

**Aus der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen
Abteilung Allgemeine Orthopädie mit Poliklinik
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. N. Wülker**

**Die Belastbarkeit des Sehnenansatzes von
Patellarsehnentransplantaten in Press-Fit-Technik
zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes
am Schweinekniemodell**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

Friederike Susanne Viniol

aus

Stuttgart

2010

Dekan:

Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter:

Professor Dr. N. Wülker

2. Berichterstatter:

Professor Dr. K. Weise

Für
Sebastian

I INHALTSVERZEICHNIS

I	INHALTSVERZEICHNIS.....	IV
II	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	VII
1.	EINLEITUNG	8
1.1.	Anatomie der Kreuzbänder	8
1.2.	Verletzungen des vorderen Kreuzbandes	10
1.3.	Diagnostik der vorderen Kreuzbandruptur	11
1.4.	Behandlungsmöglichkeiten der vorderen Kreuzbandruptur	13
1.4.1.	Konservative Behandlungsmöglichkeiten	13
1.4.2.	Operative Behandlungsmöglichkeiten	14
1.4.2.1.	Semitendinosussehnen­transplantat	15
1.4.2.2.	Quadricepssehnen­transplantat.....	16
1.4.2.3.	Patellarsehnen­transplantat (bone-tendon-bone graft).....	17
1.4.2.3.1.	Fixation mit Interferenzschrauben.....	19
1.4.2.3.2.	Press-Fit-Technik.....	19
1.4.2.4.	Rehabilitation.....	20
1.4.3.	Belastbarkeit des vorderen Kreuzbandes	21
1.4.4.	Belastbarkeit des Transplantats	22
1.4.5.	Langzeitbelastbarkeit.....	25
1.5.	Literatur zur Press-Fit-Technik.....	25
1.6.	Fragestellungen.....	26
1.6.1.	Vergleich von 0,4 mm mit 1,5 mm Press-Fit.....	26
1.6.2.	Vergleich zweier Techniken zum Einzug des patellaren Knochenblocks	26
2.	MATERIAL UND METHODEN	28

2.1.	Schweinekniepräparate.....	28
2.2.	Präparation.....	29
2.3.	Fixierung des Präparates in der Haltevorrichtung.....	33
2.4.	Einteilung der Versuchsgruppen	34
2.5.	Materialtestungsmaschine UTS 3 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) 35	
2.6.	TestXpert®-Software (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland).....	36
2.7.	Versuchsdurchführung an der Materialtestungsmaschine	36
2.8.	Statistische Auswertung der Versuche	38
3.	ERGEBNISSE.....	40
3.1.	Ergebnisse des Vergleichs von 1,5 mm mit 0,4 mm Press-Fit	42
3.2.	Ergebnisse des Vergleichs von 0,4 mm Press-Fit und 0,4 mm Press-Fit mit Metallplättchen	43
3.3.	Box-Plot-Diagramm	43
3.4.	Zusammenfassung der Ergebnisse	45
4.	DISKUSSION.....	46
4.1.	Vergleichbarkeit der Schweinekniepräparate mit dem menschlichen Knie.....	46
4.2.	Testungsgeschwindigkeit.....	47
4.3.	Relevanz der untersuchten Operationsmethode	47
4.3.1.	Patellarsehnentransplantat.....	47
4.3.2.	Press-Fit	49

INHALTSVERZEICHNIS

4.4. Längsbohrung des Knochenblocks und Anbringen eines Metallplättchens am Sehnenansatz.....	50
4.5. Diskussion der Ergebnisse.....	51
4.6. Schlussfolgerung	52
5. ZUSAMMENFASSUNG	53
III ABBILDUNGEN.....	55
IV TABELLEN	56
V LITERATURVERZEICHNIS.....	57
VI DANKSAGUNG	64
VII LEBENSLAUF	65

II ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

Abb.:	Abbildung
kN:	Kilonewton
Lig.:	Ligamentum
mm:	Millimeter
M.:	Musculus
MRT:	Magnetresonanztomographie
N:	Newton
NaCl:	Natriumchlorid
PC:	Personal Computer
s:	Sekunde
Tab.:	Tabelle
VKR:	vordere Kreuzbandruptur
vs.:	versus

1. EINLEITUNG

Die traumatische oder durch Degeneration bedingte Ruptur des vorderen Kreuzbandes stellt eine immer häufiger auftretende Verletzung dar. In Industriestaaten geht man von bis zu einer Kreuzbandverletzung auf 1000 Einwohner jährlich aus (66). Dies ist vor allem auf die steigende sportliche Aktivität der Bevölkerung, den Trend zu immer risikoreicheren Extremsportarten und die Entwicklung neuer Sportgeräte, die eine immer höhere Belastung für den Bewegungsapparat darstellen, zurückzuführen. Sportunfälle, die eine starke Verdrehung des Kniegelenkes beinhalten, aber auch geringe Traumata aus dem Alltag können eine Ruptur hervorrufen. Die dadurch oft verursachte Instabilität im Kniegelenk wird von vielen Patienten bei der Ausübung ihres Sports sowie den alltäglichen Verrichtungen als hinderlich empfunden. Aus diesem Grund ist es wichtig, dass sich die medizinische Forschung mit der Weiterentwicklung der unterschiedlichen Behandlungsmethoden der vorderen Kreuzbandruptur beschäftigt. Diese Arbeit untersucht die Belastbarkeit von Patellarsehnentransplantaten in Press-Fit-Technik zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes.

1.1. Anatomie der Kreuzbänder

Das Kniegelenk stellt das größte Gelenk des menschlichen Körpers dar. Die Stabilität des Kniegelenkes wird vom medialen und lateralen Meniskus, dem Bandapparat, bestehend aus Lig. cruciatum anterior und posterior, Lig. patellae, Lig. collaterale fibulare und tibiale, Lig. popliteum obliquum und arcuatum sowie dem Retinaculum patellae laterale und mediale gewährleistet. Im weiteren Text werden zur Vereinfachung die deutschen Bezeichnungen „vorderes“ bzw. „hinteres Kreuzband“ verwendet.

Die Kreuzbänder bestehen aus einer Vielzahl unterschiedlicher Faserbündel, die umeinander rotieren (70). Diese bestehen wiederum aus Kollagenfibrillen, die von lockerem Bindegewebe in Faserbündel unterteilt werden.

Das vordere Kreuzband zieht von der dorsalen Innenseite des Condylus lateralis des Femur durch die Fossa intercondylaris und inseriert im mittleren Anteil der Area intercondylaris anterior der Tibia. Während sich der femorale Ursprung

oval darstellt, ist der tibiale Insertationspunkt längsoval (63). Die Länge des vorderen Kreuzbandes liegt bei ca. 35 mm, während der Durchmesser ca. 11 mm beträgt. Die Hauptfunktion des vorderen Kreuzbandes besteht darin, die Tibia gegen eine Verschiebung nach vorne zu schützen (79). Diese Aufgabe erfüllt es am wirkungsvollsten in einem Winkel von ca. 20° bis 30° Flexion (52). Außerdem sichert es die Stabilität des gebeugten Kniegelenks und wirkt einer Überstreckung entgegen. Der mediale Teil des Ligaments wird bei Streckung und Innenrotation des Unterschenkels gespannt, während der laterale Teil bei Beugung des Unterschenkels gestrafft wird.

Im rechten Winkel zum vorderen Kreuzband zieht das hintere Kreuzband von der Innenseite des Condylus medialis des Femur zur Area intercondylaris posterior der Tibia. Es ist ca. 38 mm lang und 13 mm dick und damit etwas länger und dicker als das vordere Kreuzband. Es sichert den Zusammenhalt des gebeugten Knies. Zusammen mit den Seitenbändern wirkt es einer Überstreckung des Kniegelenkes entgegen.

Zusammen stellen die Kreuzbänder die zentralen passiven Führungselemente des Kniegelenks dar. Von ihnen wird vor allem die Rollgleitbewegung des Kniegelenkes gesteuert. Bei Außenrotation des Knies wickeln sich die Kreuzbänder voneinander ab, bei Innenrotation wickeln sie sich auf, wodurch die Innenrotation gehemmt wird (63). Außerdem besitzen die Kreuzbänder in ihren Verankerungsbereichen an Tibia und Fibula sowie im subsynovialen Bindegewebe zahlreiche Mechanorezeptoren (9, 34), weswegen ihnen eine propriozeptive Funktion im Kniegelenk zugeschrieben wird.

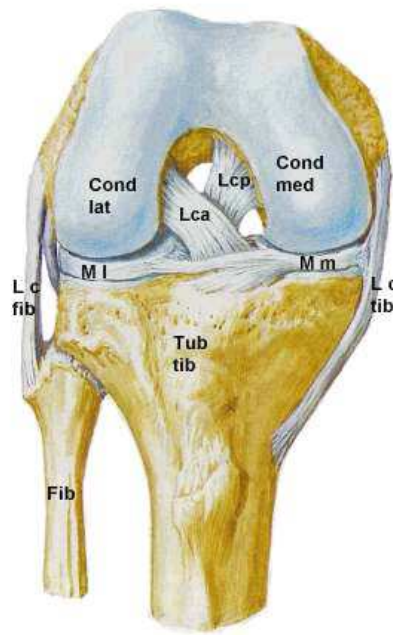


Abbildung 1: Anatomische Strukturen des rechten Kniegelenks von ventral
(aus: The Ciba Collection of Medical Illustrations)

1.2. Verletzungen des vorderen Kreuzbandes

Eine Verletzung des vorderen Kreuzbandes kommt sehr viel häufiger vor als die des hinteren Kreuzbandes, was durch die anatomische Lage sowie durch die geringere Stärke des vorderen Kreuzbandes bedingt ist. Generell ist das vordere Kreuzband das am häufigsten total rupturierte Ligament des Knies (6, 56).

Die Verletzung des vorderen Kreuzbandes ist am häufigsten die Folge eines Flexions-Valgus-Außenrotationstraumas oder eines Flexions-Varus-Innenrotationstraumas (44). Hierbei ist der Unterschenkel in Außenrotations- bzw. Innenrotationsstellung fixiert, wobei das flektierte Kniegelenk einem Valgus- bzw. Varusstress ausgesetzt wird. Des Weiteren kann die Verletzung des vorderen Kreuzbandes auch durch Hyperextensions- oder Hyperflexionstraumata (44) sowie durch eine Patellaluxation mit plötzlichem Stabilitätsverlust des Kniegelenkes bedingt sein. Bei den Verletzungen des vorderen Kreuzbandes handelt es sich meist um Sportverletzungen, die vor allem bei „riskanten“ Sportarten (6) wie American Football, Fußball und alpinem Skifahren sowie bei Kontaktsportarten wie Judo oder Ringen vorkommen.

Je nach Verletzungsausmaß spricht man von Überdehnung, teilweiser Ruptur oder kompletter Ruptur des vorderen Kreuzbandes. Zur Vereinfachung wird im Folgenden von einer kompletten vorderen Kreuzbandruptur (VKR) ausgegangen.

Die VKR tritt oft in Kombination mit anderen Verletzungen auf (6), wie z. B. Meniskus-, Knorpel- oder Knochenläsionen sowie Verletzungen der Seitenbänder und des hinteren Kreuzbandes. Eine häufige Kombination stellt das „Unhappy Triad“ dar, bei dem zur VKR noch eine mediale Seitenbandzerreiung sowie eine mediale Meniskusläsion hinzukommen.

Bei frischen Rupturen kann meist ein deutlicher Hämarthros des Kniegelenkes nachgewiesen werden, der zu Bewegungseinschränkung und Schmerzhaftigkeit führt. Eine unbehandelte VKR führt zu einer Störung der Kniegelenksstabilitt. Als Resultat kann eine pathologische Beweglichkeit der Tibia nach ventral beobachtet werden (positiver Lachmann-I-Test). Die Gelenkkapsel, die Seitenbänder, das hintere Kreuzband sowie die Menisken werden stärker belastet, um den vermehrten Tibiavorschub zu kompensieren. Die Folge ist eine Überdehnung der Bändern und der Kapsel sowie eine vermehrte Abnutzung der Menisken. Bei Zunahme des Tibiavorschubes kann es zu Knorpelschäden und Arthrose kommen. Außerdem werden bei Patienten, die sich nach einer VKR nicht einer Rekonstruktion unterziehen, und Patienten mit unbehandelter VKR besonders häufig Meniskusverletzungen beobachtet (6). Durch die VKR und die hierdurch verursachte Kniegelenksinstabilitt kann demnach eine arthrotische Destruktion des Kniegelenks gefördert werden oder sogar bedingt sein.

1.3. Diagnostik der vorderen Kreuzbandruptur

Die Anamnese des genauen Unfallhergangs sowie die Anamnese eventueller Vorerkrankungen sind in jedem Fall zielführend. Häufig berichtet der Patient von einem krachenden oder knallenden Geräusch im Knie und einem sofort darauffolgenden Hinstürzen. Meist berichtet er von starken Schmerzen. Bei vorgeschädigtem Kreuzband kann auch ein Bagateltrauma zur Ruptur führen. Dann ist ein Trauma oft nicht erinnerlich und es kann sich auch um eine ältere Ruptur handeln.

Bei der klinischen Untersuchung imponiert die frische VKR häufig durch eine deutliche Schwellung auf Grund eines Hämarthros sowie durch eine Bewegungseinschränkung. Zur anteriomedialen Instabilitätsprüfung werden der Lachmann-Test, die vordere Schublade und der Pivot-Shift-Test angewendet. Beim Lachmann-Test umfasst der Untersucher das Kniegelenk und verschiebt Ober- und Unterschenkel in leichter Flexionsstellung dorsoventral gegeneinander. Bei einer VKR ist eine vermehrte Verschieblichkeit des Unterschenkels nach ventral zu beobachten. Zum Test der vorderen Schublade setzt sich der Untersucher zur Fixation des Beines auf den Fuß des liegenden Patienten und umgreift den proximalen Unterschenkel bei 90° Kniebeugung mit beiden Händen. Bei einer VKR kann der Unterschenkel deutlich nach ventral gezogen werden. Beim Pivot-Shift-Test wird das Knie in Valgusstress und Innenrotation langsam durchgebeugt. Im Falle einer Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes subluxiert dabei der laterale Tibiakopf. Bei ca. 20° bis 30° Beugung erfolgt dann eine plötzliche, spürbare Reposition mit einem Schnappen nach ventral. Diese Tests, im Besonderen der Pivot-Shift-Test, können bei einem akut verletzten Knie oft sehr schmerzhaft sein und können in einem solchen Fall nur in Narkose zufriedenstellend durchgeführt werden.

Im Anschluss an Anamnese und klinische Untersuchung wird die apparative Diagnostik durchgeführt. Zum Ausschluss knöcherner Begleitverletzungen, wie z. B. einer Tibiakopffraktur, einem knöchernen Bandausriss oder einer Patellafraktur, sollten Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen sowie eine Röntgenaufnahme der Patella axial angefertigt werden. Auch manuell oder apparativ gehaltene Röntgenaufnahmen können zielführend sein, sind jedoch sehr unangenehm für den Patienten. Bei Verdacht auf einen knöchernen Bandausriss oder einen freien Gelenkkörper sollte eine Tunnelaufnahme nach Frik (44) angefertigt werden. Hierbei handelt es sich um eine Spezialeinstellung, bei der die dorsalen Femurkondylen, die Fossa und Eminetia intercondylaris beurteilt werden können. Die MRT stellt die effektivste nicht invasive Methode zum Nachweis einer VKR dar (77). Hierbei können Kontinuitätsunterbrechungen der Kreuzbänder sowie ein eventueller Erguss sehr gut dargestellt werden.

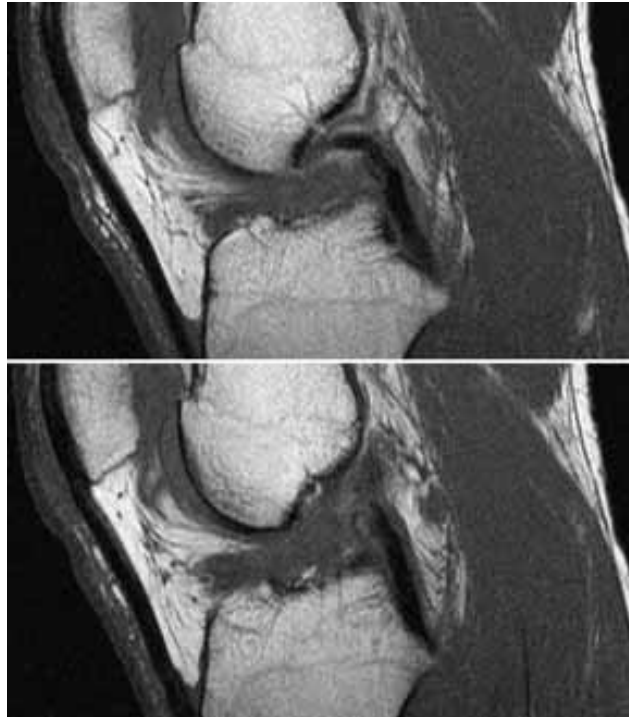


Abbildung 2: MRT-Aufnahme einer VKR

Gegebenenfalls kann auch eine Arthroskopie durchgeführt werden zur Beurteilung der Kreuzbandläsion, der Begleitverletzungen sowie zur eventuell notwendigen Therapie.

1.4. Behandlungsmöglichkeiten der vorderen Kreuzbandruptur

Die Behandlungsmöglichkeiten der VKR sind vielfältig und müssen den physischen Gegebenheiten und den Bedürfnissen des Patienten angepasst werden. Es werden konservative von operativen Therapieoptionen unterschieden.

1.4.1. Konservative Behandlungsmöglichkeiten

Die konservative Therapie kommt vor allem bei älteren Patienten mit geringem Aktivitätsniveau, bei Patienten mit geringer Instabilität im Kniegelenk sowie bei Kindern mit noch offenen Epiphysenfugen (6) zum Einsatz. Die konservative Therapie besteht aus einem intensiven Training der Gelenkbeweglichkeit, einem Muskelaufbautraining, insbesondere der ischiokruralen Muskulatur, um der Gelenkinstabilität entgegenzuwirken, sowie Koordinationsübungen. Bei starkem Instabilitätsgefühl kann eine vorübergehende Orthesenversorgung des Kniege-

lenkes notwendig sein. Die konservative Behandlung ist nur bei einer hohen Compliance des Patienten erfolgversprechend, da ein intensives und langandauerndes Training unumgänglich ist. Regelmäßige Befundkontrollen sind notwendig, um das Therapiekonzept gegebenenfalls anzupassen und bei andauernder Instabilität auf die operative Rekonstruktion umzuschwenken.

1.4.2. Operative Behandlungsmöglichkeiten

Die Entscheidung zur operativen Behandlung einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes hängt von mehreren Faktoren ab: Die Lebensumstände und das Aktivitätslevel eines Patienten sind wichtige Aspekte in der Entscheidungsfindung. Patienten, die viel Sport treiben, allgemein ein hohes Aktivitätsniveau haben und / oder einer harten, körperlichen Arbeit nachgehen, profitieren im Allgemeinen von einer operativen Versorgung. Außerdem zählen eine andauernde Instabilität des Kniegelenks sowie ein Vorhandensein von ligamentären, knöchernen oder meniskealen Begleitverletzungen zu den OP-Indikationen (6).

Die Frage über den Zeitpunkt der OP wird kontrovers diskutiert: Während die einen davon ausgehen, dass ein früher Operationszeitpunkt das Risiko von Arthofibrose erhöht, sehen die anderen keinen Zusammenhang zwischen Operationszeitpunkt und Arthofibroserate. DeHaven et al. (27) und Cosgarea et al. (24, 27) stellten fest, dass eine Rekonstruktion in den ersten drei Wochen nach der Verletzung das Vorkommen von Arthofibrose begünstigt, während Majors et al. (50) und Berbig et al. (5) zu dem Ergebnis kamen, dass der Operationszeitpunkt keinen Einfluss auf die Arthofibroserate hat. Hunter et al. (40) sahen zwar keinen Zusammenhang zwischen Arthofibrosevorkommen und Operationszeitpunkt, stellten jedoch fest, dass es bei einem Operationstermin innerhalb der ersten drei Wochen vermehrt zu anderen, revisionsbedürftigen Komplikationen kam. Demnach kann eine endgültige Aussage über den idealen Operationszeitpunkt momentan nicht gemacht werden.

Zur operativen Versorgung einer VKR wurden viele verschiedene Verfahren entwickelt. Man unterscheidet zwischen der primären Bandnaht und der Rekonstruktion durch Einbringen eines Transplantats. Da die primäre Naht des Kreuzbandes mittlerweile obsolet ist, weil keine befriedigenden Langzeitergebnisse erzielt wurden (31), erfolgt die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes

heute meist mit einem Transplantat. Gegenüber Xenografts (Känguruhsehnen, Kälbersehnen), Allografts (fresh-frozen, lyophilisiert, strahlensterilisiert) und Fremdmaterial (Gore-Tex, Dacron), die nur in Spezialfällen angewendet werden, hat sich die Verwendung von autologem Material als Transplantat durchgesetzt (82), da hier das Risiko einer Abstoßung sehr gering ist und die Gefahr einer Übertragung von Infektionskrankheiten wegfällt (18).

Bei den autologen Transplantaten haben sich heute neben eher selten eingesetzten Transplantaten, wie z. B. eines Streifens des Tractus iliotibialis oder der Sehne des M. plantaris longus, drei Transplantate als bevorzugt verwendet herauskristallisiert: Die Semitendinosussehne, die Quadrizepssehne und die Patellarsehne (38, 82). Im folgenden Abschnitt werden diese drei Rekonstruktionsmethoden näher beschrieben. Besonderes Augenmerk gilt hierbei dem Patellarsehnentransplantat in Press-Fit-Technik, mit dem sich diese Arbeit beschäftigt.

1.4.2.1. Semitendinosussehnen-transplantat

Der M. semitendinosus gehört zur ischiocruralen Muskulatur des Oberschenkels und verläuft vom Tuber ischiadicum zum Pes anserinus an der medialen Tibiafläche. Er dient im Hüftgelenk als Strecker und Adduktor, im Kniegelenk als Beuger und bei gebeugtem Knie als Innenrotator. Seinen Namen erhielt er wegen seiner langen Endsehne, die als Transplantat bei der VKR ihren Einsatz findet. Hierfür wird sie bis zu vierfach gelegt und gegebenenfalls zur Verstärkung mit der Sehne des M. gracilis kombiniert. Die Entnahme der beiden Sehnen erfolgt mit einem Sehnenstripper meist durch eine medial-parapatellare Inzision, die etwas oberhalb des oberen Patellapols angelegt wird. Die Länge der Semitendinosussehne beträgt im Durchschnitt zwischen 24 und 30 cm (78). Zur Transplantatpräparation wird die Sehne auf ein Sehnenboard gelegt und von Muskelfaserresten und aufgefaserten Sehnenanteilen befreit. Die Semitendinosussehne wird nun doppelt, dreifach oder vierfach gelegt, dabei muss der Mindestdurchmesser 8 mm und die Mindestlänge 6 cm betragen. Ist die Semitendinosussehne hierfür zu kurz oder zu dünn, wird die Gracilissehne dazugenommen. Die Sehnenstränge werden nun auf dem Sehnenboard eingespannt und mit durchgreifenden Nähten mit einem nicht resorbierbaren Faden anein-

ander fixiert. Die Fixierung des Transplantats im Kniegelenk wird meist arthroskopisch vorgenommen. Es erfolgt die Resektion von alten Kreuzbandresten, frei flottierenden Weichteilen und Narbensträngen. Bei einer Einengung der Fossa wird eine Notchplastik zur Erweiterung des Knieinnenraums durchgeführt. Daraufhin werden zuerst der tibiale und dann der femorale Bohrkanal angelegt. Hierbei ist auf eine exakte Platzierung der Bohrkanäle zu achten, um eine problemlose Befestigung und einen guten Sitz des Präparates zu gewährleisten. Dann wird das Transplantat eingezogen und mit einer der zahlreichen Fixationsarten, z. B. Fixationsbutton, Interferenzschraube oder Transfixationssystem, befestigt. Die Vorgehensweise unterscheidet sich je nach Art der Fixation. Nach dem Einlegen von Redondrainagen erfolgt der Wundverschluss (78). Ein Vorteil dieser Methode stellt die Schonung des Streckapparates und der Patella dar, so dass es nicht zu patellofemorale Schmerzen oder Problemen beim Hinknien kommt. Außerdem kann die Entnahme des Transplantates durch einen kleinen Schnitt erfolgen, wobei die Narbe in wenig belastetem Hautareal liegt. Des Weiteren weist die drei- oder vierfach gelegte Semitendinosussehne ein ähnliches Elastizitätsmodul wie das vordere Kreuzband auf. Als nachteilig hat sich die durch das Fehlen des M. semitendinosus und gegebenenfalls des M. gracilis bedingte Störung der Innenrotation und Schwächung der ischiokruralen Muskulatur erwiesen, die ein wichtiger Agonist des vorderen Kreuzbandes ist. Außerdem gestaltet sich die Fixation der Transplantatenden durch das Fehlen von Knochenblöcken schwierig (1). Des Weiteren kann die Transplantatentnahme durch Normvarianten schwierig oder unmöglich sein.

1.4.2.2. Quadricepssehnen transplantat

Neben dem Semitendinosussehnen transplantat und dem Patellarsehnen transplantat stellt das Quadricepssehnen transplantat eine weitere Möglichkeit zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes dar. Es wird vor allem bei Revisionseingriffen verwendet (43). Der M. quadriceps femoris gehört zu den Extensoren der Oberschenkelmuskulatur und besteht aus vier Köpfen (M. rectus femoris, M. vastus medialis, lateralis und intermedius), die in einer gemeinsamen Endsehne, der Quadricepssehne, in die Patella einstrahlen. Er dient im Kniegelenk als Strecker und mit dem M. rectus femoris im Hüftgelenk als Beu-

ger. Das mittlere Drittel der Endsehne dieses Muskels wird mit oder ohne patellaren Knochenblock als Transplantat verwendet. Dazu wird zunächst das Transplantat aus der Quadricepssehne, mit oder ohne Knochenblock aus der Patella, exzidiert. Nach der Resektion von alten Kreuzbandresten, frei flottierenden Weichteilen und Narbensträngen und dem Durchführen einer Notchplastik, falls diese notwendig ist, wird mit dem Zielgerät zuerst das tibiale Bohrloch von anteromedial des Tibiakopfes bis zum isometrischen Kreuzbandansatzpunkt gebohrt. Danach erfolgt die Anlage des femoralen Bohrlochs. Für beide Bohrlöcher wird die Technik des Überbohrens eines Kirschnerdrahtes benutzt. Anschließend erfolgt der Durchzug des Transplantates. Die Fixierung der Enden kann, wie auch beim Semitendinosussehnentransplantat, auf unterschiedliche Art und Weise vorgenommen werden. Dabei muss berücksichtigt werden, ob ein freies Sehnenende oder ein patellarer Knochenblock vorliegt. Dann erfolgen die Einlage von Redondrainagen und der Wundverschluss.

Der Vorteil dieser Methode besteht vor allem in der konstanten Verfügbarkeit des Transplantats. Nachteilig ist die traumatisierende Transplantatentnahme, wobei die Kraft des M. quadriceps nach einem Jahr im Vergleich zur gesunden Gegenseite nur bei ca. 80 % liegt (20, 82). Falls das Transplantat mit anhängendem, patellarem Knochenblock entnommen wird, besteht die Gefahr der Patellafraktur. Außerdem zeigt das Quadricepssehnenentransplantat bei Entnahme eines 10 mm breiten Streifens als Transplantat trotz größeren Gewebequerschnitts als das Patellarsehnentransplantat (65 vs. 37 mm²) keine höhere Reißfestigkeit (2353 N vs. 2376 N) (76, 82), was auf schlechtere mechanische Eigenschaften der Quadricepssehne schließen lässt.

1.4.2.3. Patellarsehnentransplantat (bone-tendon-bone graft)

Das Lig. patellae zieht von der Patella zur Tuberositas der Tibia und bildet die Fortsetzung der Sehne des M. quadriceps femoris. Als Transplantat wird das mittlere Drittel der Patellarsehne mit tibialem und patellarem Knochenblock verwendet. Meist erfolgt die Transplantatentnahme aus der ipsilateralen Patellarsehne, bei Revisionseingriffen kann jedoch auch die Transplantatentnahme aus der kontralateralen Patellarsehne angezeigt sein. Der Hautschnitt zur Transplantatentnahme sollte medial oder lateral der Patella angelegt werden,

da ein direkt über Patella und Tuberositas tibiae verlaufender Narbenstrang später vom Patienten beim Hinknien als störend empfunden werden kann. Es erfolgt die Entnahme des Sehnestreifens aus der Mitte der Patellarsehne mit den daran ansetzenden Knochenblöcken aus Patella und Tibia. Wenn die Patellarsehne eine Mindestbreite von 30 mm aufweist, sollte die Transplantatbreite 10 mm betragen, sonst wird das zentrale Drittel verwendet (18). Die Knochenblockentnahme kann mit einer oszillierenden zylindrischen Hohlfräse durchgeführt werden, mit der aus der Tuberositas tibiae und der Patella zylindrische Knochenblöcke ausgesägt werden. Die Knochenblöcke sollten eine Länge von ca. zwei bis drei Zentimetern haben. Zur Vorbereitung des Kniegelenks werden Reste des vorderen Kreuzbandes, frei flottierende Weichteile sowie Narbenstränge reseziert. Falls notwendig wird eine Notchplastik durchgeführt. Nun wird das tibiale Bohrloch anteromedial des Tibiakopfes bis zum isometrischen Kreuzbandansatzpunkt gebohrt. Die Länge des tibialen Bohrkanals sollte auch bei kleinen Gelenken mindestens 30 mm betragen. Daraufhin folgt die Anlage des femoralen Bohrlochs knapp anterior der „over-the-top-Position“. Nun erfolgen der Einzug des Transplantats mit Einzugsfäden und die Verankerung der Knochenblöcke in den Bohrkanälen. Zur Verankerung der Knochenblöcke können verschiedene Methoden verwendet werden, von denen die zwei gebräuchlichsten in den zwei folgenden Abschnitten (Kapitel 1.4.2.3.1. und 1.4.2.3.2.) beschrieben werden.

Der Vorteil der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit Patellarsehnentransplantat besteht in ihrer konstanten Verfügbarkeit, der hohen Festigkeit des Transplantats und der guten Erforschung der Methode. Außerdem werden durch die Verankerung durch Knochenblöcke eine gute Primärstabilität und gute Bedingungen für eine stabile knöcherne Einheilung erzielt (32, 41, 43). Die Nachteile dieser Methode liegen im postoperativen Auftreten von patellofemorale Schmerzen (32) und in einem Defizit des M. quadriceps, das nach einem Jahr noch durchschnittlich 15 % beträgt (43). Außerdem kann es bei zu dünner Patella oder zu tiefer patellarer Knochenblockentnahme postoperativ zur Patellafraktur kommen.

1.4.2.3.1. Fixation mit Interferenzschrauben

Die Fixation der Knochenblöcke mit Interferenzschrauben stellt ein gängiges und bewährtes Verfahren dar (1), welches zum ersten Mal von Lambert (46) beschrieben wurde. Hierbei wird eine Schraube aus Metall oder aus biodegradierbarem Material parallel zum Transplantat in den Bohrkanal eingebracht und erwirkt damit eine Verklebung des Transplantats im Bohrkanal. Dazu wird der Durchmesser des Bohrkanals ca. 1 mm größer angelegt als der Durchmesser des Knochenblocks (78). Hierdurch werden eine stabile Verankerung und eine gute Voraussetzung zur biologischen Einheilung geschaffen (80).

Der Vorteil der Interferenzschraube besteht in ihrer Stabilität und der Stabilität der Transplantatverankerung. Als nachteilig hat sich das Auftreten von Artefakten in der postoperativen Bildgebung bei Verwendung von Interferenzschrauben aus Metall erwiesen. Durch die Verwendung von biodegradierbaren Interferenzschrauben kann die Artefaktbildung jedoch verhindert werden (80). Weitere Nachteile sind das mögliche Auftreten von Korrosion, Probleme bei der Entfernung bei eventuellen Revisionseingriffen, Vorkommen von Knochenkanalerweiterung und die Gefahr der Verletzung des Ligaments durch die Metallschraube.

1.4.2.3.2. Press-Fit-Technik

Die Press-Fit-Technik wurde von Hertel als stabile Transplantatsfixationsmethode bei Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes ohne Einbringung von Fremdmaterial als Alternative zu herkömmlichen Fixationsmethoden entwickelt (37). Diese Methode kann zur femoralen Fixation des Transplantats angewendet werden. Zur Verankerung des Transplantats mit Press-Fit-Technik wird der Durchmesser des zylinderförmig ausgefrästen Knochenblocks geringgradig größer gewählt als der des Bohrkanals. Als Press-Fit wird die Differenz zwischen dem Durchmesser des Bohrkanals und dem Durchmesser des Knochenblocks bezeichnet. Zu den gängigsten Press-Fits zählt der 0,4 mm Press-Fit, d. h. der Durchmesser des Knochenblocks ist 0,4 mm größer als der des Bohrkanals. Der Knochenblock wird vorne konisch angespitzt, mit einem Einzugsfaden in den Bohrkanal soweit wie möglich eingeführt und dann mit Hilfe von Hammer und Stößel in den Kanal eingeschlagen. Durch das Abweichen der

Richtung des Bohrkanals zur Belastungsrichtung in Kombination mit einem ausreichenden Press-Fit kommt es bei ausreichender Knochendichte zu einer primär stabilen Verankerung des Knochenblocks im Bohrkanal (12). Die Einbringung von Fremdmaterialien ist nicht notwendig.

Zu den Vorteilen der Press-Fit-Technik zählen die rein ossäre Einheilung zur Verankerung, wodurch im Fall einer Revisionsoperation keine störenden Implantate vorliegen und Bohrkanal und Knochenblock meist ossär durchbaut sind (81). Des Weiteren wird die postoperative MRT-Kontrolle nicht von störenden Artefakten überlagert und es kommt nicht zu Fremdkörperreaktionen des Gewebes. Die ossäre Einheilung des Knochenblocks in den Bohrkanal geschieht schnell und ist meist nach drei Monaten abgeschlossen (32). Nachteilig ist die fehlende Möglichkeit zur Korrektur nach Einschlagen des Knochenblocks in den Bohrkanal, außerdem setzt die Verwendung dieser Methode eine ausreichende Knochendichte voraus.

1.4.2.4. Rehabilitation

Während vor 30 Jahren nach operativer Kreuzbandrekonstruktion das Kniegelenk für 8 bis 16 Wochen im Gips versorgt wurde (29), weiß man heute, dass die Immobilisation des Kniegelenks negative Effekte auf den Knorpel, den Kapsel-Bandapparat sowie auf die periartikuläre Knochenstruktur und Muskulatur hat (7). Heute ist es unumstritten, dass eine frühzeitige und umfassende Rehabilitation notwendig ist, um ein optimales Operationsergebnis zu erhalten (7, 29).

Hierbei kommen unterschiedliche Rehabilitationsschemata zum Einsatz, die sich in Ablauf und Inhalt voneinander unterscheiden, jedoch prinzipiell die gleichen Ziele verfolgen: Während die präoperative Rehabilitation vor allem die Wiedergewinnung der freien Beweglichkeit und die Bekämpfung der Schwellung zum Ziel hat, konzentriert sich die postoperative Rehabilitation darauf, die volle passive Extension zu erreichen, die Wundheilung zu sichern, die Schwellung auf ein Minimum zu reduzieren, eine Beugung im Gelenk von 90° zu erlangen und das Bein muskulär zu kontrollieren (29). Dabei kommen vor allem Schemata, die nach einem zeitlich festgesetzten Ablauf erfolgen, zum Einsatz (61). Aber es werden auch individuell nach den Fähigkeiten und Zielen des

Patienten angepasste Rehabilitationsschemata angewandt. Hierbei müssen zum Erreichen der nächsten Rehabilitationsstufe bestimmte Kriterien wie Kraftpotential, Bewegungsausmaß, Schwellungsrückgang und sensomotorische Kontrolle des Gelenkes erfüllt sein (55). In der frühen postoperativen Phase ist die Belastbarkeit des Transplantates nicht mit dem eines intakten vorderen Kreuzbandes gleichzusetzen, was eine möglichst genaue Kenntnis der postoperativen Belastbarkeit des Transplantates und der Belastung des Transplantates durch die physiotherapeutischen Übungen erfordert, um den Operationserfolg nicht zu gefährden. Im folgenden Abschnitt wird auf diese Punkte eingegangen, wobei nur das Patellarsehnentransplantat in Press-Fit-Fixation berücksichtigt wird.

1.4.3. Belastbarkeit des vorderen Kreuzbandes

Um die Belastungsansprüche an das Transplantat einschätzen zu können, ist es wichtig, die Reißfestigkeit und Belastbarkeit des vorderen Kreuzbandes und die Belastungsansprüche an dieses zu kennen.

In einer Studie von Woo et al. wurde die Bruchlast des vorderen Kreuzbandes an Leichenpräparaten getestet. Dabei erhielten sie für junge Menschen Werte von 1602 N (Zug in Richtung des Tibiaschafts) bzw. 2160 N (Zug in Faserrichtung des vorderen Kreuzbandes), für mittelalte Menschen Werte von 1160 N bzw. 1503 N und für alte Menschen Werte von 495 N bzw. 658 N (83).

Auch Noyes et al. untersuchten die Bruchlast des vorderen Kreuzbandes an Leichenpräparaten und stellten fest, dass sie beim jungen Menschen 1725 N und beim alten Menschen 734 N beträgt (59).

Beide Arbeiten ergaben, dass die Belastbarkeit des vorderen Kreuzbandes mit dem Alter abnimmt.

Für die Belastung, die täglich auf das vordere Kreuzband einwirkt, wurden in mehreren Studien Schätzwerte abgegeben.

Noyes et al. gaben einen geschätzten Wert bei normaler Belastung von 454 N und bei höchster Belastung von 1000 N an (57).

Butler et al. schätzten die auf das vordere Kreuzband wirkende Kraft bei mittlerer bis hoher Belastung auf 375 N (17).

Li et al. führten eine Kadaverstudie mit 18 fresh-frozen Kniepräparaten durch, wobei sie die Belastung auf das vordere Kreuzband in verschiedenen Flexions-

winkeln des Kniegelenks untersuchten. Dabei traten die geringsten Belastungen in Totalflexion auf, während die größte Belastung bei 30° Flexion gemessen wurde (48).

Die Kraftwerte der Studien variieren zum Teil stark voneinander, was dadurch bedingt sein kann, dass zum einen Schätzwerte angegeben wurden, denen subjektive Erfahrungen des Autors zugrundeliegen, zum anderen differieren die Meßmethoden und die Präparate der Autoren voneinander.

1.4.4. Belastbarkeit des Transplantats

Noyes et al. bestimmten die Bruchlast des mittleren Patellarsehnendrittels an Leichenpräparaten mit 2900 N, was 168 % der Bruchlast des vorderen Kreuzbandes entspricht (57). Die Belastbarkeit des Transplantats ist jedoch nicht nur abhängig von der primären Bruchlast des Ligaments, vielmehr wird sie in großem Maße von anderen Faktoren beeinflusst, auf die im Folgenden eingegangen wird. Um eine schnelle und erfolgreiche Rehabilitation zu ermöglichen, sollte eine möglichst große initiale Belastbarkeit der Transplantatfixierung gewährleistet sein (74), da die Fixierung in der frühen postoperativen Phase die schwächste Stelle des Transplantats darstellt (14, 39) und die Belastung des Transplantats durch die Rehabilitationsmaßnahmen im Extremfall bis zu 200 N betragen kann (28, 51) (beschleunigte Rehabilitation).

Rupp et al. untersuchten in einer biomechanischen Studie die Belastbarkeit der Transplantatfixierung von Patellarsehnentransplantaten (bone-tendon-bone graft) mit Interferenzschrauben und Press-Fit-Technik am Schweinekniemodell. Dabei kamen sie zu dem Ergebnis, dass eine Transplantatfixierung in Press-Fit-Technik im Allgemeinen den Belastungen der Rehabilitation standhält, jedoch einer primären Maximalbelastung von 200 N gegebenenfalls nicht gewachsen ist. Im direkten Vergleich ergab die Fixierung mit Interferenzschraube eine höhere Belastbarkeit als die Press-Fit-Technik (67).

In einer weiteren biomechanischen Studie an fresh-frozen Leichenpräparaten testeten Pavlik et al. die primäre Ausreißkraft der Fixation von Patellarsehnentransplantaten (bone-tendon-bone graft) in Press-Fit-Technik bei unterschiedlichen Winkeln zwischen Knochenblock und Ligament.

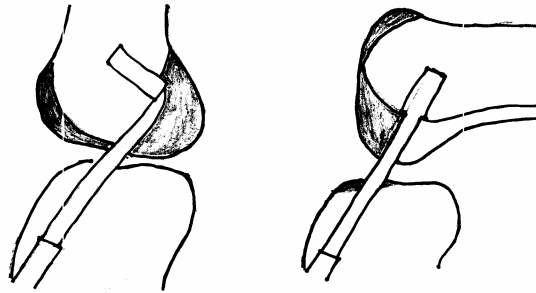


Abbildung 3: Knochenblock-Ligament-Winkel bei Streckung (75° - 90°)
und Beugung des Knies (0°) (2)

Bei einem Knochenblock-Ligament-Winkel von 45° war die Ausreißkraft 534 ± 20 N und damit am größten. Bei 30° war sie 485 ± 35 N, bei 15° 312 ± 30 N und bei 0° 89 ± 14 N. Hierbei kam es immer zu einer Dislokation des Knochenblocks aus dem Tunnel. Bei 60° konnte der Knochenblock nicht mehr regelmäßig aus dem Bohrkanaal disloziert werden, es kam intermittierend zur Ruptur des Ligaments. Pavlik et al. kamen zu dem Ergebnis, dass die zur Dislokation des Knochenblocks benötigte Ausreißkraft umso größer war, je größer der Knochenblock-Ligament-Winkel war (62).

Boszotta und Lee et al. ermittelten, dass die primäre Stabilität der Fixation mit Press-Fit-Technik von der Form des Knochenblocks, dem verwendeten Press-Fit und dem Knochenblock-Ligament-Winkel abhängig ist (11, 47).

Außerdem hat die Länge des Knochenblocks einen großen Einfluss auf die Primärstabilität der Fixierung. Schmidt-Wiethoff et al. wiesen in einer Studie nach, dass eine Länge von 25 mm nicht unterschritten werden sollte (26, 71).

Clancy et al. untersuchten die Rekonstruktion des vorderen und hinteren Kreuzbandes mit Patellarsehnentransplantat (bone-tendon-bone graft) in Press-Fit-Technik an Rhesusaffen und stellten fest, dass der Knochenblock ca. acht Wochen postoperativ histologisch nachweisbar eingewachsen ist und dass ca. drei Monate nach dem Eingriff alle biomechanischen Tests damit endeten, dass es zur ligamentären Ruptur ohne knöchernen Ausriss des Transplantats kam.

Dies führte zu dem Schluss, dass zu diesem Zeitpunkt eine komplett knöcherne Einheilung stattgefunden hat (22).

Nach seiner Implantation ist das Transplantat umfangreichen strukturellen Veränderungen (Remodelling) unterworfen, um sich seiner neuen Funktion im Kniegelenk anzupassen. Während dieser Anpassungsphase ist die Stabilität des Ligaments reduziert. Die Bruchkraft des Transplantates ist nach vier Wochen auf 50 % ihres Ausgangswertes herabgesetzt und der kontinuierliche Abfall der Bruchkraft setzt sich bis zur sechzehnten Woche fort. Zu diesem Zeitpunkt hat das Transplantat nur noch ca. 40 % seiner ursprünglichen Bruchkraft (54). Dies stellt einen weiteren Grund dar, warum die Fixierung nicht während der kompletten postoperativen Periode der schwächste Punkt des Transplantats ist und dass das im Remodelling befindliche Transplantat besonders rupturgefährdet ist.

Arnoczky et al. untersuchten die Revaskularisierung und das Remodelling von Patellarsehnentransplantaten zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes am Hundemodell und stellten fest, dass das Transplantat ca. ein Jahr nach Operation der Histologie eines vorderen Kreuzbandes entspricht (3).

Des Weiteren stellten Good et al. in einer Studie fest, dass die im Transplantat auftretenden Kräfte von der Lokalisation der Fixierung beeinflusst werden. Dieses Erkenntnis führte zu dem Schluss, dass bei falscher Anlage der Transplantatfixierung das Transplantat bei starker Kniebeugung höheren Belastungen ausgesetzt wird (33).

Um die Funktion des Kniegelenks nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes optimal wiederherzustellen, muss die Rehabilitation perfekt an die Belastbarkeit des Transplantats angepasst sein. Die oben genannten Studien zeigen deutlich auf, dass die Belastbarkeit des Transplantats von vielen unterschiedlichen Faktoren, wie der Belastbarkeit des mittleren Patellarsehnendrittels, dem Knochenblock-Ligament-Winkel, der Länge des Knochenblocks, der Einheilung der Knochenblöcke, dem Remodelling des Ligaments und auch der Lokalisation des Bohrkanals, beeinflusst wird. Deswegen ist es unabdingbar, über diese Faktoren, die die postoperative Belastbarkeit des Transplantates

beeinflussen, eine möglichst große Kenntnis zu besitzen. Dadurch können sowohl Operationstechniken als auch Rehabilitation optimiert werden.

1.4.5. Langzeitbelastbarkeit

Hertel et al. führten eine klinische Studie über Langzeitergebnisse mit einem mittleren Nachuntersuchungszeitraum von 10,7 Jahren von Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit Patellarsehnentransplantat in Press-Fit-Technik durch. Hierbei wurden folgende Ergebnisse erzielt: Mehr als 80 % der Patienten hatten eine gute oder sehr gute Kniefunktion, 52 % der Patienten kehrten zu ihrem früheren Sportniveau zurück, keiner der Patienten klagte über Instabilität und es kam zu keiner Transplantatruptur (36).

Diese Ergebnisse lassen auf eine Langzeitbelastbarkeit des Transplantats schließen, die den Anforderungen an ein vorderes Kreuzband gewachsen sind.

1.5. Literatur zur Press-Fit-Technik

Im nachfolgenden Abschnitt werden einige Studien vorgestellt, die sich mit der Press-Fit-Technik befassen:

Lee et al. verglichen 2003 in einer biomechanischen Studie an Schweineknie die initiale Fixationsstärke von Press-Fit-Technik, bioabsorbierbarer Interferenzschraube und Titan-Interferenzschraube. Dabei stellten sie fest, dass die Press-Fit-Technik eine Alternative zur Fixation mit Interferenzschrauben darstellt, wobei die Probleme, die das Einringen von Fremdmaterialien bei der Fixation durch Interferenzschrauben mit sich bringt, völlig vermieden werden können (47).

Auch Al-Husseiny et al. kamen in einer klinischen Studie, in der 42 Patienten mit Ruptur des vorderen Kreuzbandes mit Patellarsehnentransplantat in Press-Fit-Technik versorgt und nachuntersucht wurden, zu dem Ergebnis, dass die Press-Fit-Technik eine gute Alternative zu den herkömmlichen Fixationsmethoden darstellt, ohne deren Komplikationen zu teilen (2).

Boszotta und Helperstorfer stellten 1994 eine modifizierte Entnahmetechnik des Knochenblocks mit einer oszillierenden Hohlfräse für die Press-Fit-Technik vor (13). Durch diese Entnahmetechnik erhält man einen zylindrischen Knochenblock, der einen besseren Kontakt zum Bohrkanal hat und dadurch schneller

einheilt. Außerdem konnten Patellafrakturen durch die schonendere Entnahmetechnik vermieden werden.

Boszotta stellte in einer weiteren Studie an Leichenpräparaten fest, dass es bei einem Knochenblock-Ligament-Winkel ab 60° nicht möglich ist, den Knochenblock zu dislozieren, und es deswegen bei Maximalkrafttestungen mit einer Zugmaschine immer zum ligamentären Abriss vom Knochenblock kommt (11).

1.6. Fragestellungen

Der Sehnenansatz der Patellarsehne am Knochenblock stellt eine Schwachstelle des Transplantates dar, da er beim Einstößeln des Knochenblocks in den Bohrkanaal durch das Operationsinstrumentarium in Mitleidenschaft gezogen wird, weil er den Aufsatzpunkt für den Stößel darstellt. Um die Belastbarkeit des Transplantates zu erhöhen, stellt sich die Frage, ob die Größe des Press-Fit einen Einfluss auf das Schädigungsausmaß des Sehnenansatzes hat und ob es eine Möglichkeit gibt, den Sehnenansatz vor Schädigung durch das Einstößeln zu schützen. Dadurch ergeben sich für diese Arbeit zwei Fragestellungen:

1.6.1. Vergleich von 0,4 mm mit 1,5 mm Press-Fit

Verglichen wird das Schädigungsausmaß des Patellarsehnentransplantats nach Einstößelung von 0,4 mm und 1,5 mm Press-Fit am Sehnenansatz. Hierzu wird eine Zugmaschine (ZWICK ZMART.PRO) verwendet, in die das Präparat eingespannt wird. Dann werden Maximalkraftversuche durchgeführt. Gemessen wird die Kraft in N, bei der die Sehne an der Schädigungsstelle reißt. Ziel ist es herauszufinden, ob die Sehne bei einem höheren Press-Fit leichter reißt, d. h. ob die durch das Einstößeln verursachte Schädigung der Sehne größer ist als bei einem geringeren Press-Fit.

1.6.2. Vergleich zweier Techniken zum Einzug des patellaren Knochenblocks

Untersucht wird der Einfluss einer Methode zum Schutz des Sehnenansatzes auf das Schädigungsausmaß des Sehnentransplantats. Hierzu wird die Befestigungstechnik des Einzugfadens am Knochenblock so modifiziert, dass ein schützendes Metallplättchen auf dem Sehnenansatz befestigt wird. Dazu wird der Knochenblock längs durchbohrt, der Einzugsfaden wird doppelt durchgeführt

und am Sehnenansatz wird ein Metallplättchen in der Schlaufe des doppelt gelegten Fadens fixiert. Das Metallplättchen dient als Aufsatzpunkt für den Stößel. Diese Methode wird mit der herkömmlichen Einzugsmethode verglichen, bei der der Knochenblock quer gebohrt und der Faden in einer Schlaufe durchgeführt wird. Hierbei bleibt der Sehnenansatz ungeschützt. Die zu klärende Frage ist, ob das Metallplättchen das Sehnentransplantat am Sehnenansatz schützt und somit die Belastbarkeit des Transplantates erhöht wird.

2. MATERIAL UND METHODEN

2.1. Schweinekniepräparate

Die Präparate wurden vom Fleischhof Gärtringen bezogen. Es handelte sich um 48 Kniepräparate von ausgewachsenen Hausschweinen, wobei diese sowohl von rechten, als auch von linken Hinterläufen gewonnen wurden. Die Präparate umfassten Ober- und Unterschenkel, wobei die Oberschenkelmuskulatur entfernt, die Unterschenkelmuskulatur noch erhalten war. Die Klaue war unterhalb des Sprunggelenkes abgetrennt. Die Haut war zum größten Teil entfernt (Abb. 4).



Abbildung 4: Präparat in Rohform

Die Präparate wurden paarweise in Kunststofftüten verpackt, bei -20°C eingefroren und gelagert. Zur Versuchsdurchführung wurden die Präparate am Vorabend des Versuchstages aus der Tiefkühltruhe geholt und bei Raumtemperatur über circa zwölf Stunden aufgetaut. Um ein Austrocknen der Präparate während des Auftauens zu vermeiden, wurden diese in Baumwolltücher gewickelt, welche in physiologischer Kochsalzlösung getränkt waren. Während der gesamten Versuchsdurchführung wurden die Präparate mit diesen Baumwolltüchern feucht gehalten. Hierbei handelt es sich um eine gängige Methode zur Vorbereitung der Präparate (47).

2.2. Präparation

Um den Femur von Tibia, Fibula und Patella zu trennen, wurde zunächst die Gelenkkapsel des Kniegelenks eröffnet, daraufhin wurden Seitenbänder und Kreuzbänder durchtrennt und die Menisken an ihren Ansätzen von den Femurkondylen abgetrennt. Der nun abgetrennte Femur wurde sorgfältig von Gelenkkapselresten sowie Muskelansätzen gesäubert und zum Schutz vor Austrocknung während der Präparation von Patella und Patellarsehne in Kochsalzlösung getränkte Baumwolltücher eingeschlagen. Der Hoffasche Fettkörper wurde sorgfältig von Tibia, dorsaler Patellarsehne und distaler Patella abpräpariert und entfernt. Nun wurde die Patellarsehne an der Tuberositas tibiae abgetrennt. Das hierbei erhaltene Präparat umfasste Patella sowie Patellarsehne. Das Peritendineum wurde vorsichtig von der Patellarsehne abpräpariert. Verwendet wurde der mediale Anteil der Patellarsehne, welcher auf eine Breite von 1 cm zurechtgeschnitten wurde (Abb. 5).

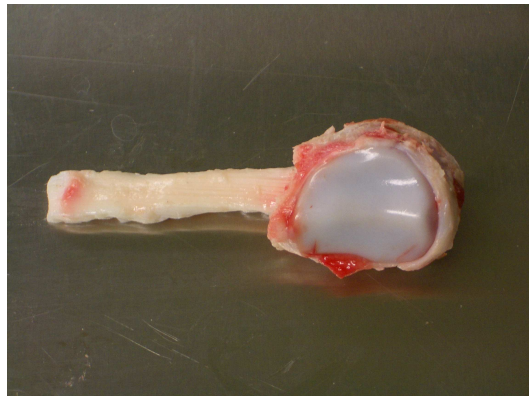


Abbildung 5: Patella mit medialem Anteil der Patellarsehne

Tibia und Fibula wurden weiterhin nicht mehr benötigt. Nun wurde am freien Ende der Patellarsehne ein Vicryl-Faden der Stärke 0 (\varnothing 0,350 - 0,399 mm) befestigt. Um einen zylindrischen Knochenblock aus der Patella zu entnehmen, wurde ein auf einen Druckluftbohrer gesetzter, oszillierender Hohlfräser der Firma Wolf (Richard Wolf GmbH, Knittlingen, Deutschland) verwendet. Hierzu wurde die Sehne mit dem Einzugsfaden so weit in das Lumen des Hohlfräsers eingezogen, bis der Hohlfräser am Sehnenansatz der Patella aufsaß. Nun wurde mit dem Hohlfräser ein zylindrischer Knochenblock entnommen. Es wurden

Knochenblöcke in zwei unterschiedlichen Durchmessern entnommen: Der Innendurchmesser des in Gruppe A verwendeten Hohlfräasers betrug 10,5 mm, der in Gruppe B und C 9,4 mm. Zur Entnahme wurde der Hohlfräser so weit in die Patella getrieben, dass ein Knochenblock mit einer Mindestlänge von 25 mm entstand. Jetzt wurde das Ende des Knochenblocks mit einem Meißel von der restlichen Patella getrennt und der gesamte Knochenblock nach oben ausgehebelt. Nachdem das so entstandene Transplantat, bestehend aus Knochenblock und Sehne, aus dem Hohlfräser entnommen war, wurde der Einzugsfaden entfernt. Der zylindrische Knochenblock wurde nun mit Hilfe einer Transplantatschablone der Firma Wolf vermessen und auf eine Länge von 25 mm zurechtgeschnitten. Danach wurde er am sehnenfernen Ende mit einer Feile angespitzt. Es verblieb eine Verblockungsstrecke von mindestens 10 mm, wobei nur der Teil des Knochenblocks als Verblockungsstrecke gerechnet wurde, der vollständig zylindrisch war. Der schräg verlaufende Sehnenansatz und die Spitze wurden nicht zur Verblockungsstrecke gerechnet, da hier keine vollständige Zylinderform gegeben war. In Gruppe A und B wurde der Knochenblock im Bereich des distalen Drittels mit einer handelsüblichen Bohrmaschine und einem Bohrerdurchmesser von 2 mm quer durchbohrt, um einen Durchlass für den Einzugsfaden zu schaffen. Als Einzugsfaden wurde erneut ein Vicryl-Faden der Stärke 0 (\varnothing 0,350 - 0,399 mm) verwendet, der in einer u-förmigen Schlaufe durch das quer gebohrte Loch gelegt wurde (Abb. 6). In Gruppe C wurde der Knochenblock längs durchbohrt, wobei dieselbe Bohrmaschine und derselbe Bohrer wie in Gruppe A und B verwendet wurden. Danach wurde der Vicryl-Faden der Stärke 0 doppelt durchgeführt. Hierbei war in der Mitte des Fadens ein rundes Metallplättchen mit einem Durchmesser von 4,0 mm so befestigt, dass es beim Einziehen des gedoppelten Fadens auf dem Sehnenansatz zu liegen kam (Abb. 7 und Abb. 8). Um eine Austrocknung des Knochenblock-Sehnen-Transplantats zu vermeiden, wurde es in mit NaCl getränkte Tücher eingeschlagen.



Abbildung 6: Knochenblock-Sehnen-Transplantat quergebohrt mit Einzugsfaden

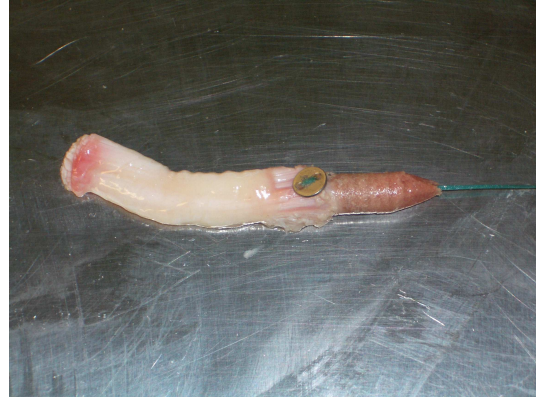


Abbildung 7: Knochen-Sehnen-Transplantat längsbohrt mit Einzugsfaden und Metallplättchen



Abbildung 8: Metallplättchen zum Schutz des Sehnenansatzes

Nun wurde der beiseite gelegt Femur in einem Schraubstock so fixiert, dass der Winkel zwischen Femurlängsachse und Boden ca. 90° betrug und der distale Gelenkkörper des Femurs nach oben zeigte. Der Interkondylärraum wurde sorgfältig mit einer Hohlmeißelzange nach Luer von Bandresten befreit. Daraufhin wurde der distale Gelenkkörper des Femur mit einem Zielbohrdraht der Firma Wolf, der in eine handelsübliche Bohrmaschine gespannt war, in einem Winkel von 0° zur Femurlängsachse durchbohrt. Dabei trat der Zielbohrdraht im Interkondylärraum ein und im Bereich des Übergangs zwischen Gelenkfläche

des Femurpatellargelenkes und Femurschaft wieder aus. Der Zielbohrdraht diente als Führdraht für einen kanülierten Bohrer der Firma Wolf mit einem Durchmesser von 9,0 mm. Mit diesem wurde der Bohrkanal auf einer Länge von ca. 30 mm auf 9,0 mm erweitert. Anschließend wurde der Bohrkanal mit einer Pinzette von Knochen- und Weichteilrückständen befreit. Um den Knochenblock in den Bohrkanal einzubringen, wurde der Einzugsfaden durch den gesamten Bohrkanal mit Hilfe des Zielbohrdrahtes, der am hinteren Ende eine Öse besitzt, durchgefädelt und der Knochenblock wurde soweit wie möglich in den erweiterten Teil des Bohrkanals eingezogen. Daraufhin wurde der Knochenblock mit Hilfe eines gebogenen Stößels der Firma Wolf, der im Bereich des Sehnenansatzes des Knochenblocks aufgesetzt wurde, und eines Hammers in den Bohrkanal eingestößelt. In Gruppe A und B wurde dabei der Stößel direkt auf dem Sehnenansatz, in Gruppe C auf dem Metallplättchen angesetzt. Nachdem der Knochenblock eingestößelt war, konnte der Einzugsfaden durch die hintere Öffnung des Bohrkanals herausgezogen werden. Das Präparat (Abb. 9) konnte nun in der Haltevorrichtung für die Materialtestungsmaschine (Materialtestungsmaschine UTS 3, Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) befestigt werden.



Abbildung 9: Femur mit eingestößeltem Knochenblock-Sehnen-Transplantat und Metallplättchen

2.3. Fixierung des Präparates in der Haltevorrichtung

Zur Fixierung des Femurs in der Materialtestungsmaschine wurde dieser in einer selbstgebauten, u-förmigen Metallhalterung (Abb. 10), die durch einen Verbindungsbolzen an die Materialtestungsmaschine angebracht werden konnte, befestigt.

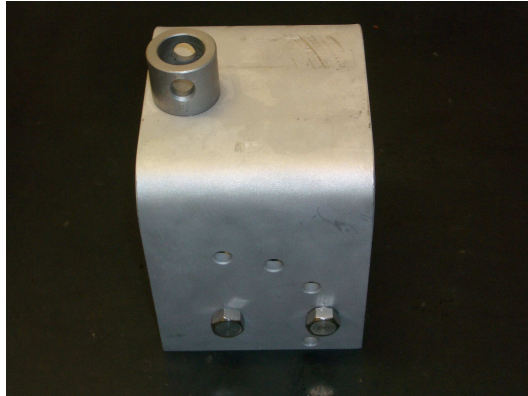


Abbildung 10: U-förmige Metallhalterung zur Fixierung des Femurs in der Materialtestungsmaschine

Der Femur wurde so in der Metallhalterung fixiert, dass der eingestößelte Knochenblock in einem Winkel von 90° zur Zugachse stand. Die Zugachse lag senkrecht zum Boden. Dazu wurden mit einer handelsüblichen Bohrmaschine und einem 8-mm-Bohrer zwei Löcher in den distalen Gelenkkopf des Femurs gebohrt. Dabei wurde die Metallhalterung als Bohrschablone benutzt. Das erste Bohrloch wurde quer durch die beiden Femurkondylen gelegt, dabei wurde der Bohrer im Zentrum der Epikondylen angesetzt. Dann wurde der Femur mit einer 8-mm-Schraube in der Halterung fixiert und danach so ausgerichtet, dass der Knochenblock in einem Winkel von etwa 90° zur Halterungslängsachse, die der Zugachse entsprach, lag. Durch diese Ausrichtung sollte ein Herausrutschen des Knochenblocks zuverlässig verhindert werden, da nicht die Zugfestigkeit des Press-Fit getestet werden sollte, sondern die Bruchlast der Sehne. Jetzt wurde das zweite Bohrloch gebohrt und der Femur mit einer zweiten 8-mm-Schraube dreh- und verschiebungsstabil fixiert. Am freien Ende der Sehne wurde eine selbstgefertigte Sehnenklemme (Abb. 11 und Abb. 12) befestigt. Diese bestand aus zwei genau aufeinanderpassenden Teilen mit gewellter Oberflä-

che. Die Wellen konnten wie abgerundete Zähne genau ineinandergreifen. Das Sehnenende wurde zwischen die beiden Hälften geklemmt und diese wurden mit zwei Schrauben miteinander verbunden. Diese Halterung verhinderte ein Herausrutschen der Sehne.



Abbildung 11: Sehnenklemme in der Seitenansicht

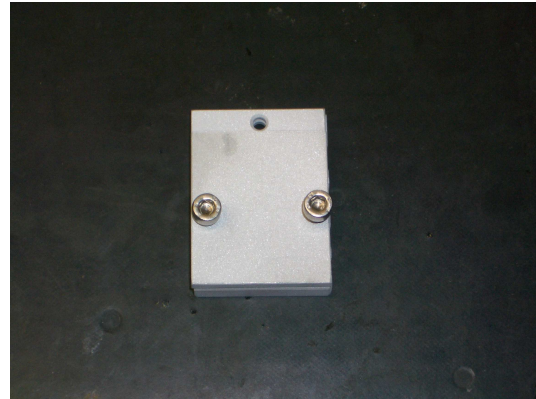


Abbildung 12: Sehnenklemme in der Frontalansicht

An der Sehnenklemme wurde eine Drahtseilschleife befestigt, die aus nicht dehnbarem Drahtseil gefertigt war, um eine Verbindungsmöglichkeit zur Materialtestungsmaschine zu schaffen. Das Gesamtpräparat, bestehend aus Femur, Knochenblock-Sehnen-Transplantat, Metallhalterung und Sehnenklemme war nun bereit zur Befestigung an der Materialtestungsmaschine.

2.4. Einteilung der Versuchsgruppen

Gruppe A: Press-Fit von 1,5 mm und quer gebohrter Knochenblock

Gruppe B: Press-Fit von 0,4 mm und quer gebohrter Knochenblock

Gruppe C: Press-Fit von 0,4 mm, längs gebohrter Knochenblock und am Sehnenansatz fixiertes Metallplättchen

2.5. Materialtestungsmaschine UTS 3 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland)

Die Maximalkraftversuche wurden mit der Materialtestungsmaschine UTS 3 (Abb. 13) der Firma Zwick und Roell durchgeführt. An dieser Maschine konnten Zug-, Druck- und Biegeversuche durchgeführt werden. Die Maschine bestand aus einem Lastrahmen, an dem ein beweglicher Arm befestigt war, der über eine motorbetriebene Spindel vertikal nach oben und unten gefahren werden konnte. Der Arm verfügte über eine Anschlussbuchse, an dem die Metallbügelhalterung mit einem Bolzen befestigt werden konnten. Am unteren Ende der Spindel war eine weitere, unbewegliche Anschlussbuchse montiert, an der die Sehnenklemme über eine Drahtschlaufe fixiert werden konnte. An die untere Anschlussbuchse war ein Kraftaufnehmer angeschlossen, der einen Messbereich bis zu 3 kN besaß. Über diesen Kraftaufnehmer konnte nun z. B. bei definierter Zugeschwindigkeit die Kraft ermittelt werden, die benötigt wurde, um ein Präparat zur Ruptur zu bringen. An die Materialtestungsmaschine war ein PC angeschlossen, der mit der im Folgenden beschriebenen TestXpert®-Software ausgestattet war.



Abbildung 13: Materialtestungsmaschine UTS 3 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) mit Präparat und angeschlossenem PC

2.6. TestXpert®-Software (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland)

Bei der TestXpert®-Software handelte es sich um die zur Materialtestungsmaschine UTS 3 gehörigen Prüfsoftware. Sie war auf allen handelsüblichen PCs und Notebooks installierbar und arbeitete unter der graphischen Benutzeroberfläche Microsoft Windows (Microsoft Corporation). Die Software ermöglichte eine genaue Definition der zu ermittelnden Messwerte und deren Erfassung und Speicherung in einer Tabelle.

Bei der hier durchgeführten Messreihe wurde die Maximalkraft in N, die maximale Längenänderung des Transplantates bei Erreichen der Maximalkraft in mm, die Bruchkraft in N, die Längenänderung bei Sehnenbruch in mm, das Datum und die Zeit erfasst. Während der Messung wurden die Kraftwerte in N und die Längenänderung in mm fortlaufen auf dem Bildschirm angezeigt und in einem Diagramm dargestellt (Abb. 15).

Des Weiteren ermöglichte das Programm das Erstellen von Prüfvorschriften in denen Grundeinstellungen festgelegt werden konnten, wie z. B. die Dehnungsgeschwindigkeit oder die Startposition des Zugarmes. Diese Grundeinstellungen haben dann für alle Messungen, die unter dieser Prüfvorschrift vorgenommen wurden, Gültigkeit.

2.7. Versuchsdurchführung an der Materialtestungsmaschine

Bei den durchgeführten Messungen handelte es sich um Maximalkraftmessungen, in deren Verlauf die Präparate so lange einer axial gerichteten Kraft ausgesetzt wurden, bis es zur Ruptur der Präparate kam. Die oben beschriebenen Präparate wurden an den Anschlussbuchsen befestigt, dabei wurde der Femur in der u-förmigen Metallhalterung über einen Bolzen mit der oberen, beweglichen Anschlussbuchse verbunden, während die Sehnenklemme über eine Drahtschleife an der unteren, unbeweglichen Anschlussbuchse angebracht wurde (Abb. 14).

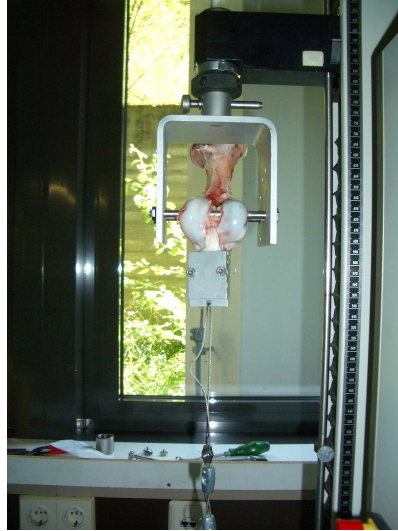


Abbildung 14: Gesamtpräparat in der Materialtestungsmaschine

Vor Beginn der Messung wurde die Ausgangsposition des Zugarmes so eingestellt, dass keine Spannung auf das Präparat wirkte, danach wurde die Kraft auf 0 N kalibriert. Jetzt wurde das Präparat mit einer Geschwindigkeit von 50 mm/min auseinandergezogen, bis es zum Versagen des Präparats kam. Mit dieser Geschwindigkeit sollte die Belastung unter Rehabilitationsbedingungen simuliert werden und nicht die Belastung durch ein akutes Trauma. Die dabei gewählte maximale Dehnung wurde auf 99 mm festgesetzt, da bei einer Dehnung von bis zu 99 mm in jedem Fall mit einem Versagen des Präparates zu rechnen war. Die Kraftwerte wurden nun über den Kraftaufnehmer erfasst und an den PC übermittelt. Während der Messung wurde ein Verlaufsdiagramm erstellt, in dem die einwirkende Kraft im Bezug zur Zeit dargestellt war (Abb. 15). Dabei wurde die Kraft in N auf der y-Achse und die Zeit in s auf der x-Achse aufgetragen. Man erkennt einen stetigen Anstieg der Kurve, was der steigenden Kraft in N entspricht, einen Scheitelpunkt, entsprechend dem höchsten gemessenen Wert (blaue Markierung), und dann ein kontinuierliches Abfallen der Kurve bis zur Nulllinie, was dem Abfallen der Kraft nach Transplantatruptur entspricht. Der höchste gemessene Wert wurde als Maximalkraft F_{max} in N definiert, wobei dieser nicht unbedingt mit dem Kraftwert bei Transplantatbruch übereinstimmen muss.

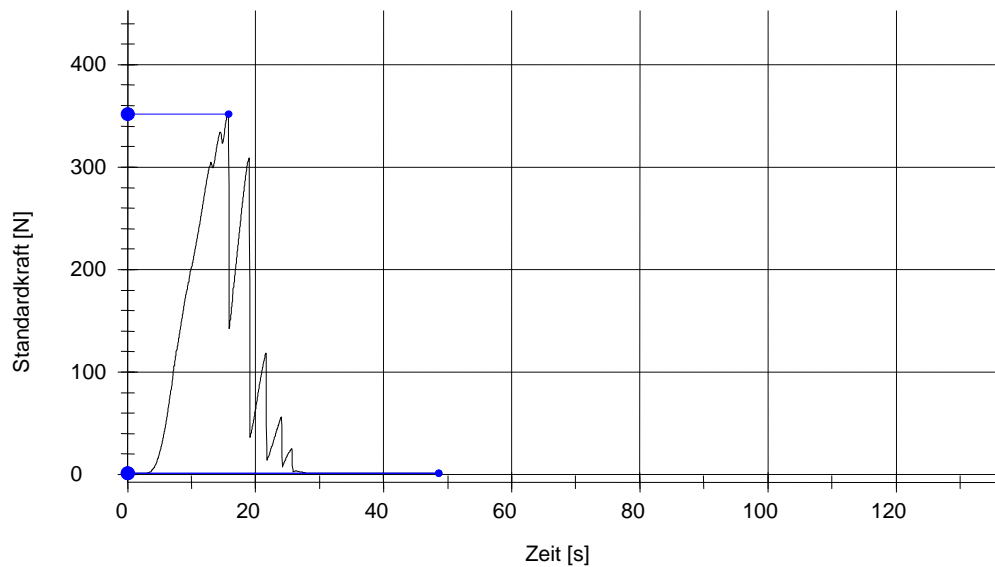


Abbildung 15: Beispiel eines Kurvenverlaufs bei Maximalkraftmessung

Alle ermittelten Kraftwerte in N und Längenänderungswerte in mm, die oben genauer beschrieben sind, wurden durch die TestXpert®-Software in einer Tabelle aufgetragen und gespeichert.

2.8. Statistische Auswertung der Versuche

Die ermittelten Maximalkraftwerte wurden in eine MicrosoftExcel®-Tabelle übertragen und dann Mittelwert, Standardabweichung und Variationskoeffizient berechnet.

Um herauszufinden, ob eine Normalverteilung vorliegt, wurde in den einzelnen Gruppen mit Hilfe des Matlab®-Statistikprogramms ein Liliefors-Test durchgeführt.

Da die Normalverteilung in allen drei Gruppen bestätigt werden konnte, wurde nun Gruppe A mit Gruppe B und Gruppe B mit Gruppe C in einem einseitigen t-Test für unpaare Stichproben ungleicher Varianz verglichen, um festzustellen, ob ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen besteht. Das Signifikanzniveau wurde hierbei auf $p \leq 0,05$ festgesetzt. Diese Berechnungen wurden mit MicrosoftExcel® durchgeführt.

Des Weiteren wurde mit dem Matlab®-Statistikprogramm ein Boxplot-Diagramm aus den Maximalkraftwerten erstellt. Hierbei handelt es sich um ein Diagramm, das zur graphischen Darstellung einer Reihe numerischer Daten verwendet werden kann. Es ermöglicht einen schnellen visuellen Eindruck über die Verteilung der Werte und das Ausmaß der Streuung, außerdem ermöglicht es die Identifikation von Ausreißerwerten.

3. ERGEBNISSE

Die in drei Gruppen gemessenen Maximalkraftwerte in N wurden miteinander verglichen (Gruppe A mit Gruppe B und Gruppe B mit Gruppe C), statistisch ausgewertet und in einem Box-Plot-Diagramm (Abb. 15) graphisch dargestellt.

Die während der Versuche am höchsten gemessenen Werte wurden als Maximalkraftwerte definiert (Abb. 14). Die Ruptur der Sehnen erfolgte, außer bei drei Präparaten, immer am Sehnenansatz. In den genannten drei Fällen kam es zum Zerbrechen des Knochenblocks und daraufhin zum Herausgleiten der Knochenblockfragmente aus dem femoralen Aufnahmekanal. Das Zerbrechen war auf mangelhafte Qualität des Knochens zurückzuführen. Diese drei Werte wurden in den statistischen Berechnungen nicht berücksichtigt, da bei einem frühzeitigen Bruch des Knochenblocks keinerlei Aussage über die Belastbarkeit des Sehnenansatzes dieser Transplantate gemacht werden kann. Bei Ruptur der Sehne erfolgte diese niemals an einer anderen Stelle als am Sehnenansatz. Die in den drei Gruppen gemessenen Werte sind in Tab. 1 und Tab. 2 aufgelistet. Dabei sind in Tab. 1 die drei Werte, die bei Bruch des Knochenblocks gemessen wurden, mit aufgelistet, Tab. 2 gibt nur die Werte wieder, bei denen das Präparat, wie erwartet, am Sehnenansatz gerissen ist. Die statistischen Berechnungen erfolgten aus den in Tab. 2 aufgelisteten Werten.

Durch den Vergleich der Gruppe B inklusive der drei oben genannten Werte mit der Gruppe B ohne diese Werte wurde festgestellt, dass ein Weglassen der Werte in den statistischen Berechnungen zu keinem signifikanten Unterschied der Ergebnisse führt. Mittelwert und Standardabweichung der Gruppe B inklusive der drei oben genannten Werte variieren nur geringfügig, die Durchführung des t-Tests führt sowohl im Vergleich von Gruppe A mit Gruppe B, als auch im Vergleich von Gruppe B mit Gruppe C zu sehr ähnlichen p-Werten und damit zum gleichen statistischen Ergebnis.

ERGEBNISSE

	Gruppe A [N]	Gruppe B [N]	Gruppe C [N]
1	341,08	510,59	359,14
2	89,91	506,92	431,15
3	162,25	624,68	446,77
4	273,93	418,17	249,31
5	485,92	564,57	379,83
6	348,57	511,69	69,64
7	286,36	367,01	226,09
8	409,43	476,9	247,96
9	492,68	375,49	273,98
10	541,85	416,66	415,47
11	460,87	347,22	585,2
12	345,81	452,71	569,19
13	446,68	328,93	335,66
14	318,71	312,26	53,86
15	301,42	405,14	192,5
16		288,71	427,35
17		229,25	258
18		413,23	
19		199,13	
Mittelwert	353,7	407,86	325,95
Standardabweichung	124,43	110,84	150,42

Tabelle 1: Bruchlastwerte inklusive der Werte (fett gedruckt), bei denen es zum Bruch des Knochenblocks kam

ERGEBNISSE

	Gruppe A [N]	Gruppe B [N]	Gruppe C [N]
1	341,08	510,59	359,14
2	89,91	506,92	431,15
3	162,25	624,68	446,77
4	273,93	418,17	249,31
5	485,92	564,57	379,83
6	348,57	511,69	226,09
7	283,36	476,9	247,96
8	409,43	416,66	273,98
9	492,68	452,71	415,47
10	541,85	328,93	585,2
11	460,87	312,26	569,19
12	345,81	405,14	335,66
13	446,68	288,71	192,5
14	318,71	229,25	427,35
15	301,42	413,23	258
16		199,13	69,64
17			53,86
Mittelwert	353,7	416,22	325,95
Standardabweichung	124,43	119,34	150,42

Tabelle 2: Bruchlastwerte

3.1. Ergebnisse des Vergleichs von 1,5 mm mit 0,4 mm Press-Fit

Im Vergleich von Gruppe A (1,5 mm Press-Fit) mit Gruppe B (0,4 mm Press-Fit) zeigt sich in keiner Gruppe eine statistisch signifikant höhere Bruchlast.

In Gruppe A liegt der Mittelwert bei 353,7 N mit einer Standardabweichung von 124,43 N. Die höchste Bruchlast beträgt hier 541,85 N und die niedrigste 89,91 N.

In Gruppe B beträgt der Mittelwert 416,22 N mit einer Standardabweichung von 119,34 N. Hier war die höchste Bruchlast bei 624,68 N und die geringste bei 199,13 N.

Um herauszufinden, ob die Voraussetzungen für einen t-Test gegeben sind, wurde ein Lilliefors-Test durchgeführt. Dabei wurde festgestellt, dass in Gruppe A und B Normalverteilungen vorliegen. Somit erfüllen beide Gruppen die Voraussetzungen für einen t-Test. Daraufhin wurde ein einseitiger t-Test für unpaare Stichproben mit ungleicher Varianz durchgeführt. Es ergab sich ein p-Wert

von $p=0,08$ und damit – bei einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ – keine statistische Signifikanz.

Es wurde trotz einer hohen Streubreite der Werte in beiden Gruppen mit Variationskoeffizienten in Gruppe A von 35,2 % und in Gruppe B von 28,7 % kein Wert als Ausreißer identifiziert, da alle Werte innerhalb der dreifachen Standardabweichung liegen.

3.2. Ergebnisse des Vergleichs von 0,4 mm Press-Fit und 0,4 mm Press-Fit mit Metallplättchen

Im Vergleich von Gruppe B (0,4 mm Press-Fit) mit Gruppe C (0,4 mm Press-Fit mit Metallplättchen) wurde eine statistisch signifikant höhere Bruchlast für Gruppe B festgestellt.

Mittelwert und Standardabweichung von Gruppe B sind oben aufgeführt (Tab. 2).

Der Mittelwert in Gruppe C beträgt 325,95 N und die Standardabweichung 150,42 N. Die höchste Bruchlast liegt bei 585,2 N und die kleinste bei 53,86 N.

Der Liliefors-Test ergibt auch für Gruppe C eine Normalverteilung, woraufhin auch hier ein einseitiger t-Test für unpaare Stichproben mit ungleicher Varianz durchgeführt wurde. Es ergab sich ein p-Wert von $p=0,03$, was bei einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ eine statistisch signifikant höhere Bruchlast für Gruppe B ergibt.

Bei Gruppe C lag die höchste Streubreite vor mit einem Variationskoeffizienten von 46,2 %, jedoch war auch hier kein Wert als Ausreißer zu werten.

3.3. Box-Plot-Diagramm

Abb. 15 zeigt die Darstellung der Werte in einem Box-Plot-Diagramm. Mit dieser Darstellung werden die Ergebnisse graphisch verdeutlicht:

Gruppe A entspricht Diagramm „F15“, Gruppe B entspricht „F04“ und Gruppe C entspricht „F04 mit Knopf“. Die mittleren 50 % der Werte liegen jeweils in der Box der Diagramme.

Beim Vergleich der drei Diagramme erkennt man, dass Maximalwert, Minimalwert und auch der größte Teil der Werte (Box) in Gruppe B größer sind als in Gruppe A und Gruppe C. Außerdem erkennt man dass der Unterschied zwi-

ERGEBNISSE

schen Gruppe A und Gruppe B geringer ist als zwischen Gruppe B und Gruppe C, was bekräftigt, dass der Unterschied zwischen Gruppe A und B nicht signifikant, zwischen Gruppe B und C jedoch signifikant ist.

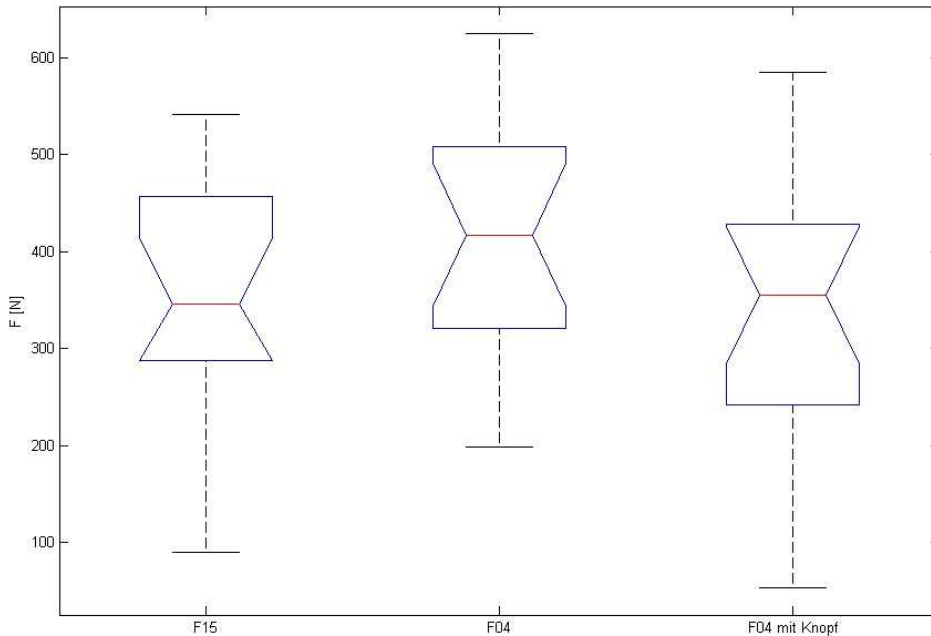


Abbildung 16: Box-Plot-Diagramm der Bruchlastwerte

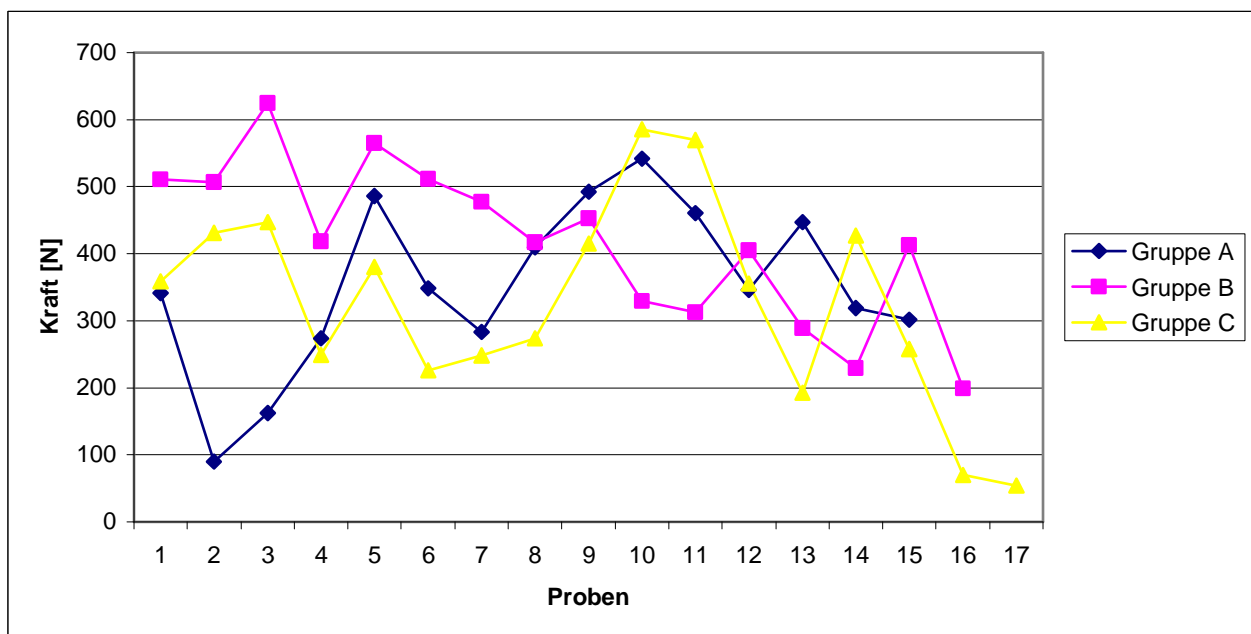


Abbildung 17: Darstellung der Werte als Liniendiagramm

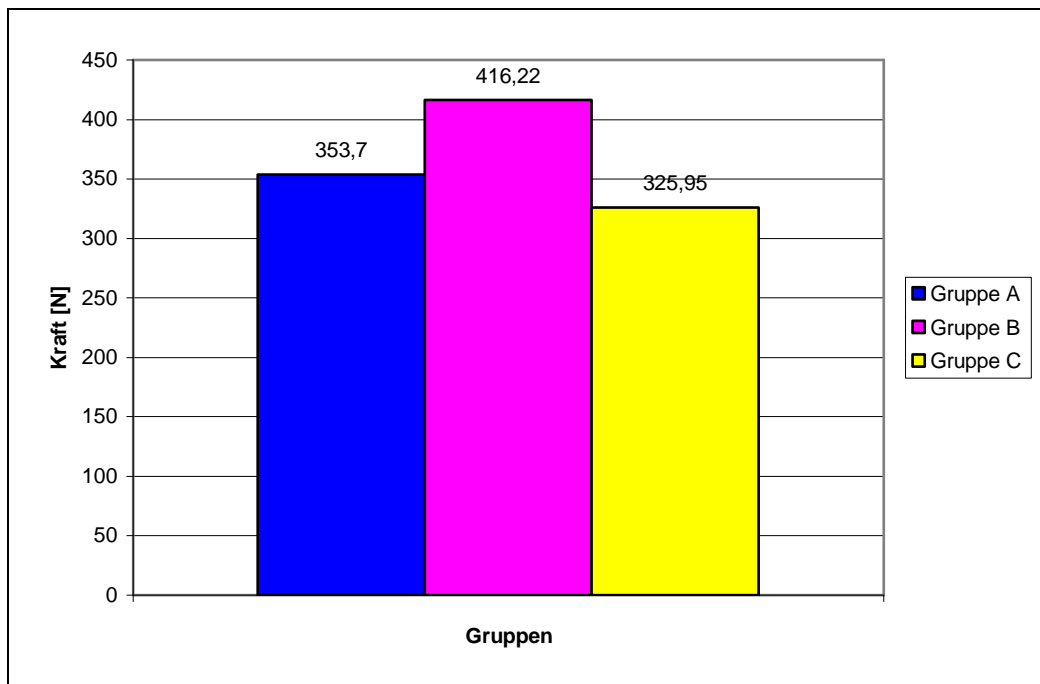


Abbildung 18: Mittelwerte der gemessenen Maximalkraftwerte in den drei Gruppen

3.4. Zusammenfassung der Ergebnisse

- In Gruppe A liegen die Werte im Mittelwert bei 353,7 N, in Gruppe B bei 416,22 N und in Gruppe C bei 325,95 N.
- Die höchste Bruchlast wurde in Gruppe B mit 624,68 N und die niedrigste in Gruppe C mit 53,86 N gemessen.
- Im Vergleich von Gruppe A mit Gruppe B ergab sich für keine der beiden Gruppen eine statistisch signifikant höhere Bruchlast ($p=0,08$). D. h., für Gruppe A mit dem höheren Press-Fit ergab sich keine stärkere Schädigung des Sehnenansatzes durch das Einstößeln und damit keine daraus resultierende geringere Bruchlast als in Gruppe B mit dem geringeren Press-Fit.
- Im Vergleich von Gruppe B mit Gruppe C wurde eine statistisch signifikant höhere Bruchlast von Gruppe B festgestellt ($p=0,03$).
- Der Variationskoeffizient ist in allen drei Gruppen relativ hoch, wobei er in Gruppe C am höchsten ist, d. h., die Werte haben eine hohe Streubreite.

4. DISKUSSION

4.1. Vergleichbarkeit der Schweinkniepräparate mit dem menschlichen Knie

In der vorliegenden Arbeit wurden die Versuche an Hinterläufen von ausgewachsenen Hausschweinen vorgenommen, deren Verwendung ein anerkanntes Tiermodell darstellt (1, 45, 67, 69), das schon in zahlreichen biomechanischen Studien verwendet wurde. Während Präparate vom Rind eine höhere Bruchkraft aufweisen als menschliche Präparate (53) oder Schweinepräparate (47, 67), scheint zwischen Schweineknochen und menschlichem Knochen kein substantieller Unterschied zu liegen (47, 53).

Paschal et al. stellten fest, dass die Bruchkraft von Schweineknochen dem eines jungen Menschen mit ca. 22 Jahren entspricht, aber signifikant höher ist als die eines älteren Menschen mit einem Alter von ca. 60 Jahren (60).

Vorteilhaft bei der Verwendung von Schweinepräparaten ist außerdem die relative Gleichheit der Knochenqualität, da Hausschweine alle etwa im selben Alter geschlachtet werden (67). Des Weiteren können die Präparate sofort nach der Schlachtung eingefroren werden, weswegen es zu sehr geringen Veränderung des Gewebes auf Grund von Abbau und Verwesung kommt (67). Diese Tatsachen erhöhen die Übertragbarkeit der in dieser Studie erlangten Ergebnisse auf das menschliche Knie.

Dennoch sind die Schweinekniepräparate nicht komplett vergleichbar mit dem menschlichen Knie. Magen et al. untersuchten die Stabilität von sechs unterschiedlichen Fixationsmethoden bei Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes an Präparaten von jungen Menschen sowie an tierischen Präparaten. Dabei kamen sie zu dem Ergebnis, dass die Bruchkraft von Transplantaten in Interferenzschraubenfixierung bei tierischen Präparaten deutlich höher war als bei den menschlichen Präparaten (49). Dies lässt auf Unterschiede der Stabilität von Fixationsmethoden bei tierischen und menschlichen Präparaten schließen.

Da menschliche Präparate nicht im notwendigen Ausmaß verfügbar sind, und wegen der Unterschiede in der Sehnen- und Knochenqualität, die durch das unterschiedliche Alter der menschlichen Spender sowie deren Allgemeinzustand bedingt sind, stellt das Schweinekniemodell durchaus eine sinnvolle Me-

thode zur biomechanischen Testung von Transplantaten zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes dar. Aus oben erwähnten Gründen können die Resultate jedoch nicht uneingeschränkt auf den Menschen angewandt werden.

4.2. Testungsgeschwindigkeit

Die für die Maximalkraftversuche gewählte Testungsgeschwindigkeit von 50 mm/min simuliert die Belastung der frühen postoperativen Rehabilitationsphase. Diese bzw. ähnliche Geschwindigkeiten wurden schon von anderen Autoren angewendet (11, 15, 16).

Der Einfluss der Testungsgeschwindigkeit wird in unterschiedlichen Studien kontrovers bewertet. Während Noyes et al. feststellten, dass mit verschiedenen Testungsgeschwindigkeiten unterschiedliche Maximalkraftwerte erreicht werden (58), kamen Blevins et al. zu dem Ergebnis, dass die Testungsgeschwindigkeit keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchlast hat (10).

4.3. Relevanz der untersuchten Operationsmethode

Wie in Kapitel 1.4.2. ausführlich dargestellt, haben sich unter den in den letzten Jahrzehnten entwickelten unterschiedlichen Methoden zum primären Ersatz des vorderen Kreuzbandes drei Methoden herauskristallisiert: Neben dem Semitendinosus-/ Gracilissehnentransplantat und dem Quadricepssehnen-
transplantat stellt das Patellarsehnentransplantat weiterhin ein gängiges Transplantat dar (82).

4.3.1. Patellarsehnentransplantat

Das Patellarsehnentransplantat zeigt im Vergleich zum Quadricepssehnen-
transplantat (57, 75) und zum einfach gelegten Semitendinosustransplantat (21, 57, 78) eine höhere Maximalbruchlast und damit eine höhere Belastbarkeit. Je nachdem, ob das Semitendinosustransplantat doppelt, drei- oder vierfach gelegt wird, entspricht es der Maximalbruchlast oder übertrifft es die des Patellarsehnentransplantats (21). Allerdings genügen alle drei Transplantate gleichermaßen den biomechanischen Ansprüchen, die an ein vorderes Kreuzband gestellt werden, weswegen die Bewertung und Einstufung der un-

terschiedlichen Transplantate vor allem anhand der Entnahmemorbidity erfolgt (82).

Im folgenden Abschnitt wird auf die Vor- und Nachteile des Patellarsehnentransplantates mit besonderem Augenmerk auf die Entnahmemorbidity eingegangen:

Ernstere Komplikationen des Patellarsehnentransplantats wie die frühe oder späte Patellafraktur sowie die Patellarsehnenruptur als Folge der Transplantatentnahme kommen zwar vor, sind jedoch bei vorsichtigem Operationsvorgehen selten (ca. 0,1-3 %) (82).

Als durchaus ernstzunehmende Problematik ist das patellofemorale Schmerzsyndrom zu nennen. Dieses kann als Folge des Patellaspitzen- oder Patellatendinitis, von patellofemorale Krepitationen und/oder der infrapatellaren Kontraktur zustandekommen (65). Es wird heutzutage angenommen, dass vor allem eine Verletzung des Hoffaschen Fettkörpers bei der Präparation für diese Probleme verantwortlich ist (82). Ein schonendes Operationsvorgehen kann folglich das Risiko für ein patellofemorales Schmerzsyndrom verringern. Dennoch ist es wichtig, dass man bei Patienten, die einen knienden Beruf haben oder häufig kniende Tätigkeiten durchführen, das Patellarsehnentransplantat zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes nur zurückhaltend einsetzt, da in diesen Fällen ein patellofemorales Schmerzsyndrom als besonders einschränkend empfunden wird. Allerdings kann ein patellofemorales Schmerzsyndrom auch beim Semitendinosus-/Gracilissehnentransplantat (30) und beim Quadricepssehnenentransplantat (23) auftreten und kann somit nicht als ausschließlich patellarsehnentransplantatspezifisch angesehen werden.

Weiterhin ist eine Reduktion der Streckkraft, die auch langfristig persistieren kann, als mögliche Komplikation zu nennen (65). Das Ausmaß der Einschränkung ist jedoch weitgehend von der Rehabilitation abhängig (73).

Als weitere Komplikation ist die Tunnelerweiterung zu nennen, die jedoch im Allgemeinen schwerwiegender beim Semitendinosustransplantat als beim Patellarsehnentransplantat (bone-tendon-bone graft) auftritt (35, 84).

Zusammenfassend ist zu bemerken, dass die Morbidity bei Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit Patellarsehnentransplantat hauptsächlich von der

Invasivität der Entnahme abhängig ist (82). Jedoch können auch bei schonender Entnahme Komplikationen nicht völlig vermieden werden, wobei Komplikationen gleichermaßen bei allen Transplantaten auftreten können. Allerdings werden im direkten Vergleich die Komplikationen des Semitendinosustransplantates häufig als weniger schwerwiegend eingestuft als die des Patellarsehnentransplantates (8, 82), weswegen das Patellarsehnentransplantat als Goldstandard vom Semitendinosustransplantat immer mehr verdrängt wird.

Dennoch sind die funktionellen Defizite bei unterschiedlichem Patientengut verschieden stark ausgeprägt, weswegen eine Aussage hinsichtlich der alleinigen Verwendung eines Transplantates nicht zielführend ist, sondern die Transplantatauswahl auf die morphologischen Gegebenheiten sowie auf die Bedürfnisse des Patienten angepasst sein sollte (21, 25). Hierbei hat das Patellarsehnentransplantat weiterhin einen festen Platz als Transplantat, z. B. bei Patienten, die einen besonders hohen Anspruch an die Kniestabilität stellen, da die Gefahr des Auftretens der Knielaxität beim Patellarsehnentransplantat geringer ist als z. B. beim Semitendinosustransplantat (42, 85), oder bei Patienten, die aus beruflichen oder sportlichen Gründen auf eine ungestörte Innenrotation angewiesen sind (z. B. Tänzer), oder auch bei Patienten mit anatomischen Varianten (mit nicht angelegter, zu kurzer, zu dünner oder auf andere Weise minderwertiger Semitendinosussehne).

Außerdem handelt es sich bei der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit Patellarsehnentransplantat um eine Operationsmethode, die auf Grund ihres langen Bestehens sehr gut erforscht ist, sich bewährt hat (32, 68, 73) und weiterhin von vielen Operateuren als gute Operationsmethode angesehen wird (19, 64).

4.3.2. Press-Fit

Wie schon oben erwähnt hat Hertel die Press-Fit-Technik als Alternative zur Transplantatfixierung mit Interferenzschrauben, Endobutton oder ähnlichen Fixationsmethoden entwickelt (37). Seitdem wurde die Methode von zahlreichen Operateuren angewandt, evaluiert und modifiziert. Die Vorteile dieser Methode liegen darin, dass zur Fixation des Transplantats kein Fremdmaterial eingebracht werden muss, welches später zur Artefaktbildung in der Bildge-

bung, zu entzündlichen Gewebsreaktionen oder zu anderweitigen Problemen führen kann. Außerdem ist die Abwesenheit von Fremdmaterial bei eventuellen Revisionsoperationen vorteilhaft. Eine Schwäche der Press-Fit-Technik scheint die im Vergleich zur Interferenzschraube etwas niedrigere Initialstärke zu sein, was bei der heute häufig angewandten beschleunigten Rehabilitation hinderlich sein kann (72). Allerdings ist die ossäre Einheilung nach ca. drei Monaten nahezu komplett abgeschlossen (32), wodurch der initial vorhandene Schwachpunkt beseitigt wird.

Ein weiterer Nachteil ist, dass die Durchführbarkeit der Press-Fit-Technik von der Knochenqualität abhängt und nur bei Patienten mit ausreichender Knochendichte angewendet werden kann.

Dennoch erscheint bei Verwendung eines ausreichend langen Knochenblocks und einem Press-Fit von mindestens 0,4 mm die Press-Fit-Technik der Fixierung mit Interferenzschrauben ebenbürtig. Klinisch bietet sie ihr gegenüber, wie oben ausführlich dargestellt, zahlreiche Vorteile (4).

4.4. Längsbohrung des Knochenblocks und Anbringen eines Metallplättchens am Sehnenansatz

Bei den Versuchen dieser Studie zeigte sich, dass das Transplantat immer am Sehnenansatz riss. Die vorher erstellte Hypothese, dass bei ausreichender Fixierung des Knochenblocks im Bohrkanal hier die Schwachstelle des Transplantats liegt, wurde durch diese Versuche bestätigt. Aus diesem Grund ist es sinnvoll, Überlegungen zum Schutz dieser Schwachstelle anzustellen und damit den Versuch zu unternehmen, die Belastbarkeit des Transplantates zu erhöhen. Die Verwendung eines Metallplättchens, das zum Schutz auf dem Sehnenansatz fixiert wird, erschien ein logischer Ansatz zu sein, um die Bruchkraft des Transplantates zu erhöhen, da eine Stärkung der offensichtlichen Schwachstelle des Transplantates in einer höheren Bruchkraft resultieren müsste. Die Versuche zeigten allerdings, dass das angebrachte Metallplättchen keinen größeren Schutz für den Sehnenansatz bot und mit dieser Methode die initiale Bruchkraft des Transplantates nicht erhöht werden kann. Möglicherweise waren Form oder Material nicht dazu geeignet, dem Sehnenansatz beim Einstößeln ausreichend Schutz zu bieten.

Es bleibt folgenden Studien vorbehalten, diesen Punkt aufzunehmen und andere Möglichkeiten auszuarbeiten, den Sehnenansatz beim Einstößeln zu schützen und somit die initiale Bruchkraft des Transplantates zu erhöhen.

4.5. Diskussion der Ergebnisse

Die in dieser Studie erlangten Erkenntnisse sind nur auf Press-Fit-Fixierung von patellarem Knochenblock im Femur anzuwenden, da die Knochendichte des Femurs größer ist als die der Tibia und in den durchgeführten Versuchen ausschließlich patellare Knochenblöcke und Femura verwendet wurden.

Da die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit Patellarsehnentransplantat in Press-Fit-Technik weiterhin eine anerkannte und gängige Methode in der Kreuzbandchirurgie darstellt, ist es sinnvoll, Studien zur Weiterentwicklung oder genaueren Betrachtung dieser Methode durchzuführen.

Die in dieser Studie erlangten Ergebnisse zeigen, dass ein größerer Press-Fit nicht zu einer stärkeren Schädigung des Sehnenansatzes führt und damit nicht die Maximalbruchlast des Transplantates verringert. Inwieweit der größere Press-Fit die Initialstärke des Transplantates vergrößert, wurde in diese Arbeit nicht untersucht und sollte den Inhalt einer weiteren Studie darstellen.

Bei der Durchführung der Versuche stellte sich heraus, dass das Einstößeln eines großen Press-Fits (hier 1,4 mm) mit großen technischen Schwierigkeiten verbunden ist. Dadurch könnte sich die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Begleitverletzungen vergrößern und/oder sich die Operationsdauer verlängern.

Der Einsatz eines schützenden Metallplättchens führte zu keiner Erhöhung der Maximalbruchlast, im Gegenteil zeigte sich bei der Gruppe mit der herkömmlichen Einzugsmethode eine signifikant höhere Maximalbruchlast, d. h., die neuartige Einzugsmethode mit schützendem Plättchen ist keine sinnvolle Ergänzung der bewährten Press-Fit-Technik.

Die momentan gängige Methode mit herkömmlicher Einzugsstechnik und mittlerem Press-Fit (hier 0,4 mm) scheint somit den beiden anderen untersuchten Methoden überlegen zu sein.

4.6. Schlussfolgerung

Zusammenfassend ist festzustellen, dass zum einen der Sehnenansatz bei einem höheren Press-Fit nicht mehr geschädigt wird, der Einsatz eines höheren Press-Fit jedoch mit operationstechnischen Schwierigkeiten verbunden ist. Ob die Primärstabilität bei einem höheren Press-Fit durch die stärkere Verblockung signifikant größer ist, bleibt zu untersuchen.

Zum anderen bringt das Anbringen eines schützenden Metallplättchens auf den Sehnenansatz keinen Vorteil in Hinsicht auf das Schädigungsausmaß des Sehnenansatzes.

Allerdings muss darauf hingewiesen werden, dass sich die Ergebnisse dieser Studie ausschließlich auf die Primärstabilität des Transplantats beziehen und keinen Aufschluss über die Langzeitstabilität geben. Die Primärstabilität wird unmittelbar postoperativ hauptsächlich durch die Fixierung und die Belastbarkeit des Transplantats gewährleistet. Das klinische Langzeitergebnis wird jedoch im Wesentlichen von den Einheilungsprozessen, der korrekten Lage der Insertionspunkte, der Rehabilitationsmaßnahme sowie der während der Operation angelegten Spannung des Transplantats beeinflusst.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Bei Ruptur des vorderen Kreuzbandes stellt die Rekonstruktion mit Patellarsehnentransplantat (bone-patellar-tendon-bone graft) eine gängige und etablierte Therapieoption dar. Die femorale Fixation des Knochenblocks im Bohrkanal kann hierbei in Press-Fit-Technik erfolgen.

In dieser Studie wurde zum einen die Bruchlast von Patellarsehnentransplantaten mit 0,4 mm und 1,5 mm Press-Fit miteinander verglichen. Hierbei wurde die Auswirkung der durch das Einstößeln verursachten Schädigung des Sehnenansatzes auf die Reißfestigkeit der Sehnentransplantate mit unterschiedlich hohem Press-Fit untersucht.

Zum anderen wurde die Methode zum Einzug des Knochenblocks modifiziert und mit der herkömmlichen Einzugsmethode verglichen. Dazu wurde der Kanal für den Einzugsfaden des Knochenblocks längs gebohrt und der Sehnenansatz mit einem schützenden Metallplättchen versehen.

Die Versuche wurden an 48 Schweinekniepräparaten durchgeführt. In der ersten Untersuchung wurden 15 Sehnentransplantate mit 1,5 mm Press-Fit (Gruppe A) 16 Sehnentransplantaten mit 0,4 mm Press-Fit (Gruppe B) gegenübergestellt. Nach Einzug des Knochenblocks mit herkömmlicher Methode und dessen Einstößelung in den Bohrkanal wurde die Reißfestigkeit der Transplantate mittels Zugmaschine im Maximalkraftversuch getestet, deren Bruchlast festgestellt und beide Gruppen verglichen. Als herkömmliche Einzugsmethode wurde eine Querbohrung des Knochenblocks und Einbringung des Einzugsfadens in einer Schlaufe definiert.

In der zweiten Untersuchung wurden die ermittelten Werte der Gruppe B nach herkömmlichem Einzugsverfahren mit 17 Sehnentransplantaten mit ebenfalls 0,4 mm Press-Fit (Gruppe C) verglichen. In Gruppe C wurde das Transplantat jedoch längs durchbohrt. Durch den doppelt eingeführten Einzugsfaden wurde zusätzlich ein Metallplättchen am Sehnenansatz fixiert, um diesen beim Einstößeln zu schützen. Nun wurden ebenfalls Ausreißversuche mittels Zugmaschine unter Maximalkraft durchgeführt.

Die 16 Sehnentransplantate der Gruppe B mit 0,4 mm Press-Fit zeigten mit einem Mittelwert von 416,22 N keine signifikant höhere Reißfestigkeit als die 15

Präparate der Gruppe A mit 1,5 mm Press-Fit und einem Mittelwert von 353,7 N.

Der Vergleich der Reißfestigkeit der Gruppe B mit herkömmlicher Befestigungstechnik und den 17 Sehnentransplantaten der Gruppe C mit schützendem Metallplättchen (Mittelwert: 325,95 N) zeigte eine signifikant höhere Reißfestigkeit der herkömmlich eingebrachten Präparate der Gruppe B.

Diese Ergebnisse führten zu folgenden Schlussfolgerungen: Die Verankerung des Knochenblocks mit 0,4 mm Press-Fit gegenüber der Verankerung des Knochen-Sehnentransplantates mit 1,5 mm Press-Fit ergab keinen signifikanten Unterschied in Bezug auf die Schädigung des Sehnenansatzes und damit in Bezug auf die Bruchlast. Da sich das Einstößeln eines so hohen Press-Fit jedoch als schwierig erwies, ist der 0,4 mm Press-Fit zu favorisieren.

Die Verwendung eines schützenden Metallplättchens resultierte in einer geringeren Bruchlast des Sehnentransplantats als die herkömmliche Methode und ergab damit keinen besseren Schutz des Sehnen-Knochen-Übergangs als die herkömmliche Methode.

III ABBILDUNGEN

- Abbildung 1:** Anatomische Strukturen des rechten Kniegelenks von ventral
(aus: The Ciba Collection of Medical Illustrations)
- Abbildung 2:** MRT-Aufnahme einer VKR
- Abbildung 3:** Knochenblock-Ligament-Winkel bei Streckung (75°-90°) und Beugung des Knies (0°) (2).
- Abbildung 4:** Präparat in Rohform
- Abbildung 5:** Patella mit medialem Anteil der Patellarsehne
- Abbildung 6:** Knochenblock-Sehnen-Transplantat quergebohrt mit Einzugsfaden
- Abbildung 7:** Knochen-Sehnen-Transplantat längsgebohrt mit Einzugsfaden und Metallplättchen
- Abbildung 8:** Metallplättchen zum Schutz des Sehnenansatzes
- Abbildung 9:** Femur mit eingestößeltem Knochenblock-Sehnen-Transplantat und Metallplättchen
- Abbildung 10:** U-förmige Metallhalterung zur Fixierung des Femurs in der Materialtestungsmaschine
- Abbildung 11:** Sehnenklemme in der Seitenansicht
- Abbildung 12:** Sehnenklemme in der Frontalansicht
- Abbildung 13:** Materialtestungsmaschine UTS 3 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) mit Präparat und angeschlossenem PC
- Abbildung 14:** Gesamtpräparat in der Materialtestungsmaschine
- Abbildung 15:** Beispiel eines Kurvenverlaufs bei Maximalkraftmessung
- Abbildung 16:** Box-Plot-Diagramm der Bruchlastwerte
- Abbildung 17:** Darstellung der Werte als Liniendiagramm
- Abbildung 18:** Mittelwerte der gemessenen Maximalkraftwerte in den drei Gruppen

IV TABELLEN

Tabelle 1: Bruchlastwerte inklusive der Werte (fett gedruckt), bei denen es zum Bruch des Knochenblocks kam

Tabelle 2: Bruchlastwerte

V LITERATURVERZEICHNIS

1. Adam F, Pape D, Steimer O, Kohn D, Rupp S. [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* 2001;30(9):649-657.
2. Al-Husseiny M, Batterjee K. Press-fit fixation in reconstruction of anterior cruciate ligament, using bone-patellar tendon-bone graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2004;12(2):104-109.
3. Arnoczky SP, Tarvin GB, Marshall JL. Anterior cruciate ligament replacement using patellar tendon. An evaluation of graft revascularization in the dog. *J Bone Joint Surg Am* 1982;64(2):217-224.
4. Banzhaf M. Biomechanische Testung der femoralen Press-Fit-Technik beim Ersatz des vorderen Kreuzbandes mittels Patellarsehne [Inaugural-Dissertation]. Tübingen: Eberhard-Karls-Universität, 2007.
5. Berbig R, Rillmann P. [Timing of the surgery of rupture of the anterior cruciate ligament. Effects of acute or delayed surgery on arthrofibrosis rate and work disability]. *Unfallchirurg* 2000;103(9):726-730.
6. Beynon BD, Johnson RJ, Abate JA, Fleming BC, Nichols CE. Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part I. *Am J Sports Med* 2005;33(10):1579-1602.
7. Beynon BD, Uh BS, Johnson RJ, Abate JA, Nichols CE, Fleming BC, et al. Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized, double-blind comparison of programs administered over 2 different time intervals. *Am J Sports Med* 2005;33(3):347-359.
8. Biau DJ, Tournoux C, Katsahian S, Schranz PJ, Nizard RS. Bone-patellar tendon-bone autografts versus hamstring autografts for reconstruction of anterior cruciate ligament: meta-analysis. *Bmj* 2006;332(7548):995-1001.
9. Biedert RM, Stauffer E, Friederich NF. Occurrence of free nerve endings in the soft tissue of the knee joint. A histologic investigation. *Am J Sports Med* 1992;20(4):430-433.
10. Blevins FT, Hecker AT, Bigler GT, Boland AL, Hayes WC. The effects of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone-patellar tendon-bone allografts. *Am J Sports Med* 1994;22(3):328-333.
11. Boszotta H. Arthroskopische femorale Press-fit-Fixation des Lig.-patellae-Transplantats beim Ersatz des vorderen Kreuzbands. Experimentelle Grundlagen und Operationstechnik. *Arthroskopie* 1997;10:126-132.

12. Boszotta H, Anderl W. Primary stability with tibial press-fit fixation of patellar ligament graft: An experimental study in ovine knees. *Arthroscopy* 2001;17(9):963-970.
13. Boszotta H, Helperstorfer W. Verbesserte Entnahmetechnik des Lig.-patellae- Transplantats für die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands in der Press- fit- Technik. *Arthroskopie* 1994;7:139-141.
14. Brand J, Jr., Weiler A, Caborn DN, Brown CH, Jr., Johnson DL. Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2000;28(5):761-774.
15. Brown CH, Jr., Hecker AT, Hipp JA, Myers ER, Hayes WC. The biomechanics of interference screw fixation of patellar tendon anterior cruciate ligament grafts. *Am J Sports Med* 1993;21(6):880-886.
16. Brown GA, Pena F, Grontvedt T, Labadie D, Engebretsen L. Fixation strength of interference screw fixation in bovine, young human, and elderly human cadaver knees: influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, and interference. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1996;3(4):238-244.
17. Butler DL, Noyes FR, Grood ES. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am* 1980;62(2):259-270.
18. Canale ST. *Campbell's Operative Orthopaedics*: Mosby, 2003.
19. Chaudhary D, Monga P, Joshi D, Easwaran R, Bhatia N, Singh AK. Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament using bone-patellar tendon-bone autograft: experience of the first 100 cases. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 2005;13(2):147-152.
20. Chen CH, Chen WJ, Shih CH. Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction with quadriceps tendon-patellar bone autograft. *J Trauma* 1999;46(4):678-682.
21. Chen L, Cooley V, Rosenberg T. ACL reconstruction with hamstring tendon. *Orthop Clin North Am* 2003;34(1):9-18.
22. Clancy WG, Jr., Narechania RG, Rosenberg TD, Gmeiner JG, Wisnfske DD, Lange TA. Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg Am* 1981;63(8):1270-1284.
23. Comley AS, Krishnan J. Donor site morbidity after quadriceps tendon harvest for rotator cuff repair. *Aust N Z J Surg* 1999;69(11):808-810.
24. Cosgarea AJ, Sebastianelli WJ, DeHaven KE. Prevention of arthrofibrosis after anterior cruciate ligament reconstruction using the central third patellar tendon autograft. *Am J Sports Med* 1995;23(1):87-92.

25. Dargel J, Gotter M, Mader K, Pennig D, Koebeke J, Schmidt-Wiethoff R. Biomechanics of the anterior cruciate ligament and implications for surgical reconstruction. *Strategies Trauma Limb Reconstr* 2007;2(1):1-12.
26. Dargel J, Schmidt-Wiethoff R, Schneider T, Bruggemann GP, Koebeke J. Biomechanical testing of quadriceps tendon-patellar bone grafts: an alternative graft source for press-fit anterior cruciate ligament reconstruction? *Arch Orthop Trauma Surg* 2006;126(4):265-270.
27. DeHaven KE, Cosgarea AJ, Sebastianelli WJ. Arthrofibrosis of the knee following ligament surgery. *Instr Course Lect* 2003;52:369-381.
28. Engebretsen L, Lew WD, Lewis JL, Hunter RE. Knee mechanics after repair of the anterior cruciate ligament. A cadaver study of ligament augmentation. *Acta Orthop Scand* 1989;60(6):703-709.
29. Engelhardt M, Freiwald J, Rittmeister M. [Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction]. *Orthopäde* 2002;31(8):791-798.
30. Feller JA, Webster KE, Gavin B. Early post-operative morbidity following anterior cruciate ligament reconstruction: patellar tendon versus hamstring graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2001;9(5):260-266.
31. Frank CB, Jackson DW. The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 1997;79(10):1556-1576.
32. Gobbi A, Diara A, Mahajan S, Zanazzo M, Tuy B. Patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction with conical press-fit femoral fixation: 5-year results in athletes population. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2002;10(2):73-79.
33. Good L, Gillquist J. The value of intraoperative isometry measurements in anterior cruciate ligament reconstruction: an in vivo correlation between substitute tension and length change. *Arthroscopy* 1993;9(5):525-532.
34. Halata Z, Haus J. The ultrastructure of sensory nerve endings in human anterior cruciate ligament. *Anat Embryol (Berl)* 1989;179(5):415-421.
35. Harilainen A, Linko E, Sandelin J. Randomized prospective study of ACL reconstruction with interference screw fixation in patellar tendon autografts versus femoral metal plate suspension and tibial post fixation in hamstring tendon autografts: 5-year clinical and radiological follow-up results. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14(6):517-528.
36. Hertel P, Behrend H, Cierpinski T, Musahl V, Widjaja G. ACL reconstruction using bone-patellar tendon-bone press-fit fixation: 10-year clinical results. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2005;13(4):248-255.
37. Hertel P, Bernard M. Vordere Kreuzbandersatzplastik - Vorteile einer metallfreien offenen Press- Fit- Operationstechnik (Einschnittechnik) gegenüber

- einer arthroskopischen Unitunnel- Technik. In: Arthroskopische versus offene Operationen. Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag, 1994: 48 - 52.
38. Höher J, Tiling T. Differenzierte Transplantatauswahl in der Kreuzbandchirurgie. *Der Chirurg* 2000;71(9):1045-1054.
39. Holden JP, Grood ES, Butler DL, Noyes FR, Mendenhall HV, Van Kampen CL, et al. Biomechanics of fascia lata ligament replacements: early postoperative changes in the goat. *J Orthop Res* 1988;6(5):639-647.
40. Hunter RE, Mastrangelo J, Freeman JR, Purnell ML, Jones RH. The impact of surgical timing on postoperative motion and stability following anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1996;12(6):667-674.
41. Johnson R, Beynnon, BD, Nichols, CE, Renstrom, PAFH. Current concepts review: the treatment of injuries of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 1992; 74- A:140 - 151.
42. Katabi M, Djian P, Christel P. [Anterior cruciate ligament reconstruction: patellar tendon autograft versus four-strand hamstring tendon autografts. A comparative study at one year follow-up]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2002;88(2):139-148.
43. Kohn D. Orthopädie und Orthopädische Chirurgie. Knie. Stuttgart: Thieme, 2004.
44. Kohn D, Schneider G, Dienst M, Rupp S. [Diagnosis of rupture of the anterior cruciate ligament]. *Orthopäde* 2002;31(8):719-730.
45. Kousa P, Jarvinen TL, Kannus P, Ahvenjarvi P, Kaikkonen A, Jarvinen M. A bioabsorbable plug in bone-tendon-bone reconstruction of the anterior cruciate ligament: Introduction of a novel fixation technique. *Arthroscopy* 2001;17(2):144-150.
46. Lambert KL. Vascularized patellar tendon graft with rigid internal fixation for anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop Relat Res* 1983(172):85-89.
47. Lee MC, Jo H, Bae TS, Jang JD, Seong SC. Analysis of initial fixation strength of press-fit fixation technique in anterior cruciate ligament reconstruction. A comparative study with titanium and bioabsorbable interference screw using porcine lower limb. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2003;11(2):91-98.
48. Li G, Zayontz S, Most E, DeFrate LE, Suggs JF, Rubash HE. In situ forces of the anterior and posterior cruciate ligaments in high knee flexion: an in vitro investigation. *J Orthop Res* 2004;22(2):293-297.

49. Magen HE, Howell SM, Hull ML. Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts. *Am J Sports Med* 1999;27(1):35-43.
50. Majors RA, Woodfin B. Achieving full range of motion after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1996;24(3):350-355.
51. Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS. 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* 1990;72(4):557-567.
52. Markolf KL MJ, Amstutz HC. Stiffness and laxidity of the knee-the contribution of the supporting structures. *J Bone Joint Surg Am* 1976(58):583-593.
53. Matthews LS, Lawrence SJ, Yahiro MA, Sinclair MR. Fixation strengths of patellar tendon-bone grafts. *Arthroscopy* 1993;9(1):76-81.
54. McFarland EG, Morrey BF, An KN, Wood MB. The relationship of vascularity and water content to tensile strength in a patellar tendon replacement of the anterior cruciate in dogs. *Am J Sports Med* 1986;14(6):436-448.
55. Meyer S, Biedert RM. Rehabilitationsprinzipien nach VKR-Rekonstruktion für Breiten- und Spitzensportler. *Arthroskopie* 2000;13:307-310.
56. Muneta T, Sekiya I, Yagishita K, Ogiuchi T, Yamamoto H, Shinomiya K. Two-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament using semitendinosus tendon with endobuttons: operative technique and preliminary results. *Arthroscopy* 1999;15(6):618-624.
57. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66(3):344-352.
58. Noyes FR, DeLucas JL, Torvik PJ. Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: an analysis of strain-rate sensitivity and mechanisms of failure in primates. *J Bone Joint Surg Am* 1974;56(2):236-253.
59. Noyes FR, Grood ES. The strength of the anterior cruciate ligament in humans and Rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg Am* 1976;58(8):1074-1082.
60. Paschal SO, Seemann MD, Ashman RB, Allard RN, Montgomery JB. Interference fixation versus postfixation of bone-patellar tendon-bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. A biomechanical comparative study in porcine knees. *Clin Orthop Relat Res* 1994(300):281-287.
61. Pässler HH. Nachbehandlung nach Bandverletzung am Kniegelenk. *Klin Mag* 1996:40-46.

62. Pavlik A, Hidas P, Czigany T, Berkes I. Biomechanical evaluation of press-fit femoral fixation technique in ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2004;12(6):528-533.
63. Petersen W, Tillmann B. [Anatomy and function of the anterior cruciate ligament]. *Orthopäde* 2002;31(8):710-718.
64. Plominski J, Borcz K, Kwiatkowski K, Zabicka M. Fixation of patellar tendon bone graft in reconstruction of patellar ligaments. Comparison of bioabsorbable and metal interference screws--results of treatment. *Ortop Traumatol Rehabil* 2008;10(1):44-53.
65. Rosenberg TD, Franklin JL, Baldwin GN, Nelson KA. Extensor mechanism function after patellar tendon graft harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1992;20(5):519-525; discussion 525-516.
66. Rupp S, Kohn D. Vorderes Kreuzband im Mittelpunkt des Interesses. *Orthopäde* 2002;31(8):701.
67. Rupp S, Krauss PW, Fritsch EW. Fixation strength of a biodegradable interference screw and a press-fit technique in anterior cruciate ligament reconstruction with a BPTB graft. *Arthroscopy* 1997;13(1):61-65.
68. Rupp S, Seil R, Jäger A, Kohn D. Ersatz des vorderen Kreuzbandes mit dem Patellarsehnentransplantat. *Orthopäde* 2002;31(8):751-757.
69. Rupp S, Seil R, Krauss PW, Kohn DM. Cortical versus cancellous interference fixation for bone-patellar tendon-bone grafts. *Arthroscopy* 1998;14(5):484-488.
70. Samuelson TS, Drez D, Jr., Maletis GB. Anterior cruciate ligament graft rotation. Reproduction of normal graft rotation. *Am J Sports Med* 1996;24(1):67-71.
71. Schmidt-Wiethoff R, Dargel J, Gerstner M, Schneider T, Koebke J. Bone plug length and loading angle determine the primary stability of patellar tendon-bone grafts in press-fit ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14(2):108-111.
72. Seil R, Rupp S, Krauss PW, Benz A, Kohn DM. 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* 1998;26(6):815-819.
73. Shelbourne KD, Gray T. Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. A two- to nine-year followup. *Am J Sports Med* 1997;25(6):786-795.
74. Shelbourne KD, Nitz P. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1990;18(3):292-299.

75. Staubli HU, Schatzmann L, Brunner P, Rincon L, Nolte LP. Mechanical tensile properties of the quadriceps tendon and patellar ligament in young adults. *Am J Sports Med* 1999;27(1):27-34.
76. Staubli HU, Schatzmann L, Brunner P, Rincon L, Nolte LP. Quadriceps tendon and patellar ligament: cryosectional anatomy and structural properties in young adults. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1996;4(2):100-110.
77. Strobel K, Hodler J. MRT des Kniegelenkes. MRI of the knee joint *Radiologie up2date* 2003(3):229-251.
78. Strobel MJS, M.S. VKB-Rekonstruktion mit dem Semitendinosus-Grazilis-Sehnentransplantat. *Orthopäde* 2002;31:758-769.
79. Takeda Y, Xerogeanes JW, Livesay GA, Fu FH, Woo SL. Biomechanical function of the human anterior cruciate ligament. *Arthroscopy* 1994;10(2):140-147.
80. Wagner M, Kaab MJ, Schallock J, Haas NP, Weiler A. Hamstring tendon versus patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction using biodegradable interference fit fixation: a prospective matched-group analysis. *Am J Sports Med* 2005;33(9):1327-1336.
81. Wagner M, Scheffler SU, Weiler A. Vorderer Kreuzbandersatz: Verankerung des Transplantats. *Arthroskopie* 2005;18:27-35.
82. Weiler A, Scheffler S, Hoher J. [Transplant selection for primary replacement of the anterior cruciate ligament]. *Orthopäde* 2002;31(8):731-740.
83. Woo SL, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med* 1991;19(3):217-225.
84. Yu JK, Paessler HH. Relationship between tunnel widening and different rehabilitation procedures after anterior cruciate ligament reconstruction with quadrupled hamstring tendons. *Chin Med J (Engl)* 2005;118(4):320-326.
85. Yunes M, Richmond JC, Engels EA, Pinczewski LA. Patellar versus hamstring tendons in anterior cruciate ligament reconstruction: A meta-analysis. *Arthroscopy* 2001;17(3):248-257.

VI DANKSAGUNG

Mein Dank gilt Prof. Dr. Nikolaus Wülker für die freundliche Überlassung des Themas und die Bereitstellung eines Arbeitsplatzes im Biomechaniklabor.

Herrn Dr. Martin Lüdemann und Herrn Dr. Burkhard Lembeck danke ich für die kompetente Betreuung, gute Zusammenarbeit und unermüdliche Unterstützung.

Besonders möchte ich mich bei Herrn Dr. Otto Müller bedanken, der mir beim Zusammenstellen der Statistik und bei sämtlichen Problemen, die im Biomechaniklabor auftraten, von größter Hilfe war.

Außerdem möchte ich Herrn Prof. Dr. Jürgen Geis-Gerstorfer für die Zusammenarbeit bei der Halterungsfertigung danken.

Frau Dr. Maike Banzhaf danke ich für ihre Hilfe bei der Einarbeitung in die Versuchstechniken.

Des Weiteren bedanke ich mich bei der Richard und Annemarie Wolf-Stiftung für die finanzielle Unterstützung, sowie bei der Richard Wolf GmbH für die Überlassung der für den Versuch notwendigen Instrumente.

Für die Bereitstellung der Schweinekniepräparate gilt mein Dank dem Fleischmarkt Gärtringen.

Meiner Familie und meinem Freund Henrik möchte ich für ihre Geduld und ihren Beistand während der gesamten Zeit danken. Mein ganz besonderer Dank gilt meiner Mutter, die die Arbeit korrekturgelesen hat.

Für die zuverlässige Hilfe in allen computertechnischen Fragen möchte ich mich bei Thilo Stähler bedanken. Meike Stärke danke ich für ihr kritisches Korrekturlesen und ihren stetigen Rat in allen sprachlichen Fragen.

VII LEBENS LAUF

Name: Friederike Susanne Viniol
Geburtstag: 5. Juni 1979
Geburtsort: Stuttgart
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: deutsch
Eltern: Dr. Christa Viniol, Rechtsanwältin
Dr. Volker Viniol, Rechtsanwalt
Geschwister: Jeannette Viniol, Rechtsanwältin

Schulbildung

1985-1989 Grundschohle Ditzingen
1989-1999 Gymnasium Korntal-Münchingen
1996-1997 Framlingham College, England
1999 Abitur

1999-2000 Freiwilliges Soziales Jahr in der Abteilung für Plastische und Wiederherstellungschirurgie des Marienhospitals Stuttgart

Universitätsausbildung

Okt. 2000 Beginn des Medizinstudiums an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
Sept. 2002 Ärztliche Vorprüfung
Aug. 2003 1. Staatsexamen
April 2006 2. Staatsexamen
Mai-Aug. 2006 Praktisches Jahr, Auslandstertial an der Orthopädischen Klinik des Karolinska Universitätssjukhuset, Stockholm/ Huddinge, Schweden
Aug. 2006-März 2007 Praktisches Jahr im Robert-Bosch-Krankenhaus, Stuttgart
24. Mai 2007 3. Staatsexamen

Berufstätigkeit

- Feb. 2008-Feb. 2009 Assistenzärztin in der Abteilung für Neuroorthopädie
der Orthopädischen Klinik Markgröningen
- Seit April 2009 Assistenzärztin in der Chirurgischen Klinik am Dia-
konie-Klinikum Stuttgart