

**Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Ludwig-Maximilians Universität München**

**ehemaliger Direktor: Professor Dr. med. H.J. Refior
jetziger Direktor: Professor Dr. med. V. Jansson**

**Biomechanische Untersuchung zur Primärstabilität bei unterschiedlichen Techniken
der Tibiaumstellungsosteotomie
Experimentelle in-vitro-Studie an 16 humanen Tibiapräparaten**

**Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München**

**vorgelegt von
Markus Friedel
aus München**

2004

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Ludwig-Maximilians Universität München

ehemaliger Direktor: Professor Dr. med. H.J. Refior
jetziger Direktor: Professor Dr. med. V. Jansson

**Biomechanische Untersuchung zur Primärstabilität bei unterschiedlichen Techniken
der Tibiaumstellungsosteotomie
Experimentelle in-vitro-Studie an 16 humanen Tibiapräparaten**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Markus Friedel
aus München

2004

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
Der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. W. Plitz

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. R. Baumgart
Prof. Dr. M. Müller-Gerbl
Prof. Dr. G. Lob

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. K. Lehrberger

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 24.06.2004

Erklärung:

Ich versichere hiermit, dass ich die vorliegende Doktorschrift ohne unerlaubte Hilfe angefertigt, das benutzte Schrifttum vollständig erwähnt habe und dass die Doktorschrift noch von keiner anderen Fakultät abgelehnt worden ist.

München, den 25.3.04

Markus Friedel

Die experimentelle Durchführung und Auswertung der gewonnenen Daten wurden von mir eigenständig durchgeführt.

Teile der vorliegenden Arbeit wurden von mir persönlich als Powerpoint-Vortrag am 17. März 2003 in der Chirurgischen Abteilung des städtischen Krankenhauses München-Bogenhausen im Rahmen des Montags-Kolloquiums vorgestellt. Eine Genehmigung zur Vorveröffentlichung von Ergebnissen einer Dissertation liegt vom 12. März 2003 vor.

Widmung

Diese Arbeit widme ich mit Dank für die großzügige und langjährige Unterstützung während meines Studiums meinen Eltern Karl-Heinz und Annamaria Friedel.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. Heutiger Stand der Erkenntnis	4
2.1. Osteoarthrose bei Fehlstellungen im Kniegelenk	4
2.1.1. Ätiologie der Osteoarthrose	5
2.1.2. Pathophysiologie der Osteoarthrose	7
2.2. Grundlagen zur operativen Behandlung der Gonarthrose	10
2.2.1. Indikation und Kontraindikation für Tibiakopfumstellungsosteotomien	14
2.2.2. OP-Planung	16
2.2.3. Allgemeine OP-Technik bei valgusierender Osteotomie	17
2.2.4. Nachbehandlung	21
2.3. Komplikationen bei HTO und der wichtige Faktor Primärstabilität	22
2.4. Biomechanische Untersuchungen der HTO in der Literatur	23
2.5. Ergebnisse nach HTO	25
3. Material und Methoden	26
3.1. Präparate	26
3.2. Vorgehensweise	27
3.3. Versuchsaufbau und Durchführung	30
3.4. OP – Techniken	34
3.5. Beschreibung und Anwendung des modifizierten Zielgerätes	41
4. Ergebnisse	46
4.1. Dokumentation der Messwerte	46
4.2. Vergleich der Messwerte	50
4.2.1. Giebelplatte (Link [®]) vs. Puddu–Platte (Arthrex [®])	50
4.2.2. Richards–Klammern (S&N [®]) vs. Richards–Klammern (S&N [®] mod) mit Osteotomiezielgerät	54

4.2.3. Vergleich der Mittelwerte	57
4.3. Versuch einer Fallzahlschätzung	60
5. Diskussion	62
6. Zusammenfassung	72
7. Literatur	75
8. Anhang	84
9. Lebenslauf	92

1. Einleitung

Die Anzahl der Arthrosen des Kniegelenkes, welche die Lebensqualität stark beeinflussen können, haben in den letzten Jahrzehnten in der immer älter werdenden Gesamtbevölkerung stark zugenommen. Rein pathologisch teilt man die Arthrosen in lokalisationsabhängige Unikompartment- bis hin zu Trikompartmentarthrosen ein. Anatomisch unterscheidet man bei den Unikompartmentarthrosen zwischen dem Genu varum und dem viel seltenerem Genu valgum. Als Ursache für Arthrosen kommen unter anderem massive Meniskusdegenerationen, Bandinstabilitäten und Knorpeldefekte in Betracht, welche zu einer Fehlstellung der Traglinie führen können.

Am häufigsten, vor allem auch schon bei jüngeren Patienten, ist die mediale Gonarthrose, verbunden mit dem sog. Genu varum.

Auslösende Faktoren dafür sind Verletzungen z.B. des Tibiaplateaus, vorausgegangene Operationen (Meniskektomie), Übergewicht und muskuläre Fehlbelastungen vor allem bei Sportlern. Behandlungsmöglichkeiten können je nach Indikation und Beschwerden des Patienten sowohl konservativ als auch operativ sein.

Konservative Möglichkeiten sind Kräftigung der Muskulatur, Anpassung und Einschränkung von Tätigkeiten besonders im Sport, Gewichtsreduzierung, analgesierende Medikamente, knorpelschonende Substanzen, Erhöhung des synovialen Flusses (Synvisc®), Verwendung von orthopädischen Hilfsmitteln (laterale Absatzerhöhung) und Entlastung mittels Gips.

Je nach Beschwerden des Patienten bzw. dem Erfolg der konservativen Therapie sind jedoch meistens chirurgische Eingriffe notwendig. ODENBRING et al. stellten 1991 fest, dass aufgrund der schon schlechten Prognose einer medialen Gonarthrose der chirurgische Eingriff zu einer deutlich besseren Langzeitprognose führt. Die Mehrheit der nicht operierten Patienten klagte über eine geringere Aktivität aufgrund der unzufriedenstellenden Belastbarkeit des Knies. In den meisten Fällen konnte man sogar ein Fortschreiten der Arthrose röntgenologisch feststellen.

MATTSSON et al. berichtete 1995 sogar von einem positiven physischen und psychosozialen Effekt nach chirurgischer Behandlung.

Die chirurgischen Möglichkeiten umfassen ligamentäre Veränderungen, arthroskopisches Debridement, Unikompartment-Prothesen, Total-Endoprothesen und die proximale Tibiaumstellungsosteotomie (**HTO**). Die Ziele einer Osteotomie sind die Schmerzreduzierung sowie die funktionale Verbesserung, zum Teil aber auch das Hinauszögern der bevorstehenden Implantation einer Knie-Endoprothese. Nach Umstellungsosteotomien wird die durch mechanische Fehlbelastung veränderte innere Trabekelstruktur des Knochens umgebaut und den neuen Beanspruchungen angepasst.

Für ein erfolgreiches Outcome bei allen chirurgischen Möglichkeiten ist nach HANSSEN et al. 2000 eine sorgfältige Patienten-Selektion in Verbindung mit einer guten chirurgischen Technik notwendig. Variablen für die Selektion sind u.a. Anamnese, körperliche Untersuchung und die Radiologie.

Im speziellen soll nun auf die valgisierende Tibiakopfumstellungsosteotomie bei Genu varum eingegangen werden, die man von lateral mit einer schließenden und von medial mit einer aufklappenden Osteotomie durchführen kann.

Umstellungsosteotomien sind technisch anspruchsvolle Operation, die auch eine Vielzahl an Komplikationen mit sich bringen können. Entscheidend für den Erfolg jeder Technik ist die knöcherne Konsolidierung. Sie ist gerade für die tibiale Osteotomie zwingend notwendig und trägt unter anderem zur Vermeidung von Komplikationen wie Pseudarthrosen und Revarisierungen bei. Insgesamt bedeutet das, die angewandte Technik sollte möglichst gute Werte für Primär – und Rotationsstabilität aufweisen, um eine ausreichende knöcherne Festigkeit zu gewährleisten!

Es gibt verschiedenste Verfahren mit unterschiedlichen Techniken und Implantaten , um eine HTO durchzuführen.

In dieser Arbeit setzten wir uns mit folgenden vier Osteosyntheseverfahren auseinander:

- Giebel-Platte (Firma Link)
- Puddu-Platte (Firma Arthrex)
- Knochenklammern (Firma Smith & Nephew)
- Knochenklammern (Firma Smith & Nephew) zusammen mit einem modifizierten Osteotomiezielgerät (Prototyp)

All diese Verfahren gelten als etabliert und haben natürlich Vor- und Nachteile. Die Osteosynthesetechniken sind nur dann als geeignet einzustufen, wenn sie folgende Anforderungen erfüllen: Sie sollten für den Operateur einfach und exakt anzuwenden sein, eine möglichst rasche Mobilisation des Patienten ermöglichen und gering an Früh – und Spät komplikationen sein. Ausschlaggebend für letztere ist, wie schon oben erwähnt, die knöcherne Konsolidierung.

In dieser Arbeit werden nun die biomechanischen Eigenschaften in Bezug auf die Primärstabilität der vier Techniken geprüft. Ziel dieser experimentellen Studie ist es zunächst, mit den unter Standardbedingungen gewonnenen Ergebnissen das stabilste und geeigneteste Verfahren ermitteln zu können. Die klinische Relevanz dieser Ergebnisse ist von großer Bedeutung. Man weiß, dass es insbesondere im Zeitraum der frühfunktionellen Nachbehandlung zu den bekannten Komplikationen, wie Pseudarthrosen und Korrekturverluste kommt. Eine ausreichende knöcherne Konsolidierung ist zu diesem Zeitpunkt natürlich noch nicht zu erwarten, deshalb ist hier eine hohe Primärstabilität des gewählten Osteosyntheseverfahrens von entscheidender Bedeutung - am Ende gewährleistet diese die knöcherne Festigkeit

Zusätzlich wird in dieser Arbeit mit einem eigens hierfür modifizierten und selbst konstruierten Osteotomiezielgerät gearbeitet.

Mit diesem neuentwickelten Zielgerät soll sowohl eine Verbesserung der Primärstabilität als auch eine leichtere und exaktere Durchführung der Osteotomie für den Operateur im klinischen Alltag ermöglicht werden.

Die Implantate werden daher in entsprechender Weise an menschlichen Tibiapräparaten angebracht, zum Teil auch mit angegebenen Modifikationen. Anschließend werden Primär- und Rotationsstabilität der einzelnen Osteosyntheseverfahren an der Universalprüfmaschine¹ untersucht.

Eine vergleichbare Arbeit mit dieser Fragestellung unter den hier gewählten Standardbedingungen liegt bis jetzt noch nicht vor.

¹ Fa. Zwick; Type TMZ010/TN2A

2. Heutiger Stand der Erkenntnis

2.1. Osteoarthrose bei Fehlstellungen im Kniegelenk

Fehlstellungen der femurotibialen Achse werden sehr häufig bei Patienten mit Osteoarthrose des Kniegelenkes beobachtet. Bestimmend für die mechanische Belastung eines Gelenkes ist nicht nur die Belastung an sich (Körpergewicht, Muskelkraft, Gelenkkraft), sondern auch die Druckverteilung im Gelenk, insbesondere der größte Druck pro Flächeneinheit auf den Gelenkknorpel (DEBRUNNER 2002). Die Gonarthrose kann Ursache, aber auch Folge einer Achsabweichung der unteren Extremitäten sein. Ineffiziente Seitenbänder, Defekte an der Gelenkfläche (z.B. Arthrosen, z.n. Fraktur) und primäre Achsenfehler setzen unter statischen Beanspruchungen einen Circulus vitiosus in Gang: die exzentrische Belastung erzeugt eine Biegebeanspruchung. Erhöhte Druckkräfte führen zur weiteren Usurierung des Defektes am Gelenkkörper. Die starken Zugkräfte dehnen die bereits insuffizienten Bänder noch mehr, was wiederum die Achsenabweichung verstärkt.

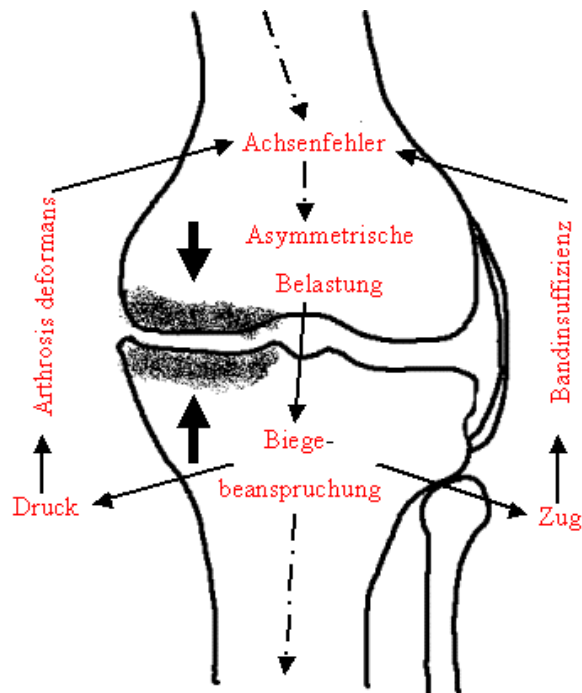


Abb. 1: Circulus vitiosus bei Genu varum (nach DEBRUNNER 2002)

Schon bei normalen Kniegelenksachsen wird das Knie überwiegend asymmetrisch, d.h. im Varussinn beim Gehen und Laufen beansprucht (PAUWELS 1965). Entsprechend sind Arthrosen im medialen Kniekompartiment (Genu varum) wesentlich häufiger als lateral (Genu valgum). Die varische Verformung der Beinachse erhöht und konzentriert die Belastung auf die mediale tibiale Gelenkfläche (MAQUET 1980), der Circulus vitiosus kommt in Gang.

Aufgrund der vielfältigen Ätiologie und der teilweise noch ungeklärten Mechanismen in der Pathophysiologie der Arthrose gibt es bis jetzt noch keine einheitliche Definition. Nach RIEDE UND SCHAEFER 1999 ist die Arthrose eine stadienhaft fortschreitende Gelenkerkrankung, die von einer strukturellen und funktionellen Beeinträchtigung des Gelenkknorpels ausgeht und durch Miteinbeziehung des subchondralen Knochengewebes sowie der Synovialmembran die Gelenkkörper deformiert. Synonym: Arthrosis deformans. Bei CANALE 1998 wird die Gonarthrose als nichtinflammatorische degenerative Erkrankung beschrieben, die sich aus drei großen Kategorien zusammensetzt: Bedingungen, die normale synchrone Bewegungen behindern; Bedingungen, die abnormale Bewegungsabläufe produzieren und Bedingungen, die durch massiven Stress zu einer Veränderung der Gelenkknorpel führen.

2.1.1. Ätiologie der Osteoarthrose

Je nachdem, ob sich eine Arthrose in einem gesunden oder bereits kranken Gelenk entwickelt, unterscheidet man zwischen der primären und der sekundären Arthrose.

Die Ätiologie der primären Arthrose ist leider immer noch sehr uneinheitlich. Sicherlich haben wohl die mechanischen Faktoren wie Fehlstatik des Bewegungsapparates, Übergewicht und berufliche oder sportliche Belastung die entscheidende Bedeutung. Sie führen zur Veränderung der Knorpelmatrix und somit auch zur biomechanischen Funktionseinschränkung des betroffenen Gelenkes. Daneben werden auch genetische Defekte von Knorpelmatrixproteinen als Auslöser einer Arthroseentwicklung diskutiert. SILBERNAGEL berichtet 2001 von dem Genlocus COL2 A1 als Ort eines genetischen Defekts für die seltene familiäre Form der Osteoarthrose. Dabei kommt es zu einem Einzelbasenaustausch von Arginin zu Cystein in Position 519 der α 1-Kette des Typ-II-Kollagen. Ebenfalls konnte ein defektes Allel für das Typ-II-Kollagen beim sog. Strickler-

Syndrom nachgewiesen werden. Diese Krankheit ist neben Osteoarthritis oder Chondrodysplasie mit schweren Augenerkrankungen assoziiert.

Sekundäre Arthrosen entstehen im Rahmen ätiologisch bekannter Gelenkschäden. Man unterscheidet folgende Formen:

- Inkongruenzarthrosen: funktionelle Fehlbelastung bei Spastik, kongenitale dysplastische Zustände (z.B. Subluxationen, Epiphysiolysen)
- Posttraumatische Arthrosen: Verletzung der Gelenkfläche z.B. bei Tibiakopffrakturen
- Endokrine Arthrosen: Hypothyreose, Akromegalie, Hyperparathyreoidismus, Diabetes mellitus
- Neuropathische Arthrosen: z.B. neurosensorische Störung bei Tabes dorsalis
- Metabolische Arthrosen: Chondrokalzinose, Ochronose, Oxalose, Gicht
- Arthrosen infolge Gelenkinstabilität, z.B. bei insuffizienten Kreuzbandtransplantaten

Beide, sowohl primäre als auch sekundäre Arthrosen zeigen gleiche morphologische Veränderungen.

In den letzten Jahren haben sogenannte lokale Risikofaktoren in den epidemiologischen Studien zur Arthrose stark an Aufmerksamkeit gewonnen. Während sich in der Vergangenheit die Literatur hauptsächlich mit den, wie bei SHARMA 2001 genannten extrinsischen Faktoren, z.B. physische Beanspruchung, Übergewicht und Verletzungen beschäftigte, so hob SHARMA auch intrinsische Faktoren hervor. Wichtig sind hier die Achsenstellung (Alignment), Muskelkraft, Laxheit und Propriozeption. Signifikante Zusammenhänge zwischen Risikofaktoren und der Entwicklung einer Arthrose konnten aber bisher nur für extrinsische Faktoren getroffen werden. Es gibt eindeutige Zusammenhänge zwischen Übergewicht und Arthrose des Kniegelenkes (FELSON et al 1988), ebenso spricht viel dafür, dass eine niedrige Knochendichte zu trabekulären Mikrofrakturen und einer konsequenten Belastungszunahme auf den Gelenkknorpel führt (TERAUCHI et al 1998). COOPER et al 2000 zeigten zudem in ihrer Studie, dass diese Faktoren mehr die Inzidenz als die radiologische Progredienz einer Gonarthrose beeinflussen. Außerdem scheinen sie auch mehr Einfluss auf die Osteophytenbildung als auf die Gelenkspaltverschmälerung zu haben.

Auch die jüngere und aktive Bevölkerung ist gefährdet, Arthrosen zu entwickeln. Vor allem Sportarten, wie Tennis, Skifahren und Fußball, die teilweise zu unphysiologischen Belastungen des Knies führen, können das Risiko erhöhen. BERGSTROM et al 2001 untersuchten ein Kollektiv von Schülern einer Ski Highschool und stellten fest, dass 73% über Schmerzen oder Verletzungen am Knie berichteten. 61% hatten Verletzungen aufgrund von Überbeanspruchung, 27% bereits Achsenfehlstellungen und 12% hatten ungeklärte Schmerzen. Die Behauptung, das Genu varum sei ein natürlicher Alterungsprozess ist demnach nicht zutreffend. Es konnten keine signifikanten altersabhängigen Achsenfehlstellungen sowohl bei Frauen noch bei Männern nachgewiesen werden (CHAO et al 1994).

2.1.2. Pathophysiologie der Osteoarthrose

Zum besseren Verständnis der pathophysiologischen Abläufe soll zunächst kurz der Knorpelaufbau eines wie in den meisten Gelenken vorkommenden hyalinen Knorpels beschrieben werden: Die Knorpelmatrix besteht zu mehr als 60% aus Wasser. Der Rest setzt sich aus Kollagen Typ II, Glykanen (Hyaluronsäure und Proteoglykane) und Mineralien zusammen. Durch den biochemischen und dreidimensionalen Aufbau wird dem Knorpel somit seine druckelastische Eigenschaft verliehen.

Den zeitlichen Ablauf der Arthroseentwicklung teilt man nach Silbernagel in drei Phasen ein: Knorpeldestruktion, knöcherner Destruktion und späte Reparationsvorgänge. PROCKOP et al schrieben 1995: Arthrosen sind sich selbst beschleunigende Verschleißprozesse des Knorpelgewebes als Folge eines Ungleichgewichts zwischen Matrixanabolismus und – katabolismus. Dieses Ungleichgewicht, resultierend aus einer der oben genannten Ätiologien führt zum initialen Aggrecanverlust. Dies bedeutet, die Kollagenfibrillen werden demaskiert, sie haben den schützenden Einfluss durch die Proteoglycane verloren. Einerseits sind sie jetzt Enzymen, wie z.B. Proteasen ausgesetzt, andererseits kommt es zum Aufquellen durch Wassereinlagerung. Der Knorpel verliert an Härte und Elastizität und wird an der Oberfläche rauer. Die nun wachsende mechanische Belastung führt zur Ruptur der Fibrillen und zum Abrieb von Knorpelfragmenten. Kompensationsversuche der Chondrozyten bleiben nahezu ergebnislos. Diese beginnen dann unter Bildung von Zellnestern („Brutkapseln“) zu

proliferieren. Die Destruktion der Matrix führt zunächst zu tiefen Fissuren im Knorpel, zu Nekrosen der Knorpelzellen und schließlich nach Abstoßung der nekrotischen Knorpelzellen zum kompletten Abrieb bis auf den Knochen. Das nekrotische Material kann aber auch in die Spongiosa eingepresst und von Resorptionsriesenzellen abgebaut werden. Es werden die auf dem Röntgenbild zu erkennenden Geröllzysten gebildet, die mit Blut- und Nekroseresten gefüllt sind.

Im Spätstadium der Arthrose kommt es dann zu einem Ulcus der subchondralen Knochenplatte mit Eröffnung des spongiösen Markraumes. Hieraus wächst Granulationsgewebe, das sich teilweise in chondroides Narbengewebe umwandelt und teilweise die biomechanischen Eigenschaften des zerstörten Knorpels zu ersetzen versucht. Begleitende Entzündungen der Synovialmembran führen zu bindegewebigen Überwucherungen, in deren Bereich sich durch Umdifferenzierungsvorgänge Knorpelgewebe und Knochen (Osteophyten) neu bilden. Dies verändert jedoch nichts an der Gesamtsituation der Arthrose. Neben der Synovialmembran sind im arthrotischen Prozess auch die Gelenkkapsel und der Bandapparat mit einbezogen.

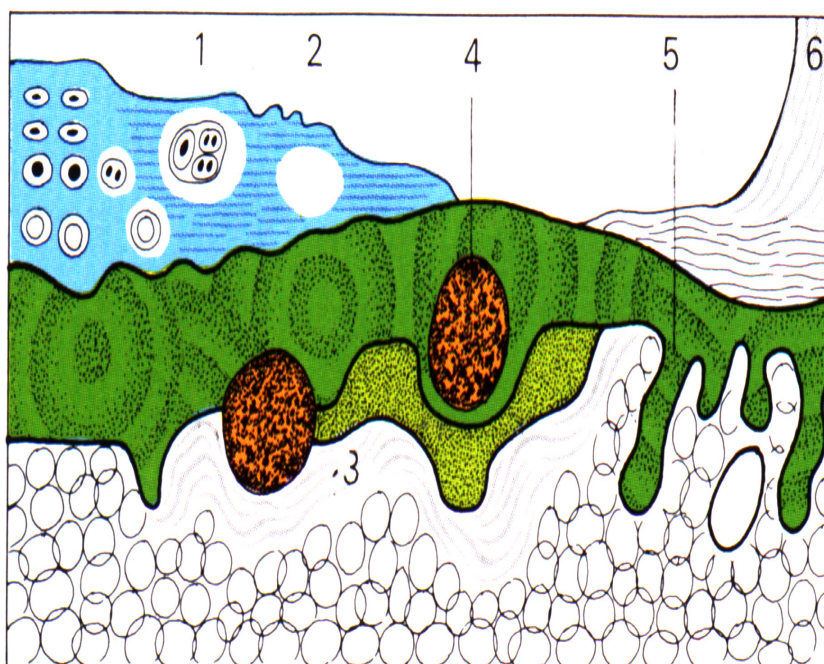


Abb. 2: Morphologische Entwicklung einer Arthrose (Riede & Schaefer)

- (1) Brutkapseln, (2) Gelenkknorpelzerstörung
- (3) Reaktive Markfibrose und subchondrale Knochenneubildung
- (4) Geröllzysten, (5) Osteophyten

Schon in den Anfangsstadien der Arthrose brechen im subchondralen Knochen die Trabekel. Ursache dafür sind die vom geschädigten Knorpel ungedämpft übertragenen Stöße. Der während des Reparatursprozesses gebildete Kallus entspricht dem röntgenologischen Frühzeichen der **Osteosklerose**. Weitere radiologische Zeichen einer Gonarthrose sind:

- **Gelenkspaltverschmälerung** in der Tragzone des Gelenkes
- **Osteophyten**
- **Subchondrale Zysten** (Geröllzysten) an der Stelle des größten Druckes
- Zunehmende **Gelenkdeformität**

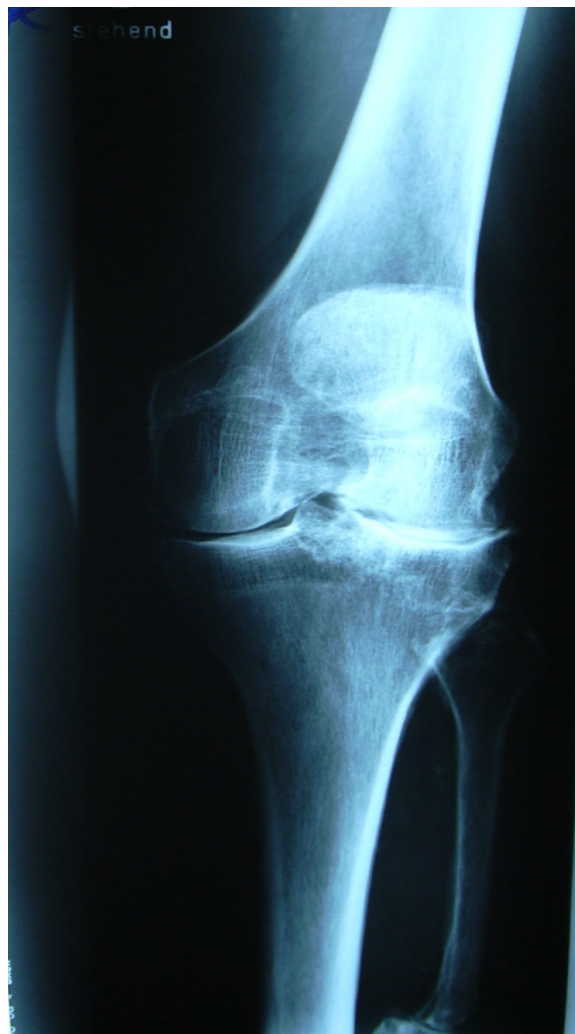


Abb. 3: Röntgenaufnahme mit den o.g. typischen Zeichen einer Arthrose, hier am Bild einer lateralen Gonarthrose.

2.2. Grundlagen zur operativen Behandlung der Gonarthrose

Die Arthrosen des Kniegelenkes, welche die Lebensqualität und den Lebensstil einer aktiven, dynamischen Population stark einschränken, haben in letzter Zeit stark zugenommen. Konservative Therapiemöglichkeiten sind Anpassung der Aktivitäten, Rehabilitation, Gewichtsreduktion, Analgesie mit NSAR, neue knorpelprotektive Substanzen (z.B. Synvisc®), Verwendung von orthopädischen Hilfsmitteln (laterale Absatzerhöhung) und Entlastung mittels Gips (COLE et al 1999, HANSSSEN et al 2000). Führen die konservativen Möglichkeiten nicht zu einer zufriedenstellenden Reduktion der Schmerzen und den damit verbundenen Beeinträchtigungen, so müssen chirurgische Alternativen in Betracht gezogen werden. Dies sind:

➤ **Arthroskopisches Debridement und Rekonstruktionen am Kapsel-Band-Apparat**

Chirurgisches Debridement bei Gonarthrose beinhaltet Lavage, partielle Menishektomie, Synovektomie, Exzision von Osteophyten, Entfernung von freien Gelenkkörpern und Knorpelglättung oder thermischer Chondroplastie (STUART 1994 und 1999). Häufig sind zusätzliche Eingriffe, wie Rekonstruktionen am Kapsel-Band-Apparat notwendig, um ein gutes Ergebnis zu erzielen (HANSSSEN et al 2000). Wie bei allen anderen chirurgischen Optionen ist auch hier eine genaue Indikationsstellung wichtig. Besonders Patienten mit einer radiologisch wenig ausgeprägten Arthrose, mit einer weniger schweren Knorpelschädigung sowie jüngere Patienten profitieren davon (AICHROTH et al 1991). Bei einer gut ausgewählten Patientenpopulation ist das arthroskopische Debridement zwar eine wertvolle Methode, um eine vorübergehende Erleichterung der Symptomatik zu erzielen (MC GINLEY et al 1999, STUART 1999), jedoch bleibt es beim Management der Gonarthrose umstritten (GOLDMAN et al 1997, STUART 1999). Obwohl sich die arthroskopische Technik stetig weiterentwickelt, kann der arthrotische Prozess durch isoliertes Debridement und Lavage nicht aufgehalten werden. Die Patienten müssen genau über den zugrundeliegenden Krankheitsprozess aufgeklärt werden, sowie über die eingeschränkten Ziele des Debridements, Komplikationen und der möglichen Notwendigkeit eines weiteren

rekonstruktiven Eingriffes. Die Morbidität dieser Technik ist gering, ernste Komplikationen sind ungewöhnlich (HANSSEN et al 2000).

➤ **Unikondyläre Prothesen**

Unikondyläre Prothesen (Unikompartmentprothesen) sind eine attraktive Alternative zur Umstellungsosteotomie oder Totalendoprothese. Traditionell waren sie für Patienten über 60 Jahre mit Unikompartmentarthrosen und gemäßigten Lebensstil bestimmt (BERGER et al 1999, HASEGAWA et al 1998). Inzwischen steigt das Interesse an einer Indikation auch für Patienten unter dem sechzigsten Lebensjahr (ENGH et al 1999, SCHAI et al 1998). Kontraindikationen für diese Technik sind Übergewicht, schwere Winkelabweichungen, Valgusknie mit medialer Laxheit, Fehlen des vorderen Kreuzbandes, komplette Gonarthrose und entzündliche Synovitis (THORNHILL et al 1989).

Die Vorteile einer Unikompartmentprothese im Vergleich mit HTO sind initial höhere Erfolgsraten und weniger Frühkomplikationen. Im Vergleich mit der TEP liegen die Vorteile im Erhalt beider Kreuzbänder, dem Belassen der kontralateralen Knochenstruktur und des patellofemoralen Gelenkes. Patienten mit Unikompartmentprothesen haben zudem eine geringere perioperative Morbidität und einen größeren Bewegungsumfang (NEWMAN et al 1998). Das anfänglich gute Outcome scheint insgesamt mit den Resultaten für TEPs im ersten Jahrzehnt vergleichbar zu sein. Misserfolge und Komplikationen werden häufig als Ursache technischer Probleme beschrieben (HANSSEN et al 2000). Die Schlüssel für erfolgreiche Unikompartmentprothesen sind wie bei allen anderen Techniken eine strenge Auswahl der Patienten, sorgfältige chirurgische Technik und ein bewährter Prothesentyp (CAPRA et al 1992, THORNHIL et al 1989).

Zur Zeit werden weniger invasive Operationstechniken und Implantate studiert, die der Unikompartmentprothese bei jüngeren Patienten in Zukunft einen interessanteren Stellenwert als attraktive Alternative verleihen sollen (HANSSEN et al 2000).

➤ **Totalendoprothesen (TEP)**

Die aktuelle Literatur zeigt, dass der Einsatz von Totalendoprothesen zu guten Langzeitergebnissen bei älteren Patienten führt. Es kommt unter anderem zur Schmerzlinderung, verbesserten Funktion und natürlich zur Korrektur einer Fehlstellung (VINCE et al 1989). Bei Patienten über 60 Jahre ist die TEP nach INSALL et al 1984 zuverlässiger als die Osteotomie. Inzwischen wurde die Indikation auch auf den jüngeren, aktiven Patienten erweitert. Es sollte jedoch sorgfältig individuell der Nutzen von Alternativen bedacht werden. Langzeitstudien mit jüngeren Patienten zeigen z.B. bei DUFFY et al 1998 hervorragende Ergebnisse mit einer Überlebensrate von 99 Prozent nach 13 Jahren. Die meisten Patienten litten hier aber an rheumatoider Arthritis. Um Totalprothesen zur Behandlung der Gonarthrose auch bei jüngeren Patienten vollständig akzeptieren zu können, müssen noch mehr Langzeitergebnisse gesammelt werden. Die meisten Studien wurden bisher überwiegend an älteren Patienten mit mehreren Diagnosen (u.a. rheumatoide Arthritis) durchgeführt. Man sollte die Ergebnisse deshalb vorsichtig interpretieren und nicht direkt auf jüngere Patienten übertragen (HANSSEN et al 2000).

➤ **Tibia-Umstellungsosteotomien (HTO)**

Seit JACKSON et al 1961 über eine größere Serie erfolgreicher Tibiakopfumstellungsosteotomien berichtete, hat sich die Keilosteotomie zu einem bewährten Verfahren bei der Behandlung der überwiegend hemiartikulär ausgebildeten Varus- oder Valgusgonarthrose entwickelt. Erstmals wurde sie von JACKSON 1958 beschrieben.

Der Grundgedanke dieser Technik ist, das stärker betroffene Kompartiment zu entlasten und die Belastung auf die gesündere Seite zu übertragen (COVENTRY 1984). Hauptsächlich werden valgisierende Umstellungen bei Genu varum durchgeführt. Natürlich besteht auch die Möglichkeit einer varisierenden Osteotomie.

Die Ziele einer Osteotomie liegen in der Schmerzreduktion und der funktionalen Verbesserung (COVENTRY 1984), aber auch um eine bevorstehende Implantation einer Knie-Endoprothese zu verzögern. Somit wird nach COLE et al 1999 ein aktiver Lebensstil der Patienten aufrechterhalten. Kniegelenksprothesen würden zwar die Beschwerden verbessern, jedoch dem Patienten nicht erlauben, seine gewohnten Aktivitäten auszuüben.

Vor allem Aktivitäten, wie Lauf- und Sprungsportarten, die hohe Aufprallbelastungen zur Folge haben, sollen vermieden werden.

Welche chirurgische Methode ist nun am besten geeignet zur Behandlung der Gonarthrose?

Seit Entwicklung der Endoprothesen treten die anderen chirurgischen Möglichkeiten in den Hintergrund. So berichtet COVENTRY schon 1988 von 800 durchgeführten Knieendoprothesen (Uni- oder Bikompartment), im Vergleich dazu stehen 100 HTOs. Besonders im Hinblick auf diese Entwicklung sind heutzutage die Analyse und der Vergleich bestimmter Parameter wichtig, um die geeignetste Option auszuwählen. Diese Parameter beinhalten:

- 1) klinische Ergebnisse und Langzeitresultate einer geplanten chirurgischen Technik
- 2) Morbidität und verbundene Komplikationen der Technik
- 3) Schwierigkeiten einer möglichen Umstellung zur TEP
- 4) Einfluss einer gewählten Technik auf das Outcome einer möglichen TEP

(ENGH et al 1999)

Priorität bei der Auswahl von Patienten für eine chirurgisches Vorgehen sollte nach HANSEN et al 2000 wenn möglich der Erhalt des natürlichen Kniegelenkes sein, jedoch müssen sämtliche oben genannten Parameter sorgfältig bedacht werden. Obwohl der Grundsatz besteht, eine TEP bei einem Patienten im mittleren Alter (40-60 Jahre) so lange wie möglich zu vermeiden, spricht nichts für die Durchführung einer alternativen chirurgischen Methode, wenn sie entweder eine geringere Aussicht auf Erfolg oder negative Auswirkungen auf das Outcome einer folgenden TEP hätte.

Zusammenfassend gesagt, sind die wichtigsten Grundsätze für den Erfolg bei allen hier aufgezeigten chirurgischen Möglichkeiten:

- ◆ **sorgfältige Indikationsstellung hinsichtlich geplanter Methode, verwendetem Implantat und Auswahl der Patienten**

- ◆ **gute chirurgische Technik**

Viele klinische Berichte betonen die Notwendigkeit einer guten und geeigneten chirurgischen Technik. Häufige Komplikationen bei bestimmten Techniken, die im Verlauf den Gelenkersatz durch eine TEP notwendig werden lassen, sind oft suboptimaler chirurgischer Durchführung zuzuschreiben (HANSSEN et al 2000).

2.2.1. Indikation und Kontraindikation für Tibiakopfumstellungsosteotomien (HTO)

BERMAN et al. 1991 sehen den idealen Patienten für eine korrigierende Osteotomie in einem leichtgewichtigen, aktiven Menschen im fünften bis sechsten Lebensjahrzehnt, der lokalisierte aktivitätsabhängige unikompartmentäre Knieschmerzen aufweist. Er sollte ein stabiles Knie, volle Knie-Extension mit einer Flexion von mind. 90° und keine patellofemorale Symptome haben. Bei FLAMME et al 1999 liegt das Alterslimit bei etwa 70 Jahren. Grundsätzlich ist wohl die Indikation zur Osteotomie nicht so sehr altersmäßig begrenzt, sondern der Zustand des jeweiligen Gelenks – Knochenqualität, Bandinstabilität sowie Knochenverluste – diktiert die jeweilige Vorgehensweise (SCHULTZ 1999).

COTTA et al 1996 fassen sämtliche Indikationen und Kontraindikationen für eine valgusierende Tibiakopfosteotomie zusammen:

Indikationen:

- Unikompartmentelle leichte bis mäßige mediale Gonarthrose. Relativ gute Knorpelverhältnisse in den anderen beiden Kompartimenten. Schmerzen hauptsächlich im (radiologisch und arthroskopisch) betroffenen Kompartiment.
- Keine übermäßige Bandinstabilität. Physisch aktiver, kooperativer Patient. Keine zu übermäßige Adipositas (evtl. präoperative Gewichtsreduktion).
- Knieflexion mindestens 90°. Streckdefizit geringer als 15°. Achsabweichung zwischen 5 und 20-30° Varus.
- Ausschluss einer Retropatellararthrose als Hauptschmerzursache.
- Konservative Maßnahmen vollständig ausgeschöpft.

Kontraindikationen:

- Starke Bandinstabilität.
- Flexion im Kniegelenk weniger als 70°.
- Flexionskontraktur mehr als 30°.
- Ort der stärksten Achsabweichung nicht im Tibiakopf. Keine annähernd horizontale Gelenkflächenstellung möglich.
- Fehlende Kooperationsbereitschaft.
- Starke Osteoporose.
- Erhebliches Übergewicht.
- Grobe, größere Gelenkflächendestruktionen.
- Laterale Subluxation mit konsekutiver Seitenbandlockerung.
- Rheumatoide Arthritis.

2.2.2. OP-Planung

Trotz modernster diagnostischer Technik sind die sorgfältige Anamneseerhebung und die körperliche Untersuchung des Patienten nach wie vor der erste Schritt zur Festlegung der weiteren Diagnostik. Die Kenntnis der methodenabhängigen Normwerte, ihrer physiologischen Schwankungen und der intraindividuellen Differenzen sind Grundvoraussetzung (KEPPLER et al 2002). Zur Anamnese gehören Fragen nach dem Alter (chronologisch und physiologisch), Aktivitätsgrad, Schmerzen (Stärke, Lokalisation und Charakter), mechanische Symptome, rheumatische Erkrankungen, vorausgegangene Gelenkinfektionen und Operationen am Knie, wie Menishektomie. Bei der körperlichen Untersuchung müssen folgende Punkte beachtet werden: Bewegungsumfang, Bandstabilität, Gangmuster, Fehlstellung der Körperachse, Körperhabitus und Bestehen von Beschwerden, die von der Wirbelsäule oder den benachbarten Gelenken ausgehen können.

Zur obligatorischen Röntgenuntersuchung gehören Aufnahmen beider Kniegelenke ap und seitlich, davon die ap-Aufnahme möglichst im Stehen unter Belastung, Patellatangentiaufnahmen und lange Achsenaufnahmen im Stehen in der ap Projektion. Sie geben Auskunft über die mechanische und anatomische Körperachse, dem Grad der Arthrose und periartikuläre Deformierungen (COLE et al 1999, GIEBEL et al 1985, MURPHY 1994, HANSEN et al 2000).

Bei den verschiedenen Techniken der Umstellungsosteotomie ist es obligat, eine zeichnerische Planung durchzuführen. Dabei wird anhand der Traglinie, die bei normalen Achsenverhältnissen durch die Kniegelenksmitte verläuft, der Fehlstellungswinkel bestimmt. Nun können sowohl die Größe des zu entnehmenden Keiles bzw. der Grad der Aufrichtung bei aufklappender Technik als auch die Implantatlage und Größe festgelegt werden. Es sollte dabei auf eine leichte Übervalgisierung geachtet werden (siehe Kap. 2.2.3.).

Eventuell sind noch Zusatzeingriffe oder Modifikationen zu planen, z.B. Ventralisierung des distalen Tibiafragmentes bei Retropatellararthrose zur Verringerung des Patellaanpressdruckes („Maquet-Effekt“) und intraartikuläre Eingriffe (Gelenktoilette, Menishektomie, Entfernung freier Gelenkkörper, Osteophytenabtragung) (COTTA et al 1996). Vor allem die zusätzlich zur schon obligatorischen diagnostischen Arthroskopie

durchgeführte operative Arthroskopie mit Gelenktoilette zeigt bessere Knorpelregenerationen als ohne arthroskopischen Zusatzeingriff (SCHULTZ et al 1999). Um einen prognostischen Wert über einen Rückgang der Arthrose nach HTO bestimmen zu können, empfiehlt HSU 1989 eine zusätzliche postoperative Arthroskopie. Hier bestimmt man Knorpeloberfläche, Form und Stabilität der Menisci entsprechend des arthroskopischen Gratings (Grad I-IV) nach FUJISAWA et al 1979.

2.2.3. Allgemeine OP-Technik bei valgierender Osteotomie

Varusfehlstellungen mit medialer Gonarthrose sind, wie bereits in Kapitel 2.1 besprochen, viel häufiger als eine valgische Beinachse. Im Folgenden wird nur auf die Grundzüge der valgierenden Osteotomien eingegangen. Durch die Osteotomie lässt sich die verschobene mechanische Achse überkorrigiert zurückverlagern, wodurch stark belastete destruierte Gelenkareale entlastet und der Gelenkdruck verteilt werden. COVENTRY forderte schon 1965, dass die Osteosynthese zur frühfunktionellen Nachbehandlung Übungsstabilität gewährleisten muss und technisch möglichst einfach durchzuführen sein soll.

Im Vergleich zu in früheren Publikationen beschriebenen subtuberositären Osteotomien (JACKSON 1961) wird heute durchgehend die supratuberositäre Osteotomiehöhe bevorzugt (COVENTRY 1965, GIEBEL et al 1985, MINIACI et al 1989, MURPHY 1994). An der Tibia herrschen supratuberositär für die Osteotomieheilung beste Verhältnisse. Der gut vaskularisierte spongiöse Knochen bedingt eine schnelle knöcherne Durchbauung. Zudem besteht hier eine wesentlich breitere Kontaktfläche der Osteotomieenden, die von ventral durch den M. quadrizeps über die Patellarsehne und von dorsal durch die ischiocrurale Muskulatur zusätzlich überbrückt und dadurch stabilisiert wird (COVENTRY 1985, GIEBEL et al 1985).

Bleibt bei der Osteotomie der kontralaterale Kortikalis-Periost-Schlauch intakt, so kann er als Scharnier dienen, um welches die Osteotomie nach Keilentnahme umgeklappt und geschlossen wird (COVENTRY 1973). Es sollte eine Knochenbrücke von ca. 10 mm belassen werden (GIEBEL et al 1985, KESSLER et al 2002). Der dadurch entstandene Zuggurtungseffekt gibt zusätzlich Stabilität und ist unter anderem auch entscheidend für die Primärstabilität der jeweiligen Osteosynthese (FLAMME et al 1999). Bei Patienten mit

durchtrennter Kortikalis wurden in klinischen Beobachtungen häufig Revarisierungen oder Pseudarthrosen beobachtet (INSALL et al 1984, MINIACI et al 1989).

Zudem sollte der laterale Abstand der Osteotomieenden bei closing-wedge Osteotomie 2 mm nicht überschreiten. Es ist sonst eine verzögerte Knochenheilung mit reduzierter Stabilität zu erwarten (CLAES et al 1997).

Ein Grund für das vorzeitige Fehlschlagen nach Osteotomie ist eine Unter- bzw. zu starke Überkorrektur der Fehlstellung. Wie bereits im Kapitel der OP-Planung angesprochen, ist eine leichte Übervalgisierung wünschenswert. Neben der Patientenauswahl ist auch die postoperative Beinachse Voraussetzung für den Erfolg (HANSSEN et al 2000). Es gibt jedoch keine einheitlichen Kriterien, wie der optimale Korrekturwinkel für Osteotomien am Knie festgelegt werden soll (CHAO et al 1994). Obwohl in der Literatur bestimmte Empfehlungen zur Überkorrektur (zwischen 3° und 14° Valgusstellung) gegeben worden sind, fehlen jedoch dazu objektive und zuverlässige Daten, um einem erfolgreichen Outcome gerecht zu werden. COTTA et al 1996 berechnen den Korrekturwinkel wie folgt: $\text{Korrekturwinkel} = \text{Varuswinkel} + 7^\circ$ (physiologischer Valgus) + 2-3° Überkorrektur. Das bedeutet, man würde eine Valgusstellung von 9-10° erhalten. Betrachtet man Langzeitstudien, scheint dies ein geeignetes Maß zu sein. Coventry et al berichteten 1993, dass bei einer Korrektur von mindestens 8° eine „Überlebensrate“ von 94 Prozent bei den fünf- und zehnjährigen Follow-up Evaluationen erreicht wurde. In der Vergleichsgruppe mit nur 5° oder weniger waren es lediglich 63 Prozent. ODENBRING et al 1990 stellten in ihrer Langzeitstudie fest, dass ca. 30 Prozent der Patienten mit Unterkorrektur aufgrund klinischer Verschlechterung eine chirurgische Revision benötigten. Es konnte auch nachgewiesen werden, dass eine Übervalgisierung das Fortschreiten der medialen Gonarthrose verlangsamt (MAJIMA et al 2000, TJÖRNSTRAND et al 1981).

In den neuesten Studien beschäftigt man sich mit den Belastungsverhältnissen, die unter dynamischen Bedingungen bei unikompartmentellen Gonarthrosen auftreten. Sollten bereits präoperativ durch eine Ganganalyse stark erhöhte varisierende Kräfte ermittelt werden, ist eine deutliche Überkorrektur anzustreben. Die Überkorrektur in solch gelagerten Fällen sollte ca. 5° über dem physiologischen Winkel betragen (SCHULTZ et al 2003).

Geht es nach den Empfehlungen von FUJISAWA et al 1979 werden die besten Ergebnisse erzielt, wenn die postoperative mechanische Achse lateral der Kniegelenkmitte verläuft (30-40 %).

Vom Grundprinzip der Osteotomietechnik unterscheidet man zwei Formen: schließende (**closing-wedge**) Osteotomie und aufklappende (**open-wedge**) Osteotomie.

Die Operation bei closing-wedge Osteotomie besteht aus lateraler Osteotomie (zwei Schnitte), Entnahme eines Knochenkeils, schräge Osteotomie der Fibula im mittleren Drittel entsprechend der Größe des entnommenen Keils und Osteosynthese der Tibia. Für die Stabilisierung der Osteotomieflächen unter Kompression können Klammern, verschiedene Platten, Schrauben und der Fixateur externe verwendet werden. Auf die unterschiedlichen Techniken wird im Kapitel 3 eingegangen.

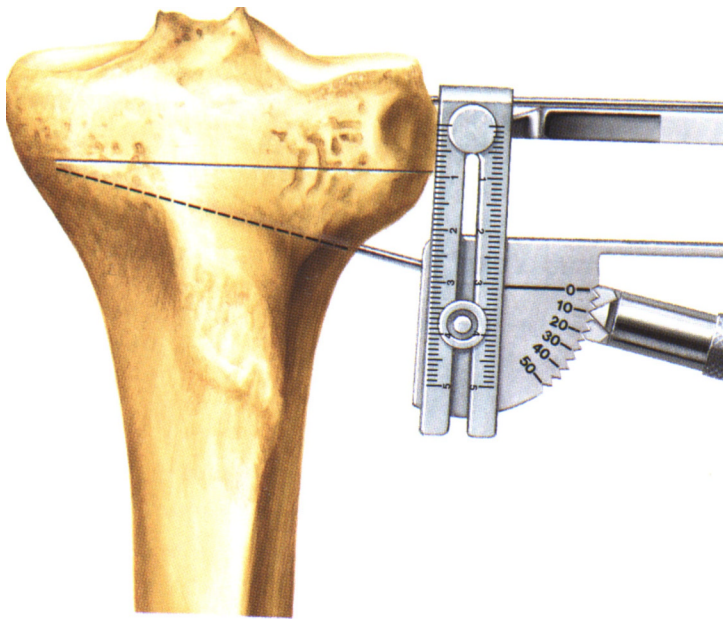


Abb. 4: Closing-wege Osteotomie mit der „Giebel-Platte“. (aus der OP-Anleitung der Fa. Link)

Alternativ besteht die Möglichkeit einer sogenannten additiven Tibiakopfosteotomie (open-wedge), wie sie erstmals von GARIEPY 1961 beschrieben wurde. Nach der Osteotomie (ein Schnitt) von medial folgt die Aufrichtung entweder durch trikortikale Beckenkammspäne mit oder ohne zusätzlicher Osteosynthese (COTTA et al 1996, FOWLER 2001), durch Knochenzement aus Acryl (HERNIGOU et al 2001) oder durch Kallusdistraction (Hemikallotasis) mit Fixateur externe. Eine zusätzliche Fibulaosteotomie ist nicht nötig, da hier kein Knochenkeil entnommen wird und es somit nicht durch den Knochenverlust zur Veränderung der Statik an der unteren Extremität kommen würde. Die Möglichkeit, eine Achsenkorrektur nach dem Prinzip der Hemikallotasis mit einem dynamischen Fixateur externe durchzuführen wurde erstmals von DE BASTIANI et al 1984 beschrieben. Mit Hilfe des Fixateurs wird der sich im Knochendefekt bildende Kallus stufenweise distrahiert und ermöglicht so über die Bildung von neuem Knochen eine valgische Beinachse.

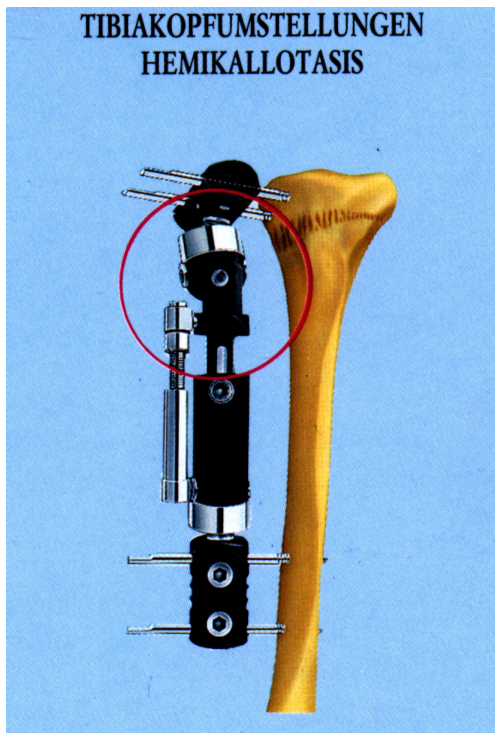


Abb. 5: Open-wedge Osteotomie am Beispiel der Hemikallotasis (Erklärung im Text) mit Fixateur externe.
(aus der Broschüre Modulsystem der Fa. Orthofix)

Alle hier genannten Möglichkeiten haben Vor- und Nachteile. Vergleicht man closing-wedge Osteotomie mit der open-wedge Osteotomie mit kortikospongiösem Span, so hat sich nach COVENTRY 1985 erstere durchgesetzt. Die Anhebeosteotomie ist anspruchsvoller, bedarf das Einwachsen des Spans und beinhaltet das Risiko des Kollabierens des Spans mit entsprechendem Korrekturverlust vor allem postoperativ während des Heilungsprozesses (STUART et al 1999), so dass diese Technik der gleichzeitigen Stabilisierung von Kniebandinstabilitäten vorbehalten bleiben sollte (COVENTRY 1985, MURPHY 1994). FOWLER 2001 sieht hingegen deutliche Vorteile bei der open-wedge Osteotomie, die er mit einer Puddu-Platte als Osteosyntheseverfahren und Knochenspäne zum Auffüllen der Osteotomielücke durchführte. Im Vergleich zu einer closing-wedge Osteotomie wird durch den medialen Zugang eine Verletzung des proximalen tibiofibularen Gelenkes und des Nervus peroneus vermieden. Es sind nur ein Hautschnitt und eine Osteotomie notwendig, das vordere Kompartiment des Beines bleibt unverletzt. Zudem kann es bei der schließenden Technik zur Verformung des kranialen Tibiafragmentes kommen, was Auswirkungen auf eine nötige TEP haben könnte. Außerdem ist es schwierig, intraoperativ die zu korrigierende Fehlstellung genau zu bestimmen und die Neigung des Tibiakopfes zu kontrollieren. Man sollte beachten, dass bei einer Zunahme der Neigung nach posterior die Tendenz zur Translation nach anterior zunimmt. Beide Techniken eignen sich nicht für große Korrekturen > 2cm.

Beim Vergleich von closing-wedge Osteotomie mit Knochenklammern und open-wedge Osteotomie mit Hemikallotaxis fanden MAGYAR et al 1999 heraus, dass es zwei Jahre postoperativ zwar zur Verbesserung der Symptomatik kam, jedoch keine klinischen Unterschiede hinsichtlich der beiden angewandten Techniken zu finden waren. In einer weiteren Studie untersuchten MAGYAR et al 1999 die dreidimensionale knöcherne Stabilität nach HTO bei 33 Patienten mittels RSA (radiostereometric analysis). Dabei fanden sie erhöhte Translationen nach medial, lateral und posterior für closing-wedge Osteotomie mit Knochenklammern. Die Hemikallotaxis-Technik war zudem auch noch rotationsstabiler.

Externe Fixierung bietet den zusätzlichen Vorteil, schrittweise feine Korrekturen durch Distraction des Kallus am ambulanten Patienten durchzuführen (MURPHY 1994). Hauptkomplikation ist die Pin-Infektion, meist infolge von Pin-Instabilitäten. Sie kann den Einbau einer notwendigen TEP komplizieren oder eine Entfernung der Pins nötig machen, bevor es zur adäquaten Korrektur und Heilung gekommen ist.

2.2.4. Nachbehandlung

Schon 1965 wurde der Gedanke zur frühfunktionellen Nachbehandlung von COVENTRY aufgegriffen und eine übungsstabile Technik gefordert. Durch den Einsatz von stabilen Implantaten ist heutzutage die Gipsruhigstellung unnötig, da sie sich nur ungünstig auf den Gelenkknorpel sowie die betroffene Muskulatur auswirken würde (GIEBEL et al 1985, MINIACI et al 1989, MURPHY 1994).

Zunächst wird mit krankengymnastischen Übungen begonnen, wie isometrischer Quadrizepsanspannung und Fußgymnastik. Das Bein wird täglich auf einer Motorschiene gelagert, die eine langsame kontinuierliche passive Kniebewegung garantiert. Ein früher passiver Bewegungsbeginn hilft, eine Quadrizepsatrophie zu vermeiden und scheint wohl auch die Prävention vor Patellasehnenverkürzungen nach HTO zu unterstützen (WESTRICH et al 1998). Wenn das Bein bis 90° flektiert werden kann und die Wunde reizlos ist, ist in der Regel nach einigen Wochen (z.B. nach sechs Wochen bei open-wedge System mit Puddu-Platte (Fa. Arthrex, STUART et al 1999) eine Teilbelastung mit Gehwagen oder Unterarmgehstützen möglich. In Abhängigkeit von den Röntgenkontrollen kann diese dann

bis zur Vollbelastung gesteigert werden. Das Implantat sollte ca. 1 Jahr postoperativ entfernt werden. (COTTA et al 1996, GIEBEL et al 1985).

Genauere Angaben zur Mobilisation und Belastung sind von der Operationstechnik und den dabei verwendeten Implantaten abhängig. So ist bei der Hemikallotaxis-Technik mit einer verlängerten postoperativen Behandlung zu rechnen, bis die geöffnete Osteotomie vollständig mit Kallus durchbaut worden ist und sich daraus Knochen gebildet hat.

2.3. Komplikationen bei HTO und der wichtige Faktor Primärstabilität

Die technischen Schwierigkeiten und die Menge an möglichen Komplikationen bei HTO haben zweifelsohne in letzter Zeit zur Abnahme der Popularität dieser operativen Methode geführt (HANSSEN et al 2000). Neben allgemeinchirurgischen Komplikationen, wie Infektionen, Gefäß- und Nervenläsionen (insbesondere Peronäusläsionen bei Osteotomie der Fibula bei closing-wedge Osteotomie), Kompartmentsyndrom, Nekrosen von Knochen und Haut, tiefe Beinvenenthrombose und der Gefahr einer Lungenembolie können auch technische Komplikationen auftreten. Dies sind Korrekturverlust, Rotationsfehler, Materialbruch und –lockerung, Ausriss der Tuberositas Tibiae, Ruptur des Lig. Patellae, Fraktur nach Entfernung des Osteosynthesematerials und Pseudarthrosen von Tibia und Fibula (COTTA et al 1996). Hinzu kommt noch die Möglichkeit einer postoperativen Fehlstellung der Patella. HTO verändert die Höhe der Patella, was von der angewandten Technik abhängig ist. Ein Absinken der Patellahöhe wird häufiger bei open-wedge Osteotomie beobachtet, wobei es bei closing-wedge Osteotomie eher zum Patellahochstand kommt, wenn die postoperative Korrektur weniger als 10° beträgt (TIGANI et al 2001).

Entscheidend für eine geringe Rate an Komplikationen und gute postoperative Ergebnisse ist das Einhalten von chirurgischen Standards und die Qualität der chirurgischen Technik. Dazu gehören insbesondere der Erhalt der kontralateralen Kortikalis und die Übervalgisierung. Andernfalls besteht die Möglichkeit von Komplikationen, wie Korrekturverlust und der damit verbundenen Revarisierung. Dieser postoperative Verlauf wird relativ häufig

beschrieben (HERNIGOU et al 1987, MINIACI et al 1989, TJÖRNSTRAND et al 1981). Es führt zur klinischen und radiologischen Zunahme der Arthrose im Kniegelenk (INSALL et al 1984). Neben zu hohem Körpergewicht und unzureichender valgischer Korrektur der Beinachse sehen FLAMME et al 1999 die Ursache auch in einer mangelnden primären Stabilität der Osteosynthese. Auch die in der Literatur seltener beschriebenen Pseudarthrosen sind unter anderem wohl auf eine mangelhafte Stabilität zurückzuführen. Deshalb sollte die Osteotomielücke keinesfalls größer als 2 mm sein (CLAES et al 1997).

Zusammenfassend gesagt, sind erfolgreiche Langzeitresultate von sorgfältiger Patientenauswahl, korrekter chirurgischer Technik, adäquater postoperativer Achsenstellung und einer hohen Primärstabilität der Osteosynthese abhängig (FLAMME et al 1999, HANSSEN et al 2000). Mithin ist die Primärstabilität für den erfolgreichen Durchbau der Osteotomie entscheidend (COVENTRY 1985, SCHATZKER et al 1985).

2.4. Biomechanische Untersuchungen bei HTO in der Literatur

Die Kenntnis der biomechanischen Eigenschaften verschiedener Osteosyntheseverfahren ist eine wichtige Voraussetzung für die Auswahl des geeignetsten Implantats. Im vorigen Kapitel wurde bereits die Primärstabilität als ein entscheidender Faktor für postoperative Komplikationen festgestellt. Ein Verfahren ist nur dann geeignet, wenn es sich als stabil hinsichtlich translatorischer Kräfte, axialer Belastung und Rotation erweist.

Bisher gibt es aber nur sehr wenige biomechanische Untersuchungen zu einzelnen Techniken bzw. Vergleiche der Techniken untereinander. Entscheidend für einen Vergleich mit der vorliegenden Arbeit ist die Untersuchung an humanen Knochenpräparaten, wie bei FLAMME et al 1999, KESSLER et al 2002 und STUART et al 1999. Das mittlere Alter der Spender lag bei 61.5 (23 Präparate bei Stuart), 74 (23 Präparate bei Kessler) und 61 Jahren (10 Präparate bei Flamme). Der Versuchsaufbau war bei allen Arbeiten ähnlich. Es wurden Universal-Prüfmaschinen verwendet, lediglich Flamme hatte keinen einheitlichen Versuchsaufbau für seine Stabilitätsprüfungen (Universal-Prüfmaschine, Stahlrahmen und Seilzug, induktive

Wegaufnehmer). Stuart beließ den proximalen Weichteilmantel, bei den anderen Untersuchungen wurde er komplett entfernt.

FLAMME et al 1999 führten Prüfungen zur Primärstabilität von AO-Drittelrohrplatte, Giebelplatte, Knochenklammern und Fixateur externe durch, alles closing-wedge Osteotomien. Es erfolgten translatorische (Maximalkraft 100 N), axiale (Maximalkraft 1000N) und rotatorische Belastungen (maximales Drehmoment 5 Nm), jedoch keine Bruchbelastung. Eine besonders stabile Fixation wurde durch den Fixateur externe und die Knochenklammern gewährleistet, bei korrekter Implantationstechnik erwiesen sich die Unterschiede in der Primärstabilität der getesteten Implantate jedoch als gering. Für eine statistisch signifikante Aussage war die Fallzahl zu gering.

STUART et al 1999 untersuchten die neu entwickelte Puddu-Platte, ein open-wedge System. Axiale- (Mittelwert bei 1810 N) und Rotationsbelastungen (Mittelwert bei 10 Nm) wurden bis zum Versagen des Systems durchgeführt. Kriterien dafür waren Abweichen des Korrekturwinkels, Kollaps oder Fraktur der Tibia, Lockerung von Schrauben, Translation des proximalen Segments oder plötzlicher Wechsel in der Auslenkungskurve. Das open-wedge System erwies sich in Bezug auf geschtzte Belastungen des Tibiaplateaus während Vollbelastung als sehr stabil bei axialer Belastung, weniger jedoch bei Rotation. Im Vergleich zu den heute auf dem Markt befindlichen Platten mit zwei Schrauben wurden diese Versuche mit Platten durchgeführt, die jeweils nur eine Schraube im proximalen und distalen Segment hatten. Es kam trotzdem nie zu einem Bruch oder Verbiegen der Platte.

KESSLER et al 2002 untersuchten in drei unterschiedlichen Gruppen den maximalen Korrekturwinkel bis es zum Bruch der kontralateralen Kortikalis kam. Gruppe 1 mit closing-wedge Osteotomie und Gruppe 2 mit open-wedge Osteotomie ergaben nahezu die gleichen Ergebnisse des maximalen Korrekturwinkels ($6,7^\circ$ gegenüber $6,5^\circ$). In einer weiteren Gruppe wurde eine neue Technik angewendet, die auch bei uns zur Geltung kam. Die Osteotomie wurde hier durch einen 5 mm Draht, der in anteroposteriorer Richtung ca. 10 mm vor der medialen Kortikalis gebohrt wurde, begrenzt. Durch die exaktere Osteotomie nahm nun der maximale Korrekturwinkel ohne Fraktur signifikant auf 10° zu. Diese Prozedur wurde bereits erfolgreich im klinischen Alltag eingeführt.

In diesen teilweise doch sehr unterschiedlichen Arbeiten betonten aber alle Autoren die Notwendigkeit einer exakten Osteotomie und den Erhalt der kontralateralen Kortikalis.

2.5. Ergebnisse nach HTO

Natürlich sind Ergebnisse und das Outcome nach Umstellungsosteotomien ziemlich unterschiedlich. Faktoren zur Auswahl der Patienten, eine geeignete und gute chirurgische Technik, die richtige postoperative Beinachse und der Zeitpunkt der Datenerhebung beeinflussen letztendlich das klinische Outcome (HANSSEN et al 2000).

NAKASHIMA et al wiesen 1998 in einer immunhistochemischen Follow-Up-Studie nach, dass es nach HTO zu einem Rückgang der Synovitis in der Arthrose gekommen ist. Die Gründe dafür sind einerseits die postoperative verbesserte Gewichtsverteilung auf die Knorpeloberflächen und die Abnahme an abgeschilferten Knorpelfragmenten, welche wohl durch Makrophagenstimulation den Entzündungsreiz an der Synovia bedingen. Schon seit längerem gilt als bewiesen, dass es nach Erleichterung des Knochens und Knorpels vom Zustand der Überbeanspruchung durch HTO zu einer Regeneration der betroffenen Knorpelabschnitte kommt (COVENTRY 1984). Neuere Untersuchungen weisen diesen Effekt auf die erkrankte Knorpeloberfläche des Kniegelenkes arthroskopisch (KENAMIYA et al 2002) und immunologisch über das Typ II Procollagen-Peptid (KOBAYASHI et al 2002) nach. Diese Punkte sind wohl neben der Schmerzreduktion und der Zufriedenheit des Patienten ausschlaggebend für den Erfolg und gute Langzeitergebnisse nach HTO.

Viele klinische Studien haben zu sehr zufriedenstellenden Ergebnissen nach fünf bis sieben Jahren Follow-Up geführt, mit einem danach beträchtlich abnehmenden Prozentsatz der Überlebensrate. Häufig ist es schwierig, bestimmte Effekte wie Auswahl der Patienten oder technische Fehler auf das Outcome von Langzeitstudien zu übertragen (HANSSEN et al 2000). Ein Hauptproblem für den wissenschaftlichen Vergleich der einzelnen Studien ist die Verwendung von völlig unterschiedlichen Beurteilungsscores.

3. Material und Methoden

3.1. Präparate

Nummer	Sektionsnummer 1999/2000	Geschlecht	Alter	Gewicht kg	Größe cm	BMI kg/m ²	Kopf-Ø cm	Länge cm
1 re 1 li	1923	M	41	58,9	168	20,87	8,7 8,6	36 36
2 re 2 li	1930	M	58	84,6	180	26,11	8,7 8,7	40 40
3 re 3 li	2042	M	20	59,7	168	21,15	7,5 7,7	38 38,5
4 re 4 li	2074	W	55	42,4	155	17,65	7,0 6,9	34 34
5 re 5 li	2175	M	30	69,5	181	21,21	8,6 8,3	42,5 42,5
6 re 6 li	164	M	45	65,9	188	18,65	8,2 8,1	40,5 41
7 re 7 li	425	M	52	79	177	25,22	8,7 8,6	41,5 41,5
8 re 8 li	558	M	62	116,5	190	32,27	9,1 8,8	43,5 43

Tab. 1: Daten zu den Präparaten.

Wir führten unsere Untersuchungen an 16 Tibiapräparaten durch. Ausschlusskriterien waren Hinweise für Verletzungen und vorausgegangene operative Eingriffe an Unterschenkel oder Knie. Seit Exitus durften nicht mehr als vier Tage vergangen sein. Das durchschnittliche Alter der Spender war 45,38 Jahre (20 bis 62). Die Körpergröße lag zwischen 155 cm und 190 cm, das Körpergewicht zwischen 42,4 kg und 116,5 kg.

3.2. Vorgehensweise

Es wurden bei allen acht Spendern (7 männlich, 1 weiblich) jeweils beide Tibiae entnommen. Dabei wurden sofort Weichteilmantel und sämtliche Kapselbandstrukturen mit Ausnahme des Periosts abpräpariert. Die Fibula wurde auch im Situs belassen. Zur besseren präoperativen Planung, wie z.B. Implantatgröße, vermaß man die Tibialänge (Area intercondylaris anterior – OSG Mitte der Tibia) und den Tibiakopfdurchmesser am Tibiaplateau.

Außerdem wurden noch Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen angefertigt.

Zur exakteren Bestimmung der Knochenstruktur wurden bei allen Präparaten noch eine Dichtemessung durchgeführt. Ziel war es, damit Aussagen über den Einfluss der Knochendichte auf die Primärstabilität zu treffen. Wir verwendeten dafür die DXA-Technik² (Dual X-ray Absorptiometry). Sie ist die heute am weitesten verbreitete Methode zur

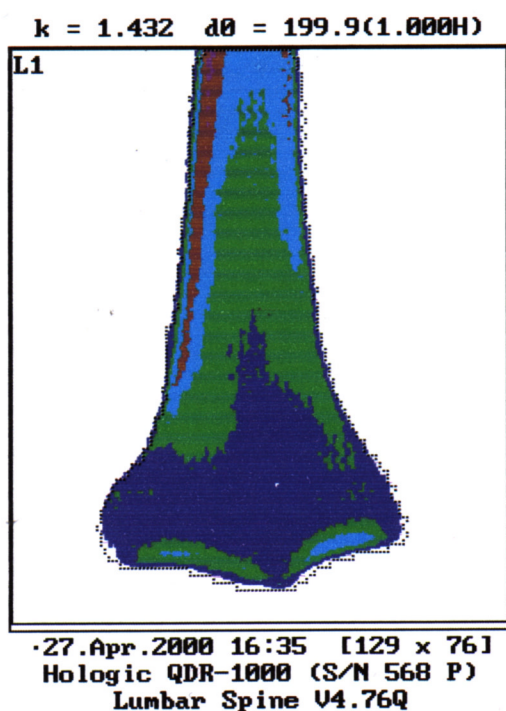


Abb. 6: DXA-Dichtebestimmung am Präparat Nr.6 links. Die Messwerte sind in Kapitel 4 aufgelistet.

Bestimmung der Knochendichte, vor allem zur Untersuchung von LWS und distalem Femur. Von jedem Punkt des Messvolumens werden Absorptionsdaten bei den beiden Energien (70kv/140kv) gewonnen. Aus dem Maximum und aus der Differenz der Messwerte kann der Mineralsalzgehalt des Messvolumens mit einer speziellen Software berechnet werden, wobei der Einfluss des dazwischenliegenden Weichteilgewebes eliminiert wird. Es erfolgen integrale Messungen von Kortikalis und Spongiosa.

Unter einer standardisierten Vorgehensweise wurde diese Technik bei den Tibiapräparaten angewandt.

² QDR 1000 Hologic Fa. Siemens

Alle Präparate wurden anschließend in NaCl getränkte Tücher bei -20°C bis zum Operationszeitpunkt tiefgefroren.

Nach einer durchschnittlichen Auftauzeit von 12 Stunden erst im Kühlschrank bei $+4^{\circ}\text{C}$ und dann bei Raumtemperatur wurden, wie von COVENTRY 1965 postuliert, ausschließlich supratuberositäre Umstellungsosteotomien mit ca. 2 cm Abstand zum Tibiaplateau von 10° durchgeführt. Jede Technik wurde jeweils an vier Präparaten angewandt. Auf die einzelnen Operationsmethoden wird im folgenden noch eingegangen.

Es gelang, bei allen Präparaten die kontralaterale Kortikalis mitsamt des Periosts, jedoch mit unterschiedlicher Dicke zu erhalten. Dies ist für eine ausreichende Primärstabilität bei frühfunktioneller Nachbehandlung von wesentlicher Bedeutung (FLAMME et al 1999). Trotzdem stellte man bei den valgisierenden Osteotomien bereits während der Operation eine gewisse Instabilität fest, die zu einem minimalen Abweichen des Tibiaplateaus gegenüber des Schaftes distal der Osteotomie führte. Dies konnte unserer Meinung nach nur auf das Fehlen



des medialen Kapsel-Band-Apparates zurückzuführen sein. Um die Präparate auch anschließend voll ausbelasten zu können und somit aussagekräftige Messwerte zu bekommen, wurde im Bereich des medialen Seitenbandes ein Polyesterflachband (Eulit) von ca. 2.5 bis 5mm Durchmesser angebracht. Dieses Material, welches besonders verflochten, hitzefixiert und mit einem Silicon-Kautschuk-Film überzogen ist, erwies nach PLITZ et al 1983 die physiologischsten Eigenschaften für einen alloplastischen Bandersatz im Knie. Das Band wurde ca. 1 cm und 5 cm distal des medialen Tibiaplateaus mit zwei Richards Zwischenkel-Knochenklammern³ (x-klein, 6mm breit mit Spikes) befestigt.

Abb. 7: Anbringen des Polyesterflachbandes als medialer Bandersatz.

³ Fa. Smith & Nephew

Postoperativ wurden erneut Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen durchgeführt, um die exakte Implantatlage und den Abstand der Osteotomieflächen zu überprüfen. Zur Dokumentation der Dicke der erhaltenen medialen bzw. lateralen Kortikalis eignet sich eine wie bei FLAMME et al 1999 durchgeführte Röntgenaufnahme wohl nicht. Hierfür wäre eine Flächenberechnung mittels Computertomographie weitaus sinnvoller, jedoch viel zu aufwendig und zu teuer. Deshalb konnte man sich nur auf die subjektive Überprüfung stützen.

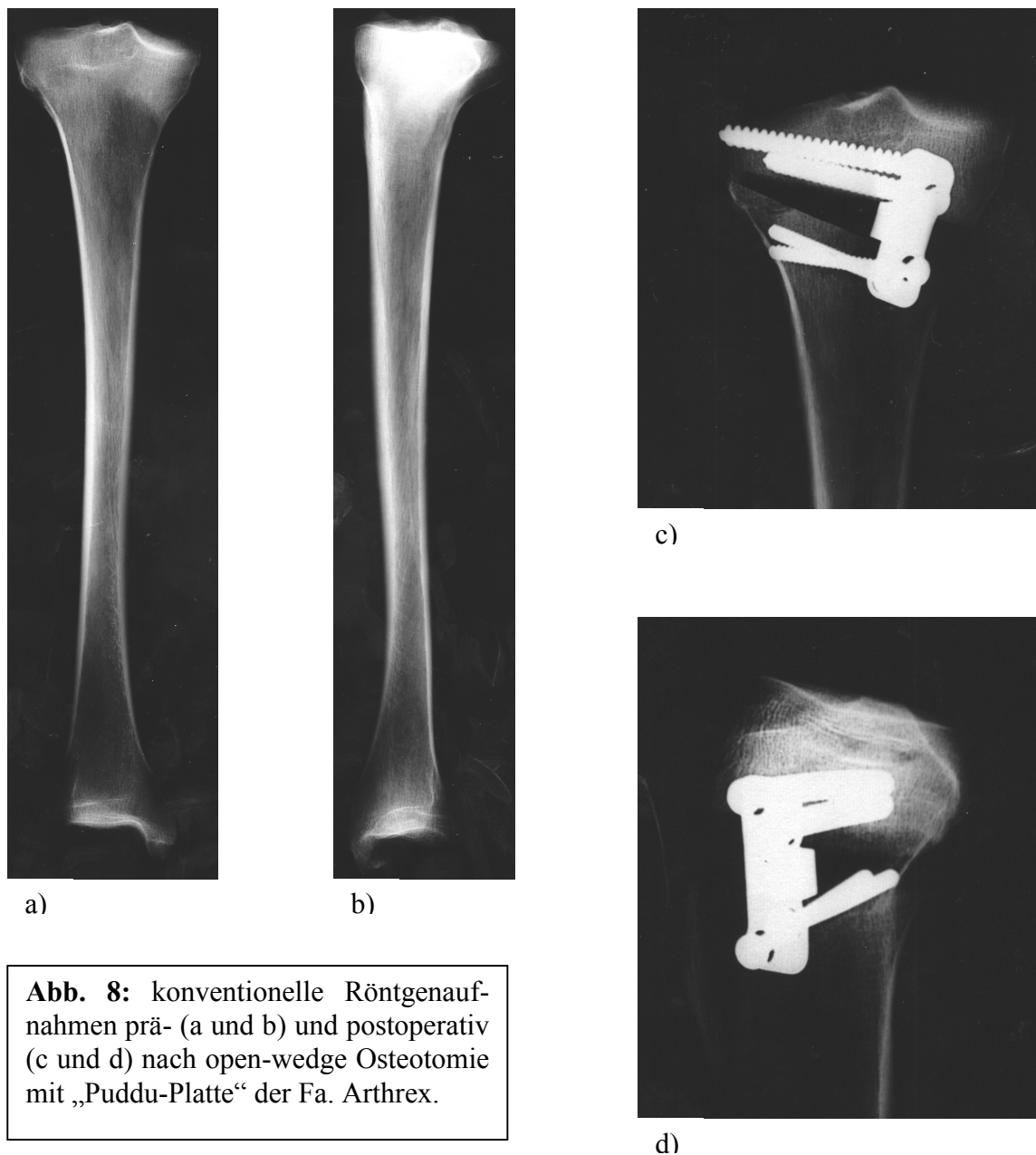


Abb. 8: konventionelle Röntgenaufnahmen prä- (a und b) und postoperativ (c und d) nach open-wedge Osteotomie mit „Puddu-Platte“ der Fa. Arthrex.

Die Knochen wurden nach erfolgreicher Umstellung auf eine Länge von 20 cm senkrecht zur mechanischen Achse verkürzt und in mit Plastikfolie ausgekleidete quadratische Metallzylinder (6 x 6 cm, Höhe 15 cm) mit unsterilem Schnellzement⁴ eingegossen.

Danach ließ man die zu untersuchenden Präparate in NaCl getränkte Tücher über Nacht im Kühlschrank bei + 4°C aushärten, bevor die Stabilitätsprüfungen durchgeführt werden konnten. Der Schnellzement gewährleistet eine Druckfestigkeit von >10 N/mm² nach 6 Stunden Aushärtzeit und >14 N/mm² nach 24 Stunden.

3.3. Versuchsaufbau und Durchführung

Für die Stabilitätsprüfung der Tibiapräparate wurde eine Materialprüfmaschine⁵ verwendet. Diese Maschine ist besonders für statische Untersuchungen geeignet und bietet einen umfangreichen Kraft- und Messbereich von maximal 10 kN. Der Antrieb für die Aluminiumtraverse ist vollständig in digitaler Technik aufgebaut. Alle physikalisch bedingten Laufzeitfehler werden durch die Elektronik automatisch korrigiert, d.h. Messwerte werden zeitsynchron erfasst und verarbeitet. Dadurch wird eine äußerst hohe Messgenauigkeit ermöglicht.

Der Metallzylinder mit den einzementierten Knochen wurde an der feststehenden Traverse des Lastrahmens mit zwei Spannklemmen fixiert, so dass er nicht dislozieren konnte.

Alle Prüfungen verliefen für jede Operationstechnik standardisiert nach folgendem Schema:

- Translation nach anterior
- Translation nach posterior
- Translation nach lateral
- Translation nach medial
- Axiale Belastung
- Rotation

⁴ Fa. Ceresit; Ceromax CX

⁵ Fa. Zwick; Type TMZ010/TN2A

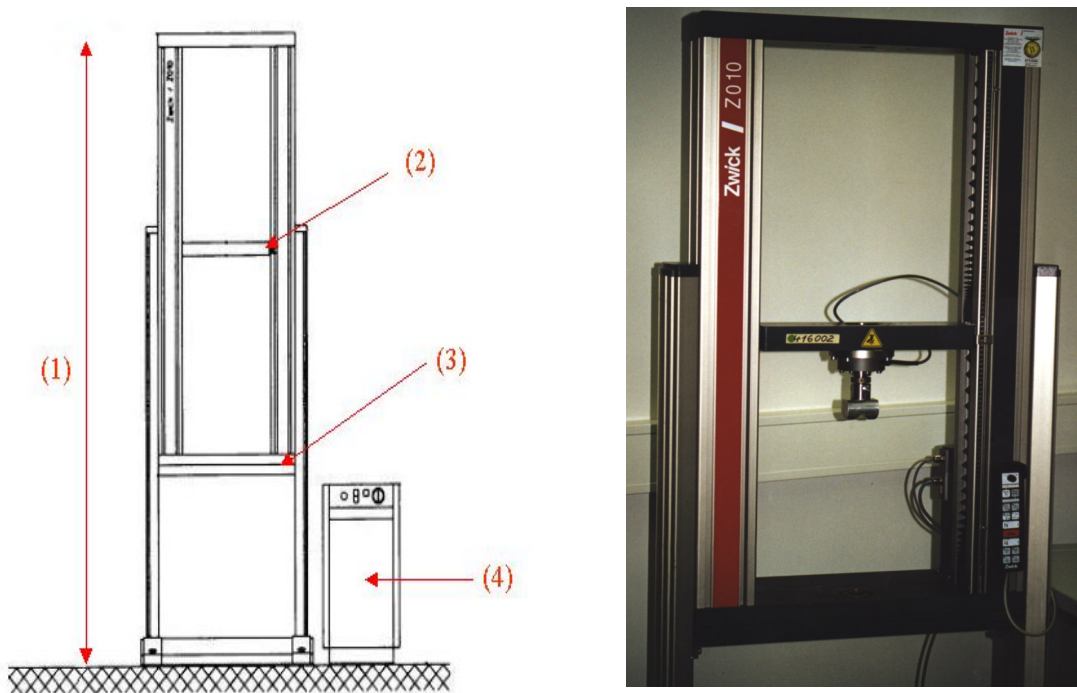


Abb. 9: Arbeitsplatz mit der Universalprüfmaschine: (1) Lastrahmen, (2) bewegliche Traverse, (3) unbewegliche Traverse, (4) Meß- und Steuerelektronik

Es wurden ausschließlich Druckversuche durchgeführt. Die Krafteinleitung erfolgte direkt über die bewegliche Traverse am Lastrahmen senkrecht von oben. Bei den translatorischen Untersuchungen wurde über einen dort befestigten Metallkegel mit ca. 2 cm Durchmesser das Präparat jeweils auf der kontralateralen Seite der zu untersuchenden Auslenkung belastet, d.h. bei Translation nach anterior von posterior usw. Wir belasteten den Tibiakopf mit einer Maximalkraft von 100N. Sämtliche bei uns wirkende Kräfte entsprechen Werten in vergleichbaren Untersuchungen (FLAMME et al 1999, MARKEL et al 1991).

Bei der axialen Belastung wurde ein den Femurcondylen entsprechend gefrästes Metallpräparat verwendet, um die Verhältnisse bei Vollbelastung am gestreckten Knie zu simulieren. Hierbei erfolgte der Druck mit einer Maximalkraft von 1000N über dieses Metallpräparat direkt auf das Tibiaplateau entlang der mechanischen Achse, welche aber wohl nicht bei jedem Präparat derjenigen in vivo entspricht, da man nicht bei allen Spendern von gesunden Kniegelenksverhältnissen ausgehen kann. Dieses Metallpräparat erlaubte eine nahezu gleichmäßige Kraftverteilung auf das Tibiaplateau, was ein Verziehen während den Einzelprüfungen vermeiden sollte.

Bei den Rotationsversuchen sollte die Stabilität der verschiedenen Implantate am Tibiakopf bei Außenrotation geprüft werden. Dafür wurde ein spezielles Rotationsmessgerät verwendet. Es ist eine Sonderanfertigung, um die Axialkraft der Materialprüfmaschine in ein definiertes Drehmoment von hier maximal 700 N/cm umzusetzen. Für die Auswertung war es wichtig, aussagekräftige Messwerte zu erhalten. In diesem Fall gelang es, mittels Softwareprogrammierung den Torsionswinkel als Standardeinheit für die erzielten Auslenkungen zu berechnen.

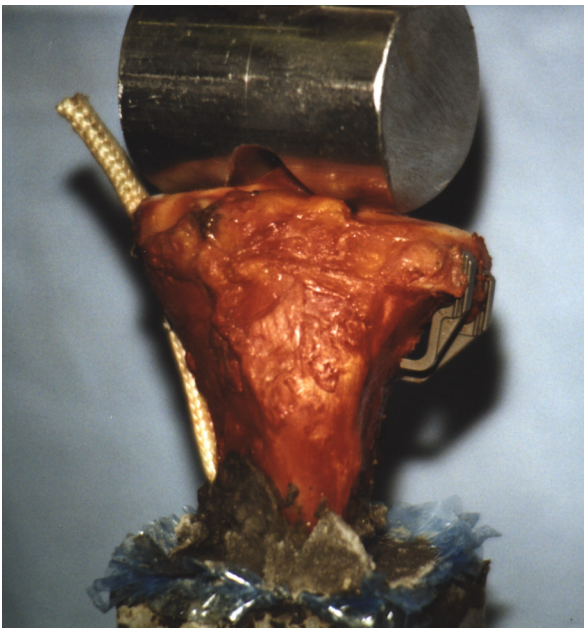


Abb. 10: Axiale Belastung mit femurcondylen-ähnlichem Metallpräparat und Rotationsmessgerät.

Alle Versuche wurden mit einer Prüfgeschwindigkeit von 2 mm/min durchgeführt. Die tatsächlich am zu untersuchenden Präparat einwirkende Druckkraft wurden mit einem Kraftaufnehmer⁶ ermittelt, der direkt an der Krafteinleitungsstelle der beweglichen Traverse installiert war. Die Deformierung wurde anhand der Längenänderung der Traverse mit dem der digitalen Elektronik integrierten Traversenwegaufnehmer bei einer maximalen Auflösung von 1 200 000 Punkten bestimmt. Um eine statistische Reproduzierbarkeit der ermittelten

⁶ Typ GTM; 10 kN Nennkraft

Einzelwerte zu bekommen, wurde jeder Versuch fünf mal hintereinander durchgeführt. Aus den fünf Einzelwerten wurde mit der Prüfsoftware⁷ Mittelwert und Standardabweichung ermittelt. Diese Software ermöglicht neben der Datenauswertung und dem Erstellen eines Standardprotokolls auch die anwenderspezifische Programmierung einer Prüfvorschrift für die einzelnen Untersuchungen. Die wichtigsten Einstellungen, wie obere Kraftgrenze und Prüfgeschwindigkeit sind schon im Text angegeben. Das Prüfungsende lag hier beim Erreichen der oberen Kraftgrenze.

Hier nochmals ein kurzer Überblick auf die wichtigsten Parameter.

Parameter	Translation	Axiale Belastung	Rotation
Obere Kraftgrenze	100 N	1000 N	700 Ncm
Prüfgeschwindigkeit	2 mm/min		
Prüfungsende	Erreichen der oberen Kraftgrenze		
Aktion nach Prüfung	Entlasten der Probe		

Tab. 2: Die wichtigsten Parametereinstellungen an der Materialprüfmaschine.

⁷ testXpert V5.0

3.4. OP -Techniken

Es wurden an den Präparaten folgende vier valgusierende Operationstechniken mit unterschiedlichen Implantaten durchgeführt:

- Tibiakopfosteotomie nach Giebel mit einer Klingenplatte (Fa. Link)
- “Open wedge“ Osteotomie mit der Puddu - Platte (Fa. Arthrex)
- Tibiakopfosteotomie mit Richards Osteotomie - Knochenklammern unter Verwendung des Cartier - Winkelmessers (beides Fa. Smith & Nephew)
- Tibiakopfosteotomie mit Richards Osteotomie - Knochenklammern (Fa. Smith & Nephew) unter Verwendung eines modifizierten Osteotomiezielgerätes (nach Fa. Synthes)

Alle Präparate wurden entsprechend der Op-Anleitungen mit Originalinstrumenten der einzelnen Firmen operiert. Für die präoperative Planung waren Röntgenaufnahmen, wie bereits oben beschrieben, nötig. Mit deren Hilfe konnte eine zeichnerische Planung für die Techniken nach Giebel und Puddu durchgeführt werden. Dabei wurden die Konturen der Tibiae vom ap - Röntgenbild auf ein Transparentblatt übertragen und der zu entnehmende bzw. einzufügende Keil (bei Puddu) bestimmt und eingezeichnet. Anhand dieser Zeichnung konnten wir die Größe der Implantate und die Länge der Schrauben bestimmen und dementsprechend bei den Firmen bestellen.

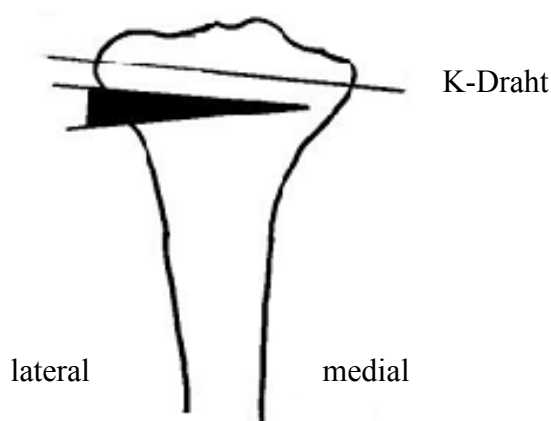


Abb. 11: Präoperative graphische Skizze für die closing-wedge Osteotomie nach Giebel.

In der folgenden Tabelle sind alle verwendeten Implantate und Schrauben aufgeführt.

NR	OP	Implantate (Fa)	Material	Schrauben
1 li	Closing Wedge nach Giebel	Link 75 mm	Rostfreier Stahl (ASTMF 139)	4,5 C 85 mm
2 li		Link 75 mm		4,5 C 90 mm
3 li		Link 60 mm		4,5 C 76 mm
4 li		Link 60 mm		4,5 C 78 mm
1 re	Open Wedge nach Puddu	Arthrex 10°	Rostfreier Stahl Biodur 316 L (ASTMF 138)	6,5 S prox 65 mm 4,5 C dist 55mm
2 re				6,5 S prox 65 mm 4,5 C dist 60 mm
3 re				6,5 S prox 55 mm 4,5 C dist 65 mm
4 re				6,5 S prox 55 mm 4,5 C dist 55 mm
5 re bis 8 re	Richards - Klammern + Zielgerät	Smith & Nephew 5 mm ventral abgesetzt 10 mm dorsal abgesetzt	Chrom – Kobalt (ASTMF 75)	
5 li bis 8 li	Richards - Klammern	Smith & Nephew 5 mm ventral abgesetzt 10 mm dorsal abgesetzt		

Tab. 3: In der Arbeit verwendete Materialien (S = Spongiosa; C = Corticalis).
Bei den Operationen nach Giebel und mit Richards-Klammern handelt es sich um closing-wedge Osteotomien.

Im Weiteren soll kurz das operative Vorgehen bei den einzelnen Techniken beschrieben werden:

➤ **Tibiakopfosteotomie nach Giebel mit einer Klingenplatte (Fa. Link)**

Anhand der präoperativen Zeichnung (siehe Abb.11) konnte neben der exakten Keil-, Implantat- und Schraubengröße auch die Platzierung der Kirschnerdrähte (K-Drähte) bestimmt werden.

Zunächst wird von lateral ein \varnothing 2,5 mm K - Draht subchondral, parallel zur Tibiagelenkfläche eingebracht. Er dient als Richtlinie für die nachfolgende Osteotomie und verhindert das Eindringen der Klingenplatte in das Gelenk. Nun wird der Klingenmeißel in der Tibiakopfmitte direkt distal des K - Drahtes eingeschlagen und das Zielgerät darüber aufgesetzt. An der Messskala kann man die gewünschte Höhe der proximalen Osteotomie bestimmen, wobei man im Regelfall von 8 mm distal des Klingenmeißels ausgeht. Über die Bohrbuchse am Zielgerät wird ein weiterer K - Draht eingebracht, an dem kaudal die erste Osteotomie unter Schonung der medialen Kortikalis durchgeführt wird. Wir befinden uns hier etwa 2 cm unterhalb des Tibiaplateaus. Nach Einstellen des Korrekturwinkels am Zielgerät wird erneut ein K - Draht eingebohrt, der bei exakter Durchführung noch vor der medialen Kortikalis die Schnittfläche der ersten Osteotomie treffen soll. An diesem erfolgt die zweite Osteotomie. Danach kann der Knochenkeil entnommen werden. Die bestehende Kortikalis kann nun mit einigen Bohrlöchern geschwächt werden, um die beiden Schnittflächen leichter aufeinander klappen zu können. Nach Entfernen des Klingenmeißels wird die in das Einschlaginstrument fixierte Klingenplatte in das Klingenlager eingeschlagen. Die Verankerung der Platte erfolgt jetzt weit distal im Tibiaschaft mit zwei langen \varnothing 4,5 mm Kortikalisschrauben über Gewindelöcher. Die Schrauben sollen wohldosiert angezogen werden, um eine laterale Eintauchung und übermäßige Valgusdeformität zu verhindern.

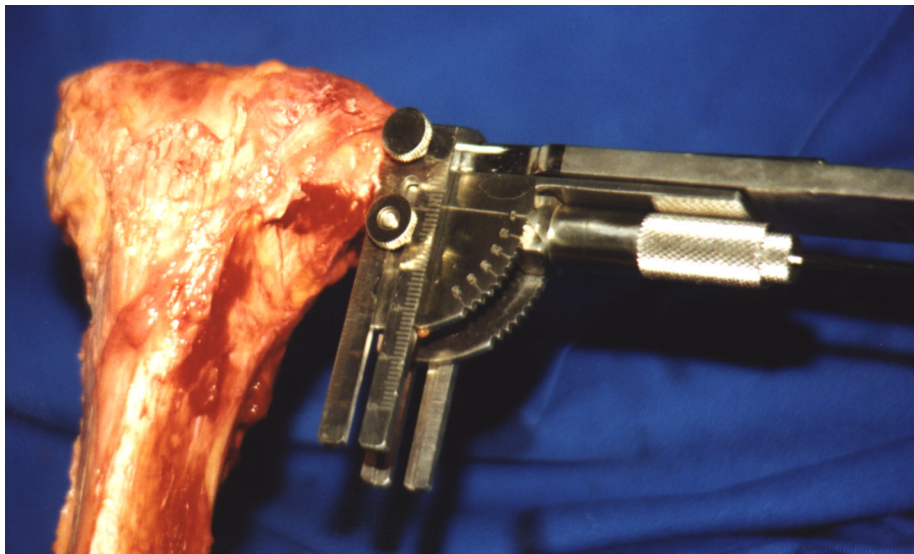


Abb. 12: OP-Situs nach Aufsetzen des Zielgerätes über den Klingenmeißel.

➤ **„Open-wedge“ - Osteotomie mit der Puddu - Platte (Fa. Arthrex)**

Auch für diese Technik verwendeten wir eine Zeichnung mit derselben Zielsetzung, wie oben erwähnt (Zeichnung entsprechend Abb.11).

Als erstes muss hier ein $\varnothing 3$ mm Führungsdraht ca. 1- 2 cm distal, parallel zum Tibiaplateau von medial eingebracht werden. Der Draht soll bis zur lateralen Kortikalis vorgebohrt werden, diese aber auf keinen Fall penetrieren! Über den Führungsdraht wird nun das Zielgerät angebracht, auf das die sog. „parallele Führungsbuchse“ gesteckt wird. Mit einem Justierungsknopf kann der Winkel dieser Führungsbuchse im Bezug auf die mediale Tibiafläche so eingestellt werden, dass die Osteotomie supratuberositär erfolgt.

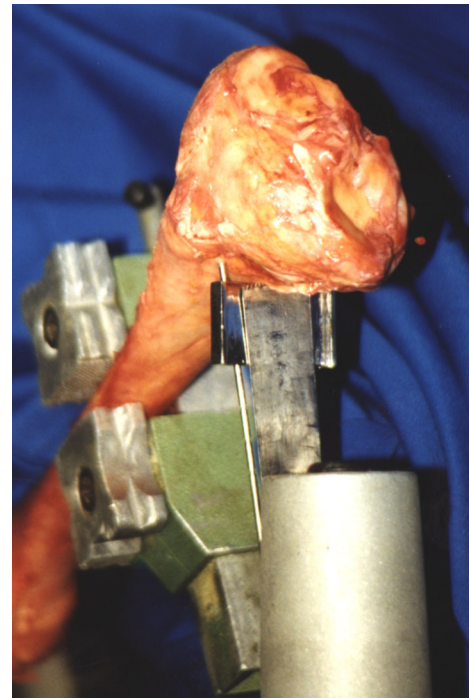
Anschließend werden zwei $\varnothing 2,4$ mm K - Drähte durch die „parallele Führungsbuchse“ in die Tibia gebohrt. Nachdem das Zielgerät abgebaut worden ist, wird die Schnittlehre auf die beiden parallelen K - Drähte gesteckt. Das Zielgerät und die Schnittlehre sind so konzipiert, dass bei korrekter Durchführung die Osteotomie den Führungsdraht 1 cm vor seiner Spitze schneidet und somit der Erhalt der lateralen Kortikalis als Scharnier für das Aufklappen gewährleistet wird.

Nach dem erfolgreichen Schnitt kann nun das „Öffnen“ der Osteotomie erfolgen. Dafür werden vorsichtig die Osteotomie - Keile von medial in die Tibia bis zur gewünschten Tiefe eingestoßen. Der in der präoperativen Planung berechnete zu entnehmende Keil kann auf den Zacken der Osteotomie - Keile abgelesen werden. Wenn die erwünschte Öffnung erreicht ist, wird der Handgriff der Osteotomiekeile abgeschraubt und die beiden Keile in der gewünschten Position belassen. Nun kann die nach ihrem Erfinder benannte Puddu - Platte in der entsprechenden Größe zwischen den Keilen eingebracht werden. Proximal wird die Platte mit zwei $\varnothing 6,5$ mm Spongiosaschrauben und distal mit zwei $\varnothing 4,5$ mm Kortikalisschrauben fixiert.

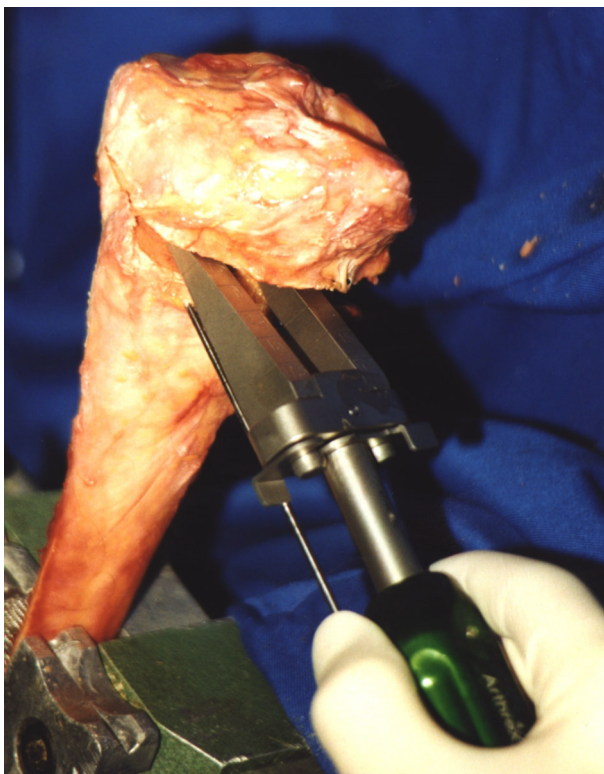
Nach Entfernen der Keile muss der entstandene Defekt noch mit Knochenersatz aufgefüllt werden. In vivo geschieht dies üblicherweise mit Knochenspan aus dem Beckenkamm, hier wurde kortikospongiöser Knochen aus den Malleolen der verkürzten Präparate verwendet.



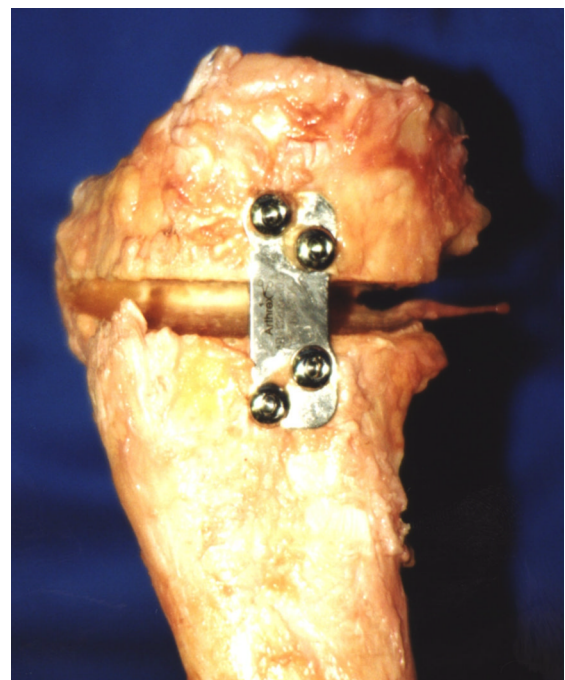
a)



b)



c)



d)

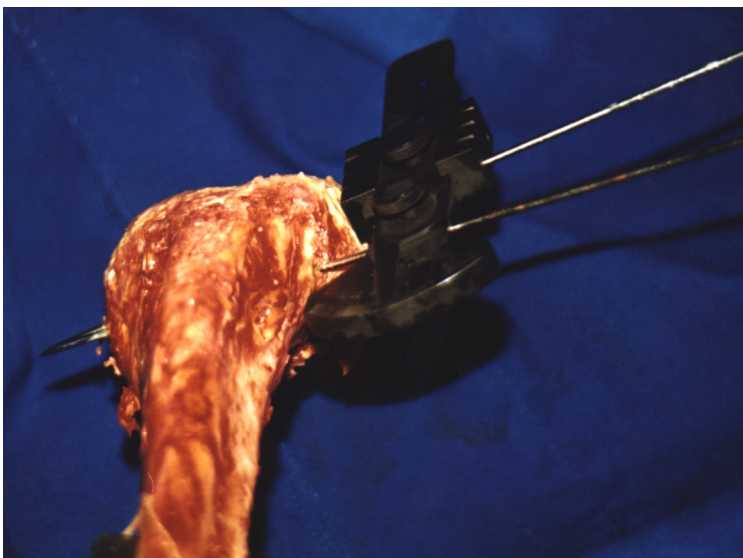
Abb. 13: Anbringen des Zielgerätes (a), Osteotomie mit Schnittlehre (b), Anheben mit den Osteotomiekeilen (c) und postoperativer Situs ohne Einbringen eines Knochenspans (d) bei open-wedge Osteotomie nach Puddu.

➤ **Tibiakopfosteotomie mit Richards Osteotomie - Knochenklammern unter Verwendung des Cartier - Winkelmessers (beides Fa. Smith & Nephew)**

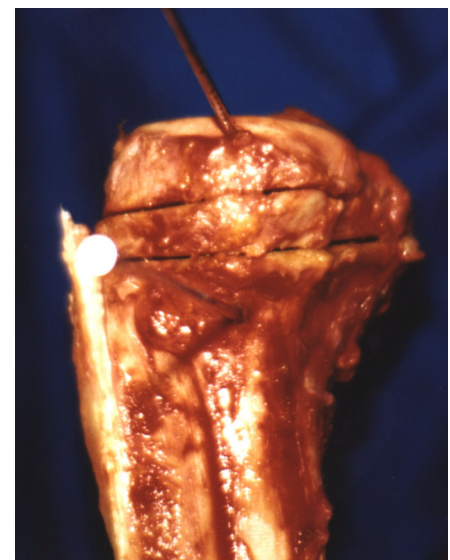
Zunächst muss ein 2,8 mm Steinmann Nagel von lateral parallel zum Tibiaplateau in eine infraartikuläre Position eingebracht werden. Nachdem auf dem Cartier - Winkelmesser der zu korrigierende Winkel eingestellt worden ist, wird dieser über den Steinmann Nagel geschoben und festgeschraubt. Danach bringt man einen zweiten Steinmann Nagel durch das untere Loch der Winkellehre so ein, dass er supratuberositär verläuft. Anschließend wird der Winkelmesser abgebaut, die beiden Nägel verbleiben in ihrer Position.

Der erste Schnitt verläuft parallel zum ersten Nagel, wobei darauf zu achten ist, dass die Gegencorticalis nicht durchtrennt wird. Dasselbe geschieht entlang des zweiten Nagels. Nach Entfernen des Osteotomiekeiles und Glätten der Osteotomieflächen werden unter Valgusstress die beiden Osteotomieflächen zusammengeklappt und der Cartier - Winkelmesser in Nullstellung erneut über die Nägel geschoben, um die Fragmente beim Klammern zu fixieren. Die Osteotomie wird ventral und dorsal mit den gewünschten abgestuften Richards Osteotomie - Knochenklammern versorgt. Um einem Verbiegen oder Spreizen der Klammern vorzubeugen, ist die Verwendung eines Spiralbohrers ratsam.

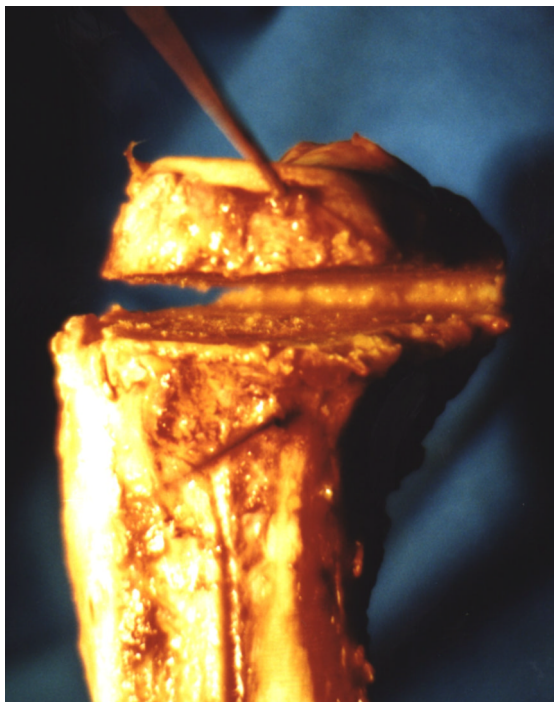
Da die Osteotomieklammern über exakt gleich lange Schenkel verfügen, ist eine Fehlpositionierung während des Einsetzens ausgeschlossen. Nach Einbringen der Klammern können Winkelmesser und Nägel entfernt werden.



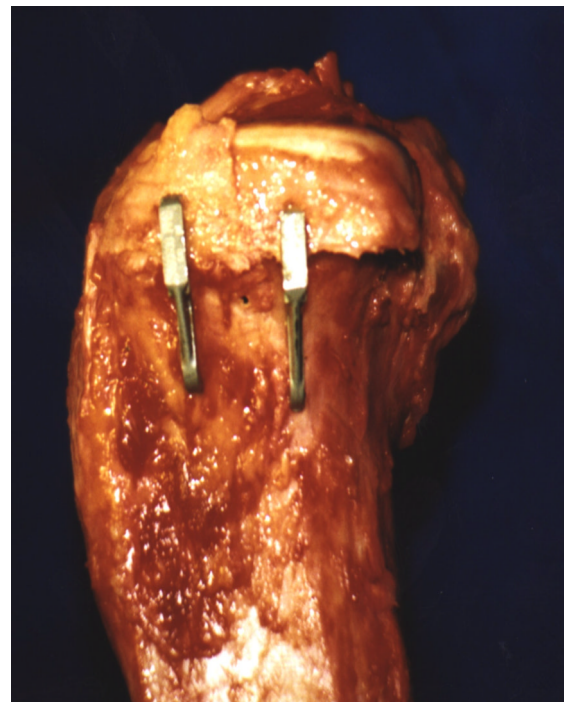
a)



b)



c)



d)

Abb. 14: Aufsetzen des Cartier-Winkelmessers auf die Steinmann-Nägel (a), nach Osteotomie mit (b) und ohne (c) Knochenkeil und postoperativ nach Anbringen der Knochenklammern (d).

- **Tibiakopfosteotomie mit Richards Osteotomie - Knochenklammern (Fa. Smith & Nephew) unter Verwendung eines modifizierten Osteotomiezielgerätes (nach Fa. Synthes)**

Das Prinzip bei dieser Technik ist dasselbe, wie schon oben beschrieben. Hinzu kommt aber die Verwendung des Osteotomiezielgerät - Prototypen.

3.5. Beschreibung und Anwendung des modifizierten Zielgerätes

Mit Hilfe des von uns entwickelten Prototypen sollen zwei Ziele erreicht werden:

Durchführen einer exakten Osteotomie mit glatten Schnittflächen und definitiv sicherer Erhalt der medialen Kortikalis.

Unseren Vorstellungen entsprach am ehesten das bereits existierende Zielgerät der Fa. Synthes, welches wir mit entsprechenden Modifizierungen nachbauten. Zunächst erstellten wir mit einem Zeichnungsprogramm⁸ eine maßstabgenaue Fertigungsskizze am Computer (Anhang), anhand der die einzelnen Bauteile hergestellt werden konnten. Der von uns gewählte Maßstab entspricht nicht dem der Fa. Synthes und ist zunächst auch nur für die Anwendung in vitro gedacht.

Es wurden folgende Materialien verwendet:

- Aluminium für Rasterstangen, Klemme und Halter (Backen)
- Messing für Klemmschraube und Schraube mit Bohrung
- Werkzeugstahl für die Buchsen in den Backen und Zylinderschrauben

Das Novum unseres Prototypen ist die sog. „**Schraube mit Bohrung**“ (Ø 3,0 mm), welche die gebogene mit der geraden Rasterstange verbindet. Der Zweck dieser Schraube wird in der OP – Beschreibung weiter unten verdeutlicht.

⁸ Auto – Sketch 6.0

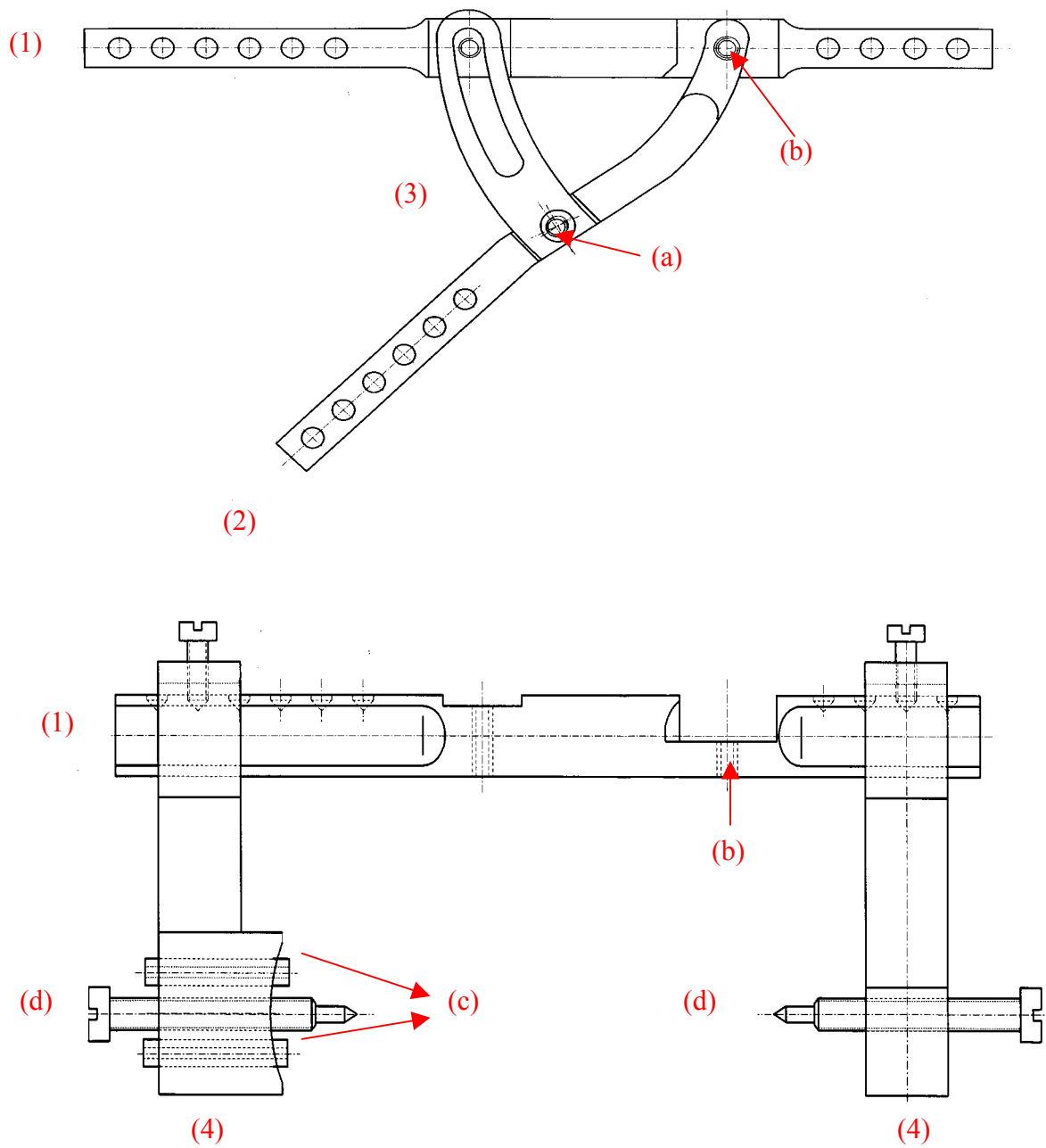


Abb. 15: Osteotomiezielgerät: (1) Rasterstange gerade
 (2) Rasterstange gebogen
 (3) Klemme
 (4) Backen
 (a) Klemmschraube
 (b) Schraube mit Bohrung
 (c) Buchsen
 (d) Zylinderschrauben

Als erstes wird ein \varnothing 2,8 mm K – Draht von ventral ca. 2 cm parallel zum Tibiaplateau eingebracht (anterioposteriorer Führungsdraht). Er sollte einen genügend großen Mindestabstand zur medialen Kortikalis haben, da er als Begrenzung den Erhalt der medialen Kortikalis gewährleistet. Ist dies korrekt erfolgt, wird das Zielgerät mit der aufgebohrten Schraube von ventral über den K – Draht gesteckt. Nun können die kleine Backe von medial und die proximale große Backe von lateral auf die Rasterstangen aufgesetzt und dort mit den Rändelschrauben festgezogen werden. Die an ihren Enden angespitzten Zylinderschrauben dienen der Fixierung der Backen am Knochen und werden ein Stück weit in den Knochen eingedreht. An der Klemme muss als nächstes der Korrekturwinkel eingestellt werden und dann die distale große Backe über die gebogene Rasterstange aufgesetzt und fixiert werden. Über die Buchsen in den Backen werden jetzt vier \varnothing 2,5 mm K – Drähte bis zum Anschlag eingedreht. Das Zielgerät ist so konzipiert, dass diese vier Drähte auf den dickeren Führungsdraht treffen und somit, wie in der Abbildung gezeigt, den zu entnehmenden Keil exakt begrenzen.

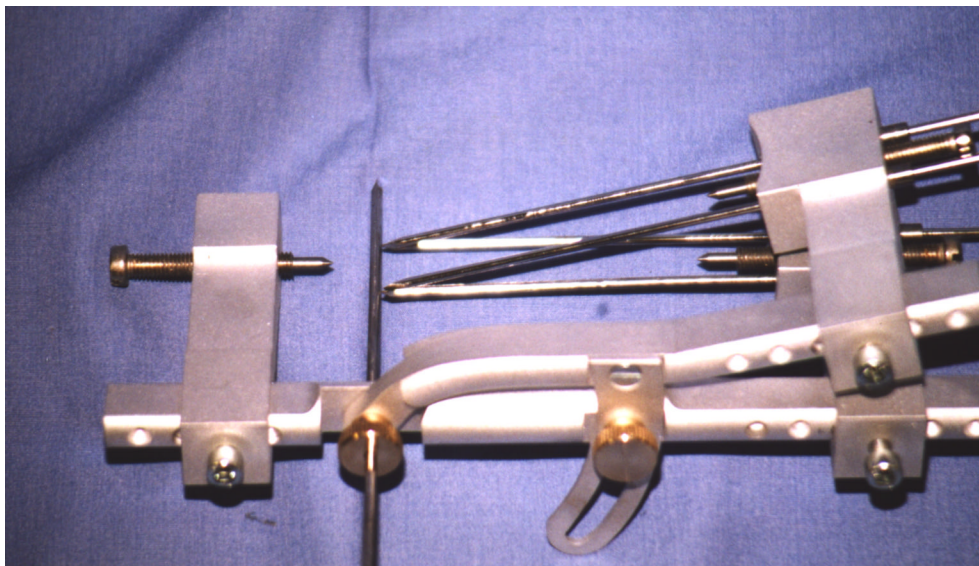
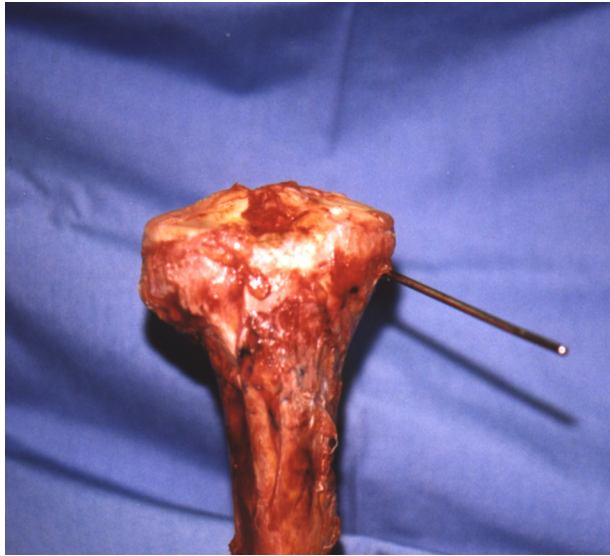


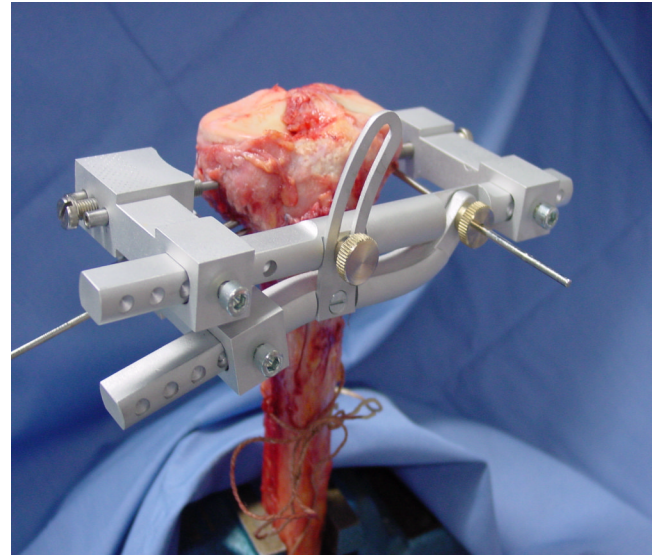
Abb. 16:

Es werden hier vier K – Drähte verwendet, um für beide Schnitte eine breitere und genauere Führung zu haben. Dies ermöglicht eine Osteotomie mit glatten Schnittflächen und somit kongruentes Aufeinanderliegen der Schnittflächen. Der maximale Abstand der Osteotomieenden sollte 2 mm nicht überschreiten (CLAES et al 1997).

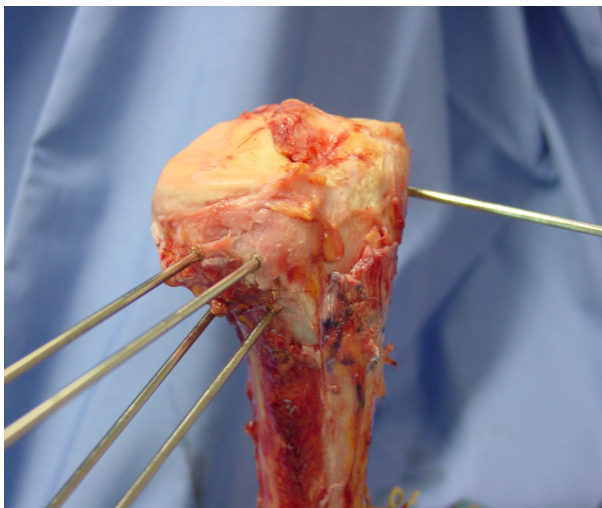
Das Zielgerät kann nun abmontiert werden und der Knochenkeil entlang der Drähte herausgesägt und entnommen werden. Nach Entfernen aller Drähte wird die Osteotomie - wie schon bei der vorigen Technik beschrieben - geschlossen und mit Richards Osteotomie – Knochenklammern versorgt.



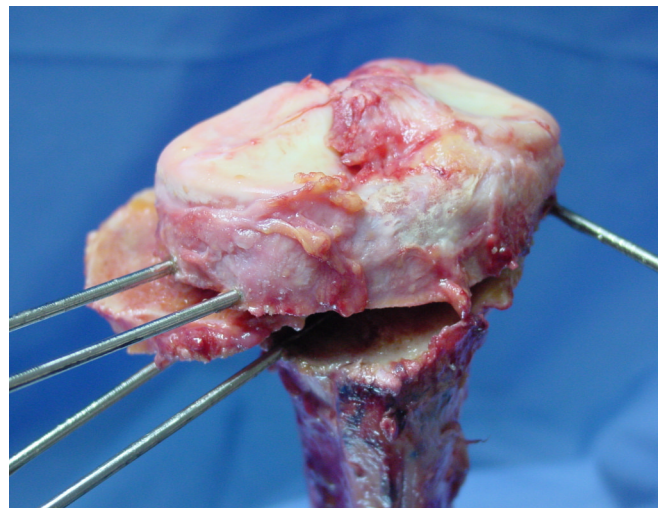
a)



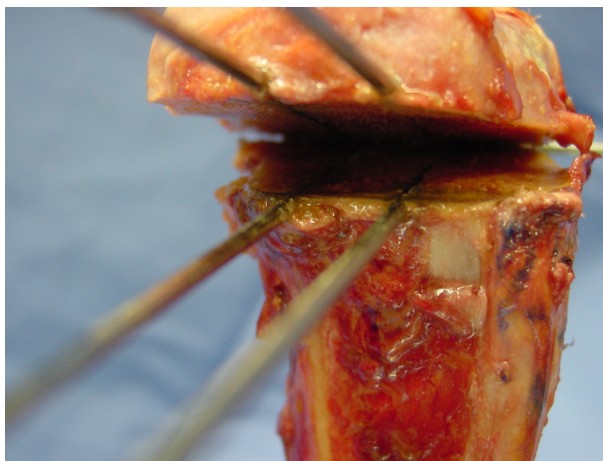
b)



c)



d)



e)



f)

Abb. 17: auf der Seite zuvor

Anwendung des Osteotomiezielgerätes.

- a) Einbohren des 2,8 mm Drahtes
- b) Aufsetzen des Zielgerätes und Einbohren der 2,5 mm Drähte
- c) Nach Abmontieren des Zielgerätes
- d) Aussägen des Knochenkeiles entlang der Begrenzung durch die K-Drähte
- e) Nach Herausnehmen des Keiles
- f) Verschließen mit Knochenklammern

4. Ergebnisse

4.1. Dokumentation der Messwerte

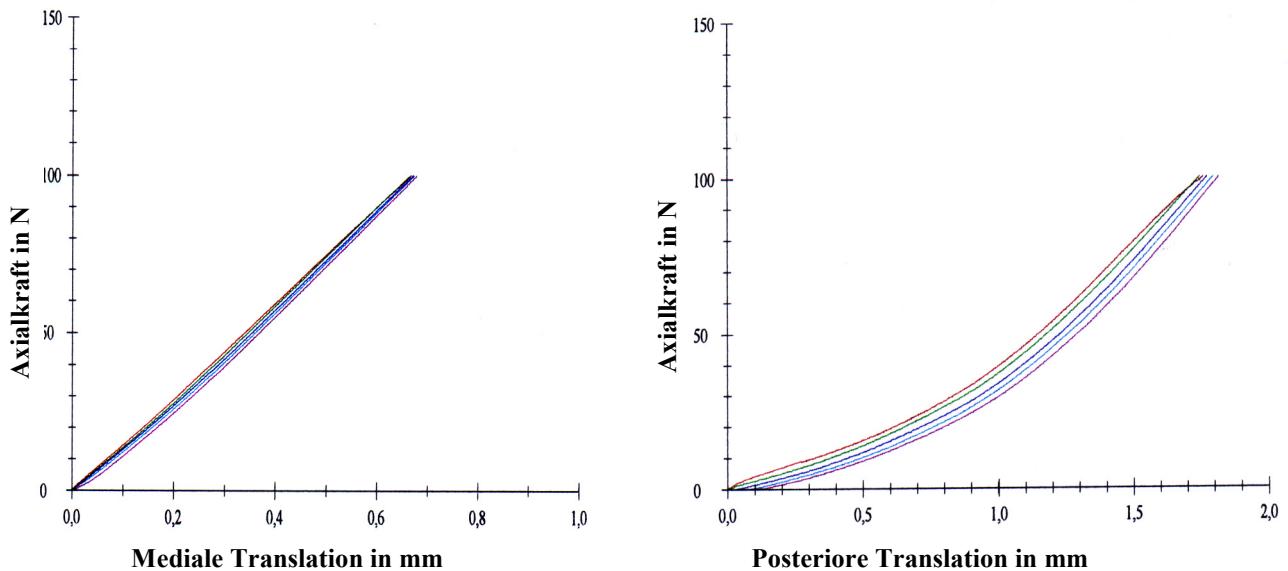


Abb. 18 und 19: Beispiel verschiedener Kurvenverläufe unter Standardbedingungen

Die beiden Graphiken Abb. 18 und 19 zeigen exemplarisch zwei Kraft – Weg – Diagramme, wie wir sie auf unserem Standardprotokoll erhielten. Sie sollen am Beispiel der Auslenkung der Präparate Nr. 4L (mediale Translation) und 4R (posteriore Translation) die unterschiedliche Art von Kurvenverläufen dokumentieren. Zum einen erkennt man in der linken Abbildung einen nahezu linearen Verlauf, in dem sich Auslenkung und Kraft direkt proportional zueinander verhalten, zum anderen stellt sich in der rechten Abbildung die Abhängigkeit Kraft – Weg in einer hyperbolen Form dar. Aussagen über Gründe, wie Festigkeit der Knochenoberfläche etc. zu treffen, wären hier nur spekulativ. Fazit ist, dass jeder Versuch unter standardisierten Bedingungen durchgeführt wurde und auch auf wohl dosiertes Anziehen der Schrauben geachtet wurde, um eine zu starke ,bzw. zu schwache Kompression der beiden Fragmente zu verhindern.

	1 L Link®	2 L Link®	3 L Link®	4 L Link®	1 R Arthrex®	2 R Arthrex®	3 R Arthrex®	4 R Arthrex®
Anterior mm	0,51	0,69	0,33	0,58	2,06	1,41	0,32	0,67
Posterior mm	1,17	0,78	0,47	0,82	0,57	1,05	0,67	1,76
Lateral mm	0,68	1,20	0,39	1,39	2,36	1,29	0,51	1,75
Medial mm	1,25	1,11	0,36	0,66	1,63	1,27	0,93	0,85
Axial mm	0,93	1,08	0,77	1,39	0,88	3,58	1,16	1,21
Rotation °	1,54	2,05	0,68	1,47	1,63	1,24	1,67	6,99 ^x
Dichte g/cm²	0,863	0,889	1,040	0,787	0,876	0,888	1,014	0,780
BMI kg/m²	20,87	26,11	21,15	17,65	20,87	26,11	21,15	17,65

Tab. 4: Versuchsergebnisse für Implantate Fa. Link und Arthrex

	5 L S&N®	6 L S&N®	7 L S&N®	8 L S&N®	5 R S&N® mod.	6 R S&N® mod.	7 R S&N® mod.	8 R S&N® mod.
Anterior mm	0,48	0,82	0,41	0,49	0,81	0,67	0,60	0,46
Posterior mm	1,92	1,02	0,69	0,87	0,27	0,51	0,53	0,70
Lateral mm	1,70	0,99	0,86	0,39	0,99	0,63	0,71	0,72
Medial mm	0,96	0,37	0,49	0,35	0,44	0,39	0,39	0,54
Axial mm	1,32	1,43	1,19	1,15	0,61	0,99	0,87	0,77
Rotation °	1,72	3,12	0,55	0,76	1,12	1,71	1,47	1,51
Dichte g/cm²	1,009	0,964	0,915	0,869	1,037	0,977	0,955	0,850
BMI kg/m²	21,21	18,65	25,22	32,27	21,21	18,65	25,22	32,27

Tab. 5: Versuchsergebnisse für Implantate Fa. Smith & Nephew (modifiziert)

Die Tabellen 4 und 5 auf der vorangegangenen Seite fassen alle Messwerte (Mittelwerte) unter den in Kapitel 3 besprochenen Standardbedingungen zusammen. Es wurden für jedes Präparat fünf Einzelmessungen durchgeführt und die maximale Auslenkung bei definierter Maximalkraft bzw. definiertem Rotationsmoment bestimmt. Mit Hilfe unserer Prüfsoftware⁹ konnten wir die Mittelwerte und Standardabweichungen der Einzelmessungen berechnen. Sie lag zwischen δ 0,00 und δ 0,07 und einmalig bei 0,14 (Rotationsmessung Präparat Nr. 6L). Diese Werte unterstreichen somit eine sehr hohe Reproduzierbarkeit und Genauigkeit unseres Messverfahrens. Lediglich der in der Tabelle mit x bezeichnete Messwert am Präparat Nr. 4R fiel mit einer Standardabweichung von δ 0,18 und natürlich der hohen Auslenkung aus dem Rahmen. Subjektiv stellten wir schon vor der Rotationsmessung eine gewisse Instabilität fest, die wir nicht nur durch die Operationstechnik begründen können. Die Ursachen hierfür können unter anderem in den vielen vorangegangenen Messungen an diesem Präparat und einem Verlust der kontralateralen Kortikalis während der Prüfung als auch in einer niedrigeren Knochenfestigkeit (Dichte 0,780 g/cm²) zu finden sein.

	Link[®] x	Link[®] δ	Arthrex[®] x	Arthrex[®] δ	S&N[®] x	S&N[®] δ	S&N[®] mod. x	S&N[®] mod. δ
Anterior mm	0,53	0,15	1,12	0,78	0,55	0,18	0,64	0,15
Posterior mm	0,81	0,29	1,01	0,54	1,13	0,55	0,5	0,18
Lateral mm	0,92	0,46	1,48	0,78	0,99	0,54	0,76	0,16
Medial mm	0,85	0,41	1,17	0,36	0,54	0,29	0,44	0,07
Axial mm	1,04	0,26	1,71	1,26	1,27	0,13	0,81	0,16
Rotation °	1,44	0,57	2,88/ 1,51	2,74/ 0,24	1,54	1,17	1,45	0,25

⁹ testXpert V5.0

Zudem sind noch in Tabelle 6 die Mittelwerte und Standardabweichungen der einzelnen Messungen für alle Verfahren dargestellt (z.B. Präparate 1L bis 4L mit Giebelplatte der Fa. Link. versorgt ergeben einen Mittelwert von \bar{x} 0,53 und eine Standardabweichung von δ 0,15 bei Translation nach anterior). Mittelwerte und Standardabweichungen bei Rotation / Fa. Arthrex sind aufgrund des fehlerhaften Ergebnisses von Präparat Nr. 4R mit (2,88 mm) und ohne (1,51 mm) diesen Wert berechnet worden. Verglichen werden diese Werte in Kapitel 4.2.3.

4.2. Vergleich der Messwerte

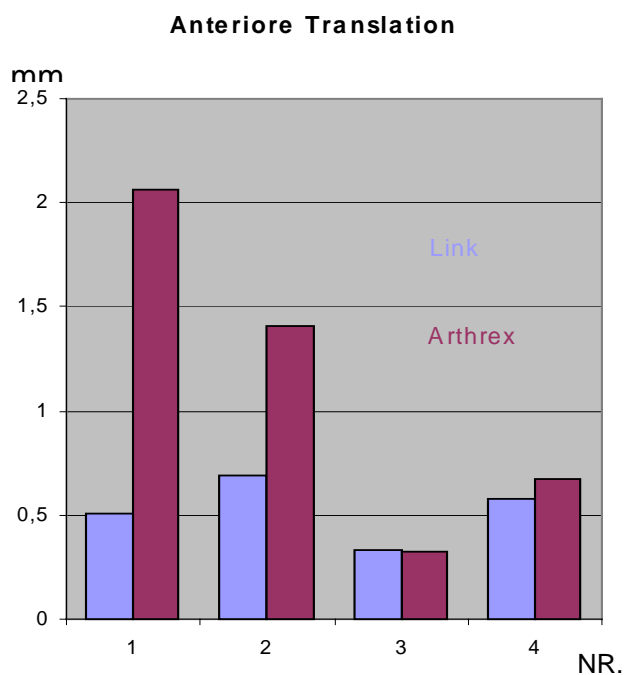
Bei Betrachtung der einzelnen Messwerte können wir insgesamt nur eine geringe Spannweite der jeweiligen Auslenkungen erkennen. Die Werte bei der Translation liegen zwischen 0,27 mm und 2,36 mm, bei axialer Belastung zwischen 0,61 mm und 3,58 mm und bei Rotation zwischen 0,55 mm und 3,12 (6,99) mm. Trotzdem zeigen sich deutliche Unterschiede hinsichtlich der verschiedenen Osteosyntheseverfahren. Besonders interessant scheint uns der Vergleich zwischen den Techniken, die an den beiden Präparaten eines Donors durchgeführt wurden. Bei Betrachtung der Werte in der Knochendichtemessung kann man wohl von nahezu identischen Verhältnissen der Knochenbeschaffenheit am Tibiakopf (1L zu 1R, 2L zu 2R, usw.) ausgehen.

4.2.1. Giebelplatte (Link®) vs. Puddu-Platte (Arthrex®)

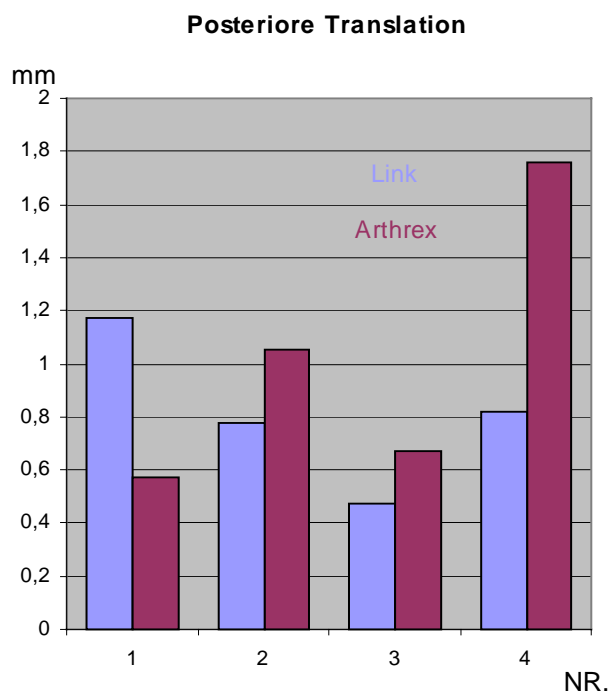
Hier werden neben zwei verschiedenen Implantaten auch noch zwei unterschiedliche Osteotomietechniken miteinander verglichen. Einerseits eine closing-wedge Osteotomie der Präparate 1R bis 4R mit Giebelplatte, andererseits die open-wedge Osteotomie der Präparate 1L bis 4L mit der Puddu-Platte.

Bei der Translation nach anterior ließ sich eine höhere Auslenkung für die Puddu-Platte erkennen. Lediglich bei Präparat Nr.3 waren beide Implantate gleich stabil. Nr. 3 zeigte auch im Vergleich mit den anderen Präparaten deutlich die niedrigste Auslenkung. Der höchste Wert wurde bei Nr. 1R mit 2,06 mm erreicht.

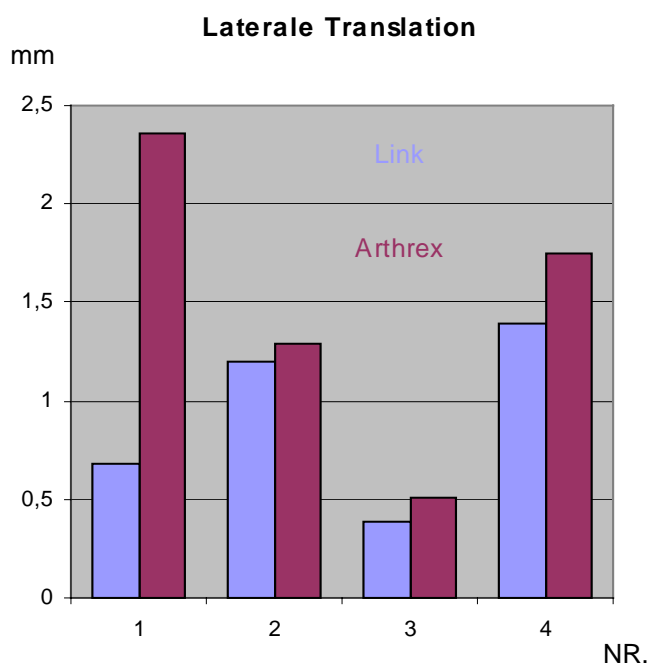
Die Translation nach posterior lieferte vergleichbare Ergebnisse wie die anteriore Translation, Nr. 1 mit Puddu-Platte hatte aber leicht bessere Werte als Nr. 1 mit Giebelplatte. Die Auslenkungen waren jedoch bei allen Präparaten mit Giebelplatte höher im Vergleich zu den anterioren Werten. Am stabilsten waren Nr. 3L, 3R und Nr. 1R.



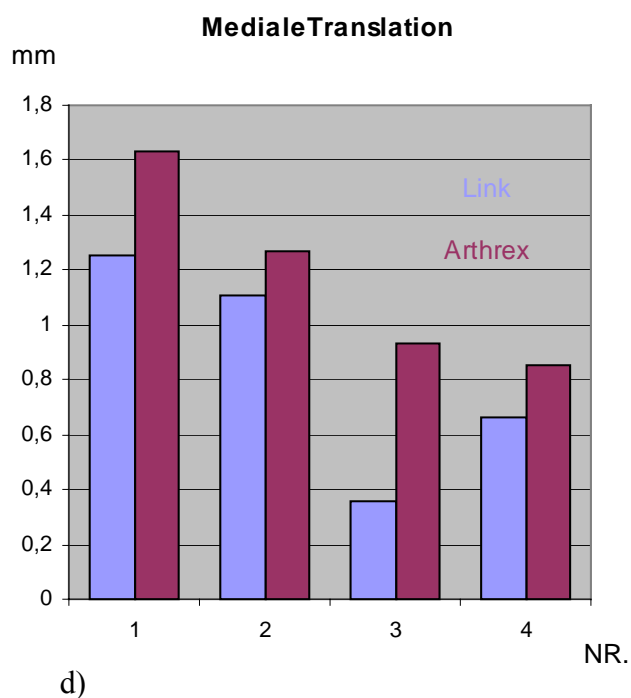
a)



b)



c)



d)

Die Auswertung für die Translation nach lateral zeigte beim Vergleich der Präparatpaare bei allen Präparaten eine höhere Stabilität der Giebelplatte. Dies fiel auch schon bei den Werten für die Auslenkung nach anterior auf.

Bei der Translation nach medial zeigten sich im Vergleich dazu höhere Auslenkungen, die Giebelplatte war wiederum stabiler als die Puddu-Platte. Am niedrigsten waren wie auch schon bei der lateralen Translation die Werte für die Präparate Nr. 3L und 3R. Als stabil erwies sich ebenfalls Nr. 4R. Dies gilt auch für die axiale Belastung, bei gesamter Betrachtung der Wertetabelle und graphischen Darstellung jedoch ein Einzelfall.

Keine eindeutigen Ergebnisse ergaben sich bei der axialen Belastung. Obwohl es eigentlich zu erwarten gewesen wäre, dass die Puddu-Platten aufgrund fehlendem Einwachsen der Knochenspäne in die Osteotomielücke bei avitalem Gewebe weniger stabil sind, waren die Auslenkungen bei den Präparat Nr. 1R und 4R geringer als bei der closing-wedge Osteotomie.

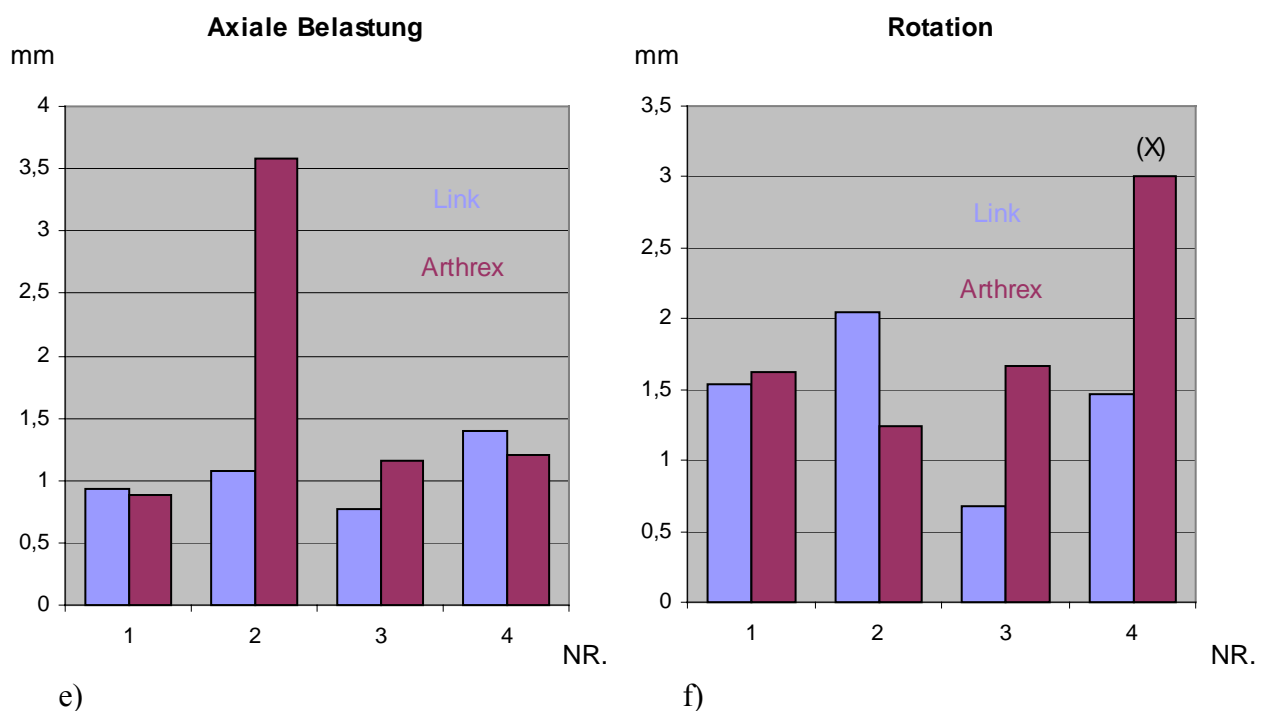


Diagramm 1 a) - f): Graphische Darstellung der beiden Präparatpaare Nr. 1-4 beim Vergleich Giebel- vs. Pudduplatte. Erläuterungen im Text.

Die Auswertung der Rotation ergab Werte zwischen $0,68^\circ$ bei Nr. 3L und $6,99^\circ$ bei Nr. 4R. Bei der Prüfung des Präparates Nr. 4R konnten aufgrund der Instabilität nur vier Einzelmessungen durchgeführt werden, bevor es dann zu Bruch ging.

Mit Ausnahme von Nr.2 war die Giebelplatte hier stabiler als die Pudduplatte. Im Vergleich zu den anderen Präparaten konnte bei Nr. 3L wiederum das beste Ergebnisse verzeichnet werden.

Beim Vergleich dieser beiden Implantate und den unterschiedlichen Osteotomietechniken an den Präparatpaaren eines Donors erwies sich insgesamt die Giebelplatte der Fa. Link als rotationsstabiler und stabiler hinsichtlich anteriorer, posteriorer, medialer und lateraler Translation.. Lediglich bei der axialen Belastung konnten mit der open-wedge Technik vergleichbare Einsinktiefen ermittelt werden, bei Nr. 1R und 4R fielen auch die Ergebnisse besser aus.

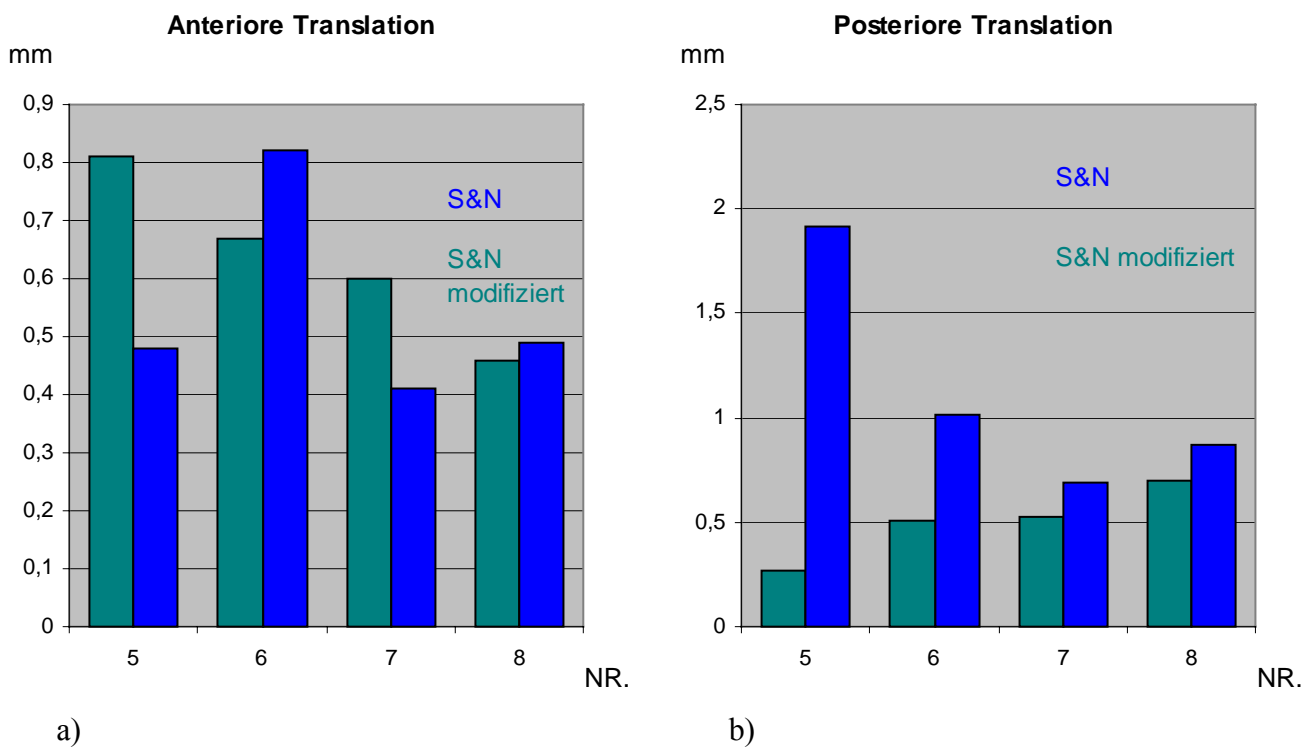
Als besonders stabil erwiesen sich die Giebelplatten bei Translation nach anterior und Translation nach medial. Neben der hohen Stabilität des Osteosyntheseverfahrens ist sicherlich auch die zusätzliche mediale Bandverstärkung mit einem Polyesterflachband (siehe Kap. 3) ein weiterer Grund für die guten Messwerte bei den Auslenkungen nach medial.

Vergleicht man die Präparate Nr. 3L und 4L mit 1L und 2L, so fällt auf, dass Nr. 3 und 4 mit Giebelplatte durchweg stabiler waren. Es ist zu vermuten, dass die unterschiedliche Implantatgröße (75mm bei Nr. 1 und 2 – 60mm bei Nr. 3 und 4) unter anderem dafür Ursache ist. Die hohen Primärstabilitäten von Präparat Nr. 3L sind sicherlich auf das stabile Osteosyntheseverfahren zurückzuführen. Da bei Präparat Nr. 3 mit Puddu-Platte auch eine hohe Primärstabilität erzielt werden konnte, vermuten wir einen weiteren Grund in der guten Beschaffenheit des Knochenmaterials. Es handelte sich um Tibiae eines jungen Erwachsenen (20 Jahre), mit einer im Vergleich relativ hohen Knochendichte (1,040 und 1,014 g/cm²) und Normalgewicht (BMI 21,15 kg/m²).

Bei Gegenüberstellung der Knochenpaare konnten für die Präparate Nr. 1L bis 4L im Gegensatz zu Nr. 1R bis 4R meist bessere Werte erzielt werden. Dies lässt den Schluss zu, dass zumindest unter unseren Versuchsbedingungen eine höhere Primärstabilität bei der Giebelplatte(Link[®]) vorliegt. Die aufklappenden Umstellungsosteotomie mit Puddu-Platte (Arthrex[®]) ist eine komplett andere Technik, bei der das Einwachsen des transplantierten Knochenspanns von entscheidender Bedeutung ist. Wir denken, dass nur an vitalem Gewebe mit einer ausreichenden Zeit zur Verfestigung der Osteotomie eine höhere Primärstabilität erzielt werden kann. Entsprechende Daten könnten klinische Langzeitstudien liefern.

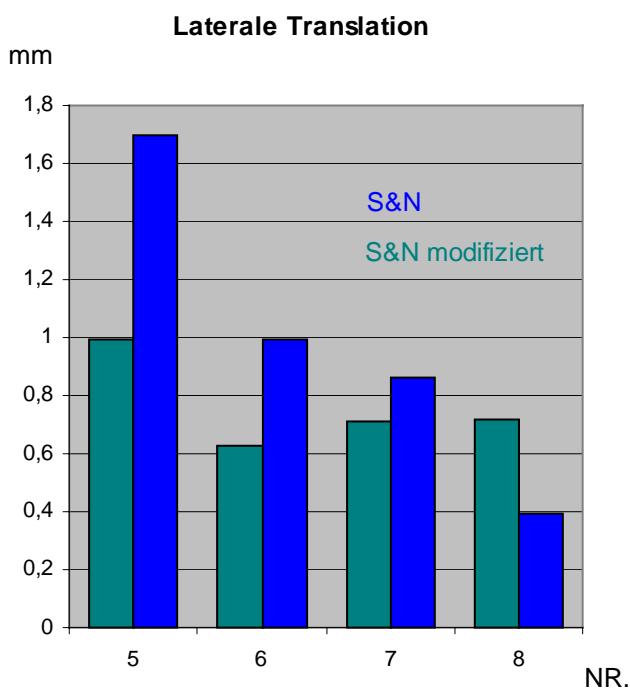
4.2.2. Richards–Klammern (S&N[®]) vs. Richards–Klammern (S&N[®] mod) mit Osteotomiezielgerät

Im Folgenden werden graphisch zwei Osteotomietechniken an den zusammengehörenden Präparatpaaren miteinander verglichen. Hier handelt es sich aber nicht um unterschiedliche Implantate, sondern einmal um die Standardtechnik (S&N[®]) mit Richards-Knochenklammern bei den Präparaten Nr. 5L bis 8L, wie sie in der Operationsanleitung beschrieben wird und um eine modifizierte Technik mit unserem Osteotomiezielgerät-Prototypen (S&N[®] mod) bei den Präparaten Nr. 5R bis 8R. Es wurde immer die gleiche Implantatgröße verwendet.

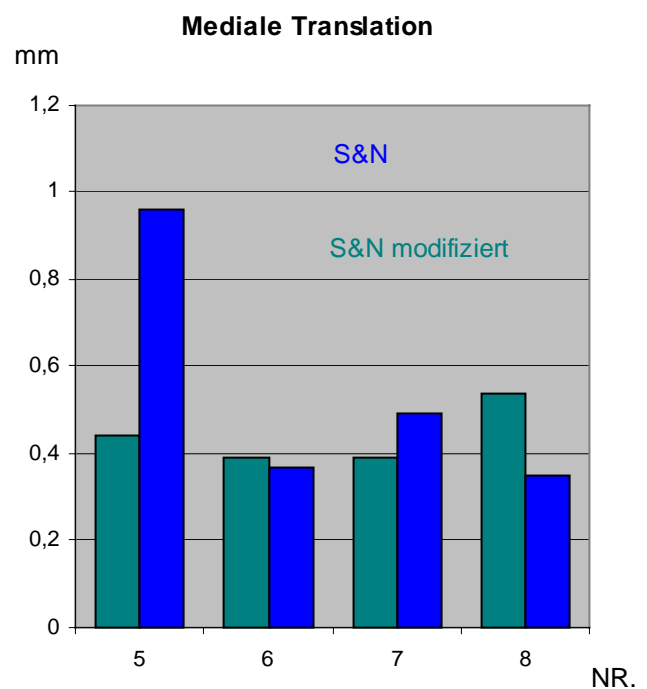


Für die Translation nach anterior konnte insgesamt eine hohe Stabilität erzielt werden, die Auslenkungen lagen allesamt unter 1mm. Eine eindeutige Aussage ist aber nicht möglich, da bei Präparat Nr. 5 und 7 die Standardtechnik, bei Nr. 6 und 8 die modifizierte Technik stabiler war.

Deutlich schlechter fielen im Vergleich die Ergebnisse bei posteriorer Translation für die Standardtechnik aus, während bei der Vergleichstechnik die Werte bei allen Präparaten besser waren. Dies traf auch für die Translation nach lateral (außer Nr. 8R) und die axiale Belastung zu. Keine eindeutigen Ergebnisse gab es bei Translation nach medial und der Rotation. Hier war die Standardtechnik bei den Präparaten Nr. 6L und 8L, bzw. Nr. 7L und 8L stabiler. Die hohe Rotationsauslenkung von $3,12^\circ$ an Nr. 6L ist nicht erklärbar, jedoch lag hier die Standardabweichung auch bei $\delta 0,14$.



c)

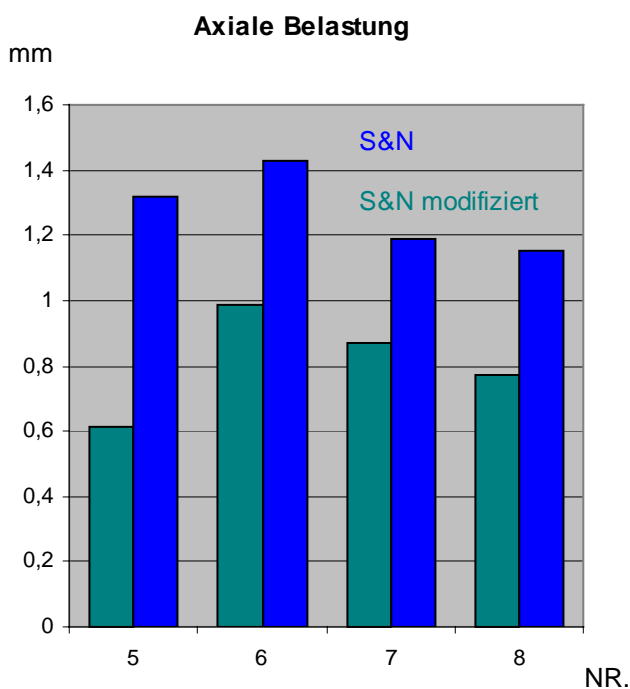


d)

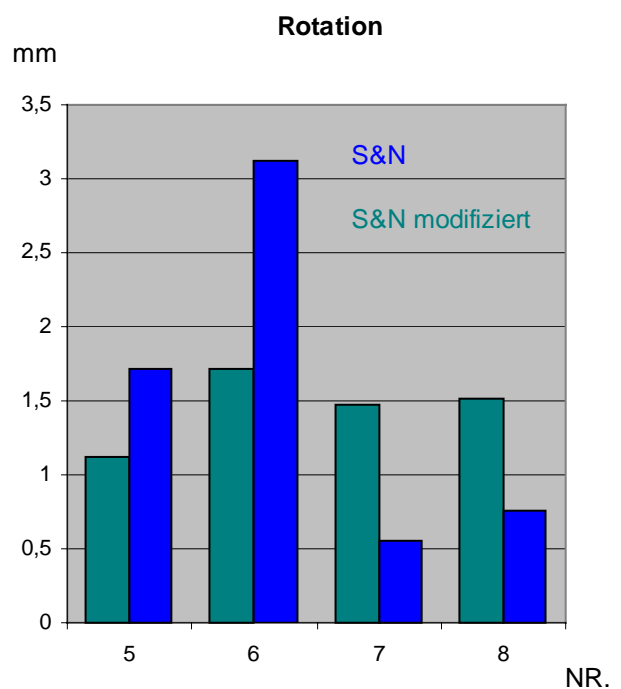
Die Auslenkungen bei der modifizierten Technik lagen unter Standardbedingungen allesamt unter 1mm, was die hervorragende Stabilität der Kombination Knochenklammern als minimal invasives Implantat zusammen mit einem Osteotomiezielgerät im Laborversuch beweist.

Insgesamt erweisen sich beide Verfahren als sehr stabile Techniken, sowohl subjektiv während und nach der Umstellung, als auch durch die guten Messergebnisse bestätigt. Die Standardtechnik war besonders stabil hinsichtlich Translation nach anterior und medial. Vergleicht man nun die Einzelwerte der Präparatpaare miteinander, so erkennt man meistens eine höhere Primärstabilität für unsere modifizierte Technik (S&N® mod). Präparat Nr. 6R ist sogar bei allen Auslenkungen stabiler.

Bei Nr. 5R und 7R ist lediglich der Wert für die Translation nach anterior schlechter, bei Nr. 7R zusätzlich noch die Rotationsstabilität. Nur die Versuche an den Präparaten Nr. 8 lieferten keine eindeutigen Ergebnisse. Betrachtet man hier die Daten für Knochendichte ($0,869$ und $0,850 \text{ g/cm}^2$), BMI ($32,27 \text{ kg/m}^2$) und das Alter (62 Jahre), so wäre nach mehreren Autoren (Bermann et al 1991, Cotta et al 1996) eine Indikationsstellung zur HTO nicht gegeben gewesen. Die Knochendichte ist im Vergleich niedrig, das Gewicht und auch das Alter zu hoch. Diese Parameter können sicherlich auch Einfluss auf die Primärstabilität haben.



e)



f)

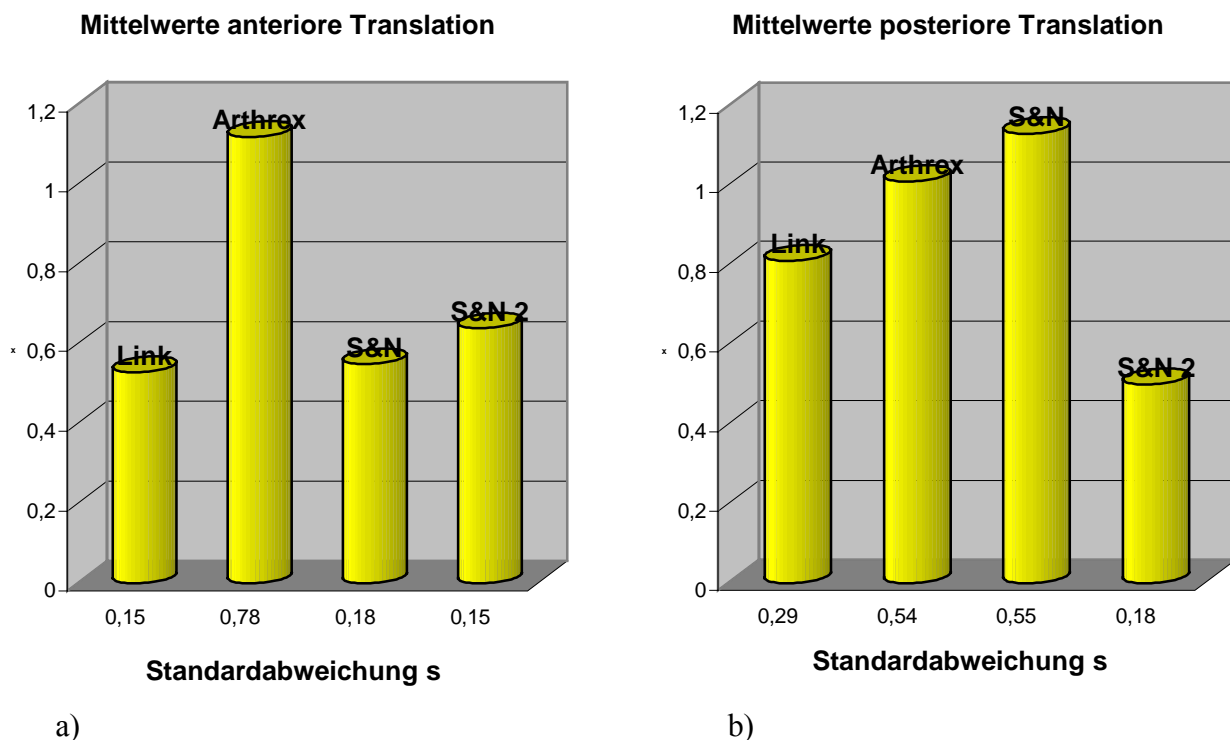
Diagramm 2 a) – f): Graphische Darstellung der beiden Präparate Nr. 5-8 beim Vergleich der Knochenklammern ohne und mit Zielgerät. Erläuterungen im Text.

Aufgrund der guten Ergebnisse stellen wir fest, dass mit dem Osteotomiezielgerät eine höhere Primärstabilität erzielt werden kann. Es wird eine gerade, saubere und ebene Osteotomie gewährleistet, die beiden Osteotomieflächen kommen direkt aufeinander zu liegen, wodurch eine höhere Stabilität zu erwarten ist (Claes et al 1997). Das erklärt auch die geringere Einsinktiefe bei axialer Belastung. Zudem wird mit unserem anterioposterioren Führungsdraht

sicher die mediale Kortikalis erhalten. Durch den damit erzielten Scharniereffekt (Coventry 1973) in Verbindung mit der medialen Bandverstärkung (Polyesterflachband) kann eine hohe Stabilität für mediale und laterale Auslenkungen gewährleistet werden.

4.2.3. Vergleich der Mittelwerte

In folgenden Graphiken werden die Mittelwerte der Osteosyntheseverfahren verglichen. Damit soll das stabilste Verfahren hinsichtlich Primär – und Rotationsstabilität ermittelt werden. An der X-Achse sind die Standardabweichungen für die Einzelwerte (Tab. 6) der jeweiligen Technik aufgetragen.

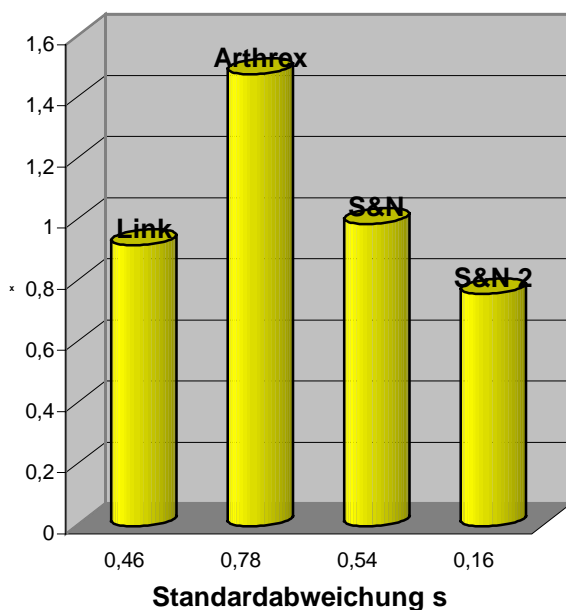


Bei der Translation nach anterior ließ sich eine deutlich höhere Auslenkung für die Puddu-Platte (Arthrex[®]) messen, gefolgt von der modifizierten Technik mit Knochenklammern (S&N[®] mod). Am stabilsten waren mit nahezu identischem Mittelwert die Standardtechnik mit Klammern (S&N[®]) und die Giebelplatte (Link[®]).

Die Auswertung der Mittelwerte für die posteriore Translation ergab im Unterschied dazu die höchste Auslenkung für die Knochenklammern, gefolgt von der Puddu- und der Giebelplatte. Die geringste durchschnittliche Auslenkung konnte für unsere modifizierte Technik ermittelt werden..

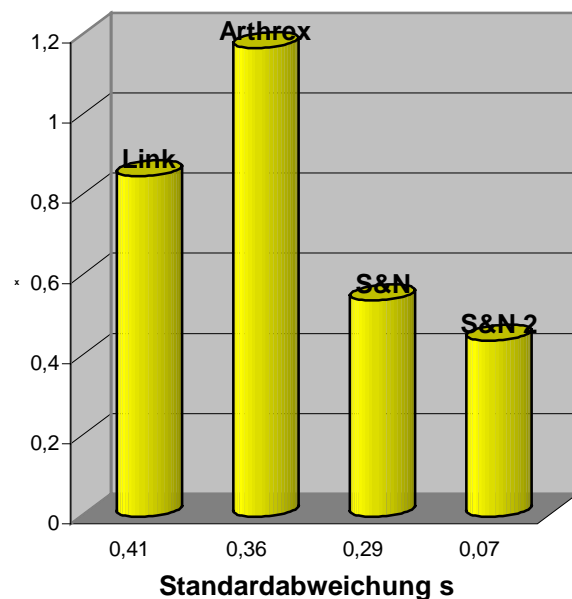
Ähnlich sind auch die Ergebnisse bei Translation nach lateral und medial. Der niedrigste Mittelwert war für die Knochenklammern mit Osteotomiezielgerät zu verzeichnen, der höchste für die Puddu-Platte. Bei der Translation nach lateral war die Giebelplatte stabiler als die Knochenklammern, bei der Translation nach medial aber die Klammern stabiler als die Platte.

Mittelwerte laterale Translation



c)

Mittelwerte mediale Translation



d)

Die größte durchschnittliche Einsinktiefe bei axialer Druckbelastung zeigte die Puddu-Platte mit deutlichem Abstand vor den Knochenklammern. Erneut schnitten Giebelplatte und Klammern mit modifizierter Technik am besten ab.

Bei Berechnung der Mittelwerte für die Rotation zeigten sich insgesamt keine großen Unterschiede ($1,44^\circ$ bis $1,54^\circ$). Präparat Nr. 4R wurde aufgrund des Bruches und der vier statt fünf Einzelmessungen nicht miteinbezogen (x wäre sonst $2,88^\circ$ gewesen). Giebelplatte und modifizierte Technik zeigten eine nahezu gleich hohe Rotationsstabilität, während die beiden anderen Techniken nur leicht geringer stabil waren.

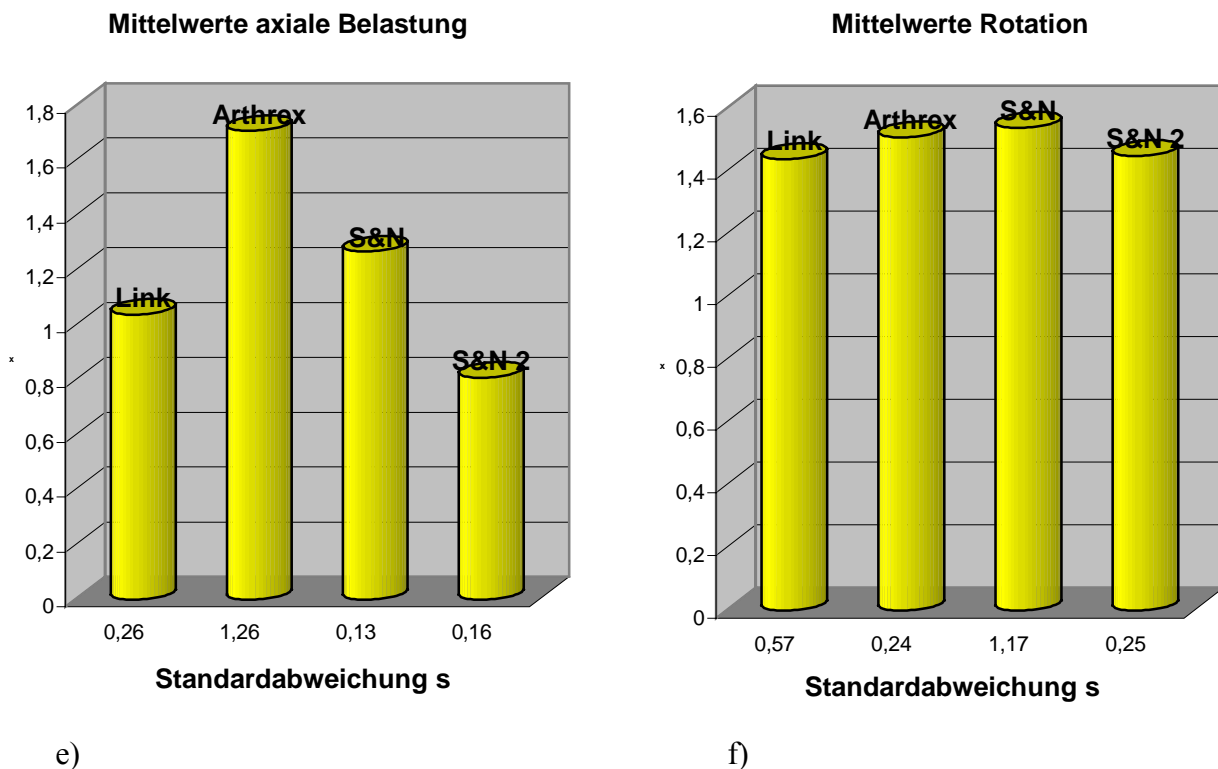


Diagramm 3 a) – f): Graphische Darstellung der Mittelwerte bei den unterschiedlichen Techniken und den jeweiligen Auslenkungen. Erläuterungen im Text.

Beim Vergleich der Mittelwerte war also unsere modifizierte Technik mit Knochenklammern das stabilste Verfahren, gefolgt von Giebelplatte und Knochenklammern mit Standardtechnik. Am wenigsten stabil erwies sich bei unseren Versuchsbedingungen die Puddu-Platte. Diese Ergebnisse entsprachen auch denen beim Vergleich der Präparatpaare in den beiden Kapiteln zuvor. Auch von der subjektiven Betrachtungsweise können wir das Resultat durchaus bestätigen. Schon während der Umstellung schien die modifizierte Technik mit Klammern

am stabilsten zu sein. Die leichte Handhabung des Zielgerätes und die dadurch erzielte exakte Osteotomie gewährleisteten ein kongruentes Aufeinanderliegen der Osteotomieflächen. Dies war neben der Verwendung von Knochenklammern als weniger invasives Osteosynthesematerial ausschlaggebend für die hohe Primärstabilität des Verfahrens. Leider sind diese Ergebnisse aufgrund der doch teilweise hohen Standardabweichungen statistisch nicht aussagekräftig. Ursache dafür ist wohl die geringe Fallzahl, was in Kapitel 4.3. demonstriert wird.

4.3. Versuch einer Fallzahlschätzung

Das Ziel einer experimentellen Studie ist im Regelfall, ein statistisch signifikantes Ergebnis zu erreichen. Gerade bei biomechanischen Untersuchungen, bei denen diverse Parameter aufgrund des Biomaterials das Ergebnis beeinflussen können, ist dies notwendig. In spezieller Hinsicht auch auf die klinische Übertragbarkeit von Ergebnissen. Zwar sind bei dieser Arbeit in den Daten wichtige Hinweise auf die Stabilität verschiedener Implantate und Operationstechniken enthalten, jedoch sind sie aufgrund zu geringer Fallzahlen und der hohen Standardabweichungen (siehe Kap. 4.2.3.) statistisch nicht signifikant. Da eine statistische Auswertung nicht möglich ist, riet uns das Institut für medizinische Informationsverarbeitung, Biometrie und Epidemiologie (IBE) der Ludwig-Maximilians-Universität, eine Fallzahlschätzung durchzuführen. Damit soll demonstriert werden, wie viel Knochenpräparate nötig gewesen wären, um eine statistisch signifikante Aussage zu erzielen. Wir wandten dafür ein Statistikprogramm¹⁰ an, das ausgehend von unseren Daten (Mittelwerte und Standardabweichungen) Fallzahlen für Vergleiche von verschiedenen Implantaten berechnet.

¹⁰ Power.exe-Programm

Hierzu nun ein paar ausgewählte Beispiele:

Auslenkung	Vergleich von Implantat	Fallzahl n
Axial	Link® vs. Arthrex®	59
Rotation	Link® vs. Arthrex®	1224
Axial	S&N® vs. S&N® mod.	4
Medial	S&N® vs. S&N® mod	139
Lateral	S&N® vs. S&N® mod	94

Tab. 7: Fallzahlschätzungen für statistisch signifikante Ergebnisse

Ausgenommen einer Zahl von 4 Präparaten in Zeile 3 sieht man deutlich, welche hohen Fallzahlen ungefähr notwendig gewesen wären. Es war natürlich unmöglich, im Rahmen der Studie eine entsprechende Menge an Präparaten zu erhalten und zu untersuchen. Diese Berechnung weist aber auch auf die Verschiedenheit und die damit verbundene Schwankung der „Qualität“ des biologischen Materials hin. Den Einfluss von Knochendichte und BMI auf die Primärstabilität zu ermitteln war jedoch im Rahmen dieser Arbeit aufgrund der niedrigen Fallzahl und der daraus resultierenden hohen Standardabweichung bei den Mittelwerten leider nicht möglich. Mit einiger Sicherheit kann man dies aber annehmen, da in zahlreichen Studien der Einfluss einer niedrigen Knochendichte oder eines hohen BMI ($> 25 \text{ kg/m}^2$ ist Übergewicht) auf die Knochenbeschaffenheit nachgewiesen worden ist (FELSON et al 1988, TERAUCHI et al 1998, SHARMA 2001).

5. Diskussion

Ein entscheidender Diskussionspunkt bei experimentellen Arbeiten an biologischem, im Speziellen an humanen Strukturen ist die stark schwankende Qualität des zu Verfügung stehenden Materials.

Die bei solchen Arbeiten verwendeten Präparate stammen von Leichen unterschiedlichster sozialer Herkunft. Es kann davon ausgegangen werden, dass es sich teilweise nicht um einen altersentsprechenden Zustand der Präparate handelt. Dies trifft vermutlich auch auf die Präparate zu, mit welchen in vergleichbaren Arbeiten (FLAMME et al 1999, KESSLER et al 2002, STUART et al 1999) gearbeitet wurde.

Es wurde nur explantiert, wenn keine Hinweise auf ein Trauma oder vorausgegangene Operationen an Knie oder Unterschenkel festzustellen waren. Zudem wurde auch auf das Alter der Leichen geachtet. Mit einem Durchschnittsalter von 45 Jahren (20-62) lag man hier absolut im Indikationsbereich für HTO (BERMAN et al 1991), während das Durchschnittsalter bei STUART et al 1999 bei 77 Jahren lag. So werden von diesem und auch von anderen Autoren lediglich die Altersunterschiede als Ursache für schlechtere Materialeigenschaften durch fortschreitenden Gewebeabbau gewertet. Man sollte jedoch auch die unterschiedlichen Altersgruppen hinsichtlich ihrer Todesursache, bzw. Vorerkrankung betrachten. So sind meistens junge Spender Opfer eines Unfalls oder Suizids, während häufig bei älteren Spender neben der Todesursache weitere Grunderkrankungen, wie arterielle Verschlusskrankheit oder diabetische Angiopathie vorlagen. Diese doch auch aktivitätsmindernden Erkrankungen, beeinflussen ebenfalls wie alters- und postmenopausal bedingte Osteoporose den Gehalt an Matrixmolekülen und somit die biomechanischen Eigenschaften. Deshalb wurden zu Beginn der Untersuchungen Knochendichtemessungen des Tibiakopfes durchgeführt, um deren Einfluss auf die Stabilität nach HTO bestimmen zu können. Ein statistischer Nachweis konnte aus o.g. Gründen (Kapitel 4) nicht geliefert werden. Trotzdem ist wohl anzunehmen, dass eine niedrige Knochendichte auch unabhängig von der Wahl der Operationstechnik und des Implantats die Primärstabilität nach HTO beeinflusst. Dies wird durch Aussagen in der Literatur bekräftigt, z.B. dass eine niedrige Knochendichte zu trabekulären Mikrofrakturen führt und konsequent die Belastung auf

Knorpel und Knochen zunimmt (TERAUCHI et al 1997). Ebenfalls wird der protektive Effekt einer hohen Knochendichte bei Arthrose beschrieben (ZHANG et al 2000).

Des Weiteren muss man die Zeitspanne zwischen Todeszeitpunkt und Entnahme der Präparate berücksichtigen. Während Autoren in anderen Arbeiten dazu nicht Stellung nehmen, wurde hier darauf geachtet, dass die Spanne bei maximal 4 Tagen lag. Um Aussagen darüber zu treffen, in welchem Zeitraum post mortem es zu Veränderungen der Gewebsteifigkeit, z.B. durch einen abnehmenden Wassergehalt des Kollagens, kommt und inwiefern die Lagerungsdauer unter Tiefkühlung und die Länge des Auftauprozesses Auswirkungen darauf haben, muss man unterscheiden, ob es sich um Weichteil- oder Knochengewebe handelt.

VIDIK et al 1968 registrierte bereits nach 24-stündiger Tiefkühlung eine signifikante Abnahme der Steifigkeit, im Vergleich dazu beschrieb LINDE et al 1993 eine Abnahme um 10% in den ersten 24 Stunden post mortem bei Knochen, eine Tiefkühlung hatte jedoch keinen weiteren Einfluss auf die Gewebsteifigkeit des Knochens. Es gibt Hypothesen, dass es innerhalb der ersten Tage post mortem zu Veränderungen der knöchernen Mikrostruktur als Resultat von endogener bakterieller Migration kommt (BELL et al 1996). Während also Gefrier- und Auftauprozess wohl keine Auswirkungen auf die Gewebsteifigkeit von Knochen haben, nimmt sie bei Weichteilen signifikant ab (Rauch et al 1991), wobei es post mortem schon bald zum Untergang intrazellulärer kontraktiler Strukturen durch Autolyse kommt (GOTTSAUNER-WOLF 1995). Diese Schädigung wird noch durch Gefrier- und Auftauprozesse verstärkt.

Die Autoren in vergleichenden Arbeiten geben über die Lagerungsdauer keine Auskunft, die Auftauzeiten lagen zwischen 12 (KESSLER 2002) und 24-30 Stunden (FLAMME und STUART 1999) bei einer Tiefkühltemperatur zwischen -10°C und -20°C .

Bei der vorliegenden Arbeit vergingen zwischen Entnahme und Versuch mehrere Wochen bis Monate, die Tibiapräparate wurden bei -20°C tiefgekühlt und über einen Zeitraum von ca. 12 Stunden erst bei $+4^{\circ}\text{C}$ im Kühlschrank und dann bei Raumtemperatur aufgetaut. Damit wurde versucht, zu schnelle Aggregationszustandsänderungen der Wassermoleküle im Knochen zu verhindern und somit Auswirkungen auf die Knochenmatrix zu vermeiden.

Bei der niedrigen Fallzahl von 16 Präparaten, die eine Studie an humanen Präparaten zwangsläufig mit sich bringt, kann also die unterschiedliche Qualität des zu Verfügung stehenden Materials das Versuchsergebnis stark beeinflussen. Hier soll nochmals auf die

Fallzahlschätzungen im Ergebnisteil verwiesen werden. Damit wurde dokumentiert, welche Menge an Präparaten notwendig gewesen wäre, um statistisch signifikante Resultate zu erzielen. Darüber hinaus wird mit der Fallzahlschätzung, die vom Institut für medizinische Informationsverarbeitung, Biometrie und Epidemiologie empfohlen worden ist, auch die extreme Varianz von biologischem Material nachgewiesen. In den Arbeiten von KESSLER und STUART waren, verglichen mit der Studie von FLAMME, statistische Auswertungen möglich, jedoch bei einer völlig unterschiedlichen Fragestellung, wie in Kapitel 2.4. beschrieben. Ein Vergleich dieser Arbeiten miteinander ist deshalb nicht sinnvoll.

FLAMME et al 1999 führten ihre Versuche an 10 Präparaten durch und wiederholten sie dreimal, während KESSLER et al 2002 und STUART et al 1999 23 Präparate in einem worst-case Szenario bis zum Bruch untersuchten. Betrachtet man aber die Empfehlungen zur postoperativen Nachbehandlung sowohl bei open-wedge- als auch bei closing-wedge Osteotomien, so ist in beiden Fällen eine Vollbelastung der versorgten Extremität zu vermeiden. GIEBEL et al 1985 geben die Vollbelastung, abhängig von der knöchernen Durchbauung in den Röntgenkontrollen, erst nach 8-10 Wochen frei, bei zunächst einer Teilbelastung von 15 kg. Heutzutage ist man zwar in der Nachbehandlung durchaus progressiver was die Belastung angeht, eine neue Empfehlung hierzu ist uns jedoch in der aktuellen Literatur nicht bekannt. Bei open-wedge Osteotomien besteht üblicherweise eine vollständige Entlastung für 6 Wochen, dann Teilbelastung für 2-4 Wochen und Vollbelastung auch nach 8-10 Wochen (STUART et al 1999). Versuche bis zum Bruch des Knochens, wie bei Kessler und Stuart durchgeführt, sind deshalb aufgrund der mangelnden klinischen Übertragbarkeit nicht sinnvoll. Z.B. mit einer durchschnittlichen axialen Belastung von 1810 N lag STUART bei weitem höher als die 1000 N in dieser Arbeit. Eine knöcherne Durchbauung ist, wie postoperativ in vivo natürlich auch bei in vitro Versuchen nicht gegeben. Vielmehr wären die Kräfte interessant, die bei frühfunktionellen Beübungen auf die Osteotomie einwirken. Dies sind wohl Rotations-, Translations-, aber auch axiale Kräfte, am ehesten durch Muskelzug und den Kapsel-Band-Apparat bedingt. Das sollte in der vorliegenden Arbeit simuliert werden, die exakte Größe der am Tibiakopf wirkenden Kräfte war jedoch in keinen biomechanischen Nachschlagewerken zu eruieren. Es wurde deshalb mit Kräften, wie sie vergleichbaren Arbeiten entsprachen (FLAMME et al 1999, MARKEL et al 1991) gearbeitet. Sie waren auf jeden Fall bei weitem niedriger als bei KESSLER und STUART. Somit war eine Wiederholung der Einzelversuche (jeweils 5x) möglich, was

zumindest eine statistische Auswertung der einzelnen Versuche ermöglichte. Ein Bruch des Knochens konnte niemals beobachtet werden, lediglich Präparat Nr. 4R war bei den Rotationsmessungen absolut instabil.

Die Versuche in dieser Arbeit waren unter den standardisierten Bedingungen bei der eingestellten Belastung nur durchführbar, weil eine mediale Stabilisierung der Tibia im Sinne des Lig. Collaterale mediale eingebaut wurde. Nach durchgeführter Umstellung an den Knochen wurde bereits festgestellt, dass die Tibiae mit großer Wahrscheinlichkeit nicht mit den vorgesehenen Kräften belastet werden können, da es schon direkt postoperativ zu leichten Dislokationen kam. Dies galt für closing-wedge Osteotomien, bei den open-wedge Osteotomien war die laterale Knochenbrücke breit genug, um den Belastungen stand zu halten. Da hier, im Gegensatz zu STUART (1999) der komplette Weichteilmantel und die Fibula entfernt wurden, wurde das in Kapitel 3.2. dargestellte Polyesterflachband zur medialen Stabilisierung verwendet. Da dieses Band den physiologischen Eigenschaften der Ligamente am Kniegelenk entspricht, kann man für ähnliche biomechanische Untersuchungen die Verwendung dieses Bandes zur zusätzlichen Stabilisierung empfehlen. Viel günstiger wäre es jedoch, die Versuche an humanen Kniegelenken (Femur, Tibia und Fibula) bei Belassen des kompletten Weichteilmantels durchzuführen.

Mit Hilfe der vorliegenden Arbeit sollte für die geprüften Osteosynthesetechniken das beste Verfahren hinsichtlich der Primärstabilität ermittelt werden. Das neu entwickelte Osteotomiezielgerät sollte eine einfachere und präzisere Osteotomie gewährleisten und dadurch die Primärstabilität des angewandten Verfahrens verbessern.

Die ermittelten Daten der Spender, wie Alter, Gewicht etc. entsprechen in dieser Studie den üblichen Vorgaben zur Indikation bei HTO (BERMAN et al 1991, COTTA et al 1996). Natürlich musste gelegentlich aufgrund der schwierigen Präparatbeschaffung die Indikationsstellung weiter ausgelegt werden, insbesondere bei Gewicht und Knochendichte, was durchaus auch Einfluss auf die Ergebnisse hatte. Die Entnahme und weitere Verarbeitung der Präparate, sowie die Umstellungsosteotomie und die Belastung der Präparate waren standardisiert, um bei jedem Versuch von identischen Bedingungen ausgehen zu können. Es wurden jeweils Umstellungen von 10° durchgeführt und die Original OP-Sets der Firmen Arthrex, Link und Smith & Nephew verwendet, die diese uns freundlicherweise zur Verfügung stellten. Mit der genauen Vorbereitung (Vermessung von Tibialänge und

Tibiakopfdurchmesser; Durchführung von Röntgenaufnahmen), konnte man, wie in den Operationsbeschreibungen empfohlen, exakte präoperative Planungen durchführen und die Implantate den Individuen anpassen. Dies bedeutete ideale Versuchsbedingungen für jedes einzelne Präparat. Eine vergleichbar genaue Planung und Durchführung war in keiner anderen Arbeit zu finden.

Es gab noch weitere Neuerungen und Veränderungen beim Versuchsaufbau im Vergleich zu bestehenden Arbeiten, v.a. FLAMME et al 1999. Es wurde für die Messungen nur eine Maschine (Universalprüfmaschine) mit dem zugehörigen Softwarepaket zur Datenerfassung und statistischen Auswertung verwendet. Die Auslenkung bei den Rotationsversuchen wird in Grad und nicht in mm bestimmt. Jede Technik wurde an 4 Präparaten getestet, jeder Einzelversuch 5 mal durchgeführt und statistisch ausgewertet. Da Präparatpaare eines Donors verwendet wurden, konnten man von nahezu identischen Beschaffenheiten ausgehen (siehe Knochendichtemessungen). Somit ist eine vergleichende Diskussion über Operationstechniken an Knochenpaaren weitaus aussagekräftiger, als die Diskussion über Einzelwerte von Knochen unterschiedlicher Beschaffenheit.

Entscheidend für das Gelingen der Tibiaumstellungsosteotomie ist der Erhalt der kontralateralen Kortikalis. Viele Autoren weisen auf mögliche Komplikationen hin, wenn wie am häufigsten durchgeführt, bei valgusierenden closing-wedge Osteotomien die mediale Kortikalis durchtrennt wird. Die Scherkräfte würden zur Dislokation der Fragmente führen (KESSLER et al 2002). Klinisch und auch experimentell wurden Korrekturverluste, wie Revarisierung, häufiger als Pseudarthrosen beobachtet (BÖHLER et al 1999, INSALL et al 1984, MINIACI et al 1989, MYRNERTS 1980, TJÖRNSTRAND et al 1981). Auch FLAMME (1999) dokumentierte die geringste Primärstabilität unabhängig von den verwendeten Implantaten und der gewählten Translationsrichtung bei Verlust der medialen Kortikalis.

In der vorliegenden Arbeit wurde bei den durchgeführten Osteotomietechniken auf den Erhalt der kontralateralen Kortikalis (closing-wedge – mediale Kortikalis; open-wedge – laterale Kortikalis) und bei closing-wedge Osteotomien auf einen möglichst geringen Abstand der lateralen Osteotomieenden zueinander geachtet. Es gelang zumindest bei allen Präparaten der Erhalt der Kortikalis, jedoch mit unterschiedlicher Stärke. Der Nachweis über Erhalt und Dicke der Kortikalis ist praktisch nur subjektiv zu vollziehen. Anhand von postoperativen

Röntgenbildern (auch hier angefertigt), so wie bei FLAMME (1999) ist die Beurteilbarkeit aufgrund der 2-Ebenen-Technik und der Maßstabsänderung in der Röntgenaufnahme nur eingeschränkt möglich. Genauer ließe sich die Stärke der Knochenbrücke mittels Computertomographie (FLAMME et al 1999) ermitteln, diese Untersuchung ist aber technisch anspruchsvoll und teuer. Wie gelingt es nun, diesen für die Umstellung und auch für das postoperative Outcome entscheidenden Operationsschritt sicher und exakt durchzuführen? Die Systeme der Firmen Arthrex und Link scheinen zwar dieses Problem zu berücksichtigen, jedoch sind deren Zielgeräte so entwickelt, dass sie die Kortikalis nur in einer Ebene (horizontal) erhalten.

Eine exakt gleich dicke Knochenbrücke zu belassen war aber trotz genauer Durchführung kaum möglich, weil eine zweite Ebene (sagittal) fehlte. Diese weitere Ebene wurde jetzt durch einen 2,8 mm K-Draht hergestellt. Von ventral in anterioposteriorer Richtung eingebohrt konnte die Spitze des zu entnehmenden Keiles begrenzt werden. Der Draht wurde ca. 1 cm lateral der medialen Kortikalis (GIEBEL et al 1985, KESSLER et al 2002) und 2 cm unterhalb des Tibiaplateaus supratuberositär (COVENTRY 1965, GIEBEL et al 1985, MINIACI et al 1989, MURPHY 1994) zentriert.

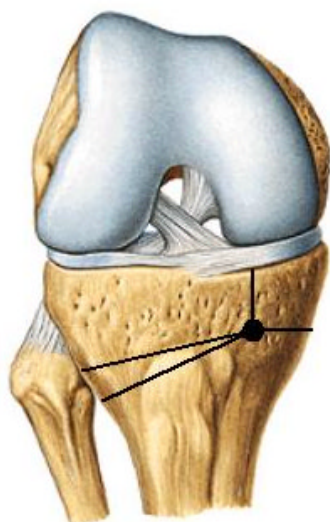


Abb. 20: Tibiakopf mit eingezeichneter Schnittfläche für eine gewöhnliche closing-wedge Osteotomie und einem Bohrloch für den ap-Draht, 2cm unterhalb der Tibiagelenkfläche und ca. 1cm innerhalb der medialen Kortikalis.
Modifiziert nach Kessler 2002 und Sobotta 2000

KESSLER et al 2002 führten diesen Schritt mit einem 5 mm Draht in anterioposteriorer Richtung durch und konnten damit eine signifikante Zunahme des Korrekturwinkels ohne Bruch der Kortikalis verglichen mit der selben Osteotomie ohne diesem Draht nachweisen. Die Entwicklung von Kessler und Mitarbeitern verlief wohl parallel mit der hier

vorliegenden, sie wendeten aber ihre Methode bereits erfolgreich im klinischen Alltag an. Wir denken, dass dieser Schritt zwar sehr sinnvoll ist, aber nur zweckmäßig, wenn beide Ebenen in einer Osteotomie miteinander kombiniert werden können. Dazu dient das neu entwickelte Osteotomiezielgerät, ein Prototyp. Ein schon im Handel vorhandenes Zielgerät der Fa. Synthes wurde mit entsprechenden Modifikationen nachgebaut. Durch die Kombination von vier 2,5 mm K-Drähten in horizontaler und einem 2,8 mm K-Draht in sagittaler Ebene in einem Gerät, gelang eine exakte Begrenzung des zu entnehmenden Keiles und der sichere Erhalt der medialen Kortikalis von ca. 1 cm. Dies zeigen auch die hervorragenden Ergebnisse bei der Bestimmung der Primärstabilität. Sowohl beim Vergleich der Knochenpaare mit der Standardtechnik von Smith & Nephew, als auch beim Vergleich der Mittelwerte war die modifizierte Technik durchweg das stabilste Verfahren.

Ein weiteres Problem bei HTO, das sich während der Untersuchungen ergeben hat, ist die exakte Durchführung der Osteotomie. Darunter versteht man neben dem Erhalt der kontralateralen Kortikalis auch das Erzielen von glatten Schnittflächen und somit keinen oder nur sehr geringen Abstand der Osteotomieflächen zueinander. Andernfalls ist eine verzögerte Knochenheilung mit reduzierter Stabilität zu erwarten (CLAES et al 1997), was Pseudarthrosen zur Folge haben kann. Pseudarthrosen entstehen vor allem durch 3 ätiologische Faktoren: einer Lücke zwischen den Osteotomieenden, einer ungenügenden Blutversorgung der Knochenfragmente und mangelhafter Stabilität der Osteosynthese (SCHATZKER et al 1985). Deshalb sollte darauf geachtet werden, dass der Abstand der Osteotomieenden 2 mm nicht überschreitet (CLAES et al 1997). In den vergleichbaren Arbeiten wurde bei FLAMME (1999) diese Problematik zwar angesprochen, eine Lösung ergab sich aber nicht. Bei den hier getesteten closing-wedge Methoden (Link[®], Smith & Nephew[®]) wird die Osteotomie direkt parallel zu einem proximalen und einem distalen K-Draht durchgeführt.

Betrachtet man aber Form und Durchmesser eines Tibiakopfes im Vergleich mit dem Durchmesser eines K-Drahtes (ca. 2,5 mm) und der Größe des Sägeblattes, so kann damit, auch bei bester Handhabung der Geräte, nur selten eine exakte Osteotomie gelingen. Allein durch leichtes Abkippen mit der oszillierenden Säge am K-Draht liegen die Osteotomieflächen nach dem Zusammenklappen nicht mehr passgenau aufeinander – klinisch besteht jetzt die Gefahr einer verringerten Primärstabilität und Entwicklung einer Pseudarthrose.



Abb. 21: Tibiakopf mit zwei eingebohrten K-Drähten und einer versuchten parallelen Osteotomie. Technik nach Smith & Nephew.

Lediglich in dem Zielgerät der Fa. Synthes sahen wir das ideale Werkzeug für eine hochpräzise Osteotomie. Da die Fa. Synthes ihr Zielgerät nicht für Arbeiten an toten Strukturen zur Verfügung stellen wollte, entschied man sich, das Werkzeug mit o.g. entsprechenden Modifikationen nachzubauen. Durch zwei parallel eingebohrte 2,5 mm K-Drähte, jeweils in der proximalen und der distalen Backe in Verbindung mit einem breiten Sägeblatt, gelingt es entlang der Innenseite der Drähte zwei saubere Osteotomien mit glatten und in der Horizontalen ebenen Schnittflächen durchzuführen. Dadurch kommen die Osteotomieflächen direkt aufeinander zu liegen.

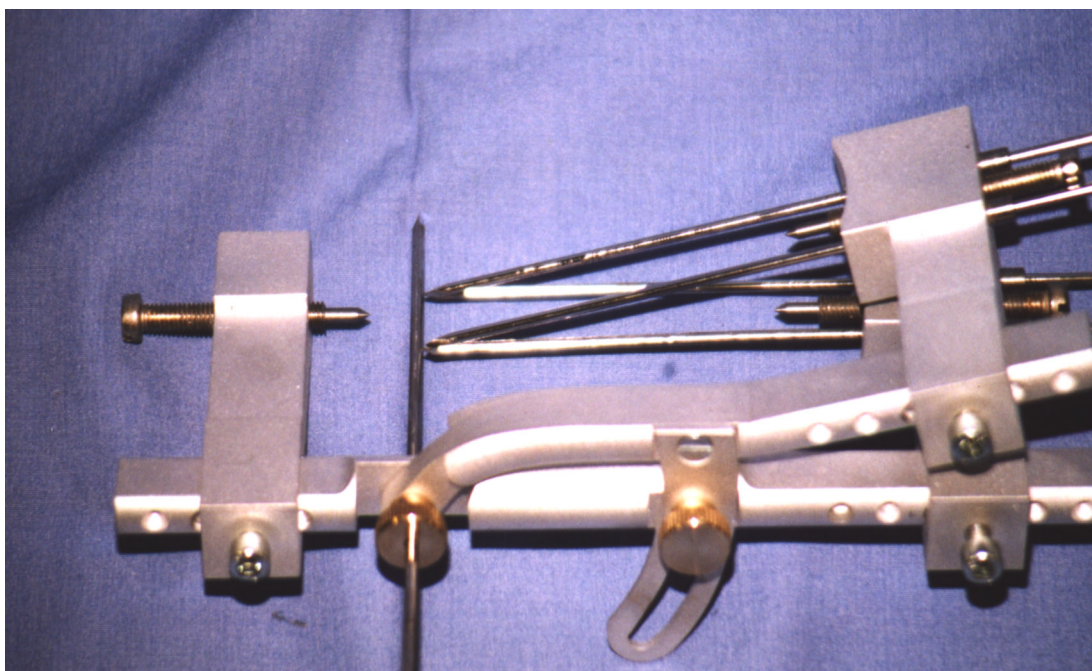


Abb. 22: auf der Seite zuvor

Modifiziertes Osteotomiezielgerät mit vier 2,5 mm K-Drähten in horizontaler und einem 2,8 mm K-Draht in sagittaler Ebene. Somit werden eine exakte und saubere Osteotomie und der Erhalt der medialen Kortikalis gewährleistet.

Aufgrund der hervorragenden Versuchsergebnisse wurde festgestellt, dass mit diesem Osteotomiezielgerät eine höhere Primärstabilität erzielt werden kann. Unter Standardbedingungen lagen translatorische und axiale Auslenkungen unter 1 mm und die Rotation zwischen 1° und 2°. Über tolerierbare Maximalwerte gibt es in der Literatur keine Aussagen. Aus klinischer Sicht ist eine hohe Primärstabilität für die erfolgreiche Durchbauung der Osteotomie entscheidend (COVENTRY 1985, SCHATZKER et al 1985) und verhindert somit bei frühfunktionellen Nachbehandlungen (COVENTRY 1965) die Gefahr von Pseudarthrosen und Korrekturverlusten.

Ebenfalls eine exakte Osteotomie gelang beim open-wedge System der Fa. Arthrex. Hier nimmt man sich auch zwei parallel eingebohrte K-Drähte zur Hilfe, über die eine Schnittlehre aufgesteckt wird. Da es sich aber um eine grundlegend andere Technik handelt, bei der nur eine Osteotomie nötig ist und es zwar durch das Einwachsen von autologem Knochenspan zu ähnlichen Komplikationen kommen kann, ist sie hiermit nicht zu vergleichen.

Natürlich wäre noch die klinische Erprobung des Zielgerätes von großem Interesse, da durch den Versuchsaufbau die Übertragbarkeit der hier gewonnenen Daten in die klinische Anwendung erschwert ist. Zudem ist der Prototyp noch an einigen Stellen verbesserungswürdig. Um ein eventuelles Abkippen der Säge zu vermeiden, könnte man noch eine Schnittlehre bzw. Sägeblattführung über die beiden K-Drähte anbringen. Die Osteotomien wären somit absolut sicher und exakt durchzuführen. Diese Technik wird schon lange erfolgreich bei Knie-Totalendoprothesen angewandt. Auch das HTO-Set der Fa. Arthrex beinhaltet eine Schnittlehre, sie ist dem medialen Tibiakopf aber zu schlecht angepasst und der Befestigungspin ist zu kurz, so dass es bei der Osteotomie zum Verschieben dieser Lehre kommt. Zusätzlich wäre das Hinzufügen einer Einrichtung an das Zielgerät sinnvoll, mit der man die Größe der zu erhaltenden medialen Kortikalis genau

definieren kann. Bei einer klinischen Anwendung des neuen Zielgerätes müsste man aktuell den ap-Draht nach Augenmaß mit Hilfe eines Bildverstärkers platzieren.

In dieser Arbeit wurde, wie bisher in allen weiteren vergleichbaren biomechanischen Studien, nur die statische Komponente des Modells betrachtet, wobei im klinischen Alltag die dynamische Komponente, z.B. bei frühfunktionellen Bewegungsübungen, weitaus entscheidender ist. Zusätzliche Untersuchungen mit simulierten Muskelzügen, bei genauer Kenntnis der entsprechenden Kräfte und dem Vorhandensein des vollständigen Kapselbandapparates in einem dynamischen Modell würden sicherlich wertvolle Erkenntnisse bringen. Zudem muss man noch berücksichtigen, dass im statischen Versuchsaufbau die Kraft innerhalb kürzester Zeit aufgebracht wird und keine Erholungszeit für das avitale Gewebe besteht.

Die klinische Übertragbarkeit der hier vorliegenden Ergebnisse ist sicherlich eingeschränkt. Dies liegt vor allem an der viel zu niedrigen Fallzahl, am Fehlen der Weichteile und der angrenzenden Knochenstrukturen, den nur statischen Bedingungen des Versuchsaufbaus und dem Mangel an Kenntnis der bei Entlastung des Beines tatsächlich am Tibiakopf wirkenden Kräfte. Trotzdem kann mit den ermittelten Ergebnissen deutlich auf die Notwendigkeit einer exakten Osteotomietechnik unter Verwendung eines Zielgerätes in Verbindung mit einem in der klinischen Erprobung bewährten Implantat hingewiesen werden. Für frühfunktionelle Nachbehandlungen verringert sich dadurch, wie auch aus der Literatur hervorgeht, die Gefahr von Komplikationen, z.B. Pseudarthrosen und Revarisierungen. Die knöchernen Durchbauung der Osteotomie kann verbessert werden. Die open-wedge Osteotomie mit Puddu-Platte war am wenigsten stabil. Nur die Anwendung an vitalem Gewebe, die ein Einwachsen des Knochenspanns erlaubt und genügend Zeit zur knöchernen Konsolidierung könnten wohl aussagekräftigere Werte ergeben. Problematisch ist deshalb auch der Vergleich von einer open-wedge mit drei closing-wedge Techniken. Diese Methoden bringen natürlich schon vom Ansatz her völlig verschiedene Voraussetzungen mit sich. Sinnvoller wäre es hier sicherlich gewesen, nur closing-wedge Techniken untereinander zu vergleichen. Die Prüfung einer weiteren additiven Technik, wie z.B. Hemikallotaxis mit Fixateur externe, wäre ja nur an vitalem Gewebe möglich gewesen.

6. Zusammenfassung

Seit nunmehr 40 Jahren ist die Tibiaumstellungsosteotomie (HTO) ein bewährtes Verfahren zur Behandlung der überwiegend hemiartikulär ausgebildeten Gonarthrosen. Die Anatomie der unteren Extremitäten bewirkt schon bei normalen Kniegelenksachsen beim Gehen und Laufen eine asymmetrische Belastung im Varussinn und bringt einen Circulus vitiosus in Gang. Varusfehlstellungen sind die Folge.

Mit fortschreitender Entwicklung der HTO wurden verschiedenste Techniken und Implantate verbessert oder neu entwickelt und in klinischen Untersuchungen geprüft. Viele Methoden sind technisch anspruchsvoll und bergen eine Anzahl möglicher Komplikationen. Deswegen ist es wichtig, eine Methode zu finden, die einfach und exakt anzuwenden ist und eine hohe Primärstabilität zur schnellen knöchernen Konsolidierung gewährleistet. Somit ist eine rasche Mobilisierung des Patienten möglich, häufige Komplikationen, wie Revarisierungen und Pseudarthrosen können vermieden werden. Die Kenntnis der biomechanischen Eigenschaften verschiedener Osteosyntheseverfahren ist also eine wichtige Voraussetzung für die Auswahl des geeignetsten Implantats.

Gegenstand dieser Arbeit war die Untersuchung der Primärstabilität verschiedener Techniken, bzw. Implantate unter statischen Bedingungen in einem geeigneten in-vitro-Modell. Bisher gibt es nur eine vergleichbare Arbeit unter ähnlichen Versuchsbedingungen.

16 Tibiae (8 Paare) humanen Ursprungs wurden unter standardisierten Bedingungen nach erfolgter Umstellung in einer Universalprüfmaschine untersucht, um die Primärstabilität zu ermitteln. Wir bestimmten den Grad der Abweichung für mediale, laterale, anteriore und posteriore Translation, Rotation und axiale Belastung.

Neben gängigen Techniken und Implantaten (Fa. Link[®], Arthrex[®], Smith & Nephew[®]) kam auch ein Osteotomie-Zielgerät-Prototyp zum Einsatz.

Nach Abschluss der Versuchsreihen und Auswertung der Ergebnisse ergaben sich folgende Erkenntnisse:

- 1) Sowohl die biomechanischen Eigenschaften des Implantats, als auch die chirurgische Technik selbst sind entscheidend für die Höhe an Primärstabilität bei HTO.
- 2) Die höchste Stabilität konnte mit dem neu entwickelten Osteotomiezielgerät-Prototypen in Verbindung mit Knochenklammern als minimal-invasives Implantat erzielt werden. Das Gerät gewährleistet durch die einfache Handhabung den sicheren Erhalt der medialen Kortikalis und eine glatte Osteotomiefläche.
- 3) Bei derartigen Versuchsaufbauten ist für valgisierende closing-wedge Osteotomien zur Stabilisierung eine zusätzliche mediale Bandverstärkung, z.B. Polyesterflachband (Eulit) notwendig.
- 4) Im Vergleich zu der Arbeit von FLAMME et al 1999 verwendeten wir ein spezielles Rotationsmessgerät, welches die Axialkraft der Prüfmaschine in ein definiertes Drehmoment umsetzt. Durch Softwareprogrammierung gelang es uns, als Standardeinheit für die Auslenkung den Torsionswinkel zu berechnen.
- 5) Es empfiehlt sich bei diesen komplexen Prüfungen zur einfacheren Handhabung und Auswertung die Verwendung von nur einem Prüfgerät mit entsprechender Software.
- 6) Statistisch signifikante Ergebnisse können bei den hier vorliegenden Fallzahlen nicht geliefert werden. Die angeführte Fallzahlschätzung zeigt aber, dass die notwendige Anzahl an Präparaten (über 1000) bei weitem nicht zu organisieren gewesen wäre.

Biomechanische Untersuchungen zur Primärstabilität können zahlreiche Informationen auf der Suche nach dem „idealen“ Implantat, bzw. Technik bei HTO liefern. Es zeigen sich weiterhin Verbesserungen im Versuchsaufbau und der Planung. Die klinische Übertragbarkeit ist bei den fehlenden Weichteilen, der statischen Anwendung des Versuchsmodells und natürlich der geringen Fallzahl hier eingeschränkt.

Danksagung:

Herrn Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. Wolfgang Plitz, Direktor des Instituts für Biomechanik und experimentelle Orthopädie an der LMU München, gilt mein besonderer Dank für die Ermöglichung der Arbeit und die hervorragende Betreuung,

Herrn Dr. med. Klaus Lehrberger danke ich für die hervorragende Betreuung und die vielfältigen Anregungen während der Durchführung der Arbeit.

Sämtlichen Firmen (Fa. Link, Arthrex und Smith & Nephew) möchte ich für die Bereitstellung von Implantaten und den dazugehörenden OP-Sets danken.

Ein besonderer Dank gilt auch meinem Vater Karlheinz Friedel für die Hilfe bei der Anfertigung des Osteotomiezielgerätes.

7. Literatur

Aichroth PM, Patel DV, Moyes ST: A prospective review of arthroscopic debridement for degenerative joint disease of the knee. *Internat. Orthop* 1991; 15: 351-355

Bell LS, Skinner MF, Jones SJ: The speed of post mortem change to the human skeleton and its taphonomic significance. *Forensic Sci Int* 1996; 82(2): 129-40

Berger RJ, Nedeff DD, Barden RM, Sheinkop MM, Jacobs JJ, Rosenberg AG, Galante JO: Unicompartmental knee arthroplasty. Clinical experience at 6- to 10-year followup. *Clin Orthop* 1999; 367: 50-60

Bergstrom KA, Branseth K, Fretheim S, Tvilde K, Ekland A: Activity-related knee injuries and pain in athletic adolescents. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 200; 9(3): 146-150

Berman A, Bosacco S, Kirshner S, Avalio A: Factors influencing long-term results in high tibial osteotomy. *Clin Orthop* 1991; 272: 192-198

Böhler M, Fuchs FK, Schachinger W, Wöfl G, Knahr K: Loss of correction after lateral closing wedge high tibial osteotomy: A human cadaver study. *Arch Orthop Trauma Surg* 1999; 119: 232-235

Canale ST: Campbell's Operative Orthopaedics. *Mosby International* 1997; 9th Edition: 2019

Capra SW Jr, Fehring TK: Unicondylar arthroplasty. A survivorship analysis. *J Arthroplasty* 1992; 7: 247-251

Chao EY, Neluheni EV, Hsu RW, Paley D: Biomechanics of malalignment. *Orthop Clin North Am* 1994; 25(3): 379-386

Claes L, Augar P, Suger G, Wilke HJ: Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res* 1997; 15(4): 577-584

Cole BJ, Harner CD: Degenerative arthritis of the knee in active patients: evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg* 1999; 7(6): 389-402

Cooper C, Snow S, McAlindon TE, Kellingray S, Stuart B, Coggon D, Dieppe PA: Risk factors for the incidence and progression of radiographic knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 2000; 43(5): 995-1000

Cotta H, Wentzensen A, Holz F: Standardverfahren in der operativen Orthopädie und Unfallchirurgie. *Thieme Stuttgart* 1996: 634-639

Coventry MB: Osteotomy of the upper portion of the tibia for degenerative arthritis of the knee. *J Bone Joint Surg* 1965 ; 47-A: 984-990

Coventry MB: Osteotomy about the knee for degenerative and rheumatoid arthritis. *J Bone and Joint Surg* 1973; 55(1)-A: 23-98

Coventry MB: Upper tibial osteotomy. *Clin Orthop* 1984; (182): 46-52

Coventry MB: Current concepts review upper tibial osteotomy for osteoarthritis. *J Bone and Joint Surg* 1985; 67(A): 1136-1140

Coventry MB: Proximal tibial osteotomy. *Orthop Rev* 1988; 17(5): 456-458

Coventry MB, Ilstrup DM, Wallrichs SL: Proximal tibial osteotomy. A critical long-term study of eighty-seven cases. *J Bone and Joint Surg* 1993; 75(A): 196-201

De Bastiani G, Aldegheri R, Brivio LR: The treatment of fractures with a dynamic axial fixator. *J Bone and Joint Surg* 1984; 66(B): 538-545

Debrunner AM: Orthopädie, Orthopädische Chirurgie. *Hans Huber Bern* 2002; 4. Auflage: 151

Duffy GP, Trousdale RT, Stuart MJ: Total knee arthroplasty in patients 55 years old or younger. 10- to 17-year results. *Clin Orthop* 1998; 356: 22-27

Engh GA, Mc Auley JP: Unicondylar arthroplasty: an option for high-demand patients with gonarthrosis. *Instrumental Course Lectures, American Academy of Orthopaedic Surgeons* 1999; 48: 143-148

Felson DT, Anderson JJ, Naimark A, Walker AM, Meenan RF: Obesity and knee osteoarthritis: the Framingham study. *Ann Intern Med* 1988; 109: 18-24

Flamme Ch H, Kohn D, Kirsch L: Zur Berechtigung von verschiedenen Osteosyntheseformen bei der Tibiakopfumstellungsosteotomie. *Z. Orthop.* 1999;(137): 48-53

Fowler PJ: The role of osteotomy in the post-meniscectomy knee: an open or closed case. *68th Annual Meeting, Proceedings; Am Acad of Orthop Surg* 2001

Fujisawa Y, Masuhara K, Shiomi S : The effect of high tibial osteotomy on osteoarthritis of the knee. *Orthop Clin North Am.* 1979 ; 10 : 585-608

Garipey R: Correction du genou flechi dans l'arthrite. Huitieme Congres de la Societe Internationale Chirurgie Orthopedique et de Traumatologie 1961 : 884-886

Giebel G, Tscherne H, Daiber M: Die Tibiakopfosteotomie zur Behandlung der Gonarthrose. *Orthopäde* 1985; 14: 144-153

Goldman RT, Scuderi GR, Kelly MA: Arthroscopic treatment of the degenerative knee in older athletes. *Clin Sports Med* 1997; 16: 51-68

Gottsauner-Wolf F, Grabowski JJ, Chao EY, An KN: Effects of freeze/thaw conditioning on the tensile properties and failure mode of bone-muscle-bone units: a biomechanical and

histological study in dogs. *J Orthop Res* 1995; 13(1): 90-95

Hanssen AD, Stuart MJ, Scott RD, Scuderi GR: Surgical options for the middle-aged patient with osteoarthritis of the knee joint. *J Bone Joint Surg* 2000; 42-A: 1768-1781

Hasegawa Y, Ooishi Y, Shimizu T, Sugiura H, Takahashi S, Ito H, Iwata H: Unicompartmental knee artroplasty for medial gonarthrosis: 5 to 9 years follow-up evaluation of 77 knees. *Arch Orthop and Trauma Surg* 1998; 117: 183-187

Hernigou P, Ma W: Open wedge tibial osteotomy with acrylic bone cement as bone substitute. *Knee* 2001; 8(2): 103-110

Hernigou P, Medevielle D, Debeyre J, Goutallier D: Proximal osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. A ten to thirteen-year follow-up study. *J Bone and Joint Surg* 1987; 66(A): 332-354

HSU RW: The study of Maquet dome high tibial osteotomy. Arthroscopic-assisted analysis. *Clin Orthop* 1989; 243: 280-285

Insall JN, Joseph DM, Msika C: High tibial osteotomy for varus gonarthrosis. A long-term follow-up study. *J Bone and Joint Surg* 1984; 66-A: 1040-1048

Jackson JP: Osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone and Joint Surg* 1958; 40-B: 826

Jackson JP, Waugh W: Tibial Osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone and Joint Surg* 1961; 43-B: 746

Kanamiya T, Naito M, Hara M, Yoshimura I: The influence of biomechanical factors on cartilage regeneration after high tibial osteotomy for knees with medial compartment osteoarthritis: clinical and arthroscopic observations. *Arthroscopy* 2002; 18(7): 725-729

Keppler P, Suger G, Kinzl L, Strecker W: Korrekturen bei Assymetrien der unteren Extremitäten. *Der Chirurg* 2002; 73(10): 982-989

-
- Kessler OC, Jacob HA, Romero J:** Avoidance of medial cortical fracture in high tibial osteotomy: improved technique. *Clin Orthop* 2002; 395: 180-185
- Kobayashi H, Saito T, Koshino T:** Immunolocalization of carboxy-terminal type II procollagen peptide in regenerated articular cartilage of osteoarthritic knees after reduction of mechanical stress. *Osteoarthritis Cartilage* 2002; 10(11): 870-878
- Linde F, Sorensen HC:** The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *J Biomech* 1993; 26(10): 1249-1252
- Magyar G, Ahl TL, Toksvig-Larsen S, Lindstrand A:** Open-wedge osteotomy by hemicallotasis or the closed-wedge technique for osteoarthritis of the knee. A randomised study of 50 operations. *J Bone and Joint Surg* 1999; 81(3)-B: 444-448
- Magyar G, Toksvig-Larsen S, Lindstrand A:** Changes in osseus correction after proximal tibial osteotomy. Radiostereometry of closed- and open-wedge osteotomy in 33 patients. *Acta Orthop Scand* 1999; 70(5): 473-477
- Majima T, Yasuda K, Katsuragi R, Kaneda K:** Progression of joint arthrosis 10 to 15 years after high tibial osteotomy. *Clin Orthop* 2000; 381: 177-184
- Maquet P:** The biomechanics of the knee and surgical possibilities of healing osteoarthritic knee joints. *Clin Orthop* 1980; 146: 102-110
- Markel MD, Wikenheiser MA, Chao EYS:** Formation of bone in tibial defects in a canine model. Histomorphometric and biomechanical studies. *J Bone Joint Surg* 1991 ; 73(6)-A : 914-923
- Mattsson E, Weidenhielm L:** Improvement after surgery in patients with osteoarthrosis of the knee. *Scand J Caring Sci* 1995;9(1): 47-54
- Mc Gibley BJ, Cushner FD, Scott WN:** Debridement arthroscopy. 10-year followup. *Clin Orthop* 1999; 367: 190-194
-

Miniaci A, Ballmer FT, Ballmer PM, Jakob RP: Proximal tibial osteotomy. *Clin Orthop Rel Res* 1989; 246: 250-259

Murphy SB: Tibial osteotomy for genu varum. Indications, preoperative planning, and technique. *Orthop Clin North Am* 1994; 25: 477-482

Myrnerets R: Failure of the correction of varus deformity obtained by high tibial osteotomy. *Acta Orthop Scand* 1980; 51: 569-573

Nakashima K, Koshino T, Saito T: Synovial immunohistochemical changes after high tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. Two year prospective follow-up. *Bull Hosp Jt Dis* 1998; 57(4): 187-194

Newman JH, Ackroyd CE, Shah NA : Unicompartamental or total knee replacement? Five-year results of a prospective, randomised trial of 102 osteoarthritic knees with unicompartamental arthritis. *J Bone and Joint Surg* 1998; 80(5)-B: 862-865

Odenbring S, Egund N, Knutson K, Lindstrand A, Larsen ST: Revision after osteotomy for gonarthrosis. A 10-19-year follow-up of 314 cases. *Acta Orthop Scandinavica* 1990; 61: 128-130

Odenbring S, Lindstrand A, Egund N, Larsson J, Heddson B: Prognosis for patients with medial gonarthrosis. A 16-year follow-up study of 189 knees. *Clin Orthop* 1991; (266): 152-155

Pauwels F: Gesammelte Abhandlungen zur Funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. *Springer Berlin* 1965

Prockop DJ, Kivirikko KI: Collagens: molecular biology, diseases, and potentials for therapy. *Annu Rev Biochem* 1995;(64):403

Plitz W, Huber J: Alloplastic ligament replacement. *Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie in Huber Bern* 1983;(26): 63-66

Rauch G, Gerbersdorf M, Dorner P, Lengsfeld M, Griss P: Biomechanic study of the tensile strength of lyophilized and deep frozen human Achilles tendons following gamma and ethylene oxide sterilization. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1991; 129(5):393-399

Riede U, Schaefer H: Allgemeine und spezielle Pathologie, 4. Auflage. *Thieme Stuttgart* 1999: 1145-1146

Schai P, Suh JT, Thornhill TS, Scott RD: Unicompartmental knee arthroplasty in middle-aged patients: a 2- to 6-year follow-up evaluation. *J Arthroplasty* 1998; 13: 365-372

Schatzker J, Burgess RC, Glynn MK: The management of nonunions following high tibial ostotomies. *Clin Orthop Rel Res* 1985; 193: 230-233

Schultz W: Kniegelenknahe Osteotomien – Indikationen, Durchführung, Resultate. *Arthroskopie* 1999; 12(1): 22-28

Schultz W, Göbel D: Articular cartilage regeneration of the knee joint after proximal tibial valgus osteotomy: a prospective study of different intra- and extra-articular operative techniques. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 1999; 7(1): 29-36

Schultz W, Weber T, Blumentritt S, Schmalz T: Ganganalytische Untersuchungen von Patienten mit valgusierender Tibiakopfosteotomie. *Der Orthopäde* 2003; 32(4): 331-339

Sharma L: Local factors in osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol* 2001; 13(5): 441-446

Siegenthaler W: klinische Pathophysiologie, 8. Auflage. *Thieme Stuttgart* 2001: 990-991, 994

Sobotta H: Atlas der Anatomie des Menschen, CD-Rom, 21. Auflage. *Urban & Schwarzenberg* 2000

Stuart MJ: Treatment of chronic chondral injuries. *Sports Med and Arthrosc Rev* 1994; 2: 50-58

Stuart MJ: Arthroscopic management for degenerative arthritis of the knee. *Instructional Course Lectures, American Academy of Orthopaedic Surgeons* 1999; 48: 135-141

Stuart MJ, Beachy AM, Grabowski JJ, An KN, Kaufman KR: Biomechanical evaluation of a proximal tibial opening-wedge osteotomy plate. *Am J Knee Surg* 1999; 12(3): 148-154

Terauchi M, Shirakura K, Katayama M, Higuchi H, Takagishi K: The influence of osteoporosis on varus osteoarthritis of the knee. *J Bone and Joint Surg* 1998; 80-B: 432-436

Thornhill TS, Scott RD: Unicompartmental total knee arthroplasty. *Orthop Clin North America* 1989; 20: 245-256

Tigani D, Ferrari D, Trentani P, Barbanti-Brodano G, Trentani F: Patellar height after high tibial osteotomy. *Int Orthop* 2001; 24(6): 331-334

Tjörnstrand B, Egund N, Hagstedt B: Tibial osteotomy in medial gonarthrosis. The importance of overcorrection of varus deformity. *Arch Orthop Trauma Surg* 1981; 99(2): 83-89

Tjörnstrand B, Egund N, Hagstedt B: High tibial osteotomy. A seven-year clinical and radiographic follow-up. *Clin Orthop* 1981; 160: 124-136

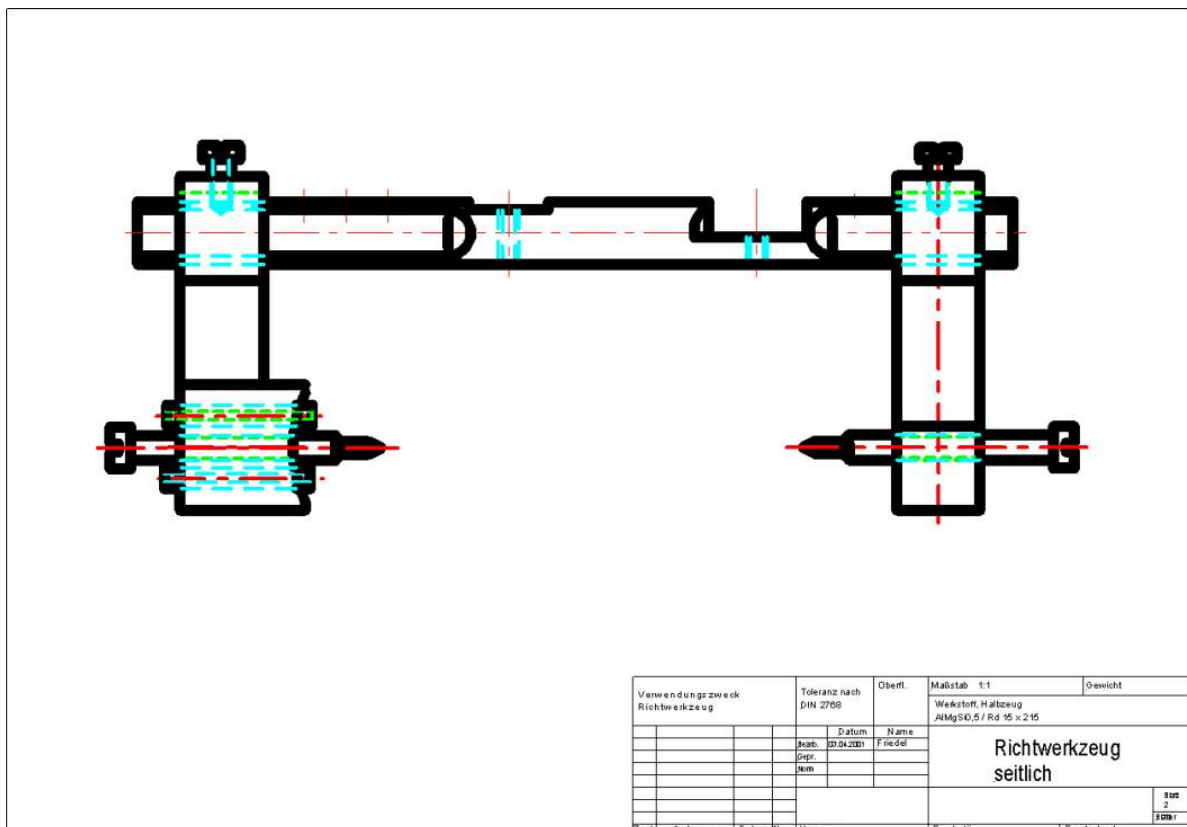
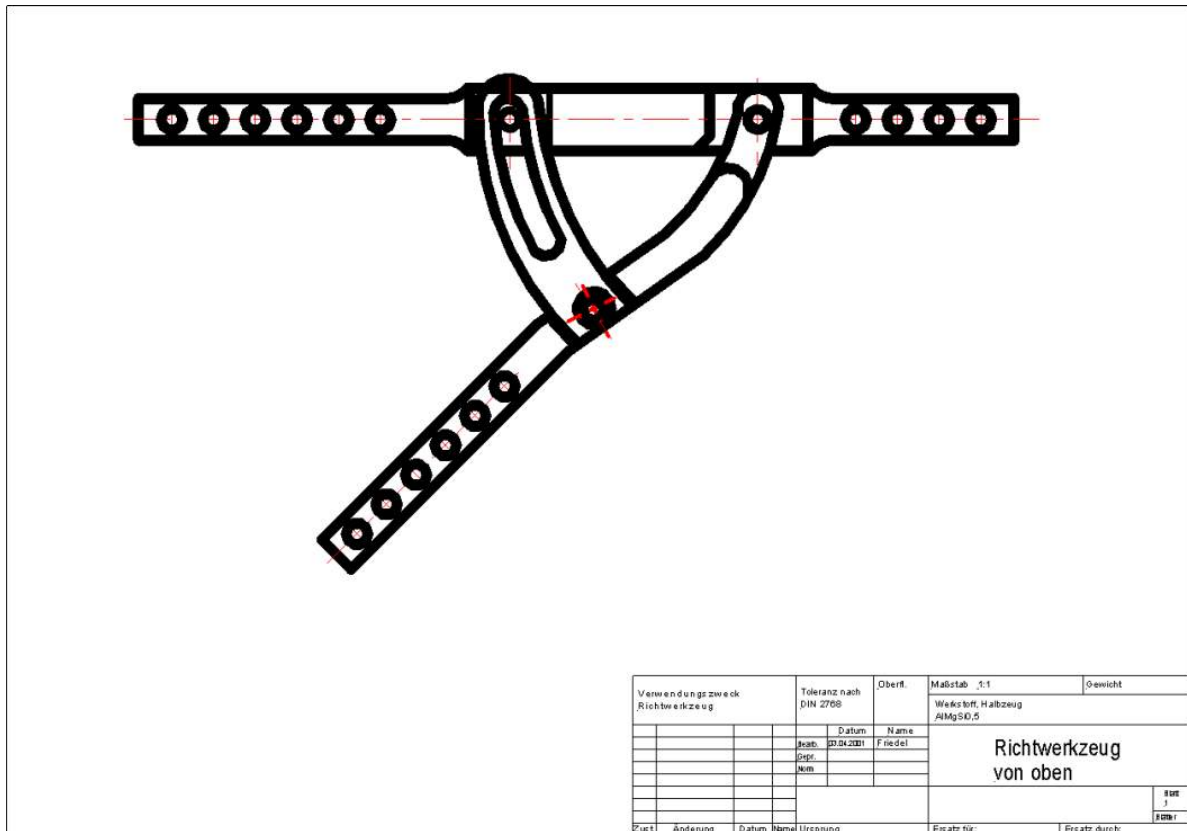
Vidik A, Ekholm R: Light and electron microscopic studies of collagen fibres under strain. *Z Anat Entwicklungsgesch* 1968; 127(2): 154-64.

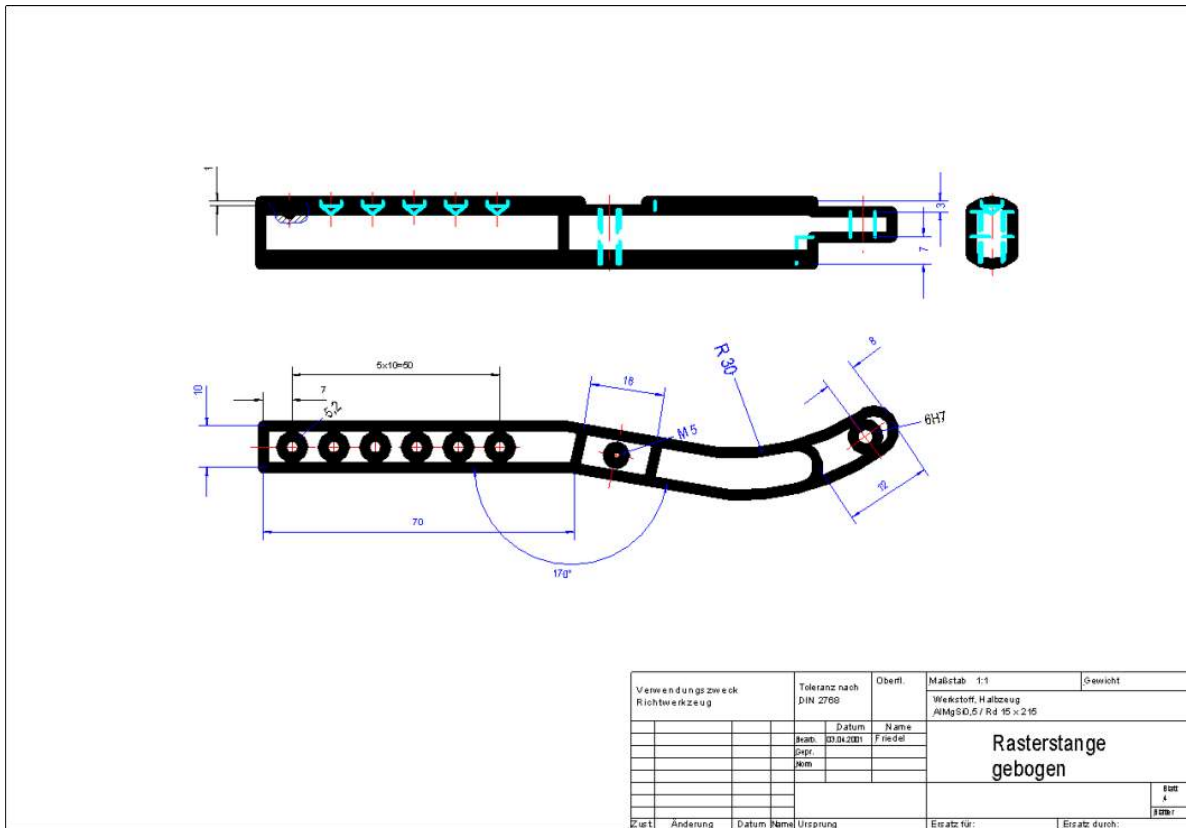
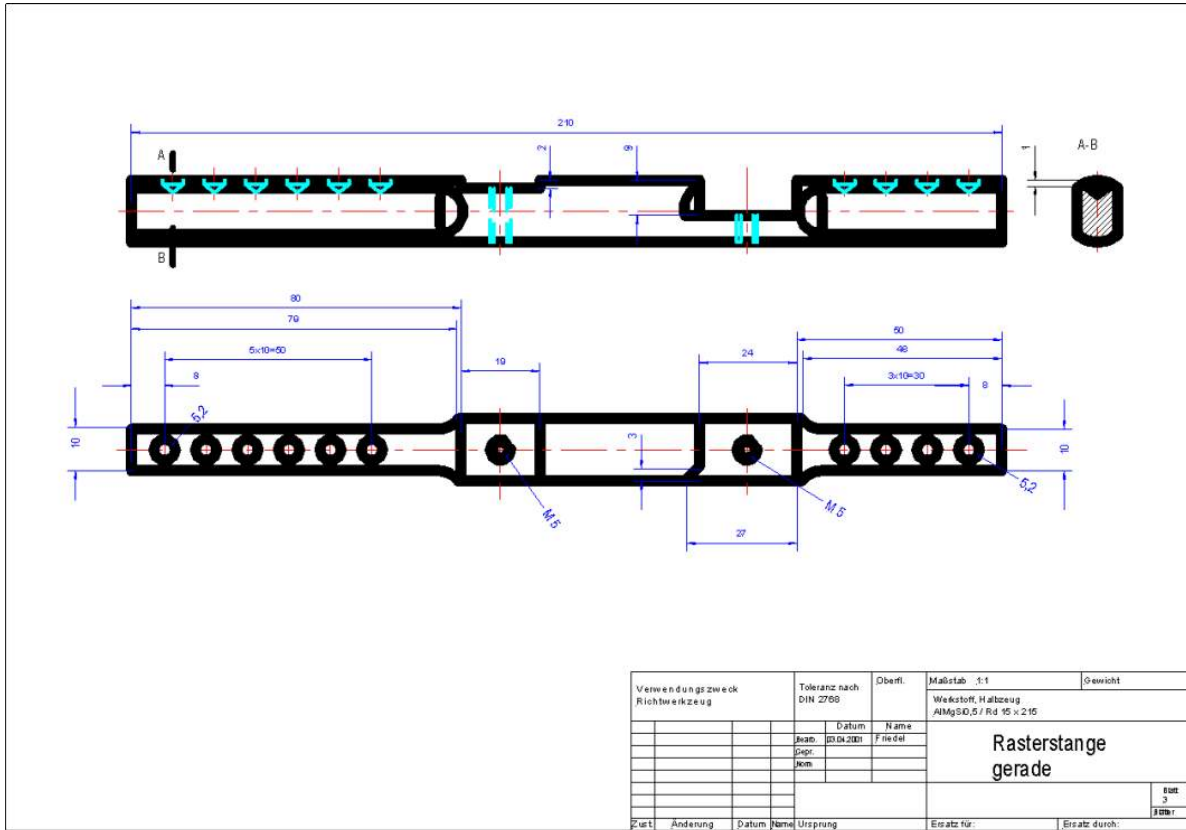
Vince KG, Insall JN, Kelly MA: The total condylar prosthesis. 10- to 12-year results of a cemented knee replacement. *J Bone and Joint Surg* 1989; 71(5)-B: 793-797

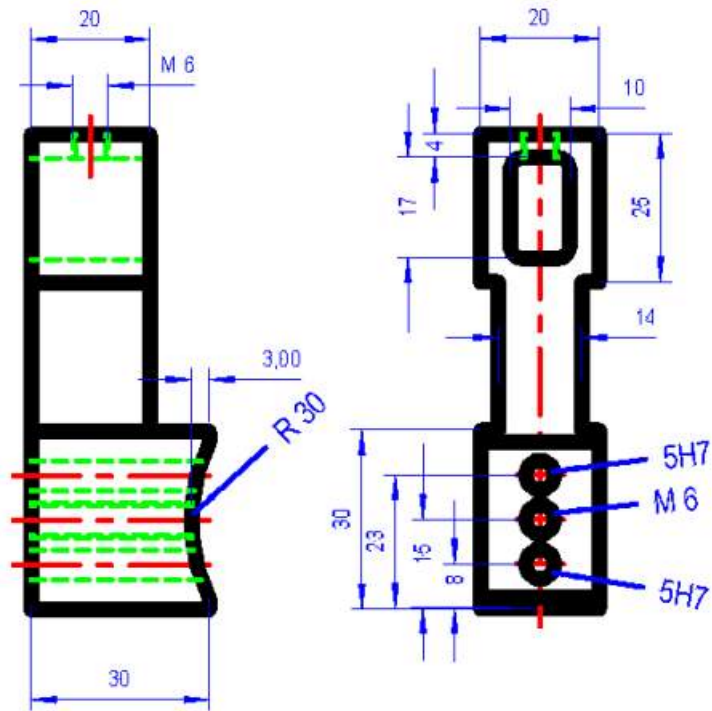
Westrich GH, Peters LE, Haas SB, Buly RL, Windor RE: Patella height after high tibial osteotomy with internal fixation and early motion. *Clin Orthop* 1998; 354: 169-174

Zhang Y, Hannan MT, Chaisson CE, McAlindon TE, Evans SR, Aliabadi P, Levy D, Felson DT : Bone mineral density and risk of incident and progressive radiographic knee osteoarthritis in women : the Framingham Study. *J Rheumatol* 2000; 27(4): 1032-1037

8. Anhang

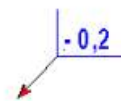
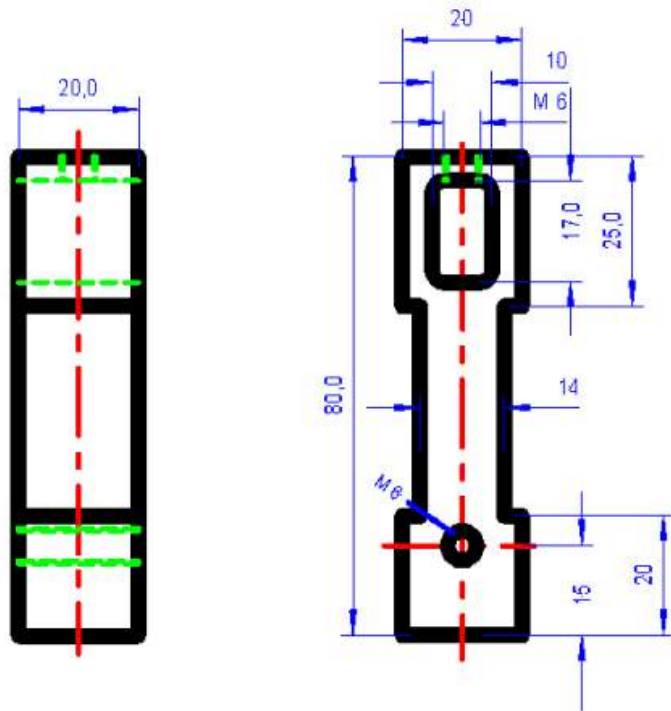




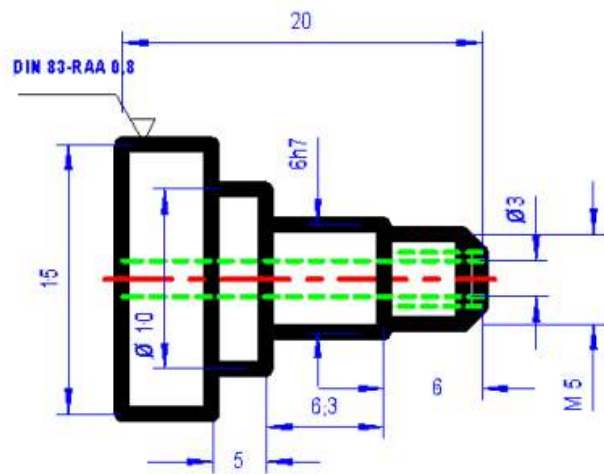


-0,2

Verwendungsbereich: Richtwerkzeug		Toleranz nach DIN 2768	Oberfl. Rz 6,3	Maßstab 1:1	
				Werkstoff, Halbzeug AlMgSi0,5	
		Datum	Name	Backen lateral	
		Bearb. 04.12.01	Friedel		
		Gepr.			
		Norm			
					Blatt 5
					Blätter
Zust.	Änderung	Datum	Name	Ursprung	Ersatz für: Ersatz durch:

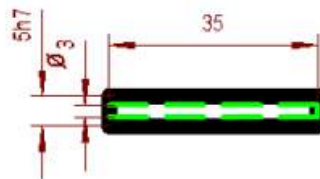


Verwendungsbereich: Richtwerkzeug		Toleranz nach DIN 2768		Oberfl. Rz 6,3	Maßstab 1:1	
				Werkstoff, Halbzeug AlMgSi0,5		
		Datum	Name			
		Bearb. 21.09.01	Friedel			
		Gepr.				
		Norm				
						Backen medial
						Blatt 6 Blätter
Zust.	Änderung	Datum	Name	Ursprung	Ersatz für:	Ersatz durch:

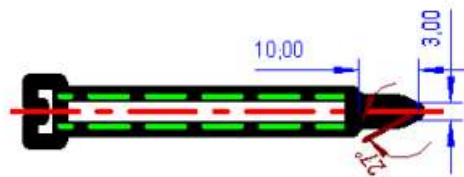


Verwendungsbereich: Richtwerkzeug		Toleranz nach DIN 2768		Oberfl. Rz 8,3		Maßstab 3:1		Werkstoff, Halbzeug CuZn38Pb3 / Rd 15 x 25	
			Datum		Name	Schraube mit Bohrung			
			Bearb. 03.12.01		Friedel				
			Gepf.						
			Norm						
									Blatt 7
									Blätter
Zust.	Änderung	Datum	Name	Ursprung	Ersatz für:	Ersatz durch:			

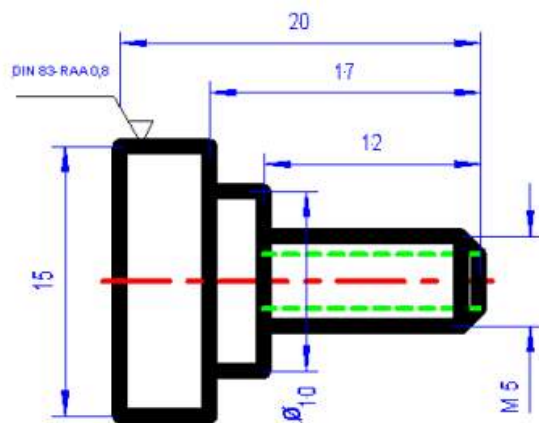
Buchse



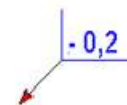
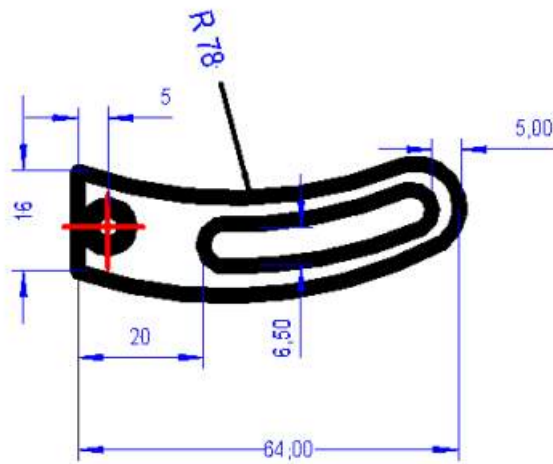
Schraube 1



Verwendungsbereich: Richtwerkzeug		Toleranz nach DIN 2768	Oberfl. Rz 6,3	Maßstab 1:1	
				Werkstoff / Halbzeug C110 W1 / Rd 5 x 40 St / Zylinderschraube ISO 1207 M 6 x 60	
		Datum	Name	Buchse Schraube 1	
		Bearb. 21.09.01	Friedel		
		Gepr.			
		Norm			
					Blatt 8
					Blätter
Zust.	Änderung	Datum	Name	Ursprung	Ersatz für: Ersatz durch:



Verwendungsbereich: Richtwerkzeug		Toleranz nach DIN 2768		Oberfl. Rz 8,3	Maßstab 3:1	Werkstoff, Halbzeug CuZn38Pb3 / Rd 15 x 25	
			Datum	Name	Klemmschraube		
		Bearb.	03.12.01	Friedel			
		Gepr.					
		Norm					
						Blatt 9	Blätter
Zust.	Änderung	Datum	Name	Ursprung	Ersatz für:	Ersatz durch:	



Verwendungsbereich: Richtwerkzeug		Toleranz nach DIN 2768	Oberfl. Rz 6,3	Maßstab 1:1	
				Werkstoff, Halbzeug AlMgSi0,5	
		Datum	Name	Klemme	
		Bearb. 03.12.01	Friedel		
		Gepr.			
		Norm			
					Blatt .10
					Blätter
Zust.	Änderung	Datum	Name	Ursprung	Ersatz für: Ersatz durch:

9. Lebenslauf

Name: Markus Heinrich Friedel

Geburtsdatum: 27.01.1975

Geburtsort: München

Eltern: Karlheinz Friedel
Ausbildungsmeister für Feinmechanik, Betriebswirt

Anna-Maria Friedel
Bankkauffrau

Schulbildung: 1981-1985 Grundschule Oberhaching
1985-1994 Gymnasium Oberhaching

Zivildienst: 1994-1995 Schwerstbehindertenbetreuung

Studium: 1996-1998 Vorklinisches Studium an der LMU-München
1998-2002 Klinisches Studium an der LMU-München

PJ: 1. Tertial: Innere Medizin Traunstein
2. Tertial: Anästhesie Augsburg
3. Tertial: Chirurgie Zürich

AiP: seit 1.12.2002 Chirurgie im städtischen Krankenhaus München-
Bogenhausen

München, den 25.3.2004
