

V. Behfar¹ · C. Hurschler² · K. Albrecht³ · C. Krettek¹ · U. Bosch⁴ · M. Jagodzinski¹

¹ Unfallchirurgische Klinik, Medizinische Hochschule Hannover

² Labor für Biomechanik und Experimentelle Orthopädie, Orthopädische Klinik, Medizinische Hochschule Hannover

³ Rechtsmedizinische Klinik, Medizinische Hochschule Hannover

⁴ Zentrum für Orthopädische Chirurgie und Sporttraumatologie des INI Hannover

Entwicklung und biomechanische Testung einer femoralen Press-fit-Fixierung für Semitendinosus-/Gracilisschienen

Der vordere Kreuzbandschaden hat eine herausragende Stellung bei der sportbedingten Invalidität. Heute gilt eine Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands bei jungen Sportlern, die Sportarten mit schnellen Richtungswechseln durchführen, als indiziert [20]. Bei dieser Patientengruppe lässt sich die Anzahl der instabilitätsbedingten Meniskusschäden signifikant reduzieren [2]. Die Verankerung der Transplantate ist für den Operationserfolg von hoher Wichtigkeit. Elegant ist die Press-fit-Fixierung von Patellarsehnen-Knochen-Transplantaten (BPT). Sie wurde von P. Hertel [11] inauguriert und von einigen Autoren als „Goldstandard“-Verfahren bei der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands (VKB) bezeichnet [4]. Für dieses Verfahren wurden über gute mechanische und funktionelle 5- und 10-Jahres-Ergebnisse berichtet [4, 12].

Die Rekonstruktion mit SG-Sehnen ersetzt zunehmend das PT-Verfahren. Diese Technik ist mit weniger Entnahmemorbidität verbunden [16, 27]. Die 5-Jahres-Resultate sind vergleichbar gut [23]. Allerdings zeigt eine jüngst durchgeführte Metaanalyse, dass die Stabilität im Durchschnitt der Patellarsehnenrekonstruktionen signifikant unterlegen ist [9]. Ein möglicher Grund liegt in der häufig verwendeten gelenkfernen Fixierung der Transplantate [13].

Einige unterschiedlichen Fixierungstechniken sind für die Fixierung der Transplantate im Bohrkanal beschrieben worden. Die Verwendung eines Endobutton ist rückläufig, da diese Technik mit der Migration des Transplantats in den Bohrkanälen assoziiert ist [14]. Sowohl Titan als auch bioresorbierbare Schrauben wiesen ausreichende Ausreißkräfte auf [28].

Eine gelenknahe Fixierung ist essenziell für die Ausbildung von Sharpey-ähnlichen Fasern [29]. Trotz der korrekten Fixierung ist die Bohrkanalerweiterung nach Rekonstruktion des VKB beobachtet worden [8]. Obwohl es widersprüchliche Aussagen darüber gibt, ob biologische oder mechanische Faktoren dieses Problem verursachen [3, 27], ist es offensichtlich, dass Knochenblöcke schneller einheilen und zu weniger Tunnelerweiterung führen [8, 27]. Außerdem erweitert bereits die Schraubenfixierung den Knochentunnel signifikant [6].

Folglich wäre die Press-fit-Fixierung der SG-Sehnen ein Fortschritt, insbesondere wenn bei einem Press-fit-Verfahren ein Knochenblock verwendet wird, der einen hohen Anpressdruck zwischen Transplantat und Knochen erzeugt. Paessler [19, 20] hat eine Technik beschrieben, die einen flaschenhalsähnlichen femoralen Bohrkanal und einen Knoten in den SG-Transplantaten benutzt, um eine implan-

tatfreie Press-fit-Fixierung der Sehnen zu erzeugen. Die maximale Ausreißkraft wurde in einem Pilotversuch als gleichwertig zur Interferenzschraubenfixierung festgestellt [20]. Bis jetzt ist diese Technik nicht direkt mit der Press-fit-Fixierung der Patellarsehnen verglichen worden.

Der Zweck dieser Studie war, eine einfache und effiziente Technik der Press-fit-Fixierung für die SG-Sehnentransplantate zu entwickeln, die implantatfrei ist und einen Knochenblock verwendet. Die biomechanischen Eigenschaften dieses Verfahrens wurden mit der Press-fit-Fixierung nach Paessler und mit der Press-fit-Fixierung der Patellarsehne als „Goldstandard“ verglichen.

Material und Methoden

60 Leichenknie wurden für die Explantation der PT- und SG-Sehnen verwendet. Das Alter betrug $53,8 \pm 18,0$ Jahre (18–79) Jahre. Die Explantation wurde $2,1 \pm 1,2$ (0–3) Tage post mortem in der rechtsmedizinischen Abteilung der Medizinischen Hochschule Hannover durchgeführt. Nach Entnahme der nichtformalinfixierten Präparate wurden diese bei -27°C tiefgekühlt gelagert. Wir benutzten die Sehnen von 16 Männern und 14 Frauen; die Körpergröße betrug $166,8 \pm 7,7$ (154–183) cm und das Körpergewicht $70,8 \pm 19,1$ (45–129) kg.

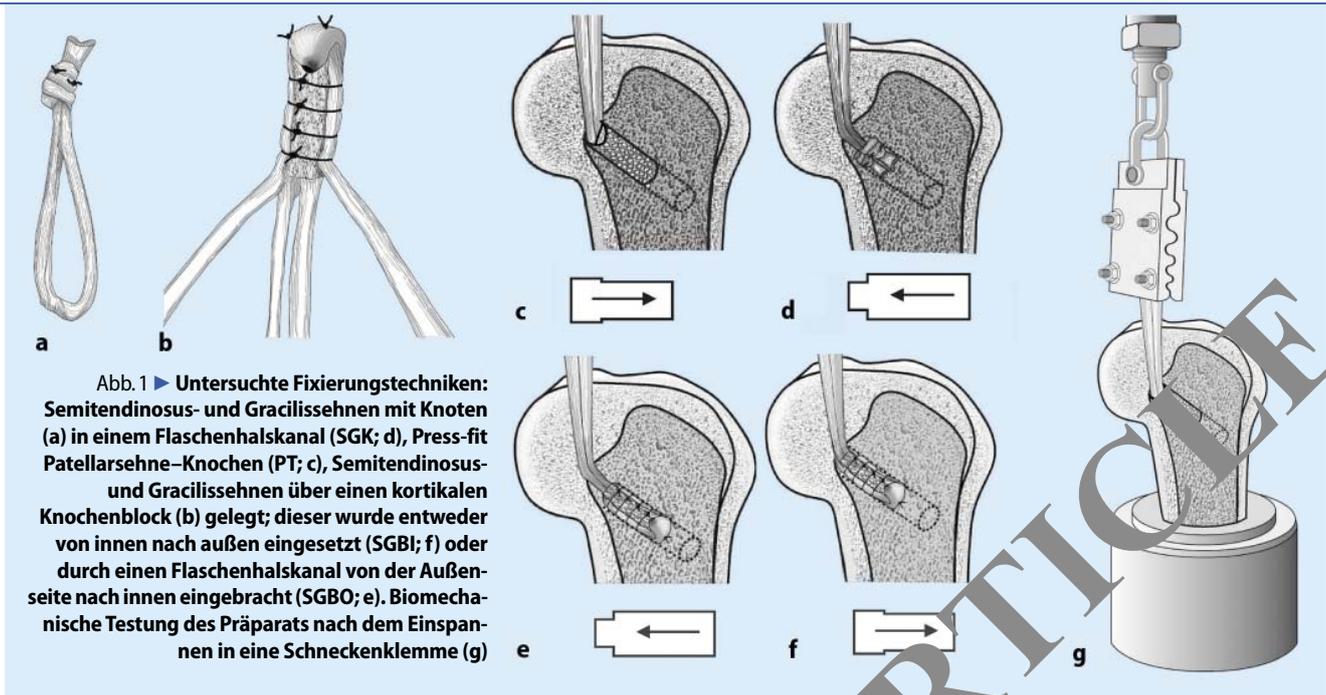


Abb. 1 ► **Untersuchte Fixierungstechniken: Semitendinosus- und Gracilissehnen mit Knoten (a) in einem Flaschenhalskanal (SGK; d), Press-fit Patellarsehne-Knochen (PT; c), Semitendinosus- und Gracilissehnen über einen kortikalen Knochenblock (b) gelegt; dieser wurde entweder von innen nach außen eingesetzt (SGBI; f) oder durch einen Flaschenhalskanal von der Außenseite nach innen eingebracht (SGBO; e). Biomechanische Testung des Präparats nach dem Einspannen in eine Schneckenklemme (g)**

Die Sehnen zeigten keine strukturellen Schädigungen. Der Knochenblock an der Patellarsehne wurde von der Tuberositas tibiae entnommen, die Länge betrug 3 cm. Er wurde auf eine 9–11 mm durchmessende Bohrschablone getrimmt. Die Patellarsehne war 9 mm breit und wurde unmittelbar kaudal der Patella abgetrennt. Ein zusätzlicher Knochenblock wurde medial der Tuberositas tibiae aus einem Bereich, in dem der tibiale Bohrkanal bei der VKB-Rekonstruktion angelegt wird [4], entnommen. Der Knochenblock bestand sowohl aus spongiosen als auch kortikalen Anteilen. Die Gracilissehnen waren $20,4 \pm 5,2$ cm und die Semitendinosussehnen $15,3 \pm 3,6$ cm lang. Für die Verankerung im Bohrkanal benutzten wir die Femora von 30 Schweinen, die Kondylenbreite war $50,2 \pm 5,4$ mm. Der femorale Hals wurde diagonal abgeschnitten und der Knochenchaft des Femurs in einem Aluminiumring eingebettet (Technovit 4004, Fa. Heraeus, Wehrheim). Zur Sicherung gegen ein Herausziehen des Knochens wurde ein 5-mm-Edelstahlstift quer durch Kunststoff und Knochen eingebracht.

Präparationstechnik

Transplantat und Knochenblöcke wurden während der Präparation und der biomechanischen Testung mit NaCl-Lösung feucht gehalten und vor und nach der Prä-

paration bei -27°C tiefgekühlt. Alle Knochenkanäle wurden mit einer axialen Drehung von 30° und einer Flexion des Femurschafts von 60° in der 12- bzw. 6-Uhr-Position mit 2 mm Abstand von der dorsalen Begrenzung der Area intercondylaris gebohrt. Somit wurde eine Operationstechnik imitiert, bei der die Bohrkanäle bei einer Kniebeugung von 120° angelegt werden [19].

Patellarsehnen-Knochen-Transplantate (PTB)

Der Knochenblock der Patellarsehnen-Transplantate wurde konusförmig auf 9 mm getrimmt. Der femorale Knochen-tunnel wurde mit einem 8-mm-Bohrer gebohrt und dann die Kortikalis mit 9 mm überbohrt. Der Knochenblock wurde 20° in Bezug auf den femoralen Schaft gedreht in das Bohrloch eingeschlagen [10].

Semitendinosus-/Gracilissehnen-Transplantate (SGK)

Für die SG- Sehnen wurden 3 unterschiedliche Verankerungstechniken untersucht: Für die von Paessler [19, 20] beschriebene SG-Knotentechnik wurde ein Knoten in die Semitendinosus-/Gracilissehne gelegt, wobei 10 mm Sehne hinter dem Knoten überstehen. Die Knoten wurden durch 4 Nähte gesichert (Mersilene Nr. 0, Eth-

con Inc., Somerville/NJ, USA, ■ Abb. 1). Die Knoten wurden festgezogen, bis der Knoten durch eine Bohrschablone passte, die maximal 4 mm größer als der Sehnen-durchmesser war.

Der kortikale Knochen des extraartikulären Eingangs des Tunnels wurde überbohrt; der Durchmesser der Bohrung entsprach dem der beiden Knoten. Ein Impaktor (Wolf, Knittlingen, Deutschland) wurde benutzt, um die Spongiosa zu verdichten. Die Transplantate wurden von außen nach innen eingesetzt und mit 89 N (20 lb) für 5 min vorbelastet.

Die Semitendinosussehne wurde anterior der Gracilissehne zuerst eingezogen. Beide Knoten wurden eingeführt, bis sie am Flaschenhalsansatz mit ihren Knoten festsaßen.

Semitendinosus-/Gracilissehnen-Knochenblock-Transplantate (SGBO)

Für die zweite Technik wurde der Knochenblock mit einer eigens hierfür entwickelten Bohrschablone bearbeitet. Vier Nuten wurden auf den Seiten des Blocks gefräst und eine Querbohrung gebohrt, die dem Durchmesser der Semitendinosussehne entsprach. Die Sehnen wurden um den Knochenblock gelegt und mit Nähten fixiert (Mersilene Nr. 0, Ethicon Inc., Somerville/NJ, USA, ■ Abb. 1).

Der Durchmesser des Konstrukts wurde mit einer Bohrschablone bestimmt (Wolf, Knittlingen, Deutschland). Für die SGBO-Technik wurden die Bohrkanäle analog zur SGK-Technik angelegt und das Konstrukt von außen nach innen eingebracht.

Semitendinosus-/Gracilissehnen-Knochenblock-Transplantate (SGBI)

In der SGBI-Gruppe wurde ebenfalls ein Sehnen-Knochenblock-Konstrukt präpariert, dieses jedoch von innen nach außen analog zur PT-Technik eingebracht (Abb. 1).

Mechanische Prüfung

Die Konstrukte wurden 24 h vor der mechanischen Prüfung aufgetaut und während des gesamten Verfahrens mit Kochsalzspray feucht gehalten. Eine biomecha-

nische Prüfmaschine (Mini Bionix 858, MTS Systems Co., Minneapolis, USA) wurde für die Testung der Konstrukte verwendet.

Die eingesetzten Femora wurden in eine Aufnahmhülse geschraubt und der Bohrkanal-Kraft-Einlenkungswinkel auf 60° eingestellt. Diese Stellung simuliert eine VKB-Rekonstruktion mit einem Knieflexionswinkel von 30° (Lachman-Position [25]).

Die Sehnen wurden in einer Schneckenklemme fixiert und mit der Maschine verbunden (Abb. 1). Das Konstrukt wurde mit 60 N für 30 s präkonditioniert. Dann wurden 20 Zyklen mechanischer Belastung zwischen 60 und 260 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 Computersoftware (Microsoft Excel

2003,) ausgewertet. Es folgte eine Abnahme der Belastung von 60 bis zu 10 N, gefolgt von 30 s Pause. Abschließend wurde ein Ausreißversuch mit einer Belastung von 1 mm/s bis zum Versagen der Konstrukte durchgeführt. Maximale Ausreißkraft, Ausreißart und Materialeigenschaften der Konstrukte wurden analysiert.

Auf die Transplantate wurden zudem photooptische Marker in Abständen von 10 mm aufgebracht, um eine Videoanalyse zu ermöglichen. Die erste Markierung wurde am Austritt des Bohrkanals am Knochen aufgebracht, weitere 3 auf die Sehnen-Transplantate im Abstand von 1 cm (Abb. 1). Der Ausreißversuch wurde mit Hilfe von digitalem Video mit einer Bildwiederholungsfrequenz von 25 Bildern/s aufgenommen. Mit Hilfe eines Bildanalyseprogrammes (ImageJ, NIH, <http://www.nih.gov>) wurden die Längenänderungen gemessen. Die Resultate werden prozentual zur Ausgangslänge berichtet. Es wurden Längenänderungen sowohl zwischen Sehnenmarkierung und Knochenmarkierung als auch zwischen beiden Sehnenmarkierungen analysiert. Gemessen wurde vom kleinsten Abstand des 1. (15.) Zyklus der Belastung bis zum größten Abstand des 5. (20.) Zyklus.

Statistische Analyse

Alle Mittelwerte werden mit Standardabweichungen, Maximum und Minimum berichtet. Wegen der kleinen Fallzahl wurde nach Test auf Normalverteilung und Konstanz der Varianz entschieden, einen nicht-

Tabelle 1

Strukturelle Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen

Parameter	PT	SGK	SGBO	SGBI	Signifikanz
n Versuche	15	15	15	15	
Durchmesser der Sehnen/ des Knochenblocks	9,5±0,7	7,6±0,5	7,8±0,9	9,5±0,6	PT-SGBI n.s.; SGK-SGBO n.s.
Maximaler Durchmesser des Bohrkanals	10,5±0,7	10,4±0,5	10,9±0,3	10,7±0,6	n.s.
Alter der Leichen	53,6±17,7	55,5±22,1	46,5±13,2	53,7±18,5	n.s.
Anzahl der vorzeitigen Versager	3	0	0	9	

n.s. nicht signifikant.

Tabelle 2

Biomechanische Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen

Parameter	PT	SGK	SGBO	SGBI	Signifikanz
Steifigkeit (N/mm)	133,7±32,3	121±17	119,6±24,3	117,2±23,1	n.s.
Längenänderung der Sehnen, 1.–5. Zyklus (gemessen mit Längensensor)	1,8±2,4%	3,9±2,5%	2,7±2,5%	12,8±4,3%	PT verglichen mit anderen Gruppen p<0,01
Längenänderung der Sehnen, Videoanalyse 1.–5. Zyklus (Abstand zwischen Marker C und D)	6,3±1,7%	8,6±3,6%	9,9±3,1%	12,8±4,3%	PT verglichen mit anderen Gruppen p<0,01
Längenänderung der Sehnen, 15.–20. Zyklus (gemessen mit Längensensor)	4,1±1,8%	5,6±1,8%	5,0±1,4%	6,2±2,8%	n.s.
Längenänderung der Sehnen, Videoanalyse 15.–20. Zyklus (Abstand zwischen Marker C und D)	2,3±1,6%	2,3±2,1%	1,1±1,3%	1,0±1,2%	n.s.

n.s. nicht signifikant.

Unfallchirurg 2005 · 108:630–637
DOI 10.1007/s00113-005-0932-1
© Springer Medizin Verlag 2005

V. Behfar · C. Hurschler · K. Albrecht · C. Krettek · U. Bosch · M. Jagodzinski

Entwicklung und biomechanische Testung einer femoralen Press-fit-Fixierung für Semitendinosus-/Gracilissehnen

Zusammenfassung

Ziel. Der Zweck dieser Studie war, eine sichere Press-fit-Fixierung von Semitendinosus-/Gracilissehnen-(SG-)Transplantaten zu entwickeln und ihre mechanischen Eigenschaften mit der Patellarsehnen-Knochenblock-Press-fit-Fixierung zu vergleichen.

Methoden. Die PTB- und SG-Sehnen von 30 Leichen (Alter: $55,8 \pm 18$ Jahre) wurden als Transplantate verwendet. Eine Outside-in-Press-fit-Fixierung mit einem Knoten in Semitendinosus- und Gracilissehnen (SG-K) und eine Inside-out- (SG-BI) und eine Outside-in-Fixierung (SG-BO), bei der die Sehnen über einen Knochenblock geschlungen wurden, wurden mit der Patellarsehnen-Press-fit-Fixierung (PT) an 30 porcinen Femora verglichen. Die Kon-

strukte wurden 20-mal zyklisch von 60 bis 260 N belastet. Anschließend wurde ein Ausreißversuch durchgeführt. Die Fixierungen wurden bezüglich maximaler Ausreißkraft, Steifigkeit und Dehnungsverhalten analysiert. Eine Videoanalyse der Längenänderungen wurde durchgeführt.

Ergebnisse. In der maximalen Ausreißkraft waren die Ergebnisse der SG-BI-Gruppe signifikant kleiner im Vergleich zu den anderen 3 Techniken (Mann-Whitney-U-Test; $p < 0,01$). Die Steifigkeit der Konstrukte unterschied sich nicht signifikant. Die Sehnenlänge veränderte sich vom 1. bis 5. Zyklus stärker als zwischen dem 15. und 20. Zyklus. Die Längenveränderung war für die PT-Fixierung in den ersten 5 Zyklen signifi-

kant kleiner als für die anderen Techniken ($0,73 \pm 0,58$ mm und $0,21 \pm 0,29$ mm). Während der letzten 5 Zyklen gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen allen Techniken.

Schlussfolgerung. Die Press-fit-Fixierung von SG-Transplantaten ist ein technisch anspruchsvolles Verfahren. Jedoch waren die Ausreißkräfte für SG-O und SG-K mit der Patellarsehnen-Knochenblock-Fixierung gleichwertig.

Schlüsselwörter

Knie · Vorderes Kreuzband · Press-fit-Fixierung · Semitendinosus/Gracilis

The development and biomechanical testing of a femoral press fit fixation for hamstring tendons

Abstract

Purpose. The purpose of this study was to investigate press fit femoral fixation of hamstring tendons and to compare the mechanical properties with press fit patellar tendon bone (PTB) fixation.

Methods. The PTB and hamstring tendons of 30 human cadavers (age: 55.8 ± 18 years) were used as grafts. An outside-in press fit fixation with a knot in the semitendinosus and gracilis grafts (SG-K) and an inside-out (SG-BI) and an outside-in fixation (SG-BO) with the tendons looped over a bone block were compared with a bone-patellar tendon (BPT) press fit fixation in 30 bovine femora. The angle between the direction of force and bone tunnel was 60° .

The constructs underwent 20 cycles of loading between 60 and 260 N. Constructs were loaded until failure at a speed of 1 mm/second. Press fit fixation was analyzed in terms of maximum load to failure, stiffness and elongation during cyclic stretching. A video analysis of length changes was investigated.

Results. There was a significant difference in the maximum load to failure. The SG-BI fixation was inferior to the other three techniques (Mann-Whitney U-test, $P < 0.01$). There was no difference in stiffness between the techniques. Length changes of PT-fixation from the first to the fifth loading cycle were significantly

smaller compared with all other groups (0.73 ± 0.58 mm). There was no significant difference between the groups from the 15th to the 20th cycle of cyclic loading.

Conclusions. Press fit fixation of hamstring grafts is technically challenging. However, pull-out forces for SG-O and SG-K were equivalent to BPT-graft fixation. Adequate preconditioning for all hamstring tendon press fit techniques is crucial.

Keywords

Knee · Anterior cruciate ligament · Press fit fixation · Hamstring

parametrischen Wilcoxon-Test für die abhängigen Variablen anzuwenden. Ein paarweiser Mittelwertvergleich für unabhängige Stichproben erfolgte mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests. Für Mehrfachvergleiche wurde der Kruskal-Wallis-Test für unabhängige Variablen herangezogen. Das p-Niveau wurde mit 0,05 als statistisch signifikant festgelegt. Alle Analysen wurden mit SPSS für Windows 11.0 durchgeführt (SPSS Inc., Chicago/IL, USA).

Ergebnisse

Bohrkanaldurchmesser

Der Kruskal-Wallis-Test zeigte, dass es keinen Unterschied im maximalen Bohrkannaldurchmesser zwischen den beiden Vergleichbaren Techniken gab. Der minimale Durchmesser des Bohrkannals bei allen 4 Techniken zeigte keinen signifikanten Unterschied. Diese Werte sind in **■ Tabelle 1** zusammengefasst.

Ausreißkraft

Die Ausreißkraft der SGBI-Gruppe lag mit 339 ± 236 N (160–884 N) signifikant unter der aller anderen Fixierungstechniken ($p < 0,01$; **■ Abb. 3**).

Ausreißmodus

Der Ausreißmodus in der PT-Gruppe war ein Knochenblockausriss in 10/15 (67%), ein Abriss der Sehne an der Ansatzstelle zum Knochenblock in 2 (13%), Brechen des Knochenblockes in 2 (13%) und ein Bruch der Femurkondyle in 1 (7%) der Versuche. SGK-Fixierungen verengten die Folge von Ausriss von den Knochen in 1/5 (67%), vom Abriss der Sehne in 2 (13%) und vom Bruch der Kondyle in 3 (20%) der Fälle. SBGO-Konstrukte wurden aus dem Knochen in 7/11 (47%) herausgerissen. Es gab einen Abriss von der Sehne in 5 (33%), einen Bruch der Kondyle in 1 (7%) der Versuche. Der Knochenblock zerbrach in 1 (7%) der Fälle. SGBI-Verankerungen wurden zu 100% aus der Verankerung herausgezogen. Diese Werte sind in **■ Tabelle 1** zusammengefasst.

In der Videoanalyse spiegeln sich diese Resultate wider: Der Abstand der optischen Markierungen zwischen Knochen

und Sehne erhöhte sich um $86,4 \pm 45,5\%$ in der PT-, um $169,7 \pm 104,5\%$ in der SGK-, um $119,1 \pm 73,8\%$ in der SBGO- und um $120 \pm 35,0\%$ in der SGBI-Gruppe ($p = 0,22$). Demgegenüber wurden die Markierungen auf den Sehnen $1,3 \pm 3,1\%$ bei den PT-, $4,6 \pm 6,9\%$ bei den SGK-, $15,8 \pm 29,2\%$ bei den SBGO- und $4,7 \pm 6,9\%$ bei den SGBI-Konstrukten ($p = 0,38$) gedehnt. Das Verlängern zwischen Sehne-Knochen-Markierungen (**■ Abb. 2**, Längenänderung zwischen Marker C und D) war für alle Fixierungen größer als zwischen den Markierungen, die auf die Sehnen gesetzt wurden ($p < 0,04$; **■ Tabelle 2**).

Steifigkeit

Die Steifigkeit der Konstrukte unterschied sich nicht signifikant ($p > 0,13$, **■ Tabelle 2**).

Längenänderungen während der zyklischen Belastung

Die Längenänderungen zwischen Sehne und Knochen (Abstand zwischen Marker C und D) der PT-Fixierung war zwischen dem 1. und 5. Zyklus signifikant kleiner im Vergleich zu allen anderen beobachteten Techniken ($p < 0,05$; **■ Abb. 4**, **■ Tabelle 2**).

Zwischen dem 15. und 20. Belastungszyklus waren die Längenänderungen (gemessen mit Längensensor) signifikant kleiner. Zwischen den optischen Markern auf Knochen und Sehnen (Videoanalyse) ergab es keinen signifikanten Unterschied zwischen diesen Gruppen (**■ Tabelle 2**). Der Graph für diese Parameter ist in **■ Abb. 4** dargestellt.

Diskussion

Der Ersatz des vorderen Kreuzbands nach VKB-Ruptur spielt eine zentrale Rolle bei der Wiederherstellung der vollen Sportfähigkeit. Ein etabliertes Rekonstruktionsverfahren ist die Press-fit-Fixierung der Patellarsehne mit Knochenblöcken (BPTB).

Die Verwendung von Semitendinosus-/Gracilissehnen als Transplantate für den Ersatz des vorderen Kreuzbands bekommt zunehmende Bedeutung. Die Langzeitergebnisse waren ähnlich wie bei der BPTB-Rekonstruktion. Bis zum jetzigen Zeit-

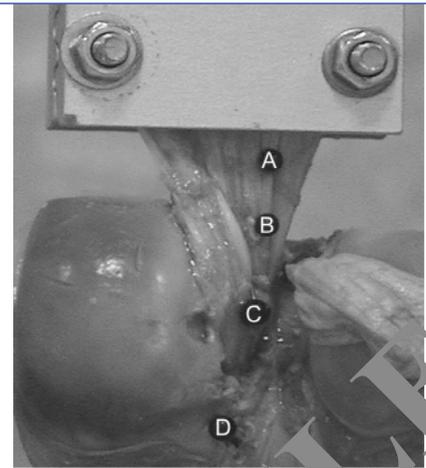


Abb. 2 ▲ Photooptische Markierung der Konstrukte wurden benutzt, um Längenänderungen zu analysieren. Der Abstand zwischen zwei Markierungen auf den Sehnen [AB] und zwischen Sehne und Eingang des Bohrkannals [CD] wurde analysiert

punkt ist die knöcherne Einheilung dem BPTB-Transplantat unterlegen [8, 15]. Mechanische Untersuchungen einer Press-fit-Fixierung der SG-Transplantate wurden bisher nicht veröffentlicht.

Das Ziel dieser Studie war, die mechanischen Eigenschaften einer femoralen Press-fit-Fixierung der SG-Sehnen mit denen der BPTB-Fixierung zu vergleichen.

Im Vergleich zu anderen Untersuchern haben wir uns auf einen einzigen Bohrkannal-Krafteinwirkung-Winkel konzentriert (60°). Dieser repräsentiert die Simulation des menschlichen VKB mit einem Knieflexionswinkel von 30° (Lachman-Position [25]). Zunehmende Streckung führt zwar zu noch größeren Belastungen des Transplantats in vivo [17], aber zeitgleich zu einer Zunahme der Angulierung des Bohrkannals, was zu einer Zunahme der Ausreißkräfte führt [25].

Die Ergebnisse dieser Studie sind vergleichbar mit publizierten Werten für die BPTB-press-fit-Fixierung: Seil et al. [25] haben die maximalen Ausreißkräfte mit 455 ± 131 N für einen Bohrkannal-Krafteinwirkung-Winkel von 45° und von 708 ± 211 N für einen Winkel von 80° angegeben. Höhere Ausreißkräfte wurden für eine Interferenz-Schraubenfixierung veröffentlicht [28], sogar mit einem Bohrkannal-Krafteinlenkung-Winkel von 0°. Da gute Langzeitergebnisse für die BPTB-press-fit-Fixierung mit einem aggressiven Rehabilitationsprogramm erreicht wurden [26], können 2 der 3 untersuchten SG-press-fit-

Hier steht eine Anzeige.



RETRACTED ARTICLE

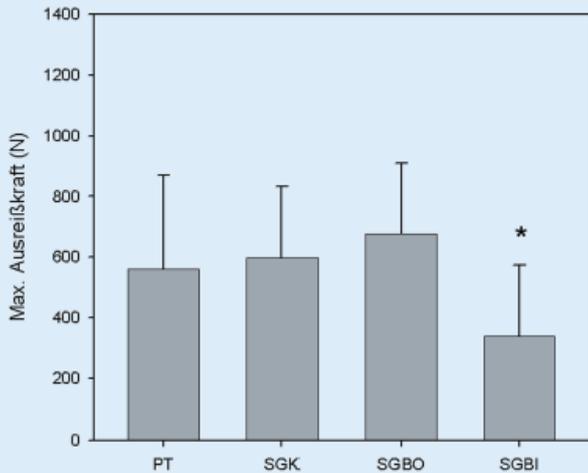


Abb.3 ▲ **Maximale Ausreißkraft der 4 untersuchten Techniken: Die SGBI-Fixierung war allen anderen Techniken signifikant unterlegen (* $p < 0,01$)**

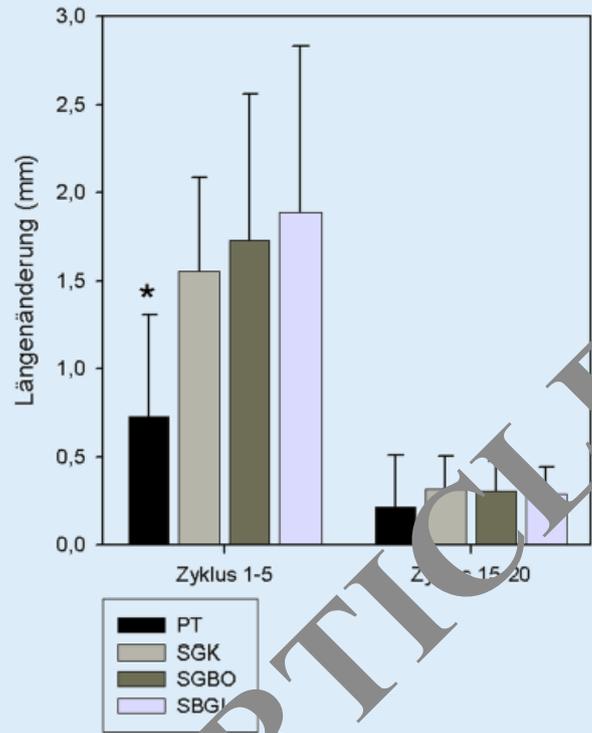


Abb.4 ► **Die Elongation der PT-Gruppe während der ersten 5 Zyklen repetitiver Belastung war signifikant kleiner als die aller SG-Konstrukte (* $p < 0,03$). Vom 15. bis 20. Zyklus fanden sich keine signifikanten Unterschiede**

Techniken für ein solches Rehabilitationsregime bezüglich des Versagens der femoralen Fixierung als gleich sicher angesehen werden.

Mehrere Untersucher haben die Unterschiede zwischen Patellarsehne und SG-Sehnen in Bezug auf das Präkonditionierungsverhalten herausgearbeitet [1, 24]. Dieser Unterschied kam auch in dieser Studie zum Ausdruck. Wie für andere SG-Techniken, ist die zyklische Präkonditionierung vor der finalen Fixierung insbesondere für die SG-Sehnen eine „*conditio sine qua non*“. 20 Zyklen der Belastung zwischen 60 und 260 N waren ausreichend, um zwischen allen in dieser Studie analysierten Fixierungstechniken keine signifikanten Unterschiede bezüglich der zyklischen Elongation feststellen zu können. In dieser Studie wurden die Präparate mit einer 20fachen zyklischen Vorbelastung präkonditioniert und nicht wie von anderen Autoren 1000fach. Dies wurde vor allem im Hinblick auf die Vergleichbarkeit der SGK-Technik mit den anderen Techniken durchgeführt, da die Knoten während der zyklischen Belastung stärker dehydrieren als dies klinisch in der frühen postoperativen Phase der Fall ist. In dieser Studie wurde sowohl eine Evaluierung der absoluten Längenänderung in mm, als auch der relativen Längen-

änderung in % analysiert. Diese Mehrfachbestimmung diente der Validierung unseres Messverfahrens.

Es ist im Schrifttum belegt, dass Schweinefemora in Bezug auf die mechanischen Eigenschaften humanen Knochen sehr nahe kommen [21]. Mosekilde et al. [8] zeigten, dass in Schweineknochen die „*Remodelling-Sequenzen*“ dem humanen Knochen sehr ähnlich sind. Bei der Verwendung von Rindenknochen hingegen werden für die Ausreißkraft höhere Kräfte erzielt [25]. Der Vorteil von Schweinefemora ist, dass diese unabhängig nach Ihrer Entnahme eingefroren werden können. Zudem sind das Alter der Schweine und die Knochenqualität sehr homogen. Somit kann die Vergleichbarkeit zwischen den einzelnen Gruppen verbessert werden. Dies wurde bereits von anderen Autoren [22] gewürdigt. Nach unserer Kenntnis ist dies die erste Studie, die eine Press-fit-Fixierung der SG-Sehnen mit einem Knochenblock untersucht.

Andere Autoren haben die Interferenzschraubenfixierung von SG-Sehnen um einen Knochenblock analysiert [28]: sie fanden eine vergleichbare mechanische Ausreißkraft wie bei den reinen Sehnen-Transplantaten. Wir konnten das gleiche Ergebnis zwischen der SGBO- und der SGK-Gruppe dieser Studie feststellen.

Der potenzielle Vorteil einer solchen Fixierung ist die verbesserte Transplantateinheilung in den Knochenkanal, da eine Bohrkanaalausweitung bei PTB-Transplantaten femoral nicht auftritt [8].

Weiterführende klinische Studien, die die knöcherne Einheilung der Transplantate röntgenologisch untersuchen, sowie 2-Jahres-Ergebnisse sind für die hier untersuchten SGK- und SGBO-Techniken notwendig, um diese klinisch zu etablieren. Das SGBI-Konstrukt zeigt eine geringere Verankerungsfestigkeit im Bohrkanaal, da die Sehnen mit dem Bohrkanaal – anders als bei der Patellarsehne mit Knochenblock – in direktem Kontakt stehen. Dies ist auch einer der Gründe, warum während der ersten 5 Zyklen eine stärkere Elongation der Sehnen im Vergleich zu der PT-Gruppe festgestellt wurde. Bei der PT-Gruppe wurden geringere Verlängerungen gemessen, da der Knochenblock gut im Bohrkanaal zu liegen kommt und die Sehne an sich eine geringere Elastizität aufweist als die Sehnen des *Pes anserinus* [5].

Wir kommen zu dem Schluss, dass sich die Längenänderung in erster Linie an dem Transplantataustritt aus dem Bohrkanaal und somit an der Fixierung abgespielt hat (siehe Ergebnisse).

Fazit für die Praxis

Während sich die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mit den Beugesehnen zunehmend durchsetzt, schränken postoperative Bohrkanalweiterungen und die im Vergleich zur Patellarsehne schlechtere Gelenkstabilität das Verfahren ein. Einen potenziellen Vorteil bieten Press-fit-Verfahren, die – ähnlich wie bei der Patellarsehne – das Transplantat mit einem hohen Anpressdruck im Bohrkanal fixieren. Diese Verfahren ermöglichen eine kostengünstige Transplantatfixierung mit autologer Sehne, Spongiosa bzw. Kortikalis. Diese Studie konnte zeigen, dass die mechanischen Eigenschaften der SGK- und SGBÖ-Technik vergleichbar sind mit bisher publizierten Werten für die PT-Technik [25]. Für beide Verfahren sind derzeit separate, femorale Inzisionen erforderlich. Weitere klinische Untersuchungen sind notwendig, um ein derartiges Press-fit-Verfahren für die Beugesehnen zu etablieren. Besondere Aufmerksamkeit muss dabei der Gelenkstabilität und der knöchernen Einheilung des Transplantats im Bohrkanal gelten.

Korrespondierender Autor

Dr. M. Jagodzinski

Unfallchirurgische Klinik,
Medizinische Hochschule Hannover,
Carl-Neuberg-Str. 1, 30625 Hannover
E-Mail: jagodzinski.michael@mh-hannover.de

Danksagungen

Wir möchten unseren speziellen Dank für die Unterstützung dieser Studie Herrn Krentschers und seinen Kollegen von der Klinik für Rekonstruktive Chirurgie und Unfallchirurgie der Medizin der MHH ausdrücken. Großer Dank gebührt auch Herrn Dr. Hoy vom Institut für Biometrie der MHH, der uns bei der statistischen Auswertung der Daten unterstützte.

Interessenkonflikt: Der korrespondierende Autor versichert, dass keine Verbindungen mit einer Firma, deren Produkt in dem Artikel genannt ist, oder einer Firma, die ein Konkurrenzprodukt vertreibt, bestehen.

Literatur

1. Adam F, Pape D, Steimer O, Kohn D, Rupp S (2001) Biomechanical properties of interference screw implantation in replacement of the anterior cruciate ligament with patellar and hamstring transplants. An experimental study using roentgen stereometry analysis (RSA). *Orthopäde* 30: 649–657
2. Bellabarba C, Bush-Joseph CA, Bach BR Jr (1997) Patterns of meniscal injury in the anterior cruciate deficient knee: a review of the literature. *Am J Orthop* 26: 18–23
3. Berg EE, Pollard ME, Kang Q (2001) Interarticular bone tunnel healing. *Arthroscopy* 17: 189–195
4. Boszotta H (1997) Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction using a patellar tendon graft in press-fit technique: surgical technique and follow-up. *Arthroscopy* 13: 332–339
5. Brand J, Hamilton D, Selby J, Pienkowski D, Caborn DN, Johnson DL (2000) Biomechanical comparison of quadriceps tendon fixation with patellar tendon bone plug interference fixation in cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 16: 805–812
6. Clatworthy MG, Anwar 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* 7: 138–145
7. Cooley VJ, Deffner KT, Rosenberg TD (2001) Quadrupled semitendinosus anterior cruciate ligament reconstruction: 5-year results in patients without meniscus loss. *Arthroscopy* 17: 795–800
8. Fink C, Zapp M, Benedetto KP, Hackl W, Hoser C, Rieger M (2001) Tibial tunnel enlargement following anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft. *Arthroscopy* 17: 138–143
9. Freedman KB, D'Amato MJ, Nedeff DD, Bach BR Jr (2003) Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a meta-analysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts. *Am J Sports Med* 31: 2–11
10. Hefzy MS, Grood ES, Luyes FR (1999) Factors affecting the region of morphometric femoral attachments. Part II: The anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 17: 208–216
11. Hertel P (1997) Technik der offenen Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes mit autologer Patellarsehne – das Press-fit-Verfahren. *Arthroscopie* 10: 240–245
12. Hertel P, Widjaja G, Cierpinski T (1999) 10-Jahres-Ergebnisse von Knochen-Patellarsehnen-Knochenpress-fit-Technik. Berlin, 63. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V.
13. Hoher J, Scheffler SU, Withrow JD, Livesay GA, Debbski RE, Fu FH, Woo SL (2000) Mechanical behavior of two hamstring graft constructs for reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 18: 456–461
14. Hoher J, Moller HD, Fu FH (1998) Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction: fact or fiction? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6: 231–240
15. Jansson KA, Harilainen A, Sandelin J, Karjalainen PT, Aronen HJ, Tallroth K (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. Kartus J, Movin T, Karlsson J (2001) Donor-site morbidity and anterior knee problems after anterior cruciate ligament reconstruction using autografts. *Arthroscopy* 17: 971–980
17. Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS (1990) Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *J Bone Joint Surg Am* 72: 557–567
18. Mosekilde L, Kragstrup J, Richards A (1987) Compressive strength, ash weight and volume of vertebral trabecular bone in experimental fluorosis in pigs. *Calcif Tissue Int* 40: 318–322
19. Paessler HH (2002) Neue Techniken in der Kniechirurgie. *Steinkopff, Darmstadt*, S 21–37
20. Paessler HH, Thermann H (2002) The anterior cruciate ligament: State of the art 2000. Barth, Heidelberg
21. Paschal SO, Seemann MD, Ashman RR, Beard RN (1992) A biomechanical comparison of interference versus post fixation of bone-patellar tendon bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthopaedic Transactions* 16: 80
22. Pena F, Grøntvedt T, Borchgrevink GE (2006) Comparison of failure strength between metallic and absorbable interference screws. Influence of insertion torque, tunnel block gap, bone mineral density, and interference. *Am J Sports Med* 24: 329–334
23. Rosenbush TD, Deffner KT (1997) ACL reconstruction: semitendinosus tendon is the graft of choice. *Orthopedics* 20: 396, 398
24. Scheffler SU, Sudkamp NP, Gockenjan A, Hoffmann RF, Weiler A (2002) Biomechanical comparison of hamstring and patellar tendon graft anterior cruciate ligament reconstruction techniques: The impact of fixation level and fixation method under cyclic loading. *Arthroscopy* 18: 304–315
25. Seil R, Rupp S, Krauss PW, Benz A, Kohn DM (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
26. Shelbourne KD, Nitz P (1990) Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 18: 292–299
27. 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
28. Weiler A, Hoffmann RF, Stahelin AC, Bail HJ, Siepe CJ, Sudkamp NP (1998) Hamstring tendon fixation using interference screws: a biomechanical study in calf tibial bone. *Arthroscopy* 14: 29–37
29. Weiler A, Hoffmann RF, Bail HJ, Rehm O, Sudkamp NP (2002) Tendon healing in a bone tunnel. Part II: Histologic analysis after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. *Arthroscopy* 18: 124–135