

Biomechanische Eigenschaften der Interferenzverschraubung beim Ersatz des vorderen Kreuzbandes mit Patellar- und Hamstring-Transplantaten

Eine experimentelle Studie mittels Röntgenstereometrieanalyse (RSA)

Zusammenfassung

Mit Hilfe der Röntgenstereometrieanalyse (RSA) sollten bei Ersatzplastiken des vorderen Kreuzbandes (VKB) Relativbewegungen zwischen Transplantat und Bohrtunnel unter Last erfasst werden. Zielsetzung war die Bestimmung der Steifigkeit der Patellarsehneninterferenzverschraubung und der Vergleich mit der direkten Schraubenfixation von Hamstring-Transplantaten.

Die Untersuchungen erfolgten an frischen Präparaten vom Schwein. In 10 Tibiae wurde ein 10×25-mm-Bone-patellartendon-bone-(BPTB-)Transplantat entweder mit einer 7×25-mm Titan- oder einer 7×25-mm-Polylactidschraube in einem 10-mm-Bohrloch fixiert. In der Vergleichsgruppe erfolgte die direkte Verschraubung eines 4fachen Hamstring-Transplantats mit einer 7×25-mm-Polylactidschraube in einem 8-mm-Bohrkanal. Knochenblock, Sehne, Schraube und Tibia wurden mit RSA-Markierungen versehen. Die Zugbelastung wurde stufenweise bis zum Versagen des Systems gesteigert. Mittels der RSA wurden auf jeder Belastungsstufe die Transplantatbewegungen im Bohrtunnel bestimmt. Die RSA-Messgenauigkeit betrug 0,05 mm.

Bei der direkten Verschraubung der 4fachen Hamstring- Sehne fand sich eine signifikant niedrigere maximale Haltekraft als bei der BPTB-Verschraubung (492 ± 30 vs. 658 ± 98 N). Die lineare Steifigkeit der Fixation war ebenfalls deutlich geringer (403 ± 141 vs. 3500 ± 1300 N/mm). Zwischen Polylactid- und Titanschraube fanden sich bei der BPTB-Verschraubung keine signifikanten Unterschiede. Bei den verschraubten

Hamstring-Transplantaten zeigte sich bereits nach durchschnittlich 82 ± 35 N Zuglast ein Nachgeben der Fixation (Elastizitätsgrenze). Die Elastizitätsgrenze der BPTB-Verschraubung lag mit durchschnittlich 428 ± 135 N deutlich höher. Bei submaximaler Belastung mit 3/4 der maximalen Haltekraft fand sich beim Patellarsehnedrittel eine mittlere Migration in Zugrichtung von $0,36 \pm 0,25$ vs. $2,58 \pm 1,08$ mm beim Hamstring-Transplantat.

Die direkte Verschraubung der 4fachen Hamstring-Sehne zeigte im Vergleich zur Interferenzverschraubung der Patellarsehne eine geringere lineare Steifigkeit und eine niedrigere Elastizitätsgrenze. Hierdurch kann es bereits bei physiologischer Last zu einem Rutschen des Sehnen transplantats in Zugrichtung kommen.

Zusammenfassung

ACL-Rekonstruktion · Titan- oder Polylactidschraube · Hamstring-Sehne · Sehnen transplantat · Biomechanik · RSA

Zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes (VKB) werden neben dem mittleren Patellarsehnedrittel mit anhängenden Knochenblöcken (bone-patellartendon-bone, BPTB) zunehmend Hamstring-Transplantate verwendet. Die Reißkraft einer 4fachen Hamstring-Sehne liegt mit etwa 2500 N etwas höher als

beim Patellarsehnedrittel (1800–2400 N), [11,30]. Bevor das Transplantat eingeheilt ist, wird die Primärstabilität des VKB-Ersatzes durch die Fixation der Sehnenenden im Knochen bestimmt. Das Patellarsehnedrittel ermöglicht durch die beiden endständigen Knochenblöcke eine stabile Fixation des Transplantats und bietet günstige Voraussetzungen für eine knöcherne Einheilung [26, 32].

Ein gängiges und bewährtes Verfahren zur Fixation der Knochenblöcke im Bohrtunnel stellt die Verwendung von Interferenzschrauben dar [15, 18, 20, 25, 28]. Bei Hamstring-Sehnen fehlen die Knochenblöcke, wodurch die Fixation der weichen Sehne im Knochen ein relevantes Problem darstellt [4, 24, 25].

Üblicherweise wird das Hamstring-Transplantat deshalb über Fäden und Bänder gelenkfern verankert. Probleme durch die geringe Steifigkeit des Fadensmaterials (Bungee-Effekt) und die gelenkferne Fixation (Scheibenwischerphänomen) mit Aufweitung des Bohrtunnels sind beschrieben [5, 16, 23]. Zunehmend werden daher auch Interferenzschrauben zur Fixation verwendet, da sie eine gelenknahe Transplantatverankerung ermöglichen [23, 25, 28].

Die physiologische Last, die auf das VKB-Transplantat einwirkt, wurde von

Dr. Frank Adam
Universitätskliniken des Saarlandes,
Orthopädische Klinik und Poliklinik,
66421 Homburg/Saar,
E-Mail: Frank.Adam@med-rz.uni-sb.de

F. Adam · D. Pape · O. Steimer · D. Kohn
S. Rupp

Biomechanical properties of patellar and hamstring graft fixation for anterior cruciate ligament reconstruction using an interference screw. Experimental study with roentgen stereometric analysis (RSA)

Abstract

This experimental roentgen stereometric analysis (RSA) study was performed to measure micromotions between the graft and tunnel under submaximal load in anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. The aim was to evaluate the maximum load at failure, linear stiffness, and slippage of bone-patellar-tendon-bone (BPTB) grafts fixed with interference screws compared to quadrupled hamstring grafts fixed with interference screws.

We used 15 porcine tibia specimens for the study. In the BPTB group, the 10×25-mm bone plugs were fixed in a tunnel with 10 mm in diameter using a 7×25-mm titanium interference screw ($n=5$) or a biodegradable screw ($n=5$). The five hamstring transplants were folded to a four-stranded graft and armed with a baseball stitch suture. The sutured side was fixed with a 7×25-mm biodegradable polylactide screw in an 8-mm tunnel. The tibial bones, tendon grafts, and interference screws were marked with tantalum beads. The grafts were mounted to a custom made load frame and loaded parallel to the axis under RSA control increasing the force in steps of 50 N. Micromotions between bone plug, screw, and tibia were measured with RSA.

Accuracy of RSA for the in vitro study was evaluated as 0.05 mm. Hamstring grafts failed at significantly lower maximum loads (492 ± 30 N) than BPTB grafts (658 ± 98 N). Linear stiffness of the hamstring graft fixations was eight times lower compared to the BPTB grafts (403 ± 141 N/mm vs 3500 ± 1300 N/mm). There was no significant difference between the biodegradable and titanium screws in the BPTB group. Slippage of the graft started at 82 ± 35 N load in the hamstring group and at 428 ± 135 N in the BPTB group. Slippage of the graft at 75% of the maximum pull-out strength was measured as 0.36 ± 0.25 mm in the BPTB and 2.58 ± 1.08 mm in the hamstring group.

The interference screw fixation of a quadrupled hamstring graft showed a lower linear stiffness and an earlier slippage com-

Originalien

pared to a patellar tendon bone plug. Slippage of the hamstring grafts at submaximal loads may result in fixation failure during rehabilitation.

Keywords

Anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction · Interference screw · Hamstring tendon · Patellar tendon · Biomechanics · Roentgen stereometric analysis (RSA)

verschiedenen Autoren bestimmt. Beim normalem Gehen wirken Kräfte von etwa 150 N auf das intakte VKB. Von Rupp et al. [17] wurde eine Last von 128 ± 25 N bei passiver Streckung und 219 ± 25 N bei aktiver Streckung am VKB-Transplantat gemessen. Magen et al. [10] sowie Noyes et al. [11] schätzten die Spitzenbelastungen des VKB-Transplantats auf bis zu 500 N bei intensiver Rehabilitation. Bis zur Einheilung des Transplantats muss die Fixation des Bandersatzes den wiederholt einwirkenden Zugkräften standhalten, ohne nachzugeben oder auszureißen.

Die Haltekräfte unterschiedlicher VKB-Fixationstechniken werden in der Regel mit Materialprüfmaschinen ermittelt. Hierbei wird das Transplantat zunehmend bis zum Versagen des Konstruktes belastet. Mit einer Materialprüfmaschine können die maximale Zerreißkraft und die Elongation des Gesamtkonstruktes bestimmt werden. Nachteilig ist, dass Bewegungen zwischen Transplantat und Bohrkanaal nicht isoliert und exakt analysiert werden können, da die Elongation des Konstruktes maßgeblich durch die Dehnung der freien Sehne bestimmt wird. Für die Beurteilung der mechanischen Eigenschaften der Transplantatfixation sind aber v. a. Relativbewegungen zwischen Transplantat und Bohrkanaal unter submaximaler Belastung relevant. Dabei ist es wichtig, zwischen reversiblen (elastischen) und irreversiblen (plastischen) Verformungen zu differenzieren. Die elastischen Verformungen bestimmen die lineare Steifigkeit der Fixation. Die Elastizitätsgrenze gibt an, bei welcher Last erstmals eine plastische Verformung und somit ein Nachgeben der Fixation auftritt.

Mit der Röntgenstereometrieanalyse (RSA) sind exakte dreidimensionale (3D-)Messungen am Skelettsystem möglich. Die Methode wurde 1974 in Schweden entwickelt und findet dort breite Anwendung [7, 22]. Sie basiert darauf, dass das Untersuchungsobjekt mit kleinen röntgendichten Markierungen aus Tantal versehen wird. Anschließend erfolgen simultane stereographische Röntgenaufnahmen mit einem Kalibrierungskäfig. Mathematisch lässt sich aus den Röntgenbildern die exakte Position jedes Markers im Raum bestimmen. Lageänderungen der Tantal-Marker zwischen einzelnen Untersuchungen können mit einer theoretischen Präzision von 1/100 mm bestimmt werden [12].

Die Hauptanwendungsgebiete der RSA sind Migrationsanalysen von Prothesenkomponenten bei der Hüft- und Knieprothetik [21] sowie kinematische Untersuchungen am Skelettsystem [6]. Die RSA erlaubt nach Tantalmarkierung von VKB-Transplantat und umgebenden Knochen, die Bewegungen des Transplantates im Knochenkanal unter Belastung präzise zu messen.

Ziel der vorliegenden experimentellen Studie war es, mit Hilfe der RSA Relativbewegungen zwischen Transplantat und Bohrkanaal bei submaximaler Belastung zu erfassen. Verglichen werden sollte die gelenkflächennahe Interferenzverschraubung des BPTB-Knochenblocks mit der Interferenzschraubfixation eines 4fachen Hamstring-Transplantats. Neben der Bestimmung der maximalen Versagenslast sollten die mechanischen Eigenschaften der Transplantatfixation im submaximalen Bereich und der Versagensmechanismus untersucht werden. Insbesondere sollte die lineare Steifigkeit und die Elastizitätsgrenze der Transplantatfixation bestimmt werden.

Material und Methodik

Tiermodell und Präparation

Die biomechanischen Untersuchungen wurden an frischen Vorderläufen von schlachtreifen 12 Monate alten Schweinen durchgeführt, deren Verwendung ein anerkanntes Tiermodell darstellt [2, 8, 18, 20, 31]. Für die BPTB-Versuchsgruppe wurde jeweils eine ausgebeinte Tibia mit Patellarsehne und anhängender Patella verwendet. Die Tibia wurde auf Schaftmitte

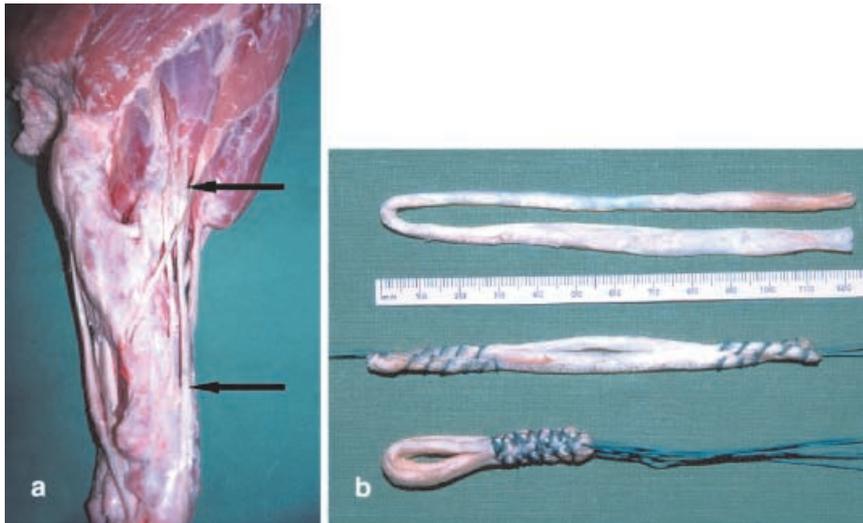


Abb. 1 ▲ a Präparat eines Schweinevorderlaufs. Blick von anterolateral. Pfeile Sehne des M. extensor digitorum lateralis. b Präparation eines 4fachen Sehnentransplantats

gekürzt. Es erfolgte zunächst die Präparation eines 10 mm breiten Sehnenstreifens mit einem 10×25-mm-Knochenblock aus der Patella. Der patellare Knochenblock wurde mit drei 1 mm dicken RSA-Markern aus Tantal versehen. Die tibiale Insertion der Patellarsehne wurde belassen. In Anlehnung an die operative Technik wurde bei einer 2. Tibia ein 10-mm-Bohrkanal angelegt und der patellare Knochenblock auf der spongiosen Seite über einen Führungsdraht mit einer Interferenzschraube fixiert. Über quere Bohrungen am Tibiaschaft erfolgte die Befestigung der beiden miteinander verschraubten Tibiae im Lastrahmen.

Als Hamstring-Transplantat diente die Sehne des M. extensor digitorum lateralis des Schweinevorderlaufs [2]. Die entnommenen Sehnen hatten eine freie Länge von etwa 24 cm und einen relativ konstanten Durchmesser von etwa 4 mm. Sie entsprechen damit makroskopisch in etwa der humanen Semitendinosussehne [27], (Abb. 1a). Die Sehnen wurden zunächst gedoppelt und dann 4fach mit einem sog. „baseball-stitch“ auf 3 cm Länge vernäht (Ethibond Excel® 2-0 USP, Ethicon GmbH Norderstedt). Die gesamte Transplantatlänge betrug etwa 6 cm (Abb. 1b). Mit dem original RSA-Markierungswerkzeug (UMRSA® BioMedical Innovations AB, Umea, Schweden) wurden 7–9 Tantalmarker mit 0,5 mm Durchmesser in das fest vernähte Sehnenende eingebracht. Entsprechend dem Transplantatdurchmesser erfolgte die Verschraubung des gespannten Sehnenendes über einen

Führungsdraht in einem 8-mm-Bohrkanal. Die Belastung des Transplantats erfolgte über einen Karabinerhaken, der in die proximalen Sehnen Schlaufen eingehängt wurde. Hierdurch wurde eine gleichmäßige Belastung aller 4 Sehnenenden gewährleistet.

Untersuchungsgruppen und Verschraubung

Es wurden 3 Gruppen gebildet. In Gruppe 1 (BPTB-Ti) erfolgte die Verschraubung des Patellarsehnenblocks mit einer 7×25-mm-Titaninterferenzschraube (Propel®, Linvatec GmbH, Trebur). In Gruppe 2 (BPTB-Bio) wurde das BPTB-Transplantat analog mit einer resorbierbaren 7×25 mm Polylactidschraube (BioScrew®, Linvatec GmbH) fixiert (Abb. 2). Der Durchmesser des Bohrkanals entsprach mit 10 mm dem Durchmesser des Knochenblocks. Die Fixation der 4fachen Hamstring-Transplantate in der 3. Gruppe (Hamst-Bio) erfolgte ebenfalls mit der 7×25-mm-Polylactidschraube in einem 8-mm-Bohrkanal. Die Interferenzschraube wurde in allen Gruppen bündig zur Gelenkfläche in den tibialen Bohrkanal eingeschraubt. Anschließend erfolgte die RSA Markierung der proximalen Tibia mit 6–9 Tantalmarkern von 0,8 mm Durchmesser. Die Interferenzschraube wurde mit drei 1-mm-Tantalmarkern im Schraubenkanal markiert. Die Sicherung der Marker im Schraubenkanal erfolgte mit Knochenwachs. Jede Fixationstechnik wurde an 5 Präparaten getestet.

Belastung und RSA Röntgentechnik

Für die mechanischen Versuche wurde ein spezieller Lastrahmen konstruiert, der eine definierte Zugbelastung der Transplantate unter RSA-Kontrolle ermöglichte. Der RSA-Kalibrierungskäfig für Extremitätenuntersuchungen (RSA Cage Nr. 10 UMRSA® BioMedical Innovations AB) wurde mit den Filmkassetten in den Lastrahmen integriert (Abb. 3). Zur Aufhängung der Präparate im Lastrahmen dienten 8-mm-Stahlseile, deren Länge entsprechend angepasst wurde.

Die Zugbelastung des Transplantats wurde über einen Wantenspanner reguliert. Mit Hilfe eines integrierten geeichten Ringkraftmessers (Fa. Tiedemann, Garmisch Partenkirchen) wurde die Zuglast bestimmt. Der Ringkraftmesser ermöglichte eine nahezu wegfremde Kraftmessung. Die Zugrichtung war axial zum Bohrkanal ausgerichtet, um die mechanisch ungünstigste Situation zu untersuchen. Die RSA-Aufnahmen wurden mit 2 aufeinander senkrecht ausgerichteten Röntgenröhren (90°-Röhrenversatz) mit einem Film-Fokus-Abstand (Belichtungsparameter: 81 kV und 1mAs) von 100 cm durchgeführt (Abb. 4).

Zunächst erfolgte eine Präkonditionierung der Transplantate mit 3-mal 100 N Zug. Dann wurde bei entlastetem Transplantat die RSA-Referenzmessung durchgeführt. Zur Bestimmung des Messfehlers erfolgten 10 Doppelmessungen. Anschließend wurden die Transplantate in Schritten von 50 N bis zum Versagen des Systems zunehmend belastet und jeweils RSA geröntgt. Nach jeder Belastung erfolgte eine RSA-Mes-

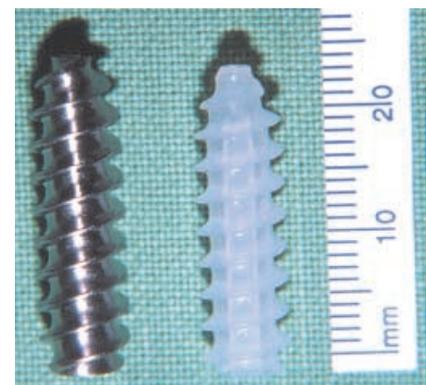


Abb. 2 ▲ Links Titaninterferenzschraube (Propel®). Rechts biodegradierbare Polylactidinterferenzschraube (BioScrew®)



Abb. 3 ▲ Strahlentransparenter Lastrahmen mit integriertem RSA-Kalibrierungskäfig. Miteinander verschraubte Schweinetibiae zur Testung der BPTB-Interferenzverschraubung. Untersuchungsobjekt (linkes Tibiapräparat) zentriert im Kalibrierungskäfig. Bestimmung der einwirkenden Last mittels Ringkraftmesser

sung unter vollständige Entlastung des Transplantats, um zwischen reversibler (elastischer) und irreversibler (plastischer) Deformierung der Fixation zu differenzieren.

RSA-Auswertung

Die Auswertung der RSA-Röntgenbilder erfolgte mit dem digitalen RSA-System (Digital UMRSA®, BioMedical Innovations AB). Mittels eines hochauflösenden Videoscanners wurden die Röntgenbilder in das System eingelesen. Die Messungen erfolgten mit Hilfe der UMRSA-Segmentmigrationsanalyse [12]. Alle Tantalmarker eines Bewegungssegments (Sehnenende, Schraube und Tibia) wurden zu einem virtuellen Vieleck, einem sog. „Polygon“ zusammengefasst (Abb. 5). Die Bewegungen des Schrauben- und Sehnenendes in Relation zum Tibiapolygon wurden mit der RSA-Segmentmigration erfasst.

Die Bewegungsanalyse von Polygonen minimiert den Messfehler gegenüber der Einzelpunktmessung und ermöglicht, zusätzlich eine Stabilitätsmessung der Marker innerhalb eines Polygons durchzuführen [12]. Durch die Stabilitätsmessung des Polygons werden gelockerte Marker erkannt und von der Messung ausgenommen. Für die Untersuchungen wurde ein Markerausschluss bei 0,2 mm Relativbewegung innerhalb eines Polygons vorgenommen.

Messgrößen

Im Lastrahmen wurden die maximale Haltekraft und der Versagensmodus ermittelt. Mit der RSA wurden jeweils die

Bewegungen von Sehnenende und Schraube in Relation zur Tibia unter Belastung und nach Entlastung gemessen. Die Differenz zwischen diesen Messwerten ergab die elastische Verformung der Fixation bei der jeweiligen Belastungsstufe. Aus den RSA-Messwerten nach Entlastung wurden die plastische Verformung, die Elastizitätsgrenze und die lineare Steifigkeit der Transplantatfixation ermittelt.

Statistik

Die statistische Auswertung der unabhängigen Gruppen erfolgte mittels ANOVA. Aufgrund der kleinen Gruppengröße wurde jeweils der parametrische T-Test und der Mann-Whitney-Rangsummentest durchgeführt. Statisti-

sche Signifikanz wurde bei p -Werten von $<0,05$ in beiden Tests zugrunde gelegt. Die Bestimmung der Messgenauigkeit der RSA erfolgte bei 10 Doppelmessungen mit Hilfe der Dahlberg-Formel.

Ergebnisse

Die RSA-Messwerte der plastischen Deformierung der Fixation bei Belastung, die Elastizitätsgrenze, die maximale Haltekraft und die lineare Steifigkeit der Fixation sind in Tabelle 1 aufgeführt. In Abb. 6 ist für alle Versuchsgruppen die Bewegung der Transplantatenden in Zugrichtung gegen die Last (Weg-Kraft-Kurven) graphisch dargestellt.

In keinem der 15 Versuche war eine Ruptur des Transplantats zu beobachten. Limitierend für die Haltekraft war in allen Fällen die Transplantatfixation im tibialen Knochen. Die Ausrisskraft der BPTB-Transplantate lag unabhängig von der verwendeten Schraube mit 658 ± 98 N signifikant über den maximalen Haltekräften der Hamstring-Interferenzverschraubung von 492 ± 30 N ($p=0,039$).

Bei den BPTB-Transplantaten fanden sich in der Ausrisskraft keine signifikanten Differenzen zwischen Polylactid- und Titaninterferenzschraube ($p=0,79$). Die verschraubten Patellarsehnedrittel zeigten in 8 Fällen einen Ausriss des Knochenblocks. Hierbei hatte das Gewinde der Schraube die Spongiosa des Knochenblocks abgeraspelt (Abb. 7a). In den beiden Fällen mit der

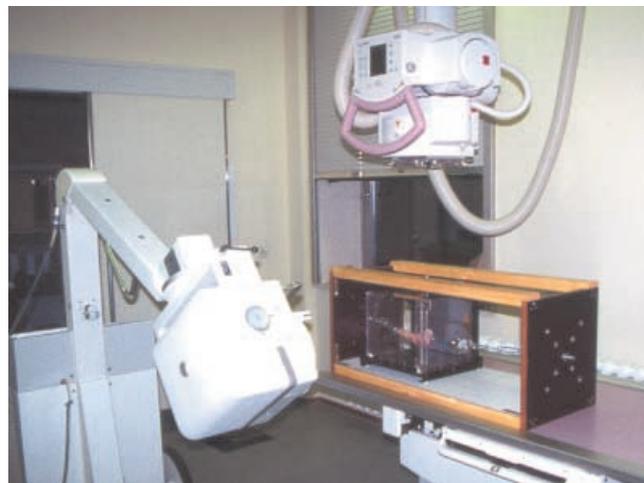


Abb. 4 ▲ RSA-Röntgenaufbau mit zwei Röntgeneräten mit 90°-Versatz der Röntgenröhren. Schrittweise Belastung des Präparats innerhalb des Kalibrierungskäfigs

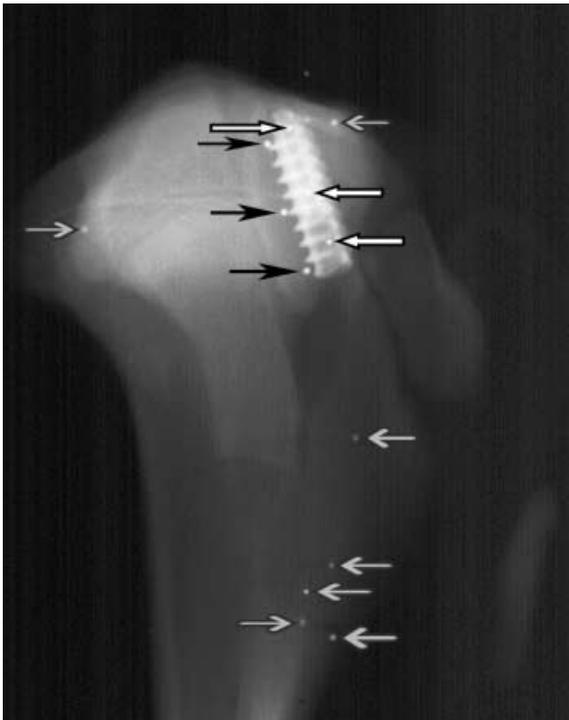


Abb.5 ◀ **RSA-Röntgenbild (Hartstrahltechnik; 81 kV, 1 mAs) bei der BPTB-Verschraubung mit Titaninterferenzschraube. RSA-Tantalmarkierungen: schwarze Pfeile Patellarsehnedrittel, weiße Pfeile Interferenzschraube, graue Pfeile Tibia**

höchsten Haltekraft (777 bzw. 800 N; BPTB-Ti) kam es durch eine Fraktur des Tibiakopfes zum Implantatversagen (Abb. 7b). Beim Ausriss des Knochenblocks blieben bis auf diese beiden Fälle die Interferenzschrauben in situ. Bei den Hamstring-Transplantaten war in allen Fällen ein allmähliches Durchrutschen der Sehne Ursache des Versagens. Hierbei waren das Fadenmaterial und die Sehne im Gewindebereich zerfasert und teilweise gerissen (Abb. 7c).

Anhand von 10 Doppelmessungen vor Beginn der Belastung wurde die Messgenauigkeit der RSA für den Versuchsaufbau bestimmt. Nach der Dahlberg-Formel ergab sich für die Translation in der Sagittalachse (Zugrichtung) eine Messgenauigkeit von 0,022 mm. Die Elastizitätsgrenze wurde bei der 4fachen Messgenauigkeit, entsprechend einer irreversiblen Transplantatbewegung in Zugrichtung von 0,1 mm, festgelegt. Zur Bestimmung der Elastizitätsgrenze wurden die Messwerte nach Entlastung verwendet, um nur die irreversible (plastische) Deformation zu erfassen. Bei der Interferenzverschraubung der Hamstring-Transplantate wurde die Elastizitätsgrenze von 0,1 mm bei durchschnittlich 82 ± 35 N erreicht. Die Elastizitätsgrenze der BPTB-Verschraubung lag um den Faktor 5 höher (428 ± 135 N; $p < 0,01$).

Bis zur Versagenslast zeigten die patellaren Knochenblöcke nur eine geringe irreversible Bewegung in Zugrichtung von durchschnittlich 0,67 (0,01–1,65) mm. Bei der direkten Verschraubung der Hamstring-Transplantate führten Zugkräfte oberhalb der Elastizitätsgrenze zunächst zu einer linearen Steigerung der irreversiblen Transplantatbewegung (Rutschen). Bei Belastung über 200 N zeigte sich eine exponentielle Zunahme des Transplantatrutschens

(200 N: 0,4 mm; 300 N: 0,81 mm; 400 N: 1,54 mm; 3/4 der maximalen Haltekraft: 2,58 mm).

Zwischen Be- und Entlastung zeigten die verschraubten Hamstring-Transplantate eine kontinuierliche Zunahme der Transplantatbewegungen im Knochenkanal (200 N: 0,16 mm; 300 N: 0,25 mm; 400 N: 0,28 mm). Bei der Patellarsehnenverschraubung fand sich eine signifikant geringere Elastizität der Fixation (200 N: 0,04 mm; 300 N: 0,1 mm; 400 N: 0,14 mm; 500 N: 0,16 mm).

Für die Interferenzverschraubung der BPTB-Transplantate wurde eine 8-mal höhere lineare Steifigkeit als für die verschraubten Hamstring-Sehnen (3500 ± 1300 vs. 403 ± 141 N/mm; $p = 0,01$) ermittelt. Die Berechnung der linearen Steifigkeit wurde mit den RSA-Migrationswerten bei 200 N Belastung durchgeführt, da hier der Kurvenverlauf der Weg-Kraft-Kurven eine annähernd lineare Steigung aufwies. Bei der BPTB-Verschraubung fanden sich zwischen Polyactid- und Titaninterferenzschraube keine relevanten Unterschiede in Bezug auf die lineare Steifigkeit und die Elastizitätsgrenze.

Die Interferenzschrauben zeigten in allen Gruppen bei Belastung nur geringe Bewegungen in Zugrichtung. In der BPTB Gruppe betrug die irreversible Bewegung der Titaninterferenzschraube am letzten Messpunkt im Mittel 0,23 mm. Die geringsten Bewegungen in Zugrichtung (0,06 mm Hamst-Bio respektiv 0,07 mm BPTB-Bio) fanden sich

Tabelle 1

Angaben der Mittelwerte und Standardabweichungen für die maximale Haltekraft, Elastizitätsgrenze und lineare Steifigkeit für die untersuchten Gruppen. Plastische Deformierung (Rutschen) des verschraubten Sehnenendes in Zugrichtung nach Belastung mit 200 N, 300 N, 400 N, 3/4 der Haltekraft und bei maximaler Haltekraft. Schraubenbewegung in Zugrichtung nach Belastung mit 3/4 der Haltekraft

Transplantat	BPTB-Ti	BPTB-Bio	Hamst-Bio
Maximale Haltekraft [N]	667±110	648±81	492±30
Elastizitätsgrenze [N]	407±65	448±178	82±35
Plastische Deformierung nach 200 N Last [mm]	0,03±0,01	0,02±0,01	0,40±0,17
Plastische Deformierung nach 300 N Last [mm]	0,04±0,02	0,05±0,07	0,81±0,28
Plastische Deformierung nach 400 N Last [mm]	0,10±0,06	0,09±0,09	1,54±0,35
Plastische Deformierung bei 3/4 der Haltekraft [mm]	0,31±0,06	0,35±0,3	2,58±1,08
Plastische Deformierung bei letztem Messwert [mm]	0,69±0,13	0,65±0,53	4,01±1,16
Schraubenbewegung [mm]	0,23±0,13	0,07±0,04	0,06±0,04
Steifigkeit [N/mm]	3072±589	3928±1655	403±141

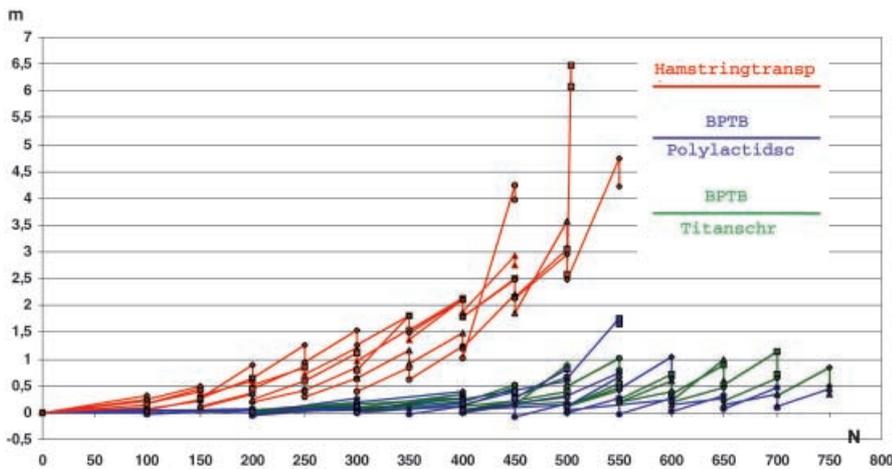


Abb. 6 ▲ Graphische Darstellung der Bewegungen der Transplantatenden im Bohrkanal unter Last in Zugrichtung (Weg-Kraft-Kurven) für die 3 Vergleichsgruppen. Aufbelastung in Schritten von 50 N. Jedes Transplantat ist auf jeder Belastungsstufe durch ein Punktepaar gekennzeichnet. Der obere Punkt gibt die Relativbewegung des Transplantats unter Belastung an und entspricht somit der Gesamtbewegung (reversibel und irreversibel). Der untere Punkt entspricht der Positionsänderung unter Entlastung und ist somit das Maß für die irreversible Deformation (Rutschen an der Fixation)

unabhängig vom verschraubten Transplantat bei der Polylactidschraube. Die Unterschiede waren nicht signifikant ($p=0,067$).

Hinsichtlich der Stabilität der BPTB-Knochenblöcke selbst ergaben die RSA-Messungen keine messbaren Bewegungen der im Knochenblock eingebrachten Tantalmarker untereinander. Auch makroskopisch fand sich kein Bruch eines Knochenblocks. Das Nachgeben der Fixation bei den direkt verschraubten Hamstring-Transplantaten startete gelenknah. Die RSA-Messungen ergaben für die proximal in die Sehne eingebrachten Marker eine frühere und stärkere Bewegung in Zugrichtung als für die distal gelegenen. Bei Zuglasten >300 N wurden durch das Rutschen der Sehne die am weitesten proximal gelegenen Sehnenmarkierungen aus dem Gewindebereich herausgezogen. Diese Marker zeigten eine relativ höhere Bewegung als die im mittleren und distalen Gewindebereich fixierten Sehnenmarker und wurden daher vom RSA-System über die automatische Fehlerkorrektur von der Messung der Segmentmigration des Sehnenendes ausgeschlossen.

Diskussion

Die Primärstabilität einer Kreuzbandersatzplastik wird vorrangig durch die Fixation des Transplantats im Knochen bestimmt, da die Reißkraft des verwen-

deten Sehnenmaterials wesentlich über der Haltekraft der Fixation liegt [30] und bleibt auch unter den Bedingungen der Avaskularität in den ersten Wochen erhalten [19]. Schwächster Punkt ist die tibiale Verankerung des Transplantats [25]. Aus diesem Grund konzentrierten wir unsere Untersuchungen auf die tibiale Fixation. Im Rahmen der Rehabilitation muss die Transplantatfixation den wiederholten submaximalen Belastungen und auch Belastungsspitzen standhalten, ohne sich auszulockern oder gar auszureißen.

Die mechanischen Eigenschaften der Transplantatfixation sind durch verschiedene Größen gekennzeichnet: die maximale Haltekraft, die lineare Steifigkeit und die Elastizitätsgrenze. Überwiegend wird nur die maximale Haltekraft oder Ausreißkraft angegeben, die besagt, bei welcher Spitzenlast die Transplantatfixation versagt. Die Ausreißkraft charakterisiert die Mechanik der Fixation jedoch nur unvollständig und wenig realitätsnah, da diese Last im Rahmen der Rehabilitation in der Regel nicht erreicht wird. Viel wichtiger ist die Beurteilung der Transplantatfixation im submaximalen Lastbereich.

Die lineare Steifigkeit gibt an, um welche Strecke sich die Fixation unter einer bestimmten Last elastisch bzw. reversibel elongiert und wird in N/mm angegeben. Sie beschreibt die Relativbewegungen des Transplantatendes im Bohrkanal, die nach Entlastung voll reversi-

bel sind. Je geringer die lineare Steifigkeit ist, desto höher sind die Relativbewegungen des Transplantats im Bohrkanal. Hohe Relativbewegungen bei wenig steifen Fixationen werden für Störungen der knöchernen Einheilung und Aufweitungen des Bohrkanals verantwortlich gemacht [16]. Wird die Elastizitätsgrenze überschritten, so entsteht eine plastische also irreversible Deformierung der Transplantatfixation. Es kommt zu einem Nachgeben oder Rutschen des Transplantats an der Fixation. Jedes Rutschen an der Fixation führt zwangsläufig zu einer Abnahme der intraartikulären Bandspannung und damit zu einer vermehrten Laxität des Kniegelenks in der Sagittalebene.

In der vorliegenden Arbeit konnten wir unter Verwendung der RSA zeigen, dass es bei der direkter Interferenzverschraubung eines Hamstring-Transplantats in der von uns gewählten Konfiguration (8 mm Transplantat- und Bohrkanaldurchmesser, 7 mm Linvatec Bioscrew®) trotz hoher maximaler Haltekraft bereits bei submaximalen Belastungen zu einem Rutschen des Transplantats an der Fixation kommt. Nach Belastung mit 400 N war das verschraubte Sehnenende bereits um durchschnittlich 1,5 mm aus dem Bohrkanal herausgerutscht. Vor Versagen der Fixation hatte die Hamstring-Verschraubung irreversibel um durchschnittlich um 4 mm nachgegeben. Ursächlich war die niedrige Elastizitätsgrenze der Hamstring-Interferenzverschraubung.

Durch die hohe Präzision der RSA wurde auch bei der BPTB-Interferenzverschraubung eine geringe Bewegung der Knochenblöcke von durchschnittlich 0,67 mm in Zugrichtung bei maximaler Haltekraft beobachtet. Die Interferenzschrauben selbst zeigten in allen Versuchen auch bei hohen Lasten nur eine geringe Bewegung in Zugrichtung. Mit Hilfe der RSA-Migrationsanalyse konnten die lineare Steifigkeit und die Elastizitätsgrenze der Transplantatfixation erstmals genau bestimmt werden.

Die höchste maximale Ausreißkraft zeigte in der eigenen Studie die Fixation des BPTB-Transplantats mit der Titaninterferenzschraube von durchschnittlich 667 ± 110 N. Vergleichbare Ergebnisse wurden von Weiler [29], (822 N), Rupp [20], (768 N), Magen [10], (776 N) sowie Pena [15], (640 N) unter Verwendung ei-

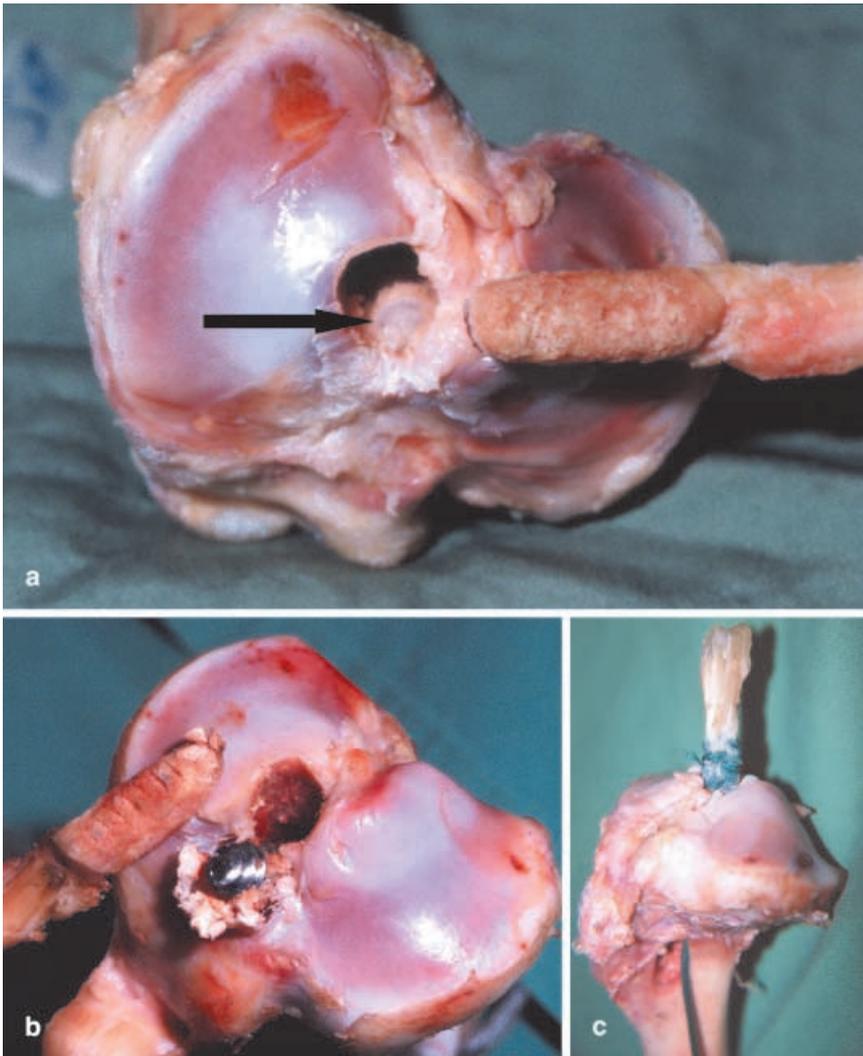


Abb. 7a–c ▲ Versagensmechanismen bei der Interferenzverschraubung. a Typisches Transplantatversagen bei der BPTB-Interferenzverschraubung. Das Gewinde der Schraube hat die Knochenblock-spongiosa abgeraspelt. Die Polylactidinterferenzschraube ist im Bohrkanal verblieben (Pfeil). b Transplantatausriss bei der BPTB-Interferenzverschraubung durch Versagen der tibialen Spongiosa und Schraubendislokation bei 800 N Last. c Durchrutschen eines Hamstring-Transplantats bei der direkten Sehnenverschraubung mittels Polylactidschraube unter 500 N Last

ner Materialprüfmaschine mit kontinuierlicher Belastungssteigerung ermittelt.

Unsere Untersuchungen wiesen mit durchschnittlich 648 ± 81 N keine signifikant niedrigeren Ausreißkräfte bei Verwendung einer Polylactidschraube zur BPTB-Verschraubung auf. Auch Weiler ermittelte in der oben genannten Studie etwas geringere Ausreißkräfte für die biodegradierbare Interferenzschraube von 713 ± 210 N [29].

Bei unseren Untersuchungen fand sich für die direkte Verschraubung eines Hamstring-Transplantats mittels Polylactidschraube eine signifikant geringere Ausreißkraft von 492 ± 30 N. Die maximale Haltekraft liegt dennoch über den zu erwartenden Belastungen in der Re-

habilitation [17]. Die Ergebnisse anderer Studien hinsichtlich der direkten Fixation von Hamstring-Transplantaten mittels bioresorbierbaren Interferenzschrauben divergieren von 341–507 N, was am ehesten durch die Verwendung unterschiedlicher Schrauben und Versuchsmodelle bedingt zu sein scheint [3, 24, 28, 29]. Das von uns verwendete Versuchsmodell weicht von der üblichen Versuchsdurchführung bei Prüfmaschinen ab, da die Bestimmung der Ausreißkraft nach mehrfach gesteigerter Vorbelastung der Transplantate erfolgte und die Belastung für die Dauer der RSA-Röntgenaufnahme aufrechterhalten wurde. Dennoch entsprechen die mit unserem individuellen Versuchsmodell

ermittelten Ausreißkräfte den Angaben in der Literatur, sodass unser Versuchsmodell als valide betrachtet werden kann.

Die von uns ermittelten Steifigkeitswerte für die BPTB-Interferenzverschraubung (BPTB-Ti = 3072 ± 589 N/mm, BPTB-Bio = 3928 ± 1655 N/mm) liegen erheblich über den Angaben anderer Autoren [2, 8, 9, 28, 29]. Weiler [29] gab für die Verschraubung eines humanen Patellarsehnedrittels in einer Kalbstibia eine Steifigkeit von $49,9 \pm 14,3$ N/mm bei Verwendung einer Polylactidschraube und $60,2 \pm 11,3$ N/mm bei Gebrauch einer Titanschraube an. Ähnliche Steifigkeiten wurden von Becker [2], ($46,2 \pm 5,1$ N/mm) und Kousa [8], (83 ± 11 N/mm) am Tiermodell bei Verwendung einer Titaninterferenzschraube ermittelt. In der Untersuchung von Becker et al. [2] betrug die Elongation bei 100 N durchschnittlich 3,45 mm und bei 200 N 6,1 mm. Wir fanden lediglich ein Nachgeben der Fixation von 0,02 (BPTB-Bio) bzw. 0,03 mm (BPTB-Ti).

Für die Verschraubung eines humanen 3fachen Semitendinosustransplantates mit einer Polylactidschraube ermittelte Weiler [29] eine Steifigkeit von $57,9 \pm 13,8$ N/mm. Becker et al. [2] ermittelten für die Verschraubung eines Sehnen-Transplantats (Flexor-digiti-profundus-Sehne von jungen Schweinen) in einer Rindertibia mit einer Polylactidschraube eine Steifigkeit von $47 \pm 15,3$ N/mm an. Die Elongation betrug bei 200 N Belastung durchschnittlich 4,38 mm. Wir ermittelten in unserem vergleichbaren Modell eine Steifigkeit für die direkte Sehnenverschraubung von durchschnittlich 403 N/mm. Wilson et al. [30] ermittelten für das humanen BPTB-Transplantat eine Steifigkeit von 210 N/mm und für ein 2faches Semitendinosustransplantat eine Steifigkeit von 238 N/mm.

Die in den zitierten Arbeiten angegebenen Steifigkeitswerte der Sehnenfixation sind somit geringer, als die Steifigkeit der Sehnen-Transplantate selbst. Zusätzlich ist es kaum vorstellbar, dass sich ein verschraubter patellarer Knochenblock bereits bei 200 N Last um 6 mm elastisch im Bohrkanal bewegt und nach Entlastung wieder an seine ursprüngliche Position zurückschneidet [2]. Unsere RSA-Messungen zeigten ein Versagen der Fixation bei einer durchschnittlichen Migration des Knochen-

blocks von mehr als 0,67 mm. Die Haltekraft der BPTB-Verschraubung bei Becker [2] betrug dennoch 718 ± 219 N.

In den zitierten Arbeiten wurden die Untersuchungen mit Hilfe einer Materialprüfmaschine vorgenommen. Hier wird die Kraft-Dehnungs-Relation, die der Bestimmung der linearen Steifigkeit zugrunde liegt, in der Regel über die Abstandsänderung der Probenaufnahmen ermittelt. Somit wird die Dehnung des Gesamtkonstruktes bestehend aus der Fixation des Präparats (Knochen und freies Sehnenende) in der Maschine, der Transplantatfixation und des Transplantats selbst bestimmt. Die Einzelparameter sind hierbei unterschiedlich steif. Eine isolierte Messung der linearen Steifigkeit der Fixation ist bei dieser Versuchsanordnung kaum möglich, da die relativ geringe Steifigkeit des Sehnen- und Sehnenendes die höhere Steifigkeit der Fixation überlagert. Aus diesen Gründen ist die von verschiedenen Autoren angegebene lineare Steifigkeit der Transplantatfixation erheblich zu niedrig gemessen worden. Unsere Arbeitsgruppe hat deshalb immer darauf verzichtet, Steifigkeitswerte bei Untersuchungen mit Materialprüfmaschinen anzugeben [18, 20]. Mit der von uns beschriebenen RSA-Methode ist es nun möglich, die Migration des Sehnenendes im Knochenkanal isoliert zu erfassen und präzise Messungen der linearen Steifigkeit der Fixation durchzuführen.

Unsere Untersuchungen zeigten weiter, dass nur die BPTB-Interferenzverschraubung mit einer Elastizitätsgrenze von durchschnittlich 407 N (BPTB-Ti) bzw. 448 N (BPTB-Bio) bei submaximalen Belastungen eine ausreichende Sicherheitsreserve besitzt, um den im Rahmen der Rehabilitation auftretenden Kräften standzuhalten ohne nachzugeben [10, 11]. Für die direkte Verschraubung des Sehnen- und Sehnenendes ermittelten wir eine Elastizitätsgrenze von 82 ± 35 N. Diese Last kann unter natürlichen Bedingungen bereits beim passiven Durchbewegen des Kniegelenks überschritten werden [17]. Klinische Nachuntersuchungen zeigten bei VKB-Ersatzplastiken mit Hamstrings eine geringere vordere Kniestabilität durch vermehrte femorotibiale Translation als bei Verwendung eines BPTB-Transplantats [1, 13, 14]. Diese vermehrte Translation könnte aufgrund unserer Ergebnisse auch durch eine niedrige Elastizitäts-

grenze mit sukzessivem Rutschen der Transplantatfixation in der Einheilungsphase erklärt werden [13, 14]. Bei den eigenen Untersuchungen entsprach der Durchmesser des Bohrkanals mit 8 mm dem Durchmesser des 4fachen Hamstring-Transplantats. Wir verwendeten eine etwas kleinere Polylactidschraube von 7 mm Durchmesser mit relativ scharfem Gewinde zur Fixierung. Ein optimiertes Schraubendesign und ein größerer Schraubendurchmesser könnten zu einer Verbesserung der mechanischen Eigenschaften der Hamstring-Verschraubung führen.

Hinsichtlich der Klärung des Versagensmodus kam es bei allen verschraubten Hamstring-Transplantaten zu einem schrittweisen Rutschen der Sehne im Bohrkanal, wobei das Nahtmaterial und die Sehne stark ausgefranst wurden (s. Abb. 7c). Bis 300 N Last fand sich ein annähernd linearer Anstieg des Sehnenrutschens mit gleichsinniger Bewegung aller RSA-Marker. Bei größeren Lasten fand sich bei den gelenknah eingebrachten Tantalmarkern des Sehnenendes eine höhere Migration in Zugrichtung als bei den distalen. Das Nachgeben der Fixation begann im proximalen Bereich der Verschraubung. Hier kam es zu einem sukzessiven Durchrutschen der Sehne am kranialen Schraubengewinde. Durch den mittleren und distalen Anteil der Interferenzschraube wurde zunächst noch eine stabile Fixation des Sehnenendes gewährleistet, die auch einer Steigerung der Belastung standhielt. Das sukzessive Durchrutschen des Sehnenendes bedingte eine zunehmende Verkürzung der fixierten Sehnenstrecke, was letztlich zum Versagen der Hamstring-Verschraubung führte. Unter Last zeigten die Polylactidschrauben in allen Versuchen nur eine geringfügige Migration in Zugrichtung und verblieben beim Implantatversagen in situ. Hieraus ergibt sich, dass sich die Interferenzschrauben wesentlich besser in der tibialen Spongiosa des Bohrkanals, als in dem weichen Gewebe des Sehnen- und Sehnenendes verankern lassen.

Die Knochen-Knochen-Verschraubung beim BPTB-Transplantat zeigte einen anderen Versagensmechanismus. Auch bei hohen Kräften fand sich nur eine geringe Wanderung der patellaren Knochenblöcke in Zugrichtung von maximal 0,35 mm bei 400 N Last. Migrationen des Knochenblocks nahe der Versa-

genslast von mehr als 0,5 mm kündigten das drohende Transplantatversagen an. In 8 von 10 Fällen war ein Abscheren der Knochenblock-spongiosa durch die Interferenzschraube Ursache des Versagens (s. Abb. 7a). In unserem Versuchsmodell erfolgte die Verschraubung der Knochenblöcke auf der spongiösen Seite. Aus den RSA-Messungen lässt sich schließen, dass wahrscheinlich eine zunehmende Mikrofrakturierung der Knochenblock-spongiosa zum Versagen führt. Rupp et al. [20] untersuchten die Haltekraft eines BPTB-Transplantats bei Verschraubung des Knochenblocks auf der kortikalen oder spongiösen Seite. Sie fanden keine signifikanten Unterschiede in der maximalen Haltekraft. Bei Verschraubung der spongiösen Seite kam es in 75% zum Ausriss des Knochenblocks mit abgeraspelter Spongiosa. Die Verschraubung der kortikalen Seite führte in 70% zu Blockbrüchen und Sehnenabrissen. Bei der BPTB-Verschraubung fanden wir keine signifikanten Unterschiede in der Haltekraft und im Versagensmechanismus zwischen Titan- und Polylactidschraube.

Fazit für die Praxis

Nach Ersatz des VKB stellt die Fixation des Transplantats im Knochen den schwächsten Punkt dar. Die postoperative Belastbarkeit des Kniegelenks wird deshalb bis zur Einheilung der Bandplastik durch die maximale Haltekraft, die Elastizitätsgrenze und die lineare Steifigkeit der Fixation bestimmt. Die alleinige Angabe der maximalen Haltekraft einer Fixationstechnik ist nicht aussagekräftig zur Beurteilung des Fixationsverfahrens.

Bei niedriger Elastizitätsgrenze kann es bereits unter physiologischen Belastungen zu einem Rutschen des Transplantats an der Fixation kommen. Eine hierdurch bedingte Abnahme der Bandspannung gefährdet die gelenkstabilisierende Wirkung des Kreuzbandersatzes. Große Relativbewegungen des Transplantats im Bohrkanal aufgrund einer niedrigen linearen Steifigkeit der Fixation können die Einheilung verzögern. Zur Beurteilung eines Fixationsverfahrens sind daher Angaben über die lineare Steifigkeit und die Elastizitätsgrenze ebenfalls wichtig. Die mit Hilfe von Materialprüfmaschinen bestimmte Elongation unter Last kann nicht für die Berechnung der Steifigkeit der Fixation

verwendet werden, da sie maßgeblich durch die Dehnung der freien Sehne und die Befestigung des Präparats in der Maschine beeinflusst wird. Zur exakten Bestimmung der linearen Steifigkeit der Fixation müssen die Relativbewegungen des Transplantates im Bohrkanal unter Last genau gemessen werden. Hierzu ist die vorgestellte RSA-Methode ideal geeignet. Die Verschraubung eines BPTB-Transplantats mit einer Titan- oder Polylactidinterferenzschraube besitzt eine hohe Ausreißkraft, Elastizitätsgrenze und lineare Steifigkeit. Die Interferenzverschraubung des Patellarsehnedrittels erlaubt daher eine aggressive postoperative Rehabilitation. Bei alleiniger Interferenzverschraubung eines 4fachen Hamstring-Transplantats in der untersuchten Form ist, wegen der geringen Elastizitätsgrenze, eine restriktive Rehabilitation empfehlenswert, um die gelenkstabilisierende Wirkung und die Einheilung des Transplantats nicht zu gefährden.

Literatur

1. Aglietti P, Buzzi R, Zaccherotti G, De Biase P (1994) Patellar tendon versus doubled semitendinosus and gracilis tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 22: 211–217
2. Becker R, Stärke C, Schröder M, Nebelung W (2000) Biomechanische Eigenschaften tibialer Fixationsverfahren von Hamstring-Transplantaten zur Kreuzbandrekonstruktion. *Arthroskopie* 13: 314–317
3. Caborn DN, Coen M, Neef R, Hamilton D, Nyland J, Johnson DL (1998) Quadrupled semitendinosus-gracilis autograft fixation in the femoral tunnel: a comparison between a metal and a bioabsorbable interference screw. *Arthroscopy* 14: 241–245
4. Höher J, Scheffler SU, Withrow JD, Livesay GA, Debski 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
5. 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
6. Jorn LP, Friden T, Ryd L, Lindstrand A (1997) Persistent stability 3 years after reconstruction of the anterior cruciate ligament. A radiostereometric analysis (RSA) of 20 patients. *Acta Orthop Scand* 68: 427–429
7. Kärrholm J (1989) Roentgen stereophotogrammetry. Review of orthopaedic applications. *Acta Orthop Scand* 60: 491–503
8. Kousa P, Jarvinen TL, Kannus P, Ahvenjari M, Kaikkonen A, Jarvinen M (2001) A bioabsorbable plug in bone-tendon-bone reconstruction of the anterior cruciate ligament: introduction of a novel fixation technique. *Arthroscopy* 17: 144–150
9. Kousa P, Jarvinen TL, Pohjonen T, Kannus P, Kotikoski M, Jarvinen M (1995) Fixation strength of a biodegradable screw in anterior cruciate ligament reconstruction. *J Bone Joint Surg Br* 77: 901–905
10. 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
11. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS (1984) Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 66: 344–352
12. Nyström L (1990) Algorithms and program system for Roentgen Stereophotogrammetric Analysis. UMINF – 187.90. ISSN-0384-0542. Institute of Information and Processing, Department of Computer Science, University of Umea
13. O'Neill D (1996) Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 78: 803–813
14. Otera A, Hutcheson L (1993) A comparison of the doubled semitendinosus/gracilis and central third of the patellar tendon autografts in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 9: 143–148
15. Pena F, Gronqvist T, Brown GA, Aune AK, Engebretsen L (1996) Comparison of failure strength between metallic and absorbable interference screws. Influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, bone mineral density, and interference. *Am J Sports Med* 24: 329–334
16. Rork PE (2000) Bungee cord effect in hamstring tendon ACL reconstruction. *Orthopedics* 23: 184
17. Rupp S, Hopf T, Hess T, Seil R, Kohn D (1999) Resulting tensile forces in the human bone-patellar tendon-bone graft: direct force measurement in vitro. *Arthroscopy* 15: 179–184
18. Rupp S, Krauss PW, Fritsch EW (1997) Fixation strength of a biodegradable interference screw and a press-fit technique in anterior cruciate ligament reconstruction with a BPTB graft. *Arthroscopy* 13: 61–65
19. Rupp S, Seil R, Kohn D, Muller B (2000) The influence of avascularity on the mechanical properties of human bone-patellar-tendon-bone grafts. *J Bone Joint Surg Br* 82: 1059–1064
20. Rupp S, Seil R, Krauss PW, Kohn DM (1998) Cortical versus cancellous interference fixation for bone-patellar tendon-bone grafts. *Arthroscopy* 14: 484–488
21. Ryd L (1992) Roentgen stereophotogrammetric analysis of prosthetic fixation in the hip and knee joint. *Clin Orthop* 276: 56–65
22. Selvik G (1989) Roentgen Stereophotogrammetry. A method for the study of kinematics of the skeletal system. Thesis, University of Lund, Lund, Sweden 1974. Reprint. *Acta Orthop Scand* 232 [Suppl]: 1–51
23. Simonian PT, Erickson MS, Larson RV, O'Kane JW (2000) Tunnel expansion after hamstring anterior cruciate ligament reconstruction with 1-incision EndoButton femoral fixation. *Arthroscopy* 16: 707–714
24. Stadelmaier DM, Lowe WR, Ilahi OA, Noble PC, Kohl HW (1999) Cyclic pull-out strength of hamstring tendon graft fixation with soft tissue interference screws. Influence of screw length. *Am J Sports Med* 27: 778–783
25. Steiner ME, Hecker AT, Brown CH Jr, Hayes WC (1994) Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts. *Am J Sports Med* 22: 240–246
26. Thuresson P, Nyquist F, Onsten I (1998) Bone graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction evaluated by radiostereometric analysis. *Scand J Med Sci Sports* 8: 456–460
27. Tohyama H, Beynon BD, Johnson RJ, Nichols CE, Renstrom PA (1993) Morphometry of the semitendinosus and gracilis tendons with application to anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1: 143–147
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, Sudkamp NP, Siepe CJ, Haas NP (1999) Ersatz des vorderen Kreuzbands. Biomechanische Untersuchungen zur Patellar- und Semitendinosus-Sehnenverankerung mit einer Poly (D,L-Laktid)-Interferenzschraube. *Unfallchirurg* 102: 115–123
30. Wilson TW, Zafuta MP, Zobitz M (1999) A biomechanical analysis of matched bone-patellar tendon-bone and double-looped semitendinosus and gracilis tendon grafts. *Am J Sports Med* 27: 202–207
31. Yamanaka M, Yasuda K, Tohyama H, Nakano H, Wada T (1999) The effect of cyclic displacement on the biomechanical characteristics of anterior cruciate ligament reconstructions. *Am J Sports Med* 27: 772–777
32. Yoshiya S, Nagano M, Kurosaka M, Muratsu H, Mizuno K (2000) Graft healing in the bone tunnel in anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop* 376: 278–286