

**Aus der Klinik für Orthopädie und Rheumatologie
Direktorin: Univ.-Prof. Dr. med. Susanne Fuchs-Winkelmann
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg**

Computerassistierter Ersatz des vorderen Kreuzbandes

**Entwicklung eines durchleuchtungsbildgeführten,
computerassistierten Verfahrens zur arthroskopischen Kreuz-
bandplastik und Vergleich zu konventionellen Instrumenten**

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

**dem Fachbereich Medizin
der Philipps-Universität Marburg vorgelegt von**

**Sebastian Peter Michael Dries
aus Hamburg**

Marburg 2006

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
am 29.03.2007

gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. med. Bernhard Maisch

Referentin: Prof. Dr. med. Susanne Fuchs-Winkelmann

1. Correferent: Prof. Dr. med. Werner Siebert

2. Correferent: Prof. Dr. med. Peter Schuler

Inhalt

Abbildungen	V
Tabellen	VI
Abkürzungen	VII
1. Einleitung	1
1.1. Stand des Wissens	1
1.1.1. Form und Funktion des Kniegelenks	1
1.1.2. Verletzung des LCA	2
1.1.3. Therapie der LCA-Ruptur	3
1.1.3.1. Isometrie	3
1.1.3.2. Topografie	4
1.1.3.3. Radiografie	6
1.2. Computerassistierte Chirurgie	8
1.2.1. Aktive Systeme	8
1.2.2. Passive Systeme	9
1.3. Ziel der Arbeit	10
2. Material und Methode	11
2.1. Versuche an Knochenersatzmaterialien	11
2.1.1. Plexiglas-Phantom	11
2.1.2. Hartschaum-Phantom	12
2.1.3. Kunststoff-Knochenmodell	13
2.2. Humanpräparate	13
2.3. Instrumente	16
2.4. Software	19
2.5. Statistische Auswertung	26
3. Ergebnis	27
3.1. Applikationsentwicklung	27
3.2. Applikationsgenauigkeit mit Knochenersatzmaterialien	27
3.2.1. Plexiglas-Phantom	27
3.2.2. Hartschaum-Phantom	28
3.2.3. Kunststoff-Knochenmodell	30
3.3. In vitro-Studie	30
3.3.1. Isometrie	30
3.3.2. Positionierung	32
4. Diskussion	34
4.1. Notwendigkeit der Navigation	34
4.2. Wahl der Navigationsmodalität	34
4.3. Präzision des Systems	35
4.4. Ergebnisse der humanen in vitro-Studie	36
4.5. Übertragbarkeit auf die klinische Situation	37

Inhalt	IV
4.6. Perspektive	37
5. Zusammenfassung	39
6. Literatur	40
7. Versicherung	46
8. Teilveröffentlichungen	47
8.1. Preis	47
8.2. Zeitschrift	47
8.3. Vorträge und Poster	47
9. Verzeichnis der akademischen Lehrer	48
10. Danksagung	49

Abbildungen

Abbildung 1: Drahtisometer sowie aktiver und passiver Tracker.	5
Abbildung 2: Femorales arthroskopisches Zielkriterium der Uhrskala und Zielgerät nach Notchplastik.	6
Abbildung 3: Radiologische Kriterien für die Positionierung des tibialen Ansatzes.	7
Abbildung 4: Radiologische Kriterien für die Positionierung des femoralen Ursprungs in der strikt lateralen Durchleuchtungsprojektion.	7
Abbildung 5: Plexiglas-Phantom.	12
Abbildung 6: Versuch zur Praktikabilität am Kunststoffskelett.	13
Abbildung 7: Vermessung der durchleuchtungsdokumentierten tibialen Führungsdrahtposition relativ zum Tibiaplateau.	15
Abbildung 8: Vermessung der durchleuchtungsdokumentierten femoralen Führungsdrahtposition nach der Quadrantenmethode.	16
Abbildung 9: Tibiales konventionelles Zielgerät.	17
Abbildung 10: Schema des Navigationssystem-Aufbaus.	17
Abbildung 11: Übersicht der Instrumente beim Präparateversuch.	18
Abbildung 12: Navigierte Bohrhülse.	19
Abbildung 13: Navigationsausgabe nach C-Bogen-Bild-Akquisition.	20
Abbildung 14: Flussdiagramm der Navigationsapplikation.	21
Abbildung 15: Kalibrieren der Bohrhülse.	22
Abbildung 16: Computerassistierte Definition des tibialen Ansatzes.	23
Abbildung 17: Computerassistierte Definition des femoralen Ursprungs.	24
Abbildung 18: Computerassistierte Isometrieprüfung.	24
Abbildung 19: Computerassistiertes Bohren des femoralen Kanals.	25
Abbildung 20: Fehlerbestimmung für das computerassistierte Aufsuchen des LCA-Ursprungs nach der Quadrantenmethode.	28
Abbildung 21: Fehlerbestimmung für das computerassistierte Auffinden des Eintrittspunkts eines geplanten Bohrkanals.	29
Abbildung 22: Fehlerbestimmung für das computerassistierte Erreichen des Austrittspunkts eines geplanten Bohrkanals.	30
Abbildung 23: Isometrie für das vorgefundene LCA und mit drei verschiedenen Methoden geplante LCA-Transplantat.	31
Abbildung 24: Führungsdrahtpositionen tibial in den Durchleuchtungsbildern.	33
Abbildung 25: Führungsdrahtpositionen femoral im Durchleuchtungsbild.	33

Tabellen

Tabelle 1: Fehlerbestimmung für das computerassistierte Aufsuchen des LCA-Ursprungs nach der Quadrantenmethode.	27
Tabelle 2: Fehlerbestimmung für das computerassistierte Auffinden des Eintrittspunkts eines geplanten Bohrkanals.	28
Tabelle 3: Fehlerbestimmung für das computerassistierte Erreichen des Austrittspunkts eines geplanten Bohrkanals.	29
Tabelle 4: Isometrie für das vorgefundene LCA und mit drei verschiedenen Methoden geplante LCA-Transplantat.	31
Tabelle 5: Führungsdrahtpositionen im Durchleuchtungsbild.	32

Abkürzungen

a-p.	antero-posterior, von vorne nach hinten
BSL	Blumensaat-Linie, die Projektion der ventrocranialen Begrenzung der Fossa intercondylaris in der strikt lat. Röntgenaufnahme des distalen Femurs
CoCr	Cobalt-Chrom, Legierung für Implantate und Instrumente, hauptsächlich aus Cobalt und Chrom bestehend
d	Durchmesser
lat.	lateral, seitlich
LCA	Lig. cruciatum anterius, das vordere Kreuzband
LCP	Lig. cruciatum posterius, das hintere Kreuzband
LED	Light Emitting Diode, die Leuchtdiode
Lig.	Ligamentum, das Band
M.	Musculus, der Muskel
Mm.	Musculi, die Muskeln
m-l.	medio-lateral, von innen- nach außenseitig
ROM	Range of Motion, das Bewegungsausmaß Ländercodes gemäß ISO 3166

1. Einleitung

Das vordere Kreuzband spielt im hauptsächlich durch Weichteile geführten Kniegelenk eine entscheidende Rolle für die Stabilität. Ist es gerissen, kann sein operativer Ersatz angezeigt sein.

Der Erfolg dieser anspruchsvollen chirurgischen Aufgabe hängt von mehreren Parametern entscheidend ab. Diese Arbeit behandelt vor allem den Aspekt der präzisen Positionierung des Ersatzes. Andere Parameter sind die Wahl des Transplantats, die Fixationsmethode und die Vorspannung.

Es sollte ein computerassistiertes Verfahren auf Basis bestehender projektionsradiografischer Standards zur Transplantatpositionierung entwickelt und getestet werden.

1.1. Stand des Wissens

1.1.1. Form und Funktion des Kniegelenks

Das Kniegelenk ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers. Als Teil der unteren Extremität spielt es eine zentrale Rolle für die Fortbewegung. Seine Funktion entspricht näherungsweise der eines Scharniers, da es hauptsächlich die Extensions-Flexions-Bewegung zwischen Ober- und Unterschenkel um die Transversalachse ausführt. Außerhalb der voll gestreckten Stellung dieser Bewegung erlaubt es außerdem eine geringe Rotation um die Longitudinalachse.

Knöchern besteht das Kniegelenk aus den beiden Kondylen des distalen Femurs, deren Sagittalprofil einem Ausschnitt aus einer Spirale mit Ursprung auf der Epikondylenachse gleicht, und dem Plateau der proximalen Tibia, das eine nahezu ebene, ovale Fläche in der Transversalebene darstellt. Die Patella bildet mit dem distalen Femur neben dem lateralen und medialen femorotibialen das dritte, femoropatellare Kniegelenkskompartiment.

Die Stabilität des Kniegelenks ist hauptsächlich in den Weichteilen angelegt. Die knorpeligen Menisci liegen dem Tibiaplateau medial und lateral auf und erhöhen die Kongruenz der Gelenkpartner. Die Seitenbänder verbinden die Epikondylen des Femurs mit der proximalen Tibia medial und lateral des Gelenks und stabilisieren das Gelenk gegen Seitneigung (Varus- und Valgusstress) sowie gegen Distraction. Die Kreuzbänder verbinden das Kniegelenk zentral und begrenzen hauptsächlich die Verschieblichkeit der Gelenkpartner in antero-posteriorer Richtung (vordere und hintere „Schublade“). Die Rotation (Innenrotation der Tibia gegenüber dem Femur) wird ebenfalls von den Kreuzbändern begrenzt. Die Muskulatur umgreift das Kniegelenk ventral mit dem M. quadriceps femoris und M. sartorius sowie dorsal mit den Mm. biceps femoris, semi-

membranosus und semitendinosus als Teil der Oberschenkelmuskulatur sowie dem M. gastrocnemius als Teil der Unterschenkelmuskulatur. In der Sehne des M. quadriceps femoris befindet sich die Patella als Sesambein. Die Sehne wird distal der Patella daher als Ligamentum (Lig.) patellae bezeichnet.

Das vordere Kreuzband (Lig. cruciatum anterius, LCA) hat seinen Ursprung am dorsomedialen lateralen Femurkondylus und setzt an der Eminentia intercondylaris der Tibia an. Es ist in seinem anteromedialen Anteil etwa 35mm und in seinem posterolateralen Anteil etwa 25mm lang. Es verläuft anterolateral des hinteren Kreuzbandes (LCP), das seinen Ursprung am anterolateralen medialen Femurkondylus und seinen Ansatz am dorsalen Tibiaplateau hat.

1.1.2. Verletzung des LCA

Im Zuge von Feststelltraumata mit dorsaler Translation, Außenrotation oder Varusstress des Femurs auf der Tibia wird das LCA auf Zug beansprucht. Charakteristischer Verletzungsmechanismus ist der z.B. nach Landung aus dem Sprung bereits auf dem Boden fixierte Unterschenkel und ein fortwirkendes Moment über das Femur oder eine im Stand von außen dorsal auf die Tibia wirkende Kraft. Das LCA kann dann in Form eines knöchernen Ausrisses oder einer intraligamentären Ruptur versagen. Eine ungünstige oder fehlende muskuläre Stabilisierung sowie eine Vorschädigung im Sinne einer früheren, nicht transmuralen Ruptur oder Degeneration erhöhen die Wahrscheinlichkeit der Verletzung. Begleitverletzungen vor allem des Lig. collaterale mediale und des Meniscus medialis treten häufig auf [O'Donoghue, 1964; Shelbourne et al., 1991].

Der Riss des LCA führt zu einer verminderten Stabilität des Kniegelenks, die mehr oder weniger durch die anderen Stabilisatoren grob funktionell kompensiert werden kann [Butler et al., 1980]. Funktionell weist die klinische Untersuchung qualitativ mit dem Test nach Lachman und dem Pivot Shift-Zeichen [Galway et al., 1980; Slocum et al., 1976] auf die bestehende antero-posteriore (a-p.) und rotatorische Instabilität hin. Die qualitative klinische Untersuchung kann quantitativ mit einem Arthrometer ergänzt werden, das die vordere Schublade mit einer definierten Kraft öffnet und den Weg bis zum Anschlag misst. Objektivierbar wird der Riss strukturell durch eine Magnetresonanztomografie oder durch eine Arthroskopie.

Die Hauptrichtung der pathologischen Instabilität bei gerissenem LCA ist die vordere Subluxation im lateralen femorotibialen Kniegelenkskompartiment, wie jüngere funktionelle in vivo-Untersuchungen im offenen Magnetresonanztomografen zeigen [Logan et al., 2004]. Die klinischen Phänomene der vorderen Schublade durch a-p. Laxizität und des Pivot Shift durch Subluxation bzw. Reposition im Bewegungsausmaß (range of motion, ROM) unter forcierter tibialer Innenrotation entsprechen diesen Resultaten.

Der natürliche Verlauf der kompletten Ruptur ist durch eine ausbleibende Spontanheilung sowie durch sekundären Kniegelenkverschleiß gekennzeichnet.

1.1.3. Therapie der LCA-Ruptur

Die Indikation zur operativen Therapie der LCA-Ruptur hängt außer dem strukturellen und funktionellen Verlust auch noch von der subjektiven Einschränkung der Stabilität und dem sportlichen Anspruch ab. Knöcherne Ausrisse werden knöchern (osteosynthetisch) refixiert; sie machen allerdings den weitaus geringeren Anteil der Verletzungen aus. Intraligamentäre Rupturen wurden früher durch Nahtverbindung der Stümpfe oder Kunstfaser-Prothesen ersetzt [Burnett et al., 1985]. Beide Methoden waren erfolglos. Bei geringerem individuellem Anspruch an die Kniegelenkstabilität oder schon bestehenden degenerativen Veränderungen des Gelenks kann die konservative Therapie indiziert sein.

Operative Methode der Wahl ist der Transfer einer autologen Sehne an die Stelle des gerissenen LCA. Ansatz und Ursprung werden mittels Bohrung in den jeweils darunterliegenden Knochen zur Aufnahme des Transplantats vorbereitet. Die Operation erfolgt arthroskopisch mit zusätzlichen offenen Zugängen zur Transplantatentnahme und zur Bohrung des tibialen Kanals. Als Ersatz werden regelhaft das mittlere Drittel der Patellarsehne mit Knochenblöcken aus Tuberositas tibiae und Apex patellae an beiden Enden oder die Sehnen der Mm. semitendinosus et gracilis verwandt. Nicht nur die Transplantatwahl, sondern auch die Vorspannung, die Fixation und die Positionierung [Hame et al., 2003; Markolf et al., 2002] des Ersatzes sind von entscheidender Bedeutung für den Erfolg [Eagar et al., 2004].

Das Transplantat wird zwischen Entnahme- und Implantationszeitpunkt vorgespannt, um eine weitere Elongation unter Last im Gelenk zu vermeiden [Amis et al., 1998; Lawhorn et al., 2003]. Bezüglich der Fixation stehen einerseits Befestigungen einer Annaht der Transplantatenden mittels Krampen, Schrauben mit Unterlegscheiben oder Knöpfen zur Verfügung. Andererseits ist die direkte Befestigung des Transplantats im Knochenkanal durch parallel eingebrachte Interferenzschrauben oder annähernd senkrecht zum Transplantat im Bohrkanal transossär eingebrachte Pins möglich.

Bezüglich der Positionierung soll die funktionelle Anforderung der Isometrie [Odensten et al., 1985] und die strukturelle Anforderung der orthotopen Transplantation erfüllt werden. Intraoperativ sind diese Ziele ohne Hilfsmittel nicht reproduzierbar zu erreichen [Burnett et al., 1985; Milankov et al., 2000].

1.1.3.1. Isometrie

Die Isometrie beschreibt die über den ROM des Kniegelenks konstante Strecke zwischen Ursprung und Ansatz des Transplantats [Furia et al., 1997; Morgan et al., 1995b;

Penner et al., 1988; Zavras et al., 2001]. Anisometrie mit mehr als 10% Längenänderung, entsprechend etwa 3mm für das LCA, ist als Ursache einer irreversiblen Längenänderung und damit Transplantatinsuffizienz bei Belastung beschrieben [Friederich et al., 1992; Friederich, 1993], so dass als Operationsziel eine Isometrie von 2mm oder geringer gilt.

Die Messung der Isometrie ist intraoperativ durch die veränderte Führung des Kniegelenks unter Entlastung auf dem OP-Tisch und Anästhesie kompliziert: Die im Liegen fehlende Belastung durch das Körpergewicht, die durch die bestehende Verletzung veränderte Kinematik und die durch die Betäubung fehlende Muskelspannung machen eine Vorhersage für die Isometrie nach dem Ersatz schwierig. Es existieren mechanische Hilfsmittel („Isometer“), die nach Setzen des tibialen Bohrkanals die Strecke zwischen dem Ursprung und bereits festgelegtem Ansatz messen, während der Operateur das Knie durch den ROM bewegt. Dabei werden die Abstände mittels eines Fadens unter Spannung oder eines skalierten Drahtes abgelesen.

Beide Verfahren erlauben die Prüfung der Isometrie erst nach Setzen des tibialen Bohrkanals. Ihr Ergebnis hängt von der Kinematik des verletzten Gelenks ab, so dass eine vorangegangene isometrische Planung nach Fixation des Ersatzes nicht zwingend in einem isometrisch plazierten Ersatz resultiert [Furia et al., 1997]. Das Fadenisometer besteht aus einem Gehäuse mit einem gegen eine Millimeter-Skala laufenden Zeiger mit einer Rückstellfeder, der durch einen Faden ausgelenkt wird. Der Faden wird am zu prüfenden femoralen Ursprung mit einer kleinen Schraube befestigt und durch den tibialen Bohrkanal zu dem Gehäuse ausgeleitet, das gegen den extraartikulären Bohrkanaaleintritt als Widerlager geführt wird. Das Drahtisometer besteht aus einem mit einer Millimeter-Skala versehenen Kirschnerdraht sowie einem Kunststoffstöpsel, der in den extraartikulären Bohrkanaaleintritt gefälzt wird. Der Draht wird in den zu prüfenden femoralen Ursprung eingebohrt und durch den Stöpsel ausgeleitet (Abbildung 1).

1.1.3.2. Topografie

Die orthotope Implantation ist als meist hinreichende strukturelle Bedingung für das primäre funktionelle Ziel der Isometrie akzeptiert. Die Stümpfe des gerissenen LCA sind allerdings nur selten so genau abzugrenzen, dass sich ihr Zentrum jeweils sicher bestimmen ließe. Außerdem lässt sich das LCA in mindestens zwei Bündel unterteilen, ein anteromediales und ein posterolaterales, die in unterschiedlichen Sektoren des ROM straff sind, also durch Lastübertragung ihre stabilisierende Funktion erfüllen [Harner et al., 1999; Sakane et al., 1997; Steckel et al., 2006]. Dem entsprechend existieren bereits Verfahren, zwei Bündel mit bis zu vier Bohrkanälen zu implantieren [Marcacci et al., 2003; Takeuchi et al., 2002; Yasuda et al., 2006; Zelle et al., 2006].

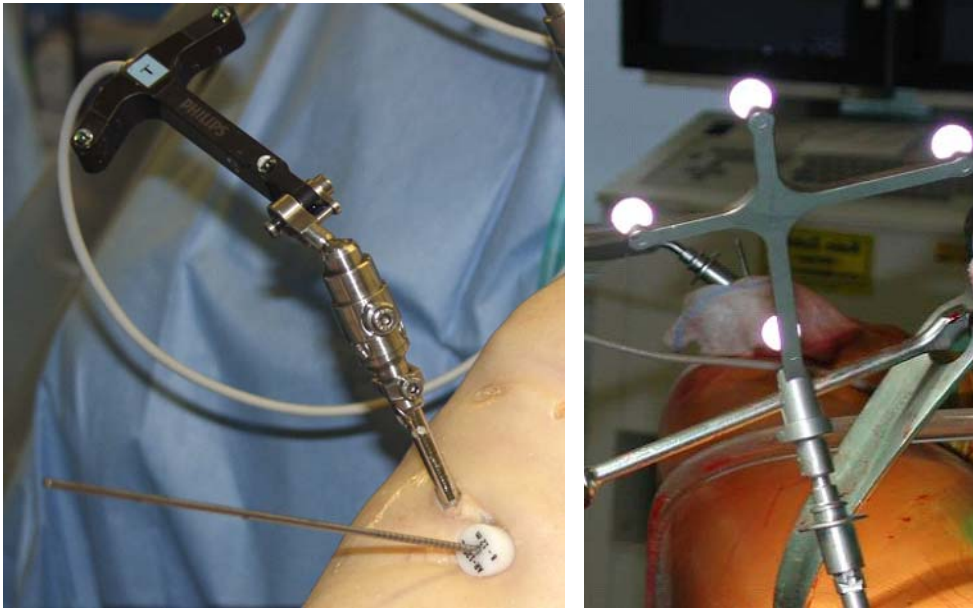


Abbildung 1: Drahtisometer sowie aktiver und passiver Tracker.
Links das Drahtisometer (unterer Bildrand) sowie der für diese Arbeit eingesetzte aktive Tracker, rechts ein passiver Tracker mit Reflexion des Blitzlichtes.

Für das aktuelle Standardverfahren der Rekonstruktion eines Bündels wird vom anatomischen Zentrum beider Bündel in Richtung des anteromedialen abgewichen [Sapega et al., 1990], das in Streckung straff ist. Das gleichzeitig zu beachtende Ziel, ein Notch Impingement zu vermeiden, führt im Gegensatz dazu eher zu einer weiter posterioren Ansatzanlage [Howell et al., 1992] oder zu einer abtragenden Notchplastik (Abbildung 2: Femorales arthroskopisches Zielkriterium der Uhrskala und Zielgerät nach Notchplastik.).

Es existieren verschiedene topografische Regeln, die teilweise durch mechanische Instrumente auf den Operationssitus anzuwenden sind. Flächen, für die eine akzeptable Isometrie ($\leq 2\text{mm}$) ermittelt wurde [Hefzy et al., 1989], sollen damit intraoperativ für die Transplantatpositionierung identifiziert werden. Beispielsweise soll das Zentrum des Bohrkanals für den femoralen Ursprung in der Ansicht der Fossa intercondylaris von vorne unten 45° nach lateral und 7mm vor der craniodorsalen Notchbegrenzung gelegen sein. Mittels der gedachten Projektion einer Analoguhrskala in die arthroskopische Einsicht der Fossa intercondylaris wird der Winkel von 45° auch als 10:30- bzw. 01:30-Position für rechtes bzw. linkes Kniegelenk bezeichnet, wobei eine Abweichung um $\pm 0:30$ als akzeptabel angesehen wird (Abbildung 2) [Fu et al., 2000; Hame et al., 2003; Loh et al., 2003].

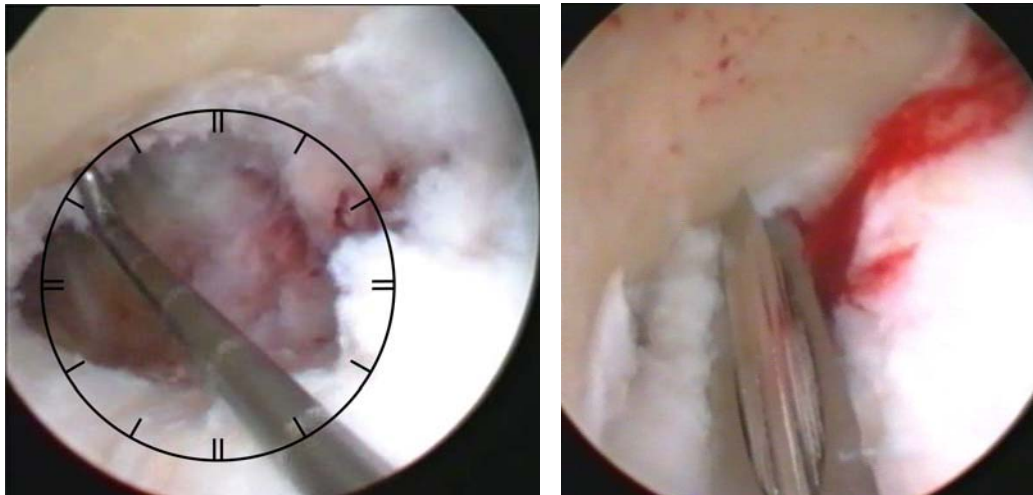


Abbildung 2: Femorales arthroskopisches Zielkriterium der Uhrskala und Zielgerät nach Notchplastik.

Die Projektion der Analoguhrskala auf die dorsale Begrenzung der Fossa intercondylaris, hier in der anterolateralen Ansicht eines rechten Kniegelenks, bietet einen Anhaltspunkt für die m-l. Ausrichtung des Transplantatursprunges (links). Die a-p. Ausrichtung wird durch das mechanische Zielgerät mit einem Versatz von 7mm des Drahtes in der oval angeschnittenen Führung gegenüber dem hinter der Kortikalis befindlichen Haken erzielt (rechts). Zuvor erfolgte eine Notchplastik, wie an den jeweils oben links abgebildeten Knochenflächen zu erkennen ist.

Das Zentrum des Bohrkanals für den tibialen Ansatz sollte 7mm vor dem LCP in der Eminentia intercondylaris liegen [Morgan et al., 1995a]. Es existiert ein weiteres Verfahren für den tibialen Ansatz, das mit Hilfe eines mechanischen Zielgerätes die Fossa intercondylaris des Femurs am gestreckten Bein referenziert [Howell et al., 2004]. Dies ist abhängig von der Reposition der Tibia nach dorsal durch die Schwerkraft. Gleichzeitig wird mit dieser Referenzierung die Berührung und der dadurch verursachte Verschleiß des Transplantats in der Fossa intercondylaris (Notch Impingement) [Howell et al., 1993] adressiert.

1.1.3.3. Radiografie

In der postoperativen Bewertung der Positionierungsgenauigkeit sind für die Projektionsradiografie in zwei Ebenen Messmethoden beschrieben, die einen Vergleich von Patienten untereinander und auch mit den natürlichen Verhältnissen aus einem Präparatstandard erlauben (Abbildung 3, Abbildung 4) [Bernard et al., 1996; Djian et al., 1994; Harner et al., 1994; Howell et al., 1992; Johnson et al., 1992; Khalfayan et al., 1996; Stäubli et al., 1994; Zavras et al., 1998].

Bei Anwendung einer dieser Methoden mittels intraoperativer, ggf. wiederholter Durchleuchtung konnten die Bohrkanäle reproduzierbarer positioniert werden mit gleichzeitig geringerer Standardabweichung der gemessenen Abweichungen vom zuvor festgelegten Ziel. Wurden zusätzlich Überlagerungen der Durchleuchtungsbilder mit dem

gezeichneten Ziel-Schema auf dem Monitor des C-Bogens zugelassen, sank die Streuung der erzielten Positionen noch weiter [Klos et al., 1998].

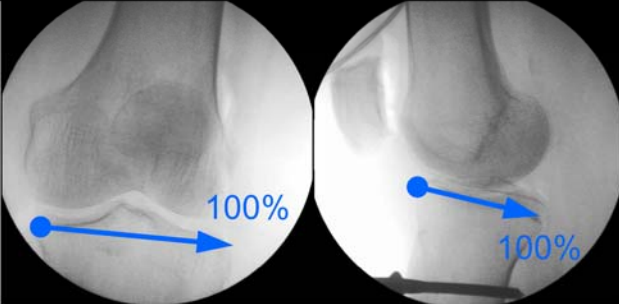
Literatur tibiale Positionierung		
	medio-lateral	antero-posterior
Autoren		
Stäubli, Rauschnig (1994)		44%
Howell, Clark (1992)		42%
Khalfayan et al. (1996)	35..50%	20..40%

Abbildung 3: Radiologische Kriterien für die Positionierung des tibialen Ansatzes.

Mit medio-lateral und antero-posterior sind die jeweiligen Durchmesser des Tibiaplateaus bezeichnet. Die Durchleuchtungsprojektion steht jeweils senkrecht darauf. Die Werte geben die Mitte des beobachteten Ansatzes des natürlichen LCA an, bezogen auf die blaue Strecke als 100%, gemessen vom Punkt aus in Pfeilrichtung.

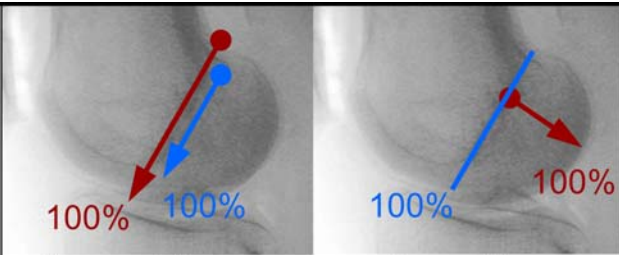
Literatur femorale Positionierung		
	dorsocranial-ventrocaudal	ventrocranial-dorsocaudal
Autoren		
Bernard, Hertel (1996)	24,8% BSL	28,5% SBSL
Djian, Christel et al. (1994)	33% BSL	
Harner, Marks et al. (1994)	25% BSL (n.verl.)	
Khalfayan et al. (1996)	<40% BSL	
Zavras, Amis (1995)	38% BSL	20% BSL (!)

Abbildung 4: Radiologische Kriterien für die Positionierung des femoralen Ursprungs in der strikt lateralen Durchleuchtungsprojektion.

Die Pfeilrichtung zeigt jeweils die Richtung der Messung an, die Länge der farblich entsprechenden Geraden gibt die Bezugsstrecke (100%) an. Von Harner, Marks wird die Blumensaat-Linie (BSL) nicht an die Projektion der Konturen der Kondylen verlängert, entsprechend der blauen Linie links (n. verl.). Beachte den Bezug auf die Länge der BSL für den ventrocranial-dorsocaudalen Versatz bei Zavras, Amis entsprechend der blauen Linie rechts.

1.2. Computerassistierte Chirurgie

Operative Eingriffe am Bewegungsapparat sind, außer den biologischen Aspekten, mechanisch anspruchsvoll. So gilt es z.B. bei Gelenkersatz-Operationen, die Implantate achs- und passgerecht zum tragenden Knochen auszurichten. Osteotomien zur präventiven Herstellung physiologischer Verhältnisse bei Deformitäten sind für ihren Erfolg unmittelbar von einer gut bemessenen Korrektur abhängig. Im Falle der Kreuzbandrekonstruktion wurde die Bedeutung der Positionierung des Transplantats bereits in Abschnitt 1.1.3 ab S. 3 dargestellt.

Das Augenmaß des Operateurs ist zum einen durch die Erfahrung und zum anderen durch die Tagesform sowie nicht zuletzt durch von Fall zu Fall unterschiedlich widrige Sicht- und Tastbedingungen beeinflusst. Daher wurde und wird versucht, die Ausrichtung der operationshandwerklichen Instrumente relativ zum Knochen durch unterschiedliche Zusatzinstrumente oder Instrumentausstattungen zu unterstützen. Solche mechanischen Zielgeräte haben den Vorteil der unmittelbaren Handhabbarkeit, verbunden mit dem Nachteil der Eignung für nur einen einzigen Operationsschritt.

Seit Mitte der 1990er Jahre sind computerassistierte Chirurgesysteme, sog. Navigationssysteme, erhältlich. Sie erlauben die Integration auch bildgebender Information in die Planung und die intraoperative Ausrichtung der Instrumente und eignen sich grundsätzlich für eine Vielzahl von Operationsschritten. Sie basieren auf Berechnung der Zuordnung verschiedener Koordinatensysteme. So werden die interessierenden Knochen des Patienten auf dem OP-Tisch den Instrumenten und ggf. den bildgebenden Daten des Patienten zugeordnet. Veränderungen in jedem geometrischen Raum können in die anderen übertragen werden und zur Information des Operateurs beitragen.

Der Vorgang der Zuordnung wird als „Registrieren“ („registration“) bezeichnet. Das Aktualisieren der Zuordnung zur Kompensation von Bewegungen des Patienten oder der Instrumente wird „Verfolgung“ („tracking“) genannt [Nolte LP et al., 1999; Banks et al., 1997; DiGioia 3. et al., 1995; Nolte, 1996; Nolte et al., 2004]. Die geometrischen Daten der am Patienten oder den Instrumenten befestigten Verfolgungsmarken („rigid bodies“, „tracker“) müssen dem System durch „Kalibrierung“ („calibration“) bekannt sein. Navigationssysteme sind als passive Systeme abzugrenzen von robotischen Systemen, die aktiv an der Operation beteiligt sind.

1.2.1. Aktive Systeme

Bekanntes Beispiel ist der Robodoc™ zur Hüftgelenkersatz-Femurschaftimplantation. Bei diesem System wird die Operationsplanung an einem CT-Datensatz des Oberschenkels mit Hüftgelenk des Patienten vorgenommen, in dem zuvor implantierte Knochen-schrauben erfasst sind. Während der Operation wird das Femur exponiert und in einer mit

dem Roboter verbundenen Zwingen fixiert. Die Registrierung wird über einen Tastarm des Roboters vorgenommen, der an die Schrauben herangeführt wird, so dass eine Zuordnung mittels der entsprechenden Punkte in der CT mit den Planungsdaten und dem Patientenfemur hergestellt wird. In Verbindung mit einem weiteren Tastarm des Roboters, der an die Knochenoberfläche geführt wird und bei detektierten Bewegungen oberhalb eines Schwellwertes die Registrierung ungültig werden lässt, ersetzt die Fixierung in der Zwingen die Verfolgung. Wird die Registrierung durch Knochenbewegung ungültig, muss die Knochenzwingen erneut fixiert und die Registrierung wiederholt werden.

1.2.2. Passive Systeme

Die passiven Systeme bedienen sich zur Verfolgung in den meisten Fällen eines optischen oder seltener eines magnetischen Positions-Mess-Systems. Die magnetischen Systeme basieren auf Spulen von etwa 1×2 cm, die direkt auf dem Knochen mit kleinen Schrauben und an den (aus CoCr gefertigten) Instrumenten befestigt werden. Zur Detektion dient ein größerer Feldgenerator, der unter der Sterilabdeckung 0,3..0,5 m vom Situs entfernt montiert wird. Ferromagnetische Instrumente zwischen Situs und Detektor verfälschen die Verfolgung.

Die weit verbreiteten optischen Positionsmesssysteme bestehen meist aus einer zweiäugigen Kamera, die optische Signale von den an Knochen und Instrumenten befestigten Trackern aufzeichnet, aus denen die relativen Positionen der Knochen und Instrumente zueinander vom System errechnet werden. Auf den Trackern befinden sich entweder Infrarot-Leuchtdioden (LEDs, aktive Tracker) oder sphärische Reflektoren aus retroreflektivem Material, die das Licht von in der Nähe der Kamera angebrachten Infrarot-Lichtquellen mit hoher Ausbeute zur Kamera zurück reflektieren (passive Tracker). Die aktiven Tracker benötigen Anschlusskabel zur Stromversorgung. Sie können anhand der Blinkreihenfolge ihrer LEDs vom System unterschieden werden. Die passiven Tracker sind kabelfrei und werden anhand unterschiedlicher Anordnungen der üblicherweise drei bis vier Reflektorkugeln unterschieden (Abbildung 1, S. 5). Beide Trackerformen werden mittels bikortikaler Schrauben oder Paaren von Kirschnerdrähten am Knochen befestigt.

Die Registrierung unterscheidet sich bei den Navigationssystemen nach drei möglichen Anwendungsfällen: ohne Bildgebung, mit präoperativer Bildgebung, mit intraoperativer Bildgebung. Für den Fall ohne Bildgebung erfolgt die Registrierung durch das Abtasten von Punkten oder durch die Bewegung von verfolgten Knochen in ihren Gelenken. Dadurch können Oberflächen-Punktwolken und Gelenkzentren bzw. Gelenkachsen aufgenommen werden. Aus den Punktwolken lassen sich aus Knochenoberflächen-Datenbanken, die aus vorangegangenen anatomischen Studien vom Hersteller ggf.

mitgeliefert werden, Näherungen an die vermutliche tatsächliche Knochenoberfläche des individuellen Patienten zur besseren Visualisierung auf der Konsole des Navigationssystems heranziehen.

Für den Fall mit praeoperativer Bildgebung geschieht die Zuordnung, nachdem die Bilddaten in das System geladen und auf den Knochen hin segmentiert wurden, durch Abtasten weniger sowohl im Bild als auch im Situs eindeutiger anatomischer Strukturen („landmarks“) oder vieler Oberflächenpunkte des/der verfolgten Knochen („surface matching“) [Ma et al., 2003].

Für den Fall der intraoperativen Bildgebung erfolgt die Registrierung durch Verfolgung des bildgebenden Geräts, z.B. des C-Bogens, für den eine Kalibrierung bezüglich der Projektion im Strahlengang befindlicher Objekte relativ zum Tracker am Gerät existiert. Verfolgte Instrumente können so in den zuvor aufgenommenen Bildern (relativ zu einem Knochen) dargestellt werden mittels automatischer Verkettung der Zuordnungen von Bild zu Knochen und von Instrument zu Knochen.

1.3. Ziel der Arbeit

Es sollte ein computerassistiertes Verfahren entwickelt werden, das die Standards der radiologischen postoperativen Bewertung der Positionierung des LCA-Transplantats intraoperativ vor dem Setzen der Bohrkanäle als Positionierungshilfe nutzbar macht. Das Kriterium der Isometrie sollte ebenfalls mit dem System prüfbar sein.

Gegenüber einer rein durchleuchtungsbasierten Umsetzung sollte das computerassistierte Instrumentarium die Strahlenbelastung minimieren, indem nur zwei Aufnahmen zu Beginn der Operation zwingend erforderlich sein sollten.

Die Methode sollte hinsichtlich ihrer Genauigkeit in Kunststoff und hinsichtlich der Praktikabilität human in vitro getestet werden.

2. Material und Methode

2.1. *Versuche an Knochenersatzmaterialien*

Versuche zur Analyse der Applikationsgenauigkeit und Umsetzbarkeit der Methode wurden mittels eines Plexiglasphantoms, Hartschaumblöcken und Kunstknochen durchgeführt. Der C-Bogen wurde vor den Untersuchungen im Laborraum kalibriert. Alle Versuche wurden jeweils von den zwei Untersuchern „S“ (Doktorand) und „J“ (Physiker) durchgeführt.

2.1.1. **Plexiglas-Phantom**

Das eigens hergestellte Plexiglasphantom hatte die Form eines Quaders mit den Maßen $6 \times 3 \times 3 \text{ cm}^3$. An einer Seite befand sich eine Bohrung zur Befestigung eines Trackers. Wegen seiner Abgrenzbarkeit im Durchleuchtungsbild und seiner klaren Geometrie wurde es zur Prüfung der Genauigkeit der Übertragung geometrischer Messungen im C-Bogen-Bild auf den Knochen verwendet. Dies entspricht dem Schritt, den Ursprung des Transplantats zu der nach der Quadrantenmethode geplanten Geraden mittels des Pointers auf dem Knochen festzulegen.

Der femorale Tracker wurde am Plexiglasphantom angeschraubt und ein passend zurechtgeschnittenes Blatt Millimeterpapier (Schacht & Westerich, Hamburg, DE) wurde auf der Oberseite des Phantoms mit Klebeband (Beiersdorf, Hamburg, DE) befestigt. Ein feiner Filztift (Faber Castell, Stein, DE) wurde durch Einspannen in die Bohrhülse mit einem Tracker versehen und als Pointer mit der Spitze im Kalibrierphantom kalibriert. Mit dem Strahlengang senkrecht zum Millimeterpapier wurden C-Bogen-Bilder in den Abständen 90;140;190;240;290mm zum Detektor aufgenommen (Abbildung 5). Diese Abstände wurden gewählt, da der Objekt-Detektor-Abstand bei einer Operation etwa 20cm beträgt. Beide Untersucher zeichneten für jeden Objekt-Detektor-Abstand je vier Planungs-Rechtecke ein und führten die Stiftspitze auf das Millimeterpapier. Sie ließen sich dabei nur von der Einblendung der Stiftspitze auf der Navigationskonsole relativ zum Rechteck mit markiertem Quadrantenmittelpunkt leiten, ohne auf den Situs zu sehen. Die Abstände der markierten von den geplanten Punkten wurden mit dem Messmikroskop (VEB Carl Zeiss Jena, Jena, DE [DDR]) quantifiziert und daraus die Applikationsgenauigkeit in Abhängigkeit vom Objekt-Detektor-Abstand mit einer Tabellenkalkulation (Excel, Microsoft Corp., Redmond, WA, US) errechnet.

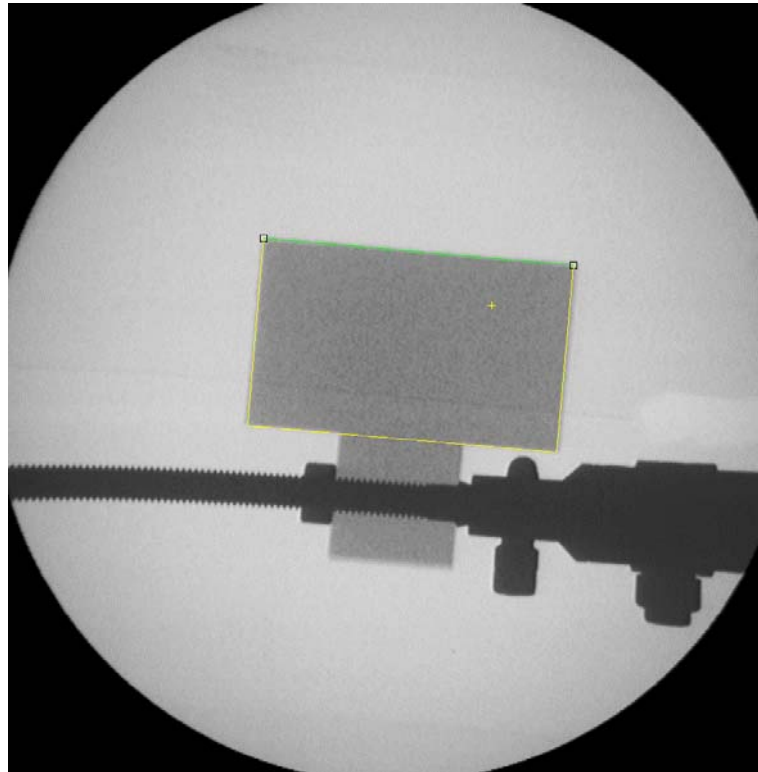


Abbildung 5: Plexiglas-Phantom.

Das C-Bogen-Bild zeigt das Plexiglasphantom mit angeschraubtem Tracker und eingezeichnetem Rechteck und Zielkreuz der Quadrantenmethode.

2.1.2. Hartschaum-Phantom

Die Genauigkeit der computerassistierten Bohrung des Führungsdrahtes für die Bohr-
löcher und der Isometriemessung wurde in Hartschaum FR-6730 (General Plastics
Manufacturing Company, Tacoma, WA, US) untersucht. Die mechanischen Eigenschaf-
ten dieses Materials ähneln denen von Spongiosa. Auf Blöcken von $10 \times 10 \times 30 \text{ cm}^3$
wurden über Eck Ein- und Austrittspunkte für Bohrkanäle in den Längen 35;45;55;65mm
markiert, jeweils vier pro Untersucher pro Länge. Diese Längen wurden gewählt, da die
Länge des tibialen Bohrkanals bei der Operation etwa 5cm beträgt. Sowohl der femorale
als auch der tibiale Tracker wurden am Schaumblock befestigt. Der Aufbau wurde somit
genutzt, um ein Kniegelenk in fixierter Beugstellung zu simulieren, wobei der Schaum-
block die intraarticuläre Distanz zwischen Ursprung und Ansatz repräsentierte. Zur
Navigation wurden der Eintrittspunkt als geplanter Ansatz und der Austrittspunkt als
geplanter Ursprung mit dem Pointer eingegeben. Die Bohrhülse wurde kalibriert und der
Kirschnerdraht entsprechend dem Fadenkreuz auf der Konsole ohne Ansehen der Probe
gebohrt. Die Abweichung des gebohrten Führungsdrahtes vom Eintritts- und Austritts-
punkt wurde mit der Koordinatenmessmaschine (Mitutoyo, Andover, HAM, UK)
vermessen. Zusätzlich wurden die von dem System angezeigten Werte für Isometrie mit
den auf der Mitutoyo ermittelten tatsächlichen Längen der Kanäle verglichen. Der

Versuchsordnung entsprechend maßen die von dem System angezeigten Werte für Isometrie die Längen der geplanten Kanäle.

2.1.3. Kunststoff-Knochenmodell

Der reibungslose Ablauf des Verfahrens wurde vor der Präparatestudie an einem Plastik-Knochen-Modell der unteren Extremität getestet. Messungen wurden dabei nicht vorgenommen, da das Gelenk des Modells den natürlichen Bewegungsablauf nicht nachahmt und die Genauigkeit des Systems bereits in den vorgenannten Versuchen ermittelt wurde (Abbildung 6).



Abbildung 6: Versuch zur Praktikabilität am Kunststoffskelett.
Von links nach rechts: Optisches Positionsmesssystem, C-Bogen, Kunststoffmodell einer unteren Extremität mit fixierten Trackern, XGuide-Navigationsmonitor, C-Bogen-Monitor.

2.2. Humanpräparate

Die komplette Operation bis zur Bohrung des Kirschnerdrahtes in das Femur wurde an vier frischen, nicht gefrorenen humanen Präparaten durchgeführt. Der Operateur war der sowohl im LCA-Ersatz als auch in der computerassistierten Chirurgie (dies natürlich mit anderen Systemen) sehr erfahrene Doktorvater. Für diese Untersuchung liegt die Zustimmung der Ethik-Kommission der Ärztekammer Hamburg vor.

Der C-Bogen wurde vor den Untersuchungen im Sektionssaal kalibriert. Die Präparate wurden mit hängendem Unterschenkel auf dem Rücken gelagert. Die bicorticalen Schrauben zur Befestigung der Tracker wurden perkutan in das distale Femur und die proximale Tibia gesetzt. Mit dem C-Bogen wurden eine a-p. und eine strikt lat. Durchleuchtung bei gestrecktem Kniegelenk aufgenommen. Bei der lat. Aufnahme erfolgt die Projektion beider Kondylen aufeinander. Der C-Bogen wurde entfernt und die Arthroskopie mit lateraler Inspektion und medialer Instrumentation begonnen.

Das LCA stellte sich jeweils intakt dar. Mit dem Pointer wurden Ansatz und Ursprung palpirt und mit dem System die Isometrie in den Flexionsstellungen 0;23;45;67;90;113° gemessen. Das LCA wurde gründlich reseziert und die computerassistierte Transplantatplanung begonnen. Der Ansatz tibial wurde mit dem Pointer unter arthroskopischer Sichtkontrolle und Anzeige der Position auf der Konsole in den Durchleuchtungsbildern auf jeweils 40% des a-p. und des medio-lateralen (m-l.) Plateaudurchmessers festgelegt.

Zur femoralen Planung wurde gemäß der Quadrantenmethode ein Rechteck mit der BSL als Basis und mit den anderen Seiten die Kondylen tangierend über die Konsole eingezeichnet. Anschließend wurde mit dem Pointer die mediale Kortikalis des lateralen Femurkondylus abgetastet, bis sich die Position der Pointerspitze mit der vom System automatisch eingezeichneten Mitte des cranialen Quadranten des Rechtecks deckte.

Mit den jetzt gespeicherten geplanten Punkten für Ursprung und Ansatz wurde die Isometrietestung für die o.g. Winkel wiederholt. Da die Isometrie mit dieser Methode jeweils außerhalb des klinisch Akzeptablen blieb, wurde der Ursprung des Transplantates iterativ verändert und erneut die Isometrie getestet. Hier zeigte sich die Unvereinbarkeit der orthotopen Rekonstruktion mit einem Bündel und der isometrischen Rekonstruktion. Um eine absolute Abstandsänderung im ROM unter 2mm zu erreichen, musste der femorale Ursprung bei konstantem tibialen Ansatz ventralisiert werden.

Nachdem ein akzeptables Ergebnis erzielt worden war, wurden die Bohrkanäle geplant. Hierzu zeigte das System zu jeder eingenommenen Beugstellung des Kniegelenks die resultierenden Bohrkanäle in Tibia und Femur in den gespeicherten C-Bogen-Bildern an. Errechnet wurde dabei eine gemeinsame Bohrachse durch beide Knochen, um das femorale Bohrloch später möglichst einfach durch den tibialen Bohrkanal setzen zu können.

Ausgeführt wurde danach zunächst die tibiale K-Draht-Bohrung mit dem konventionellen Zielgerät, das eine Position 7mm vor dem LCP-Ansatz zum Ziel hat. Zum Zwecke der späteren Auswertung wurden diese und alle folgenden Drahtpositionen mittels Durchleuchtung dokumentiert (Abbildung 7). Der Draht wurde zurückgezogen und die computerassistierte Bohrung mit der zuvor gespeicherten Planung ausgeführt und mit dem 9mm Bohrer überbohrt.

Durch den entstandenen tibialen Bohrkanal wurde computerassistiert der femorale K-Draht gesetzt. Dazu brauchte lediglich die bei der Planung der Kanäle eingenommene Kniebeugstellung wieder eingestellt zu werden, wodurch die Bohrhülse im tibialen Kanal geführt wurde und das femorale Ziel mit etwas Feinabstimmung recht einfach erreicht wurde. Der Draht wurde anschließend proximal durch den Oberschenkel ausgeleitet und unter arthroskopischer Kontrolle bis auf Knochenniveau vorgezogen

(Abbildung 8). Nach Dokumentation wurde der Draht entfernt und das konventionelle femorale Zielgerät bei maximal gebeugtem Knie eingebracht sowie mit dessen Hilfe ein Draht gebohrt. Das mechanische Zielgerät wurde lateral in einem Winkel von etwa 45° zur Senkrechten (rechts 10:30- bzw. links 01:30-Position) hinter die dorsale Begrenzung der Fossa intercondylaris gehakt. Der Draht wurde damit 7mm vor diese dorsale Kortikalis plaziert.

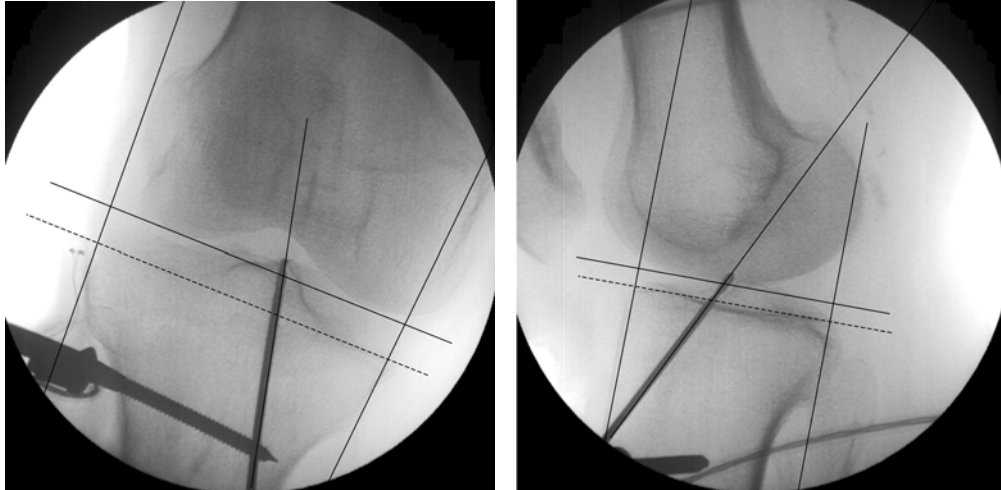


Abbildung 7: Vermessung der durchleuchtungsdokumentierten tibialen Führungsdrahtposition relativ zum Tibiaplateau.

Die unterbrochene Gerade ist die Tangente an das Tibiaplateau. Sie wurde parallel auf das Niveau des intraartikulären Drahtaustritts verschoben – der Draht war unter arthroskopischer Kontrolle gerade mit der Spitze sichtbar, als die Durchleuchtung erfolgte. Die m-l. bzw. a-p. Grenzen des Tibiaplateaus wurden mittels der jeweils seitlichen, senkrechten Hilfsgeraden übertragen und der Draht nachgezeichnet. Die Strecke zwischen medialer bzw. anteriorer Plateaugrenze wurde als Anteil des jeweiligen Plateaudurchmessers gemessen.

Abschließend wurde die Isometrie der konventionell gezielten Punkte mit dem computerassistierten System vermessen.

Die Auswertung der Positionierung erfolgte durch Überlagern der importierten Durchleuchtungsdokumentationen mit einer Zeichnung in Powerpoint V9 SP-3 (Microsoft) und anschließender Vermessung der Zeichnung im Ausdruck mit einem Lineal. Die Vermessung der tibialen Führungsdrahtpositionen erfolgte relativ zum Tibiaplateau (Abbildung 7, longitudinale Hilfslinien) auf Knochenniveau des Austritts (craniale transversale bzw. sagittale Hilfslinie). Die Vermessung der femoralen Position erfolgte entsprechend der Quadrantenmethode mittels eines wie folgt konstruierten Rechtecks. Das Rechteck tangiert die Femurcondylen und hat die BSL als Basis. Darin wurden die relativen kartesischen Koordinaten des gebohrten Zieldrahtes bestimmt, mit der cranialen Ecke des Rechtecks als Ursprung und den Kanten des Rechtecks definiert als 100% Länge (Abbildung 8).

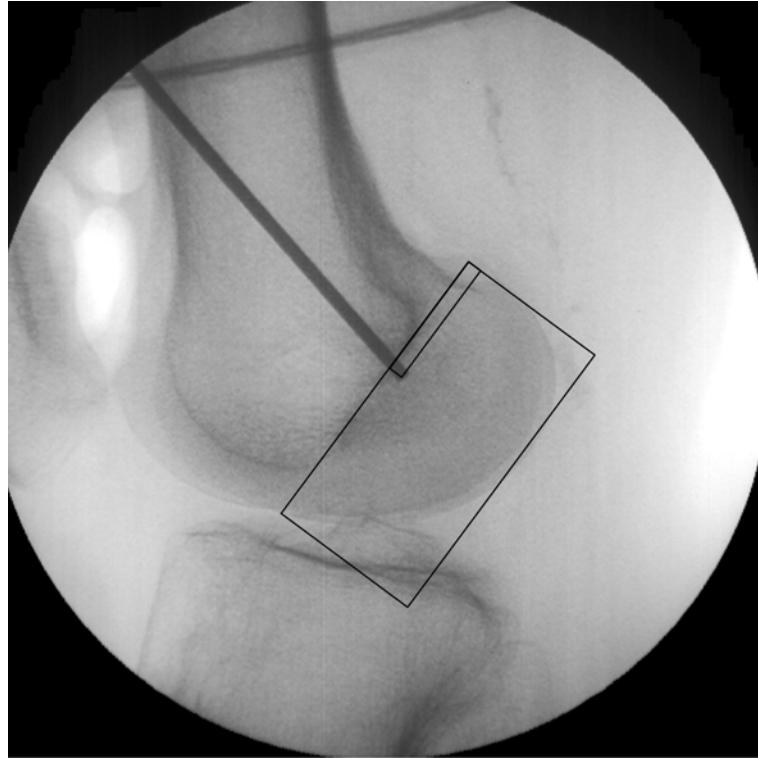


Abbildung 8: Vermessung der durchleuchtungsdokumentierten femoralen Führungsdrahtposition nach der Quadrantenmethode.

2.3. Instrumente

Es wurden handelsübliche Operationsinstrumente verwendet.

Das allgemeine Arthroskopie-Instrumentarium bestand aus Abdeckset, Einmalskalpell, Arthroskopie-Portal mit spitzem und stumpfem Trokar und 45°-Optik (Karl Storz, Tuttlingen, DE), Stille-Haken, Schlauchsystem, Rollenpumpe, Kaltlichtquelle (Olympus, Tokyo, JP), Kamera mit Bildverarbeitungseinheit (Olympus) und Monitor (Sony, Tokyo, JP).

Das spezielle Arthroskopie-Instrumentarium bestand aus einer elektrisch angetriebenen Bohrmaschine (B. Braun Aesculap, Tuttlingen, DE), Kirschnerdrähten Durchmesser $d=2\text{mm}$, einem kanülierten Bohrer $d(\text{innen})=2\text{mm}$; $d(\text{außen})=9\text{mm}$, einem tibialen (Abbildung 9) und einem femoralen (Abbildung 2, S. 6) Zielgerät zum LCA-Ersatz (Arthrex, Naples, FL, US).

Bei dem Durchleuchtungsgerät (C-Bogen) (Philips Medical Systems, Best, NL) und dem Navigationssystem (Philips) handelte es sich um Forschungsversionen im Rahmen einer Kooperation mit dem Philips Forschungslabor Hamburg. Das Navigationssystem bestand aus einer Workstation (Sun, Santa Clara, CA, US) mit Konsole und Verbindungen zum C-Bogen, einem optischen Positionsmesssystem (Northern Digital, Waterloo,

ON, CA) und den mobilen Verfolgungsmarken (Tracker) (Philips Medical Systems, Best, NL) (Abbildung 10, Abbildung 11).

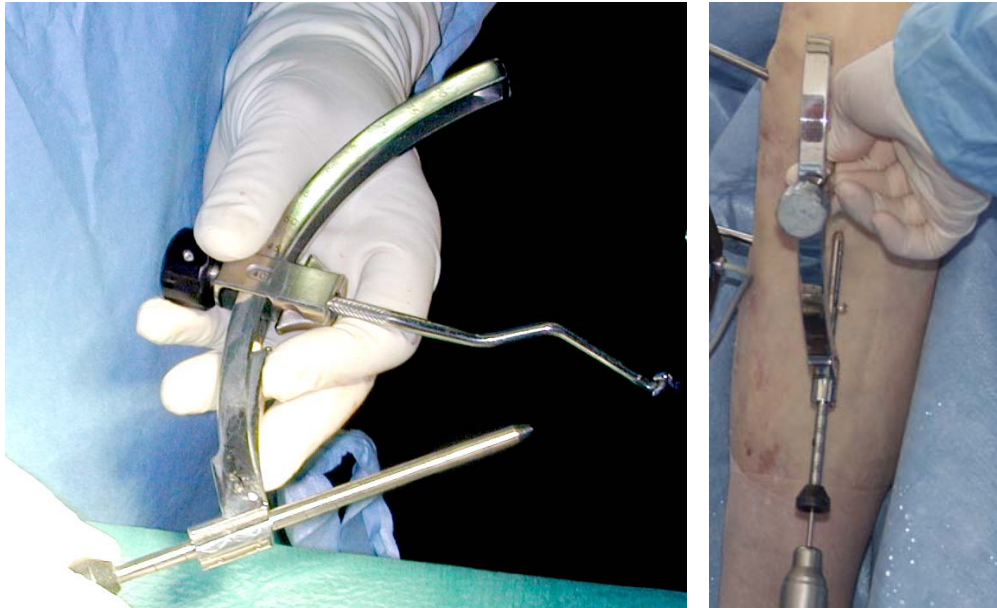


Abbildung 9: Tibiales konventionelles Zielgerät.
An dem Bogen (mit Winkelgradskala) ist die Bohrhülse (unten, mit Millimeterskala) relativ zu dem intraartikulären Haken so geführt, dass die Achse der Bohrhülse stets in die Aussparung des über das mediale Arthroskopieportal einzuführenden Hakens weist.

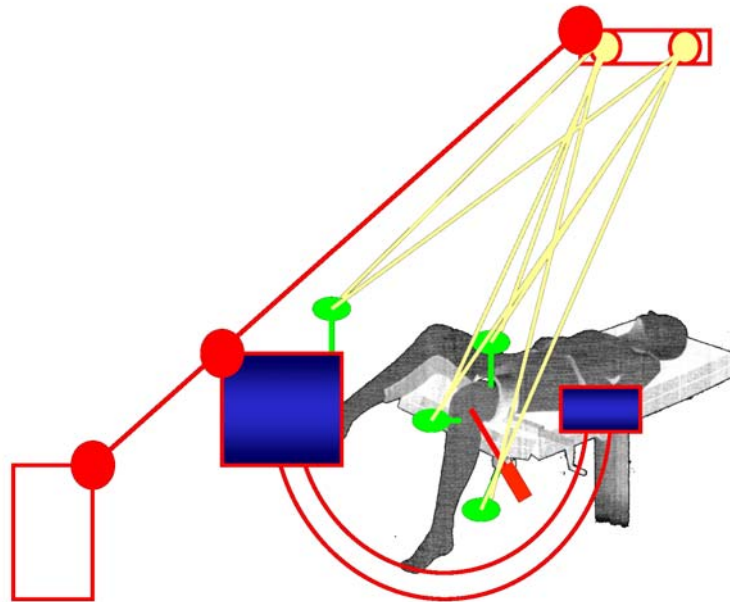


Abbildung 10: Schema des Navigationssystem-Aufbaus.
Unten links befindet sich die Datenverarbeitungseinheit, welche von dem C-Bogen (blau-rot) und dem optischen Positionsmesssystem (oben rechts) Informationen bekommt. Die Tracker (grün) senden Infrarot-Signale, die von dem Positionsmesssystem aufgenommen werden.



Abbildung 11: Übersicht der Instrumente beim Präparateversuch. Arthroskopie mit Monitor (a), Kaltlichtquelle (b), Rollenpumpe (c), CCD-Kamera (d), Portal mit Wasserzulauf und -ablauf (e). Durchleuchtung mit C-Bogen-Detektor (f) und Monitor (g). Navigation mit tibialer (h) und femoraler (i) sowie C-Bogen-Tracker (k), Kalibrierphantom (l) und Konsole (m), Verfolgungskamera nicht abgebildet, in der Blickachse der Fotokamera platziert.

Die Tracker wurden mittels eigens konstruierter Adapter dreh- und schwenkbar fixiert. Zur Verfolgung der Position von Femur und Tibia wurde jeweils ein Tracker auf einer bicorticalen Schraube (Aesculap) befestigt. Ein Tracker befand sich an einer eigens konstruierten Bohrhülse zur Verfolgung der Kirschnerdrahtachse (Abbildung 12), ein Tracker war in dem Griff eines arthroskopischen Zeigeinstrumentes (Pointer) integriert und ein weiterer befand sich im Kalibrierphantom, mit dem die Spitze des Pointers und die Achse der Bohrhülse kalibriert wurde. Durch die universelle Klemmbacke konnte auch die längere Bohrhülse des mechanischen femoralen Zielgerätes verwendet werden (Abbildung 15, S. 22).

Der C-Bogen wurde zur Kalibrierung mit einem Phantom aus röntgendichten Markierungen in geometrisch bekannter Anordnung vor dem Detektor sowie mit einem Drei-

Achsen-Accelerometer und einem Drei-Achsen-Magnetfeldsensor versehen. Zur Erfassung der Position des C-Bogens befand sich ein Tracker am Detektor (Abbildung 11). Die Bilder des C-Bogens wurden über eine Schnittstelle von der Kalibrierungs- und der Navigations-Applikation eingelesen.

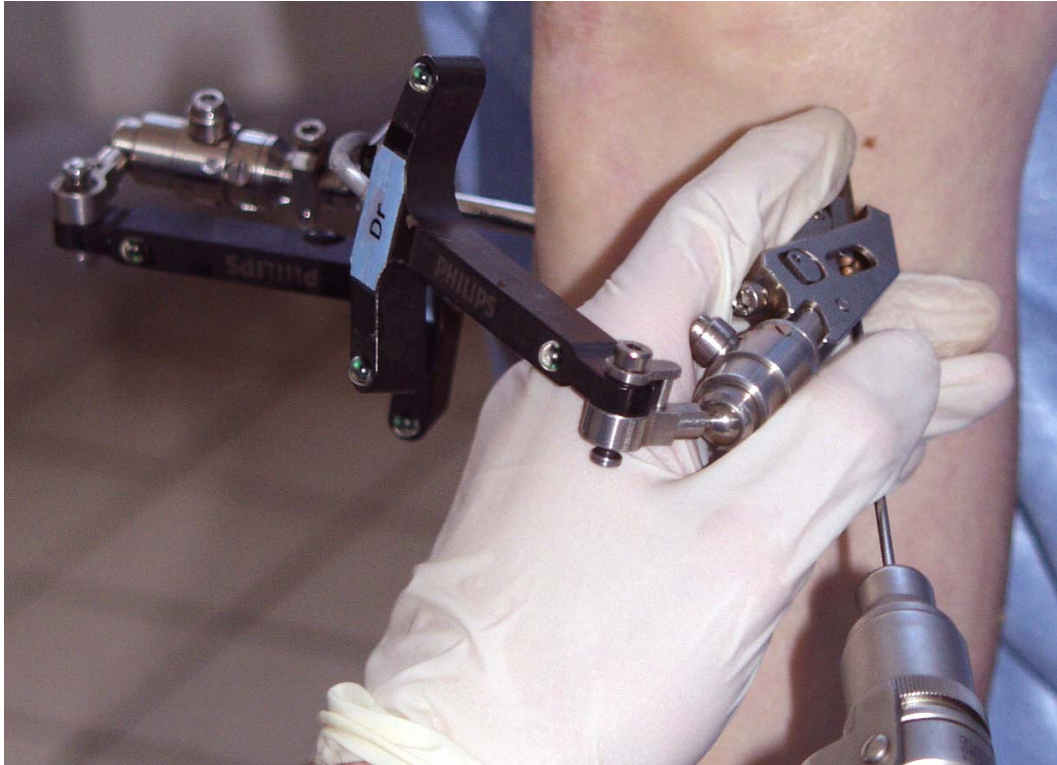


Abbildung 12: Navigierte Bohrhülse.
Der mit „Dr“ beschriftete T-förmige Tracker ist über das arretierbare Kugelgelenk und den Klemmadapter fest mit der Bohrhülse verbunden, durch die der in die Bohrmaschine eingespannte Draht geführt wird. Links oben im Hintergrund der über den Adapter mit dem gleichen Kugelgelenk auf der bicorticalen Knochenschraube befestigte Tibia-Tracker.

2.4. Software

Die Applikation für diese Studie wurde eigens auf Basis der X-Guide-Plattform (Philips Forschung) entwickelt. In enger Zusammenarbeit mit dem verantwortlichen Physiker des Philips Forschungslabors wurde das System entworfen, getestet und so lange verändert, bis es geeignet erschien, den Verlauf der geplanten Operation optimal zu unterstützen.

Dabei wurde insbesondere auf eine konzise Benutzerführung Wert gelegt, d.h. prozessorientierte Abfolge der Navigationsschritte mit Beschränkung der auf dem Bildschirm angebotenen auf die im jeweiligen Kontext möglichen und sinnvollen Optionen. Weitere Details, die während der Entwicklung angepasst wurden, waren das Interleaving und die Skalierung der Durchleuchtungsbildanzeige. Das Interleaving bezeichnet die Verfolgungshäufigkeit der einzelnen Tracker, die dem jeweiligen Kontext angepasst

wurde, um eine schnelle Aktualisierung der Anzeige bei Bewegungen der verfolgten Objekte zu erreichen. Die Standardeinstellung war zuvor, jeden Tracker gleich häufig abzufragen, wodurch die Navigation z.B. der Bohrhülse mittels der langsamer aktualisierenden Anzeige schwieriger war. Die Anzeige der Durchleuchtungsbilder in unterschiedlichen Vergrößerungsstufen wurde passend zur jeweils aktuellen Aufgabe entweder auf ein großes oder zwei (bis drei) kleine Bilder eingestellt. Das Einzeichnen z.B. zur Anwendung der Quadrantenmethode in das große Bild war einfacher, während die Navigation in der multiplanaren Ansicht einfacher war.

Die Benutzerschnittstelle wird über die Konsole (Maus, Tastatur und Farbmonitor) bedient. Im linken Abschnitt werden die Arbeitsschritte entsprechend dem Ablauf des Eingriffs untereinander zur Auswahl angeboten und nach Durchführung mit einem Haken versehen (Abbildung 13).

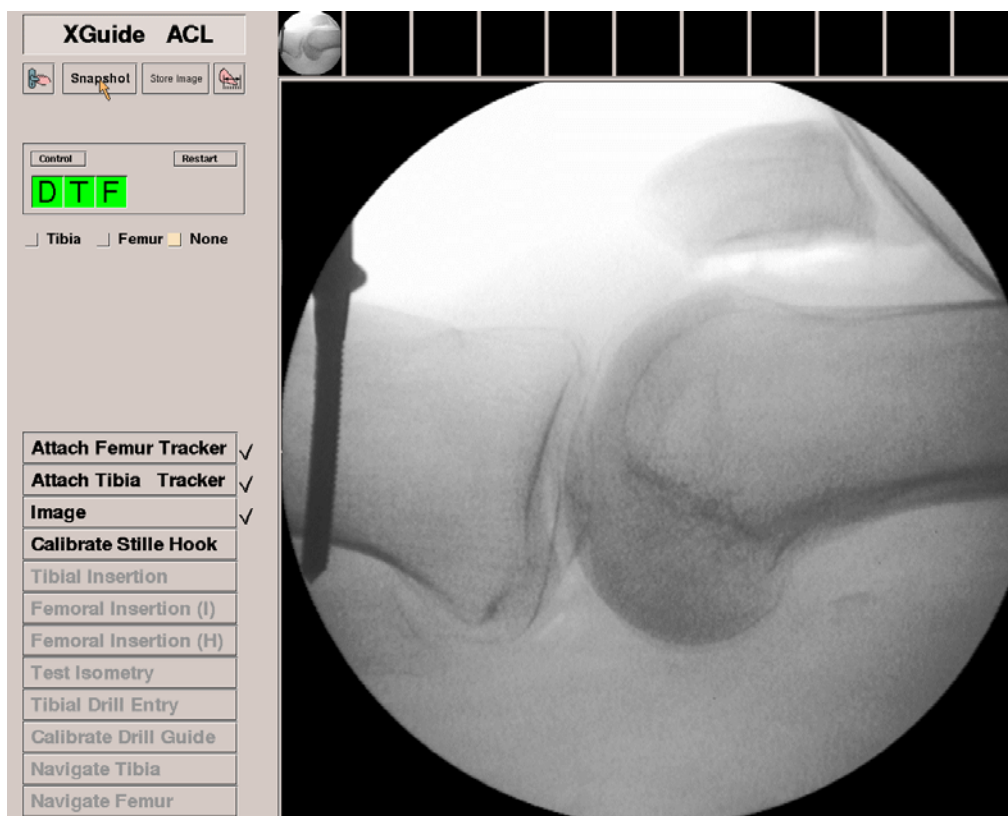


Abbildung 13: Navigationsausgabe nach C-Bogen-Bild-Akquisition. Im Steuerbereich (linkes Bildviertel) von oben nach unten: Titel der Applikation, Schaltflächen der Entwicklungsebene, grüne Anzeige der für das Verfolgungssystem sichtbaren Tracker an Detektor, Tibia und Femur, Anzeige des aktiven Referenztrackers für Haken/Bohrhülsenavigation sowie die einzelnen Schritte: teilweise als „erfolgt“ abgehakt und teilweise als „voraussetzungsbedingt noch nicht möglich“ grau dargestellt.

Ein Vorgriff auf Schritte, die weitere Daten zusätzlich zu den im bisherigen Verlauf der Navigation bereits erfassten Informationen als Voraussetzung benötigen, ist nicht möglich. Der Rücksprung zur Veränderung bereits erfasster Daten ist dagegen möglich.

Oberhalb der Arbeitsschritte befindet sich eine Anzeige, ob die Einblendungen der Pointerspitze oder der Bohrhülsenachse relativ zu Femur oder Tibia berechnet sind sowie eine Kontrolle der Sichtbarkeit der einzelnen Tracker (Ampelfarben). Am oberen Rand befinden sich verkleinerte Vorschauansichten der erfassten C-Bogen-Bilder zur Auswahl, die in den Hauptbereich gezogen werden können. Im Hauptbereich befinden sich entweder drei Plätze für C-Bogen-Bilder und ein Platz für das Fadenkreuz als visuelle Zielhilfe oder umschaltbar ein C-Bogen-Bild in maximaler Vergrößerung. Das Einzeichnen der Skalen mit den Zielkriterien sowie das intraartikuläre Ertasten dieser Punkte mit dem Pointer gelingt leichter in der vergrößerten Darstellung. Die Anzeige beider Ebenen sowie des Fadenkreuzes ist für die Bohrvorgänge besser geeignet. Der Bereich in der linken oberen Ecke dient der Bedienung der Entwicklungsumgebung.

Den Ablauf der entwickelten Navigationsapplikation zeigt das Schema in Abbildung 14.

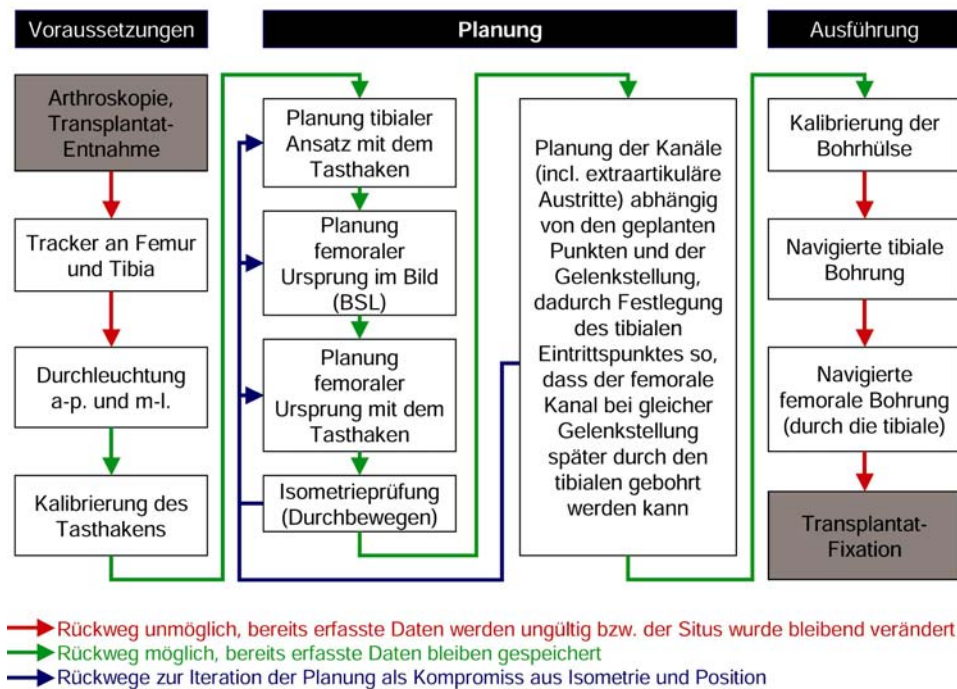


Abbildung 14: Flussdiagramm der Navigationsapplikation.

Die grau hinterlegten Schritte zu Beginn und zum Ende entsprechen dem konventionellen Vorgehen.

Nach Bestätigung der Befestigung der Tracker an Femur und Tibia folgt die Aufnahme von C-Bogen-Bildern, üblicherweise eins a-p. und eins lateral (lat.). Die Position von Femur und Tibia in Bezug zum Strahlengang wird mit jedem Bild registriert. Anschließend wird der Pointer mittels des Kalibrierphantoms kalibriert (Abbildung 15). Den Bildschirminhalt des Navigationssystems nach der Akquisition eines C-Bogen-Bildes zeigt Abbildung 13.

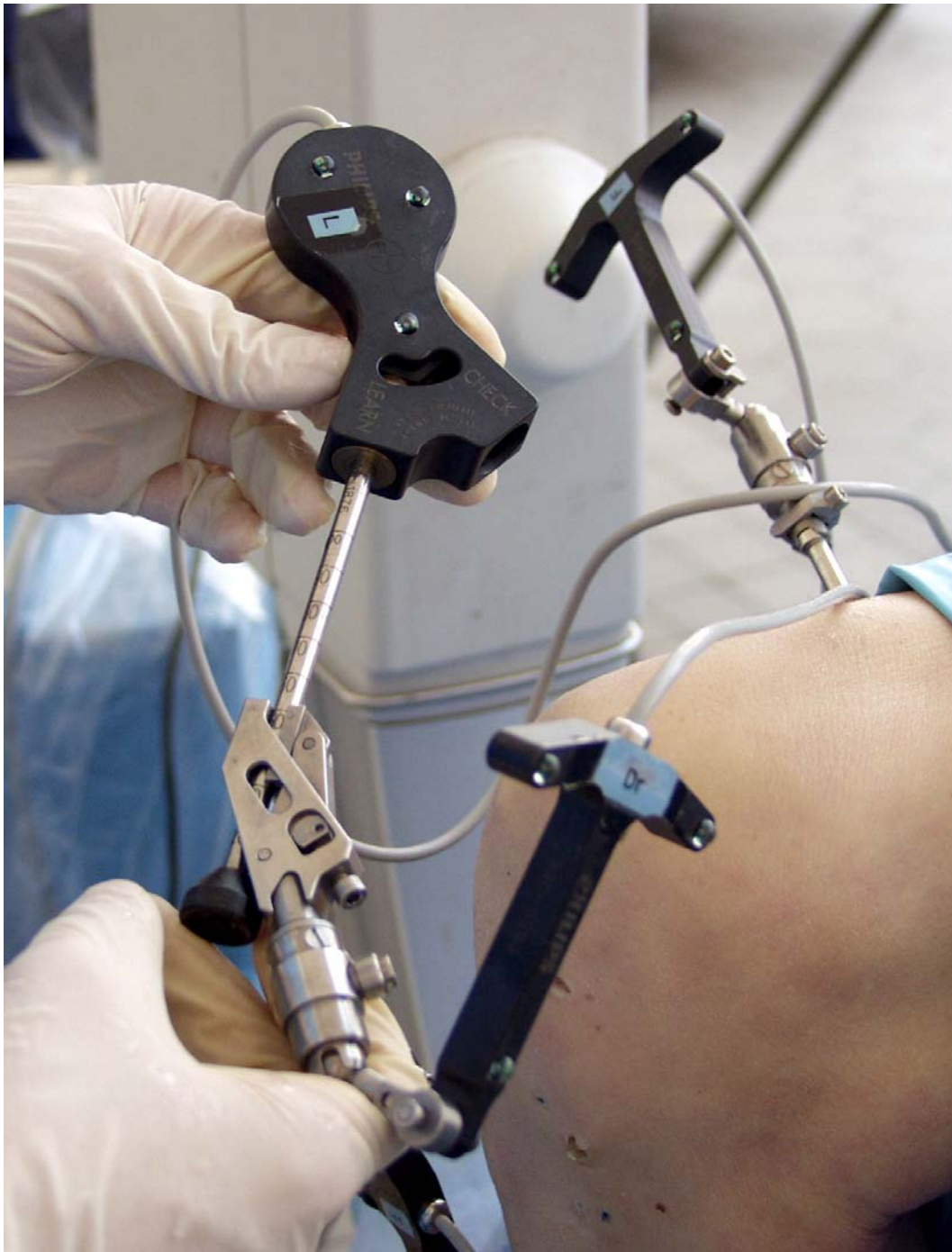


Abbildung 15: Kalibrieren der Bohrhülse.
Die Bohrhülse (unten, mit dem Tracker „Dr“) wird in die konforme Bohrung des Kalibrierphantoms („L“) gehalten. Über die Benutzerschnittstelle wird dann die Kalibration ausgelöst.

Das System erwartet danach die Festlegung des geplanten Ansatzpunktes des Transplantats relativ zur Tibia. Die Eingabe des Punktes erfolgt mit der Pointerspitze in situ, während in den aufgenommenen C-Bogen-Bildern die Position der Pointerspitze relativ zur Tibia angezeigt wird. Eine Skala im Bild ermöglicht, die Position relativ zur a-p. und lat. Ausdehnung des Tibiaplateaus zu kontrollieren (Abbildung 16).

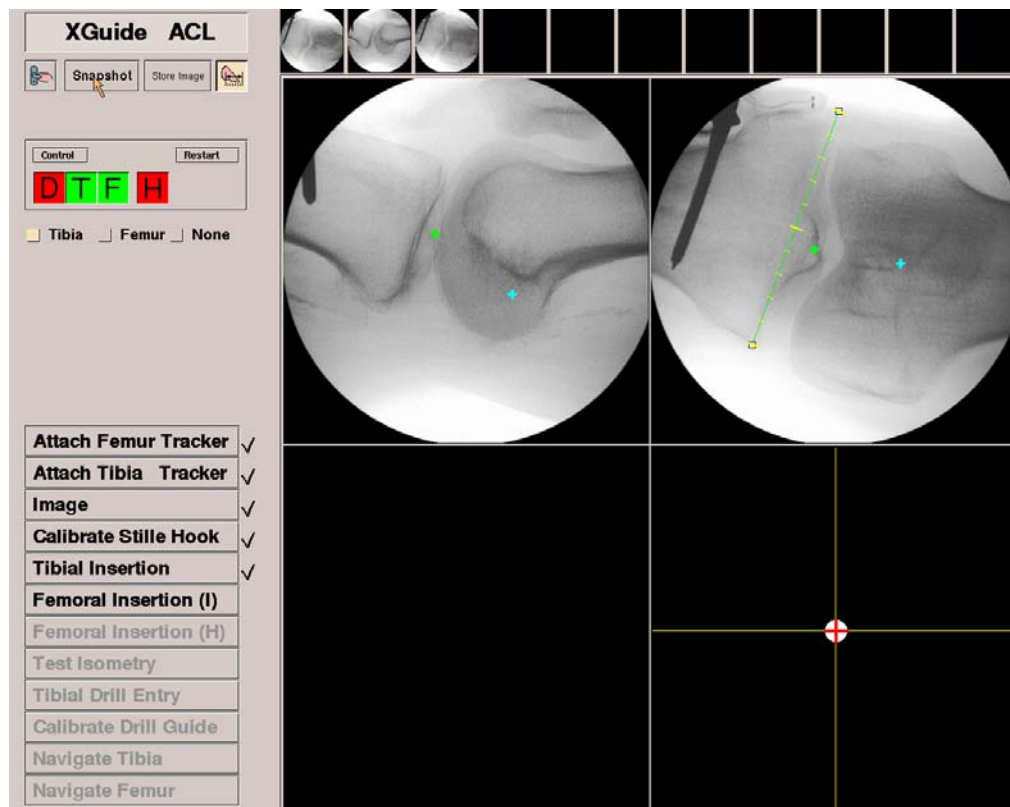


Abbildung 16: Computerassistierte Definition des tibialen Ansatzes.

Das grüne Pluszeichen in Projektion auf die Eminentia intercondylaris stellt den durch arthroskopisch intraarticuläres Zeigen mit dem Pointer geplanten tibialen Ansatz dar. Die Skala im rechten oberen Viewport dient der Überprüfung der Positionierungskriterien. (Das cyan Pluszeichen in Projektion auf die laterale Femurcondyle stellt einen zuvor geplanten femoralen Ansatz dar.)

Die femorale Position wird zunächst im strikt lat. C-Bogen-Bild nach der Quadrantenmethode über die Konsole eingezeichnet. Dazu wird eine Gerade entlang der BSL (Projektion der Fossa intercondylaris) über die Konsole eingezeichnet und auf dieser Basis ein Rechteck aufgezo-gen, das die Projektion der Kondylen tangiert (Abbildung 17). Das System zeigt daraufhin den Mittelpunkt des cranialen Quadranten dieses Rechtecks an. Dieser Punkt in der Ebene (des auf dem C-Bogen-Detektor entstandenen Röntgen-Projektionsbildes) entspricht einer Geraden im dreidimensionalen Raum (welche diesen Punkt durch das Kniegelenk mit der Position der Röntgenstrahlenquelle im Zeitpunkt der Bildaufnahme verbindet). Mittels des Pointers wird sodann in situ derjenige Punkt auf der medialen Kortikalis des lateralen Femurcondylus aufgesucht, der von der eben geplanten Geraden geschnitten wird, um den geplanten Ursprung festzulegen.

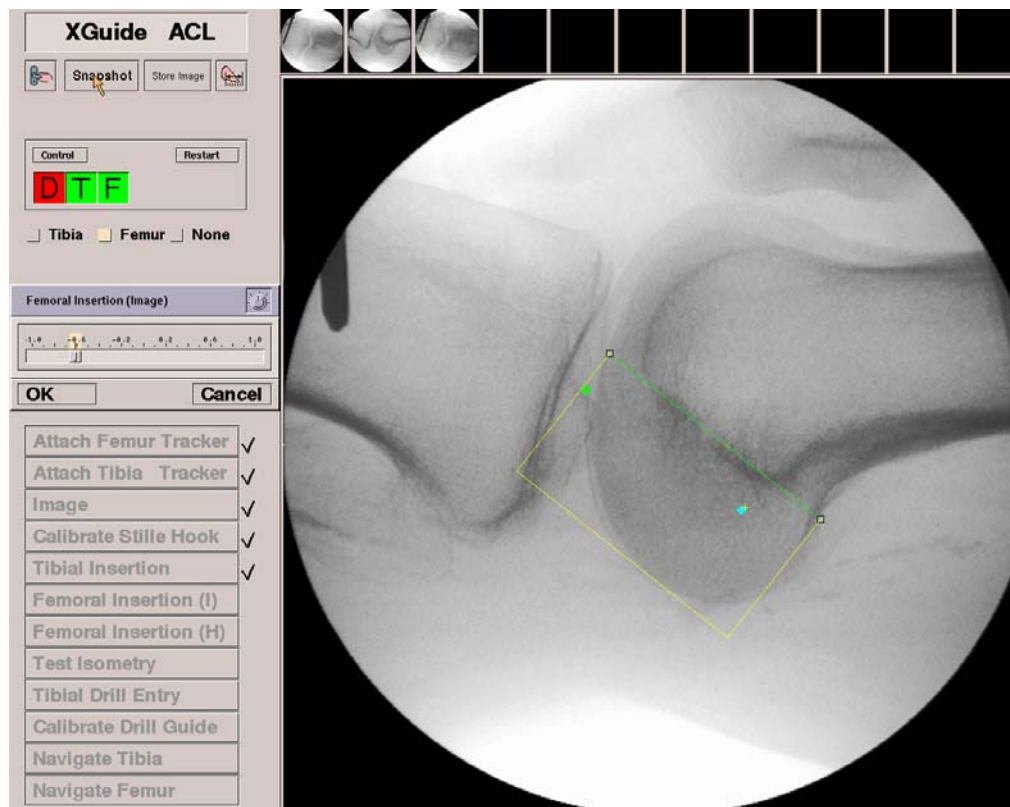


Abbildung 17: Computerassistierte Definition des femoralen Ursprungs. Das cyan Pluszeichen in Projektion auf die Femurcondylen stellt den geplanten femoralen Ansatz dar. Er entstand durch Aufsuchen mit dem Pointer auf der Corticalis der automatisch mit dem gelben Pluszeichen markierten Mitte des cranialen Quadranten des nach Hertel eingezeichneten Rechtecks.

Im nächsten Schritt wird das Knie durchbewegt, während die Applikation jeweils den aktuellen Abstand von geplantem Ursprung und Ansatz sowie dessen bisher erreichte Extremwerte anzeigt (Isometrietest, Abbildung 18).

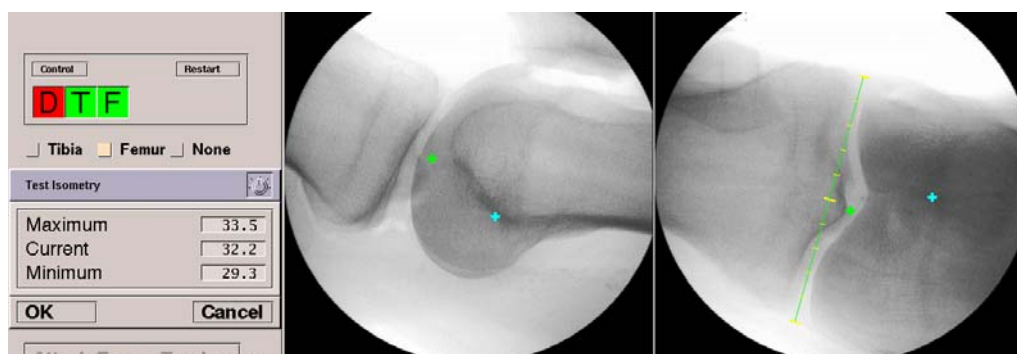


Abbildung 18: Computerassistierte Isometrieprüfung. Während das Knie durch den ROM bewegt wird, zeigt das System links den Abstand zwischen geplantem Ursprung und Ansatz und seine Extrema an.

Anschließend werden die Bohrkanäle in Abhängigkeit vom geplanten Ursprung und Ansatz sowie der Kniebeugstellung festgelegt unter der Vorgabe, dass beide Kanäle auf einer Geraden liegen müssen. Dies ist erforderlich, um den femoralen durch den tibialen Kanal bohren zu können. Hierzu werden während der Bewegung des Knies die resultie-

renden Bohrkanäle relativ zu Femur und Tibia angezeigt und die vom Operateur gewünschte Position aufgezeichnet.

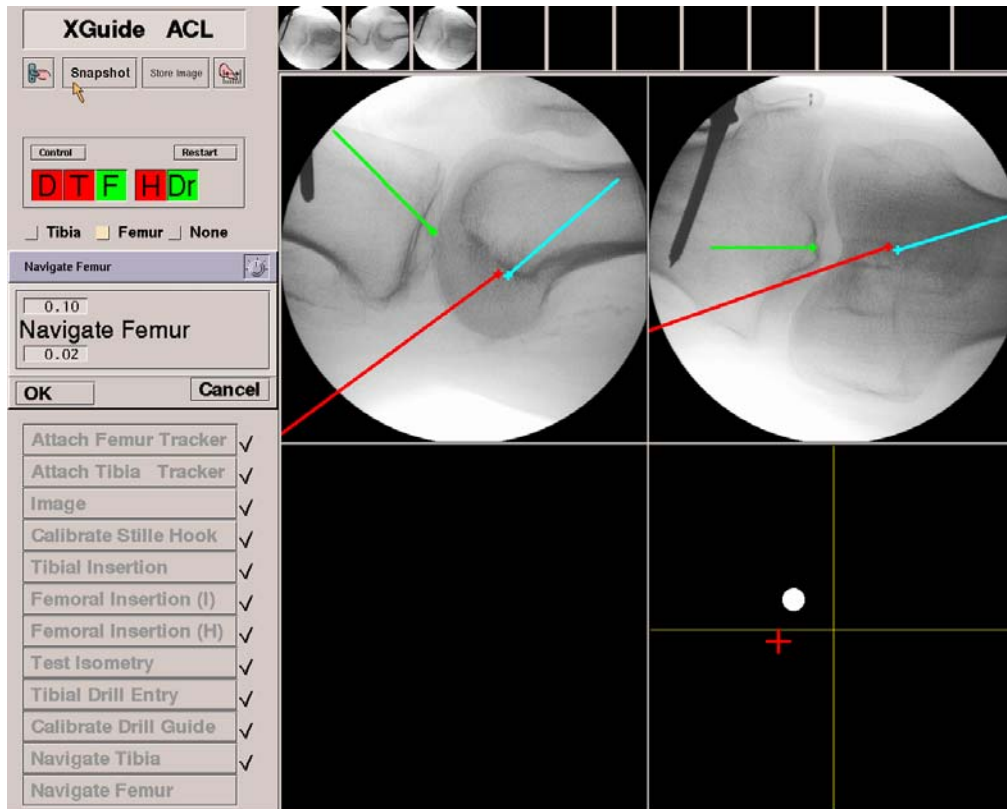


Abbildung 19: Computerassistiertes Bohren des femoralen Kanals.

Nach Festlegen des femoralen Ursprungs und tibialen Ansatzes (cyan und grünes Pluszeichen, Abbildung 16 und Abbildung 17) wird die Kniebeugstellung variiert, bis die währenddessen ständig aktualisierten resultierenden Bohrkanäle in Femur und Tibia (cyan und grüne Gerade) wie vom Operateur gewünscht dargestellt werden. Das System zeigt dabei in der proximalen und distalen Bildhälfte getrennt die der Beugstellung entsprechende, die geplanten Punkte verbindende single shot Trajektorie relativ zu Femur und Tibia an.

Nach der vor diesem Bild bereits erfolgten tibialen Bohrung zeigt die rote Gerade die Achse der Bohrhülse und das rote Pluszeichen die Spitze der Bohrhülse an, während unten rechts der weiße Kreis und das rote Kreuz auf dem gelben Fadenkreuz zur Deckung kommen müssen, um eine der Planung entsprechende Bohrhülsenausrichtung anzuzeigen.

Mittels der nun im Phantom zu kalibrierenden Bohrhülse (Abbildung 15) werden anschließend der tibiale und der femorale Kanal gebohrt. Als visuelle Führung erscheint auf der Konsole ein Fadenkreuz, das einen Blick entlang der geplanten Bohrachse darstellen soll: Die geplante Bohrachse steht senkrecht auf dem gelben Fadenkreuz. Relativ dazu werden entsprechend der Stellung der Bohrhülse relativ zum Knochen ein Kreis und ein Kreuz angezeigt und entsprechend der Bewegung der Bohrhülse bewegt: Der Kreis entspricht der Spitze der Bohrhülse und das Kreuz entspricht einem 20cm von der Spitze entfernten Punkt auf der Bohrachse (Abbildung 19). Deckt sich der Kreis mit dem Fadenkreuz, wird die Spitze der Bohrhülse (Eintrittspunkt) richtig gehalten. Deckt

sich zusätzlich das Kreuz mit dem Fadenkreuz, entspricht die Achse der Bohrhülse der Planung.

2.5. Statistische Auswertung

Die Auswertung der Messergebnisse erfolgte mit der Tabellenkalkulation Excel for Windows V9 SP-3 (Microsoft) und dem statistischen Analysepaket SPSS V9.0.1 (SPSS Inc., Chicago, IL, US). Alle Werte sind als Mittelwert \pm Standardabweichung (Minimum..Maximum) angegeben. Die jeweils verwendeten Tests sind im Ergebnisteil aufgeführt. Alle Tests wurden mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha=0,05$ gerechnet.

3. Ergebnis

3.1. Applikationsentwicklung

Die unter 2.4 (ab S. 19) beschriebenen Besonderheiten bei der Entwicklung der Navigationssoftware stellen ebenfalls ein Ergebnis dieser Arbeit dar. Dabei handelt es sich um die prozessorientierte Benutzerführung und um die je nach Aufgabe unterschiedlichen Anzeige- und Verfolgungs-Parameter. Die Beschreibung erfolgte bereits in „Material und Methode“, da die Entwicklung als Voraussetzung der Aufnahme der nachfolgend dargestellten quantitativen Daten vorangegangen ist.

3.2. Applikationsgenauigkeit mit Knochenersatzmaterialien

3.2.1. Plexiglas-Phantom

Mit diesem Test wurde die Präzision des computerassistierten Auffindens des Transplantat-Ursprungs mit dem Pointer anhand der auf der Konsole in das Durchleuchtungsbild eingezeichneten Skizze nach der Quadrantenmethode geprüft. Das computerassistierte Aufsuchen eines Punktes auf dem durchleuchteten Objekt, der anhand des Durchleuchtungsbildes an der Konsole festgelegt wurde, war mit folgendem Fehler (Ungenauigkeit des Systems) behaftet: Der Betrag der Abweichung vom Ziel, gemessen als Strecke, war für kleinere Objekt-Detektor-Abstände 90;140;190mm etwa konstant mit $0,9 \pm 0,4$ (0,2..1,6)mm, während für die größeren Objekt-Detektor-Abstände 240;290mm die Abweichung bei $1,9 \pm 0,6$ (0,8..2,9)mm lag (Tabelle 1, Abbildung 20). Untersucher S hat keine Werte für den Abstand 290mm aufgenommen.

Objekt-Detektor-Abstand / mm	90	140	190	240	290
Fehler Untersucher J / mm	$1,1 \pm 0,3$ (0,7..1,3)	$0,9 \pm 0,5$ (0,4..1,4)	$0,8 \pm 0,4$ (0,2..1,1)	$1,8 \pm 0,2$ (1,6..2,0)	$2,1 \pm 0,9$ (0,8..2,9)
Fehler Untersucher S / mm	$1,0 \pm 0,6$ (0,4..1,6)	$0,7 \pm 0,4$ (0,3..1,1)	$0,7 \pm 0,3$ (0,4..1,1)	$1,8 \pm 0,3$ (1,4..2,2)	
Fehler beide Untersucher / mm	$1,1 \pm 0,4$ (0,4..1,6)	$0,8 \pm 0,4$ (0,3..1,4)	$0,8 \pm 0,3$ (0,2..1,1)	$1,8 \pm 0,2$ (1,4..2,2)	$2,1 \pm 0,9$ (0,8..2,9)

Tabelle 1: Fehlerbestimmung für das computerassistierte Aufsuchen des LCA-Ursprungs nach der Quadrantenmethode.

Die Abweichung der Navigation in situ von dem im C-Bogen-Bild geplanten Punkt war für 90;140;190mm Objekt-Detektor-Abstände signifikant geringer als für 240;290mm (s. Text).

Die Mittelwerte der Abweichungen vom Ziel waren pro Objekt-Detektor-Abstand zwischen beiden Untersuchern statistisch nicht signifikant unterschiedlich (t-Test, $p > 0,05$). Die Mittelwerte der Abweichungen vom Ziel unterschieden sich für beide Untersucher signifikant zwischen den Distanzen 90;140;190mm und 240;290mm (ANOVA, $p < 0,01$ mit Post Hoc Tukey B-Test). Somit zeigte sich für das Auffinden eines im Durchleuchtungsbild festgelegten Punktes mit dem Pointer im Situs bei Objekt-Detektor-Abständen kleiner oder gleich 190mm ein untersucherunabhängiger Fehler von

0,9±0,4 (0,2..1,6)mm sowie ein signifikant größerer untersucherunabhängiger Fehler bei Objekt-Detektor-Abständen größer oder gleich 240mm von 1,9±0,6 (0,8..2,9)mm.

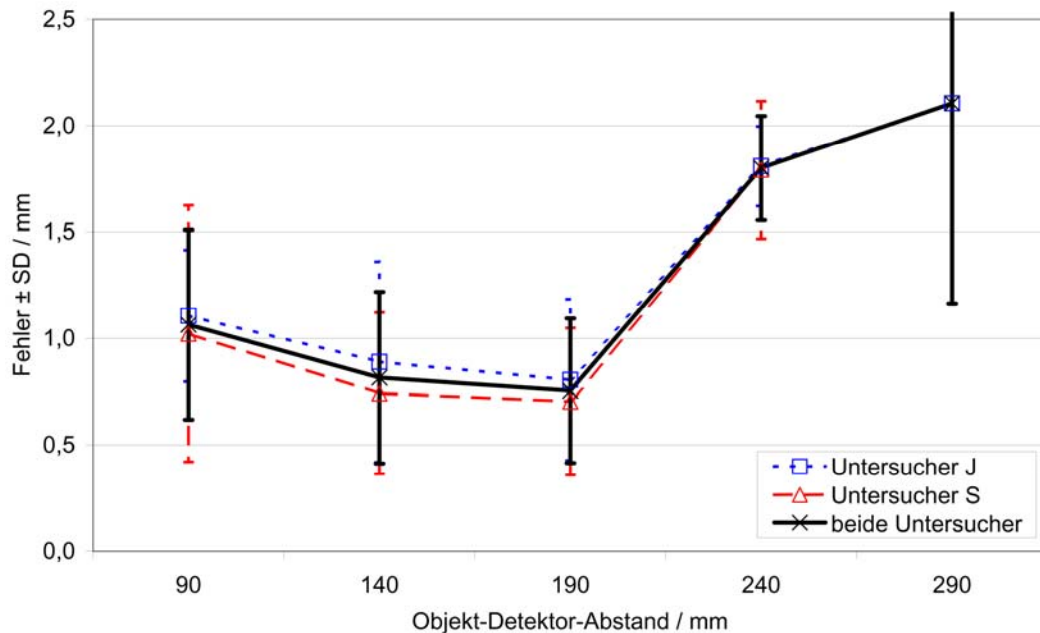


Abbildung 20: Fehlerbestimmung für das computerassistierte Aufsuchen des LCA-Ursprungs nach der Quadrantenmethode.

3.2.2. Hartschaum-Phantom

Mit diesem Test wurde die Präzision des computerassistierten Bohrens der geplanten Bohrkanäle bezüglich des Eintrittspunktes, der in der Anwendung femoral intraartikulär entspricht, und des Austrittspunktes, der tibial intraartikulär entspricht, geprüft. Das computerassistierte Bohren einer Trajektorie durch das Objekt, die mittels des Pointers am verfolgten Objekt festgelegt wurde, war mit folgendem Fehler behaftet: Der Betrag der Abweichung vom Ziel, gemessen als Strecke, war für das Aufsuchen des Eintrittspunktes mit der Spitze des Kirschnerdrahts in der verfolgten Bohrhülse 1,0±0,6 (0,1..2,2)mm (Tabelle 2, Abbildung 21).

Abstand Ein-Aus / mm	35	45	55	65
Fehler Untersucher J / mm	1,2±0,5 (0,6..1,8)	0,8±0,4 (0,3..1,4)	1,0±0,6 (0,1..1,7)	1,1±0,3 (0,7..1,4)
Fehler Untersucher S / mm	1,2±0,9 (0,4..2,1)	1,4±0,5 (1,1..2,2)	1,3±0,3 (1,1..1,8)	0,3±0,1 (0,2..0,5)
Fehler beide Untersucher / mm	1,2±0,7 (0,4..2,1)	1,1±0,5 (0,3..2,2)	1,1±0,5 (0,1..1,8)	0,7±0,5 (0,2..1,4)

Tabelle 2: Fehlerbestimmung für das computerassistierte Auffinden des Eintrittspunktes eines geplanten Bohrkanals.

Die Abweichung der navigiert gebohrten Trajektorie vom in situ geplanten Eintritt (für die Anwendung: femoral) war von der Länge des Kanals nicht abhängig (s. Text).

Der Fehler war unabhängig von der Länge des geplanten Bohrkanals (ANOVA, $p > 0,05$ mit Post Hoc Tukey B-Test). Eine Abhängigkeit vom Untersucher bestand nur für

die Bohrkanallänge 65mm, bei der Untersucher S einen signifikant geringeren Fehler erzielte (t-Test, $p < 0,01$ für $d=65\text{mm}$; $p > 0,05$ für $d=35;45;55\text{mm}$).

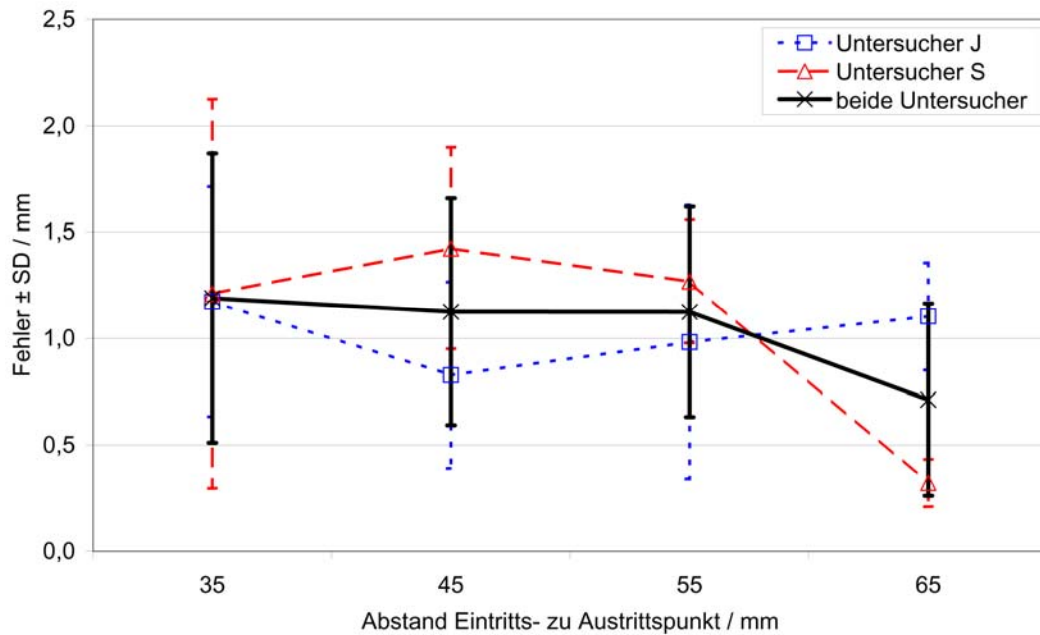


Abbildung 21: Fehlerbestimmung für das computerassistierte Auffinden des Eintrittspunkts eines geplanten Bohrkanals.

Für das Erreichen des Austrittspunktes mit der Spitze des Kirschnerdrahts nach erfolgreicher Bohrung war der Fehler $1,2 \pm 0,6$ (0,1..2,4)mm (Tabelle 3, Abbildung 22).

Abstand Ein-Aus / mm	35	45	55	65
Fehler Untersucher J / mm	1,3±0,4 (0,6..1,8)	0,8±0,6 (0,1..1,6)	1,4±0,8 (0,6..2,4)	1,3±0,5 (0,8..2,1)
Fehler Untersucher S / mm	1,2±0,4 (0,8..1,6)	1,4±0,4 (0,8..1,7)	1,0±0,3 (0,7..1,4)	1,0±0,7 (0,2..1,8)
Fehler beide Untersucher / mm	1,3±0,4 (0,6..1,8)	1,1±0,6 (0,1..1,7)	1,2±0,6 (0,6..2,4)	1,1±0,6 (0,2..2,1)

Tabelle 3: Fehlerbestimmung für das computerassistierte Erreichen des Austrittspunkts eines geplanten Bohrkanals.

Die Abweichung der navigiert gebohrten Trajektorie vom in situ geplanten Austritt (für die Anwendung: tibial) war von der Länge des Kanals nicht abhängig (s. Text).

Der Fehler war für den Austrittspunkt ebenfalls unabhängig von der Länge des geplanten Bohrkanals (ANOVA, $p > 0,05$ mit Post Hoc Tukey B-Test). Eine Abhängigkeit vom Untersucher bestand nicht (t-Test, $p > 0,05$).

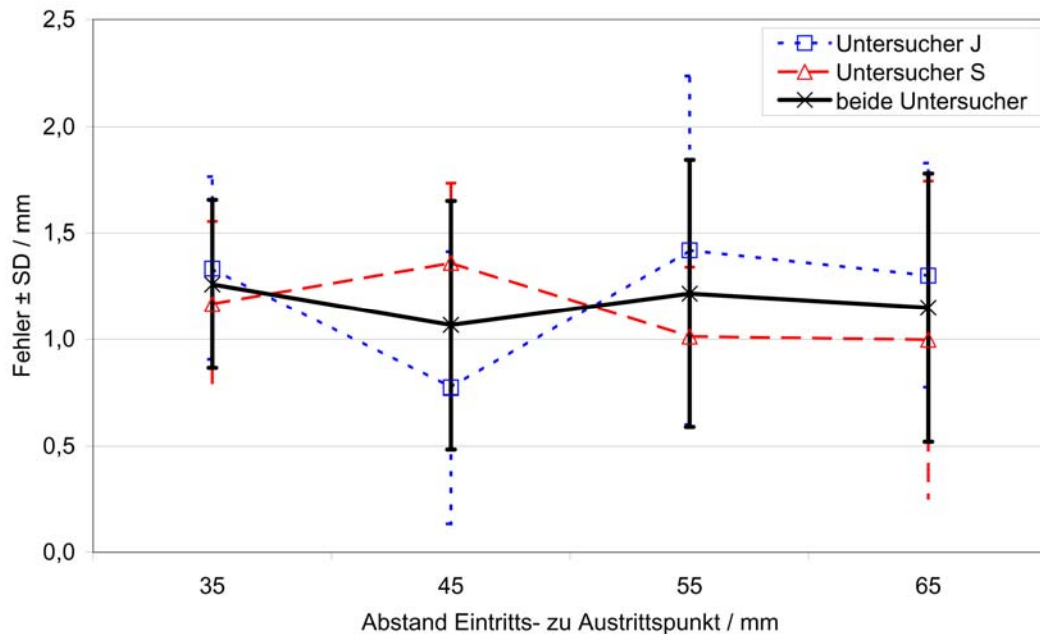


Abbildung 22: Fehlerbestimmung für das computerassistierte Erreichen des Austrittspunkts eines geplanten Bohrkanals.

3.2.3. Kunststoff-Knochenmodell

Die reibungslose Funktion des Systems wurde vor den Präparateversuchen im Labor an einem Knochenmodell der unteren Extremität untersucht. Dabei wurden keine Messdaten erhoben, sondern die Aufstellung der Geräte festgelegt und die Parameter für die Empfindlichkeit der computerassistenten Zielführung beim Bohren eingestellt. Die Parameter des optischen Positionsmesssystems, welche die Reihenfolge der Abfrage der verschiedenen Tracker festlegen („interleave“), wurden optimiert. Dadurch wurde die Aktualisierungsfrequenz der Konsolenanzeige bei Bewegungen der verfolgten Bohrhülse gesteigert, so dass die Anzeige „flüssiger“ den Bewegungen des Operators folgte.

3.3. *In vitro*-Studie

Mit diesem Experiment sollten an arthroskopierten Humanpräparaten sowohl die Isometrie über das Bewegungsausmaß als auch die Position bezüglich der radiologischen Bewertungskriterien im Durchleuchtungsbild untersucht werden.

3.3.1. Isometrie

Zunächst wurde die Isometrie am intakten LCA durch Registrieren der Zentren von Ansatz und Ursprung mit dem Navigationssystem kalkuliert. Es zeigte sich ein maximaler Abstand (entsprechend einer maximalen Anspannung) beider Punkte in voller Streckung und eine kontinuierliche Abnahme mit der Beugung. Dargestellt sind jeweils die Mittelwerte der Abstände in mm abzüglich des minimalen Abstandes über den gesamten Bewegungsumfang (Tabelle 4, Abbildung 23).

Isometrie / mm	Kniebeugstellung / °					
	0	23	45	67	90	113
LCA in situ	6,7±1,1 (5,4..7,5)	4,8±0,9 (3,8..5,6)	3,1±1,1 (2,4..4,3)	2,1±0,7 (1,6..2,9)	1,3±0,6 (0,6..1,7)	0,0±0,0 (0,0..0,0)
nav. Quadrantenmethode	5,4±1,5 (3,3..6,8)	3,7±0,3 (3,4..4,0)	1,9±0,4 (1,4..2,2)	1,3±0,1 (1,3..1,4)	0,7±0,5 (0,0..1,0)	0,0±0,0 (0,0..0,0)
nav. isometrieoptimiert	1,3±0,6 (0,4..1,7)	0,4±0,8 (0,0..1,3)	0,5±0,2 (0,3..0,7)	0,5±0,5 (0,0..1,0)	1,0±1,1 (0,0..2,5)	1,4±1,1 (0,7..2,6)
konv. mech. Zielgeräte	2,1±2,4 (0,0..4,7)	1,2±0,2 (1,0..1,3)	1,6±1,5 (0,5..3,3)	0,0±0,0 (0,0..0,0)	1,1±1,7 (0,0..3,0)	2,9±3,0 (0,7..5,0)

Tabelle 4: Isometrie für das vorgefundene LCA und mit drei verschiedenen Methoden geplante LCA-Transplantat.

Dargestellt sind Abstände der geplanten Ursprung-Ansatz-Paare für verschiedene Knieflexionen, normiert auf das Minimum für jede Kombination aus Methode und Knie.

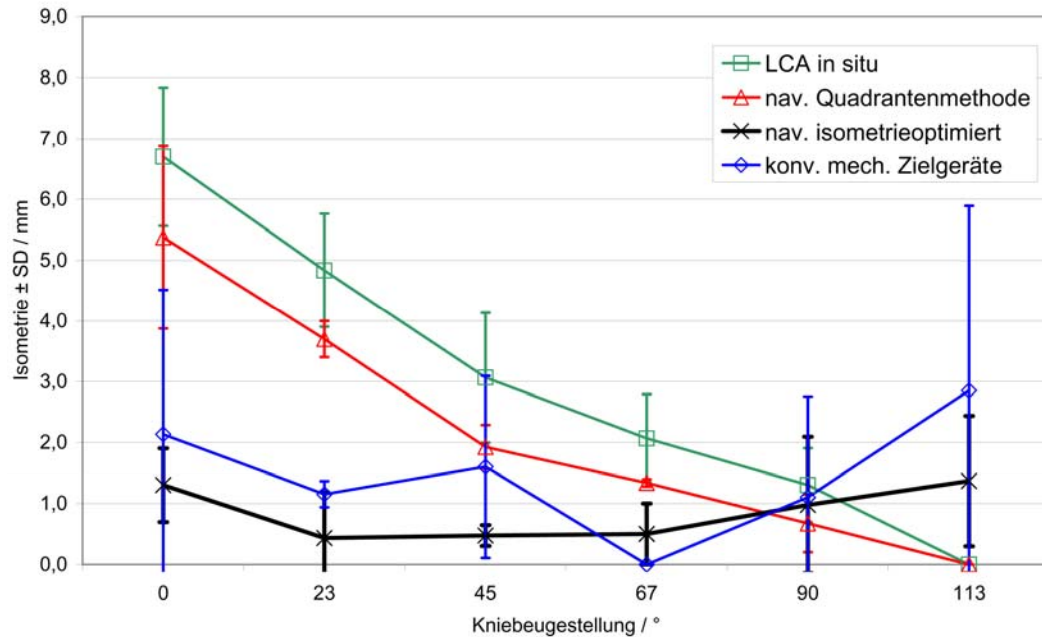


Abbildung 23: Isometrie für das vorgefundene LCA und mit drei verschiedenen Methoden geplante LCA-Transplantat.

Dargestellt sind Abstände der geplanten Ursprung-Ansatz-Paare für verschiedene Knieflexionen, normiert auf das Minimum für jede Kombination aus Methode und Knie :=0mm.

Nach Resektion des nativen LCA wurde tibial bildgeführt navigiert der Ansatz bei jeweils 40% des Tibiaplateaus von anterior in der m-l. Durchleuchtung und von medial in der a-p. Durchleuchtung mit dem Pointer intraartikulär festgelegt. Anschließend folgte die femorale Bestimmung des Ursprungs navigiert nach der Quadrantenmethode. Die Isometrie des so geplanten LCA-Verlaufs ähnelte der nativen, war aber mit einer Längenänderung von 5,4mm behaftet. Daher wurde der femorale Ursprung iterativ verändert, bis die Isometrie unter 2mm Abstandsänderung lag. Dadurch ergab sich eine Ventralisierung des geplanten Ursprunges. Dies resultierte in einer Abstandszunahme in Beugung, entsprechend einer Anspannung des Transplants. Der tibiale Ansatz wurde zuletzt mit dem konventionellen Zielgerät geplant, der Führungsdraht gebohrt und durchleuchtungsdokumentiert sowie der so geplante Ansatz für die spätere Isometriemessung registriert.

Anschließend erfolgte die computerassistierte Bohrung des Führungsdrahtes entsprechend der navigierten Planung des tibialen Ansatzes, Durchleuchtungsdokumentation und Aufbohren des Kanals. Femoral wurden nacheinander zwei Führungsdrähte eingebracht: für die navigierte Planung entsprechend der isometrieoptimierten Position und für die konventionelle Planung mit dem mechanischen Zielgerät. Die zu diesem Zeitpunkt erhobene Isometriemessung für die konventionelle Methode (Tabelle 4) zeigte Zunahmen des Abstandes sowohl in Streckung als auch in Beugung. Die isometrieoptimierte, navigierte Methode zeigte einen ähnlichen Verlauf der Isometrie über die Funktion mit allerdings geringerer Abstandsänderung. Analytische Statistik wurde aufgrund der geringen Fallzahl von $n=4$ nicht gerechnet. Die Isometriemessungen des Navigationssystems für die letztgenannten beiden Methoden wurden mit einem konventionellen Isometer verglichen, dabei zeigten sich übereinstimmende Ergebnisse.

3.3.2. Positionierung

Die Führungsdrahtpositionen wurden für die navigierte isometrieoptimierte Methode sowie für das konventionelle Vorgehen dokumentiert und vermessen. Dabei zeigte sich tibial mit der computerassistierten Methode die Einhaltung des Ziels von jeweils 40% des a-p. und des m-l. Tibiaplateaus mit geringer Streuung, während mit dem konventionellen Vorgehen die Streuung größer war und die a-p. Platzierung weiter dorsal erfolgte (Tabelle 5, Abbildung 24). Femoral zeigte sich eine sehr ähnliche Positionierung mit beiden Methoden, wobei die Streuung hier für das navigierte Vorgehen größer war (Tabelle 5, Abbildung 25). Allerdings war, wie oben beschrieben, für das computerassistierte Vorgehen das primäre Zielkriterium von Position zu Isometrie geändert worden. Daher unterscheidet sich das Ziel der Quadrantenmethode (25%, 28%), deren Ergebnis selbst im Präparat nicht gemessen wurde, von den Ergebnissen der dargestellten Methoden, die eine isometrische Positionierung erzielt haben. Die Streuung bezüglich der hier dargestellten navigierten femoralen Positionierung zeigt also nicht die Streuung für das Erreichen des Zielkriteriums (Isometrie), sondern eine Funktion der Variabilität der relativ zum gewählten tibialen Ansatz isometrischen Ursprungspunkte der Präparate.

relative Drahtpositionen	tibial		femoral	
	a-p.	m-l.	dors.cran.-vca. (BSL)	vent.cran.-dca. (SBSL)
nav. isometrieotimiert	0,40±0,04 (0,37..0,44)	0,39±0,02 (0,38..0,41)	0,39±0,05 (0,36..0,42)	0,12±0,02 (0,10..0,13)
konv. mech. Zielgeräte	0,48±0,07 (0,43..0,56)	0,40±0,05 (0,37..0,46)	0,35±0,01 (0,34..0,36)	0,09±0,01 (0,09..0,10)

Tabelle 5: Führungsdrahtpositionen im Durchleuchtungsbild.

Die Angaben sind relativ zu den als 1 (100%) gesetzten tibialen Plateaubegrenzungen bzw. der an die Kondylengrenzen heran verlängerten BSL und einer darauf konstruierten Senkrechten (SBSL).

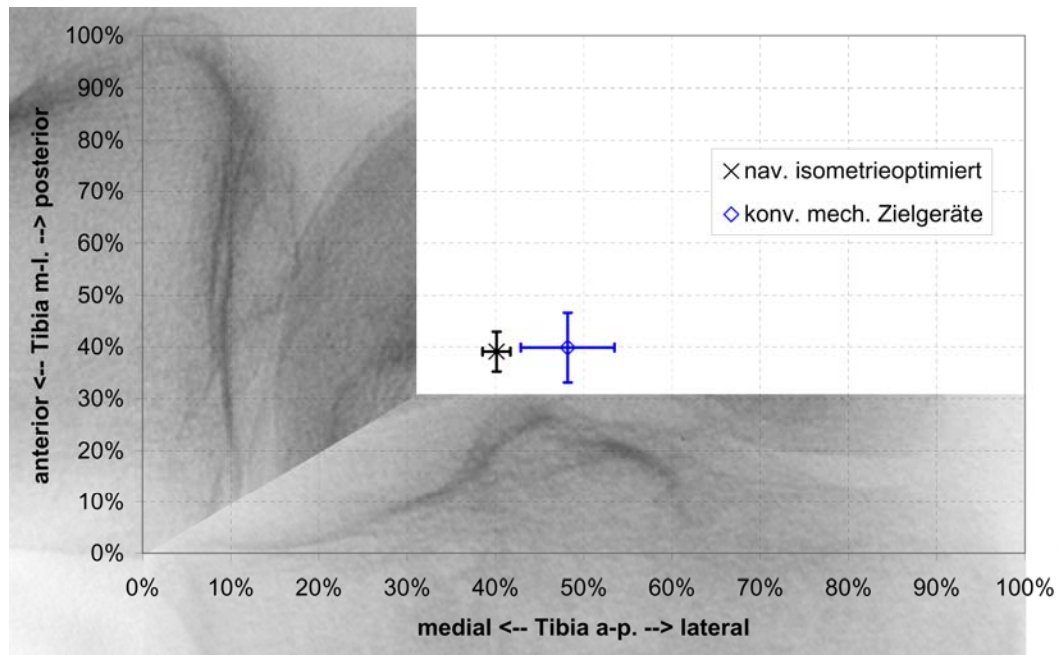


Abbildung 24: Führungsdrahtpositionen tibial in den Durchleuchtungsbildern.

Die Angaben sind relativ zu den als 1 (100%) gesetzten tibialen Plateaubegrenzungen, wie durch die hinterlegten Durchleuchtungsbild-Ausschnitte der beiden Projektionen a-p. (Abszisse) und m-l. (Ordinate) dargestellt.

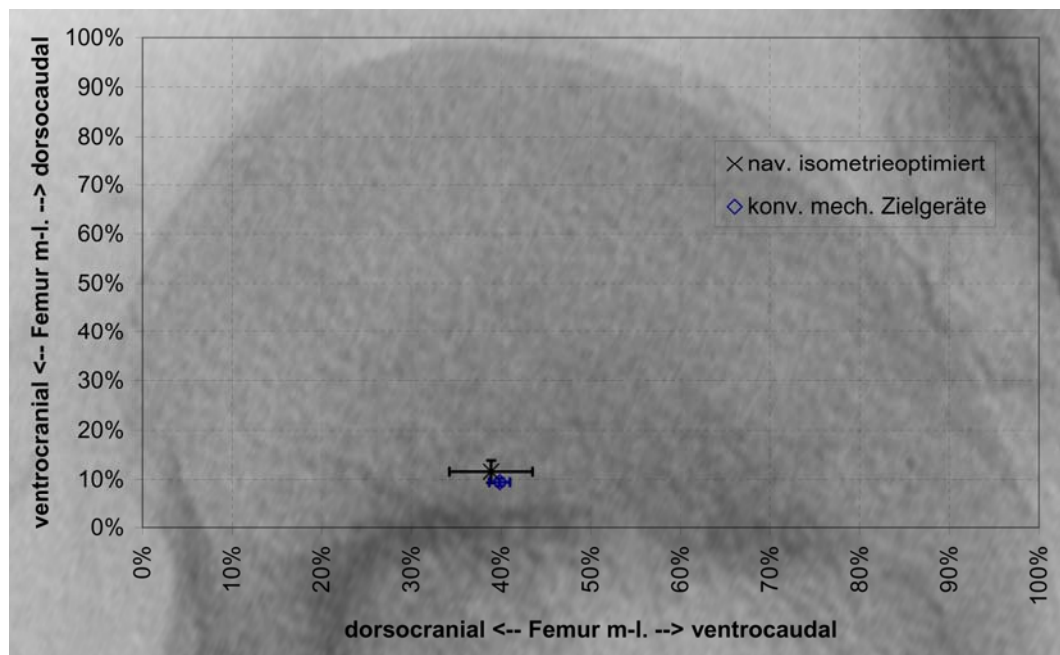


Abbildung 25: Führungsdrahtpositionen femoral im Durchleuchtungsbild.

Die Angaben sind relativ zu der als 1 (100%) gesetzten, an die Kondylengrenzen heran verlängerten BSL (Abszisse) und einer darauf konstruierten Senkrechten (SBSL, Ordinate).

4. Diskussion

4.1. Notwendigkeit der Navigation

Für das übliche konventionelle Vorgehen beim LCA-Ersatz sind lang bewährte, mechanische Zielinstrumente und Isometrielehren im Einsatz. Die Überprüfung der Isometrie ist mit Ausrichtungshilfen allerdings erst nach Festlegung des tibialen Bohrkanals möglich. Die Positionierung lässt sich intraoperativ mit den existierenden radiologischen Zielkriterien nur mittels Durchleuchtung bewerten. Die Durchleuchtung müsste bei nicht zufriedenstellender Positionierung wiederholt werden. Ein Navigationssystem kann diese Aspekte – Isometrie und radiologische Zielkriterien – bereits vor der ersten Bohrung intraoperativ zur Planung verfügbar machen.

In anderen Operationsgebieten haben Navigationssysteme eine reduzierte Streuung der Ergebnisse bei geringerer mittlerer Abweichung vom Ziel bewiesen. Dadurch ist eine reproduzierbarere Ausrichtung von Implantaten z.B. im Hüftgelenkersatz [Honl et al., 2004; Jolles et al., 2004] und Kniegelenkersatz [Dries et al., 2004; Haaker et al., 2005; Stöckl et al., 2004; Victor et al., 2004] möglich.

Nicht zu vernachlässigen ist die Anfälligkeit der zuweilen mehrteiligen mechanischen Ausrichtungshilfen gegen Deformation und die daraus folgende Fehlplatzierung der Führungsdrähte [Bach, Jr. et al., 2003]. Der Vorgang der Kalibrierung kontrolliert und korrigiert diese Fehlerquelle bei Instrumenten von Navigationssystemen.

4.2. Wahl der Navigationsmodalität

Existierende Navigationssysteme zum LCA-Ersatz sind bildgebungsfrei [Bernsmann et al., 2001; Dessenne et al., 1995; Dessenne et al., 1999; Jalliard et al., 1998; Klos et al., 1999; Sati et al., 1995; Sati et al., 1999; Sati et al., 2002] oder basieren auf praeoperativ aufgenommenen Schnittbilddaten [Ellermann et al., 2003; Petermann et al., 2002]. Während die bildgebungsfreien Systeme Informationen zur Isometrie vollständig anbieten, können sie doch die Positionierung nur in Bezug auf die intraoperativ aufgenommenen Daten (z.B. Oberflächenpunkte) beziehen. Der Bezug zu dem üblichen postoperativen Bewertungskriterium der Tunnelposition im Röntgenbild ist dadurch nicht gegeben. Die bei Unsicherheiten ohnehin mögliche, in der Routine aufgrund der ggf. mehrfach nötigen Akquisition von Durchleuchtungsbildern nicht geübte C-Bogen-Kontrolle arbeitete unabhängig von einem solchen System. Das hier vorgestellte Verfahren leistet die Integration beider Modalitäten.

Schnittbild-basierte Systeme erfordern praeoperativ ggf. zusätzliche Bildgebung und intraoperative Registrierung des Patienten zu den Bildgebungsdaten. Negativ hieran ist zum einen der erhöhte praeoperative Aufwand in der Bildgebung zu einem Zeitpunkt, zu

dem über den Kreuzbandersatz ggf. noch gar nicht endgültig entschieden ist, falls diese Indikation letztlich noch von dem intraoperativen Arthroskopie-Befund abhängt. Zum anderen besteht eine Fehlerquelle in der Registrierung der Schnittbilddaten zum Patientenknochen. Bei unserem Verfahren eliminiert die Akquisition der Bildgebungsdaten während der Navigation diesen Schritt.

Ausgehend von der Untersuchung von Klos et al. [Klos et al., 1998] basiert der vorgestellte Ansatz daher auf einem rein intraoperativ zu verwendenden Navigationssystem mit der Aufnahme von idealerweise nur zwei Durchleuchtungsbildern für den gesamten Operationsverlauf. Die Aufnahme der Bilder erfolgt während der bereits aktiven Verfolgung von Femur und Tibia sowie C-Bogen durch das Navigationssystem. Die ansonsten üblicherweise postoperativ oder seltener intraoperativ durch ggf. wiederholte Durchleuchtungen angelegten radiologischen Standards der Positionierung lassen sich so vor der ersten Führungsdrahtbohrung in den Operationsverlauf integrieren.

Während die a-p. Durchleuchtung generell im ersten Versuch zufriedenstellend gelingt, ist die streng laterale m-l. Durchleuchtung nicht sicher mit nur einem Versuch zu reproduzieren. Beim konventionellen Vorgehen ohne das Navigationssystem ist für jede Probedurchleuchtung also mit einem Aufwand von durchschnittlich mehr als zwei Aufnahmen zu rechnen. Eine Untersuchung zur Anwendung radiologischer Messkriterien für den Kreuzbandersatz zeigte, dass die lediglich in der lateralen Ebene erfolgte Bewertung nicht zur Unterscheidung zwischen korrekter und unerwünschter Platzierung geeignet ist [Cole et al., 2000]. Wegen der abwechselnd einzustellenden a-p. und m-l. Projektionen müsste die streng seitliche Einstellung nach Umschwenken des C-Bogens stets erneut aufgesucht werden, was bei der vorgestellten navigierten Methode entfällt. Es ist unstrittig, dass in der Praxis die Mehrheit der erfahrenen Operateure auf die Durchleuchtung verzichtet. Ein Grund dafür mag in den dargestellten Schwierigkeiten der Einstelltechnik liegen.

4.3. Präzision des Systems

Die in unseren Phantomversuchen belegte Zielgenauigkeit des Systems für die klinisch relevanten Parameter Objekt-Detektor-Abstand bis 30cm und Bohrkanallänge 35..65mm betrug weniger als 2mm. Dies ist klinisch akzeptabel und Standard heutiger Navigationssysteme. Im Folgenden sind zum Vergleich die Ergebnisse bezüglich der Genauigkeit anderer Systeme aus der Literatur dargestellt.

Anhand eines aktiven computerassistierten Chirurgie-Systems zum LCA-Ersatz wurden in Präparatestudien Abweichungen vom Plan von $2,0 \pm 1,2$ mm und $1,1 \pm 0,7^\circ$ tibial sowie $1,3 \pm 0,9$ mm und $1,0 \pm 0,6^\circ$ femoral gefunden [Musahl et al., 2002], wobei die Tunnelpositionen als orthotop zu bezeichnen waren mit einer statistisch nicht signifikan-

ten Abweichung von $1,3 \pm 1,0$ (0,3-2,5)mm vom natürlichen Ursprung bzw. Ansatz [Musahl et al., 2003].

Bezüglich der fluoroskopisch gezielten Navigation finden sich in der Literatur beispielhaft Angaben der Abweichung eines C-Bogen-assistiert navigierten Kyphoplastie-Trokars mit $2,1^\circ$ [Ohnsorge et al., 2005]. Dies ist vergleichbar mit unserem Experiment „Austrittspunkt“ (Hartschaum-Phantom, S. 28, Tabelle 3, Abbildung 22), in dem Abweichungen zwischen $1,0^\circ$ und $2,1^\circ$ aufgetreten sind (nach Umrechnung aus den Strecken mittels Arcustangens). Eine andere Auswertung der Abweichung vom Ziel als Strecke ebenfalls aus der Anwendung an der Wirbelsäule, allerdings zur C-Bogen-gezielten Navigation von Pedikelschrauben, gibt $10/160=6\%$ Fehlplatzierungen mit mehr als 2mm Abweichung vom Ziel an [Fritsch et al., 2002]. Zu der gleichen Fragestellung berichtete eine andere Arbeitsgruppe in der Größenordnung übereinstimmend $5/66=8\%$ Fehlplatzierungen. Bei gleicher Applikation, aber anderer Modalität zeigten sich bei der Pedikelschraubenimplantation an der LWS im randomisierten Vergleich CT-gezielt navigiert 7% und mit konventioneller Technik 16% Abweichungen vom Ziel [Amiot et al., 2000]. In einer ähnlichen Studie waren es 5% CT-gezielt navigiert gegen 11% konventionell [Laine et al., 2000].

In einer Studie zur C-Bogen-gestützt navigierten Anbohrung von Osteochondrosis dissecans tali-Herden zeigten sich Abweichungen vom Ziel von 2,4mm sowie eine Reduktion der Durchleuchtungszeit pro Prozedur von 39s auf 11s im Vergleich zum konventionellen Vorgehen mit wiederholter Durchleuchtung [Ohnsorge et al., 2003].

Dies belegt sowohl, dass unsere Ergebnisse dem Vergleich mit ähnlichen Verfahren standhalten, als auch die mögliche Einsparung von Durchleuchtungszeit durch die Navigation im Vergleich zum konventionellen C-Bogen-gezielten Vorgehen.

4.4. Ergebnisse der humanen in vitro-Studie

Das interessanteste Ergebnis der Präparatestudie war die Ähnlichkeit der Isometrie über den Bewegungsumfang zwischen dem vorgefundenen, nativen LCA und der Transplantatpositionierung nach der Quadrantenmethode. Beide wiesen eine Annäherung von Ursprung und Ansatz mit zunehmender Kniegelenksbeugung auf und verhielten sich somit nicht isometrisch. Zur Erklärung dieses für den unverletzten Bandapparat der Präparate auf den ersten Blick möglicherweise verwunderlichen Ergebnisses sei bemerkt, dass nur jeweils ein Zentrum für Ursprung und Ansatz mit dem intraartikulären Pointer aufgesucht wurden. Ein der Realität näheres Modell aus mindestens zwei Bündeln konnte so nicht abgebildet werden.

Im Gegensatz dazu zeigten das konventionelle Vorgehen und die navigiert isometrie-optimierte Positionierung eine ähnliche Tendenz hin zu einer isometrischeren Positionie-

rung. Beim konventionellen Vorgehen war die Isometrie allerdings mit einer größeren Streuung behaftet und durch größere Längenänderungen über das Funktionsausmaß gekennzeichnet. Das Ziel, die Isometrie unter 2mm Abweichung über den ROM einzustellen [Fleming et al., 1994], wurde mit unserem System erreicht. Mit dem konventionellen Instrumentarium gelang dies in den selben Kniegelenken nicht.

Die primär isometrische Rekonstruktion unterschied sich von der nativen Situation und der Positionierung nach der Quadrantenmethode durch einen ventralisierten femoralen Ursprung des Transplantats. Dies führte zu einer Abstandszunahme, die eine Transplantatanspannung vorhersagt, in Flexion.

In unserer Studie zeigte sich somit ein Widerspruch zwischen isometrischer Planung und der nativen Situation bzw. der nach unseren Ergebnissen als orthotop bestätigten Quadrantenmethode. Die isometrische Planung wurde mit dem Navigationssystem präziser als mit den mechanischen Zielgeräten erreicht im Sinne einer geringeren Streuung und geringeren absoluten Abstandsänderung.

Die Limitation durch die geringe Fallzahl muss einschränkend erwähnt werden, die Klarheit der Unterschiede im Ergebnis lässt die Einschränkung aber als nicht gravierend erscheinen. Ebenso ist zu bemerken, dass die Ausführung der Zieldrahtbohrung nach der Quadrantenmethode zugunsten des isometrieoptimierten Vorgehens verworfen wurde. Die Messergebnisse der Positionierung weichen für den humanen in vitro-Versuch daher protokollbedingt von der Vorschrift der Quadrantenmethode ab.

4.5. Übertragbarkeit auf die klinische Situation

Der zusätzliche invasive Aufwand der Navigation besteht in den beiden Schrauben zur Befestigung der Tracker. Dieses Vorgehen ist im Kniegelenkersatz gängige Praxis und sollte daher in der Kreuzbandrekonstruktion ebenfalls keine Hürde darstellen. Der tibiale Tracker kann zudem über den Zugang zur Transplantatentnahme eingebracht werden.

Die zusätzliche Information durch die Bildführung ebenso wie die nichtinvasiv wiederholbare Isometriemessung für verschiedene Planungen für Ursprung und Ansatz haben dem Operateur im Präparateversuch zu umfassenderen Informationen über die individuelle Topografie des zu operierenden Gelenks verholfen. Nicht zuletzt aufgrund der Ergebnisse von Klos et al. ist dieser Vorteil auch in der Klinik zu erwarten.

4.6. Perspektive

Die vorgestellte Methode erweitert den intraoperativen Aufwand um die Bedienung eines Navigationssystems zusätzlich zu der ohnehin verfügbaren und operateurabhängig möglicherweise regelhaft eingesetzten zweidimensionalen C-Bogen-Durchleuchtung. Der Gewinn ist die Integration struktureller (knöcherner) und funktioneller Parameter zur

Bewertung des operativen Plans vor der definitiven Bohrkanalanlage. Praeoperativ aufgenommene Daten werden nicht verarbeitet, so dass für dieses Navigationsverfahren eine Registrierung zusätzlicher Modalitäten entfällt.

Mit der Entwicklung eines Registrierungsverfahrens von praeoperativ aufgenommenen MRT-Daten durch intraoperative Volumenakquisition mittels der dreidimensionalen Fluoroskopie [van de Kraats et al., 2004] wird es vorstellbar, in der Zukunft die ohnehin zumeist verfügbare praeoperative MRT als zusätzliche auch weichteilige Strukturinformation intraoperativ in die Planung zu integrieren. Durch die automatisierte Registrierung zweier Volumina zueinander könnte diese in vertretbarer Zeit und unabhängig von der Fehlerquelle der relativ wenigen, interaktiv zugeordneten Punkte gelingen.

Als ein weiterer Schritt ist die Simulation des Gelenkspiels und deren Visualisierung anhand der jeweils aktuellen Planung intraoperativ denkbar. Die in der Neurochirurgie bereits klinisch eingesetzte intraoperative Hochfeld (1,5Tesla)-MRT [Nimsky et al., 2005a; Nimsky et al., 2005b] kann in der Zukunft, entsprechende Verbreitung vorausgesetzt, den Schritt der Registrierung für dreidimensionale Daten erneut aus dem Prozess eliminieren, was in unserem Verfahren für die zweidimensionale Bildgebung erfolgt ist.

5. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Untersuchung des Aspektes „Positionierungsgenauigkeit“, der entscheidenden Einfluss auf die Güte des Operationsergebnisses beim Ersatz des vorderen Kreuzbandes nimmt. Die anderen wesentlichen Aspekte Transplantwahl, Fixationsmethode und Vorspannung sowie aktivitätsabhängige Differentialindikation sind nicht Gegenstand dieser Arbeit.

Konventionelle Hilfsmittel für die präzise Positionierung stehen mit mechanischen Zielgeräten sowohl für die tibiale als auch für die femorale Bohrung zur Verfügung.

Ausgehend von der radiografischen Methode zur postoperativen Bewertung der Positionierungsgüte nach Bernard und Hertel wurde praeklinisch ein System zur C-Bogen-gestützten, computerassistierten arthroskopischen Chirurgie entwickelt. Das System integriert arthroskopisch aufgenommene Punkte, wie den gewünschten Ansatz des Transplantats im Tibiaplateau, mit bildgeführt geplanten Punkten, wie dem gewünschten Ursprung des Transplantats am lateralen Femurcondylus. Es erlaubt anschließend die Prüfung der Isometrie der geplanten Punkte über den Bewegungsumfang des Kniegelenks und die Navigation der Bohrhülse zur computerassistierten Anfertigung der geplanten Bohrkanäle.

Die Genauigkeit des Systems ist für die beiden entscheidenden Teilschritte Übertragen einer Planung aus dem Durchleuchtungsbild auf den Situs und Bohren einer am Situs geplanten Trajektorie unter 2mm, was den klinischen Anforderungen entspricht.

Der Einsatz des Systems unter realen Arthroskopiebedingungen ist möglich und erlaubt dem Operateur nach nur zwei Durchleuchtungen jederzeit während des Eingriffs die Überprüfung der Einhaltung radiologischer Zielkriterien. Dies wäre ohne das System nur um den Preis wiederholter Durchleuchtungen möglich. Außerdem stellt es die Information über die Isometrie zur Verfügung, mit den gleichen Einschränkungen wie mechanische Systeme, aber mit dem Vorteil, dass nichts am Knochen befestigt und bei ggf. mehreren Versuchen gelöst und erneut befestigt werden muss. Darüber hinaus wird die Isometrie vor der ersten (tibialen) Bohrung gemessen, was mit den mechanischen Systemen nicht möglich ist.

6. Literatur

- Amiot LP, Lang K, Putzier M, Zippel H, Labelle H (2000).
Comparative results between conventional and computer-assisted pedicle screw installation in the thoracic, lumbar, and sacral spine. *Spine* 25 (5): 606-614.
- Amis AA, Jakob RP (1998).
Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6 Suppl 1: S2-12.
- Bach BR, Jr., Sellards RA (2003).
Femoral aimer deformation: Potential cause for altered femoral tunnel placement in anterior cruciate ligament surgery. *Arthroscopy* 19 (2): E7.
- Banks SA, Banks AZ, Klos TV, Cook FF, Troccaz J, Grimson E, Mösges R.
A simple fluoroscopy-based technique for assessing 3D knee kinematics. *CVRMed-MRCAS First Joint Conference Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medical Robotics and Computer-Assisted Surgery*.: 639-643, Grenoble, France.
- Bernard M, Hertel P (1996).
Die intraoperative und postoperative Insertionskontrolle bei vorderen Kreuzbandplastiken. Ein radiologisches Messverfahren (Quadrantenmethode). *Unfallchirurg* 99 (5): 332-340 .
- Bernsmann K, Rosenthal A, Sati M, Ansari B, Wiese M (2001).
Anwendung eines CAS-Systems in der Arthroskopischen Kreuzbandchirurgie-Adaptation und Applikation in der klinischen Praxis. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 139 (4): 346-351.
- Burnett QM, Fowler PJ (1985).
Reconstruction of the anterior cruciate ligament: historical overview. *Orthop Clin North Am* 16 (1): 143-157.
- Butler DL, Noyes FR, Grood ES (1980).
Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am* 62 (2): 259-270.
- Cole J, Brand JC, Jr., Caborn DN, Johnson DL (2000).
Radiographic analysis of femoral tunnel position in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Knee Surg* 13 (4): 218 -222.
- Dessenne V, Lavallée S, Julliard R, Orti R, Martelli S, Cinquin P (1995).
Computer-assisted knee anterior cruciate ligament reconstruction: first clinical tests. *J Image Guid Surg* 1 (1): 59-64.
- Dessenne V, Lavallée S, Julliard R, Orti R, Martelli S, Cinquin P (1999).
Computer-Assisted Knee Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: First Clinical Tests. In: Nolte, L. P., Ganz, R. (Hrsg.). *Computer assisted orthopedic surgery (CAOS)*: 190-197. Hogrefe & Huber, Seattle, Toronto, Bern, Göttingen.
- DiGioia 3. AM, Jaramaz B, Toole 3. RV, Simon DA, Kanade T, Morgan K, Sieburg HB, Mattheus R, Christensen JP (1995).
Medical robotics and computer assisted surgery in orthopaedics.: 88-90.
- Djian P, Christel P, Roger B, Witvoet J (1994).
Roentgenographic and magnetic resonance imaging of anterior cruciate reconstruction using a patellar tendon graft--correlations with physical findings. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2 (4): 207-213.

- Dries S, Lampe F, Hille E (2004).
Computer Assisted versus Conventional Manual Total Knee Replacement – A Radiographic Analysis. 50th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, San Francisco.
- Eagar P, Hull ML, Howell SM (2004).
How the fixation method stiffness and initial tension affect anterior load-displacement of the knee and tension in anterior cruciate ligament grafts: a study in cadaveric knees using a double-loop hamstrings graft. *J Orthop Res* 22 (3): 613-624.
- Ellermann A, Siebold R (2003).
ACL Reconstruction with the Navitrack system: Critical analysis of navigation in ACL surgery. In: Konermann, H., Haaker, R. G. (Hrsg.). *Navigation and Robotics in Total Joint and Spine Surgery*: 324 -342. Springer, Heidelberg.
- Fleming BC, Beynon BD, Nichols CE, Renstrom PA, Johnson RJ, Pope MH (1994).
An in vivo comparison between intraoperative isometric measurement and local elongation of the graft after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 76 (4): 511-519.
- Friederich NF (1993).
Kniegelenkfunktion und Kreuzbänder. Biomechanische Grundlagen für Rekonstruktion und Rehabilitation. *Orthopäde* 22 (6): 334-342.
- Friederich NF, Müller W, O'Brien WR (1992).
Klinische Anwendung biomechanischer und funktionell anatomischer Daten am Kniegelenk. *Orthopäde* 21 (1): 41-50.
- Fritsch E, Duchow J, Seil R, Grunwald I, Reith W (2002).
Genauigkeit der fluoroskopischen Navigation von Pedikelschrauben. CT-basierte Evaluierung der Schraubenlage. *Orthopäde* 31 (4): 385-391.
- Fu FH, Bennett CH, Ma CB, Menetrey J, Lattermann C (2000).
Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II. Operative procedures and clinical correlations. *Am J Sports Med* 28 (1): 124-130 .
- Furia JP, Lintner DM, Saiz P, Kohl HW, Noble PC (1997).
Isometry measurements in the knee with the anterior cruciate ligament intact, sectioned, and reconstructed. *Am J Sports Med* 25 (3): 346-352.
- Galway HR, MacIntosh DL (1980).
The lateral pivot shift: a symptom and sign of anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop Relat Res* (147): 45-50.
- Haaker RG, Stockheim M, Kamp M, Proff G, Breitenfelder J, Ottersbach A (2005).
Computer-assisted navigation increases precision of component placement in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* (433): 152-159.
- Hame SL, Markolf KL, Hunter DM, Oakes DA, Zoric B (2003).
Effects of notchplasty and femoral tunnel position on excursion patterns of an anterior cruciate ligament graft. *Arthroscopy* 19 (4): 340-345.
- Harner CD, Baek GH, Vogrin TM, Carlin GJ, Kashiwaguchi S, Woo SL (1999).
Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions. *Arthroscopy* 15 (7): 741-749.
- Harner CD, Marks PH, Fu FH, Irrgang JJ, Silby MB, Mengato R (1994).
Anterior cruciate ligament reconstruction: endoscopic versus two-incision technique. *Arthroscopy* 10 (5): 502-512.
- Hefzy MS, Grood ES, Noyes FR (1989).
Factors affecting the region of most isometric femoral attachments. Part II: The anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 17 (2): 208-216 .

- Honl M, Schwieger K, Dries S, Gauck C, Lampe F, Morlock M, Hille E, Wimmer MA (2004).
Comparison of THR Cup Orientation Using Different Navigation Systems. Annual Meeting of the International Society for Computer Assisted Orthopaedic Surgery. Best Paper Award., Chicago.
- Howell SM, Clark JA (1992).
Tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstructions and graft impingement. *Clin Orthop Relat Res* (283): 187-195.
- Howell SM, Lawhorn KW (2004).
Gravity reduces the tibia when using a tibial guide that targets the intercondylar roof. *Am J Sports Med* 32 (7): 1702-1710.
- Howell SM, Taylor MA (1993).
Failure of reconstruction of the anterior cruciate ligament due to impingement by the intercondylar roof. *J Bone Joint Surg Am* 75 (7): 1044-1055.
- Jalliard R, Lavallée S, Dessenne V (1998).
Computer assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Relat Res* (354): 57-64.
- Johnson RJ, Beynon BD, Nichols CE, Renstrom PA (1992).
The treatment of injuries of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 74 (1): 140-151.
- Jolles BM, Genoud P, Hoffmeyer P (2004).
Computer-assisted cup placement techniques in total hip arthroplasty improve accuracy of placement. *Clin Orthop Relat Res* (426): 174-179.
- Khalfayan EE, Sharkey PF, Alexander AH, Bruckner JD, Bynum EB (1996).
The relationship between tunnel placement and clinical results after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 24 (3): 335-341.
- Klos TVS, Banks AZ, Banks SA, Cook FF (1999).
Computer Assisted Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. In: Nolte, L. P., Ganz, R. (Hrsg.). *Computer assisted orthopedic surgery (CAOS)*: 184-189. Hogrefe & Huber, Seattle, Toronto, Bern, Göttingen.
- Klos TVS, Habets RJ, Banks AZ, Banks SA, Devilee RJ, Cook FF (1998).
Computer assistance in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop Relat Res* (354): 65-69.
- Laine T, Lund T, Ylikoski M, Lohikoski J, Schlenzka D (2000).
Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients. *Eur Spine J* 9 (3): 235-240.
- Lawhorn KW, Howell SM (2003).
Scientific justification and technique for anterior cruciate ligament reconstruction using autogenous and allogeneic soft-tissue grafts. *Orthop Clin North Am* 34 (1): 19-30.
- Logan M, Dunstan E, Robinson J, Williams A, Gedroyc W, Freeman M (2004).
Tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament (ACL)-deficient weightbearing, living knee employing vertical access open "interventional" multiple resonance imaging. *Am J Sports Med* 32 (3): 720-726.
- Loh JC, Fukuda Y, Tsuda E, Steadman RJ, Fu FH, Woo SL (2003).
Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: Comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement. 2002 Richard O'Connor Award paper. *Arthroscopy* 19 (3): 297-304.

- Ma B, Ellis RE (2003).
Robust registration for computer-integrated orthopedic surgery: laboratory validation and clinical experience. *Med Image Anal* 7 (3): 237-250.
- Marcacci M, Molgora AP, Zaffagnini S, Vascellari A, Iacono F, Presti ML (2003).
Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction with hamstrings. *Arthroscopy* 19 (5): 540-546.
- Markolf KL, Hame S, Hunter DM, Oakes DA, Zoric B, Gause P, Finerman GA (2002).
Effects of femoral tunnel placement on knee laxity and forces in an anterior cruciate ligament graft. *J Orthop Res* 20 (5): 1016-1024.
- Milankov M, Miljkovic N (2000).
A new positioning device for precise femoral insertion of the anterior cruciate ligament autograft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8 (3): 149-153.
- Morgan CD, Kalman VR, Grawl DM (1995a).
Definitive landmarks for reproducible tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 11 (3): 275-288 .
- Morgan CD, Kalman VR, Grawl DM (1995b).
Isometry testing for anterior cruciate ligament reconstruction revisited. *Arthroscopy* 11 (6): 647-659.
- Musahl V, Burkart A, Debski RE, Van Scyoc A, Fu FH, Woo SL (2002).
Accuracy of anterior cruciate ligament tunnel placement with an active robotic system: a cadaveric study. *Arthroscopy* 18 (9): 968-973.
- Musahl V, Burkart A, Debski RE, Van Scyoc A, Fu FH, Woo SL (2003).
Anterior cruciate ligament tunnel placement: Comparison of insertion site anatomy with the guidelines of a computer-assisted surgical system. *Arthroscopy* 19 (2): 154-160.
- Nimsky C, Ganslandt O, Fahlbusch R (2005a).
1.5 T: intraoperative imaging beyond standard anatomic imaging. *Neurosurg Clin N Am* 16 (1): 185-200, vii.
- Nimsky C, Ganslandt O, Fahlbusch R (2005b).
Comparing 0.2 tesla with 1.5 tesla intraoperative magnetic resonance imaging analysis of setup, workflow, and efficiency. *Acad Radiol* 12 (9): 1065-1079.
- Nolte LP (1996).
Computer assisted orthopaedic surgery (CAOS)-a generalised concept and early clinical experiences. *Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering*. In: *Med Biol Eng Comp (UK)* 34 Suppl. 1: 319-320, Tampere, Finland.
- Nolte LP, Ganz R (Hrsg.) (1999).
Computer assisted orthopedic surgery (CAOS). Hogrefe & Huber, Seattle, Toronto, Bern, Göttingen.
- Nolte LP, Beutler T (2004).
Basic principles of CAOS. *Injury* 35 Suppl 1: S-16.
- O'Donoghue DH (1964).
The Unhappy Triad: Etiology, Diagnosis and Treatment. *Am J Orthop* 6: 242-247.
- Odensten M, Gillquist J (1985).
Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg Am* 67 (2): 257-262.
- Ohnsorge JA, Porthoine F, Mahnken AH, Prescher A, Wirtz DC, Siebert CH (2003).
Computer-assistierte retrograde Anbohrung der Osteochondrosis dissecans tali mittels fluoroskopischer Navigation. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 141 (4): 452-458.

- Ohnsorge JA, Siebert CH, Schkommodau E, Mahnken AH, Prescher A, Weisskopf M (2005).
Minimal-invasive Computer-assistierte fluoroskopische Navigation der Kyphoplastie. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 143 (2): 195-203.
- Penner DA, Daniel DM, Wood P, Mishra D (1988).
An in vitro study of anterior cruciate ligament graft placement and isometry. *Am J Sports Med* 16 (3): 238-243.
- Petermann J, Pashmineh-Azar A, Ziring E, Schierl M, Gotzen L (2002).
Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mit dem CASPAR-System. *4 (2): 170-179.*
- Sakane M, Fox RJ, Woo SL, Livesay GA, Li G, Fu FH (1997).
In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res* 15 (2): 285-293 .
- Sapega AA, Moyer RA, Schneck C, Komalahiranya N (1990).
Testing for isometry during reconstruction of the anterior cruciate ligament. Anatomical and biomechanical considerations. *J Bone Joint Surg Am* 72 (2): 259-267.
- Sati M, de Guise JA, Duval N, Yahia LH, Drouin G (1999).
Computer-Assisted Knee Measurement and Surgical Planning: Application to Prosthetic Ligament Insertion. In: Nolte, L. P., Ganz, R. (Hrsg.). *Computer assisted orthopedic surgery (CAOS): 153-164.* Hogrefe & Huber, Seattle, Toronto, Bern, Göttingen.
- Sati M, Richard A, de Guise JA, Baldo S, Drouin G (1995).
Planning of prosthetic ligament insertion in the knee. *2: 1255-1256.*
- Sati M, Stäubli HU, Bourquin Y, Kunz M, Nolte LP (2002).
Real-time computerized in situ guidance system for ACL graft placement. *Comput Aided Surg* 7 (1): 25-40.
- Shelbourne KD, Nitz PA (1991).
The O'Donoghue triad revisited. Combined knee injuries involving anterior cruciate and medial collateral ligament tears. *Am J Sports Med* 19 (5): 474-477.
- Slocum DB, James SL, Larson RL, Singer KM (1976).
Clinical test for anterolateral rotary instability of the knee. *Clin Orthop Relat Res* (118): 63-69.
- Stäubli HU, Rauschning W (1994).
Tibial attachment area of the anterior cruciate ligament in the extended knee position. Anatomy and cryosections in vitro complemented by magnetic resonance arthrography in vivo. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2 (3): 138-146.
- Steckel H, Starman JS, Baums MH, Klinger HM, Schultz W, Fu FH (2006).
Anatomy of the anterior cruciate ligament double bundle structure: a macroscopic evaluation. *Scand J Med Sci Sports.*
- Stöckl B, Nogler M, Rosiek R, Fischer M, Krismer M, Kessler O (2004).
Navigation improves accuracy of rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* (426): 180-186.
- Takeuchi R, Saito T, Mituhashi S, Suzuki E, Yamada I, Koshino T (2002).
Double-bundle anatomic anterior cruciate ligament reconstruction using bone-hamstring-bone composite graft. *Arthroscopy* 18 (5): 550-555.
- van de Kraats EB, van Walsum T, Verlaan JJ, Oner FC, Viergever MA, Niessen WJ (2004).
Noninvasive magnetic resonance to three-dimensional rotational x-ray registration of vertebral bodies for image-guided spine surgery. *Spine* 29 (3): 293-297.

Victor J, Hoste D (2004).

Image-based computer-assisted total knee arthroplasty leads to lower variability in coronal alignment. *Clin Orthop Relat Res* (428): 131-139.

Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Tanabe Y, Tohyama H (2006).

Clinical evaluation of anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction procedure using hamstring tendon grafts: comparisons among 3 different procedures. *Arthroscopy* 22 (3): 240-251.

Zavras TD, Amis AA (1998).

Method for visualising and measuring the position of the femoral attachment of the ACL and ACL grafts in experimental work. *J Biomech* 31 (4): 387-390.

Zavras TD, Race A, Bull AM, Amis AA (2001).

A comparative study of 'isometric' points for anterior cruciate ligament graft attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9 (1): 28-33.

Zelle BA, Brucker PU, Feng MT, Fu FH (2006).

Anatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Sports Med* 36 (2): 99-108.

7. Versicherung

Ich versichere gemäß §16 der Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Philipps-Universität Marburg vom 12.12.1958:

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel „Computerassistierter Ersatz des vorderen Kreuzbandes – Entwicklung eines durchleuchtungsbildgeführten, computerassistierten Verfahrens zur arthroskopischen Kreuzbandplastik und Vergleich zu konventionellen Instrumenten“ im Landesbetrieb Krankenhäuser Hamburg, Allgemeines Krankenhaus Barmbek, Abteilung für Orthopädie, heute nach Betriebsübergängen und Abteilungsfusion: „Klinikum Eilbek. Schön Kliniken, Abteilung für Orthopädie und Unfallchirurgie“ unter Leitung von Prof. Dr. med. Ekkehard Hille, mit Unterstützung durch Dr. rer. nat. Jörg Sabczynski, Philips GmbH Forschungslaboratorien Hamburg, ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- oder ausländischen medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht oder die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt. Teile der vorliegenden Arbeit wurden in den auf der nächsten Seite genannten Publikationsorganen veröffentlicht. Von der Konzeption bis zum letzten Präparateversuch verging die Zeit von März 2000 bis April 2003.

8. Teilveröffentlichungen

Teile dieser Arbeit wurden bereits wie folgt publiziert:

8.1. Preis

Dries S, Sabczynski J, Hille E. C-Bogen-basierter computerassistierter vorderer Kreuzbandersatz - In vitro-Vergleich zu konventionellen Zielgeräten. 2. Preis „Forum Junge Wissenschaft“ der 52. Jahrestagung der Norddeutschen Orthopädenvereinigung e.V., Kiel (2003), Osteologie 12 (2003): 161. Verlag Hans Huber, Bern Göttingen Seattle Toronto.

8.2. Zeitschrift

Sabczynski J, Dries S, Zylka W, Hille E. Image-guided reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament. Int. J. Medical Robotics and Computer Assisted Surgery 1 (2004): 125-132.

8.3. Vorträge und Poster

Dries S, Sabczynski J, Hille E. C-Bogen-basierter computerassistierter vorderer Kreuzbandersatz - In vitro-Vergleich zu konventionellen Zielgeräten. 51. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden e.V., Baden-Baden (2003): 58. Medizinisch Literarische Verlagsgesellschaft mbH, Uelzen.

Dries S, Sabczynski J, Schwieger K, Honl M, Hille E. C-Bogen-basierter computerassistierter vorderer Kreuzbandersatz - In vitro-Vergleich zu konventionellen Zielgeräten. 3. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik e.V., München (2003): 50, München.

Sabczynski J, Hille E, Dries S, Zylka W, Tafler L, Haaker P, Istel T. Computer assisted arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. Proc. 16th Int Congress and Exhibition CARS (2002): 263-268. Springer, Berlin, Heidelberg, New York.

9. Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren

Adamietz	Holstein	Rehder
Beckmann	Honl	Richard
Böger	Höpker	Rueger
Bredehorst	Huland	Rumberger
Bromm	Hüneke	Rüther
Bücheler	Kahlke	Schulte am Esch
Burdelski	Koch	Schulze
Collo	Laufs	Seitz
Dallek	Lorke	Soehendra
Dannecker	Mallwitz	Spiller
Davidoff	Margaretha	Spillner
Deneke	Mayr	Strätling
Gal	Mergenhagen	Thomasius
Grensemann	Moll	Trojan
Greten	Müller	Ullrich
Greunke	Naber	Wagener
Gross	Peters	Weiller
Heidemann	Pfeiffer	Wieland
Helmchen	Pichlmeier	
Hille	Püschel	

in Hamburg.

10. Danksagung

Ich danke herzlich

Prof. Dr. med. Ekkehard Hille für seine unvergleichlich umfassende Hingabe zu meiner wissenschaftlichen, ärztlichen und menschlichen Ausbildung,

Dr. rer. nat. Jörg Sabczynski für die Eröffnung des Gebiets der Bildverarbeitung und die vollumfängliche Begleitung des Projektes auch auf sehr ungewohntem Gebiet,

Paul Haaker und Thomas Istel für ihren Beitrag zur technischen Realisierung des Prototyps,

Prof. Dr. med. Dr. h.c. Wilhelm-Wolfgang Höpker und Herrn Ahrens für die Unterstützung der in vitro-Versuche,

den Verstorbenen,

Dr. med. Volker Carrero geb. Müller für den Einstieg in die Forschungsabteilung und das Thema Kreuzbänder,

PD Dr. med. Dr.-Ing. habil. Matthias Honl für die Förderung und Leitung der Forschungsabteilung,

Dr.-Ing. Karsten Schwieger für die substantielle Bereicherung der Forschungsabteilung durch Rat und Geleit und

Annika Buß und Sabine Dries für die Engelsgeduld.