

M. Ettinger<sup>1</sup> · E. Liodakis<sup>1</sup> · C. Haasper<sup>1</sup> · C. Hurschler<sup>2</sup> · D. Breitmeier<sup>3</sup> · C. Krettek<sup>1</sup> · M. Jagodzinski<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Abteilung für Unfallchirurgie, Medizinische Hochschule Hannover

<sup>2</sup> Labor für Biomechanik und experimentelle Orthopädie, Abteilung für Orthopädie, Medizinische Hochschule Hannover

<sup>3</sup> Rechtsmedizinische Klinik, Medizinische Hochschule Hannover

## Tibiale Press-fit-Fixierungen von Beugesehnen zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes

### Hintergrund und Fragestellung

Bei der Wahl des Transplantats zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes (VKB) werden die Hamstringsehnen und die Patellarsehne mit anhängenden Knochenblöcken (BPTB) in der Literatur als Goldstandard bezeichnet [8]. Zur Fixation der Transplantate sind viele Techniken beschrieben worden [17, 19]. Die meisten Operateure benutzen Implantate zur Transplantatverankerung. Zum einen die nichtatomischen Fixierungen („endobutton“ oder „suture disc“) und zum anderen gelenknahe Fixierungen (Interferenzschrauben oder „CrossPins“). Nachteilig an solchen Implantaten ist die schlechtere postoperative Beurteilbarkeit durch Artefakte in bildgebenden Verfahren (insbesondere bei der Verwendung von Metallinterferenzschrauben). Auch die Notwendigkeit der Implantatentfernung bei Revisionseingriffen innerhalb der ersten postoperativen Jahre ist ein Problem, obwohl gute Ergebnisse bezüglich der Bioresorption von modernen Interferenzschrauben gezeigt werden konnten [4, 21]. Implantatfreie Press-fit-Verankerungen können bei adäquater Verankerung gute und sehr gute funktionelle Langzeitergebnisse zeigen, diese sind bereits für die Bone-patella-tendon-bone- (BPTB-)Press-fit-Verankerung publiziert [9].

Auch bei korrekter Anlage der Bohrkanaäle und der adäquaten Fixierung der Transplantate sind Bohrkanaalerweiterungen ein häufig auftretendes Problem nach

VKB-Rekonstruktion [5], insbesondere wenn Interferenzschrauben und Hamstringtransplantate verwendet werden [3, 25]. Höher et al. [11] beschreiben Transplantatbewegungen innerhalb des Bohrkanaals als Ursache.

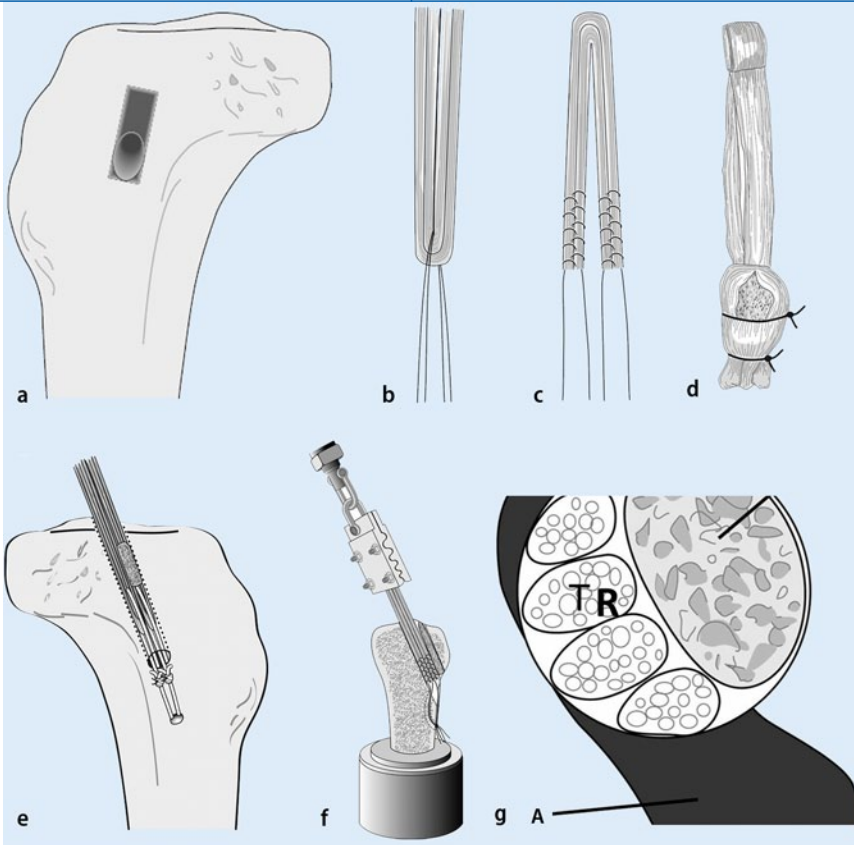
Viele Metaanalysen konnten zeigen, dass die Hamstringsehnen dem BPTB-Präparat bezüglich der Entnahmemorbidity überlegen sind, im Hinblick auf die Stabilität jedoch schlechter abschneiden [6, 7, 29]. Eine aus unserer Arbeitsgruppe stammende Studie konnte jedoch gleiche biomechanische Qualitäten für 2 femorale Hamstring-Press-fit-Fixationen im Vergleich zu BPTB-Transplantaten evaluieren [13].

Ziel dieser Studie war es tibiale Press-fit-Fixationen zu charakterisieren, die im Vergleich mit einer Interferenzschraubenfixation vergleichbare biomechanische Eigenschaften aufweisen. Die ossäre Integration des Transplantats ist für den langfristigen Operationserfolg von essentieller Bedeutung. Die initiale Fixation des Transplantats sollte daher nicht nur eine ausreichende Primärstabilität haben, sondern auch eine rasche ossäre Integration zulassen. Da ein zusätzlicher Knochenblock im Bohrkanaal die knöchernen Transplantateinheilung beschleunigt [27], wurde in dieser Studie wieder ein Knochenblock verwendet. Die knöchernen Einheilung des Transplantats wird von vielen standardmäßig eingesetzten Transplantaten (wie z. B. dem „endobutton“) gestört [3, 15].

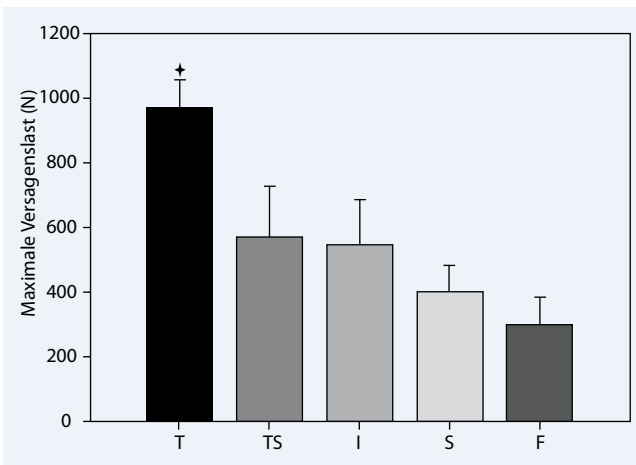
### Material und Methoden

Für die Explantation der *Semitendinosus- und Grazilissehnen* (SG) wurden 28 Leichenknie verwendet. Das Alter betrug  $49,2 \pm 18,5$  (18–79) Jahre. Die Explantation wurde  $1,7 \pm 0,76$  Tage post mortem in der rechtsmedizinischen Abteilung der Medizinischen Hochschule Hannover durchgeführt. Nach Entnahme der nicht formalfixierten Präparate wurden diese bei  $-27^\circ\text{C}$  tiefgekühlt gelagert. Die Sehnen zeigten keine strukturellen Schädigungen. Ein zusätzlicher Knochenblock wurde medial der Tuberositas tibiae aus jenem Bereich, in dem der tibiale Bohrkanaal bei der VKB-Rekonstruktion angelegt wird, entnommen [20]. Der Knochenblock bestand sowohl aus spongiösen, als auch kortikalen Anteilen. Die Grazilissehnen waren  $20,4 \pm 5,2$  cm und die Semitendinosussehnen  $15,3 \pm 3,6$  cm lang. Für die Verankerung im Bohrkanaal benutzten wir 28 porcine Femora. Die Kondylenbreite betrug  $50,4 \pm 5,4$  mm und das Alter der Schweine betrug im Schnitt 24 Wochen. Der femorale Hals wurde diagonal abgeschnitten und der Knochenschaft des Femurs in einen Aluminiumring einzementiert (Technovit 4004, Fa. Heraeus, Wehrheim). Zur Sicherung gegen Herausziehen des Knochens wurde ein 5-mm-Stahlstift quer durch Kunststoff und Knochen eingebracht.

Teile dieser Arbeit sind bereits erschienen in Jagodzinski et al. (2010) Biomechanische Analyse der Press-fit-Fixierung von Kreuzbandtransplantaten. Unfallchirurg 113(7):532–539.



**Abb. 1** **a** Ein Knochenblock wurde medial der Tuberositas tibiae aus einem Bereich, in dem der tibiale BohrkanaI bei der VKB-Rekonstruktion angelegt wird, entnommen. **b** Alle Konstrukte wurden mit einem BohrkanaI-Transplantat-Winkel von 0° getestet. **c** Alternativ wurden die Enden mit einer modifizierten Baseballnaht zusammengenäht (Techniken S und TS). **d** Der Knochenblock wurde mittels einer Hohlzschleife gewonnen und dann mit der Sehne vernäht (Technik F). **e** Die Transplantate wurden über einer Knochenbrücke verknottet (Techniken T, TS und S). **f**, **b** Ein 4-mm-Tape (Mersilene; Ethicon Inc., Somerville, NJ, USA) wurde in die Schlaufe eingelegt (Technik T). **g** Der Knochenblock wurde von distal an die mediale Wand des BohrkanaIs eingeschlagen, um das Transplantat an die laterale Wand zu pressen (A VKB-Insertion, B Knochenblock, TR Transplantat). (**b**, **c**, **d**, **f** aus [13])



**Abb. 2** **◀** Die maximale Versagenslast der T-Gruppe ist allen anderen Gruppen signifikant überlegen ( $p < 0,001$ ; T Press-fit-tape-Fixation, TS Knochenbrückenfixation, I Interferenzschraubenfixation, S Press-fit-suture-Fixation, F Knochenblockfixation). (Aus [13])

### Präparationstechnik

Transplantat und Knochenblöcke wurden während der Präparation und der biomechanischen Testung mit NaCl-Lö-

sung (0,9%) feucht gehalten und vor und nach der Präparation bei  $-27^{\circ}\text{C}$  gelagert. Alle Präparate wurden mit einer axialen Drehung von  $15^{\circ}$  und einer Flexion von  $30^{\circ}$  des Tibiaschafts gebohrt. Diese Posi-

tion des BohrkanaIs verhindert ein Impingement des Transplantats und ermöglicht die transtibiale Anlage des femoralen BohrkanaIs [12].

### Press-fit-tape-Fixation (T)

Die femorale Press-fit-Verankerung nach Paessler [23] ermöglicht die tibiale Verankerung über eine doppelte Semitendinosus-/Grazilisschleife. Ein 4-mm-Tape (Mersilene; Ethicon Inc., Somerville, NJ, USA) wurde in die Schlaufe eingelegt. Der BohrkanaI wurde der Größe des Transplantats entsprechend angelegt, um diesen dann von distal der mit der Größe von Transplantat plus Knochenblock zu überbohren. Nach Schaffung einer 10-mm-Knochenbrücke wurde das Transplantat mit 5 Knoten über der Kortikalis fixiert. Danach folgte die Einstößelung des Knochenblocks (**Abb. 1, 2**).

### Interferenzschraubenfixation (I)

Der BohrkanaI wurde der Größe des Transplantats entsprechend angelegt. Zur Fixierung wurde eine resorbierbare Interferenzschraube [(Sysorb® Poly(D,L-Lactid, PLLA); Centerpulse Medical AG, Winterthur, Schweiz] mit einer Länge von 30 mm und einem Durchmesser, der dem BohrkanaI plus 1 mm entsprach („oversized“ [26]), verwendet.

### Knochenbrückenfixation (TS)

Nach Anlage des BohrkanaIs, im Durchmesser dem Transplantat entsprechend, wurde über eine 3-mm-Bohrung eine 10-mm-Knochenbrücke über der Kortikalis geschaffen. Das Transplantat wurde mittels Fiberwire #2 (Arthrex, Naples, Florida) über der Knochenbrücke verknottet und ein Knochenblock in den BohrkanaI eingestößelt (**Abb. 1**).

### Press-fit-suture-Technik (S)

Jedes Ende der Semitendinosussehnen wurde mit dem entsprechenden Ende der Grazilissehnen mittels einer Baseballstitch-Naht vernäht (Mersilene No.3 metric, USP6; Ethicon Inc.). Der BohrkanaI wurde der T-Fixation entsprechend präpariert, um anschließend das Transplantat über einer Knochenbrücke zu verknotten. Danach folgte die Einstößelung des Knochenblocks (**Abb. 1c**).

## Knochenblockfixation (F)

Der BohrkanaI wurde im Durchmesser dem Transplantat entsprechend angelegt. Dies geschah mit einer Hohlschleife, um den dadurch gewonnenen Knochenblock mit dem Sehnenmaterial zu vernähen (■ **Abb. 1d**). Das Transplantat wurde durch das alleinige Einziehen in den BohrkanaI verblockt.

## Mechanische Prüfung

Die Konstrukte wurden 24 h vor der mechanischen Prüfung aufgetaut und während des gesamten Verfahrens mit NaCl-Lösung feucht gehalten. Für die Testung der Konstrukte wurde eine biomechanische PrüfungsmaSchine (Mini Bionix 858, MTS Systems Co., Minneapolis, USA) verwendet. Die eingesetzten Konstrukte wurden in eine Aufnahmehülse geschraubt und der BohrkanaI-Kraft-Einlenkungswinkel auf 0° eingestellt. Diese Stellung simuliert eine VKB-Rekonstruktion mit einem Knieflexionswinkel von 30° (Lachmann-Position [24]). Die Sehnen wurden in einer Schneckenklemme fixiert und mit der Maschine verbunden. Das Konstrukt wurde mit 60 N für 30 s präkonditioniert. In der Folge wurden 20 Zyklen mechanischer Belastung für die Präparate zwischen 60 und 250 N bei 1 Hz aufgebracht. Die Zunahme der Konstruktlänge wurde kontinuierlich mit einer Abtastfrequenz von 100 Hz registriert. Dies wurde mit dem Längensensor der BelastungsmaSchine erfasst und anschließend mit der Computersoftware (Microsoft Excel 2003) ausgewertet. Es folgte eine Abnahme der Belastung von 60 bis zu 10 N, gefolgt von 30 s Pause. Anschließend wurde ein Ausreißversuch mit einer Belastung von 1 mm/s bis zum Versagen der Konstrukte durchgeführt. Die maximale Ausreißkraft, die Art des Ausreißens und die Materialeigenschaften der Konstrukte wurden analysiert.

Die Amplitude der zyklischen Elongation wurde vom kleinsten Abstand des 1. (5.) Zyklus der Belastung bis zum größten Abstand des 5. (20.) Zyklus bestimmt. Die Konstruktsteifigkeit wurde mittels folgender Formel bestimmt: Konstruktsteifigkeit = maximale Versagenslast (N)/Elongation (mm).

Unfallchirurg 2011 · [jvn]:[afp]–[alp] DOI 10.1007/s00113-010-1944-z  
© Springer-Verlag 2011

## M. Ettinger · E. Liodakis · C. Haasper · C. Hurschler · D. Breitmeier · C. Krettek · M. Jagodzinski Tibiale Press-fit-Fixierungen von Beugesehnen zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes

### Zusammenfassung

**Hintergrund.** Die Verankerung von Hamstringtransplantaten zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes (VKB) mittels einer Press-fit-Fixation ist eine interessante Technik, da keine Implantate nötig sind. Ziel dieser Studie war es, die biomechanischen Eigenschaften von Press-fit-Fixationen zu charakterisieren und sie mit einer Interferenzschraubenfixation zu vergleichen.

**Methoden.** Für die Explantation der Semitendinosus- und GraZillissehnen (SG) wurden 28 Leichenknie verwendet. Ein zusätzlicher Knochenblock wurde medial der Tuberositas tibiae aus einem Bereich, in dem der tibiale BohrkanaI bei der VKB-Rekonstruktion angelegt wird, entnommen. Für die Verankerung im BohrkanaI wurden porcine Femora benutzt.

**Ergebnisse.** Die maximale Ausreißkraft der Press-fit-tape-Fixation lag bei 970±83 N, die Knochenbrückenfixation lag bei 572±151 N, die Interferenzschraubenfixation lag bei 544±109 N, die Press-fit-suture-Fixation lag bei 402±77 N und die Knochenblockfixation erreichte einen Wert von 290±74 N. Die maximale Ausreißkraft der T-Gruppe ist allen anderen Gruppen signifikant überlegen (p<0,001).

**Schlussfolgerung.** Diese Studie zeigt, dass eine tibiale Press-fit-Technik, die autologe Knochenblöcke verwendet, einer einfachen Interferenzschraubenfixation hinsichtlich ihrer maximalen Versagenslast überlegen ist.

### Schlüsselwörter

Vorderes Kreuzband · Press-fit · Semitendinosussehne · GraZillissehne · Knie

## Tibial press-fit fixation of flexor tendons for reconstruction of the anterior cruciate ligament

### Abstract

**Background.** Press-fit fixation of hamstring tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction is an interesting technique because no hardware is necessary. This study compares the biomechanical properties of press-fit fixations to an interference screw fixation.

**Methods.** Twenty-eight human cadaveric knees were used for hamstring tendon explantation. An additional bone block was harvested from the tibia. We used 28 porcine femora for graft fixation. Constructs were cyclically stretched and then loaded until failure. Maximum load to failure, stiffness and elongation during failure testing and cyclic loading were investigated.

**Results.** The maximum load to failure was 970±83 N for the press-fit tape fixation (T),

572±151 N for the bone bridge fixation (TS), 544±109 N for the interference screw fixation (I), 402±77 N for the press-fit suture fixation (S) and 290±74 N for the bone block fixation technique (F). The T fixation had a significantly better maximum load to failure compared to all other techniques (p<0.001).

**Conclusion.** This study demonstrates that a tibial press-fit technique which uses an additional bone block has better maximum load to failure results compared to a simple interference screw fixation.

### Keywords

Anterior cruciate ligament · Press-fit · Knee · Semitendinosus tendon · Gracilis tendon

**Tab. 1** Strukturelle Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen

	T	S	TS	I	F	Signifikanz
Versuche (n)	7	7	7	7	7	N.S.
Vorzeitige Versager	0	0	0	0	7	F (p<0,001)
Alter der Spender (Jahre)	48,3±6,8	43,5±13,5	44,2±7,8	37,7±16,6	41,5±5,9	N.S.
Durchmesser Sehne/ Knochenblock (mm)	8,4±0,5	8,1±0,7	9±0	7,6±0,8	7,1±0,8	N.S.

N.S. nicht signifikant.

**Tab. 2** Biomechanische Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen

	T	S	TS	I	F	Signifikanz
Elongation (1. bis 5. Zyklus; mm)	1,9±0,5	3,3±1,1	5,3±1,5	1,5±0,6	6,8±3,5	F > S, T und I; (p<0,05)
Elongation (5. bis 20. Zyklus; mm)	0,1±0,03	0,3±0,05	1,1±0,3	0,1±0,05	7,5±6,3	F > alle Gruppen (p<0,001)
Steifigkeit (N/mm)	78±13	108±18	76±14	162±27		I > T und S, (p<0,001)
Maximale Versagens- last (N)	970±83	402±77	575±151	544±109	290±74	T > alle Gruppen (p<0,001)

## Statistische Analyse

Alle Mittelwerte werden mit Standardabweichungen, Maximum und Minimum berichtet. Das p-Niveau wurde mit 0,05 als statistisch signifikant festgelegt. Die verschiedenen Techniken wurden mit einer „One way ANOVA“ verglichen. Für den Vergleich zweier Gruppen wurde ein Post-hoc-Tukey-Test verwendet. Alle Analysen wurden mit SPSS für Windows 15.0 durchgeführt (SPSS Inc., Chicago/Ill., USA).

## Ergebnisse

### Maximale Versagenslast

Die strukturelle Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen zeigt **Tab. 1**. Die maximale Ausreißkraft der T-Gruppe lag bei 970±83 (853–1087) N, die TS-Gruppe lag bei 572±151 (777–324) N, die I-Gruppe lag bei 544±109 (440–756) N, die S-Gruppe lag bei 402±77 N (303–485) N und die F-Gruppe erreichte einen Wert von 290±74 (250–432) N. Die maximale Ausreißkraft der T-Gruppe ist allen anderen Gruppen signifikant überlegen (p<0,001; **Abb. 2**). Diese Werte sind in **Tab. 2** zusammengefasst.

### Ausreißmodus

Alle Präparate der T-Gruppe versagten durch eine Insuffizienz des Nahtmaterials,

wobei in einem Fall die Grazilissehne und das Nahtmaterial simultan versagten. Die TS-Gruppe versagte zu 100% durch ein Versagen des Nahtmaterials, die Konstrukte der S-Gruppe versagten in 6 Fällen durch eine Nahtinsuffizienz und in einem Fall durch einen Ausriss des Transplantats aus der Naht. Die I-Gruppe versagte in allen Fällen durch einen Ausriss der Schaubel. Die F-Gruppe versagte zu 100% durch das Herausziehen des Transplantats aus der Verankerung.

### Steifigkeit

Für die T-Gruppe ergab sich eine Steifigkeit von 78±13 (59–95) N/mm, für die S-Gruppe konnte ein Wert von 108±18 (88–145) N/mm evaluiert werden, die I-Gruppe erreichte einen Wert von 162±27 (129–207) N/mm, die TS-Gruppe kam auf 76±14 (55–93) N/mm und für die F-Gruppe konnte die Steifigkeit nicht ermittelt werden, da alle Konstrukte vorzeitig versagten. Die I-Gruppe erreichte signifikant bessere Werte als die T-Gruppe und als die S-Gruppe (p<0,0019; **Tab. 2**).

### Längenänderung während der zyklischen Belastung

Die Längenänderungen zwischen Zyklus 1 und 5 ergaben für die F-Technik signifikant schlechtere Werte im Vergleich zur S-, T- und I-Technik (p<0,05). Die Längenänderungen zwischen Zyklus 15 und

20 ergaben für die F-Technik signifikant schlechtere Werte im Vergleich zu allen anderen Techniken (p<0,001; **Tab. 2**).

## Diskussion

In dieser Arbeit werden die biomechanischen Eigenschaften von 5 verschiedenen Press-fit-Fixierungen in porcinen Femora charakterisiert. Die verwendeten Sehnen unterscheiden sich hinsichtlich der ihrer mechanischen Eigenschaften von denen eines jüngeren Spenderkollektivs. Die Versagensmodi der Konstrukte belegen jedoch, dass die Qualität der Sehnen keinen Einfluss auf die Ergebnisse hatte, da das Konstruktversagen immer aus einem Fixationsversagen resultierte.

Die Verwendung von Schweineknöcheln zur Evaluation der biomechanischen Eigenschaften von VKB-Rekonstruktionen wird in der Literatur kritisch diskutiert [22]: Die biomechanische Versagenslast wird im porcinen Modell systematisch überschätzt. In unserer Studie wurden 3 der 5 Konstrukte über eine Kortikalisbrücke verknötet, so dass der porcine humane Unterschied bezüglich der Spongiosaqualität keinen Einfluss auf die Ergebnisse hatte. Wir haben, bedingt durch die Tatsache, dass sich in vorherigen Studien [2] die größten zyklischen Längenänderungen während der ersten 20 Zyklen ergeben haben, in dieser Studie ein Protokoll von 20 Zyklen verwendet. Die gewonnenen Werte lassen sich bis zum 20. Zyklus mit anderen Studien vergleichen, die ein ähnliches Protokoll mit *höheren Zyklenzahlen* verwendet haben [17, 19, 24]. Zum Anderen ist bei der Verwendung von Schweineknöcheln eine identische Knochenqualität gesichert.

Andere Autoren benutzten höhere Belastungen (30 mm/s) in ihren Ausreißversuchen [1, 18]. In den Vorversuchen zu dieser und einer anderen Studie [13] aus unserer Arbeitsgruppe hat sich gezeigt, dass hohe Belastungen mit hohen Standardabweichungen einhergehen. Wir haben daher für diese Studie eine Belastung von (1 mm/s) gewählt. Die von uns gewählte Belastung (1 mm/s) wurde außerdem in vielen aktuellen Studien verwendet [10, 17, 24, 26].

Die maximale Versagenslast der Interferenzschraubenfixation (I=544±109 N)

deckt sich mit den Ergebnissen von Weiler et al. ([28];  $479 \pm 111$  N) und Kousa et al. ([16];  $612 \pm 176$  N für die BioScrew und  $665 \pm 201$  N für die SmartScrew ACL). Die Fixationstechniken T ( $970 \pm 83$  N) und TS ( $572 \pm 151$  N) erreichten höhere maximale Versagenslasten im Vergleich zu den Ergebnissen von Kousa et al. [16] und Weiler et al. [28].

Der Wert für die Steifigkeit der Interferenzschraubenfixation ( $162 \pm 27$  N/mm) der vorliegenden Studie ist im Vergleich zu Kousa et al. ([16];  $91 \pm 34$  N/mm für die BioScrew und  $115 \pm 34$  N/mm für die SmartScrew ACL) erhöht, da wir einen größeren Schraubendurchmesser verwendet haben. Die Steifigkeit einiger Press-fit-Fixationen (T, S und TS) ist vergleichbar mit anderen „postfixations“, wie z. B. WasherLoc ( $87 \pm 23$  N/mm [16]).

Die vorliegende Arbeit verdeutlicht, dass eine gute biomechanische Festigkeit für eine alleinige tibiale Press-fit-Fixation (bedingt durch den flacheren Bohrkanaal-Transplantat-Winkel) verglichen mit der femoralen Press-fit-Fixation schwerer zu realisieren ist [13]. Musahl et al. [20] haben bereits festgestellt, dass die tibiale Verankerung in punkto Steifigkeit im Vergleich zur femoralen Fixation schlechter abschneidet. Die Postfixierung über Knochenbrücke liefert bezüglich maximaler Versagenslast und Elongation vergleichbare Werte mit der Interferenzschraubenfixierung. Auf eine adäquate Präkonditionierung ist bei allen Sehnentransplantaten ohne Knochenblöcke zu achten [13].

Der potentielle klinische Vorteil einer Press-fit-Fixation ist die geringere Bohrkanaalverengung im Vergleich zu aktuell verwendeten Techniken und die Vermeidung postoperativer Artefakte bei der MRT-Bildgebung [3, 25].

## Fazit für die Praxis

**Diese Studie zeigt, dass eine tibiale Press-fit-Technik, die autologe Knochenblöcke und eine Fixierung über Knochenbrücke verwendet, einer einfachen Interferenzschraubenfixation hinsichtlich ihrer maximalen Versagenslast überlegen ist. Die initiale Elongation belegt, dass die Konstrukte vor der endgültigen Fixation unbedingt vorgespannt werden müssen. Die Vorteile aus besserer post-**

**operativer Beurteilung durch bildgebende Verfahren, die geringere Bohrkanaalverengung und schließlich auch die geringeren Kosten machen ein Press-fit-Verfahren zu einer interessanten Technik, die durch klinische Studien untersucht werden muss – dabei ist insbesondere auf die ossäre Integration der Transplantate und die Bohrkanaalverengung zu achten.**

## Korrespondenzadresse

### M. Ettinger

Abteilung für Unfallchirurgie,  
Medizinische Hochschule Hannover  
Carl-Neuberg-Straße 1, 30625 Hannover  
Max@Ettinger.info

**Danksagung.** Die Autoren danken Herrn Reinhold Krentscher aus dem Institut für Rechtsmedizin der Medizinischen Hochschule Hannover für seine Hilfe.

**Interessenkonflikt.** Der korrespondierende Autor gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

## Literatur

1. Aune AK, Ekland A, Cawley PW (1998) Interference screw fixation of hamstring vs patellar tendon grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6:99–102
2. Behfar V, Hurschler C, Albrecht K et al (2005) Entwicklung und biomechanische Testung einer femoralen Press-fit-Fixierung für Semitendinosus-/Gracilissehnen. *Unfallchirurgie* 8:630–637
3. Clatworthy MG, Annear P, Bulow JU, Bartlett RJ (1999) Tunnel widening in anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective evaluation of hamstring and patella tendon grafts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 3:138–145
4. Drogset JO, Grøntvedt T, Myhr G (2006) Magnetic resonance imaging analysis of bioabsorbable interference screws used for fixation of bone patellar tendon bone autografts in endoscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 34:1164–1169
5. Fink C, Zapp M, Benedetto KP et al (2001) Tibial tunnel enlargement following anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft. *Arthroscopy* 2:138–143
6. Freedman KB, D'amato MJ, Nedeff DD et al (2003) Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a metaanalysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts. *Am J Sports Med* 31:2–11
7. Goldblatt JP, Fitzsimmons SE, Balk E, Richmond JC (2005) Reconstruction of the anterior cruciate ligament: meta-analysis of patellar tendon versus hamstring tendon autograft. *Arthroscopy* 21:791–803
8. Herrington L, Wrapson C, Matthews M, Matthews H (2005) Anterior cruciate ligament reconstruction, hamstring versus bone patella tendon bone grafts: a systematic literature review of outcome from surgery. *Knee* 12:41–50

9. Hertel P, Behrend H, Cierpinski T et al (2005) ACL reconstruction using bone-patellar tendon-bone press-fit fixation: 10-year clinical results. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 13:248–255
10. Hoffmann RFG, Peine R, Bail HJ et al (1999) Initial fixation strength of modified patellar tendon grafts for anatomic fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 15:392–399
11. Höher J, Möller HD, Fu FH (1998) Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction: fact or fiction? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6:231–240
12. Howell SM, Lawhorn KW (2004) Gravity reduces the tibia when using a tibial guide that targets the intercondylar roof. *Am J Sports Med* 32:1702–1710
13. Jagodzinski M, Ettinger M, Haasper et al. (2010) Biomechanische Analyse der Press-fit-Fixierung von Kreuzbandtransplantaten. *Unfallchirurgie* 113(7):532–539
14. Jagodzinski M, Behfar V, Hurschler C et al (2004) Femoral press-fit fixation of the hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 32:1723–1730
15. Jansson KA, Harilainen A, Sandelin J et al (1999) Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction with the hamstring autograft and endobutton fixation technique A clinical, radiographic and magnetic resonance imaging study with 2 years follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7:290–295
16. Kousa P, Järvinen T, Vihavainen M et al (2003) The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction part II: The tibial site. *Am J Sports Med* 31:182–188
17. Kousa P, Järvinen TL, Vihavainen M et al (2003) The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction: Part I: Femoral site. *Am J Sports Med* 31:174–181
18. Kurosaka M, Yoshiya S, Andrich JT (1987) A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 15:225–229
19. Magen HE, Howell SM, Hull ML (1999) Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts. *Am J Sports Med* 27:35–43
20. Musahl V, Abramowitch SD, Gabriel MT et al (2003) Tensile properties of an anterior cruciate ligament graft after bone-patellar tendon-bone press-fit fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 11:68–74
21. Noyes FR, Barber-Westin SD (2001) Revision anterior cruciate surgery with use of bone-patellar tendon-bone autogenous grafts. *J Bone Joint Surg* 83:1131–1143
22. Nurmi JT, Sievänen H, Kannus P et al (2004) Porcine tibia is a poor substitute for human cadaver tibia for evaluating interference screw fixation. *Am J Sports Med* 32:765–771
23. Paessler HH, Mastrokalos DS (2003) Anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendons, bone patellar tendon, or quadriceps tendongraft with press-fit fixation without hardware A new and innovative procedure. *Orthop Clin North Am* 34:49–64
24. Seil R, Rupp S, Krauss PW et al (1998) Comparison of initial fixation strength between biodegradable and metallic interference screws and a press-fit fixation technique in a porcine model. *Am J Sports Med* 26:815–819

25. Webster KE, Feller JA, Hameister KA (2001) Bone tunnel enlargement following anterior cruciate ligament reconstruction: a randomised comparison of hamstring and patellar tendon grafts with 2-year follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9:86–91
26. Weiler A, Hoffmann RF, Stähelin AC et al (1998) Hamstring tendon fixation using interference screws: a biomechanical study in calf tibial bone. *Arthroscopy* 14:29–37
27. Weiler A, Hoffmann RF, Bail HJ et al (2002) Tendon healing in a bone tunnel. *Arthroscopy* 18:124–135
28. Weiler A, Hoffmann RF, Siepe CJ et al (2000) The influence of screw geometry on hamstring tendon interference fit fixation. *Am J Sports Med* 28:356–359
29. Yunes M, Richmond JC, Engels EA, Pinczewski LA (2001) Patellar versus hamstring tendons in anterior cruciate ligament reconstruction: a metaanalysis. *Arthroscopy* 17:248–257