfragmentary compressive force by reducing the threads diameter of the screws, regardless of the position placed over the fracture surface.

Keywords: scaphoid fracture, scaphoid, osteosynthesis with screw.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1- Fotografia mostrando a vascularização interna do escafoide. (1, ramo dorsal do escafoide originado da artéria radial; 2, ramo palmar do escafoide) (Gelberman, Menon, 1980) 17
- Figura 2- Terminologia de filetes de rosca (Shigley, 1986) 22
- Figura 3- Parafuso HCS especificando passo de rosca proximal menor que o passo de rosca distal 22
- Figura 4- A: Base fixa do dispositivo de medida que suporta o bloco E; B: Célula de carga de 50 kgf; C: Suporte para o bloco D, fixado apenas à célula de carga, sem nenhum contato direto com a base A ou bloco E; D: Bloco de espuma rígida de poliuretano simulando fragmento distal à fratura; E: Bloco de espuma rígida de poliuretano simulando fragmento proximal à fratura 26
- Figura 5- A: Bloco de espuma rígida de poliuretano; B: Gabarito em alumínio para inserção do fio guia dos parafusos HCS nas angulações pré definidas de 60°, 45°, 90° e 30°. Os parafusos de 1,5 mm passam livremente pelo gabarito e foram iniciados diretamente sem uso de fio guia 27
- Figura 6- Relação da inclinação do parafuso com o bloco de poliuretano em todas as angulações testadas 28
- Figura 7- Marcação verde da chave de inserção indicando que a rosca proximal encostou a superfície do osso 29
- Figura 8- Marcação amarela da chave indicando que o fim da rosca proximal está completamente coberta pelo osso 30

Figura 9- Marcação vermelha da chave indicando que o parafuso está inserido 2mm abaixo da superfície do osso.....	31
Gráfico 1 - Força Max (N) X Diâmetro e ângulo de inserção do parafuso	34
Gráfico 2 - Força T1 (N) X Diâmetro e ângulo de inserção do parafuso.....	35
Gráfico 3 - Força T2 X Diâmetro e ângulo de inserção do parafuso.....	36
Gráfico 4 - Força T2/Força T1 X Diâmetro e ângulo de inserção do parafuso	37
Figura 10- Quebra da superfície que separa os blocos pela rosca proximal do parafuso	41

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Classificação das fraturas do escafoide	19
Tabela 2 – Força Máxima para todos parafusos em todas as angulações testadas.....	33
Tabela 3 – Força T1 para todos os parafusos em todas as angulações	34
Tabela 4 – Força T2 para todos os parafusos em todas as angulações	35
Tabela 5 - % de queda força T2/T1 para todos os parafusos em todas as angulações	37

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

AO	<i>Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen</i>
Al	Elemento químico Alumínio
ASTM	Sociedade Americana para Testes e Materiais
EUA	Estados Unidos da América
Força Max	Força máxima de compressão
Força T1	Força de compressão após 20 segundos de teste
Força T2	Força de compressão após 300 segundos de teste
HCS	Headless Compression Screw (Parafuso sem cabeça de compressão)
kgf	Quilograma força
mm	Unidade de medida em milímetros
MPa	Megapascal
Nb	Elemento químico nióbio
P1	Medida de passo de rosca
Ti	Elemento químico titânio

LISTA DE SÍMBOLOS

d_m	diâmetro médio da rosca do parafuso
F	somatória de todas as forças
n	número de amostra
N	unidade de medida em Newton
p	probabilidade de significância
T	torque do parafuso
μ	coeficiente de atrito
f	avanço
%	porcentagem
°	grau

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	Anatomia do escafoide	16
1.2	Epidemiologia	17
1.3	Apresentação clínica	18
1.4	Diagnóstico	18
1.5	Morfologia da fratura	19
2	REVISÃO DA LITERATURA	20
3	OBJETIVO	24
4	METODOLOGIA	25
4.1	Grupos	32
4.2	Análise estatística	32
5	RESULTADOS	33
6	DISCUSSÃO	39
7	CONCLUSÕES	42
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	43
	SUBMISSÃO DO ARTIGO EM REVISTA.....	47

1 INTRODUÇÃO

1.1 Anatomia do escafoide

O escafoide é o maior osso da fileira proximal e funciona como um tirante estabilizador entre a fileira proximal e a fileira distal do carpo (Patterson et al., 2003). Esse osso possui quatro facetas articulares e aproximadamente 80% de sua superfície é coberta por cartilagem (Drewniany, Palmer, Flatt, 1985). Na porção palmar do osso entre as superfícies articulares distal e proximal se encontra o tubérculo do escafoide, onde se inserem fortes ligamentos (radioescafocapitato e escafotrapeziotrapezoide) (Drewniany, Palmer, Flatt, 1985). Essa superfície é não articular e está projetada lateralmente, formando a cintura do escafoide, onde 80% da vascularização entra no osso (Shin et al., 2010).

A vascularização do osso escafoide ocorre por dois pedículos principais, ambos seguindo de distal para proximal; um ramo dorsal para o escafoide, originário da artéria radial que é a responsável por até 80% da sua vascularização; outro, o ramo palmar responde por 20% da irrigação do osso (Gelberman, Menon, 1980) (Figura 1).

Figura 1. Fotografia mostrando a vascularização interna do escafoide. (1, ramo dorsal do escafoide originado da artéria radial; 2, ramo palmar do escafoide) (Gelberman, Menon, 1980).

1.2 Epidemiologia

A fratura do escafoide é a mais comum dos ossos do carpo, sua incidência é de 50% a 80% das fraturas do carpo em pacientes jovens e ativos (Alshryda et al., 2012). Como a maior incidência é em pacientes ativos adolescentes e adultos jovens e predominantemente em homens, tem um efeito importante na atividade produtiva deste grupo (Gaebler et al., 2010).

A maioria das fraturas do osso escafoide ocorre com uma hiperextensão forçada do punho associada a uma queda ou manobra de proteção com extensão do cotovelo. As fraturas do osso escafoide ocorrem com extensão maior de 95° e desvio radial maior de 10°. Nesta posição toda a carga no punho é transmitida através do osso escafoide (Shin et al., 2010). Ocorre um travamento do polo proximal do escafoide na sua fossa na extremidade distal do rádio, associado a uma angulação dorsal do polo distal causando força de tensão da superfície palmar do osso (Shin et al., 2010). Dessa maneira as fraturas do escafoide se iniciam na sua córtex palmar. Como as fraturas do osso escafoide são usualmente por uma força

de tensão, a maioria das fraturas são de traço transverso simples, não sendo comum fraturas com multifragmentação (Shin et al., 2010).

1.3 Apresentação clínica

O paciente frequentemente se apresenta com dor, diminuição da força e do movimento no punho, após um trauma durante a prática esportiva ou após um acidente (Shin et al., 2010). Frequentemente o trauma aconteceu dias, semanas ou meses antes dele procurar um atendimento médico (Shin et al., 2010). Durante o exame físico o paciente se apresenta com limitação da amplitude de movimento do punho afetado quando comparado ao punho contra lateral (Steinmann, Adams, 2006). A dor é agravada nos extremos do arco de movimento, principalmente com desvio radial e flexão do punho (Shin et al., 2010). A dor na tabaqueira anatômica está bastante associada à clínica de fratura do escafoide, mas dor nesta área não é específica desta fratura pois muitas outras condições podem reproduzi-las (Steinmann, Adams, 2006). Outros sinais de fratura do escafoide são dor à palpação da tuberosidade e dor à compressão longitudinal do polegar (Steinmann, Adams, 2006).

1.4 Diagnóstico

O diagnóstico definitivo é feito somente após confirmação com exames de imagens. Quando o paciente é atendido precocemente, a fratura pode não ser visualizada nas radiografias simples, principalmente quando for uma fratura sem desvio (Steinmann, Adams, 2006; Shin et al., 2010). Porém, caso o paciente se apresente com clínica de fratura do escafoide, dor na tabaqueira anatômica, dor à compressão axial do polegar e dor à palpação da tuberosidade do escafoide, mas sem visualização do traço da fratura, recomenda-se que seja imobilizado, e repetida a radiografia com duas semanas do trauma (Shin et al., 2010; Alshryda et al., 2012). O paciente que apresentar suspeita de fratura do escafoide pela história clínica e

exame físico, mas uma radiografia simples sem traço de fratura, o exame de imagem padrão ouro para diagnóstico agudo é a ressonância magnética (Steinmann, Adams, 2006).

1.5 Morfologia da fratura

Aproximadamente 80% das fraturas do escafoide ocorrem na região da cintura do osso, no terço médio, 10% na região do polo proximal e as demais ocorrem na região da tuberosidade ou como lesões osteocondrais do polo distal (Shin et al., 2010). As fraturas da cintura do escafoide são consideradas estáveis quando não apresentam multifragmentação e estão localizadas perpendicularmente ao longo eixo do osso. Ao aumentar a obliquidade do traço da fratura, associado a presença de uma cominuição dorsal, diminui a estabilidade da fratura (Shin et al., 2010).

O tratamento de tal lesão deve levar em consideração o perfil do paciente e as características da fratura tais como sua localização, a orientação do traço e desvios dos fragmentos (Herbert, Fisher, 1984) (Tabela 1).

Tabela 1. Classificação das fraturas do escafoide

Hebert ⁸	
Tipo A (estável)	Tipo C
A1 Tubérculo	Atraso de consolidação após 6 meses de imobilização
A2 Incompleta	
Tipo B (instável)	Tipo D
B1 terço distal oblíqua	D1 não união fibrosa
B2 desviada	D2 não união esclerótica
B3 terço proximal	D3 não união com DISI fixa
B4 fratura luxação	D4 Não união com necrose avascular

2 REVISÃO DA LITERATURA

As opções de tratamento incluem a imobilização, a cirurgia em que se realiza a exposição óssea com redução e fixação dos fragmentos, podendo ser executada aberta ou através da fixação percutânea. Fraturas agudas e sem desvio da tuberosidade devem ser tratadas com imobilização gessada durante 6 semanas (Steinmann, Adams, 2006). As fraturas impactadas sem desvio da cintura do escafoide também podem ser tratadas com imobilização, durante 8 semanas ou ainda uma fixação interna (Shin et al., 2010). O tratamento não cirúrgico é considerado um bom método, pois apresentou elevadas taxas de consolidação, entre 88 % e 95 % dos casos (Dias et al., 2008; Ford et al., 1987). Mesmo nos casos de fratura do polo proximal ele se mostrou eficiente com um índice de 90 % de consolidação, sendo a média de imobilização de 14 semanas para a consolidação (Grewal et al., 2016). Apesar do tratamento com a imobilização gessada apresentar bons resultados de consolidação, este tratamento implicou em manter um indivíduo jovem e ativo imobilizado por 12 a 16 semanas, retardando seu retorno ao trabalho (Fowler, Ilyas, 2010) e ao esporte (Geissler, 2009). Em virtude desse inconveniente o tratamento conservador foi questionado, crescendo a proposta da indicação da cirurgia (De Vos, Vandenberghe 2003; Yip et al. 2002), principalmente para aquelas fraturas que possuíam um prognóstico mais reservado como as desviadas ou localizadas na região do polo proximal deste osso (Gaebler et al., 2010). O tratamento cirúrgico para as fraturas do escafoide apresentam baixa morbidade e baixo risco de complicação, e está associado a menor risco de não união se comparado ao tratamento conservador (Steinmann, Adams, 2006).

No acesso cirúrgico do escafoide foi fundamental considerar a sua vascularização (Gaebler et al., 2010). Assim, uma lesão vascular do ramo dorsal poderá provocar necrose principalmente do polo proximal do escafoide, o que faz com que o acesso palmar seja preferido. Entretanto, nesse acesso há dificuldades na colocação do parafuso na posição ideal em relação ao eixo do osso e ao traço da fratura. Foi difícil satisfazer todas estas condições não somente pelo formato irregular do escafoide, mas também devido à anteposição do trapézio (Chan, McAdams, 2004; Levitz, Ring, 2005).

O parafuso de compressão sem cabeça (Headless Compression Screw - HCS) foi desenhado inicialmente para tratar os atrasos das consolidações encontrados nas fraturas de pequenos ossos como o escafoide (Hausmann et al., 2007; Haisman, Rohde e Weiland 2006). Existem diversos tipos de parafusos HCS comercialmente disponíveis e eles são basicamente de dois tipos, os cônicos inteiramente rosqueados como o Acutrak (Acumed – EUA) com diâmetro proximal de 4.4 mm; o Acutrak mini (Acumed –EUA) com diâmetro proximal de 3.5 mm e os parafusos com as roscas distal e proximal separadas por uma haste lisa como o Hebert-Whipple (Zimmer – EUA) e o HCS Synthes (DePuy Synthes – EUA) com três tamanhos de rosca (Hart et al., 2016).

Neste estudo optamos por avaliar os parafusos HCS Synthes (DePuy Synthes – EUA) por apresentar três medidas diferentes de rosca, assim evitando mais uma variável que seriam modelos e marcas diferentes de parafusos.

Todos os parafusos são formados de pelo menos uma porção com rosca, o passo de rosca é a distância entre pontos correspondentes de filetes adjacentes, medida paralelamente ao eixo da rosca; diâmetro maior ou diâmetro nominal é o maior diâmetro da parte rosçada; diâmetro menor ou de raiz é o menor diâmetro da parte rosçada; diâmetro médio é a média dos diâmetros maior e menor (Shigley, 1986) (figura 2).

Figura 2. Terminologia de filetes de rosca (Shigley, 1986).

Estes parafusos apresentam as roscas em uma extremidade distal com passo de rosca maior que o passo da rosca da extremidade proximal, o que permitiu a compressão entre os fragmentos durante a sua inserção, pois com uma volta de 360° no parafuso a extremidade proximal do parafuso vai percorrer uma distância longitudinal menor que a extremidade distal, fazendo com que o fragmento distal se aproxime do fragmento proximal (figura 3).

Figura 3. Parafuso HCS especificando passo de rosca proximal menor que o passo de rosca distal.

Em relação ao uso deste parafuso no escafoide, diversos estudos foram realizados com o objetivo de avaliar qual o melhor tipo de parafuso e qual a posição ideal para se obter uma fixação adequada (Meermans, Verstreken, 2011; Grewal et al., 2011). Foi demonstrado que um parafuso mais longo posicionado perpendicularmente à linha da fratura e orientado no maior eixo do osso apresentou melhores resultados, aumentando a estabilidade da fixação, em comparação com os parafusos colocados excentricamente (Dodds, Panjabi, Slade 2006). As fraturas transversais localizadas na cintura do escafoide são praticamente perpendiculares ao longo eixo do osso, mas caso ela seja oblíqua, um parafuso no longo eixo do escafoide não ficará perpendicular à fratura. Isto faz com que haja decomposição das forças aplicadas e a compressão entre os fragmentos ficará diminuída (Luria et al., 2010).

Para superar essas dificuldades foram desenvolvidos parafusos do tipo HCS com menores diâmetros, o que facilitou o correto posicionamento. Entretanto, não existem dados sobre a força de compressão exercida nem sobre a estabilidade obtida na utilização destes implantes.

3. OBJETIVO

O objetivo desta pesquisa foi avaliar a força de compressão dos parafusos HCS Synthes com diferentes diâmetros empregados para o tratamento das fraturas do escafoide.

4.METODOLOGIA

Foram utilizados parafusos em liga de titânio – Ti 6-Al 7-Nb HCS (DePuy Synthes, Suíça) com diâmetros de 3,0 mm, 2,4 mm e 1,5 mm com comprimento único de 20 mm. Os parafusos de 3,0 mm e 2,4 mm apresentavam 7 mm de rosca na extremidade distal e eram canulados. Os parafusos de 1,5 mm apresentavam 6 mm de rosca na extremidade distal e não eram canulados.

Para cada um dos três diâmetros, foram utilizados sete parafusos. Os parafusos foram implantados de acordo com os princípios da técnica AO (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen*) e as instruções técnicas do fabricante, utilizando instrumental específico. As medidas de cada parafuso foram confirmadas pela medida com paquímetro digital.

Para avaliação da força de compressão foram utilizados dois blocos de espuma rígida de poliuretano (Sawbones, EUA), nas medidas 20 mm de largura, 50 mm de comprimento e 20 mm de profundidade com densidade de 0,16 g/cc. A Sociedade Americana de Testes e Propriedade de Materiais (ASTM F-1839-01) confirmou que as propriedades físicas das espumas rígidas de poliuretano são uniformes e consistentes como uma alternativa ideal para testes comparativos de parafusos ósseos e outros instrumento e equipamentos médicos (Ramaswamy, Evans e Kosashvili 2010). Este modelo sintético já foi utilizado em outros estudos prévios relacionados a fraturas de pequenos ossos (Hausmann et al., 2007; Ramaswamy, Evans e Kosashvili 2010; Bailey, Kuiper e Kelly 2006; Assari, Darvish e Ilyas 2012).

Foi confeccionado pelo pesquisador um dispositivo em alumínio exclusivamente para a realização dos experimentos. Constituído de um acessório de medida (representado pela letra A na figura 4) que foi fixado à máquina universal de ensaios EMIC. Este acessório também suporta o bloco proximal de poliuretano. Um suporte para o bloco distal também confeccionado em alumínio foi acoplado à célula de carga de 50 kgf, esse suporte para o bloco distal não entra em contato direto com o acessório de medida e suporte para o bloco proximal e é representado pela letra C

na figura 4. A célula de carga é acoplada à Máquina Universal de Ensaios (*EMIC*[®], DL10000, Brasil) provida de software específico (TESC, Paraná, Brasil) para registro dos dados. Os blocos de poliuretano foram colocados superpostos, mas separados entre si por um espaço de 0,5 mm (Figura 4).

Figura 4. A: Base fixa do dispositivo de medida que suporta o bloco E; B: Célula de carga de 50 kgf; C: Suporte para o bloco D, fixado apenas à célula de carga, sem nenhum contato direto com a base A ou bloco E; D: Bloco de espuma rígida de poliuretano simulando fragmento distal à fratura; E: Bloco de espuma rígida de poliuretano simulando fragmento proximal à fratura.

Previamente aos ensaios, por meio de um gabarito metálico (figura 5), foram feitas perfurações no bloco superior com inclinações de 90°, 60°, 45° e 30° de inclinação em relação à superfície. (Figura 6).

Figura 5. A: Bloco de espuma rígida de poliuretano; B: Gabarito em alumínio para inserção do fio guia dos parafusos HCS nas angulações pré-definidas de 60°, 45°, 90° e 30°. Os parafusos de 1,5 mm passam livremente pelo gabarito e foram iniciados diretamente sem uso de fio guia.

Figura 6. Relação da inclinação do parafuso com o bloco de poliuretano em todas as angulações testadas.

Os registros foram o pico da força de compressão (Força Max), força de compressão após 20 segundos de iniciado o procedimento (Força T1) e força de compressão após 300 segundos de iniciado o procedimento (Força T2), finalizando os registros. A implantação dos parafusos foi realizada seguindo as orientações do fabricante, e a técnica AO. Inicialmente foi introduzido um fio guia rosqueado pelo guia confeccionado em alumínio na angulação desejada, realizado perfuração com broca canulada, iniciado processo de rosqueamento do parafuso com camisa de parafuso e quando a camisa tocou a superfície do bloco, foi introduzido a chave estrelada, com as marcações verde, vermelha e amarela na camisa e a parada do aperto dos parafusos ocorreu ao atingir a marcação vermelha da chave do parafuso na camisa de inserção (Figura 7, 8 e 9). Avaliamos a relação Força T2/Força T1

para quantificar a diminuição da força de compressão dos parafusos após a sua acomodação no material sintético.

Figura 7. Marcação verde da chave de inserção indicando que a rosca proximal encostou a superfície do osso.

Figura 8. Marcação amarela da chave indicando que o fim da rosca proximal está completamente coberta pelo osso.

Figura 9. Marcação vermelha da chave indicando que o parafuso está inserido 2 mm abaixo da superfície do osso.

4.1 Grupos

Os grupos foram constituídos de acordo com os diferentes diâmetros dos parafusos e os subgrupos distribuídos de acordo às angulações da introdução dos parafusos. Grupo I: parafuso HCS de 3,0 mm; grupo II: parafuso HCS de 2,4 mm; grupo III: parafuso HCS de 1,5 mm. Os subgrupos foram divididos em A: 90°; B: 60°; C: 45°; D: 30°.

4.2 Análise estatística

Os resultados das comparações das forças de compressão entre os três diâmetros de parafusos e os diferentes ângulos de inserção foram feitas através da análise da variância (ANOVA). Esse modelo tem como pressuposto que seus resíduos tenham distribuição normal com média 0 e variância constante. Também foi utilizado o pós-teste de Tukey para as comparações múltiplas, comparando diferentes diâmetros de parafuso e diferentes ângulos de introdução do parafuso em relação à superfície que separa os dois blocos. Os resultados foram obtidos com o auxílio de um software (SAS® 9.2, EUA) através da PROC GLM.

5 RESULTADOS

Analisando os resultados da **Força Max** (pico da força de compressão) obtidos, estão listados na ordem a seguir: a maior compressão foi do grupo IA ($37,24 \pm 2,3$ N), seguido pelo IB ($28,1 \pm 2,7$ N), grupo IIA ($27,03 \pm 8,2$ N), grupo IC ($24,24 \pm 4,7$ N), grupo IIB ($23,26 \pm 4,2$ N), grupo IIIA ($17,27 \pm 1,7$ N), grupo IIIB ($17,05 \pm 1,1$ N), grupo IIC ($15,23 \pm 2,1$ N), grupo IIIC ($12,16 \pm 0,7$ N) e grupo IIID ($8,92 \pm 1,3$ N) (Tabela 2) (Gráfico 1).

Tabela 2 - Força Máxima para todos os parafusos em todas as angulações testadas

Grupo	n	Média	Desvio-padrão	Mínimo	1º quartil	Mediana	3º quartil	Máximo
Ia	7	37,24 N	2,3	34,54 N	35,13 N	37,06 N	38,64 N	41,18 N
Ib	7	28,81 N	2,7	22,92 N	28,9 N	29,3 N	30,52 N	31,1 N
Ic	7	24,24 N	4,7	19,77 N	19,83 N	22,58 N	29,37 N	30,72 N
Ila	7	27,03 N	8,2	15,25 N	21,66 N	26,06 N	31,8 N	41,02 N
Ilb	7	23,26 N	4,2	16,83 N	18,14 N	24,85 N	26,39 N	27,84 N
Ilc	7	15,23 N	2,1	10,89 N	14,23 N	16,17 N	16,59 N	16,83 N
IIla	7	17,27 N	1,7	13,99 N	16,53 N	17,47 N	18,85 N	18,87 N
IIlb	7	17,05 N	1,1	15,4 N	16,48 N	16,62 N	17,89 N	18,85 N
IIlc	6	12,16 N	0,7	11,37 N	11,41 N	12,22 N	12,7 N	13,02 N
IIId	7	8,92 N	1,3	6,28 N	8,59 N	9,23 N	9,72 N	9,92 N

Legenda: n: amostra; N: força em Newton

Legenda: n: amostra; N: força em Newton

Gráfico 1. Força Max (N) X Diâmetro e ângulo de inserção do parafuso.

Após análise dos resultados da **Força T1**, listamos na ordem decrescente de força: o grupo IA ($35,2 \pm 2,1$ N), grupo IB ($24,9 \pm 2,0$ N), grupo IIB ($21,1 \pm 3,4$ N), grupo IIA ($20,8 \pm 5,1$ N), grupo IC ($19,6 \pm 5,5$ N), grupo IIIA ($16,2 \pm 1,6$ N) e grupo IIIB ($16,2 \pm 1,4$ N), grupo IIC ($13,0 \pm 2,6$ N), grupo IIIC ($11,6 \pm 0,8$ N), grupo IIID ($7,7 \pm 1,0$ N) (Tabela 3) (Gráfico 2).

Tabela 3 - Força T1 para todos os parafusos em todas as angulações

Grupo	n	Média	Desvio-padrão	Mínimo	1º quartil	Mediana	3º quartil	Máximo
Ia	7	35,2	2,1	32,2	34,1	34,7	36,9	38,7
Ib	7	24,9	2,0	21,1	23,8	25,2	26,8	27,0
Ic	7	19,6	5,5	13,9	14,5	17,1	25,1	28,0
Ila	7	20,8	5,1	15,1	17,0	19,4	24,6	30,3
Ilb	7	21,1	3,4	16,3	16,3	22,1	24,1	24,3
Ilc	7	13,0	2,6	8,8	10,1	14,1	14,2	16,0
IIla	7	16,2	1,6	13,2	15,4	16,3	17,7	17,8
IIlb	7	16,2	1,4	13,8	15,2	16,6	16,9	18,0
IIlc	6	11,6	0,8	10,3	11,3	11,5	12,4	12,4
IIId	7	7,7	1,0	6,1	7,0	7,6	8,4	9,1

Nota: os grupos Id e IId não Aparecem na tabela conforme explicação no texto

Legenda: n: amostra; N: força em Newton

Gráfico 2. Força T1 (N) X Diâmetro e ângulo de inserção do parafuso.

Analisando os resultados da **Força T2** obtidos, estão listados na ordem decrescente de força: grupo IA ($32,99 \pm 2,0$ N), grupo IB ($22,3 \pm 1,9$ N), grupo IIB ($19,9 \pm 3,9$ N), grupo IIA ($19,5 \pm 4,8$ N), grupo IC ($18,8 \pm 5,1$ N), grupo IIIB ($15,4 \pm 1,3$ N), grupo IIIA ($15,0 \pm 1,6$ N), grupo IIC ($12,3 \pm 2,7$ N), grupo IIIC ($11,2 \pm 0,8$ N), grupo IIID ($7,5 \pm 1,0$ N) (Tabela 4) (Gráfico 3).

Tabela 4 - Força T2 para todos os parafusos em todas as angulações

Grupo	n	Média	Desvio-padrão	Mínimo	1º quartil	Mediana	3º quartil	Máximo
Ia	7	33,0	2,0	30,3	31,5	33,0	34,4	36,5
Ib	7	22,3	1,9	19,2	20,8	22,2	23,7	24,9
Ic	7	18,8	5,1	13,2	14,2	16,5	23,7	26,7
Ila	7	19,5	4,8	14,4	14,9	18,5	23,1	28,2
Ilb	7	19,9	3,9	13,7	15,0	21,1	23,3	23,5
Ilc	7	12,3	2,7	8,1	9,1	13,4	13,7	15,7
IIla	7	15,0	1,6	12,1	14,0	15,5	16,7	16,7
IIlb	7	15,4	1,3	13,4	14,5	15,5	16,2	17,4
IIlc	6	11,2	0,8	9,9	10,9	11,1	12,1	12,2
IIId	7	7,5	1,0	5,9	6,9	7,2	8,2	8,8

Nota: os grupos Id e IId não Aparecem na tabela conforme explicação no texto

Legenda: n: amostra; N: força em Newton

Gráfico 3. Força T2 X Diâmetro e ângulo de inserção do parafuso.

Analisando os resultados da relação T2/T1 obtidos, estão listados na ordem decrescente: grupo IB ($10,3 \% \pm 5,7 \%$), grupo IIIA ($7,3 \% \pm 2,1 \%$), grupo grupo IIA ($6,5 \% \pm 4,2 \%$), grupo IA ($6,4 \% \pm 1,0 \%$), grupo IIB ($6,3 \% \pm 4,6 \%$), grupo IIC ($5,7 \% \pm 3,6 \%$), grupo IIIB ($5,0 \% \pm 2,4 \%$), grupo IC ($4,0 \% \pm 1,7 \%$), grupo IIIC ($3,1 \% \pm 0,8 \%$), grupo IIID ($3,0 \% \pm 1,7 \%$) (Tabela 5) (Gráfico 4).

Tabela 5 - % de queda força T2/T1 para todos os parafusos em todas as angulações

Grupo	n	Média	Desvio-padrão	Mínimo	1º quartil	Mediana	3º quartil	Máximo
Ia	7	6,4	1,0	4,8	5,7	6,7	7,4	7,5
Ib	7	10,3	5,7	5,8	7,0	8,9	9,5	22,9
Ic	7	4,0	1,7	1,4	2,0	4,8	5,3	5,7
IIa	7	6,5	4,2	1,5	4,7	6,2	6,8	15,1
IIb	7	6,3	4,6	3,1	3,4	4,4	7,8	16,1
IIc	7	5,7	3,6	2,0	2,0	4,0	9,4	10,6
IIIa	7	7,3	2,1	4,0	5,9	7,1	9,2	10,0
IIIb	7	5,0	2,4	2,2	3,2	4,3	6,8	8,9
IIIc	6	3,1	0,8	1,9	2,7	3,2	3,9	3,9
IIId	7	3,0	1,7	1,1	1,3	2,8	5,2	5,3

Nota: os grupos Id e IId não Aparecem na tabela conforme explicação no texto

Legenda: n: amostra; N: força em Newton

Gráfico 4. Força T2/Força T1 X Diâmetro e ângulo de inserção do parafuso.

Em todas as comparações com significância estatística, o parafuso de maior diâmetro da rosca apresentou força de compressão entre os fragmentos maior do que o parafuso de menor diâmetro. Mesmo nas comparações em que o parafuso de maior diâmetro que foi inserido obliquamente, e o de menor diâmetro inserido perpendicularmente ao bloco. Ao se comparar o grupo IC com o IIA não houve significância estatística ($p > 0,05$), assim como na comparação do grupo IIC com o IIIA e IIIB.

Para as comparações da Relação T2/T1 todos os grupos apresentaram relações de redução da força de compressão entre os fragmentos semelhantes, sem diferença com significância estatística. Apenas quatro comparações das quarenta e cinco realizadas, mostrou significância estatística, mas notamos que não há relação definida com o diâmetro do parafuso. Mostrando que o diâmetro menor do parafuso não interfere na queda da força de compressão seguida da acomodação do parafuso no bloco de poliuretano com o tempo.

Após a realização dos ensaios, uma medida do grupo IIIC precisou ser excluída e dois grupos precisaram ser excluídos. Um ensaio do grupo IIIC apresentou o valor da Força T2 (300 segundos) maior do que o da Força T1 (20 segundos), sendo necessária a exclusão dessa medida. Os grupos ID e IID, não apresentaram força de compressão após o término da inserção dos parafusos, sendo assim necessário excluir esses dois grupos do estudo.

6. DISCUSSÃO

Hebert e Fisher em 1984 demonstraram que as fraturas oblíquas apresentaram menor estabilidade que as fraturas com traço transversal, por isso em nosso estudo comparamos traços em diferentes graus de obliquidade. Na presente investigação comparamos parafusos com diferentes diâmetros em diferentes posicionamentos em relação à superfície de fratura, enquanto na maioria dos experimentos com simulação da fratura do escafoide a reprodução foi feita com o parafuso inserido no longo eixo do osso, perpendicularmente ao traço da fratura como realizado por Beadel et al. em 2004.

Os parafusos sem cabeça de compressão cônica inteiramente rosqueados apresentaram bons resultados de força de compressão nas fraturas de traço simples, mas nas fraturas com multifragmentação apresentaram resultados com menor força de compressão que os parafusos com rosca distal e proximal separadas semelhante o que relatou Crawford, Powel e Trail em 2012. Os parafusos HCS DePuy Synthes são comercializados em três medidas de rosca, isso nos facilitou o estudo pois conseguimos estudar a variável diâmetro mantendo as mesmas características dos parafusos pois eram do mesmo fabricante.

Parafusos com maior diâmetro de rosca fornecem maior força de torque, apresentando maior força de compressão entre os fragmentos nos casos das fraturas tratadas com parafusos de compressão, como mostrado na equação abaixo, na qual T é o torque do parafuso, F é a somatória de todas as forças atuando no eixo do parafuso, d_m é o diâmetro médio da rosca do parafuso, μ é o coeficiente de atrito e f é o avanço (Shigley, 1986).

$$T = Fd_m/2 (\pi\mu d_m - f/\pi d_m + \mu f)$$

O parafuso de 2,4 mm representou 80% do diâmetro do parafuso de 3,0 mm. O parafuso de 1,5 mm representou 50% do diâmetro do parafuso de 3,0 mm. O parafuso de 1,5 mm representou 62,5% do diâmetro do parafuso de 2,4 mm. Ao

avaliarmos os resultados da força de compressão com parafuso inserido a 90°, no teste de Força Max, o grupo II apresentou 70,31% da força de compressão do grupo I. O grupo III apresentou 47,14% da compressão do grupo I. O grupo III apresentou 67,03% da compressão do grupo II. Demonstramos, assim como na equação acima, que houve uma relação direta do diâmetro do parafuso com a força de compressão exercida por ele.

O método de avaliação da força de compressão entre os fragmentos que utilizamos, com dois blocos de espuma rígida de poliuretano acoplados a uma célula de carga, foi utilizado por outros pesquisadores. Assari et al. em 2012 empregaram um método semelhante de investigação das forças de compressão, deixando um espaço entre os blocos de 0,5 mm, como em nosso modelo, enquanto outros pesquisadores utilizaram um espaço de 3 a 6 mm de espaço entre os blocos (Bailey, Kuiper e Kelly 2006; Lo et al., 1998, 2001).

Para evitar a variação das propriedades ósseas de um espécime cadavérico, utilizamos a espuma rígida de poliuretano. Ao realizar os ensaios mecânicos com material sintético foi possível reduzir o número de repetições, pois em ossos de cadáveres a densidade e qualidade do osso variam muito de espécime para espécime, necessitando de testes em grande número de amostras de osso para se obter um resultado estatisticamente confiável (Assari, Darvish e Ilyas 2012; Lo et al., 1998, 2001).

Durante a implantação dos parafusos de 3,0 mm e de 2,4 mm em 30° com uma inclinação em relação à superfície observamos que não ocorreu compressão entre os fragmentos em nenhum dos ensaios realizados. Ao avaliarmos as espumas de poliuretano utilizadas notamos que houve a quebra da superfície da espuma rígida pela rosca proximal do parafuso, isto foi devido ao seu posicionamento (figura 10). Assim, entendemos que esses casos que apresentaram linha da fratura próxima de 30° com o maior eixo do osso, impediram a utilização destes parafusos se colocados no longo eixo do osso.

Figura 10. Quebra da superfície que separa os blocos pela rosca proximal do parafuso.

Luria S. et al. em 2010 demonstraram que o parafuso posicionado no centro do escafoide e perpendicular ao traço da fratura necessitou uma maior força para provocar o desvio da fratura. Este estudo levou em consideração apenas parafusos com as mesmas características e não foram comparados parafusos com diferentes diâmetros da rosca. Assim, em nosso estudo conseguimos comparar parafusos com diferentes características, relacionando parafusos com diferentes diâmetros de rosca e diferentes posicionamentos em relação à superfície de fratura.

A maioria dos estudos avaliaram qual a força de compressão de cada parafuso empregado no tratamento das fraturas do osso escafoide, mas antes disso foi necessário saber qual a força necessária para estabilização do osso. Varga et al. em 2013 estudou a força de contato no escafoide sem carga e em várias posições funcionais do punho, com as forças variando de 0,08 a 25 N. Rikli et al. em 2007 demonstraram que na porção central da articulação radiocarpal apresentou uma pressão de 15 a 59 N. Tang et al. em 2009 estudando as forças de pressão no punho de cadáveres, demonstraram que a pressão de contato na articulação radiocarpal era de 1,4 MPa em uma área de superfície de 45 a 78 mm² (63 a 109 N). Com isso, acreditamos que serão necessários novos estudos para avaliar o desempenho da estabilidade das fixações quando submetidas a ensaios com cargas cíclicas, simulando os movimentos do punho.

7 CONCLUSÕES

1 - O parafuso com maior diâmetro da rosca apresentou a maior força de compressão entre os fragmentos.

2 - O parafuso de diâmetro 3,0 mm, mesmo quando posicionado oblíquo em relação ao traço de fratura, apresentou maior força de compressão entre os fragmentos quando comparado com parafusos de menor diâmetro inseridos perpendiculares ao traço de fratura.

3 - O melhor desempenho de fixação aconteceu com o parafuso de diâmetro 3.0 inserido a 90°.

REFERÊNCIAS

ALSHRYDA S, SHAH A, ODAK S, AL-SHRYDA J, ILANGO B, MURALI SR. Acute fractures of the scaphoid bone: Systematic review and meta-analysis. **The Surgeon**. 2012; 10: 218-29.

ASSARI S, DARVISH K, ILYAS AM. Biomechanical analysis of second-generation headless compression screws. **Injury** 2012; 43: 1159-65.

BAILEY C, KUIPER J, KELLY C. Biomechanical evaluation of a new composite bioresorbable screw. **J Hand Surg (British and European Volume)** 2006; 31:208.

BEADEL GP, FERREIRA L, JOHNSON JA, KING GJ. Interfragmentary Compression Across a Simulated Scaphoid Fracture—Analysis of 3 Screws. **J Hand Surg Am**. 2004; 29: 273-8.

CHAN KW, MCADAMS TR. Central screw placement in percutaneous screw scaphoid fixation: a cadaveric comparison of proximal and distal techniques. **J Hand Surg Am** 2004; 29A: 74–79.

CRAWFORD LA, POWELL ES, TRAIL IA. The Fixation Strength of Scaphoid Bone Screws: An In Vitro Investigation Using Polyurethane Foam. **J Hand Surg Am**. 2012; 37(2): 255–60.

DE VOS J, VANDENBERGHE D. Acute percutaneous scaphoid fixation using a non-cannulated Herbert screw. **Chir Main** 2003; 22: 78–83.

DIAS JJ, DHUKARAM V, ABHINAV A, BHOWAL B, WILDIN CJ. Clinical and radiological outcome of cast immobilization versus surgical treatment of acute scaphoid fractures at a mean follow-up of 93 months. **J Bone Joint Surg** 2008; 90B: 899–905.

DODDS SD, PANJABI MM, SLADE JF 3rd. Screw fixation of scaphoid fractures: a biomechanical assessment of screw length and screw augmentation. **J Hand Surg Am** 2006; 31A: 405–413.

DREWNIAJ JJ, PALMER AK, FLATT AE. The scaphotrapezial ligament complex: an anatomic and biomechanical study, **J Hand Surg Am** 10:492-498, 1985

FORD DJ, KHOURY G, EL-HADIDI S, LUNN PG, BURKE FD. The Herbert screw for fractures of the scaphoid. A review of results and technical difficulties. **J Bone Joint Surg** 1987; 69B: 124–127.

FOWLER, JR, ILYAS, AM. Headless Compression Screw Fixation of Scaphoid Fractures. **Hand Clin** 26 (2010) 351-361.

GAEBLER C, MCQUEEN MM. Carpus Fractures and Dislocations. In: Bucholz RW, Heckerman JD, Court-Brown CM, Tornetta P, et al, eds **Rockwood and Green's Fractures in Adults**. 7 edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2010: 782-825.

GEISLER WB. Arthroscopic Management of Scaphoid Fractures in Athletes. **Hand Clin** 25 (2009) 359-369.

GELBERMAN RH, MENON J. The vascularity of the scaphoid bone. **J Hand Surg Am**. 1980; 5(5):508-513.

GREWAL R, ASSINI J, SAUDER D, FERREIRA L, JOHNSON J, FABER K. A comparison of two headless compression screws for operative treatment of scaphoid fractures. **J Orthop Surg Res** 2011; 06-027.

GREWAL R, LUTZ K, MACDERMID JC, SUH N. Proximal pole scaphoid fractures: a computed tomographic assessment of outcomes. **J Hand Surg Am**. 2016; 41(1):54-58

HAISMAN JM, ROHDE RS, WEILAND AJ. Acute fractures of the scaphoid. **J Bone Joint Surg** 2006; 88: 2750-8.

HART A, HARVEY AJ, RABIEI R, BARTHELAT F, MARTINEAU PA. Fixation strength of four headless compression screws. **Medical Engineering and Physics** 000 (2016) 1-7

HAUSMANN J, MAYR W, UNGER E, BENESCH T, VECSEI V, GAEBLER C. Interfragmentary compression forces of scaphoid screws in a sawbone cylinder model. **Injury** 2007; 38: 763–8.

HERBERT TJ, FISHER WE. Management of the fractured scaphoid using a new bone screw. **J Bone Joint Surg Br** 1984;66-B:114-23.

LEVITZ S, RING D. Retrograde (volar) scaphoid screw insertion—a quantitative computed tomographic analysis. **J Hand Surg Am** 2005; 30A: 543–548.

LO I, KING G, MILNE A, JOHNSON J, CHESS D. A biomechanical analysis of intrascaphoid compression using the herbert scaphoid screw system: an in vitro cadaveric study. **J Hand Surg (British and European Volume)** 1998;23:209–13.

LO I, KING G, PATTERSON S, JOHNSON J, CHESS D. A biomechanical analysis of intrascaphoid compression using the 3.00mm synthes cannulated screw and threaded washer: an in vitro cadaveric study. **J Hand Surg (British and European Volume)** 2001;26:22.

LURIA S, HOCH S, LIEBERGALL M, MOSHEIFF R, PELEG E. Optimal Fixation of Acute Scaphoid Fractures: Finite Element Analysis. **J Hand Surg Am** 2010; 35A: 1246–1250.

MEERMANS G, VERSTREKEN F. A Comparison of 2 Methods for Scaphoid Central Screw Placement from a volar approach. **J Hand Surg Am** 2011; 06-023.

PATTERSON RM, MORITOMO H, YAMAGUCH S, MITSUYASU H, SHAH M, BUFORD WL, VIEGAS SF. Scaphoid anatomy and mechanics: update and review. **Operative Techniques in Orthopaedics**, 2003; 13: 2-10.

RAMASWAMY R, EVANS S, KOSASHVILI Y. Holding power of variable pitch screws in osteoporotic, osteopenic and normal bone: are all screws created equal? **Injury** 2010; 41: 179–83.

Rikli DA, Honigmann P, Babst R, Cristalli A, Morlock MM, Mittlmeier T. Intra_Articular Pressure Measurement in the radioulnocarpal joint using a novel sensor: in vitro and in vivo results. **J Hand Surg Am** 2007 Jan;32(1):67-75.

SHIN AY, RIZZO M, Acute Scaphoid Fractures. Chapter 18. In Cooney W. P., Linscheid R. L., Dobyns J. H., et al, eds. **The Wrist: diagnosis and operative treatment**. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2010: 407-435.

SHIGLEY JE **Elementos de Máquinas**, vol. 1, reimpressão, LTC: São Paulo, 1986;

STEINMANN SP, ADAMS JE. Scaphoid fractures and nonunions: diagnosis and treatment. **J Orthop Sci** 2006; 11:424-431

TANG P, GAUVIN J, MURIUKI M, PFAEFFLE JH, IMBRIGLIA JE, GOITZ RJ. Comparison of the “contact biomechanics” of the intact and proximal row carpectomy wrist. **J Hand Surg Am.** 2009Apr;34(4):660-70

VARGA P, SCHFZIG P, UNGER E, MAYR W, ZYSSET PK, ERCHART J. Finite element based estimation of contact areas and pressures of the human scaphoid in various functional positions of the hand. **Journal of Biomechanics** 46 (2013) 984-990.

SUBMISSÃO DO ARTIGO EM REVISTA

O presente trabalho foi Submetido para revista The Journal of Hand Surgery.

Manuscript Details

Manuscript number	JHS_2016_154
Title	Evaluation of compression forces after headless compression screw insertion at varying insertion angles
Article type	Full Length Article

Abstract

In the present study, we evaluated the interfragmentary compression force of headless compression screws (HCS) used in scaphoid-fracture fixation. HCS of diameters 3 mm, 2.4 mm, and 1.5 mm had their compression force measured after they were inserted at 90°, 60°, 45°, and 30° to the insertion surface; seven measurements were made for each combination of diameter and angle of insertion. Tests were conducted using two polyurethane blocks coupled to a measuring device with a load-cell unit connected to a universal testing machine, allowing comparisons between each screw traction force at different positions relative to the insertion surface. Our results indicate that larger-diameter screws show higher interfragmentary compression forces than smaller-diameter screws, regardless of their position relative to the insertion surface, even when positioned perpendicularly to the surface.

Keywords	bone screws; compression force; internal fixation of fractures; scaphoid bone
Corresponding Author	Filipe Shimaoka
Corresponding Author's Institution	Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Order of Authors	Filipe Shimaoka, Claudio Barbieri, Nilton Mazzer

Submission Files Included in this PDF

File Name [File Type]

HAND Cover Letter.docx [Cover Letter]
 conflict_of_interests.doc [Conflict of Interest]
 permission_request_form.pdf [Copyright Transfer Form]
 Manuscript.docx [Manuscript (without Author Details)]
 Figure 1.docx [Figure]
 Figure 2.docx [Figure]
 Figure 3.docx [Figure]
 Figure 4.docx [Figure]
 Table.docx [Table]
 Titule Author.docx [Title Page (with Author Details)]

To view all the submission files, including those not included in the PDF, click on the manuscript title on your EVISE Homepage, then click 'Download zip file'.

Ribeirão Preto, October 05th 2016

Dear Michael Neumeister, Editor-in-Chief of HAND,

On behalf of the authors, I am submitting enclosed the manuscript "Evaluation of compression forces after headless compression screw insertion at varying insertion angles" by Filipe Jun Shimaoka et al, for possible publication in HAND. All co-authors have contributed and agreed with the manuscript content, and there is no conflict of interest with the report. The study received no financial support from any institution or foundation and presentation is not under review for any other publication.

In this paper, we have studied the compression forces of the headless compression screws with different diameters and different positions relative to the fracture line of the scaphoid bone, using polyurethane blocks, we did not use human or animal bone and it was not necessary approval of the Research Ethical Committee.

We believe that our findings could interest the HAND readers, to understand the different results of the compression force of the different diameter headless compression screw and different positioning in the scaphoid bone. We hope that the editorial board and reviewers agree on the interest of this manuscript.

Best Regards,

Filipe Jun Shimaoka on behalf of the authors.

DISCLOSURE OF POTENTIAL CONFLICT-OF-INTEREST

All accepted articles will be published only after the signed disclosure statements have been completed. The information will be published as a footnote to the article on the Title page. The signatory assures the statements are true for all authors.

PLEASE RESPOND TO EACH OF THE FOLLOWING QUESTIONS BY CHECKING THE APPROPRIATE BOXES:

1. Did any author of the manuscript receive funding, grants, or in-kind support in support of the research or the preparation of the manuscript?

☒ NO

☐ YES, support received from the following persons, agencies, industrial or commercial parties is disclosed below.

If yes, did the support include contractual or implied restriction on utilization or publication of the data and/or review of the data prior to publication?

☐ NO

☐ YES

2. Did any author have association or financial involvement (i.e. consultancies/advisory board, stock ownerships/options, equity interest, patents received or pending, royalties/honorary) with any organization or commercial entity having a financial interest in or financial conflict with the subject matter or research presented in the manuscript?

☒ NO

☐ YES, the association or financial involvement of individual authors is disclosed below.

1. _____
2. _____
3. _____

(use additional sheets if necessary)

Author Name **Filipe Jun Shimaoka**

Title of Article: **Evaluation of compression forces after headless compression screw insertion at varying insertion angles**

Manuscript Number: **JHS_2016_154**

COPYRIGHT AGREEMENT
AUTHORS' RELEASE

On behalf of all the authors, I hereby grant and assign to the American Society for Surgery of the Hand (the "Society") the entire copyright in and to the article tentatively entitled Evaluation of compression forces after headless compression screw insertion at varying insertion angles (the "Work"), including the exclusive right to publish the Work in all forms and media effective if and when it is accepted for publication by the Society.

The authors hereby represent and warrant that all portions of the Work are our own original creations; that the content of the Work is accurate to the best of our knowledge and does not violate any copyright, proprietary or personal rights of others; and that we have not previously granted any rights to other parties that are inconsistent with the rights herein granted to the Society. We hereby acknowledge that the Society and the Publisher of the *Journal of Hand Surgery* will be relying on this Authors' Release if the Work is published.

The authors hereby indemnify and hold harmless the Society and the Publisher of the *Journal of Hand Surgery* and their respective officers, directors, members, employees, and agents from and against any and all claims, actions, losses, demands, costs, reasonable attorneys' fees, and other expenses arising directly or indirectly from the inaccuracy or breach of any of the aforementioned representations, covenants, and warranties.

The Society undertakes no obligation to publish the Work and will return all rights herein granted by the authors upon written request if the Work is not published within 18 months of this Release.

US National Institutes of Health (NIH) voluntary posting/ "Public Access Policy" Elsevier facilitates author posting in connection with the voluntary posting request of the NIH (referred to as the NIH "Public Access Policy", see <http://www.nih.gov/about/publicaccess/index.htm>) by posting the peer-reviewed author's manuscript directly to PubMed Central on request from the author, 12 months after formal publication. Upon notification from Elsevier of publication, we will ask you to confirm via e-mail (by e-mailing us at NIHauthorrequest@elsevier.com) that your work has received NIH funding (with the NIH award number) and that you intend to respond to the NIH request. Upon such confirmation, Elsevier will submit to PubMed Central on your behalf a version of your manuscript that will include peer-review comments, for posting 12 months after the formal publication date. This will ensure that you will have responded fully to the NIH request policy. There will be no need for you to post your manuscript directly to PubMed Central, and any such posting is prohibited. Individual modifications to this general policy may apply to some Elsevier journals and its society publishing partners.

As the primary author of the Work, I have full authority to act on behalf of the other authors in any matter arising from this Release, including but not limited to, review and approval of the edited Work.

Signed: Date: 10/19/2016

Manuscript #: JHS-2016-154

1 **Abstract**

2 Purpose: In the present study, we evaluated the interfragmentary compression force of
3 headless compression screws (HCS) used in scaphoid-fracture fixation.

4 Methods: HCS of diameters 3 mm, 2.4 mm, and 1.5 mm had their compression force
5 measured after they were inserted at 90°, 60°, 45°, and 30° to the insertion surface; seven
6 measurements were made for each combination of diameter and angle of insertion. Tests
7 were conducted using two polyurethane blocks coupled to a measuring device with a load-
8 cell unit connected to a universal testing machine, allowing comparisons between each screw
9 traction force at different positions relative to the insertion surface.

10 Results: Our results indicate that HCS of diameters 3 mm provide higher
11 interfragmentary compression force in all comparisons.

12 Conclusion: larger-diameter screws show higher interfragmentary compression forces
13 than smaller-diameter screws, regardless of their position relative to the insertion surface,
14 even when positioned perpendicularly to the surface and whenever is possible we should
15 purchase the 3 mm HCS.

16 The Clinical Relevance: this study realized in synthetic material with headless
17 compression screws for treatment of scaphoid fractures has clinical relevance to guide the use
18 of the best headless compression screw in the treatment of scaphoid fractures.

19

20

INTRODUCTION

Fractures of the scaphoid are associated with trauma in which an axial force causes wrist hyperextension, resulting in large compression and shear forces being applied on the bone, leading to fractures.¹ Treatment options include immobilization, open reduction and internal fixation, and percutaneous fixation. Conservative treatment was considered a satisfactory method, with high union rates observed in 88%–95% cases.^{2, 3} This approach, however, involves maintaining young and active individuals immobilized for approximately 12 weeks. Because of this drawback, conservative treatment has been questioned and indications for surgical interventions have been increasing,^{4, 5} especially for poor-prognosis fractures such as displaced fractures or those involving the proximal pole.⁶

In the volar approach for scaphoid fractures, it is difficult to place the screw placement in the optimal position relative to the long axis of the bone and perpendicular to the fracture line; this is not only because of the irregular shape of scaphoid but also because of the intervening trapezoid.^{7, 8}

Headless compression screws, or HCS, were initially designed as treatment for delayed union in small bones such as the scaphoid.^{9, 10} Several studies have been conducted to evaluate the best HCS types and the ideal position to obtain a proper fixation in scaphoid fractures.^{11, 12} It has been shown that longer HCS, positioned perpendicular to the fracture line and oriented in the long axis of the bone, offer better results and better fixation stability¹³ than eccentrically placed screws.¹⁴ Transverse fractures at the scaphoid waist are practically perpendicular to the long axis of the bone; however, if they are oblique, a screw oriented in the long axis of the bone will not be perpendicular to the fracture. This causes the dissipation of applied forces and a decrease in interfragmentary compression forces.¹⁵

To overcome these difficulties, smaller-diameter HCS have been developed to facilitate accurate positioning. However, no studies yet have reported the exerted

46 compression force or stability provided by these implants. Hence, we aimed to evaluate the
47 mechanical performance of HCS with different diameters and thread diameters in scaphoid-
48 fracture treatment using HCS.

49

50 MATERIALS AND METHODS

51 Titanium alloy Ti6-Al7-Nb alloy HCS with diameters of 3.0 mm, 2.4 mm, or 1.5 mm
52 and 20-mm length were used (Synthes, Switzerland). HCS of 3-mm and 2.4-mm diameters
53 had a 7-mm thread diameter at the distal end and were cannulated, whereas the 1.5-mm-
54 diameter HCS had 6-mm thread diameters at the distal end and were not cannulated.

55 Seven HCS each were used for each of the three diameters. Screws were implanted
56 according to the Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) technique and technical
57 instructions provided by the manufacturer using specialized instruments designed for their
58 implantation. Each screw size was confirmed by a digital caliper measure.

59 For compression-force evaluation, two rigid, polyurethane foam blocks with 20-mm
60 width, 50-mm length, and 20-mm depth (Sawbones, USA) were used. The American Society
61 for Testing and Materials confirmed that rigid polyurethane foam physical properties are
62 uniform and consistent (F-1839-01 standard), which makes them ideal alternatives for
63 comparative testing of bone screws and other medical tool and equipment.¹⁶ This synthetic
64 model has been used in previous small-bone fracture studies.¹⁶⁻²⁰

65 Polyurethane blocks were placed superposed but separated by a 0.5-mm space. The
66 lower block was supported on a 50-kgf load-cell unit connected to a universal testing
67 machine (*EMIC*® DL10000, Brazil) coupled to a specific software (TESC, Paraná, Brazil).
68 The set provided real-time measurements of the compression force between the two blocks as
69 the screws were tightened. The whole set, blocks, and load-cell unit were placed on an
70 aluminum support (Figure 1).

Before testing, perforations were made in the upper block using a metallic jig, inclined 90°, 60°, 45°, and 30° to the surface (Figure 2). Compressive force was recorded at its peak (Max Force), 20 s (T1 Force), and 300 s (T2 Force) after procedure start, when records were finished. Implantation was performed according to manufacturer guidelines, and screw was tightened until the inserting sleeve red mark on screw key was reached. We evaluated the relationship Force T2/Force T1 to quantify the reduction in interfragmentary compressive forces after screw placement in the synthetic material.

Groups: Groups and subgroups were designed according to different HCS diameters and introduction angles, respectively, as follows: Groups I (3.0-mm HCS), II (2.4-mm HCS) and III (1.5-mm HCS); and Subgroups A (90°), B (60°), C (45°), and D (30°). (Figure 3). Herein, these groups and subgroups are referred as IA (group I, subgroup A), IB (group I, subgroup B), etc.

Statistical analysis: Compressive forces of different screws diameters and angulation were compared using analysis of variance. This model presupposes that their residues have normal distribution with mean 0 and constant variance. Tukey's post hoc test was used for multiple comparisons between different diameters and different introducing angles in relation to the surface that separates the two blocks. Results were collected using SAS® 9.2 software (USA) and PROC GLM.

RESULTS

Results of Max Force are listed in the decreasing order per group/subgroup, as follows: IA (37.24 ± 2.3 N) presented the highest compression, followed by IB (28.1 ± 2.7 N), IIA (27.03 ± 8.2 N), IC (24.24 ± 4.7 N), IIB (23.26 ± 4.2 N), IIIA (17.27 ± 1.7 N), IIIB

96 (17.05 ± 1.1 N), IIC (15.23 ± 2.1 N), IIIC (12.16 ± 0.7 N), and IIID (8.92 ± 1.3 N) (Table 1).

97 The results of T1 Force obtained results are listed in the decreasing order per
98 group/subgroup, as follows: IA (35.2 ± 2.1 N), IB (24.9 ± 2.0 N), IIB (21.1 ± 3.4 N), IIA
99 (20.8 ± 5.1 N), IC (19.6 ± 5.5 N), IIIA (16.2 ± 1.6 N), IIIB (16.2 ± 1.4 N), IIC (13.0 ± 2.6 N),
100 IIIC (11.6 ± 0.8 N), IIID (7.7 ± 1.0 N) (Table 2).

101 The results of T2 Force are listed in the decreasing order per group/subgroup, as
102 follows: IA (32.99 ± 2.0 N), IB (22.3 ± 1.9 N), IIB (19.9 ± 3.9 N), IIA (19.5 ± 4.8 N), IC
103 (18.8 ± 5.1 N), IIIB (15.4 ± 1.3 N), IIIA (15.0 ± 1.6 N), IIC (12.3 ± 2.7 N), IIIC (11.2 ± 0.8 N),
104 and IIID (7.5 ± 1.0 N) (Table 3).

105 The results of T1/T2 ratio are listed in the decreasing order per group/subgroup, as
106 follows: IB (10.3% ± 5.7%), IIIA (7.3% ± 2.1%), IIA (6.5% ± 4.2%), IA (6.4% ± 1.0%), IIB
107 (6.3% ± 4.6%), IIC (5.7% ± 3.6%), IIIB (5.0% ± 2.4%), IC (4.0% ± 1.7%), IIIC (3.1% ±
108 0.8%), and IIID (3.0% ± 1.7%) (Table 4).

109 In all statistically significant comparisons, screws with large thread diameters showed
110 increased interfragmentary compression force compared to those with smaller thread
111 diameters. This was also true even when obliquely-inserted larger-diameter screws were
112 compared to perpendicularly-inserted smaller-diameter screws. Comparisons between IC and
113 IIA, IIC and IIIA, and IIC and IIIB showed no statistically significant differences ($p > 0.05$).

114 Comparisons of T2/T1 forces ratio showed that all groups had similar reductions in
115 interfragmentary compression force with no statistically significant difference; a defined
116 relationship was not observed between compression forces with and screw diameters.

117 In one of the IIIC tests, the T2 Force value was higher than the T1 Force value,
118 necessitating the exclusion of this measurement. Groups ID and IID showed no compression
119 force after the finalization of screw insertion, requiring their exclusion from the study as well.

120

121 **DISCUSSION**

122 It has been demonstrated that oblique fractures had lower stability than transverse
123 fractures. Thus, our study compared fracture lines with varying degrees of obliquity.²¹ We
124 compared screws with different diameters in different positions relative to the fracture
125 surface. This is different from most previous studies, e.g., that conducted by Beadel et al.²²,
126 where scaphoid-fracture simulation was performed with screws inserted in the long axis of
127 the bone perpendicular to the fracture line.

128 Other investigators have used this same interfragmentary compression-force
129 evaluation method with two rigid polyurethane foam blocks coupled to a load-cell unit.
130 Assari et al.²⁰ have used a similar method for compressive forces investigation.

131 We chose to use rigid polyurethane foam to avoid the variations in mechanical
132 properties intrinsic to cadaveric bone specimens. Conducting mechanical tests on synthetic
133 material allows the reduction of need for repetition because the density and quality vary
134 greatly from specimen to specimen in cadaveric bone, requiring tests of large numbers of
135 bone samples to obtain a statistically reliable result.²³ In previous studies, the space
136 separating the blocks was 3–6 mm but Assari et al.²⁰ decreased it to 0.5 mm, which is closer
137 to the reality in cases of undisplaced scaphoid fracture. In our experiments, we used the same
138 0.5-mm space between the polyurethane blocks to simulate the scaphoid fractures.

139 The diameter of the 2.4-mm and 1.5-mm screws is 80% and 50% that of the 3.0-mm
140 screws. In addition, the diameter of the 1.5-mm screws is 62.5% that of the 2.4-mm screws.
141 Evaluation results by Max Force showed that when the screw was at 90° insertion angle,
142 groups II and III had 70.31% and 47.14% of the compression force in group I. In addition,
143 group III had 67.03% of the compression force in group II. These results demonstrate that
144 there is a direct relationship between screw diameter and the compression force exerted.
145 Therefore, our study shows that screw tensile force is proportional to screw diameter.

146 During implantation of 3.0-mm and 2.4-mm screws at 30° inclination,
147 interfragmentary compression force was not observed in any of the tests. When polyurethane
148 foams were evaluated, we found a superficial rupture caused by screw thread because of its
149 position (Figure 4). Thus, the use of these screws is not feasible in fractures that are at 30° to
150 the long axis of the bone.

151 Luria et al.¹⁵ demonstrated that a screw positioned in the center of the scaphoid bone
152 and perpendicular to the fracture line required greater force to cause the displacement of
153 reduction. In that study, only screws with the same characteristics were considered, avoiding
154 the comparison of screws with different diameters and thread diameters. Therefore, in our
155 study we tested different screws and compared different diameters, thread diameters, and
156 positions relative to the fracture surface.

157 We believe that further studies are needed to evaluate the fixation stability under
158 cyclic loads tests, simulating wrist movement.

159 We concluded with this study that the screw with larger-diameter thread showed the
160 highest interfragmentary compression force; the 3.0-mm-diameter screw, even when
161 obliquely positioned to the fracture line, showed higher compressive force when compared to
162 smaller-diameter screws inserted perpendicularly to the fracture line; the best fixation
163 performance was observed with the 3.0-mm-diameter screw inserted at 90 degrees.

164

165

166

167

168

169

170

171 **References**

- 172 1. Gaebler C, McQueen MM. Carpus Fractures and Dislocations. In: Bucholz RW,
 173 Heckerman JD, Court-Brown CM, Tornetta P, et al., eds. *Rockwood and Green's Fractures in*
 174 *Adults*. 7th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2010:782–825.
- 175 2. Dias JJ, Dhukaram V, Abhinav A, Bhowal B, Wildin CJ. Clinical and radiological
 176 outcome of cast immobilization versus surgical treatment of acute scaphoid fractures at a
 177 mean follow-up of 93 months. *J Bone Joint Surg*. 2008;90B:899–905.
- 178 3. Ford DJ, Khoury G, el-Hadidi S, PG Lunn, Burke FD. The Herbert screw for fractures of
 179 the scaphoid. The review of results and Technical Difficulties. *J Bone Joint Surg*.
 180 1987;69B:124–127.
- 181 4. De Vos J, Vandenberghe D. Acute percutaneous scaphoid fixation using the non-
 182 cannulated Herbert screw. *Chir Main*. 2003;22:78–83.
- 183 5. HS Yip, WC Wu, Chang RY, So TY. Percutaneous cannulated screw fixation of acute
 184 scaphoid waist fracture. *J Hand Surg*. 2002;27B:42- 46.
- 185 6. Alshryda S, Shah A, Odak S, Al-Shryda J, Ilango B, Murali SR. Acute fractures of the
 186 scaphoid bone: Systematic review and meta-analysis. *Surgeon*. 2012;10:218–29.
- 187 7. Chan KW, McAdams TR. Central screw placement in scaphoid percutaneous screw
 188 fixation: a cadaveric comparison of proximal and distal techniques. *J Hand Surg*.
 189 2004;29A:74–79.
- 190 8. Levitz S, Ring D. Retrograde (volar) scaphoid screw insertion to quantitative computed
 191 tomographic analysis. *J Hand Surg*. 2005;30A:543–548.
- 192 9. Hausmann J, Mayr W, Unger E, Benesch T, Vecsei V, Gabler C. Interfragmentary
 193 compression forces of scaphoid screws in the sawbone cylinder model. *Injury*. 2007;38:763–
 194 768.
- 195 10. Haisman JM, Rohde RS, Weiland AJ. Acute fractures of the scaphoid. *J Bone Joint Surg*.

- 2006;88:2750–2758.
11. Meermans G, Verstreken F. A comparison of 2 methods for scaphoid central screw placement from the volar approach. *J Hand Surg.* 2011;06–023.
12. Grewal R, Assini J, Sauder D, Ferreira L, Johnson J, Faber K. A comparison of two headless compression screws for operative treatment of scaphoid fractures. *J Orthop Surg Res.* 2011;06–027.
13. McCallister WV, Knight J, Kaliappan R, Trumble TE. Central placement of the screw in simulated fractures of the scaphoid waist: a biomechanical study. *J Bone Joint Surg.* 2003;85A:72–77.
14. Dodds SD, Panjabi MM, Slade JF 3rd. Screw fixation of scaphoid fractures: a biomechanical assessment of screw length and screw augmentation. *J Hand Surg.* 2006;31A:405–413.
15. Luria S, Hoch S, Liebergall M, Mosheiff R, Peleg E. Optimal Fixation of Acute Scaphoid Fractures: Finite Element Analysis. *J Hand Surg.* 2010;35A:1246–1250.
16. Ramaswamy R, Evans S, Kosashvili Y. Holding power of variable pitch screws in osteoporotic, osteopenic and regular bone: are all created equal screws? *Injury.* 2010;41:179–183.
17. Baran O, Sagol E, Oflaz H, Sarikanat M, Havitcioglu H. A biomechanical study on preloaded compression effect on headless screws. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2009;129:1601–1605.
18. Hausmann JT, Mayr W, Unger And Benesch T, Vecsei V, Gäbler C. Interfragmentary compression forces of scaphoid screws in the sawbone cylinder model. *Injury.* 2007;38:763–768.
19. C Bailey, J Kuiper, Kelly C. Biomechanical evaluation of a new composite bioresorbable screw. *J Hand Surg.* 2006;31:208.

- 221 20. Assari S, K Darvish, Ilyas AM. Biomechanical analysis of second-generation headless
222 compression screws. *Injury*. 2012;43:1159–1165.
- 223 21. Herbert TJ, Fisher WE. Management of the fractured scaphoid using a new bone screw *J*
224 *Bone Joint Surg Br*. 1984;66-B:114–123.
- 225 22. Beadel GP, Ferreira L, Johnson JA, King GJ. Interfragmentary Compression Across the
226 Simulated Scaphoid Fracture Analysis of 3-Screws. *J Hand Surg*. 2004;29:273–278.
- 227 23. Shaw JA. Biomechanical comparison of cannulated bone screws small: a follow-up study
228 brief. *J Hand Surg*. 1991;16A:998–1001.

229 **Figure Legends:**

230 **Figure 1. A:** 50 kgf load-cell unit; **B:** Rigid polyurethane foam block simulating the fracture
231 distal fragment; **C:** Fixed base of measuring device that supports block E; **D:** Block B
232 support fixed to the load-cell unit only, without any direct contact with the base C or block E;
233 **E:** Rigid polyurethane foam block simulating the fracture proximal fragment.

234 **Figure 2. A:** Aluminum jig used in HCS guide-wire insertion in pre-defined angles (60°, 45°,
235 90° and 30°); **B:** Rigid polyurethane foam block. The 1.5 mm screws pass freely through the
236 jig perforations and were inserted directly without guide-wire use.

237 **Figure 3.** Relationship between screw inclination and polyurethane block, in all tested
238 angulations.

239 **Figure 4.** Rupture of the surface that separates the blocks caused by screw proximal thread.

Figure 1

Figure 2

Figure 3

Figure 4

Table 1. Maximum force for different diameters screws, in all tested angulations

Group/Subgroup	n	Mean (N)	SD	Minimum (N)	1° quartile	Median (N)	3° quartile	Maximum (N)
IA	7	37.24	2.3	34.54	35.13	37.06	38.64	41.18
IB	7	28.81	2.7	22.92	28.9	29.3	30.52	31.1
IC	7	24.24	4.7	19.77	19.83	22.58	29.37	30.72
IIA	7	27.03	8.2	15.25	21.66	26.06	31.8	41.02
IIB	7	23.26	4.2	16.83	18.14	24.85	26.39	27.84
IIC	7	15.23	2.1	10.89	14.23	16.17	16.59	16.83
IIIA	7	17.27	1.7	13.99	16.53	17.47	18.85	18.87
IIIB	7	17.05	1.1	15.4	16.48	16.62	17.89	18.85
IIIC	6	12.16	0.7	11.37	11.41	12.22	12.7	13.02
IIID	7	8.92	1.3	6.28	8.59	9.23	9.72	9.92

Note: ID and IID groups are not showed in the table, as mentioned in the text.

Subtitles: n: sample size; N: force in Newton; SD: standard deviation.

Table 2. T1 Force for different-diameter screws, in all tested angulations

Group/Subgroup	n	Mean (N)	SD	Minimum (N)	1° quartile	Median (N)	3° quartile	Maximum (N)
IA	7	35.2	2.1	32.2	34.1	34.7	36.9	38.7
IB	7	24.9	2.0	21.1	23.8	25.2	26.8	27.0
IC	7	19.6	5.5	13.9	14.5	17.1	25.1	28.0
IIA	7	20.8	5.1	15.1	17.0	19.4	24.6	30.3
IIB	7	21.1	3.4	16.3	16.3	22.1	24.1	24.3
IIC	7	13.0	2.6	8.8	10.1	14.1	14.2	16.0
IIIA	7	16.2	1.6	13.2	15.4	16.3	17.7	17.8
IIIB	7	16.2	1.4	13.8	15.2	16.6	16.9	18.0
IIIC	6	11.6	0.8	10.3	11.3	11.5	12.4	12.4
IIID	7	7.7	1.0	6.1	7.0	7.6	8.4	9.1

Note: ID and IID groups are not shown in the table, as mentioned in the text.

Footnote: n: sample size, N: force in Newton, SD: standard deviation

Table 3. T2 Force for different-diameter screws, in all tested angulations

Group/Subgroup	n	Mean	SD	Minimum	1° quartile	Median	3° quartile	Maximum
p		(N)		(N)		(N)		(N)
IA	7	33.0	2.0	30.3	31.5	33.0	34.4	36.5
IB	7	22.3	1.9	19.2	20.8	22.2	23.7	24.9
IC	7	18.8	5.1	13.2	14.2	16.5	23.7	26.7
IIA	7	19.5	4.8	14.4	14.9	18.5	23.1	28.2
IIB	7	19.9	3.9	13.7	15.0	21.1	23.3	23.5
IIC	7	12.3	2.7	8.1	9.1	13.4	13.7	15.7
IIIA	7	15.0	1.6	12.1	14.0	15.5	16.7	16.7
IIIB	7	15.4	1.3	13.4	14.5	15.5	16.2	17.4
IIIC	6	11.2	0.8	9.9	10.9	11.1	12.1	12.2
IIID	7	7.5	1.0	5.9	6.9	7.2	8.2	8.8

Note: ID and IID groups are not shown in the table, as mentioned in the text.

Footnote: n: sample size; N: force in Newton; SD: standard deviation

Table 4. percentage of T2/T1 force decrease for all-diameter screws in all tested angulations

Group/Subgroup	n	Mean (N)	SD	Minimum (N)	1° quartile	Median (N)	3° quartile	Maximum (N)
IA	7	6.4	1.0	4.8	5.7	6.7	7.4	7.5
IB	7	10.3	5.7	5.8	7.0	8.9	9.5	22.9
IC	7	4.0	1.7	1.4	2.0	4.8	5.3	5.7
IIA	7	6.5	4.2	1.5	4.7	6.2	6.8	15.1
IIB	7	6.3	4.6	3.1	3.4	4.4	7.8	16.1
IIC	7	5.7	3.6	2.0	2.0	4.0	9.4	10.6
IIIA	7	7.3	2.1	4.0	5.9	7.1	9.2	10.0
IIIB	7	5.0	2.4	2.2	3.2	4.3	6.8	8.9
IIIC	6	3.1	0.8	1.9	2.7	3.2	3.9	3.9
IIID	7	3.0	1.7	1.1	1.3	2.8	5.2	5.3

Note: ID and IID groups are not shown in the table, as mentioned in the text.

Subtitles: n: sample size; N: force in Newton; SD: standard deviation.

Running head: HCS compression force evaluation

8 Claudio H. Barbieri, PhD.

11 Nilton Mazzer, PhD.

12 Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Faculdade de
13 Medicina de Ribeirão Preto – USP

15 Corresponding author:

16 Correspondence should be sent to Filipe Jun Shimaoka.

17 E-mail: filipejun@yahoo.com.br

18 Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Faculdade de
19 Medicina de Ribeirão Preto – USP, Campus Universitário.

20 14049-900 Ribeirão Preto, SP, Brazil

21 Phone number: +55 16 36022513

22 Keywords: bone screws; compression force; internal fixation of fractures; scaphoid bone