

Aus der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
Charité Campus Virchow-Klinikum
Humboldt-Universität zu Berlin
Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. Norbert P. Haas

Anatomische „Hamstringsehnen“ Verankerung mit Interferenzschrauben beim Kreuzbandersatz

Biomechanische und tierexperimentelle Untersuchungen

Habilitation zur Erlangung
der venia legendi für das Fach Chirurgie

der Hohen Medizinischen Fakultät
der Humboldt-Universität zu Berlin

Vorgelegt von
Dr. med. Andreas Weiler
aus Bensberg

Präsident: Prof. Dr. rer. nat. J. Mlynek
Dekan: Prof. Dr. Joachim W. Dudenhausen

Gutachter: 1. Prof. Dr. Dieter Kohn, Orthopädische Uniklinik Homburg/Saar
2. Prof. Dr. Klaus Stürmer, Unfallchirurgische Uniklinik Giessen

Datum des öffentlich-wissenschaftlichen Vortrages: 03.12.2002

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	4
1.1 Indikation und Verfahrenswahl bei Verletzungen des vorderen Kreuzbandes	4
1.1.1 Prognose der vorderen Kreuzbandinsuffizienz und Patientenselektion	4
1.1.2 Die akute Kreuzbandnaht	5
1.1.3 Der Kreuzbandersatz	6
1.2 Zur Transplantatauswahl	6
1.2.1 Strukturelle und mechanische Eigenschaften autologer Transplantate	6
1.2.2 Morbidität der Transplantatentnahme	8
1.2.3 Allografts und Synthetische Bandersatzmaterialien	10
1.2.4 Klinische Konsequenz der Transplantatauswahl	12
1.3 Überlegungen zur Transplantatverankerung	13
1.3.1 Herkömmliche Verankerungstechniken	14
1.3.2 Anatomische Transplantatverankerung	16
1.3.3 Ossäre Transplantatintegration	17
1.4 Wissenschaftliche Fragestellung	18
2 Experimentelle Untersuchungen	20
2.1 Biomechanik	20
2.1.1 Biodegradierbare Interferenzschrauben für die konventionelle Patellarsehnen Verankerung	20
2.1.2 Verankerung des 3-fach ST Transplantates mit Interferenzschrauben	22
2.1.3 Verschiedene Transplantatverankerungen unter zyklischer Belastung	23
2.1.4 Einfluss der Schraubengeometrie	25
2.1.5 Hybridverankerung mit EndoPearl™	26
2.1.6 Modifikation des Patellarsehnen-Transplantates für eine anatomische Verankerung	28

2.2 Tierexperimentelle Analyse der Transplantatintegration	29
2.2.1 Biomechanische Untersuchungen	29
2.2.2 Histologische Analyse der Sehnen-Knochen Heilung	30
2.2.3 Histologischer Vergleich der Sehnen-Knochen Heilung bei extrakortikaler und anatomischer Interferenzschrauben-Verankerung	31
3 Klinische Konsequenz	32
3.1 Konventionelle Technik (4-fach STG)	32
3.2 All-inside Rekonstruktion (3-fach ST)	33
3.3 Doppelbündelrekonstruktion des HKB	34
4 Diskussion	35
4.1 Biomechanische Untersuchungen	35
4.2 Tierexperimentelle Untersuchungen	40
4.3 Schlussfolgerung	42
5 Zusammenfassung	43
6 Literatur	44
Verzeichnis der Abkürzungen	68
Begriffsdefinitionen	69
Danksagung	70

1. Einleitung

1.1 INDIKATION UND VERFAHRENSWAHL BEI VERLETZUNGEN DES VORDEREN KREUZBANDES

1.1.1 Prognose der vorderen Kreuzbandinsuffizienz und Patientenselektion

Die wesentliche Zielsetzung der rekonstruktiven Chirurgie des vorderen Kreuzbandes (VKB) ist es den natürlichen Verlauf der Kreuzbandinsuffizienz mit funktioneller Instabilität und sekundärer Schädigung an Menisken und Knorpel aufzuhalten, bzw. zu verzögern^{7,9,73,123,152}. Es ist jedoch nicht zwangsläufig mit einer Degeneration des Kniegelenkes und/oder funktioneller Instabilität nach einer Verletzung des VKBs zu rechnen^{46,123}, so dass es notwendig ist, eine Risikopopulation zu definieren, um in diesen Fällen den primären VKB-Ersatz empfehlen zu können.

Es ist gesichert, dass es nach einer Ruptur des VKB zu einer vermehrten ventralen Translation der Tibia gegenüber des Femurs kommt⁶³, wobei unklar ist, welche Patienten später Instabilitätssymptome präsentieren bzw. sekundäre Schäden an den Menisken und am Knorpel entwickeln^{114,115}. So fand sich je nach Studie eine einschränkende funktionelle Instabilität zwischen nur 16 % und nahezu 100 % der Fälle nach unbehandelter VKB Ruptur^{46,66,75,94}. Ebenso konnte eine röntgenologisch sichtbare Degeneration des medialen Kompartimentes mit sehr variabler Ausprägung von nur 13 % (2 bis 10 Jahres follow-up) bis hin zu 68 % (9 bis 16 Jahres follow-up) bei chronischer VKB-Insuffizienz gefunden werden^{49,176,225}.

Entsprechend dieses sehr variablen Verlaufs der chronischen VKB-Insuffizienz ist es allgemein akzeptiert, dass nicht jeder Patient einer Rekonstruktion des VKB bedarf^{46,73,123,168}. Verschiedene Studien haben jedoch zeigen können, dass der junge und sportlich aktive Patient von einer Rekonstruktion des VKB profitiert^{7,53,162,199,202}.

Ein weiterer Punkt in der Diskussion um den primären Ersatz des VKB ist der Status der Menisken. Eine Kombinationsverletzung mit VKB-Ruptur und Meniskusverletzung führt zu einer beschleunigten Degeneration, bzw. die chronische VKB-Insuffizienz führt zu einer erheblichen Zunahme sekundärer Meniskusläsionen^{129,162,163}. Ob nun eine primäre VKB-Rekonstruktion angestrebt werden sollte, um den noch nicht verletzten Meniskus zu schützen, bleibt fraglich. Es ist jedoch allgemein akzeptiert, dass im Falle einer Meniskusnaht, deren Prognose durch den gleichzeitigen VKB-Ersatz wesentlich verbessert wird^{38,44,129,246}.

Grundsätzlich sollte beim Vorliegen der folgenden Situationen eine Kreuzbandrekonstruktion empfohlen werden (modifiziert nach Fu & Schulte 1996⁷⁹):

- junger und aktiver Patient, der das gleiche Aktivitätsniveau wie vor der Verletzung anstrebt
- Patient mit funktioneller Instabilität im täglichen Leben
- VKB-Ruptur in Kombination mit einem reparierbaren Meniskusriss
- Kombinationsverletzung mit mindestens einer weiteren großen Bandstruktur (höhergradige Innenbandverletzung, hinteres Kreuzband, Außenband, posterolaterale Gelenkecke)
- Kinder und Jugendliche unabhängig von den o.g. Variablen^{4,8}

Neben den allgemeinen medizinischen und forensischen Kontraindikationen gibt es aktuell keine wissenschaftlich fundierten Begründungen, in den o.g. Patientengruppen keine VKB-Rekonstruktion vorzunehmen. Selbst eine bestimmte Altersgrenze wird heute nicht mehr vorgegeben⁴⁹. Ebenso gilt das degenerativ vorgeschädigte Knie nicht mehr als Kontraindikation für die VKB-Rekonstruktion^{220,263}.

1.1.2 Die akute Kreuzbandnaht

Die primäre Naht des akut rupturierten VKBs stellte seit den 50iger Jahren bis in die frühen 70iger Jahre die Behandlungsmethode der Wahl dar^{65,148,149}. Trotz zufriedenstellender Kurzzeitergebnisse^{172,231} zeigten diverse Studien eine Versagerquote von 40 % bis 50 % innerhalb der ersten fünf Jahre^{7,16,25,65,69,76,173,222}.

Die Idee, das heilende VKB durch eine sog. Augmentation temporär oder dauerhaft zu schützen, entstammt aus den frustrierten Erfahrungen mit der alleinigen Kreuzbandnaht. Die Augmentation kann hierzu intraartikulär mittels synthetisch resorbierbaren oder nicht resorbierbaren Bändern oder Kordeln erfolgen oder durch autologes Gewebe, wie z.B. der Semitendinosussehne^{87,89,95,104,105,128,189}. Trotz ermutigender Ergebnisse einzelner Arbeitsgruppen hat sich diese Technik jedoch nicht durchsetzen können eine akzeptierte Alternative zum Ersatz des VKB darzustellen. Eine weitere Form der Augmentation stellt die zusätzliche extraartikuläre, meist laterale Prozedur, z.B. nach Ellison oder McIntosh dar^{5,29,72,192,241}. Aber auch hier konnte kein allgemeiner Konsens gefunden werden, der diese zusätzlichen Prozeduren heute noch allgemein rechtfertigt⁷³.

1.1.3 Der Kreuzbandersatz

Obwohl Hey Groves schon 1917 den Ersatz des chronisch insuffizienten VKBs mit körpereigenem Gewebe, einem Streifen aus dem Tractus iliotibialis, inaugurierte¹⁰⁰ und andere Autoren schon in den 30iger die Verwendung gestielter autologer Patellarsehnenstreifen oder der Semitendinosussehne beschrieben^{43,143}, blieb der autologe Ersatz des VKB bis in die frühen 80iger Jahre eher eine selten angewandte Methode. Ein wesentlicher Fortschritt wurde erreicht, als man erkannte, dass ein freies Sehnentransplantat gegenüber einem gestielt eingezogenen Transplantat keine biologischen Nachteile aufwies^{34,52}. Erst seit Anfang der 80iger Jahre hat sich dann der Ersatz des VKBs mit autologem Sehngewebe, auch für das frisch verletzte VKB durchgesetzt.

1.2 ZUR TRANSPLANTATAUSWAHL

Der Ersatz des VKB mit freien Sehnentransplantaten ist die am häufigsten durchgeführte bandplastische Operation am Bewegungsapparat. Hierzu hat sich die Verwendung autologer, also körpereigener Transplantate, durchgesetzt. Neben den eher seltener verwendeten autologen Transplantaten, wie z.B. ein Streifen aus dem Tractus iliotibialis¹⁰⁰ oder der Plantaris longus Sehne, werden derzeit fast ausschließlich Anteile aus der Patellarsehne (mittleres und seltener mediales oder laterales Drittel)^{34,43}, die Sehnen des Pes anserinus, also Semitendinosus- und Grazilissehne (syn. Hamstrings)^{139,143}, sowie der zentrale Anteil aus der Quadrizepssehne bevorzugt verwendet^{17,80,230}.

Da sich gerade die am häufigsten verwendeten Hamstringsehnen und das mittlere Drittel aus der Patellarsehne hinsichtlich Entnahmemorbidität, Verankerungsoptionen und struktureller Eigenschaften wesentlich unterscheiden, hat in der Kniechirurgie kaum ein Thema in den letzten Jahren mehr kontroverse Diskussionen entfacht, als die Transplantatwahl für den Kreuzbandersatz^{27,110}.

Um das Problem der aus der Transplantatentnahme resultierenden Morbidität zu umgehen, wird auch über die Indikationen für Revisionseingriffe und komplexe Knieinstabilitäten hinaus zunehmend homologes Sehngewebe von Organspendern (Allografts) für den primären Ersatz des VKB verwendet^{166,221}.

1.2.1 Strukturelle und mechanische Eigenschaften autologer Transplantate

Die aus der Literatur zu entnehmenden Daten über die strukturellen und mechanischen Eigenschaften verschiedener autologer Sehnentransplantate variieren in Abhängigkeit vom Testprotokoll und dem

Alter des Spendergewebes erheblich. Im Allgemeinen gilt jedoch, dass alle heute gebräuchlichen Transplantate eine gleichwertige oder höhere Reißfestigkeit als das intakte VKB zeigen ^{27,232}.

Patellarsehne

Die Reißfestigkeit des mittleren Drittels aus der Patellarsehne variiert, je nach Literatur und getesteter Sehnenbreite (10 bis 14 mm), etwa zwischen 1700 N und 2900 N ^{30,58,71,154,167,230,264}. Die Reißfestigkeit der Patellarsehne unterliegt einer Altersabhängigkeit. Die mechanischen Eigenschaften (strukturelle Eigenschaften pro Querschnittsfläche) der Patellarsehne sind höher als die der Quadrizepssehne und der Hamstrings ^{91,230}. Grundsätzlich gilt für alle Sehnentransplantate, dass die absolute Reißfestigkeit durch die Querschnittsfläche des Gewebes bestimmt wird.

Das mittlere Patellarsehnendrittel wird zur sicheren Verankerung meist mit einem Knochenblock aus der Tuberositas tibiae und der Patella entnommen (bone-patellar tendon-bone = BPTB). Die mechanische Schwachstelle dieses Konstruktes stellt der tibial entnommene Knochenblock dar. Hierbei kann es zu einer Fraktur des Knochenblockes kommen, deren Risiko wesentlich von der Knochendichte abhängt. Wird, wie beim Kreuzbandersatz nicht in axialer Zugrichtung belastet, können Scherkräfte zu einem Versagen der Bandinsertion am Knochenblock führen. Daher sollte von mechanischer Seite aus immer das Gesamtkonstrukt, und nicht nur der sehnige Anteil der Patellarsehne betrachtet werden.

Hamstrings

Die Reißfestigkeit der Semitendinosus- und Grazilissehne wird wesentlich durch den Gewebequerschnitt bestimmt ⁹¹. Hat ein einfacher Strang der Semitendinosusehne eine Reißfestigkeit von ca. 1200 N ¹⁶⁷, steigert sich die Reißfestigkeit eines doppelten Semitendinosusehnenstrangs schon auf ca. 2300 N und auf etwa 4100 N bei einem vierfach-Konstrukt aus Semitendinosus- und Grazilissehne ⁹¹. Voraussetzung für derart hohe mechanische Werte ist jedoch, dass alle Sehnenstränge gleichmäßig vorgespannt sind ⁹¹. Dies ist klinisch meist nicht reproduzierbar, da je nach Gelenkstellung und Art der Transplantatverankerung unterschiedliche Anteile des mehrfach gedoppelten Sehnenstranges belastet werden. Hierdurch wird zwar die absolute Reißfestigkeit reduziert, es kann aber die komplexe Kinematik des intakten VKB im Gegensatz zu einem einsträngigen Transplantat wiederhergestellt werden ^{245,265}. Zusätzlich erlaubt die Verwendung der Hamstrings die Rekonstruktion des VKB in einer anatomischen Doppelbündeltechnik, was bei komplexen Instabilitäten oder Revisionseingriffen vorteilhaft ist.

Quadrizepssehne

Wird ein 10 mm Streifen entnommen, verfügt der mittlere Anteil aus der Quadrizepssehne über einen größeren Gewebequerschnitt als das Patellarsehnendrittel (65 mm² vs. 37 mm²). Hierdurch wird jedoch keine höhere Reißfestigkeit der Quadrizepssehne erreicht (2353 N vs. 2376 N)²³⁰, was auf bessere mechanische Eigenschaften des Patellarsehnengewebes hinweist. Das Quadrizepssehnen-Transplantat kann mit und ohne einen patellären Knochenblock entnommen werden (J.P. Fulkerson pers. Kommunikation).

1.2.2 Morbidität der Transplantatentnahme

Da mit den heute zur Verfügung stehenden Techniken zur Rekonstruktion des VKB die Erfolgsrate der stabil rekonstruierten Kniegelenke stetig zunimmt, gewinnt die Diskussion um eine minimale Invasivität und Morbidität zunehmend an Bedeutung. Zudem steigt die Anspruchshaltung des Patienten weiter an, so dass heute nicht mehr nur die Erfolgsrate der Bandrekonstruktion, sondern auch die persönliche Zufriedenheit hinsichtlich Schmerz und Beweglichkeit zunehmend diskutiert wird²³⁷.

Patellarsehne

Neben den typischen Komplikationen wie der frühen oder späten Patellafraktur oder der Patellarsehnenruptur^{19-21,48,138,151}, sind im wesentlichen Störungen des Streckapparates als spezielle Probleme der Patellarsehnenentnahme zu diskutieren²⁰¹. Das Risiko der Patellafraktur (ca. 0,1 – 3 %) sowie der Patellarsehnenruptur lässt sich heute durch eine vorsichtige Transplantatentnahme minimieren. Durch spezielle Techniken der Entnahme des patellären Knochenblockes kann die Entstehung von Sollbruchstellen vermieden werden, wie z.B. durch die Verwendung einer Hohlfräse.

Für den Patienten wesentlich sind jedoch Probleme, die langfristig nur sehr schwer zu behandeln sind. Hierzu gehören Schmerzen beim Knien, die je nach Literatur in bis zu 60 % der Fälle gefunden werden. Daher sollte bei der Ausübung von knienden Berufen (Fliesenleger, Dachdecker, Pastor etc.) oder häufiger kniender Tätigkeit (junge Eltern, Moslems) das Patellarsehnen-Transplantat zurückhaltend gewählt werden. Zu dem großen Formenkreis des vorderen Knieschmerzes gehören das Patellaspitzenyndrom, die Patellatendinitis, patellofemorale Krepitation und die infrapatelläre Kontraktur^{1,125,177,201,234}. Angaben zur Inzidenz und Intensität dieses Symptomkreises variieren erheblich (4 – 40 %)^{14,59,126,201}.

Wir nehmen heute an, dass die Verletzung des Hoffa'schen Fettkörpers für viele dieser Probleme verantwortlich ist. Durch dessen Verletzung kann es zu einer narbigen Kontraktur und Fibrose kommen,

die dann zu einer reduzierten Mobilität der Patellarsehne und Adhärenz an der Tibiavorderkante führt. Die Maximalvariante wäre das infrapatelläre Kontraktur-Syndrom mit patella infera ^{177,178}. Eine Verkürzung der Patellarsehne nach Transplantatentnahme ist in vielen Studien beschrieben ^{119,157,212}. Durch deren Verkürzung bzw. Adhärenz an der Tibiavorderkante werden die patellofemorale Reaktionskräfte erhöht, was zu patellofemorale Schmerzen führen kann ³. Der Grad der Patellarsehnenverkürzung ist nur schwer vorherzubestimmen und variiert zum Teil erheblich (2 bis 7 mm) ¹¹⁹. Ab einem gewissen Grad prädisponiert die Sehnenverkürzung zur frühzeitigen Entwicklung einer patellofemorale Arthrose ¹¹⁹.

Hinsichtlich eines persistierenden Kraftdefizits sind unterschiedliche Angaben in der Literatur zu finden. Es ist jedoch allgemein akzeptiert, dass die Entnahme des Patellarsehnen-Transplantates auch langfristig (bis zu 7 Jahre) zu einer Reduktion der Streckerkraft führen kann ²⁰³. Beeinflusst wird dies wesentlich durch das postoperative Rehabilitationsregime ^{217,219}.

Grundsätzlich gilt zur Morbidität der Patellarsehnen-Transplantatentnahme, dass je nach Invasivität der Entnahme kaum Probleme zurückbleiben können ¹²⁶. Treten jedoch Probleme auf, sind diese therapeutisch nur sehr schwierig zu beeinflussen. Wer zu einer erhöhten Morbidität neigt, ist nur schwer vorzusehen. Grundsätzlich sollte jedoch bei Patienten mit vorbestehender patellofemorale Chondromalazie oder Arthrose, einer sehr zarten Patellarsehne, und deutlicher Lateralisierungstendenz, über ein alternatives Transplantat nachgedacht werden.

Hamstringsehnen

Patellofemorale Schmerzen können auch nach VKB Rekonstruktion mit den Hamstringsehnen entstehen ^{59,70}. Hierfür werden die gestörte patellofemorale Kinematik des VKB insuffizienten Kniegelenkes ¹¹¹ und postoperative Verkürzungszustände der Quadrizepsmuskulatur verantwortlich gemacht.

Schmerzen an der Entnahmestelle der Hamstringsehnen sind nur selten und von kurzer Dauer ²⁶⁹. Gelegentlich berichten Patienten im Rahmen der Rehabilitation über kurzfristig stechende Schmerzen in der medialen Kniekehle, die wahrscheinlich auf ein Zerreißen kleinerer Narbenstränge zurückzuführen sind.

Ein wesentlicher Punkt in der Diskussion um die Morbidität der Hamstringsehnen ist die reduzierte Beugekraft, da die ischiokrurale Muskulatur als ein wichtiger Agonist des VKB anzusehen ist. In den bisherigen Arbeiten wird jedoch eine schnelle Wiederkehr der Beugekraft innerhalb von 3 bis 4 Monaten

beschrieben ^{70,140,269}. Werden die Semitendinosus- und Grazilissehne kombiniert entnommen, kann es zu einer längerfristigen Störung der Innenrotation kommen ²⁴³, was für bestimmte Sport- oder Berufsgruppen, wie z.B. Tänzer, nachteilig sein kann. Hier sollte grundsätzlich überlegt werden, die Semitendinosussehne bei adäquater Qualität allein zu entnehmen (dreifach oder vierfach Strang) und die Grazilissehne zu erhalten, da so die Innenrotationskraft erhalten bleiben kann. Diese Überlegung gilt auch für Patienten mit einer residuellen medialen Instabilität und beim ausgeprägten Valgusmorphotyp, da die Hamstrings einen wichtigen dynamischen medialen Stabilisator des Kniegelenkes darstellen. Dass aus der isolierten Entnahme der Semitendinosussehne oder in Kombination mit der Grazilissehne wesentliche funktionelle Unterschiede resultieren können, wurde erst kürzlich von Segawa et al. gezeigt ²¹¹.

Anhand verschiedener Untersuchungen ist davon auszugehen, dass die Hamstringsehnen wieder nahezu komplett regenerieren, wobei ihre neue Insertion meist etwas weiter proximal zu liegen kommt ^{67,68,175,194,224}.

Quadrizepssehne

Da die Quadrizepssehne bisher von nur wenigen Operateuren als Routinetransplantat für den VKB-Ersatz eingesetzt wird, sind nur wenig Daten über deren Entnahmemorbidität vorhanden. Chen et al. fanden ein Jahr postoperativ eine Quadrizepskraft von ca. 80 % im Vergleich zur gesunden Gegenseite ⁴⁷. Comley und Krishnan untersuchten die Morbidität der isolierten Quadrizepssehnenentnahme zur Deckung großer Rotatorenmanschettenrupturen und beschrieben eine erhebliche Morbidität mit deutlichem Schmerz und Funktionseinschränkung ⁵⁶. Andere Autoren, die die Quadrizepssehne als Routinetransplantat verwenden, berichten über eine deutlich geringere Entnahmemorbidität im Vergleich zur Patellarsehne (J.P. Fulkerson, persönliche Kommunikation).

1.2.3 Allografts und Synthetische Bandersatzmaterialien

Synthetischer Bandersatz

Die Verwendung von synthetischem Bandersatzmaterial erscheint als verlockende Alternative für den Kreuzbandersatz, da keine Entnahmemorbidität vorhanden ist, und je nach Verankerung eine sehr schnelle Rückkehr auf ein hohes Aktivitätsniveau möglich ist. Alle bisher eingesetzten synthetischen Bandersatzmaterialien, wie Gore-Tex, Dacron, Kohlefaser und das Leeds-Keio Band haben schon frühzeitig zu einer hohen Versagerquote geführt ^{62,83,85,179,193}. Ursächlich hierfür war der Abrieb dieser Bänder mit nachfolgender Ruptur. Abriebpartikel haben je nach verwendetem Material z.T. zu

erheblichen synovialen Reaktionen im Sinne von Fremdkörperreaktionen geführt^{51,120,130}. Selbst der Einsatz eines Augmentationsbandes (LAD = Ligament augmentation device) zur Protektion des autologen Gewebes während des Remodelings hat in klinischen Studien keinen Erfolg zeigen können⁹⁰. Entsprechend dieser Erfahrungen ist die Verwendung von synthetischem Bandersatzmaterial heute nur noch in speziellen Ausnahmefällen angezeigt.

Allografts

In der historischen Entwicklung war die Verwendung von Allografts zunächst Revisionseingriffen und Rekonstruktionen komplexer Knieinstabilitäten vorbehalten¹⁶⁶, da hier im Sinne des „Salvage“ die möglichen Nachteile des homologen Gewebes in Kauf genommen wurden²⁴⁴. Tierexperimentelle Studien haben gezeigt, dass Allografts im Vergleich zu autologen Transplantaten biologisch integriert werden und keine überschießenden Fremdkörperreaktionen auslösen^{117,164}. Es wird jedoch davon ausgegangen, dass Allografts einem verlängerten Remodelingprozess unterliegen.

Die initial durchgeführte Sterilisation des Gewebes durch Gamma-Bestrahlung oder mit Ethylenoxid hat zu einer substantiellen Schädigung des Gewebes geführt oder aber Fremdkörperreaktionen provoziert^{64,71,118,195}. Daher werden heute „fresh frozen“, also unbehandelt tiefgefrorene Transplantate oder cryopräservierte Transplantate bevorzugt. Hierbei bleibt jedoch die Tatsache problematisch, dass gerade HIV den Tiefkühlprozess überleben können. Ende der 80iger Jahre ging man daher bei der Verwendung von Knochenallografts von einem Übertragungsrisiko für HIV von ca. 1:600.000 aus^{14,35}. Da in Deutschland der Vertrieb von „Organteilen“ gesetzlich untersagt ist, stammen die hier verwendeten Allografts fast ausschließlich aus klinikeigenen Gewebebanken oder aus dem europäischen Ausland (z.B. Eurotransplant, Leyden). Die dabei im Rahmen von Multiorganentnahmen gewonnenen Allografts stammen von hirntoten Lebendspendern, die im Rahmen des üblichen Screenings auch auf HIV und Hepatitis getestet werden, so dass das Kontaminationsrisiko nur noch auf die diagnostische Lücke des Virusnachweises zwischen Infektion und Hirntod minimiert ist. Das Risiko einer HIV Übertragung ist heute also noch um ein vielfaches geringer als noch Ende der 80iger Jahre angenommen.

Da die Erfahrungen mit Allografts für Revisionseingriffe und für den HKB-Ersatz bisher als sehr gut eingestuft wurden, werden diese Transplantate auch zunehmend für den primären Ersatz des VKB verwendet, um so das Problem der Entnahmemorbidity zu eliminieren. Problematisch ist hier jedoch, dass sowohl in Europa als auch in den USA das Angebot an Allografts den Bedarf bei Weitem nicht decken kann. Die bisherigen Berichte für den primären Ersatz des VKB mit Allografts zeigen

vergleichbar gute klinische Ergebnisse zur Verwendung von autologen Transplantaten^{131,181,221}. Es wird jedoch von einer etwas höheren Rerupturrate im Vergleich zum Autograft ausgegangen. Aufgrund der logistischen und ökonomischen Probleme sollte der Einsatz von Allografts für den primären Ersatz des VKB derzeit speziellen Einzelfällen vorbehalten bleiben.

Perspektiven

Um die Entnahmemorbidität von autologen Transplantaten und die reduzierte Verfügbarkeit von Allografts zu umgehen, offeriert der Gedanke an synthetische, biologische Scaffolds oder der Einsatz von artfremden, tierischen Transplantaten (Xenotransplantate) zum Ersatz des VKB eine verlockende Alternative bzw. Zukunftsperspektive in der Kreuzbandchirurgie²³⁷.

Synthetische resorbierbare (Polyglykolid/Polylaktid) oder Kollagen-basierte (z.B. Small Intestine Submucosa = SIS) Scaffolds dienen dabei der körpereigenen Zell- und extrazellulären Matrixregenerierung, so dass im Idealfall ein Neokreuzband entsteht. Dieser Prozess kann durch den Einsatz von Zelltransplantation und Wachstumsfaktoren im Sinne des Tissue-Engineerings weiter unterstützt werden^{14,45,113}. Obwohl tierexperimentelle Studien schon vielversprechende Ergebnisse liefern konnten, ist der klinische Einsatz von „tissue-engineered“ Kreuzbändern in weiter Ferne.

Der schon alte Gedanke der Verwendung von Xenotransplantaten für den Kreuzbandersatz²⁷¹ hat trotz schlechter klinischer Erfahrungen²⁴² aus den 80iger Jahren im Rahmen der Diskussion um die Verfügbarkeit von Allografts erneut an Bedeutung gewonnen. Durch spezielle Vorbehandlungsverfahren kann die Immunogenität des xenogenen Gewebes erheblich reduziert werden^{86,171}, so dass heute Herzklappen tierischen Ursprungs mit mehr Sicherheit klinisch eingesetzt werden können. Diese Verfahren könnten den Einsatz von Xenotransplantaten in der Kreuzbandchirurgie in absehbarer Zeit wieder klinisch greifbar machen.

1.2.4 Klinische Konsequenz der Transplantatauswahl

In den letzten Jahren häufen sich die Berichte über den klinischen Vergleich zwischen Patellarsehnen- und Hamstringsehnen-Transplantaten^{2,59,146,169,170,270}. Hinsichtlich Kniestabilität beschreiben die Autoren keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen^{2,59,146,170}, wobei nach der Verwendung der Hamstringsehnen jeweils ein Trend zu einer größeren postoperativen Knielaxität beschrieben wurde²⁷⁰. Ein wesentlicher Outcome-Parameter in diesen Arbeiten war die Rückkehr zu dem vor dem Unfall bestehenden Aktivitätsniveau. Yunes et al. beschreiben in einer Metaanalyse, dass die Wahrscheinlichkeit, das ursprüngliche Aktivitätsniveau nach Verwendung der Patellarsehne wieder zu

erreichen um etwa 20 % höher liegt im Vergleich zu den Hamstringsehnen ²⁷⁰. Diese Metaanalyse beinhaltet jedoch hauptsächlich früher angewandte extrakortikale Verankerungstechniken der Hamstrings, so dass diese Beobachtung für heute gebräuchliche Techniken nicht direkt zu übertragen ist. So beschreiben andere Autoren nach der Verwendung der Hamstrings eine hohe Rate der Rückkehr zum ursprünglichen Aktivitätsniveau auch für den Kontaktsport ^{14,106}.

Das bisher größte Vergleichskollektiv (N = 1058) zwischen Patellarsehne und Hamstringsehnen wurde 1999 bei der Jahrestagung der Französischen Gesellschaft für Arthroskopie (SFA) im Rahmen einer Sammelstudie vorgestellt. Hier zeigte sich, dass die Hamstrings der Patellarsehne hinsichtlich subjektivem funktionellen Befinden, Schmerz, gesamt IKDC Score, Rückkehr zur Arbeit (3,2 vs. 2,5 Monate) und Rehabilitationszeit (3,8 vs. 2,6 Monate) überlegen sind. Die Kniestabilität, gemessen mit dem KT-1000 Arthrometer (manuelles Maximum) zeigte jedoch stabilere Kniegelenke nach der Verwendung der Patellarsehne (2,2 mm mittlere Seitendifferenz) im Vergleich zu den Hamstringsehnen (3,7 mm mittlere Seitendifferenz).

Zusammengefasst kann gesagt werden, dass die Durchschnittspopulation hinsichtlich früher und später Morbidität und subjektiver Zufriedenheit von der Verwendung der Hamstringsehnen profitiert. Bezogen auf die Versorgung von Hochleistungs- bzw. Kontaktsportlern scheint die Patellarsehne den Hamstringsehnen hinsichtlich Rückkehr zum ursprünglichen Aktivitätsniveau überlegen zu sein, wobei hier die Ergebnisse neuerer Verankerungs- und Nachbehandlungskonzepte noch ausstehen.

Für andere Transplantate, wie der Quadrizepssehne, dem Tractus iliotibialis und den Allografts ist die Datenlage in der Literatur noch nicht ausreichend, um weitgreifende Schlüsse ziehen zu können.

1.3 ÜBERLEGUNGEN ZUR TRANSPLANTATVERANKERUNG

Als sich die Verwendung des mittleren Patellarsehnendrittels zunehmend für die Ersatzoperationen der Kreuzbänder durchgesetzt hatte, erübrigte sich zunehmend die Diskussion um eine adäquate Verankerungstechnik, nachdem Lambert 1983 erstmalig das Konzept der sog. Interferenzschrauben-Verankerung mit konventionellen AO-Spongiosa Schrauben vorstellte ¹³⁷. Die Verankerung des BPTB Transplantates mit Interferenzschrauben bietet eine hohe initiale Festigkeit und ermöglicht eine frühe ossäre Integration des Transplantates als Grundvoraussetzung der heute angestrebten frühen und beschleunigten Rehabilitation ²¹⁸. Eine weitere Verbesserung dieses Konzeptes erreichte Kurosaka als er 1987 spezielle Madenschrauben, die heutigen Interferenzschrauben, vorstellte, durch die die

Verankerungsfestigkeit weiter erhöht werden konnte und das chirurgische Handling vereinfacht wurde¹³⁶.

Basierend auf diesem Konzept hat sich die Verwendung des mittleren Patellarsehnedrittels und dessen Verankerung mit Interferenzschrauben weit verbreitet als Standard durchgesetzt. Neben Komplikationen wie der Patellafraktur oder der Patellarsehnenruptur, häuften sich jedoch die Berichte über eine hohe Morbidität verbunden mit der Entnahme des mittleren Patellarsehnedrittels. Neben autologen Strukturen, wie dem zentralen Anteil der Quadrizepssehne oder dem Tractus iliotibialis und diversen Allografts, hat die Verwendung der autologen Hamstringsehnen wieder zunehmend an Bedeutung in der Kreuzbandchirurgie gewonnen^{12,27,32,78,106,200}.

Da die Hamstringsehnen jedoch keine direkte Knochen-zu-Knochen Verankerungen mit Interferenzschrauben erlauben und die Art der Verankerung unmittelbaren Einfluss auf die Nachbehandlung und die ossäre Transplantatintegration haben, wurden in den letzten Jahren eine große Vielzahl unterschiedlicher Verankerungskonzepte vorgestellt und eine ständig anhaltende und kontroverse Diskussion entfacht²⁷. Diese Konzepte gelten auch für andere Weichteiltransplantate, wie für den proximalen Anteil der Quadrizepssehne und für verschiedene Allografts, wie z.B. für die proximale Achillessehne und die Sehne des M. tibialis anterior.

1.3.1 Herkömmliche Verankerungstechniken

Die erste Generation der Verankerungstechniken für die Hamstringsehnen bediente sich konventioneller Fixationsmethoden unter Verwendung von mono- oder bikortikalen Schrauben mit gezahnten Unterlegscheiben oder Krampen, den sog. Staples^{133,239}. Hierzu ist jedoch femoral eine zweite Inzision notwendig, was von einigen Autoren aufgrund der Morbidität und des erhöhten operativen Aufwandes als nachteilig empfunden wird⁹⁹. Tibial kann bei ausreichender Transplantatlänge ebenfalls direkt über eine Schraube oder einen Staple verankert werden, oder aber es erfolgt eine indirekte Transplantatverankerung über Fadenmaterial, das dann über einer mono- oder bikortikale Schraube verknotet wird (sog. post fixation). Alternativ werden hierzu heute Knöpfe verschiedener Hersteller angeboten, die abschließend noch ein Nachspannen des Fadenkonstruktes durch ein Drehen des Knopfes ermöglichen²³⁴. Die direkte Verankerung des Transplantates an der femoralen oder tibialen Kortikalis bietet eine sehr hohe initiale Versagenslast, die sogar oberhalb der der Patellarsehne mit Interferenzschrauben-Verankerung liegt^{233,266}.

Um auch für die Hamstringsehnen über eine Ein-Inzisions Technik, bzw. femorale inside-out Technik zu verfügen, stellten L. Paulos und T. Rosenberg die Verwendung von Ankern (Mitek, Westwood) und einem speziellen „Flipp-Plättchen“, dem sog. Endobutton (Smith & Nephew Endoscopy, Andover) vor, wobei sich nur letzterer langfristig durchsetzen können^{27,31}. Bei der Verankerung der Hamstringsehnen mit dem Endobutton wird die proximale Sehnenschleife über ein Polyesterband am Endobutton fixiert. Dies hat den Vorteil, dass die gesamte Transplantatlänge reduziert werden kann; so also ein drei- oder viersträngiges Semitendinosussehnen-Transplantat unter Erhalt des M. gracilis verwendet werden kann. Nachteilig ist jedoch, dass nun distal und proximal Faden- bzw. Bandmaterial benötigt wird, was von vielen Autoren als biomechanische Schwachstelle des Konstruktes unter zyklischer Belastung angesehen wird^{27,109,144,258}. Im statischen Versagenstest ist die erreichte Versagenslast der Hamstringsehnen Verankerung mit dem Endobutton der der Patellarsehnen Verankerung mit Interferenzschrauben überlegen²⁰⁴.

Bei den herkömmlichen, also nicht-anatomischen oder extrakortikalen Verankerungsverfahren unterscheiden wir die Prinzipien der direkten Sehnen-zu-Knochen Verankerung und der indirekten Verankerung über synthetische Bänder oder Fadenmaterial, dem sog. linkage Material. Wird das Transplantat femoral und tibial extrakortikal fixiert, ergibt sich, je nach Tunnellänge, eine gesamte Länge des Konstruktes von 10 cm bis zu 15 cm. Das intakte VKB verfügt jedoch nur über eine biomechanisch wirksame Länge von ca. 2,5 cm. Folglich wirken Zugkräfte und die daraus resultierende elastische Deformierung des Bandes nur über eine sehr kurze Konstruktlänge. Ein Faden-Transplantat-Band Konstrukt zeigt jedoch, je nach Länge und applizierter Kraft eine deutlich stärkere elastische Deformierung. Dies führt einerseits zu Transplantat-Tunnel Bewegungen, die einige Millimeter ausmachen können^{107,124}; andererseits führt das elastische Konstrukt zu einer vermehrten ventralen Translation der Tibia im Vergleich zu anatomisch verankerten Verfahren¹²¹, also zu einer reduzierten Kniestabilität. Dieses longitudinale Dehnungsverhalten des Transplantatkonstruktes wird auch als „bungee“ Effekt bezeichnet^{78,107}. Wirken zu der longitudinal applizierten Kraft zusätzliche Scherkräfte, also sagittale Transplantat-Tunnel Bewegungen, z.B. durch Kniebeugung und -streckung oder durch ap-Translationen, kommt es zu einer Transplantatbelastung am Tunneleingang, dem sog. „windshield wiper“ Effekt^{78,108}. Neben dem Nachteil der reduzierten Konstruktsteifigkeit, also einer vermehrten ventralen Translation der Tibia, werden diese Transplantat-Tunnel Bewegungen u. a. für die häufig zu beobachtenden Tunnelaufweitungen mit verantwortlich gemacht^{78,107,108,161}. Derartige Tunnelaufweitungen sprechen für eine gestörte oder ausbleibende ossäre Transplantatintegration.

Es ist folglich anzustreben, das Verankerungslevel des Kreuzbandersatzes auf Gelenkspaltniveau zu bringen, um so optimierte biomechanische und biologische Grundvoraussetzungen für einen erfolgreichen Kreuzbandersatz zu schaffen.

1.3.2 Anatomische Transplantatverankerung

Das Konzept der femoralen und tibialen Transplantatverankerung direkt auf Gelenkniveau wurde erstmalig 1995 von G. Morgan vorgestellt ¹⁵⁶. In klinischen Versuchen zur Isometriemessung konnte er zeigen, dass eine anatomische Transplantatverankerung die Isometrie des Konstruktes, so also die zu erwartende Langzeitüberlebensrate des Transplantates erhöht. Als Resultat wurde die sog. „all-inside“ Rekonstruktion des VKB unter Verwendung eines sog. „bone-hamstring-bone composite grafts“ in den klinischen Gebrauch eingeführt ^{141,174}. Hierzu wird das Transplantat über ein hohes mediales parapatelläres Portal in den tibialen Tunnel eingeführt. In einer nachfolgenden biomechanischen Untersuchung von Ishibashi et al. wurde demonstriert, dass eine Transplantatverankerung auf Gelenkniveau im Vergleich zu konventionellen Verankerungstechniken (außerhalb oder in der Mitte des tibialen Tunnels) die Kniestabilität und die in-situ Kräfte des Transplantates erhöhen ¹¹⁶. Die erhöhte Kniestabilität lässt sich vermutlich durch die Verkürzung des Konstruktes erklären, also durch die geringere elastische Deformierung bzw. höhere Steifigkeit. Eine Erhöhung der in-situ Kräfte im Transplantat, also der Anteil der vom Transplantat übernommenen Kräfte während eines Bewegungszyklus bzw. einer Schubladenbewegung, ist zum Schutz der sekundären Stabilisatoren des VKB (Innenmeniskus, MCL) vorteilhaft.

Parallel zu den Entwicklungen von G. Morgan begann L. Pinczewski in 1995 Hamstringsehnen-Transplantate direkt, also ohne anhängende Knochenblöcke mit speziellen abgerundeten Interferenzschrauben aus Titan zu verankern ²¹⁰. Die so entstandene Technik entspricht im Detail der konventionellen transtibialen Interferenzschraubenverankerung der Patellarsehne und stellt so ein semi-anatomisches Rekonstruktionsverfahren, im Gegensatz zum anatomischen „all-inside“ Verfahren dar. Die in 1999 vorgestellten 2-Jahres Ergebnisse dieses Rekonstruktionsverfahrens zeigten vergleichbare Daten hinsichtlich Kniestabilität und eine deutlich geringere Transplantatentnahmemorbidität zu einem Vergleichskollektiv mit Patellarsehnen Transplantat ⁵⁹.

Die Verwendung biodegradierbarer Interferenzschrauben in der Kreuzbandchirurgie zeichnet sich durch die Vorteile einer ungestörten bildgebenden Diagnostik, einer ungestörten Revisionsmöglichkeit und einem geringen Risiko der Transplantatschädigung aus ²⁵⁴. Nachdem die Eignung biodegradierbarer Schrauben im Vergleich zu konventionellen Titanschrauben biomechanisch und klinisch für die

Verankerung des Patellarsehnen-Transplantates geprüft wurde ^{150,153,262}, stellte A. Stähelin erstmalig die Verwendung von biodegradierbaren Interferenzschrauben für die direkte Verankerung eines dreisträngigen Semitendinosussehnen Transplantaten vor ²²⁸.

Das Ziel der von G. Morgan und A. Stähelin propagierten „all-inside“ Rekonstruktion des VKB kann hinsichtlich Verankerungslevel auch in konventioneller transtibialer Technik erreicht werden ²³⁶. Hierzu wird die tibiale Interferenzschraube bis nach subchondral vorgetrieben und erreicht so tibial als auch femoral eine anatomische Verankerung auf Gelenkniveau. Für die Hamstringsehnen-Verankerung mit Interferenzschrauben ist diese Technik heute die gebräuchlichste.

Als weitere Alternative für eine anatomische, bzw. semi-anatomische femorale Verankerung steht heute das initial von M. Goble entwickelte Transfixations-System in Form des „Transfix“ (Arthrex, Medizinische Instrumente GmbH, Karlsfeld) oder der „Bone Mulch Screw“ (Arthrotek Biomet Inc., Ontario) zur Verfügung ^{27,54}. Der Vorteil eines Transfixations-Systemes liegt zum Einen in einer sehr hohen initialen Verankerungsfestigkeit, zum Anderen wird das Verankerungslevel deutlich distalisiert und eine separate Anspannung der Sehnenchenkel ist möglich, welches wiederum die Konstruktsteifigkeit und die Reißfestigkeit erhöht ⁹¹. Der Nachteil eines Transfixations-Systemes liegt jedoch in einer zusätzlichen femoralen Inzision, was zu einer erhöhten Morbidität führen bzw. durch prominentes Implantatmaterial Irritationen am Tractus iliotibialis auslösen kann ⁵⁴. Erste klinische Untersuchungen haben bestätigt, dass unter Verwendung eines solchen Transfixations-Systemes sehr gute klinische Ergebnisse unter einer aggressiven Rehabilitation erreicht werden können ¹⁰⁶.

Da jedoch von vielen Autoren die tibiale Fixation der Hamstringsehnen-Transplantate als Schwachstelle des Konstruktes angesehen wird ^{59,144,258}, liefert ein femorales Transfixations-System keine Problemlösung. Zum Erreichen einer hohen tibialen Verankerungsfestigkeit wurde daher von S. Howell ein sog. „washer plate device“ vorgestellt (WasherLok, Arthrotek Biomet Inc., Ontario), was eine sehr hohe Verankerungsfestigkeit aufweist ¹⁴⁴. Hier wird jedoch das Prinzip der anatomischen Fixation nicht erfüllt.

1.3.3 Ossäre Transplantatintegration

Die ossäre Integration eines Kreuzband-Transplantates stellt die wesentliche Grundvoraussetzung für eine gute Langzeitprognose der Rekonstruktion dar. Bei der Verwendung des Patellarsehnen-Transplantates stellt dies durch die schnelle Knochen-zu-Knochen Heilung kein Problem dar ^{209,238}. Es

wird angenommen, dass Patellarsehnen-Transplantate nach vier bis sechs Wochen sicher ossär integriert sind.

Bei der Verwendung von Weichteiltransplantaten, also den Hamstringsehnen, dem proximalen Anteil der Quadrizepssehne, dem Tractus iliotibialis oder verschiedenen Allografts ist jedoch eine sichere Sehnen-zu-Knochen Heilung notwendig. Verschiedene Autoren haben hierzu das Einheilungsverhalten von Weichteiltransplantaten untersucht und haben beschrieben, dass die Einheilung über eine zell- und gefäßreiche fibröse Zwischenschicht fortschreitet^{88,196,223,238}. Diese Zwischenschicht unterliegt einem Reifungsprozess mit longitudinaler Faserausrichtung und der Entwicklung von Sharpey-ähnlichen Fasern die das Verbindungsglied zwischen Sehnentransplantat und Knochen darstellen. Die so entwickelte ossäre Integrationszone entspricht morphologisch der typischen periostalen Insertion eines Bandes oder einer Sehne^{15,216}. Im Gegensatz zu einer direkten Bandinsertion, wie z.B. beim nativen Kreuzband, entwickelt sich eine periostale Insertion unter kontinuierlicher Scherbelastung, also durch Mikrobewegungen im Tunnel⁷⁷. Diese Mikrobewegungen entstehen durch den oben beschriebenen „bungee“ Effekt bei einer nicht-anatomischen Verankerung^{107,124}. Zur graduellen Kraftübertragung zeigt jedoch die direkte Bandinsertion des nativen Kreuzbandes einen vierschichtigen Aufbau, bestehend aus Knochen, Kalkknorpel, Faserknorpel und Band^{15,155}.

1.4 WISSENSCHAFTLICHE FRAGESTELLUNG

Es ist allgemein akzeptiert, dass die Hamstring Sehnen für den Ersatz des VKB vielerlei Vorteile bieten (s.o.). Von besonderer Bedeutung ist hier die erheblich reduzierte Entnahmemorbidität. Als nachteilig zum Patellarsehnen Transplantat bleibt jedoch die benötigte Sehnen-Knochen Verankerung und die nachfolgende Sehnen-Knochen Heilung der Hamstringsehnen im Vordergrund. Eine anatomiegerechte Transplantatverankerung mit Interferenzschrauben könnte hier zu einer Verbesserung der mechanischen und biologischen Rahmenbedingungen führen.

Wir gehen heute davon aus, dass eine anatomische Transplantatverankerung, direkt auf Gelenkniveau, vorteilhaft ist:

1. die Transplantatisometrie zu verbessern,
2. die Konstruktsteifigkeit und somit die Kniestabilität zu erhöhen und
3. Transplantat-Tunnel Bewegungen zu eliminieren, um so eine verbesserte ossäre Integration zu erreichen.

Zu Beginn der Planungsphase (1995) der nachfolgend geschilderten experimentelle Untersuchungen und mit zunehmendem Informationsgewinn, waren die folgenden Fragen offen, bzw. haben sich im Verlauf entwickelt:

1. Eignen sich biodegradierbare Interferenzschrauben für die konventionelle Patellarsehnen Verankerung?
2. Wie hoch ist die Verankerungsfestigkeit der direkten (ohne Knochenblock) vs. der indirekten (mit Knochenblock) Verankerung von Hamstringsehnen mit metallischen vs. biodegradierbaren Interferenzschrauben?
3. Wie verhält sich die direkte Sehnenverankerung mit Interferenzschrauben unter zyklischer Belastung im Vergleich zu konventionellen Verankerungstechniken?
4. Welche Variablen beeinflussen die Verankerungsfestigkeit der direkten Sehnenverankerung mit Interferenzschrauben?
5. Wie verläuft die Sehnen-Knochen Heilung anhand biomechanischer Parameter?
6. Wie verläuft die Sehnen-Knochen Heilung histologisch?
7. Finden sich prinzipielle Unterschiede während der Sehnen-Knochen Heilung bei der Verwendung einer konventionellen extrakortikalen Verankerung im Vergleich zur direkten Verankerung mit Interferenzschrauben?

Entsprechend dieser Fragestellungen wurde die direkte Verankerung der Hamstringsehnen mit biodegradierbaren Interferenzschrauben in sechs biomechanischen und in zwei tierexperimentellen Teilstudien untersucht

2. Experimentelle Untersuchungen

2.1 BIOMECHANIK

2.1.1 Biodegradierbare Interferenzschrauben für die konventionelle Patellarsehnen Verankerung

Seit der frühen Entwicklung von resorbierbaren synthetischen Nahtmaterialien in den 60iger bis 80iger Jahren ^{57,74,98,127,134,135,187}, stellt die Verwendung biodegradierbarer Implantate (syn. bioabsorbierbar, bioresorbierbar) zur Stabilisierung von Frakturen und Osteotomien eine große Verlockung dar. Schon Anfang der 70iger Jahre wurden Polylaktid Implantate in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie eingesetzt, da hier die auf das Implantat einwirkenden Kräfte als eher gering eingestuft wurden ^{60,61,82}. Erst Mitte der 80er Jahre wurden erste experimentelle und klinische Erfahrungen gesammelt, um biodegradierbare Stifte, Schrauben und Kordeln auch in stärker belasteten Bereichen des Bewegungsapparates einzusetzen ^{50,188,190,198}. Nach der initialen Euphorie kristallisierte sich jedoch zunehmend ein limitiertes Spektrum für den Einsatz biodegradierbarer Implantate in der Frakturversorgung heraus ^{23,24,191,254}. Aufgrund der limitierten mechanischen Eigenschaften biodegradierbarer Implantate und dem Risiko möglicher Fremdkörperreaktionen ^{22,102,103,249,254}, bleibt die Verwendung derartiger Implantate in der Frakturversorgung heute auf die Refixierung kleinerer apikale Fragmente, osteochondraler Frakturen und unbelasteter Skelettabschnitte beschränkt.

In der Sporttraumatologie bzw. orthopädischen Sportmedizin hat der Einsatz biodegradierbarer Implantate jedoch eine explosionsartige Verbreitung gefunden ^{11,27,145}. Die Ursache mag in den geringeren Belastungen zu finden sein, denen ein biodegradierbares Implantat in der Kapsel-Bandchirurgie ausgesetzt ist, und der Tatsache, dass der Vorteil der ungestörten Revisionschirurgie und einer ungestörten bildgebenden Diagnostik hier von wesentlicher Bedeutung ist ²⁵⁴. Diese explosionsartige Verbreitung hat jedoch dazu geführt, dass biodegradierbare Interferenzschrauben, Fadenanker und Meniskusrefixations-Systeme unabhängig von ihren ungenügend getesteten mechanischen Eigenschaften und ihrer ungenügend untersuchten Biokompatibilität bzw. Degradation zunehmend eingesetzt wurden. Basierend auf unseren vorausgegangenen Untersuchungen zur Biokompatibilität und Degradation verschiedener biodegradierbarer polymerer Werkstoffe ^{96,97,102,229,249}, waren wir motiviert verschiedene biodegradierbare Interferenzschrauben für die Transplantatverankerung in der Kreuzbandchirurgie mechanisch zu testen, um so, in Kombination mit

unserem Wissen über die Biokompatibilität und Degradation, geeignete Implantate für weitere Untersuchungen und den klinischen Einsatz herauszufinden ^{254,262}.

Das Prinzip der Interferenzschrauben-Verankerung stellte erstmals Lambert 1983 für die Verankerung des Patellarsehnentransplantates vor ¹³⁷. Hierzu wurden anfänglich konventionelle 6,5 mm AO-Spongiosaschrauben verwendet. Durch weitere Untersuchungen von Kurosaka et al. 1987 wurde das Prinzip der Interferenzschraube durch die Einführung von sog. Madenschrauben, den heutigen Interferenzschrauben weiter optimiert ¹³⁶ (Abb. 1). Da Interferenzschrauben initial für die Verankerung von Knochenblöcken konzipiert wurden, erfolgte die erste Testung zunächst am Patellarsehnentransplantat (Golden Standard), und erst im zweiten Schritt wurde deren Eignung für die Verankerung von Weichteiltransplantaten getestet.

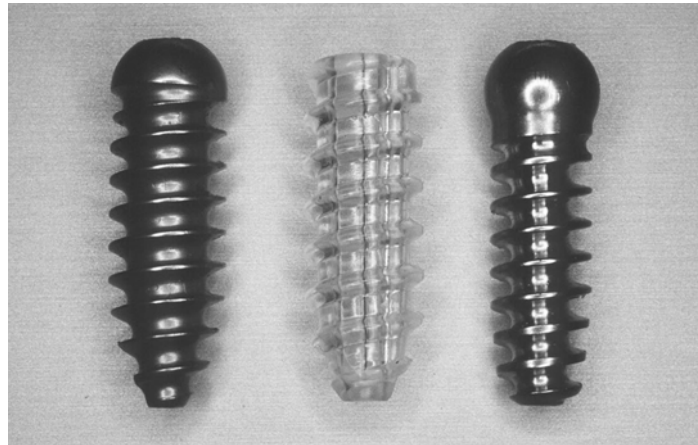


Abb. 1: Verschiedene Interferenzschrauben für die Transplantatverankerung in der Kreuzbandchirurgie.

WEILER A, WINDHAGEN H, RASCHKE M, LAUMEYER A, HOFFMANN R:
Biodegradable interference screw fixation exhibits pullout force and stiffness similar to titanium screws. Am J Sports Med **26:** 119-128, 1998

2.1.2 Verankerung des 3-fach ST Transplantates mit Interferenzschrauben

Um Hamstringsehnen-Transplantate anatomisch, also direkt auf Gelenkniveau verankern zu können, setzte L. Pinczewski in 1995 erstmals eine spezielle rundgewindige Interferenzschraube (RCI™ = Round Cannulated Interference Screw, Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA) für deren Verankerung ein ^{183,210}. Nach einem Besuch von A.C. Stähelin, Basel, bei L. Pinczewski in Sydney wurde die Idee geboren, biodegradierbare Interferenzschrauben, entsprechend ihrer Vorteile anstelle von metallischen Schrauben für diese Indikation einzusetzen. Da weder für die Verwendung metallischer noch für biodegradierbare Interferenzschrauben mechanische Daten für diese Indikation vorlagen, war es unsere Aufgabe, hierzu gemeinsam mit Herrn Stähelin erste biomechanische Untersuchungen durchzuführen. Da neben der konventionellen tibialen Tunneltechnik (L. Pinczewski) zu diesem Zeitpunkt die sog. all-inside Rekonstruktion von unserer Arbeitsgruppe favorisiert wurde ²²⁸, wurde als zweite Frage der Einfluss der distalen Knochenblockentnahme auf die Verankerungsfestigkeit der 3-fach Semitendinosussehe untersucht.

WEILER A, HOFFMANN R, STÄHELIN A, BAIL H, SIEPE C, SÜDKAMP N:
Hamstring tendon fixation using interference screws - A biomechanical study in calf tibial bone. Arthroscopy 14: 29-37, 1998

2.1.3 Verschiedene Transplantatverankerungen unter zyklischer Belastung

Da nach Kreuzbandrekonstruktion die postoperative Belastungssituation eher einer repetitiven submaximalen Kraftübertragung entspricht^{84,141,144}, erfolgte konsequenterweise nach der statisch, destruktiven Testung eine zyklische Belastungstestung der zuvor untersuchten Verankerungstechniken^{250,253}. Neben der anatomischen transtibialen und der all-inside Rekonstruktion wurden zusätzlich konventionelle, extrakortikale Verankerungstechniken eingeschlossen. Diese Untersuchungen wurden bereits 1998 während der Jahrestagung der Arthroscopy Association of North America in Orlando vorgestellt²⁵⁸. Als Kritik wurde jedoch angemerkt, dass der sog. „Golden Standard“, also die Rekonstruktion mit dem mittleren Patellarsehndrittel als Kontrolle nicht getestet wurde. Diese Untersuchungen wurden dann nachfolgend komplettiert²⁰⁸.

Von besonderer Bedeutung ist hier die von uns gewählte inkrementale zyklische Belastungssituation, die im Gegensatz zu Untersuchungen anderer Autoren steht. Grundsätzlich wird bei der zyklischen Testung eine submaximale Belastung angestrebt, die etwa 20 % der maximalen Versagenslast ausmacht (F. Noyes, persönliche Kommunikation, Basel 1996). Da jedoch die von uns getesteten Techniken eine sehr große Streubreite ihrer maximalen Versagenslast aufzeigen (ca. 250 N bis ca. 900 N,) wurde von uns das inkrementale Belastungsmodell gewählt, um noch zusätzlich für jede Technik die Kraftstufe der maximalen Auslockerung zu ermitteln. Zu Beginn der Planungsphase dieses Versuchsabschnittes (Frühjahr 1996) lagen keine mechanischen Versuchsmodelle in der Literatur vor, in denen mit einer konstanten submaximalen Belastung geprüft wurde. Lediglich eine Arbeit hatte sich zu diesem Zeitpunkt mit der zyklischen Testung von Transplantatverankerungen in der Kreuzbandchirurgie beschäftigt¹⁴¹. Liu et al. Beschrieben 1995 erstmalig das inkrementale zyklische Belastungsmodell. Die zyklische Belastung mit konstanten submaximalen Kräften erfolgte erst später^{84,144,160,267}, wobei weiterhin offen bleibt, welches Testmodell hinsichtlich seiner klinischen Relevanz besser geeignet ist. Hierbei ist die Festlegung des oberen Umkehrpunktes, also die maximale Kraftauslenkung während der mechanischen Testung, entscheidend, die der postoperativen Belastungssituation entsprechen sollte. Hierzu liegen jedoch in der Literatur erheblich divergierende Daten vor, die von nur 30 N bis hin zu 500 N reichen^{205 27,147,167}.

SCHEFFLER S, SÜDKAMP NP, GÖCKENJAN A, HOFFMANN RFG, **WEILER A**,:
*Biomechanical comparison of hamstring and patellar tendon graft anterior cruciate
ligament reconstruction techniques: The impact of fixation level and fixation method
cyclic loading. Arthroscopy* **18**: 304-315, 2002

2.1.4 Einfluss der Schraubengeometrie

Für die Verankerung eines Patellarsehnen-Transplantates mit Interferenzschrauben wurden bereits eine Vielzahl von Variablen ermittelt, die die Verankerungsfestigkeit beeinflussen^{33,39,81,112,132,136,184,214,215}. Da angenommen wurde, dass Variablen wie die Knochendichte, das Transplantat-Tunnel Matching, die Tunneldilatation und die Schraubengeometrie ebenso einen Einfluss auf die Verankerungsfestigkeit von Weichteiltransplantaten haben²⁷, erfolgte im nächsten Schritt der biomechanischen Untersuchungen die Ermittlung des Einflusses der Schraubenlänge und des Schraubendurchmessers auf die Verankerungsfestigkeit²⁵². Die Variablen Knochendichte und Transplantat-Tunnel Matching wurden bereits von der mit uns kooperierenden Arbeitsgruppe um David Caborn, University of Lexington ermittelt^{26 28}.

WEILER A, HOFFMANN R, SIEPE C, KOLBECK S, SÜDKAMP NP: The influence of screw geometry on hamstring tendon interference fit fixation. Am J Sports Med 356-359, 2000

2.1.5 Hybridverankerung mit EndoPearl™

In der Kreuzbandchirurgie verstehen wir unter Hybridfixation die Kombination von zwei Verankerungsverfahren pro Transplantatende, von denen mindestens eines allein ausreichend Verankerungsfestigkeit bietet. Das heißt, es wird ein zusätzliches Verfahren angewendet, das die Nachteile des Ersteren kompensieren kann. Im Falle der Verankerung eines Weichteiltransplantates bedeutet dies z.B. die Kombination einer extrakortikalen Verankerung mit einem das Transplantat auf Gelenkniveau komprimierenden Verfahren ²⁵⁹.

Zur Reduktion von Transplantat-Tunnel Bewegungen bei extrakortikaler Verankerung, z.B. mittels Endobutton kann eine Spongiosaplastik des femoralen oder tibialen Tunnels erfolgen ²³⁴. Alternativ können Interferenzschrauben für die zusätzliche anatomische Verankerung eingesetzt werden. Dies gilt auch für die Verwendung eines femoralen Transfixations-Systemes, da hier immer noch gewisse Transplantat-Tunnel-Bewegungen auftreten.

Für die tibiale Verankerung eines Weichteiltransplantates mit Interferenzschrauben empfehlen wir grundsätzlich eine zusätzliche extrakortikale Fixation, z.B. mittels Staples oder einer Fadenverankerung über einen Knopf, eine Knochenbrücke oder eine Schraube. Dies begründet sich durch die geringere Knochendichte der Tibia im Vergleich zum Femur und dem auf dem Transplantat lastenden Kraftvektor, der gerade tibial nahezu parallel liegt. Die Verankerungsfestigkeit der alleinigen Interferenzschraubenverankerung unterliegt vielen verschiedenen Variablen, wie z.B. der Knochendichte ²⁶, der Art der Tunnelpräparation ^{28,42} oder der verwendeten Schraubengröße ²⁵². So fand L. Pinczewski in einer prospektiven Studie, dass Frauen im Vergleich zu Männern häufiger eine Elongation des Kreuzbandersatzes aufwiesen ⁵⁹, was er auf ein Auslockern der tibialen Verankerung wegen der geringeren Knochendichte beim weiblichen Geschlecht zurückführte. In einer nachfolgenden Studie konnte er demonstrieren, dass dieses Problem durch eine tibiale Zusatzfixation minimiert werden kann (L. Pinczewski, persönliche Kommunikation).

Für die femorale Transplantatverankerung mit Interferenzschrauben wurde hinsichtlich der Verankerungsfestigkeit bisher keine Probleme beschrieben. Im Falle einer geringen Knochendichte, merklich durch das geringe Eindrehmoment, einer unpräzisen Tunnelpräparation oder im Rahmen von Revisionseingriffen kann jedoch auch femoral die Interferenzschrauben-Verankerung eines Weichteiltransplantates für eine frühe und aggressive Rehabilitation kritisch sein. Zur Problemlösung wurde eine additive Fixationsmöglichkeit in Form einer biodegradierbaren Kugel aus Polylaktid (EndoPearl, Linvatec Corp., Largo) vorgestellt. Hierbei dient die Kugel als interner Widerhaken, der sich

zwischen Schraubenspitze und Transplantat verblockt und so die Verankerungsfestigkeit deutlich erhöht und eine Konstruktauslockerung verhindert ^{159,257}.

Folgende Kombinationen können als Hybridverfahren eingesetzt werden ²⁵⁹:

Tibial:

- Extrakortikale Verankerung mit zusätzlichem Spongiosa-Zylinder
- Interferenzschraube kombiniert mit zusätzlicher Fadenverankerung (über Knopf, Knochenbrücke oder Schraube)
- Interferenzschraube kombiniert mit direkter extrakortikaler Verankerung (Staple, Schraube mit gezahnter Unterlegscheibe)

Femoral:

- Extrakortikale Verankerung (z.B. Endobutton) kombiniert mit Interferenzschraube oder Spongiosa-Zylinder.
- Transfixations-System kombiniert mit Spongiosa-Zylinder (ggf. Interferenzschraube)
- Interferenzschraube kombiniert mit internem Widerhaken (EndoPearl, Kortikalis-Zapfen)

Ein weiterer Vorteil der femoralen Hybridverankerung liegt in der Möglichkeit, den Tunneldurchmesser relativ größer zum Transplantatdurchmesser anzulegen, bzw. die Interferenzschraube relativ zum Transplantatdurchmesser kleiner zu wählen, ohne dabei die Verankerungsfestigkeit zu verringern. Hierdurch wird das Drehmoment auf dem Sehngewebe reduziert und zusätzlich kann die mögliche Schraubenrotation, besonders im rechten Knie ¹⁵⁸, minimiert werden.

Das Ziel der nachfolgenden Teilstudie war es die maximale Versagenslast bei der zusätzlichen Applikation der EndoPearl im Vergleich zur singulären Verankerung mit Interferenzschrauben zu prüfen und in einer Simulation kritischer Verankerungsbedingungen das Auslockerungsverhalten des Konstruktes unter zyklischer Belastung zu bestimmen.

WEILER A, RICHTER M, SCHMIDMAIER G, KANDZIORA F, SÜDKAMP NP: *The EndoPearl device increases fixation strength and eliminates construct slippage of hamstring tendon grafts with interference screw fixation. Arthroscopy* **17:** 353359, 2001

2.1.6 Modifikation des Patellarsehnen-Transplantates für eine anatomische Verankerung

Die nachfolgende Teilstudie diente dazu, die Verankerung eines Patellarsehnentransplantates für die anatomische Verankerung auf Gelenkniveau zu testen. Durch die anatomisch vorgegebene Länge des Transplantates kommt es zwangsläufig zu einem Transplantat-Tunnel Längenunterschied von im Mittel ca. 2,5 cm. Hierdurch kann keine direkte Verankerung auf Gelenkniveau erfolgen. Um ein Patellarsehnentransplantat jedoch, entsprechend der zuvor angeführten Vorteile, anatomisch zu verankern, bedarf es einer Modifikation, die als sog. Flip-Technik 1995 von G. Morgan vorgestellt wurde¹⁵⁶. Die unsererseits zusätzlich eingebrachte Modifikation beinhaltete eine Transplantatentnahme mit nur einem Knochenblock, so dass auf einer Seite ein einsträngiges Weichteiltransplantat entsteht. Im Kontext der vorliegenden Arbeit wird also ein einsträngiges Weichteiltransplantat, im Gegensatz zu den zuvor getesteten 3- und 4-fach Transplantaten direkt mit verschiedenen Interferenzschrauben verankert. Diese Art der Verankerung wäre somit zusätzlich auf den klinischen Gebrauch eines Quadrizepssehnentransplantates oder eines Achillessehnen Allografts zu übertragen.

HOFFMANN RFG, PEINE R, BAIL H, SÜDKAMP N, WEILER A: Initial fixation strength of modified patellar tendon grafts for anatomic fixation in ACL reconstruction. Arthroscopy 15: 392-399, 1998

2.2 TIEREXPERIMENTELLE ANALYSE DER TRANSPLANTATINTEGRATION

2.2.1 Biomechanische Untersuchungen

Die zuvor vorgestellten biomechanischen Analysen haben jeweils die Konstrukteigenschaften zum Zeitpunkt Null, also unmittelbar nach der Implantation untersucht. Inwieweit sich diese jedoch in-vivo verändern, ist unbekannt. Da wir, je nach verwendetem Transplantat, von einer Einheilungszeit von vier bis zwölf Wochen ausgehen, bleibt die Frage offen, wie sich das Konstrukt über diesen Zeitraum verhält. Für die Verankerung eines Weichteiltransplantates mit Interferenzschrauben sind die folgenden Fragen anhand mechanischer Parameter offen.

- Kommt es durch das viskoplastische Verhalten des Konstruktes zu einer Reduktion der Verankerungsfestigkeit und somit zu einem frühen Versagen der Verankerung?
- Ist im Rahmen des Remodelings die Verankerung oder das Transplantat selbst die Schwachstelle des Konstruktes?
- Kommt es neben der zu erwartenden Reduktion der mechanischen Eigenschaften des Transplantates im Rahmen des Remodeling zu einer zusätzlichen Kompromittierung des Sehngewebes durch die Verankerung mittels Interferenzschraube?

Um diese Fragen zu beantworten wurde insgesamt 44 Hausschafen das VKB mit einem Beugesehnentransplantat ersetzt (Reg. Nr. 0249/96). Zunächst erfolgte die Untersuchung einer Vorversuchsserie an drei Tieren um das operative Verfahren zu optimieren, bzw. das neu entstandene Tiermodell zu evaluieren. Der maximale Beobachtungszeitraum umfasste 104 Wochen, wobei für die hier gestellten Fragen der Beobachtungszeitraum auf 52 Wochen reduziert wurde. Die Langzeitbeobachtungen dienten der Beantwortung biologischer Fragen im Rahmen des Transplantatremodelings, bzw. Biokompatibilitätsuntersuchungen des Implantates ^{240,247,256,261}.

WEILER A, PEINE R, PASHMINEH-AZAR R, ABEL C, SÜDKAMP NP, HOFFMANN RFG: Tendon healing in a bone tunnel - Part I: Biomechanical results after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. Arthroscopy 18: 113-123, 2002

2.2.2 Histologische Analyse der Sehnen-Knochen Heilung

Im Gegensatz zur „Knochen-Knochen“ Heilung bei der Verwendung eines Patellarsehnentransplantates ist bei Weichteiltransplantaten eine „Sehnen-Knochen“ Heilung erforderlich. Vorausgegangene Studien haben zeigen können, dass die Sehnen-Knochen Heilung über eine fibröse Zwischenschicht zwischen Transplantat und umgebendem Knochen erfolgt^{18,88,142,196}. Hierbei kommt es zur Entwicklung von Sharpey-ähnlichen Fasern, die die fibröse Zwischenschicht überspannen und so das Transplantat am Knochen verankern. Im weiteren Verlauf reift die Zwischenschicht aus bis ihre Matrix aus orientierten Fasern besteht, die einer sog. sekundären Bandinsertion entsprechen. Die bisher durchgeführten Studien haben jeweils das Einheilverhalten eines Weichteiltransplantates ohne Gewebekompression bzw. ohne Neutralisierung von Transplantat-Tunnel Bewegungen untersucht, so dass wir hier keine direkten Aussagen zu den von uns gestellten Fragen ableiten konnten. Wir haben zunächst gefragt, wie die Sehnen-Knochen Heilung unter Kompression mit einer Interferenzschraube verläuft, bzw. ob sich grundsätzlich Unterschiede zu den vorausgegangenen Beobachtungen anderer Autoren finden lassen. Hierbei war es von Bedeutung, ein intraartikuläres Model im Großtier zu etablieren, da wir einerseits die klinische Relevanz der Kreuzbandrekonstruktion im Kleintier (z.B. beim Hasen)^{18,88,142,238,268} als kritisch ansehen. Andererseits ist ein extraartikuläres Model hinsichtlich seiner Aussage zum Kreuzbandersatz limitiert^{142,196}, da im intraartikulären Milieu zusätzlich ein möglicher synovialer Einstrom existiert, das Transplantat Remodeling Prozessen unterliegt und andere mechanischen Rahmenbedingungen vorliegen, die die Sehnen-Knochen Heilung unmittelbar beeinflussen können.

WEILER A, HOFFMANN R, BAIL H, REHM O, SÜDKAMP NP: *Tendon healing in a bone tunnel - Part II: Histological analysis after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. Arthroscopy* **18:** 124-135, 2002

2.2.3 Histologischer Vergleich der Sehnen-Knochen Heilung bei extrakortikaler und anatomischer Interferenzschrauben-Verankerung

Die histologische Analyse unserer ersten tierexperimentelle Serie hat Befunde geliefert, die in auffälligem Gegensatz zu den bisher beschriebenen Mechanismen der Sehnen-Knochen Heilung stehen ²⁵¹. Von wesentlicher Bedeutung ist hier die Beobachtung, dass das Transplantat nur partiell über eine fibröse Zwischenschicht einheilt, und dass wir erstmals die Entwicklung einer primären Bandinsertion auf Gelenkniveau beschreiben konnten. Unsere Hypothese lautete also, dass die Verankerung eines Weichteiltransplantates mit Interferenzschrauben Transplantat-Tunnel Bewegungen neutralisieren kann, bzw. zusätzlich den synovialen Einstrom in den Tunnel verhindert und so die Sehnen-Knochen Heilung beschleunigt, bzw. Tunnelaufweitungen verhindert ²⁵¹.

Um diese Hypothese kritikfrei äußern zu können, war eine Kontrolluntersuchung im identischen Tiermodell unter Verwendung einer konventionellen extrakortikalen Verankerung gefordert. In einer zweiten Tierserie haben wir den Einfluss von lokal appliziertem platelet-derived growth factor-BB auf das Transplantatremodeling untersucht ²⁴⁸. In dieser Serie erfolgte der Kreuzbandersatz an 48 Hausschafen (Reg. Nr. 0325/98), wobei die allgemeinen Rahmenbedingungen und die Operationstechnik identisch zu unserer ersten Tierserie gehalten wurden. Als einziger Unterschied erfolgte die Transplantatverankerung mittels EndoButton, also einer extrakortikalen Fadenverankerung. Lediglich die Kontrollgruppen ohne die Applikation des Wachstumsfaktors wurden mit den Gruppen aus der ersten Serie nach 6, 12 und 24 Wochen verglichen ²⁶⁰.

WEILER A, UNTERHAUSER F, FAENSEN B, HUNT P, BAIL H, HAAS N:
Comparison of tendon-to-bone healing using extracortical and anatomic interference fit fixation of soft tissue grafts in a sheep model of ACL reconstruction.
Trans Orthop Res Soc **48:** 2002

3. Klinische Konsequenz

Aus den in dieser Arbeit vorgestellten biomechanischen Untersuchungen zur Transplantatverankerung, sowie dem erweiterten Wissen um die ossäre Integration des freien Sehnentransplantates ohne anhängende Knochenblöcke, haben sich die folgenden Operationstechniken für die Rekonstruktion des VKB und HKB entwickelt ^{227,228,236}.

3.1 KONVENTIONELLE TECHNIK (4-FACH STG)

Nachdem L. Pinczewski die Verankerung von Hamstringsehnen mit Interferenzschrauben beim Ersatz des VKB in den klinischen Gebrauch eingeführt hatte, erfolgte unsererseits die Entwicklung einer korrespondierenden Technik inkl. Instrumentarium unter der Verwendung von biodegradierbaren Schrauben und der sog. Tunneldilatation ^{228,236}. Zunächst wurde in Anlehnung an die Technik von G. Morgan ^{156,174} eine all-inside Rekonstruktion vorgestellt, bei der femoral eine direkte Verankerung des Weichteiltransplantates mit einer Interferenzschraube erfolgte ²²⁸. Diese all-inside Technik ist jedoch technisch sehr anspruchsvoll und bedarf eines sehr geübten Operateurs, so dass wir parallel zum klinischen Gebrauch der all-inside Rekonstruktion eine konventionelle sog. transtibiale bzw. tibiale Tunneltechnik in Anlehnung an L. Pinczewski modifiziert haben ²³⁶, die so eher in den Erfahrungsbereich des allgemein tätigen Kreuzbandchirurgen fällt und damit reproduzierbarer angewendet werden kann.

SÜDKAMP NP, STÄHELIN A, WAGNER M, WEILER A: Eine neue Technik zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes unter Verwendung der Hamstring Sehnen und biodegradierbaren Interferenzschrauben. Arthroskopie 13: 280-286, 2000

3.2 ALL-INSIDE REKONSTRUKTION (3-FACH ST)

Die hier vorgestellte all-inside Rekonstruktion des VKB stellt eine kombinierte Modifikation der von G. Morgan und von L. Pinczewski entwickelten Techniken dar ^{174,183}. Die Vorteile der geschilderten Technik sind folgende:

- isolierte Entnahme der Semitendinosussehne unter Schonung der Grazilissehne ²¹¹
- erhöhte tibiale Verankerungsfestigkeit durch die Entnahme der Sehne mit einem tibialen Knochenblock, durch die Richtung des tibialen Tunnels entgegen der Zugrichtung des VKB und der „out-side in“ Applikation der Interferenzschraube ^{37,208,253}
- Verankerung direkt auf Gelenkniveau ^{116,208}.
- Alternative tibiale Verankerungsoption im Fall eines Revisionseingriffes.

Als Nachteile werden die folgenden Punkte angesehen:

- technisch aufwendiges Rekonstruktionsverfahren, das eines sehr erfahrenen arthroskopischen Operateurs bedarf
- zusätzlich mediale parapatelläre Inzision erforderlich (Kosmetik)

STÄHELIN A, WEILER A: All-inside anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus tendon and soft threaded biodegradable interference screw fixation. Arthroscopy 13: 773-779, 1997

Doppelbündelrekonstruktion des HKB

Analog zur tibialen Tunneltechnik für das VKB wurde eine Technik zur Rekonstruktion des HKB entwickelt. Von Bedeutung ist hier wiederum, dass Hamstringsehnen-Transplantate unter direkter anatomischer Verankerung mit Interferenzschrauben verwendet werden. Durch die separate Präparation der Semitendinosus- und Grazilissehne kann alternativ eine sog. Doppelbündelrekonstruktion des HKB erfolgen, die entsprechend verschiedener biomechanischer Untersuchungen, im Gegensatz zur Einbündelrekonstruktion besser dazu in der Lage ist die Kniekinematik wieder herzustellen ^{92,93,185,186,235}.

STÄHELIN A, SÜDKAMP NP, WEILER A: Anatomic double bundle posterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendons. Arthroscopy 17: 88-97, 2001

4. Diskussion

4.1 BIOMECHANISCHE UNTERSUCHUNGEN

In unsere ersten Teilstudie fragten wir nach der Eignung biodegradierbarer Interferenzschrauben für die konventionelle Verankerung eines BPTB-Transplantates. Wir konnten eindeutig zeigen, dass fünf der sechs verwendeten biodegradierbaren Implantate eine vergleichbar hohe Verankerungsfestigkeit zeigen wie eine konventionelle Interferenzschraube aus Titan ²⁶². Diese Befunde sind in Einklang mit denen anderer Arbeitsgruppen ^{40,122,180,206,207}.

Die Besonderheiten der von uns durchgeführten Untersuchung liegt zunächst in der Etablierung eines einheitlichen Kadavermodells zur Prüfung der Verankerungsfestigkeit von Interferenzschrauben für verschiedene Transplantate ^{101,252,253,257,262}. Die Verwendung eines tierischen Kadavermodells wurde jedoch hinsichtlich seiner klinischen Relevanz von anderen Arbeitsgruppen kritisiert ¹⁴⁴. Hierzu ist jedoch zu entgegnen, dass es unser primäres Ziel war ein einheitliches Model zu etablieren, dass es erlaubt den Einfluss kleinerer Variablen zu ermitteln, wie wir es auch anhand der Korrelationsanalysen in dem von uns verwendeten Model zeigen konnten ^{252,253,262}. Zusätzlich konnten Brown et al. ³³ und Rupp et al. (persönliche Kommunikation) demonstrieren, dass ein tierisches Kadavermodell hinsichtlich seiner klinischen Relevanz zum jungen Erwachsenen anderen Modellen im älteren humanen Knochen überlegen sind.

Eine weitere Besonderheit unserer Untersuchung ist die Beobachtung, dass die Verankerungsfestigkeit einer biodegradierbaren Interferenzschraube eher durch deren Design als durch die mechanischen Eigenschaften des Rohmaterials bestimmt werden. Dies betrifft einerseits die Verankerungsfestigkeit, die mit der Gewindehöhe für die BPTB Verankerung korreliert, als auch die torsionale Festigkeit des Implantates selbst, die durch ein adäquates Design erheblich erhöht werden kann ²⁶². Die Konsequenz dieser Beobachtung bedeutet, dass biodegradierbare Polymere in dieser Indikation nicht mehr nur noch nach ihren mechanischen Eigenschaften (z.B. Poly-L-Laktid), sondern vielmehr zugunsten einer kompletten Degradation, bzw. einer guten Biokompatibilität ausgesucht werden können ^{254,262}.

In der zweiten Teilstudie fragten wir nach der Eignung biodegradierbarer Interferenzschrauben für die Verankerung eines Hamstringsehnen-Transplantates im Vergleich zu einer speziellen, für diese Indikation entwickelten rundgewindigen Interferenzschraube. Wir konnten zeigen, dass die verwendete biodegradierbare Interferenzschraube sogar eine signifikant höhere Verankerungsfestigkeit zeigte als das Kontrollimplantat ²⁵³. Ob dies durch die Oberflächenbeschaffenheit des Implantates bestimmt wird, oder nur auf den Gewindedurchmesser zurückzuführen ist, bleibt offen, zumal andere Arbeitsgruppen keinen derartigen Unterschied finden konnten, bzw. von uns eindeutig gezeigt werden konnte, dass der Gewindedurchmesser eines Implantates einen signifikanten Einfluss auf die Verankerungsfestigkeit ausübt ^{41,252}.

Eine weitere Frage an das zweite Teilprojekt, war der Einfluss der Sehnenentnahme mit distal gestieltem Knochenblock auf die Verankerungsfestigkeit. Wir konnten demonstrieren, dass die Verankerung mit distal gestieltem Knochenblock die Verankerungsfestigkeit signifikant erhöhen kann ²⁵³ und sogar, entsprechend nachfolgender Untersuchungen vergleichbar zur konventionellen Verankerung eines BPTB-Transplantates ist ^{208,250}. Die klinische Relevanz aus dieser Beobachtung betrifft die sog. all-inside Rekonstruktion, da bei der Anwendung dieser Technik eine zusätzlich tibiale Fixation nur schwerlich möglich ist, um die geringere tibiale Knochendichte zu kompensieren. Werden die Hamstringsehnen jedoch als sog. „bone-hamstring-bone composite graft“ präpariert, also mit einem Vernähen an freie Knochenblöcke, ist die Verankerungsfestigkeit erheblich niedriger als beim BPTB Transplantat ¹⁴¹.

Im dritten Teilprojekt der vorliegenden Arbeit haben wir die strukturellen Eigenschaften zweier anatomischer, bzw. semi-anatomischer Verankerungstechniken mit Interferenzschrauben zu denen extrakortikaler Verankerungstechniken mit und ohne linkage Material und zur konventionellen Verankerung eines BPTB-Transplantates unter zyklischer Belastung verglichen ²⁰⁸. Wir konnten hierbei zeigen, dass entsprechend der Roboteruntersuchungen am Beispiel des BPTB-Transplantates von Ishibashi et al. ¹¹⁶, eine Verlagerung des Verankerungsniveaus auf Gelenkspalthöhe die mechanischen Konstrukteigenschaften, nicht nur hinsichtlich Kniestabilität (Steifigkeit) sondern auch hinsichtlich eines reduzierten Energieverlustes dem intakten VKB näher kommt als die Verwendung extraartikulärer, also nicht anatomischer Verankerungstechniken ²⁰⁸.

Ein weiterer Punkt der von wesentlicher klinischer Bedeutung ist, ist die Tatsache, dass ein mit sog. linkage Material (Band, Fäden) verankertes Transplantat zwar eine sehr hohe maximale Versagenslast

zeigt, das Lockerungsverhalten, neben der bekannten elastischen Deformierung jedoch erheblich ist²⁰⁸. Dieser Befund am komplett rekonstruierten Kniegelenk wird durch Untersuchungen der Pittsburgher Arbeitsgruppe bestätigt¹⁰⁹. Als klinische Empfehlung sei hier anzumerken, dass nach Möglichkeit auf linkage Material verzichtet werden sollte, bzw. eine zyklische Präkonditionierung des Kreuzbandersatz-Konstruktes bis hin zu 300 N vor der Implantation erfolgen sollte^{208,259}. Eine wichtige klinische Weiterentwicklung stellt hier das knotenfreie sog. Endobutton-Continuous Loop (Smith & Nephew Inc., Andover, USA) Konstrukt dar, da gerade Knoten als Schwachstelle hinsichtlich einer Auslockerung bekannt sind (¹⁸², Brown et al. persönliche Kommunikation).

Hinsichtlich der verwendeten all-inside Rekonstruktion war auffällig, dass die zusätzliche tibiale Verankerung mit anhängendem Knochenblock die Verankerungsfestigkeit soweit erhöht, dass sie vergleichbar zu der des BPTB Transplantates war²⁰⁸, wie wir dies anhand der zuvor durchgeführten Ausreißversuche schon angenommen hatten²⁵⁰. Bezogen auf die ermittelten maximal Werte für die Versagenslast, lagen unsere Daten trotz des zyklischen Belastungsmodel in gut vergleichbaren Bereichen zu Untersuchungen anderer Autoren für die Patellarsehne, als auch für die Hamstringsehnen^{10,40,84,204,233}. In Einklang mit den Untersuchungen von Aune et al. fanden wir eine sehr geringe Verankerungsfestigkeit für die direkte Verankerung eines 4-fach Transplantates mit der RCI-Schraube^{10,208}, so dass schon Aune et al. in 1998 davor gewarnt haben, diese Technik unkritisch einzusetzen. Im Gegensatz zu diesen mechanischen Laborbefunden stehen jedoch die guten klinischen Ergebnisse der Arbeitsgruppe um L. Pinczewski^{59,158}, der erst kürzlich durch die Beobachtungen anderer, unabhängiger Arbeitsgruppen bestätigt wurden^{55,213}. Diese Tatsache verdeutlicht um so mehr, dass die alleinigen mechanischen Daten aus Laboruntersuchungen nicht unmittelbar auf die klinische Situation zu übertragen sind²⁷. Diese divergenten Befunde zwischen klinischer Erfahrung und Laboruntersuchungen deuten darauf hin, dass die ermittelten mechanischen Belastungswerte, denen ein Kreuzband-Transplantat ausgesetzt ist, wahrscheinlich viel geringer sind als anhand experimenteller Untersuchungen angenommen. Bestätigt wird diese Beobachtung durch die Erfahrungen von D. Shelbourne, der BPTB-Transplantate mit einem Konstrukt aus Fäden und Knöpfen verankert (ca. 250 N Verankerungsfestigkeit) und trotzdem unter früher und aggressiver Rehabilitation sehr gute klinische Ergebnisse zeigen konnte²¹⁷. Die wesentliche klinische Variable einer exakten Tunnelposition und die der Knieposition während der tibialen Verankerung scheinen hier von besonderer Bedeutung zu sein, die auf dem Transplantat lastenden Kräfte zu minimieren. Dennoch fiel L. Pinczewski während der Analyse seiner klinischen Daten auf, dass gerade Frauen eine geringere Kniestabilität erreichten als Männer⁵⁹. Er führte dies auf die geringere Knochendichte beim weiblichen Geschlecht zurück und war

dazu in der Lage, in einer nachfolgenden Serie, das Problem durch eine tibiale Zusatzfixation zu minimieren (L. Pinczewski, persönliche Kommunikation). Obwohl erst kürzlich gezeigt wurde, dass Frauen, unabhängig von der Verankerungstechnik der Hamstringsehnen eher zu lockereren Kniegelenken nach VKB-Ersatz tendieren¹³; somit die Befunde von L. Pinczewski vermutlich auch auf andere Variablen zurückzuführen sind, empfehlen wir trotzdem grundsätzlich aufgrund der geringeren tibialen Knochendichte eine tibiale Zusatzfixation²⁵⁹.

Um speziell die tibiale Verankerung von Weichteiltransplantaten weiter zu optimieren, bzw. den Einfluss verschiedener Variablen zu bestimmen, haben wir im vierten Teilprojekt den Einfluss der Schraubengeometrie auf die Verankerungsfestigkeit untersucht²⁵². Wir konnten demonstrieren, dass sowohl die Erhöhung des Schraubendurchmessers in Relation zum Transplantat- bzw. Tunneldurchmesser, als auch die Verwendung eines längeren Implantates die Verankerungsfestigkeit signifikant erhöhen kann. Da wir heute davon ausgehen, dass im Gegensatz zur Verankerung eines BPTB-Transplantates mit Interferenzschrauben, die Verankerung eines Weichteiltransplantates weniger Spielraum hinsichtlich einer ausreichenden Verankerungsfestigkeit bietet^{27,259}, ist das Wissen um mögliche Variablen für die klinische Routine essentiell. Neben den Variablen Knochendichte, Tunnel dilatation und „Tunnel-Sizing“^{26,28,42}, ist also auch die Auswahl einer adäquaten Schraubengröße von Bedeutung die Verankerung zu optimieren.

Die wichtigste Beobachtung aus unserer Untersuchung ist die Tatsache, dass trotz des signifikanten Einflusses beider Variablen auf die Verankerungsfestigkeit, nur die Verwendung einer Schraube mit erhöhtem Gewindedurchmesser das Eindrehmoment signifikant erhöht²⁵². Diese Beobachtung hat nach unseren bisherigen tierexperimentellen und klinischen Erfahrungen wesentliche Bedeutung für die „Biologie“ des Transplantatremodelings. Auch wenn bisherige biomechanische Studien keine auffällige Transplantatschädigung durch das Eindrehen einer biodegradierbaren Interferenzschraube zeigen konnten, gehen wir dennoch davon aus, dass die Überschreitung eines gewissen Eindrehmomentes für das Sehngewebe schädlich sein kann²⁵⁵. In unserer tierexperimentellen Analyse fanden wir nach 6 Wochen eine erheblich reduzierte Reißfestigkeit des Transplantates, kombiniert mit einem Versagen an der tibialen Schraubeninsertionsstelle, so dass wir annehmen, dass ein eher gering gehaltenes Eindrehmoment für das Transplantatgewebe vorteilhaft ist. Daher empfehlen wir zur Optimierung der Verankerung eines Weichteiltransplantates die Verwendung eines längeren Implantates als die Erhöhung des Gewindedurchmessers.

Im fünften Teilprojekt der vorliegenden Arbeit haben wir die femorale Hybridverankerung mit der EndoPearl™ eines 4-fach STG-Transplantates unter statischer und dynamischer Belastung untersucht. Wir konnten demonstrieren, dass durch die zusätzliche Applikation einer biodegradierbaren Polylaktid-Kugel die Verankerungsfestigkeit signifikant erhöht werden kann, als auch die Tendenz zur Konstruktauslockerung minimiert wird ²⁵⁷. Ähnliche Beobachtungen machten Noojin et al., die zur femoralen Hybridverankerung ein Konstrukt aus EndoButton und biodegradierbarer Interferenzschraube verwendet haben ¹⁶⁵.

Die Verwendung der EndoPearl™, bzw. der femoralen Hybridverankerung im Allgemeinen hat für die Verankerung eines Weichteiltransplantates mit Interferenzschrauben zwei wesentliche klinische Implikationen. Zum einen kann bei erschwerten Rahmenbedingungen, z.B. bei geringer Knochendichte, unpräzisem „Tunnel-Sizing“ und im Fall von Revisionsoperationen trotzdem mit einer Interferenzschraube verankert werden. Zum anderen erlaubt es die Hybridverankerung das Implantat relativ kleiner zu wählen, bzw. den Tunnel in Relation größer anzulegen. Hierdurch ergeben sich die folgenden Vorteile:

- Das Drehmoment auf dem Sehngewebe kann reduziert werden und minimiert so den möglichen Schaden im Hinblick auf das spätere Remodeling (s.o.).
- Die Tunnelpräparation hat nicht mehr in 0,5 mm Schritten zu erfolgen, was das operative Vorgehen inkl. Transplantatpassage vereinfacht.
- Es kommt durch das reduzierte Drehmoment zu einer geringeren relativen Rotation der Schraube um das Transplantat, bzw. des Transplantates um die Schraube. Dies ist besonders bei rechten Kniegelenken wesentlich, da im Falle einer Schraubenrotation die Position des Transplantates in Richtung der laterale Kondylenwanne gerichtet wird und so ein laterales Transplantatimpingement entstehen kann, bzw. das Transplantat bei weiter Rotation ventral zur Schraube zu liegen kommt. Hierzu hat L. Pinczewski eine „linksgewindige“ Interferenzschraube entwickelt und konnte in einer klinischen Studie eindeutig zeigen, dass hierdurch, gerade in rechten Kniegelenken das klinische Ergebnis verbessert werden kann ¹⁵⁸.

Das sechste Teilprojekt diente der Untersuchung zur Verankerungsfestigkeit eines modifizierten Patellarsehnen-Transplantates zur anatomischen Verankerung auf Gelenkniveau. Im Kontext der vorliegenden Arbeit ist die direkte, also Knochenblock-freie Verankerung des Patellarsehnen-Transplantates von Bedeutung. Das Knochenblock-freie Patellarsehnen-Transplantat steht hierbei exemplarisch für einsträngige Weichteiltransplantate, wie z.B. den proximalen Anteil aus der Quadrizepssehne oder Allografts wie die Achillessehne oder die Tibialis anterior und posterior Sehnen. Wir konnten demonstrieren, dass die direkte Verankerung des freien Sehnenendes eine vergleichbar hohe Verankerungsfestigkeit bietet wie die im Vergleich getesteten sog. Flip-Techniken, mit der Ausnahme der lateralen Schraubenposition. Die klinische Relevanz aus dieser Untersuchung beinhaltet die Möglichkeit ein Patellarsehnen-Transplantat mit nur einem Knochenblock zu entnehmen, um so die Entnahmemorbidity zu minimieren. Hierbei könnte die Entnahme eines Knochenblockes aus der Tuberositas tibiae entfallen, so dass das Problem des häufig beschriebenen „kneeling pain“ adressiert werden kann.

4.2 TIEREXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNGEN

Im biomechanischen Teil unserer tierexperimentellen Untersuchung haben wir nach der Progression der Sehnen-Knochen Heilung anhand mechanischer Parameter gefragt. Wir fanden, dass die Transplantatverankerung im vorliegenden Tiermodell nur zum Zeitpunkt null die Schwachstelle des Konstruktes darstellt. Dies steht im Gegensatz zu anderen tierexperimentellen Untersuchungen, in denen es auch zu späteren Zeitpunkten noch zu einem Versagen der Sehnen-Knochen Verankerung kam ^{6,88,196,197}. Wir mussten jedoch feststellen, dass das Ausmaß der zu erwartenden Reduktion der Reißfestigkeit im Rahmen des Remodelings deutlich stärker ausgeprägt war als bisher beschrieben ²⁵⁵. Daher ist dieser Befund nicht unkritisch zu werten und eine Ursachenanalyse gefordert.

Im nachfolgenden Teilprojekt (siehe 2.2.3) konnten wir zeigen, dass die Reißfestigkeit des Konstruktes im identischen Tiermodell, jedoch mit extrakortikaler Verankerung wesentlich höher liegt ^{248,260}. Wir gehen daher davon aus, dass das Sehngewebe durch die Verankerung mit einer Interferenzschraube während des Remodeling geschädigt werden kann. Inwieweit dies jedoch auf die klinische Situation zu übertragen ist bleibt fraglich. Im Tiermodell wurde ein 8 mm Implantat zur Verankerung eines ca. 4 bis 4,5 mm im Querschnitt messenden Transplantates verwendet. Am Patienten würde der Schraubendurchmesser dem des Transplantates entsprechen, und so das zu erwartende Drehmoment deutlich geringer ausfallen. Zudem gehen wir davon aus, dass dieses intensive Remodeling wie im Tier beobachtet, beim Menschen nicht stattfindet ²⁵⁶. Dennoch sollte dieser tierexperimentelle Befund mit

klinischer Relevanz diskutiert werden. Wir empfehlen daher das Drehmoment auf der Sehne, mit dem alleinigen Ziel die Verankerungsfestigkeit weiter zu maximieren, zugunsten einer ungestörten Sehnenheilung eher zu reduzieren und im Sinne der Hybridfixation zu Verankern.

Im histologischen Teil der tierexperimentellen Untersuchung haben wir zunächst gefragt wie die Sehnen-Knochen Heilung unter Kompression und unter Ausschaltung von Transplantat-Tunnel Bewegungen fortschreitet. Im Vergleich zu vorausgegangenen Untersuchungen anderer Autoren ^{18,88,142,196,223}, fanden wir, dass die Sehnen-Knochen Heilung nur partiell über die Entwicklung einer fibrösen Zwischenschicht fortschreitet, bzw. diese schon früh ossär ersetzt wurde ²⁵¹. Ob dies allein durch eine Neutralisierung von Transplantat-Tunnel Bewegungen verursacht ist, oder ob die initiale „press fit“ Verankerung mittels Interferenzschraube den Spalt zwischen Transplantat und Knochen nahezu komplett ausfüllt bleibt fraglich. Grundsätzlich ist jedoch davon auszugehen, dass ein Weichteiltransplantat nicht so eng in den Knochentunnel eingezogen werden kann, dass kein Zwischenraum zwischen Knochen und Transplantat entsteht ²³⁴ und somit immer mit der Entwicklung einer fibrösen Zwischenschicht zu rechnen ist. Kürzlich konnten Yamazaki et al. demonstrieren, dass ein enger Transplantateinzug wesentlich die Sehnen-Knochen Heilung beeinflusst ²⁶⁸. Da die frühe Transplantat-Knochen Verbindung über Sharpey-ähnliche Fasern entsteht, und diese die gebildete fibrösen Zwischenschicht überbrücken müssen, können wir vermutlich davon ausgehen, dass eine eher dünne Zwischenschicht für die Transplantatintegration vorteilhaft ist. Wird jedoch mit einer Interferenzschraube verankert, kann die Ausbildung einer solchen Zwischenschicht sogar fast komplett unterdrückt werden.

Eine weitere wesentliche Beobachtung unserer histologischen Untersuchung ist das regelmäßige Auftreten von fibrösem Kalkknorpel am artikulären Tunnelausgang und die nachfolgende Ausbildung einer direkten, also vierschichtigen Bandinsertionszone, die der des nativen VKB entspricht. Dieser Befund wurde erstmals von unserer Arbeitsgruppe beschrieben und spricht für die Tatsache, dass auch Weichteiltransplantate eine, dem nativen Kreuzband entsprechende primäre Bandinsertion entwickeln können ²⁵¹. Im weiteren Verlauf fanden wir sogar, dass das Transplantat im Tunnel partiell resorbiert wurde, so dass wir von einer gewissen Stressprotektion des Gewebes ausgehen, nachdem sich eine solide Bandinsertion auf Gelenkniveau gebildet hat. Wir gehen dem entsprechend davon aus, dass es eine frühe „intratunnel-“ und eine späte Oberflächenheilung gibt. Voraussetzung hierfür ist jedoch, dass Transplantat-Tunnel Bewegungen durch die Schraubenfixation neutralisiert werden und somit verbesserte mechanische Rahmenbedingungen für die Sehneneinheilung geschaffen werden.

Um die o.g. Befunde weiter zu untermauern haben wir in der zweiten tierexperimentellen Serie die Einheilung eines Flexorsehnen-Transplantates mit extrakortikaler Verankerung untersucht. Hier konnten wir neben der vorbeschriebenen Ausbildung einer breiten fibrösen Zwischenschicht zusätzlich erhebliche Tunnelaufweitungen beobachten ²⁶⁰. In der biomechanischen Testung kam es dann auch zu einem Versagen der zentralen Bandanteile, die in keinem soliden Kontakt über die fibrösen Zwischenschicht mit dem umgebenden Knochen standen. Entsprechend dieses Vergleiches scheint es berechtigt zu folgern, dass die Interferenzschrauben-Verankerung eines Weichteiltransplantates für dessen ossäre Integration vorteilhaft ist und zusätzlich die Entwicklung von Tunnelaufweitungen verhindert. In Analogie konnten Bülow et al. in einer klinischen Untersuchung zeigen, dass nur unter Verwendung von Interferenzschrauben eine Tunnelaufweitung vermieden wird ³⁶ und somit eine ungestörte Transplantatintegration angenommen werden kann ²²⁶.

4.3 SCHLUSSFOLGERUNG

Die Verwendung der Hamstringsehnen als Alternativtransplantat zur Patellarsehne hat in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung gewonnen. Dies begründet sich hauptsächlich aus der erheblich geringeren Transplantatentnahmemorbidität. Da konventionelle extrakortikale Verankerungstechniken nicht dazu in der Lage sind die mechanischen Rahmenbedingungen für eine ungestörte ossäre Integration zu liefern, bzw. das elastische und plastische Dehnungsverhalten des Transplantat-Konstruktes nur ungenügend die Steifigkeit anderer Techniken reproduzieren kann, wurde hinsichtlich der Transplantatauswahl häufig die Diskussion auf die Frage „Morbidität oder Stabilität“ reduziert. Die Transplantatverankerung mit Interferenzschrauben erlaubt eine anatomiegerechte Verankerung direkt auf Gelenkniveau und kann so das Dehnungsverhalten des Konstruktes wesentlich verbessern und so zu einer ungestörten ossären Transplantatintegration führen. Hierdurch besteht die Möglichkeit die mechanischen und biologischen Rahmenbedingungen zu verbessern, um so für die Hamstringsehnen-Transplantate die Voraussetzungen zu schaffen, auch hinsichtlich eines besseren klinischen Stabilitätsergebnisses konkurrenzfähig zur Patellarsehne zu sein.

In der Diskussion um eine adäquate Transplantatverankerung dürfen jedoch nicht die wesentlichen Variablen, wie eine differenzierte Indikationsstellung, eine optimale Tunnelposition und eine adäquate Nachbehandlung vernachlässigt werden, da nur so ein optimales klinisches Ergebnis erzielt werden kann.

5. Zusammenfassung

Einleitung: Die Verwendung der Hamstringsehnen als Transplantate in der rekonstruktiven Chirurgie des vorderen Kreuzbandes stellt eine wenig invasive Alternative zur herkömmlichen Verwendung des mittleren Patellarsehnedrittels dar. Hier ist jedoch die Transplantatverankerung, die bisher meist extrakortikal, also weit entfernt der nativen Kreuzbandinsertion angelegt wurde problematisch. Hierdurch zeigt das Transplantat-Verankerungs-Konstrukt ein unbefriedigendes elastisches und plastisches Dehnungsverhalten, welches u.A. für eine geringere Kniestabilität und eine gestörte ossäre Transplantatintegration verantwortlich gemacht wird. Eine anatomiegerechte Transplantatverankerung auf Gelenkniveau könnte die mechanischen und biologischen Rahmenbedingungen verbessern, um so die Hamstringsehnen als Alternativtransplantat mit verbesserter klinischer Prognose einsetzen zu können. Eine direkte Verankerung mit Interferenzschrauben erlaubt eine solche anatomische Transplantatverankerung, so dass wir dieses neue Operationsverfahren biomechanisch und tierexperimentell untersucht haben. **Methoden:** In sechs biomechanischen Teilprojekten und in zwei tierexperimentellen Untersuchungen wurde die Eignung der direkten Verankerung mit biodegradierbaren Interferenzschrauben der Hamstringsehnen im Vergleich zu konventionellen Patellar- und Hamstringsehnen-Techniken untersucht. **Ergebnisse:** Wir konnten demonstrieren, dass die initiale femorale Verankerungsfestigkeit, auch in Sinne der sog. Hybridfixation ausreichend ist. Die tibiale Verankerung unterliegt jedoch verschiedenen Variablen und bedarf einer differenzierten klinischen Anwendung. Im Vergleich zu konventionellen Techniken der Hamstringsehnen-Verankerung kann das plastische und elastische Dehnungsverhalten durch die Verankerung mit Interferenzschrauben deutlich verbessert werden, wobei jedoch das mechanische Verhalten des Patellarsehnen-Transplantates nicht erreicht wurde. Die tierexperimentelle Analyse zeigt auf, dass die ossäre Integration durch die Kompression des Transplantates auf Gelenkniveau soweit verbessert werden kann, dass sog. Tunnelaufweitungen, als Zeichen einer gestörten Einheilung vermieden werden und, dass das Transplantat mit einer direkten Bandinsertion, entsprechend des nativen vorderen Kreuzbandes, auf Gelenkniveau einheilt. **Schlussfolgerung:** Die hier vorgelegten Untersuchungen haben erstmals umfassend die Rahmenbedingungen der Interferenzschrauben-Verankerung der Hamstringsehnen beschrieben; einer Technik die inzwischen weltweit verbreitete Anwendung findet. Durch eine anatomische Transplantatverankerung auf Gelenkniveau besteht nun die Möglichkeit, mit optimierten mechanischen und biologischen Rahmenbedingungen eine adäquate Alternativtechnik zur konventionellen Verwendung der Patellarsehnen anzubieten.

6 Literatur

1. AGLIETTI P, BUZZI R, D'ANDRIA S, ZACCHEROTTI G: Patellofemoral problems after intraarticular anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop* **288**: 195-204, 1993
2. AGLIETTI P, BUZZI R, ZACCHEROTTI G, DE BIASE P: Patellar tendon versus doubled semitendinosus and gracilis tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* **22**: 211-217, 1994
3. AHMAD C, KWAK S, ATESHIAN G, WARDEN W, STEADMAN J, MOW V: Effects of patellar tendon adhesion to the anterior tibia on knee mechanics. *Am J Sports Med* **26**: 724, 1998
4. AICHROTH P, PATEL D, ZORILLA P: The natural history and treatment of rupture of the anterior cruciate ligament in children and adolescents. *J Bone Joint Surg* **84B**: 38-41, 2002
5. AMIRAULT J, CAMERON J, MCINTOSH D, MARKS P: Chronic anterior cruciate ligament deficiency. Long-term results of MacIntosh's lateral substitution reconstruction. *J Bone Joint Surg* **70B**: 622-624, 1988
6. ANDERSON K, SENEVIRATNE A, IZAWA K, ATKINSON B, POTTER H, RODEO S: Augmentation of tendon healing in an intraarticular bone tunnel with use of a bone growth factor. *Am J Sports Med* **29**: 689-698, 2001
7. ANDERSSON C, ODENSTEN M, GILLQUIST J: Knee function after surgical and nonsurgical treatment of acute rupture of the anterior cruciate ligament: A randomized study with a long-term follow-up period. *Clin Orthop* **264**: 255-263, 1991
8. ANGEL K, HALL D: Anterior cruciate ligament injury in children and adolescents. *Arthroscopy* **5**: 197-200, 1989
9. ARNOLD J, COKER T, HEATON L, PARK J, HARRIS W: Natural history of anterior cruciate tears. *Am J Sports Med* **7**: 305-313, 1979
10. AUNE A, EKELAND A, CAWLEY P: Interference screw fixation of hamstring vs patellar tendon grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **6**: 99-102, 1998
11. BARBER F, HERBERT M, CLICK M: Suture anchor strength revisited. *Arthroscopy* **12**: 32-38, 1996

12. BARBER F, SMALL N, CLICK J: Anterior cruciate ligament reconstruction by semitendinosus and gracilis tendon autograft. *Am J Knee Surg* **4**: 84-93, 1991
13. BARRETT G, NOOJIN F, HARTZOG C, NASH C: reconstruction of the anterior cruciate ligament in females: A comparison of hamstring versus patellar tendon autograft. *Arthroscopy* **18**: 46-54, 2002
14. BARTLETT R, CLATWORTHY M, NGUYEN T: Graft selection in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* **83B**: 625-634, 2001
15. BENJAMIN M, EVANS E, COPP D: The histology of tendon attachments to bone in man. *J Anat* **89**: 89-100, 1986
16. BLATTER G, TISSI R: [Is suture of the ruptured anterior cruciate ligament without augmentation sensible ?] *Unfallchirurgie* **17**: 232-235, 1991
17. BLAUTH W: Die zweizügelige Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes aus der Quadrizepssehne. *Unfallheilkunde* **87**: 45-51, 1984
18. BLICKENSTAFF K, GRANA W, EGGLE D: Analysis of a semitendinosus autograft in a rabbit model. *Am J Sports Med* **25**: 554-559, 1997
19. BONAMO J, KRINICK R, SPORN A: Rupture of the patellar ligament after use of its central third for anterior cruciate reconstruction. *J Bone Joint Surg* **66A**: 1294-1297, 1984
20. BONATUS T, ALEXANDER A: Patellar fracture and avulsion of the patellar ligament complicating arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthopedics* **20**: 770-774, 1991
21. BOUCHARD C, THERIAULT G, GAUTHIER J, MORIN F, SIMONEAU J: Fracture of the patellar during rehabilitation of the knee extensor muscles following reconstruction of the anterior cruciate ligament: A brief report. *Clin J Sport Med* **3**: 118-122, 1993
22. BÖSTMAN O: Intense granulomatous inflammatory lesions associated with absorbable internal fixation devices made of polyglycolide in ankle fracture. *Clin Orthop* **278**: 191-199, 1992
23. BÖSTMAN O, HIRVENSAALO E, PARTIO E, TÖRMÄLÄ P, ROKKANEN P: Impact of the use of absorbable fracture fixation implants on consumption of hospital resources and economic costs. *J Trauma* **31**: 1400-1403, 1991
24. BÖSTMAN OM: Current concepts review: Absorbable implants for the fixation of fractures. *J Bone Joint Surg* **73A**: 148-153, 1991

25. BRAM J, PLASCHY S, LUTOLF M, LEUTENEGGER A: Die primäre Kreuzbandnaht - hat die Methode ausgedient? Ergebnisse im Rahmen einer Nachuntersuchung von 58 patienten. *Z Unfallchir Vers Med* **87**: 91-109, 1994
26. BRAND J, STEENLAGE E, HAMILTON D, CABORN D: Interference screw fixation of a quadrupled hamstring tendon is directly correlated to bone mineral density measured by dual photon absorptiometry (DEXA). *Am J Sports Med* **28**: 705-710, 2000
27. BRAND J, WEILER A, CABORN D, BROWN C, JOHNSON D: Current concepts: Graft fixation in cruciate ligament surgery. *Am J Sports Med* **28**: 761-774, 2000
28. BRAND J, STEENLAGE E, COEN M, CABORN D, JOHNSON D: Interference fixation of quadrupled hamstring is improved with precise match of tunnel size to graft. *Am Orthop Soc Sports Med, Specialty Day, Am Academy Orthop Surg, 66th Annual Meeting, Anaheim*: 1999
29. BRAY R, FLANAGAN J, DANDY D: Reconstruction for chronic anterior cruciate instability. A comparison of two methods after six years. *J Bone Joint Surg* **70B**: 100-105, 1988
30. BROWN C, HAMNER D, HECKER A, STEINER M, HAYES W: Biomechanics of semitendinosus and gracilis tendon grafts. *Proc Sports Medicine 2000, Stockholm*, 1995
31. BROWN C, SKLAR J: Endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction using quadrupled hamstring tendons and EndoButton femoral fixation. *Tech Orthop* **13**: 281-298, 1998
32. BROWN C, STEINER M, CARLSON E: The use of hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. Technique and results. *Clin Sports Med* **12**: 723-756, 1993
33. BROWN G, PENA F, GRONTVEDT T, LABADIE D, ENGBRETSSEN 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* **3**: 238-244, 1996
34. BRÜCKNER H: Eine neue Methode zur Kreuzbandplastik. *Chirurg* **37**: 413-419, 1966
35. BUCK B, MALININ T, BROWN M: Bone transplantation and human immunodeficiency virus: An estimated risk of acquired immunodeficiency syndrom (AIDS). *Clin Orthop* **240**: 129-136, 1989

36. BUELOW J, SIEBOLD R, ELLERMANN A: Tunnel widening in ACL reconstruction using 3 fixation techniques. *Trans Europ Soc Sports Traumatol Knee Surg Arthroscopy*, 9th Meeting, London: 85, 2000
37. BURKHARD S: The deadman theory of suture anchors: Observations along a south Texas fence line. *Arthroscopy* **11**: 119-123, 1995
38. BUSECK M, NOYES F: Arthroscopic evaluation of meniscal repairs after anterior cruciate ligament reconstruction and immediate motion. *Am J Sports Med* **19**: 489-494, 1991
39. BUTLER JC, BRANCH TP, HUTTON WC: Optimal graft fixation-the effect of gap size and screw size on bone plug fixation in ACL reconstruction. *Arthroscopy* **10**: 524-529, 1994
40. CABORN D, URBAN W, JOHNSON D, NYLAND J, PIENKOWSKI D: Biomechanical comparison between BioScrew and titanium alloy interference screws for bone-patellar tendon-bone graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* **13**: 229-232, 1997
41. CABORN D, COEN M, NEEF R, HAMILTON D, NYLAND J, JOHNSON D: Quadrupled semitendinosus-gracilis autograft fixation in the femoral tunnel: Comparison between metal and a bioabsorbable interference screw. *Arthroscopy* **14**: 241-245, 1998
42. CAIN E, PHILLIPS B, CHARLEBOIS S, DANIELS A, AZAR F: Effect of tibial tunnel dilation on pullout strength of quadrupled semitendinosus/gracilis autografts in ACL reconstruction secured with bioabsorbable interference screws. *Am Orthop Soc Sports Med*, **25th Annual Meeting**: 1999
43. CAMPBELL W: Reconstruction of the ligaments of the knee. *Am J Surg* **43**: 473-480, 1939
44. CANNON W, VITTORI J: The incidence of healing in arthroscopic meniscal repairs in anterior cruciate ligament-reconstructed knees versus unstable knees. *Am J Sports Med* **20**: 176-181, 1992
45. CAO Y, VACANTI J, MA X, PAIGE K, UPTON J, CHOWANSKI Z, SCHLOO B, LANGER R, VACANTI C: Generation of neo-tendon using synthetic polymers seeded with tenocytes. *Transplant Proc* **26**: 3392, 1994
46. CASTELEYN P, HANDELBERG F: Non-operative management of anterior cruciate ligament injuries in the general population. *J Bone Joint Surg* **78B**: 446-451, 1996

47. CHEN C, CHEN W, SHIH C: Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction with quadriceps tendon-patellar bone autograft. *J Trauma* **46**: 678-682, 1999
48. CHRISTEN B, JAKOB R: Fractures associated with patellar ligament grafts in cruciate ligament surgery. *J Bone Joint Surg* **74B**: 617-619, 1992
49. CICCOTTI M, LOMBARDO S, NONWEILER B, PINK M: Non-operative treatment of ruptures of the anterior cruciate ligament in middle-aged patients. Results after long-term follow-up. *J Bone Joint Surg* **76A**: 1315-1321, 1994
50. CLAES L, BURRI C, KIEFER H, MUTSCHLER W: Refixation of osteochondral fragments with resorbable polydioxanone pins in animal experiments. *Proc Soc Biomater*, **11th Annual Meeting**: 163, 1985
51. CLAES L, LUDWIG J, MARGEVICIUS K, DÜRSELEN L: Biological response to ligament wear particles. *J Appl Biomater* **6**: 35-41, 1995
52. CLANCY W, NARECHANIA R, ROSENBERG T, GMEINER J, WISNEFKE D, LANGE T: Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg* **63A**: 1270-1284, 1981
53. CLANCY W, RAY J, ZOLTAN D: Acute tears of the anterior cruciate ligament. Surgical versus conservative treatment. *J Bone Joint Surg* **70A**: 1483-1488, 1988
54. CLARK R, OLSEN RE, LARSON BJ, GOBLE EM, FARRER RP: Cross-pin femoral fixation: a new technique for hamstring anterior cruciate ligament reconstruction of the knee. *Arthroscopy* **14**: 258-67, 1998
55. COLOMBET P, ALLARD M, BOUSQUET V, DE LAVIGNE C, FLURIN P, LACHAUD C: Anterior cruciate ligament reconstruction using four-strand semitendinodus and gracilis tendon grafts and metal interference screw fixation. *Arthroscopy* **18**: 232-237, 2002
56. COMLEY A, KRISHNAN J: Donor site morbidity after quadriceps tendon harvest for rotator cuff repair. *Aust N Z J Surg* **69**: 808-810, 1999
57. CONN J, OYASU R, WELSH M, BEAL JM: Vicryl (Polyglactin 910) synthetic absorbable sutures. *Am J Surg* **128**: 19-23, 1974
58. COOPER D, DENG X, BURSTEIN A, WARREN R: The strength of the central third patellar tendon graft. A biomechanical study. *Am J Sports Med* **21**: 818-823, 1993

59. CORRY I, WEBB J, CLINGELEFFER A, PINCZEWSKI L: Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament: A comparison of patellar tendon autograft and four-strand hamstring tendon autograft. *Am J Sports Med* **27**: 444-454, 1999
60. CUTRIGHT DE, HUNSUCK EE: The repair of fractures of the orbital floor using biodegradable polylactic acid. *Oral Surg* **33**: 28-34, 1972
61. CUTRIGHT DE, HUNSUCK EE, BEASLEY JD: Fracture reduction using a biodegradable material, polylactic acid. *J Oral Surg* **29**: 393-397, 1971
62. DANDY D, GRAY A: Anterior cruciate ligament reconstruction with the Leeds-Keio prosthesis plus extra-articular tenodesis: Results after six years. *J Bone Joint Surg* **76B**: 193-197, 1994
63. DANIEL D, MALCOM L, LOSSE G, STONE M, SACHS R, BURKS R: Instrumented measurement of anterior laxity of the knee. *J Bone Joint Surg Am* **67**: 720-725, 1985
64. DREZ D, DELEE J, HOLDEN J, ARNOCKY S, NOYES F, ROBERTS TS: Anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone allografts. A biological and biomechanical evaluation in goats. *Am J Sports Med* **19**: 256-263, 1991
65. ENGBRETSSEN L: The acute repair of anterior cruciate ligament tears. In: *The anterior cruciate ligament. Current and future concepts* pp 273-279. Ed by D Jackson, S Arnoczky, S Woo, C Frank, and T Simon. New York, Raven Press, 1993
66. ENGSTRÖM B, GORNITZKA J, JOHANSSON C, WREDMARK T: Knee function after anterior cruciate ligament ruptures treated conservatively. *Inter Orthop* **17**: 208-213, 1993
67. ERIKSSON K, KINDBLÖM L, HAMBERG P, LARSSON H, WREDMARK T: The semitendinosus tendon regenerates after resection: A morphologic and MRI analysis in 6 patients after resection for anterior cruciate ligament reconstruction. *Acta Orthop Scand* **72**: 379-384, 2001
68. ERIKSSON K, LARSSON H, WREDMARK T, HAMBERG P: Semitendinosus tendon regeneration after harvesting for ACL reconstruction. A prospective MRI study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **7**: 220-225, 1999
69. FEAGIN JR J, CURL W: Isolated tear of the anterior cruciate ligament: 5-year follow-up study. *Am J Sports Med* **4**: 95-100, 1976

70. FELLER J, WEBSTER K, GAVIN B: Early post-operative morbidity following anterior cruciate ligament reconstruction: patellar tendon versus hamstring graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **9**: 260-266, 2001
71. FIDELER B, VANGSNESS C, BIN L, ORLANDO C, MOORE T: Gamma irradiation: effect on biomechanical properties of human bone-patellar tendon-bone allografts. *Am J Sports Med* **23**: 643-646, 1995
72. FRANK C, JACKSON D: Lateral substitution for chronic isolated anterior cruciate ligament deficiency. *J Bone Joint Surg* **70B**: 411, 1988
73. FRANK C, JACKSON D: The science of reconstruction of the ACL. *J Bone Joint Surg* **79A**: 1556-1576, 1997
74. FRAZZA EJ, SCHMITT EE: A new absorbable suture. *J Biomed Mat Res, Sympos* **1**: 43-58, 1971
75. FRIDEN T, JONSSON A, ERLANDSSON T, JONSSON K, LINDSTRAND A: Effect of femoral condyle configuration on disability after an anterior cruciate ligament rupture. 100 patients followed for 5 years. *Acta Orthop Scand* **64**: 571-574, 1993
76. FRUENSGAARD S, KRONER K, RIIS J: Suture of the torn anterior cruciate ligament. 5-year follow-up of 60 cases using an instrumenttal stability test. *Acta Orthop Scand* **63**: 323-325, 1992
77. FU F. Anterior cruciate ligament injury: Pathophysiology and current therapeutic principles. *Am Academy Orthop Surg 66th Annual Meeting, Instructional course*. 1999
78. FU F, MA C: Anterior cruciate ligament reconstruction using quadruple hamstring. *Operat Techn Orthop* **9**: 264-272, 1999
79. FU F, SCHULTE K: Anterior cruciate ligament surgery 1996. State of the Art? *Clin Orthop* **19-24**, 1996
80. FULKERSON J, LANGELAND R: An alternative cruciate reconstruction graft: the central quadriceps tendon. *Arthroscopy* **11**: 252-254, 1995
81. GERICH T, CASSIM A, LATTERMANN C, LOBENHOFFER P: Pullout strength of tibial graft fixation in anterior cruciate ligament replacement with a patellar tendon graft: Interference screw versus staple fixation in human knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **5**: 84-89, 1997

82. GETTER L, CUTRIGHT DE, BHASKAR SN, AUGSBURG JK: A biodegradable intraosseous appliance in the treatment of mandibular fractures. *J Oral Surg* **30**: 344-348, 1972
83. GILLQUIST J, ODENSTEN M: Reconstruction of old anterior cruciate ligament tears with a Dacron prosthesis: A prospective study. *Am J Sports Med* **21**: 358-366, 1993
84. GIUREA M, ZORILLA P, AMIS A, AICHROTH P: Comparative pull-out and cyclic-loading strength of anchorage of hamstring tendon grafts in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* **27**: 621-625, 1999
85. GLOUSMAN R, SHIELDS C, KERLAN R, JOBE F, LOMBARDO S, YOCUM L, TIBONE J, GAMBARDELLA R: Gore-Tex prosthetic ligament in anterior cruciate deficient knees. *Am J Sports Med* **16**: 321-326, 1988
86. GOLDSTEIN S, CLARKE D, WALSH S, BLACK K, O'BRIEN M: Transpecies heart valve transplant: Advanced studies of a bioengineered xeno-autograft. *Ann Thorac Surg* **70**: 1962-1969, 2000
87. GOMEZ T, RATZLAFF C, MCCONKEY J, DEAN E, THOMPSON J: Semitendinosus repair augmentation of acute anterior cruciate ligament rupture. *Can J Sports Sci* **15**: 137-142, 1990
88. GRANA WA, EGLE DM, MAHNKEN R, GOODHART CW: An analysis of autograft fixation after anterior cruciate ligament reconstruction in a rabbit model. *Am J Sports Med* **22**: 344-351, 1994
89. GRONTVEDT T, ENGBRETSSEN L, BENUM P, FASTING O, MOLSTER A, STRAND T: A prospective randomized study of three operations for acute rupture of the anterior cruciate ligament. Five-year follow-up of one hundred and thirty-one patients. *J Bone Joint Surg* **78A**: 159-168, 1996
90. GRONTVEDT T, ENGBRETSSEN L, BREDLAND T: Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament using bone patellar tendon bone grafts with and without augmentation: a prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg* **78B**: 817-822, 1996
91. HAMNER D, BROWN C, STEINER M, HECKER A, HAYES W: Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: Biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. *J Bone Joint Surg* **81A**: 549-557, 1999

92. HARNER C, HÖHER J: Evaluation and treatment of posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med* **26**: 471-482, 1998
93. HARNER C, JANAUSHEK M, KANAMORI A, MA C, VOGGRIN T, WOO S: Biomechanical analysis of a double bundle posterior cruciate ligament reconstruction. *Am Orthop Sports Med*, 25th Annual Meeting: 1999
94. HAWKINS R, MISAMORE G, MERRITT T: Followup of the acute nonoperated isolated anterior cruciate ligament tear. *Am J Sports Med* **14**: 205-210, 1986
95. HEHL G, STRECKER W, RICHTER M, KIEFER H, WISSMEYER T: Clinical experience with PDS II augmentation for operative treatment of acute proximal ACL ruptures - 2-year follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **7**: 102-106, 1999
96. HELLING H, WEILER A: Gewebereaktion in Verlauf des Abbaus polymerer Implantate. *OP-Journal* **14**: 245-249, 1998
97. HELLING H, WEILER A, KIRCH U, REHM K: Experimental use of a new biodegradable polylactide-pin for the refixation of osteochondral fragments - and first clinical experiences. *Proc Europ Soc Sports Traumatol Knee Surg Arthrosc*, 6th Congress: 1994
98. HERRMANN JB, RICHARD JK, HIGGINS GA: Polyglycolic acid sutures. *Arch Surg* **100**: 486-490, 1970
99. HESS T, DUCHOW J, ROLAND S, KOHN D: Single- versus two-incision technique in anterior cruciate ligament replacement influence on postoperative muscle function. *Am J Sports Med* **30**: 27-31, 2002
100. HEY GROVES E: The crucial ligaments of the knee joint: Their function, rupture, and the operative treatment of the same. *Br J Surg* **7**: 505, 1917
101. HOFFMANN RFG, PEINE R, BAIL H, SÜDKAMP N, WEILER A: Initial fixation strength of modified patellar tendon grafts for anatomic fixation in ACL reconstruction. *Arthroscopy* **15**: 392-399, 1998
102. HOFFMANN R, WEILER A, HELLING H, KRETTEK C, REHM K: Lokale Fremdkörperreaktionen auf biodegradierbare Implantate. *Unfallchirurg* **100**: 658-666, 1997

103. HOFFMANN R, KRETTEK C, HAAS N, TSCHERNE H: [Distal radius fracture. Fracture stabilization with biodegradable osteosynthesis pins (Biofix). Experimental studies and initial clinical experiences]. *Unfallchirurg* **92**: 430-434, 1989
104. HOLZMÜLLER W, REHM K, PERREN S: [Mechanical properties of PDS augmented patellar tendon transplants in reconstruction of the anterior ligament]. *Unfallchirurg* **95**: 306-310, 1992
105. HOLZMÜLLER W, WEHMEYER M, REHM K, PERREN S: [Histologic studies of replacement of the anterior cruciate ligament with PDS-augmented patellar tendon transplants]. *Unfallchirurg* **97**: 144-150, 1994
106. HOWELL S, TAYLOR M: Brace-free rehabilitation with early return to activity for knees reconstructed with double-looped semitendinosus and gracilis graft. *J Bone Joint Surg* **78A**: 814-819, 1996
107. HÖHER J, LIVESAY G, MA C, WITHROW J, FU F, WOO S: Hamstring graft motion in the femoral tunnel when using titanium button/polyester tape fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **7**: 215-219, 1999
108. HÖHER J, MÖLLER H, FU F: Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction: Fact or fiction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **6**: 231-240, 1998
109. HÖHER J, SCHEFFLER S, WITHROW J, LIVESAY G, DEBSKI R, FU F, WOO S: Mechanical behavior of two hamstring graft constructs for reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* **18**: 456-461, 2000
110. HÖHER J, TILING T: Differenzierte Transplantatauswahl in der Kreuzbandchirurgie. *Chirurg* **71**: 1045-1054, 2000
111. HSIEH Y, DRAGANICH L, HO S, REIDER B: The effects of removal and reconstruction of the anterior cruciate ligament on patellofemoral kinematics. *Am J Sports Med* **26**: 201-209, 1998
112. HULSTYN M, FADALE P, ABATE J, WALSH W: Biomechanical evaluation of interference screw fixation in a bovine patellar bone-tendon-bone autograft complex for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* **9**: 417-424, 1993
113. IBARRA C, CAO Y, VACANTI J, KIM T, VACANTI C: Tissue engineering ligaments. *Surgical Forum* **47**: 612-615, 1996

114. INDELICATO P, BITTAR E: A perspective of lesions associated with ACL insufficiency of the knee. A review of 100 cases. *Clin Orthop* **198**: 77-80, 1985
115. IRVINE G, GLASGOW M: The natural history of the meniscus in anterior cruciate insufficiency. Arthroscopic analysis. *J Bone Joint Surg* **74B**: 403-405, 1992
116. ISHIBASHI Y, RUDY T, LIVESAY G, STONE J, FU F, WOO S: The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: Evaluation using a robotic testing system. *Arthroscopy* **13**: 177-182, 1997
117. JACKSON D, GROOD E, GOLDSTEIN J, ROSEN M, KURZWEIL P, CUMMINGS J: A comparison of patellar tendon autograft and allograft used for anterior cruciate ligament reconstruction in the goat model. *Am J Sports Med* **21**: 176-185, 1993
118. JACKSON D, WINDLER G, SIMON T: Intra-artikular reactions associated with the use of freeze-dried, ethylene oxid-sterilized bone-patellar tendon-bone allografts in the reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* **18**: 1-11, 1990
119. JÄRVELÄ T, PAAKKALA T, KANNUS P, JÄRVINEN M: The incidence of patellofemoral osteoarthritis and associated findings 7 years after anterior cruciate ligament reconstruction with a bone-patellar tendon-bone autograft. *Am J Sports Med* **29**: 18-24, 2001
120. JENSON K, KLEIN W: Probleme und Komplikationen beim künstlichen Kreuzbandersatz. *Arthroskopie* **3**: 15-23, 1990
121. JOHNSON D, HOULE J, ALMAZAN A: Comparison of intraoperative AP translation of two different modes of fixation of the grafts used in ACL reconstruction. *Arthroscopy* **14**: 425, 1998
122. JOHNSON L, V.DYK G: Metal and bioabsorbable interference screws: comparison of failure strength. *Arthroscopy* **12**: 452-456, 1996
123. JOHNSON R, BEYNNON B, NICHOLS C, RENSTRÖM P: Current concepts review: The treatment of injuries of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* **74A**: 140-151, 1992
124. JORGENSEN U, THOMSEN H: Behavior of the graft within the bone tunnels following anterior cruciate ligament reconstruction, studied by cinematic magnetic resonance imaging. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **8**: 32-35, 2000

125. KARTUS J, MAGNUSSON L, STENER S, BRANDSSON, ERIKSSON B, KARLSSON J: Complications following arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction - A 2 - 5 year follow-up of 604 patients with special emphasis on anterior knee pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **7**: 2-8, 1999
126. KARTUS J, STENER S, LINDAHL S, ENGSTROM B, ERIKSSON B, KARLSSON J: Factors affecting donor-site morbidity after anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone autografts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **5**: 222-228, 1997
127. KATZ AR, TURNER RJ: Evaluation of tensile and absorption properties of polyglycolic acid sutures. *Surg Gynecol Obstetr* **131**: 701-716, 1970
128. KDOLSKY R, KWASNY O, SCHABUS R: Synthetic augmented repair of proximal ruptures of the anterior cruciate ligament. Long-term results of of 66 patients. *Clin Orthop* **295**: 183-189, 1993
129. KEENE G, BICKERSTAFF D, RAE P, PATERSON R: The natural history of meniscal tears in anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med* **21**: 672-679, 1993
130. KLEIN W, JENSON K: Synovitis and artificial ligaments. *Arthroscopy* **8**: 116-124, 1992
131. KLEIPOOL A, ZIJL J, WILEMS W: Arthroscopic anterior ncruciate ligament reconstruction with bone patellar tendon bone allograft or autograft: A prospective study with an average follow-up of 4 years. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **6**: 224-230, 1998
132. KOHN D, ROSE C: Primary stability of interference screw fixation. Influence of screw diameter and insertion torque. *Am J Sports Med* **22**: 334-338, 1994
133. KOWALK D, STEINER M: Anterior cruciate ligament reconstrcution using hamstrings for a two-incision technique. *Tech Orthop* **13**: 253-261, 1998
134. KULKARNI RK, MOORE EG, HEGYELLI AF, LEONARD F: Biodegradable poly(lactic acid) polymers. *J Biomed Mater Res* **5**: 169-181, 1971
135. KULKARNI RK, PANI KC, NEUMAN C, LEONARD F: Polylactic acid for surgical implants. *Arch Surg* **93**: 839-843, 1966
136. KUROSAKA M, YOSHIYA S, ANDRISH J: A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* **15**: 225-229, 1987

137. LAMBERT K: Vascularized patellar tendon graft with rigid internal fixation for anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop* **172**: 85-89, 1983
138. LANGAN P, FONTANETTA A: Rupture of the patellar tendon after use of its central third. *Orthop Rev* **16**: 61-65, 1987
139. LARSON R: Anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendons. *Operative Tech Orthop* **6**: 138-146, 1996
140. LIPSCOMB A, JOHNSTON R, SNYDER R, WARBURTON M, GILBERT P: Evaluation of hamstring strength following use of semitendinosus and gracilis tendons to reconstruct the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* **10**: 340-342, 1982
141. LIU SH, KABO JM, OSTI L: Biomechanics of two types of bone-tendon-bone graft for ACL reconstruction. *J Bone Joint Surg* **77B**: 232-235, 1995
142. LIU S, PANOSSIAN V, AL-SHAIKH R, TOMIN E, SHEPHERD E, FINERMAN G, LANE J: Morphology and matrix composition during early tendon to bone healing. *Clin Orthop* **339**: 253-260, 1997
143. MACEY H: A new operative procedure for repair of ruptured cruciate ligaments of the knee joint. *Surg Gynecol Obstetr* **69**: 108-109, 1939
144. MAGEN H, HOWELL S, HULL M: Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts. *Am J Sports Med* **27**: 35-43, 1999
145. MAITRA R, BRAND J, CABORN D: Biodegradable implants. *Sports Med Arthrosc Review* **6**: 103-117, 1998
146. MARDER R, RASKIND J, CARROLL M: Prospective evaluation of arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* **19**: 478-484, 1991
147. MARKOLF K, BURCHFIELD D, SHAPIRO M, CHA C, FINERMAN G, SLAUTERBECK J: Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar ligament allograft. Part II: Forces in the graft compared with forces in the intact ligament. *J Bone Joint Surg* **78A**: 1728-1734, 1996
148. MARSHALL J, OLSSON S: Instability of the knee. *J Bone Joint Surg* **53-A**: 1561-1570, 1971
149. MARSHALL J, WARREN R, WICKEWICZ T, REIDER B: The anterior cruciate ligament: A technique of repair and reconstruction. *Clin Orthop* **143**: 97-106, 1979

150. MARTI C, IMHOFF A, BAHRS C, ROMERO J: Metallic versus bioabsorbable interference screw for fixation of bone-patellar tendon-bone autograft in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. A preliminary report. *Knee Surg Sports Traumatol Athrosc* **5**: 217-221, 1997
151. MCCARROLL J: Fracture of the patella during a golf swing following reconstruction of the anterior cruciate ligament: A case report. *Am J Sports Med* **11**: 26-27, 1983
152. MCDANIEL W, DAMERON T: Untreated ruptures of the anterior cruciate ligament. A follow-up study. *J Bone Joint Surg* **62A**: 696-705, 1980
153. MCGUIRE D, BARBER F, ELROD B, PAULOS L: Bioabsorbable interference screws for graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* **15**: 463-473, 1999
154. MCKERNAN D, WEISS J, DEFFNER K, GREENWALD R: Tensile properties of gracilis, semitendinosus and patellar tendons from the same donor. *Proc Orthop Res Soc, 41st Annual Meeting*: 1995
155. MESSNER K: Postnatal development of the cruciate ligament insertions in the rat knee - Morphological evaluation and immunohistochemical study of collagens type I and II. *Acta Anat* **160**: 261-268, 1997
156. MORGAN C, KALMAM V, GRAWL D: Isometry testing for anterior cruciate ligament reconstruction revisited. *Arthroscopy* **11**: 647-659, 1995
157. MUELLNER T, KALTENBRUNNER W, NIKOLIC A, MITTLBOECK M, SCHABUS R, VESCEI V: Shortening of the patella tendon after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* **14**: 444-454, 1998
158. MUSGROVE T, SALMON L, BURT C, PINCZEWSKI L: The influence of reversed-thread screw femoral fixation on laxity measurements after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendons. *Am J Sports Med* **28**: 695-699, 2000
159. NAGARKATTI D, MCKEON B, DONAHUE B, FULKERSON J: Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in a free tendon anterior cruciate ligament graft fixation. *Am J Sports Med* **29**: 67-71, 2001
160. NAKANO H, YASUDA K, YAMANAKA M, WADA, KANEDA K, TOHYAMA H: Dynamic evaluation of the interference screw for the doubled flexor tendon graft in anterior cruciate ligament reconstruction. *Trans Orthop Res Soc, 45th Annual Meeting*: 931, 1999

161. NEBELUNG W, BECKER R, MERKEL M, RÖPKE M: Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction with semitendinosus tendon using Endobutton fixation on the femoral side. *Arthroscopy* **14**: 810-815, 1998
162. NEYRET P, DONELL S, DEJOUR D, DEJOUR H: Partial meniscectomy and anterior cruciate ligament rupture in soccer players. A study with a minimum 20-year followup. *Am J Sports Med* **21**: 455-460, 1993
163. NEYRET P, DONELL S, DEJOUR H: Results of partial meniscectomy related to the state of the anterior cruciate ligament. Review at 20 to 35 years. *J Bone Joint Surg* **75B**: 36-40, 1993
164. NIKOLAOU P, SEABER A, GLISSON R, RIBBECK B, BASSETT F: Anterior cruciate ligament allograft transplantation: Long-term function, histology, revascularization and operative technique. *Am J Sports Med* **14**: 348-360, 1986
165. NOOJIN F, VOOR M, SMITH M, TILLET E: Point of femoral fixation in hamstring anterior cruciate ligament reconstruction: A biomechanical study. *Trans Orthop Res Soc* **46**: 2000
166. NOYES F, BARBER-WESTIN S: Allograft reconstruction of the anterior and posterior cruciate ligaments: Report of ten-year experience and results. *Instr Course Lect* **42**: 381-396, 1993
167. NOYES F, MANGINE R, GROOD E: Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee- ligament repairs and reconstruction. *J Bone Joint Surg* **66A**: 344-352, 1984
168. NOYES F, MCGINNISS G, GROOD E: The variable functional disability of the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Orthop Clin N Am* **16**: 47-67, 1985
169. O'NEILL D: Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* **66A**: 803-813, 1996
170. O'NEILL D: Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament: A follow-up report. *J Bone Joint Surg* **83A**: 1329-1332, 2001
171. O'BRIEN M, GOLDSTEIN S, WALSH S, BLACK K, ELKINS R, CLARKE D: The SynerGraft valve: A new acellular (nongluteraldehyde-fixed) tissue heart valve for autologous recellularization first experimental studies before clinical implantation. *Semin Thorac Cardiovasc Surg* **11, 4 Suppl 1**: 194-200, 1999
172. ODENSTEN M, HAMBERG P, NORDIN M, LYSHOLM J, GILLQUIST J: Surgical or conservative treatment of the acute torn anterior cruciate ligament. *Clin Orthop* **198**: 87-93, 1985

173. ODENSTEN M, LYSHOLM J, GILLQUIST J: Suture of fresh ruptures of the anterior cruciate ligament. A 5-year follow-up. *Acta Orthop Scand* **55**: 270-272, 1984
174. PALMERI M, MORGAN C: The all-inside anterior cruciate ligament reconstruction: A double socket approach. *Operative Tech Orthop* **6**: 161-176, 1996
175. PAPANDEA P, VULPIANI M, FERRETTI A, CONTEDECA F: Regeneration of the semitendinosus tendon harvested for anterior cruciate ligament reconstruction. Evaluation using ultrasonography. *Am J Sports Med* **28**: 556-561, 2000
176. PATTEE G, FOX J, DEL PIZZO W, FRIEDMAN M: Four to ten year followup of unreconstructed anterior cruciate ligament tears. *Am J Sports Med* **17**: 430-435, 1989
177. PAULOS L, ROSENBERG T, DRAWBERT, MANNING J, ABBOTT P: Infrapatellar contracture syndrome: An unrecognized cause of knee stiffness with patella entrapment and patella infera. *Am J Sports Med* **15**: 331-341, 1987
178. PAULOS L, WNOROWSKI D, GREENWALD A: Infrapatellar contracture syndrome: Diagnosis, treatment and longterm follow-up. *Am J Sports Med* **22**: 440-449, 1994
179. PÄSSLER H, STADLER J, BERGER R: Erste Ergebnisse der operativen Behandlung von 200 veralteten Kreuzbandrupturen mit einem Kunststoffband. *Hefte Unfallheilk* **189**: 963, 1987
180. PENA F, GRONVEDT T, BROWN G, AUNE A, ENGBRETSSEN L: Comparison of failure strength between metallic and absorbable interference screws. *Am J Sports Med* **24**: 329-334, 1996
181. PETERSEN R, SHELTON W, BOMBOY A: Allograft versus autograft anterior cruciate ligament reconstruction: A 5 years follow-up. *Arthroscopy* **17**: 9-13, 2000
182. PHILLIPS T, GRAF B, VANDERBY R: Length changes after cyclical loading of knotted sutures and tapes. *Proc Arthroscopy Assoc N Am* **15**: 1996
183. PINCZEWSKI L: The use of RCI screw for endoscopic fixation of quadruple strand hamstring tendon autograft in anterior cruciate ligament reconstruction. AANA Speciality Day Meeting, Am Academy Orthop Surg, **Book of Abstracts**: 202-206, 1997
184. POMEROY G, BALTZ M, PIERZ K, NOWAK M, POST W, FULKERSON J: The effect of bone plug length and screw diameter on the holding strength of bone-tendon-bone grafts. *Arthroscopy* **14**: 148-152, 1998

185. RACE A, AMIS A: The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *J Biomech* **27**: 13-24, 1994
186. RACE A, AMIS A: PCL reconstruction: In vitro biomechanical evaluation of isometric versus single and double bundle anatomic grafts. *J Bone Joint Surg* **80B**: 173-179, 1998
187. RAY JA, DODDI N, REGULA D, WILLIAMS JA, MELVEGER A: Polydioxanone (PDS), a novel monofilament synthetic absorbable suture. *Surg Gynecol Obstetr* **153**: 497-507, 1981
188. REHM KE, HELLING HJ, CLAES LE: Biologisch abbaubare Osteosynthesematerialien. In: *Jahrbuch der Chirurgie* 1989 pp 223-232. Biermann Verlag FRG, 1989
189. REHM KE, SCHULTHEIS KH: [Transposition of ligaments with polydioxanon (PDS)]. *Unfallchirurgie* **11**: 264-273, 1985
190. REHM KE, SCHULTHEIS KH, BOPP P, ECKE H: Biomechanische Untersuchungen vom resorbierbaren Bandersatz und deren klinische Bedeutung. In: *Chirurgisches Forum 84 für experimentelle und klinische Forschung* pp 207-211. Ed by L Koslowski. Berlin Heidelberg, Springer, 1984
191. REHM K, HELLING H, CLAES L: [Report of the biodegradable implants study group]. *Akt Traumatol* **24**: 70-73, 1994
192. REID J, HANKS G, KALENAK A, KOTTMEIER S, ARONOFF V: The Ellison iliotibial-band transfer for a torn anterior cruciate ligament of the knee: Long-term follow-up. *J Bone Joint Surg* **74A**: 1392-1402, 1992
193. RICHMOND J, MANSEAU C, PATZ R, MCCONVILLE O: Anterior cruciate ligament reconstruction using a Dacron prosthesis: A long term study. *Am J Sports Med* **20**: 24-28, 1992
194. RISPOLI D, SANDERS T, MILLER M, MORRISON W: Magnetic resonance imaging at different time periods following hamstring harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* **17**: 2-8, 2001
195. ROBERTS TS, DREZ D, MCCARTHY W, PAINE R: Anterior cruciate ligament reconstruction using freeze-dried, ethylen oxide-sterilized bone-patellar tendon-bone allografts. *Am J Sports Med* **19**: 35-41, 1991

196. RODEO S, ARNOCZKY S, TORZILLI P, HIDAKA C, WARREN R: Tendon-healing in a bone tunnel. A biomechanical and histological study in the dog. *J Bone Joint Surg* **75A**: 1795-1803, 1993
197. RODEO S, SUZUKI S, DENG X, WOZNEY J, WARREN R: Use of recombinant human bone morphogenetic protein-2 to enhance tendon healing in a bone tunnel. *Am J Sports Med* **27**: 476-488, 1999
198. ROKKANEN P, BOSTMAN O, VAINIONPAA S, VIHTONEN K, TORMALA P, LAIHO J, KILPIKARI J, TAMMINMAKI M: Biodegradable implants in fracture fixation: early results of treatment of fractures of the ankle. *Lancet* **1**: 1422-1424, 1985
199. ROOS H, ORNELL M, GRADSELL P, LOHMANDER L, LINDSTRAND A: Soccer after anterior cruciate ligament injury - an incompatible combination? A national survey of incidence and risk factors and a 7-year follow-up of 310 players. *Acta Orthop Scand* **66**: 107-112, 1995
200. ROSENBERG J, DEFFNER K: ACL reconstruction: Semitendinosus tendon is the graft of choice. *Orthopedics* **20**: 396-398, 1997
201. ROSENBERG J, FRANKLIN J, BALDWIN G, ELSON D: Extensor mechanism morbidity associated with patellar tendon graft harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* **18**: 560-565, 1990
202. ROSENBERG L, SHERMAN M: Meniscal injury in the anterior cruciate-deficient knee. A rational for clinical decision-making. *Sports Med* **13**: 423-432, 1992
203. ROSENBERG T, FRANKLIN J, BALDWIN G, NELSON K: Extensor mechanism function after patellar tendon graft harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* **20**: 519-525, 1992
204. ROWDEN N, SHER D, ROGERS G, SCHINDHELM K: Anterior cruciate ligament graft fixation - Initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers. *Am J Sports Med* **25**: 472-478, 1997
205. RUPP S, HOPF T, HESS T, SEIL R, KOHN D: Resulting tensile forces in the human bone-patellar tendon-bone graft: Direct force measurements in vitro. *Arthroscopy* **15**: 179-184, 1999

206. RUPP S, KRAUSS P, FRITSCH E: Fixation strength of a biodegradable interference screw and press-fit technique in anterior cruciate ligament reconstruction with a BPTB graft. *Arthroscopy* **13**: 61-65, 1997
207. RUPP S, SEIL R, KOHN D: Initial fixation strength of different types of biodegradable interference screws. *Proc Europ Soc Sports Traumatol Knee Surg Arthrosc*, 8th Congress: 1998
208. SCHEFFLER S, SÜDKAMP NP, GÖCKENJAN A, HOFFMANN RFG, WEILER A: Biomechanical comparison of hamstring and patellar tendon graft anterior cruciate ligament reconstruction techniques: The impact of fixation level and fixation method cyclic loading. *Arthroscopy* **18**: 304-315, 2002
209. SCHIAVONE-PANNI A, MILANO G, LUCANIA L, BBRICIANI C: Graft healing after anterior cruciate ligament reconstruction in rabbits. *Clin Orthop* 203-212, 1997
210. SCRANTON P, PINCZEWSKI L, AULD M, KHALFAYAN E: Outpatient endoscopic quadruple hamstring anterior cruciate ligament reconstruction. *Operative Tech Orthop* **6**: 177-180, 1996
211. SEGAWA H, OMORI G, KOGA Y, KAMEO T, IIDA S, TANAKA M: Rotational muscle strength of the limb after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendon. *Arthroscopy* -177, 2002
212. SHAFFER B, TIBONE J: Patellar tendon length change after anterior cruciate ligament reconstruction using the mid third patellar tendon. *Am J Sports Med* **21**: 633-646, 1993
213. SHAIEB M, KAN D, CHANG S, MARUMOTO J, RICHARDSON A: A prospective randomized comparison of patellar tendon versus semitendinosus and gracilis tendon autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* **30**: 214-220, 2002
214. SHAPIRO J, COHN B, JACKSON D, POSTAK P, PARKER R, GREENWALD A: The biomechanical effects of geometric configuration of bone-tendon-bone autografts in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* **8**: 453-458, 1992
215. SHAPIRO J, JACKSON D, ABERMAN H, LEE T, SIMON T: Comparison of pullout strength for seven- and nine-millimeter diameter interference screw size as used in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* **11**: 596-599, 1995
216. SHARPEY W, ELLIS G: *Elements of anatomy*, London, Walton and Moberly, 1856

217. SHELBOURNE K, GRAY T: Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. *Am J Sports Med* **25**: 786-795, 1997
218. SHELBOURNE K, NITZ P: Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* **18**: 292-299, 1990
219. SHELBOURNE K, TRUMPER R: Preventing anterior knee pain after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* **25**: 41-47, 1997
220. SHELBOURNE K, WILCKENS J: Intraartikular anterior cruciate ligament reconstruction in the symptomatic arthritic knee. *Am J Sports Med* **21**: 658-688, 1993
221. SHELTON W, PAPENDICK L, DUKES A: Autograft versus allograft anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* **13**: 446-449, 1997
222. SHERMAN M, LIEBER L, BONAMO J, PODESTA L, REITER I: The long-term followup of primary anterior cruciate ligament repair. Defining a rationale for augmentation. *Am J Sports Med* **19**: 243-255, 1991
223. SHINO K, KAWASAKI T, HIROSE H, GOTOH I, INOUE M, ONO K: Replacement of the anterior cruciate ligament by an allogenic tendon graft. *J Bone Joint Surg* **66B**: 672-681, 1984
224. SIMONIAN P, HARRISON S, COOLEY V, ESCABEDO E, DENEKA D, LARSON R: Assessment of morbidity of semitendinosus and gracilis tendon harvest for ACL reconstruction. *Am J Knee Surg* **10**: 54-59, 1997
225. SOMMERLATH K, LYSHOLM J, GILLQUIST J: The long-term course after treatment of acute anterior cruciate ligament ruptures. A 9 to 16 year followup. *Am J Sports Med* **19**: 156-162, 1991
226. STANGE R, RUSSEL V, SALMON L, PINCZEWSKI L: Tibial tunnel widening after ACL reconstruction: A 2 and 5 year comparison of patellar tendon autograft and 4-strand hamstring tendon autograft. *Arthroscopy Assoc N Am*, **20th Annual Meeting**: 67, 2001
227. STÄHELIN A, SÜDKAMP NP, WEILER A: Anatomic double bundle posterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendons. *Arthroscopy* **17**: 88-97, 2001
228. STÄHELIN A, WEILER A: All-inside anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus tendon and soft threaded biodegradable interference screw fixation. *Arthroscopy* **13**: 773-779, 1997

229. STÄHELIN A, WEILER A, RÜFENACHT H, HOFFMANN R, GEISSMANN A, FEINSTEIN R: Clinical degradation and biocompatibility of different bioabsorbable interference screws: A report of six cases. *Arthroscopy* **13**: 238-244, 1997
230. STÄUBLI 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 Arthroscopy* 100-110, 1996
231. STEADMAN J, RODKEY W: Role of primary anterior cruciate ligament repair with or without augmentation. *Clin Sport Med* **12**: 685-695, 1993
232. STECKER S, PARKER R: Graft selection in knee cruciate ligament surgery: Autograft, allograft, and synthetic. *Operative Tech Orthop* **9**: 248-255, 1999
233. STEINER M, HECKER A, BROWN C, HAYES W: Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts. *Am J Sports Med* **22**: 240-246, 1994
234. STROBEL M: Vorderes Kreuzband. In: *Arthroskopische Chirurgie* pp 361-463. Ed by M Strobel. Berlin, Heidelberg, Springer, 1998
235. STROBEL M, WEILER A, EICHHORN H: [Diagnosis and treatment of acute and chronic posterior cruciate ligament insufficiency]. *Chirurg* **71**: 1066-1081, 2000
236. SÜDKAMP NP, STÄHELIN A, WAGNER M, WEILER A: Eine neue Technik zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes unter Verwendung der Hamstring Sehnen und biodegradierbaren Interferenzschrauben. *Arthroskopie* **13**: 280-286, 2000
237. SÜDKAMP N, HAAS N: Neue Wege in der Kreuzbandchirurgie. *Chirurg* **71**: 1024-1033, 2000
238. TOMITA F, YASUDA K, MIKAMI S, SAKAI T, YAMAZAKI S, TOHYAMA H: Comparison of intraosseous graft healing between the doubled flexor tendon graft and the bone-patellar tendon-bone graft in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* **17**: 461-476, 2001
239. TRAWICK R, BECK C: Methods of soft tissue fixation to cortical bone. *Tech Orthop* **14**: 63-73, 1999
240. UNTERHAUSER F, WEILER A, BAIL H, HÖHER J, HAAS N: Endoligamentous revascularisation of a free soft tissue graft after ACL reconstruction. *Trans Orthop Res Soc* **48**: 2002
241. VAIL T, MALONE T, BASSETT F: Long-term functional results in patients with anterolateral rotatory instability treated by iliotibial band transfer. *Am J Sports Med* **20**: 274-282, 1992

242. VAN STEENSEL C, SCHREUDER O, VAN DEN BOSCH B, VAN PAASSEN H, MENKE H, VOORHORST G, GRATAMA S: Failure of anterior cruciate ligament reconstruction using tendon xenograft. *J Bone Joint Surg* **69A**: 860-864, 1987
243. VIOLA R, STERETT W, NEWFIELD D, STEADMAN J, TORRY M: Internal and external tibial rotation strength after anterior cruciate ligament reconstruction using ipsilateral semitendinosus and gracilis tendon autograft. *Am J Sports Med* **28**: 552-555, 2000
244. VORLAT P, VERDONK R, ARNAUW G: Long-term results of tendon allografts for anterior cruciate ligament replacement in revision surgery and cases of complex injuries. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **7**: 322, 1999
245. WALLACE M, HOWELL S, HULL M: In vivo tensile behavior of a four-bundle hamstring graft as a replacement for the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* **15**: 539-545, 1997
246. WARREN R: Meniscectomy and repair in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Clin Orthop* **252**: 55-63, 1990
247. WEILER A, ABEL C, STÄHELIN A, FÖRSTER C, SÜDKAMP NP: In-vivo biocompatibility, degradation, and osseous replacement of a poly-(D,L-lactide) interference screw. *Arthroscopy* **16**: 421, 2000
248. WEILER A, FÖRSTER C, FALK R, SCHMIDMAIER G, SÜDKAMP NP: Locally applied platelet-derived growth factor-BB ameliorates structural properties of a free tendon graft after anterior cruciate ligament reconstruction. *Trans Orthop Res Soc* **47**: 2001
249. WEILER A, HELLING H, KIRCH U, ZIRBES T, REHM K: Foreign-body reactions and the course of osteolysis after polyglycolide implants for fracture fixation - experimental study in sheep. *J Bone Joint Surg* **78B**: 369-376, 1996
250. WEILER A, HOFFMANN RFG, SÜDKAMP N, SIEPE C, HAAS N: [Biomechanical evaluation of patellar- and hamstring tendon graft fixation for anterior cruciate ligament reconstruction using a poly-(D,L-lactide) interference screw]. *Unfallchirurg* **102**: 1999
251. WEILER A, HOFFMANN R, BAIL H, REHM O, SÜDKAMP NP: Tendon healing in a bone tunnel - Part II: Histological analysis after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. *Arthroscopy* **18**: 124-135, 2002

252. WEILER A, HOFFMANN R, SIEPE C, KOLBECK S, SÜDKAMP NP: The influence of screw geometry on hamstring tendon interference fit fixation. *Am J Sports Med* 356-359, 2000
253. WEILER A, HOFFMANN R, STÄHELIN A, BAIL H, SIEPE C, SÜDKAMP N: Hamstring tendon fixation using interference screws - A biomechanical study in calf tibial bone. *Arthroscopy* **14**: 29-37, 1998
254. WEILER A, HOFFMANN R, STÄHELIN A, HELLING H, SÜDKAMP NP: Current concepts: Biodegradable implants in sports medicine - The biological base. *Arthroscopy* **16**: 305-321, 2000
255. WEILER A, PEINE R, PASHMINEH-AZAR R, ABEL C, SÜDKAMP NP, HOFFMANN RFG: Tendon healing in a bone tunnel - Part I: Biomechanical results after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. *Arthroscopy* **18**: 113-123, 2002
256. WEILER A, PETERS G, MÄURER J, UNTERHAUSER F, SÜDKAMP NP: Biomechanical properties and vascularity of an anterior cruciate ligament graft can be predicted by contrast enhanced magnetic resonance imaging. *Am J Sports Med* **29**: 751-761, 2001
257. WEILER A, RICHTER M, SCHMIDMAIER G, KANDZIORA F, SÜDKAMP NP: The EndoPearl device increases fixation strength and eliminates construct slippage of hamstring tendon grafts with interference screw fixation. *Arthroscopy* **17**: 353-359, 2001
258. WEILER A, SCHEFFLER S, GÖCKENJAN A, SÜDKAMP N, HOFFMANN R: Different hamstring tendon graft fixation techniques under incremental cyclic loading conditions. *Arthroscopy* **14**: 425-426, 1998
259. WEILER A, SCHEFFLER S, SÜDKAMP NP: Aktuelle Aspekte in der Verankerung von Hamstringsehnen-Transplantaten in der Kreuzbandchirurgie. *Chirurg* **71**: 1034-1044, 2000
260. WEILER A, UNTERHAUSER F, FAENSEN B, HUNT P, BAIL H, HAAS N: Comparison of tendon-to-bone healing using extracortical and anatomic interference fit fixation of soft tissue grafts in a sheep model of ACL reconstruction. *Trans Orthop Res Soc* **48**: 2002
261. WEILER A, UNTERHAUSER F, BAIL H, HÜNING M, HAAS N: Alpha-smooth muscle actin is expressed by fibroblastic cells of in the ovine anterior cruciate ligament and its free tendon graft during remodeling. *J Orthop Res* **20**: 310-317, 2001

262. WEILER A, WINDHAGEN H, RASCHKE M, LAUMEYER A, HOFFMANN R: Biodegradable interference screw fixation exhibits pullout force and stiffness similar to titanium screws. *Am J Sports Med* **26**: 119-128, 1998
263. WILLIAMS R, WICKIEWICZ T, WARREN R: Management of unicompartmental arthritis in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med* **28**: 749-760, 2000
264. WILSON T, ZAFUTA M, ZOBITZ M: A biomechanical analysis of matched bone-patellar tendon-bone and double-looped semitendinous and gracilis tendon grafts. *Am J Sports Med* **27**: 202-207, 1999
265. WOO S, SAKANE M, RUDY T, FOX R, FU F: Comparison of bone-patellar tendon-bone versus quadruple-hamstrings tendon for anterior cruciate (ACL) reconstruction. *Trans Orthop Res Soc* **43**: 99, 1997
266. WRIGHT T, ENDER R, GRAF B: Relationship between ultimate load, tendon slip, and installation torque for washer fixation of tendon to bone. *Arthroscopy* **12**: 373, 1996
267. YAMANAKA M, YASUDA K, TOHYAMA H, NAKANO H, WADA T: The effect of cyclic displacement on the biomechanical characteristics of anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* **27**: 772-777, 1999
268. YAMAZAKI S, YASUDA K, TOMITA F, MIKAMI, TOHYAMA H, MIYAGI N, KANEDA K: The effect of graft-tunnel diameter disparity on healing of the doubled flexor tendon graft within the bone tunnel in anterior cruciate ligament reconstruction. *Trans Orthop Res Soc, 45th Annual Meeting*: 932, 1999
269. YASUDA K, TSUJINO J, OHKOSHI Y, TANABE Y, KANEDA K: Graft site morbidity with autogenous semitendinosus and gracilis tendons. *Am J Sports Med* **23**: 706-714, 1995
270. YUNES M, RICHMOND J, ENGELS E, PINCZEWSKI L: Patellar versus hamstring tendons in anterior cruciate ligament reconstruction: A meta-analysis. *Arthroscopy* **17**: 248-257, 2001
271. ZICHNER L: Kreuzbandersatz mit heterologen Bindegewebsstrukturen. *Unfallchirurgie* **11**: 238-241, 1985

VERZEICHNIS DER ABKÜRZUNGEN

AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
BPTB	bone-patellar tendon-bone
HKB	hinteres Kreuzband
LCL	laterales Kollateralband
N	Newton
MCL	mediales Kollateralband
MPa	Mega Pascal (= N/mm ²)
ST	Semitendinosussehne
STG	Semitendinosus- und Grazilissehne
VKB	vorderes Kreuzband

BEGRIFFSDEFINITIONEN

all-inside	femorale und tibiale inside-out (s.u.) Richtung
Allograft	homologes Transplantat
alloplastisch	synthetisches Bandersatzmaterial
Autograft	autologes Transplantat
Hamstrings	Semitendinosus- und Grazilissehne
inside-out	von intraartikulär nach extraartikulär gerichtet
mechanische Eigenschaften	Testobjekt-unabhängige mechanische Parameter, z.B. Modulus (in N/mm ² oder MPa), Zugfestigkeit (in N/mm ² oder MPa)
outside-in	von extraartikulär nach intraartikulär gerichtet
Reißfestigkeit	maximale Versagenslast (in N) eines Objektes, z.B. Sehne
strukturelle Eigenschaften	Testobjekt-abhängige mechanische Parameter, z.B. Reißfestigkeit (in N), Steifigkeit (in N/mm)
Versagenslast	maximale Versagenslast (in N) eines Konstruktes, z.B. Femur-VKB-Tibia Konstrukt, Transplantatverankerungssystem inkl. Transplantat
Weichteiltransplantate	Transplantate ohne anhängende Knochenblöcke (proximale Quadrizepssehne, Hamstringsehnen, Tibialis anterior und posterior Sehne, proximale Achillessehne)

DANKSAGUNG

Zunächst dient mein ganz besonderer Dank meinem Chef, **Professor Dr. Norbert P. Haas**, für die mir seinerseits gewährten Freiräume, ohne die die zeitraubenden experimentellen Untersuchungen nicht möglich gewesen wären. Zusätzlich danke ich ihm für die Möglichkeit und das Vertrauen, die gewonnenen Erkenntnisse in den klinischen Alltag umsetzen zu können.

Mein ganz besonderer Dank gilt auch **Professor Dr. Norbert P. Südkamp**, meinem klinischen Mentor, nun Ordinarius an der Universität Freiburg, für die klinische Umsetzung der gewonnenen Erkenntnisse in die konkrete Behandlung unserer kreuzbandverletzten Patienten.

Herrn **Professor Dr. Reinhard F.G. Hoffmann**, nun Chefarzt am Städtischen Klinikum Offenbach, möchte ich von Herzen für die Starthilfe und Rückendeckung in der Frühphase der experimentellen Untersuchungen danken. Ohne ihn wäre der frühe Einstieg in das eigenständige experimentelle Arbeiten nicht möglich gewesen.

Zutiefst möchte ich auch **Dr. Andreas C. Stähelin**, Basel, danken, der mir mit seinen sehr innovativen und kreativen Ideen den Boden für die hier präsentierten wissenschaftlichen Leistungen bereitet hat. Des weiteren danke ich ihm für die souveräne Assistenz bei meiner ersten Kreuzbandersatzoperation.

Herrn **Priv.-Doz. Dr. Michael J. Strobel**, Straubing, gilt ebenso mein ganz besonderer Dank für die jederzeit gewährte konstruktive klinische Kritik und die gnadenlose Mühe, die er in meine weitere klinische Ausbildung in der arthroskopischen Chirurgie investiert hat.

Danken möchte ich ebenso meinen Kollegen/innen **Dr. Ricarda Peine**, jetzt in der Unfallchirurgischen Abteilung am Klinikum Offenbach, und **Dr. Cornelius Förster**, jetzt an der Unfallchirurgischen Klinik der Universität Rostock, für die unermüdliche und tatkräftige Unterstützung bei der Durchführung der tierexperimentellen Untersuchungen. Des weiteren danke ich meinen Kollegen **Priv.-Doz. Dr. Henning J. Windhagen**, jetzt an der Orthopädischen Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover, **Dr. Hermann-J. Bail**, **Priv.-Doz. Dr. Michael J. Raschke** und **Dr. Stefan Kolbeck** für die jederzeit gewährte konstruktive Diskussionszeit.

Mein Dank gilt ebenso **David N.M. Caborn, M.D.**, Louisville, USA, **Donald H. Johnson, M.D.**, Ottawa, Kanada, **Charles H. Brown Jr., M.D.**, Boston, USA und **Leo A. Pinczewski, M.D.**, Sydney, Australien für den wissenschaftlichen Gedankenaustausch.

Vielen herzlichen Dank an unsere ehemaligen und noch tätigen Doktoranden, **Dr. Andrea Laumeyer** (Plastische Chirurgie, BG Unfallklinik, Halle), **Dr. Christoph Siepe** (Chirurgische Klinik Rinecka, München), **Sven Scheffler** (Unfallchirurgie, Charité, Berlin), **Andreas Göckenjan** (Allgemeinmedizin, private Praxis, Berlin), **Frank Unterhauser** (Unfallchirurgie, Charité, Berlin), **Clemens Abel** (Unfallchirurgie, Universität Freiburg), **Gunnar Peters** (Chirurgie, Franziskus Krankenhaus, Berlin), **Alireza Pashmineh-Azar** (Unfallchirurgie, Universität Marburg), **Oliver Rehm** (Chirurgie, St. Josefs Hospital, Troisdorf), **Manuel Richter**, **Benjamin Faensen**, **Tobias Jung**, **Roman Falk** (Orthopädie, Krankenhaus Kaulsdorf, Berlin), und **Patrick Hunt** (Tierarzt, Unfallchirurgische Forschung, Charité) für die Unmengen an Zeit, die sie in die Durchführung der experimentellen Untersuchungen investiert haben.

Ebenso danke ich den Mitarbeitern unserer Forschungseinrichtung, Herrn **Dipl. ing. Ingo Mahlke**, Herrn **Dipl. ing. Jan-H. Hoffmann** und Herrn **Priv.-Doz. Dr. ing. Georg Duda**, sowie unseren medizinisch-technischen Assistentinnen Frau **Marzena Princ** und Frau **Gabriele Hardung** für die jederzeit gewährte tatkräftige Unterstützung bei der Umsetzung der Versuche.

Ohne die finanzielle Unterstützung durch die **Deutsche Forschungsgemeinschaft**, die **Forschungskommission der Charité** und die Firmen **Sulzer Orthopedics Ltd.**, Baar, Schweiz, **Arthrex Corp.**, Naples, USA, **Linvatec Corp.**, Largo, USA und **Karl Storz GmbH**, Tuttlingen, wäre die Durchführung der Experimente nicht möglich gewesen. Hierfür möchte ich mich herzlich bedanken.