

Endo-Modell

Rotations- und Scharnier-Knieprothesen

CE0482

Erklärung der Piktogramme			
	Hersteller		Artikelnummer
	Materialnummer		Das Produkt erfüllt die geltenden Anforderungen, die in den Harmonisierungsrechtsvorschriften der EU für die Anbringung der CE-Kennzeichnung geregelt sind.

Endo-Modell

Rotations- und Scharnier-Knieendoprothesen

Systembeschreibung

- 02 Endo-Modell Rotations-Kniegelenkprothese
- 06 Montage: Plateau mit Luxationssicherung
- 08 LINK PorEx Oberflächenmodifikation (TiNbN =Titan-Niob-Nitride)
- 09 Endo-Modell Scharnier-Kniegelenkprothese

10 Indikationen/Kontraindikationen

11 Literatur

OP-Technik

Endo-Modell Rotations-und Scharnier-Kniegelenkprothese
mit Luxationssicherung

- 12 Zugang
 - 13 Eröffnung
 - 15 Femurpräparation für Rotations- und Scharnier-Kniegelenkprothese
 - 19 Tibiapräparation für Rotations- und Scharnier-Kniegelenkprothese
- Implantation für:
- 21 A. Endo-Modell Rotations-Kniegelenkprothese
 - 24 B. Endo-Modell Scharnier-Kniegelenkprothese

- 29 **Zubehör:** Röntgenschablonen,
Hinweis auf Einzelkataloge

Wichtige Hinweise

Endo-Modell Rotations-Kniegelenkprothese

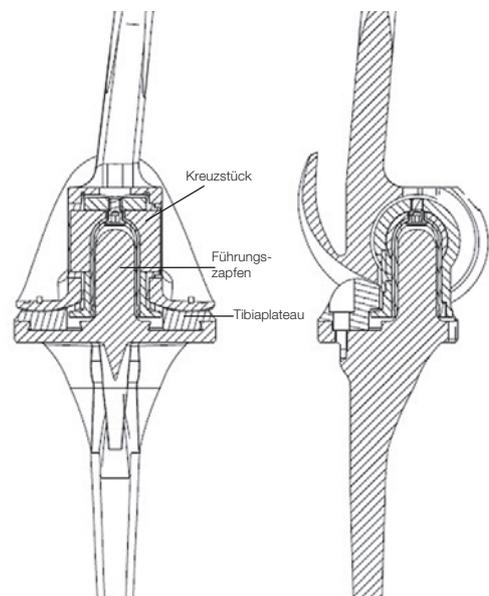
Aufbauend auf den guten Erfahrungen mit den Modellen St. Georg, wurde 1979 die Rotations-Knieprothese entwickelt, die eine axiale Rotation ermöglicht und auf die Prothesenverankerung einwirkende Kräfte reduziert.

Die intrakondyläre Rotations-Knieprothese Endo-Modell steht in vier Größen in rechter und linker Ausführung zur Verfügung.

Material: CoCrMo-Legierung, UHMW-Polyethylen



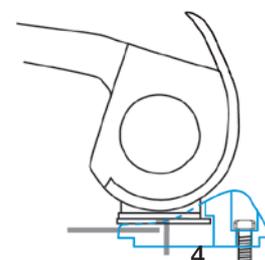
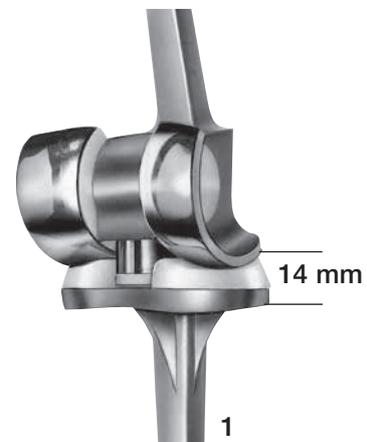
Unter Einhaltung des Low-friction-Prinzips ist der physiologische Bewegungsablauf der Rotations-Knieprothese durch einen im physiologischen Bereich gelagerten Drehpunkt optimal gestaltet. Die Beuge- und Rotationsbewegung der Endo-Modell Rotations-Knieprothese erfolgt in einem Kreuzgelenk.



Die Überstreckung beträgt 2°. Die Endo-Modell Rotations-Knieprothese erlaubt eine Beugung des Gelenkes bis 142°. Die Gelenkinematik beinhaltet darüber hinaus eine physiologische Rotation, die durch die besondere Formgebung der tibialen Lauffläche eine elastische Kraftübertragung ermöglicht.

Bei jedem Schritt und besonders bei Stürzen treten Drehmomentspannungen auf, die sich auf die Prothesenverankerung fortsetzen und die Lebensdauer der Verankerung nachteilig beeinflussen. Die konstruktiv eingebrachte elastische Kraftübertragung sorgt für eine Reduzierung der Belastung in den Grenzschichtbereichen Prothese/Knochenzement und Knochenzement/Knochen.

Die erforderliche Resektion beim Einsatz der Endo-Modell Rotations-Knieprothese ist durch die günstige Dimensionierung gering und beträgt in der Gelenkebene Tibia/Femur nur 14 mm (1). Der intrakondylär zu versenkende Anteil ist – größenabhängig – lediglich 28–34 mm breit (2). Dies ist im Hinblick auf die Rückzugsmöglichkeit ein wesentlicher positiver Faktor.

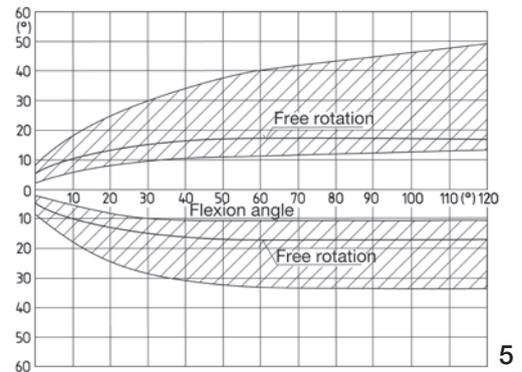


Durch die vorteilhafte Dimensionierung und Formgestaltung der Endo-Modell® Rotations-Knieprothese ist eine günstige Übersicht im Operationsfeld gegeben. Die Montage der femoralen und tibialen Komponenten erfolgt einfach durch Zusammenstecken (3). Die Prothesen sind mit einer Luxationssicherung ausgestattet (4). Erleichtert wird die Implantation durch eine geringe Anzahl einfach zu handhabender Spezialinstrumente.

Endo-Modell Rotations-Kniegelenkprothese

Bei endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes wird häufig ein Vorschub der Patella bzw. des patellaren Gleitlagers beobachtet. Durch den dorsalen Versatz der Femurkomponente gegenüber der Tibiaachse wird auch im Patellagelenk der physiologische Bewegungsablauf erhalten. Dies schützt vor Progredienz einer retropatellaren Arthrose.

Die Rotation der Prothese endet in Streckstellung durch Formschluss und gewährleistet einen sicheren Stand. Mit zunehmender Beugung nimmt auch die Rotation kontinuierlich zu. Diese Rotation wird zunächst durch den Kapsel-Band-Apparat begrenzt (5).

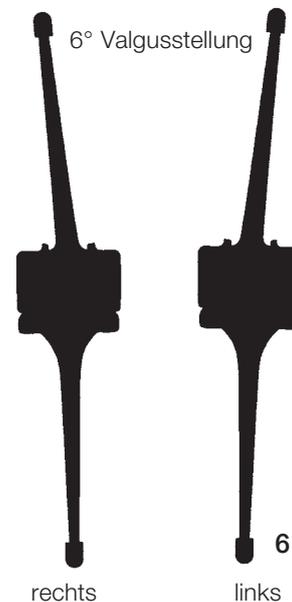


In Abhängigkeit von der Beugung ist das Ausmaß der freien Rotation, und darüber hinaus der konstruktiv eingebrachte weich gebremste Rotationsbereich, schraffiert dargestellt.

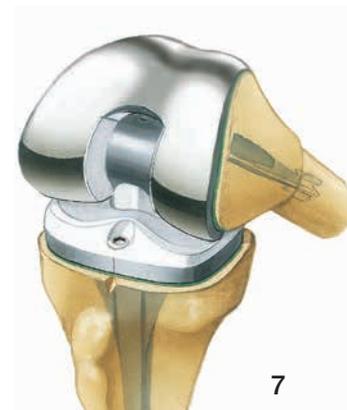
Engelbrecht E.: Die Rotationsendoprothese des Kniegelenks, Springer-Verlag 1984, ISBN: 978-3-642-69819-4 (Print) 978-3-642-69818-7 (Online)

Bedingt durch die Form der sich berührenden Laufflächen, dämpft die auf dem Gelenk lastende Körpermasse weitergehende Rotation elastisch.

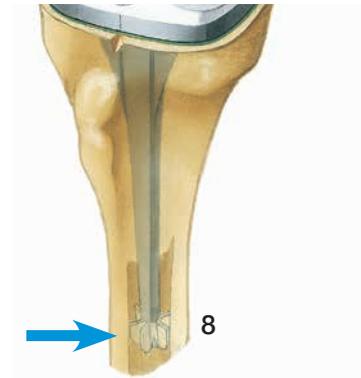
Die femorale Komponente der Endo-Modell Rotations-Knieprothese hat eine physiologische Valgusstellung von 6° (6).



Die Prothesenkomponenten stützen sich großflächig auf den jeweiligen Kniegelenkflächen ab, sodass die Druckfestigkeit der Spongiosa nicht überschritten wird. Die Kufenform der femoralen Komponente ist der Anatomie angepasst (7).



Die Prothesenschäfte erhöhen die Sicherheit in der Ausrichtung. Sie haben einen rechteckigen Querschnitt mit großen Übergangsradien ohne scharfe Kanten. Um eine zentrale Position der Schäfte in der Markhöhle zu erreichen, enden sie in Zentriersternen aus Polyethylen (8). Damit wird ein direkter Kontakt der Metallschäfte mit der Innenkortikalis verhindert.



Die Endo-Modell Rotations-Knieprothese bietet eine optimale Verankerung. Durch Verzicht auf jede Schaftstrukturierung wird eine Extraktion bei Prothesenwechsel nicht behindert (9).

Beim Ausschlagen der Komponenten aus dem Zementbett reißt der Zentrierstern in der Regel vom Schaft ab und kann in einem zweiten Schritt ausgebohrt werden.

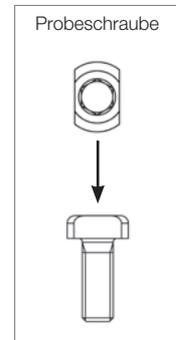
Wenn das Kreuzgelenk z. B. durch Fehlstellung abgenutzt ist, kann man es in einer Revision austauschen, ohne dass die Femur- oder Tibiakomponente explantiert werden muss.



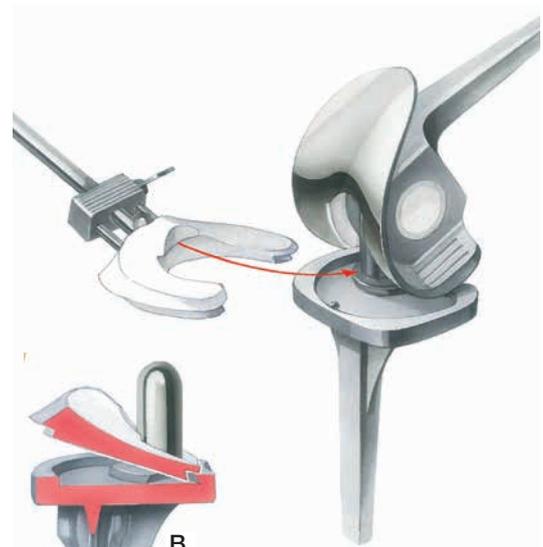
Endo-Modell Montage: Plateau mit Luxationssicherung



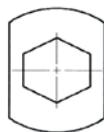
Nach Einzementieren der tibialen und femoralen Komponenten wird das UHMWPE-Plateau durch Lösen der Probeschraube von der Tibiaauflage entfernt. In Beugstellung werden Ober- und Unterteil zusammengefügt.



Das Tibiaplateau wird an das Einsetzinstrument montiert und zwischen die femorale und tibiale Komponente in das Gelenk geschoben, sodass die Lippe des Plateaus über den Flansch fasst. Es ist darauf zu achten, dass der schwalbenschwanzförmige Einschnitt (Abb. B) an der Unterseite des UHMWPE-Plateaus in die randständige Nut am metallenen tibialen Support einrastet.

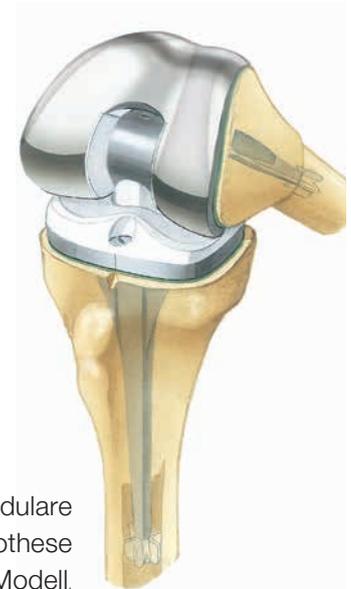


Probeschraube
(abgeflachter
Schraubenkopf)

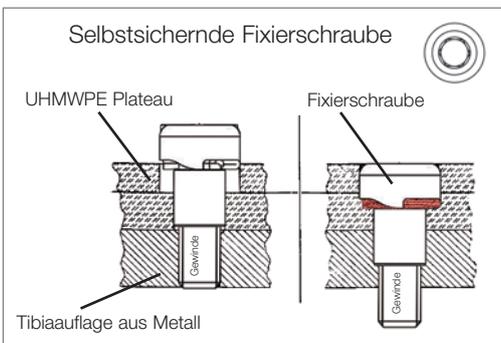




Herunterdrücken des UHMWPE-Plateaus und Fixieren mit der selbstsichernden Fixierschraube.



Implantierte Modulare Kniegelenkprothese Endo-Modell.



Endo-Modell Rotations-Kniegelenkprothese mit LINK PorEx Oberflächenmodifikation



LINK PorEx (TiNbN = Titan-Niob-Nitrid)

Oberflächenmodifikation

Die LINK PorEx Oberflächenmodifikation führt zu einer keramikähnlichen Oberfläche, die die Ionenfreisetzung deutlich reduziert und die Verträglichkeit bei metallsensiblen Patienten gegenüber Chrom oder Nickel potenziell verbessert.¹

Die LINK PorEx Oberfläche weist dank ihrer großen Härte, ihres keramikähnlichen Abriebverhaltens und ihres vergrößerten Benetzungswinkels – in Kontakt mit Flüssigkeiten – einen im Vergleich zu CoCrMo-Oberflächen niedrigeren Reibungskoeffizienten auf und reduziert somit auch den Kunststoffverschleiß.

¹ Untersuchung zum Einfluss von TiNbN-Beschichtungen auf die Ionenausgabe von CoCrMo-Legierungen in SBF Puffer nach Simulatorversuch.

Endo-Modell Scharnier-Kniegelenkprothese

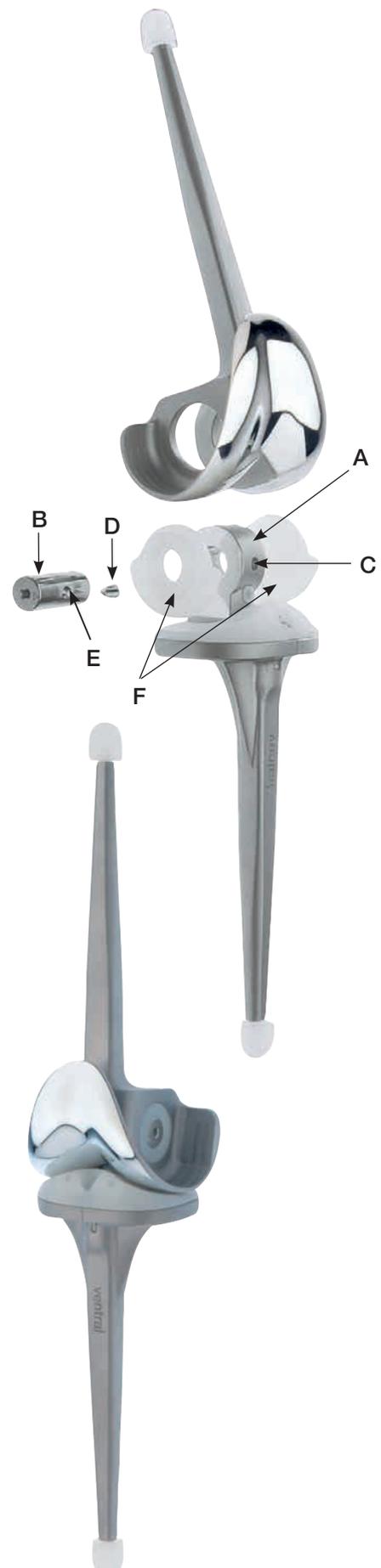
Die **Endo-Modell Scharnier-Knieprothese** entspricht in der äußeren Form, den Abmessungen und des Größenprogramms der Endo-Modell Rotations-Knieprothese. Da die Implantatlager für Rotations- und Scharnierversion identisch sind, kann intraoperativ entschieden werden, ob eine Rotations- oder eine besser stabilisierende Scharnier-Knieprothese verwendet wird.

Das fest auf der tibialen Komponente der Scharnierprothese angebrachte Verbindungsstück **A** zur Femurkomponente ist für die Aufnahme der Gelenkachse **B** durchbohrt. Die ventrale Bohrung **C** ist für die Madenschraube **D** vorgesehen, deren Spitze in die Ausnehmung **E** in der Achse passt und diese nach erfolgter Koppelung von Ober- und Unterteil verblockt.

In die medialen und lateralen Bohrungen des intrakondylären Kastens der Femurkomponente sind von innen Lagerschalen aus Polyethylen für die Lagerung der Prothesenachse eingedrückt. Prothesenoberteil und -unterteil werden gekoppelt, indem das tibiale Verbindungsteil in den intrakondylären Kasten der Femurkomponente eingeführt wird, sodass die Prothesenachse (immer von medial!) mithilfe des Gewindestabes eingebracht werden kann. Die Artikulation erfolgt zwischen Prothesenachse und den beiden Lagerschalen.

Die **Endo-Modell® Scharnier-Knieprothese** wird steril im montierten Zustand ohne Zentriersterne geliefert. Zur Demontage wird die Madenschraube **D** linksherum herausgeschraubt. Der Gewindestab wird an die Prothesenachse **B** angeschraubt und die Prothesenachse damit herausgezogen. Die Lagerschalen **F** aus dem Oberteil der Prothese werden nach innen herausgedrückt (beim späteren Wiedereinbau der Lagerschalen ist zu beachten, dass die offene Lagerschale medial liegt!).

Der Verpackung liegen 2 sterile Probe-Einbaulagerschalen bei (nicht autoklavierbar). Diese werden während der Operation in das Oberteil der Prothese eingesetzt und nach Probelauf gegen die endgültigen Lagerschalen getauscht. Auch diese Lager sind, falls nötig, in einem Zweiteingriff austauschbar.



Spezifizierte Indikationen und Kontraindikationen zum Endo-Modell Rotations- und Scharnier-Knieprothese	Produkte	Rotationsversion	Scharnierversion	Komponenten mit LINK PorEx (Titan-Niob-Nitrid Beschichtung)
Allgemeine Indikationen				
<ul style="list-style-type: none"> Bewegungseinschränkende Krankheiten oder Defekte des Kniegelenks, des distalen Femurs oder der proximalen Tibia, die keine konservative oder osteosynthetische Behandlung zulassen 	X	X	X	X
Indikationen				
<ul style="list-style-type: none"> Primäre und sekundäre Osteoarthritis 	X	X	X	X
<ul style="list-style-type: none"> Rheumatoide Arthritis 	X	X	X	X
<ul style="list-style-type: none"> Revision nach Primär- oder Revisions- Knieendoprothese 	X	X	X	X
<ul style="list-style-type: none"> Knochennekrosen, die eine erfolgreiche Implantation einer achsgeführten Knieendoprothese nicht gefährden 	X	X	X	X
<ul style="list-style-type: none"> Valgus-/Varusdeformitäten mit Kontraktur oder Überdehnung der medialen oder lateralen Stabilisatoren 	X	X	X	X
<ul style="list-style-type: none"> Ausgeprägte Fälle von Varus-/Valgusdeformitäten (20-30°), rheumatoider Arthritis, extremer muskulärer Insuffizienz und Genu laxum jeglicher Genese 	–	X	–	–
<ul style="list-style-type: none"> Tumor- und Rekonstruktionschirurgie im Bereich untere Extremität (in Kombination mit dem Endo-Modell-W und dem Megasystem-C) 	X	X	–	–
<ul style="list-style-type: none"> Sensibilisierung gegen einen oder mehrere Bestandteile der verwendeten CoCrMo Implantatmaterialien 	–	–	–	X
Kontraindikationen				
<ul style="list-style-type: none"> Akute oder chronische Infektionen, lokal und systemisch insofern sie eine erfolgreiche Implantation einer achsgeführten Knieendoprothese gefährden 	X	X	X	X
<ul style="list-style-type: none"> Allergien gegen einen der verwendeten Werkstoffe 	X	X	–	–
<ul style="list-style-type: none"> Ausgeprägte Muskel-, Nerven-, Gefäß- oder sonstige Erkrankungen, die die betroffene Extremität gefährden 	X	X	X	X
<ul style="list-style-type: none"> Mangelhafte Knochensubstanz oder Knochenqualität, die einem stabilen Sitz der Prothese entgegenstehen 	X	X	X	X

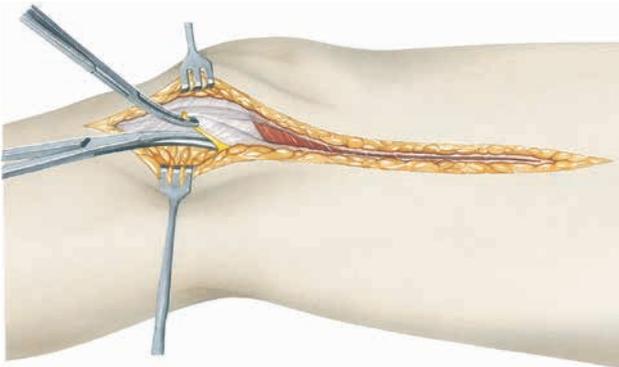
Es handelt sich hierbei um Indikationen/Kontraindikationen, denen Standardfälle zugrunde gelegt sind. Die finale Entscheidung für ein Implantat muss vom Chirurgen aufgrund seiner individuellen Analyse und seiner Erfahrung für jeden Patienten erfolgen.

- E. Engelbrecht, A. Siegel, J. Röttger, and Prof. H. W. Buchholz*
Statistics of Total Knee Replacement: Partial and Total Knee Replacement, Design St. Georg
Journal of Clinical Orthopaedics, 1976, No. 120, pp 54-64 (K3)
- E. Engelbrecht, E. Nieder, E. Strickle, A. Keller
Intrakondyläre Kniegelenkendoprothese mit Rotationsmöglichkeit – ENDO-MODELL®
CHIRURG 52: 368-375 (1981) (K1)
- R. Dederich und L. Wolf
Kniegelenkprothesen-Nachuntersuchungsergebnisse
Unfallheilkunde (1982) 85:359-368 (K2)
- J. Röttger, K. Heinert
Die Knieendoprothesensysteme (Schlitten- und Scharnierprinzip). Beobachtungen und Ergebnisse nach 10 Jahren Erfahrung mit über 3700 Operationen.
Z. Orthop. 122(1984) 818-826 (K17)
- E. Nieder, E. Engelbrecht, A. Keller
Totale intrakondyläre Scharniergelenkendoprothese mit Rotationsmöglichkeit – Endo-Modell®
Sonderdruck aus Heft 5: Orthopädische Praxis, 1987, 23. Jahrgang, Seite 402-412 (K34)
- K. Heinert, E. Engelbrecht
Total Knee Replacement - Experience with a Surface and Total Knee Replacement: Further Development of the Model St. Georg®. 2400 Sledges and Hinges
Proceedings of the International Symposium on Total Knee Replacement, May 19-20, 1987, Nagoya, Japan Springer Verlag.; Berlin Heidelberg, New York Tokyo (1987), pp 257-273 (K53)
- E. Engelbrecht, M.D.
The Tibial Rotating Knee Prosthesis "Endo" Model: Surg. Technique
The Journal of Orthopaedic Surgical Techniques, Volume 3, Number 2, 1987 (K36)
- K. Heinert, E. Engelbrecht
Langzeitvergleich der Knie-Endoprothesensysteme St. Georg® 10-Jahres-Überlebensraten von 2236 Schlitten- und Scharnier-Endoprothesen
Der Chirurg (1988) 59:755-762 (K38)
- F. Madsen, P. Kjarsgaard-Andersen, M. Juhl, O. Sneppen
A Custom-Made Prosthesis for the Treatment of Supracondylar Femoral Fractures after Total Knee Arthroplasty: Report of Four Cases
Journal of Orthopaedic Trauma, Vol. 3, No. 4, pp. 333-337, 1989 (K42)
- E. Nieder
Schlittenprothese, Rotationsknie und Scharnierprothese Modell St. Georg® und Endo-Modell®. Differentialtherapie in der primären Kniegelenkalloarthroplastik
Orthopäde (1991) 20:170-180 (K45)
- G. von Förster, D. Klüber und U. Käbler
Mittel- bis langfristige Ergebnisse nach Behandlung von 118 periprothetischen Infektionen nach Kniegelenkersatz durch einzeitige Austauschoperationen
Orthopäde(1991) 20: 244-252 (K46)
- Adolph V. Lombardi, Jr, Thomas H. Mallory, Robert W. Eberle, and Joanne B. Adams
Results of Revision Total Knee Arthroplasty Using Constrained Prostheses
Seminars in Arthroplasty, Vol 7, No. 4 (October), 1996: pp 349-355
- E. Engelbrecht, E. Nieder, D. Klüber
Reconstruction of the Knee - Ten to Twenty Years of Knee Arthroplasty at the Endo-Klinik: A Report on the Long-term Follow-up of the St. Georg® Hinge and the Medium-term Follow-up of the Rotating Knee Endo-Modell®
Springer Verlag: Tokyo, Berlin, Heidelberg, New York (1997) (K57)
- E. Nieder
Revisionsalloarthroplastik des Kniegelenks
Sonderausgabe aus: Orthopädische Operationslehre, Band II/1: Becken und untere Extremität Herausgegeben von R. Bauer, F. Kerschbaumer und S. Poisel
- F. Alt, U. Sonnekalb, N. Walker
Unikondyläre Schlittenprothese versus scharniergeführte Totalendoprothesen des Kniegelenkes
Orthopädische Praxis 1/98, 34. Jahrgang, Seite 20-24, 1998 (K61)
- A. V. Lombardi, T. H. Mallory, R. E. Eberle, J. B. Adams
Rotating Hinge Prosthesis in Revision Total Knee Arthroplasty: Indications and Results
A Reprint from Surgical Technology International VI, 1998 (K55)
- E. Nieder, G.W. Baars, A. Keller
Totaler Tibia-Ersatz Endo-Modell®
Orthopädie Aktuell: Nr. 5/1998, LINK News (K60)
- S. Schill, H. Thabe
Die periprothetische Knieinfektion – Therapiekonzept, Wertigkeit und mittelfristige Ergebnisse
Aktuelle Rheumatologie, Heft 5, 24. Jahrgang, 1999, pp 153-160 (K70)
- G.W. Baars
Knieendoprothetik: Das optimale Implantat für jeweilige Indikation finden
Orthopäde 2000 (Suppl1) 29: S1-2
- M. Zinck, R. Sellkau
Rotationsknieprothese Endo-Modell®- Geführter Oberflächenersatz mit Sti(e)
Orthopäde 2000 (Suppl1) 29: S 38-42
- M. Crowa, E. Cenna, C. Olivero
Rotating knee prosthesis – Surface or hinge replacement?
Orthopäde 2000 (Suppl1) 29: S 43-44
- J-N. Argenson, J M. Aubaniac
Total Knee arthroplasty in femorotibial instability
Orthopäde 2000.29:S 45-47, Springer Verlag 2000 (K72)
- M. von Knoch, R. Brocks, C. Siegmüller, G. Ribaric, L. Leupolt, G. von Förster
Knieflexion nach Rotationsknieendoprothese
Z. Orthop 2000; 138: 66-68 (K71)
- R.E. Windsor, K. Steinbrink
Controversies in Total Knee Replacement Two-stage exchange is the optimal treatment for an infected total knee replacement
Oxford University Press 2001 (K78)
- A. Katzer, R. Sellckau, W. Siemssen, G. von Foerster
ENDO-Modell Rotating Knee Prosthesis: a functional analysis
J Orthopaed Traumatol (2002) 3:163-170, Springer Verlag 2002
- Thomas Nau, MD, E. Pflegerl, MD, J. Erhart, MD, and V. Vecsei, MD
Primary Total Knee Arthroplasty for Periarticular Fractures
The Journal of Arthroplasty, Vol 18, No 8, 2003 (K82)
- G. Petrou, H. Petrou, C. Tilkeridis, T. Stavrakis, T. Kapetsis, N. Kremmidas, M. Gavras
Medium-term results with a primary cemented rotating-hinge total knee replacement
A 7-TO 15-YEAR FOLLOW-UP
J Bone Joint Surg (Br), 2004; 86-B :813-17 (K84)
- M.R. Utting, J.H. Newman
Customised hinged knee replacement as a salvage procedure for failed total knee arthroplasty
The Knee 11 (2004) 475-479 (K86)
- Nayana Joshi, Antonio Navarro-Quilis
Is There a Place for Rotating-Hinge Arthroplasty in Knee Revision Surgery for Aseptic Loosening?
The Journal of Arthroplasty 2008; 23(8):1204-1210 (K94)
- M. Napp, M. Frank, M. Witt
Pathologische Fraktur des distalen Femurs bei Knie-TEP
Der Orthopäde, Band 38, Heft 10, Oktober 2009 (K96)
- Dae Kyung Bae, Sang Jun Song, Kyoung Ho Yoon, Jung Ho Noh
Long-Term Outcome of Total Knee Arthroplasty in Charcot Joint: A 10- to 22- Year Follow-Up
The Journal of Arthroplasty 2009; 24(8):1152-1156 (K98)

Endo-Modell Rotations- und Scharnierknieprothese

mit Patellagleitlager und Luxationssicherung

Zugang



Z1

Modifizierter medialer Zugang nach Payr.

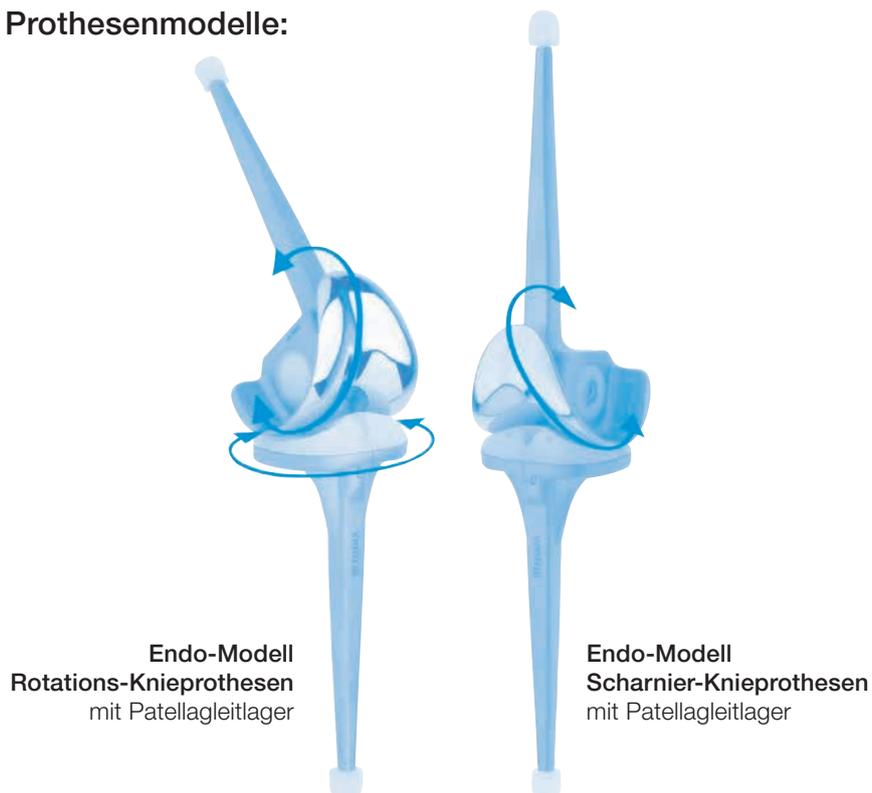
Bei leichter Beugung des Kniegelenks Haut- und Faszienchnitt. Resektion des Ramus infrapatellaris, N. saphenus so in der Schnitfführung darstellbar. Mobilisierung des distalen Anteils des M. vastus medialis. Spaltung des Retinaculum patellae mediale mit Kapsel- und Synoviaspaltung in Schnitfführung. Eröffnung des ventralen Recessus durch bogenförmigen Schnitt nach craniomedial. Durch weitere Beugung des Kniegelenks und Lateralisierung der Patella wird das Kniegelenk ventral eröffnet.

Mobilisierung der Femurkondylen in Reihenfolge:

1. Innenband medial
2. Kreuzbänder
3. Außenband

Schonende Mobilisierung des dorsalen Gelenkkapselansatzes.

Endo-Modell Prothesenmodelle:



Eröffnung

Für Endo-Modell Prothesenmodelle Rotations- und Scharnierknie



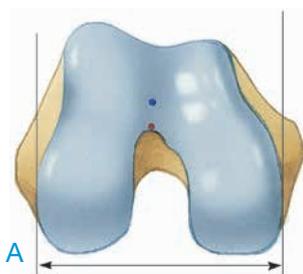
Z2

Ein Zügel, von dorsal um die Kondyle gelegt, dient zur Stabilisierung des Femurs bei Beugung des Kniegelenks.



Z3

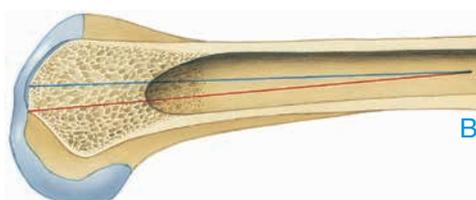
Abtragen der Exophyten zur Wiederherstellung der natürlichen Kondylenform.

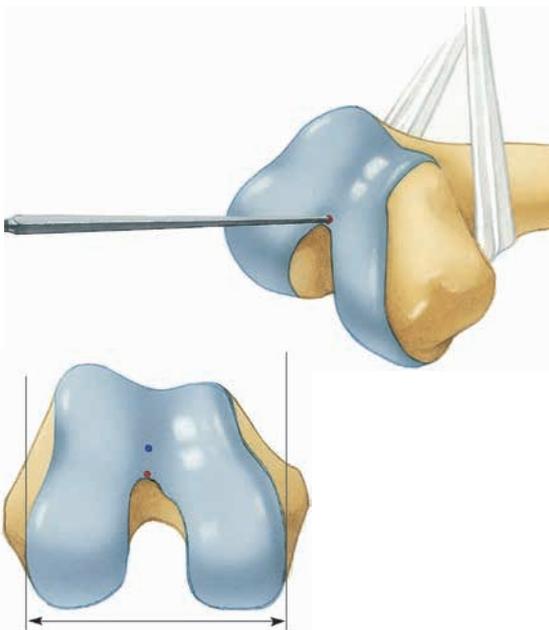


Z4

Die Breite der Kondylen bestimmt die Größe der zu wählenden Knieprothese (A).

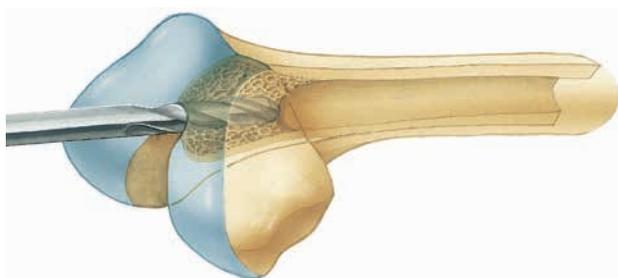
Die rote Linie stellt die Achse dar, die sich bei der primären Eröffnung der femoralen Markhöhle ergibt. Die blaue Linie entspricht der Femurachse und der endgültigen Lage des Schaftes der femoralen Prothesenkomponenten (B).





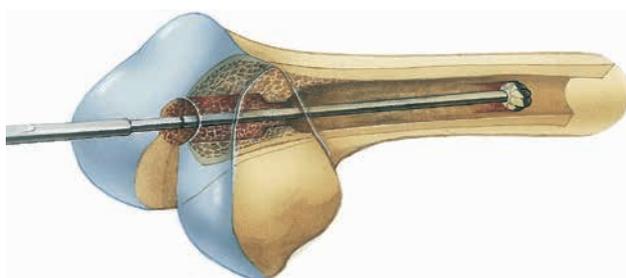
Z5

Zur primären Eröffnung der femoralen Markhöhle wird der Pfriem am tiefsten Punkt (rot) der Rinne im patellaren Gleitlager angesetzt. Dieser Punkt liegt an der Spitze der Fossa intercondylaris.



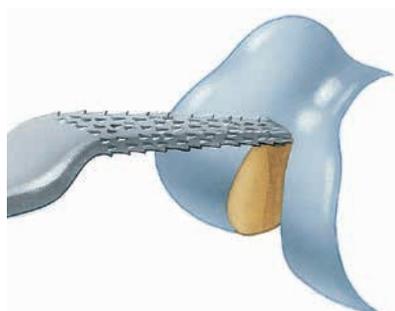
Z6

Am vormarkierten Punkt wird der Markkanal mit einem 8-mm-Spiralbohrer eröffnet.



Z7

Die femorale Markhöhle wird sparsam mit einem Kugelfräser erweitert.

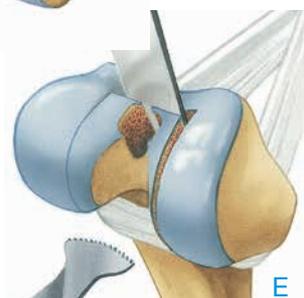
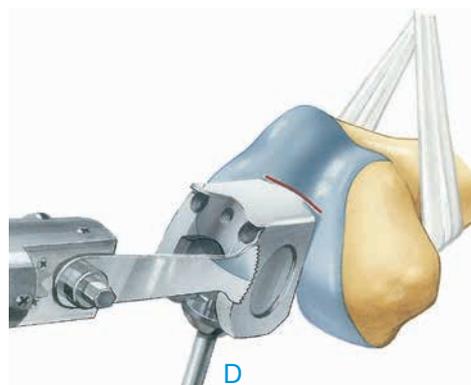
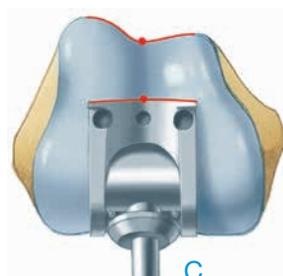
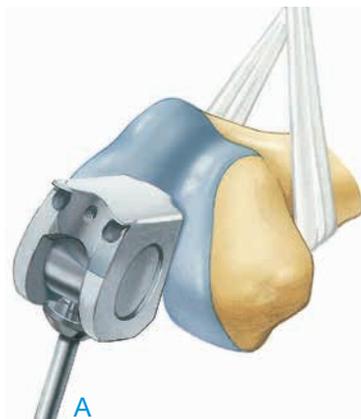


Z8

Mit der Raspel wird das mit dem Spiralbohrer und Kugelfräser gesetzte Loch der Prothesenschaffform angepasst.

Femurpräparation

Für Prothesenmodelle Rotations- und Scharnierknie



F1

Die Form der Femursägelehre entspricht dem im Knochen zu versenkenden Anteil der Femurkomponente (A).

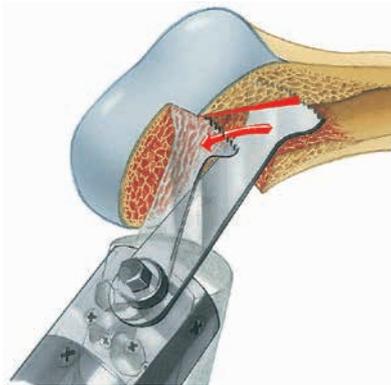
Um die Schaftspitze der Femursägelehre zentral im Markkanal zu platzieren, wird diese mit einem dem Durchmesser der Markhöhle zugeordneten Zentrierstern aus Metall versehen. **Der Zentrierstern dient als Platzhalter, um den am Implantat befindlichen Zentrierstern aus Polyethylen zu simulieren (B).**

Die Sägelehre wird bis zum Anschlag ihres Kastens an den Kondylen eingeführt. Die rotatorische Ausrichtung ist dann korrekt, wenn die ventrale Muldung des Resektionskastens bei Aufsicht der Mulde im Patellagleitlager entspricht (C).

F2

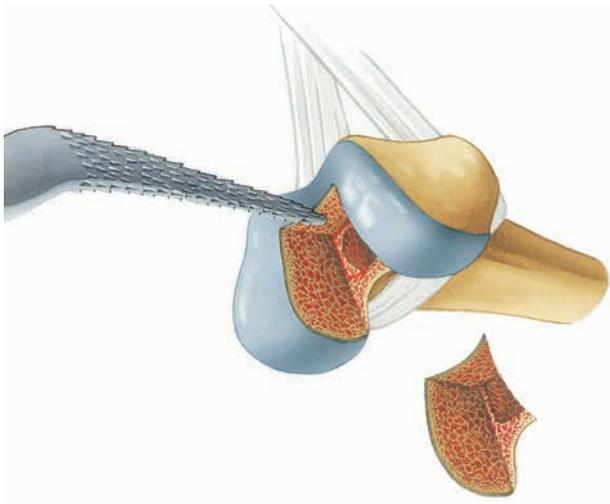
Mit der oszillierenden Säge wird ventral und bilateral an den Kastenflächen in das Femur eingesägt (D).

Das Resektat soll am Übergang der Kondylen zum Femur vorsichtig Schritt für Schritt mit der Säge osteotomiert werden, sodass der Kasten der Sägelehre nach Herausnehmen des Resektats mit einem Lambottemeißel bis auf das Kondylenniveau eingesetzt werden kann (E).



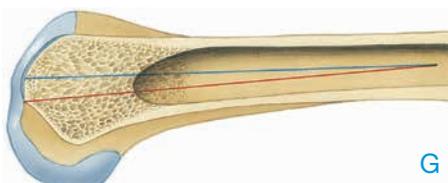
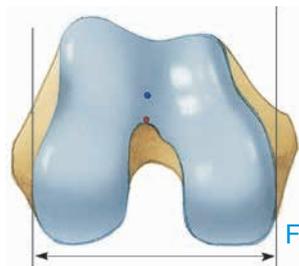
F3

Zur Anpassung der ventralen Markhöhle des Femurs an den leichten Knick in Prothese und Sägelehre zwischen ventraler Fläche des intrakondylären Kastens und dem Schaft wird mit der oszillierenden Säge die Spongiosa hinter dem patellaren Gleitlager retrograd ausgehöhlt.



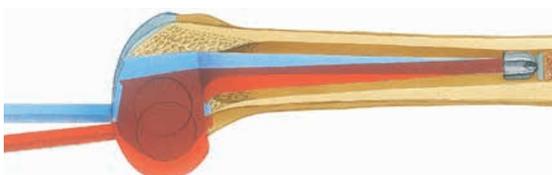
F4

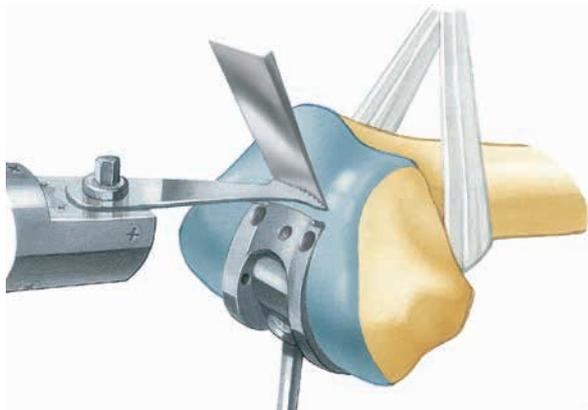
Durch die vorherbeschriebene Aushöhlung entsteht eine Stufe in der nach proximal hin sich anschließenden Spongiosa. Diese muss mit einem Kugelfräser oder der Raspel beseitigt werden. Wird diese Stufe nicht entfernt, legt sich die ventrale Kastenfläche der Resektionslehre dem ventralen Knochen nicht genügend an, und es bleibt ventral ein Spalt zwischen dem natürlichen Patellagleitlager und seiner endoprothetischen Fortsetzung.



F5

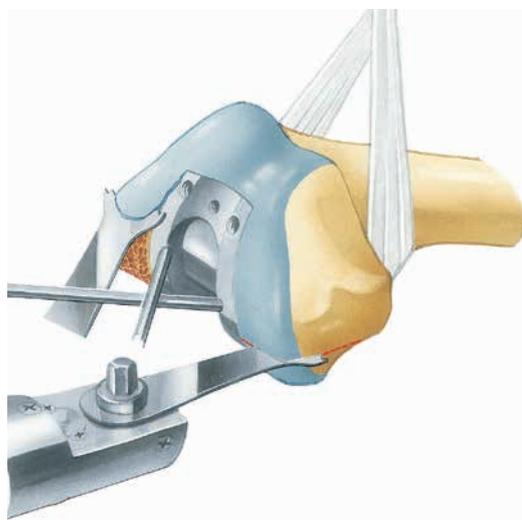
Die femorale Markhöhle wird zunächst bewusst weit nach dorsal geöffnet (Abb. F, roter Punkt). Die versenkte Femurlehre muss dann so weit nach ventral verlagert werden (Abb. F, blauer Punkt), bis der in Streckung arretierte Schaft der Sägelehre die Richtung des distalen Femurs aufweist (Abb. G, blaue Lage der Sägelehre), um eine Überstreckung zu vermeiden.



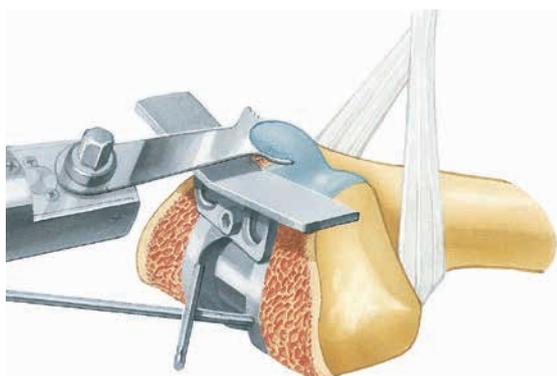
**F6**

Kann die achsgerechte Position der Sägelehre nach Durchführung der Schritte F3 – F4 nicht erreicht werden, ist eine weitere Verlagerung der Sägelehre nach ventral nötig. Dazu wird der intramedulläre Bereich des patellaren Gleitlagers nachreseziert. Mit einem angesetzten Lambottemeißel kann man die notwendige Nachresektion über der oszillierenden Säge gut definieren. Gleichzeitig bietet der Meißel dem Sägeblatt eine Führung, bis mit der Säge eine Führungsrinne hergestellt ist. Man sollte bei der Nachresektion aber unbedingt schrittweise, unter Kontrollvergleich zwischen Achse der Sägelehre zur Femurachse, vorgehen.

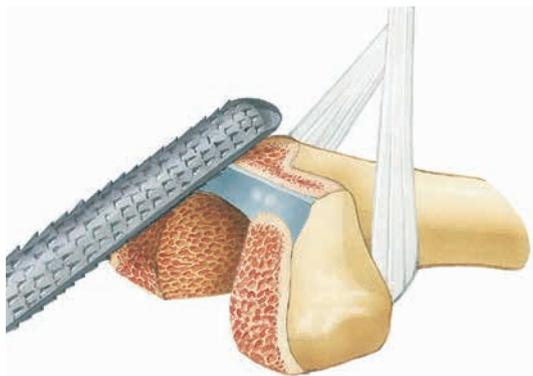
Nach dem Nachresezieren werden die Schritte F3 und F4 zur Aushöhlung der Spongiosa hinter dem patellaren Gleitlager und die Entfernung von Spongiosa im ventralen Bereich der sich anschließenden proximalen Markhöhle erneut erforderlich. Die achsgerechte Position der Sägelehre kann nach Abschluss der Präparation durch Einsetzen der Probeprotese überprüft werden.

**F7-a**

Der Kasten der femoralen Sägelehre wird so weit eingebracht, dass die Form der ventralen Muldung an der Sägelehre mit der Muldung des femoropatellaren Gleitlagers kongruent ist. Die Sägelehre wird mit zwei Stiften fixiert. Mit einer oszillierenden Säge werden die Kondylen der gekrümmten Form des Kastens der Sägelehre angepasst.

**F8-a**

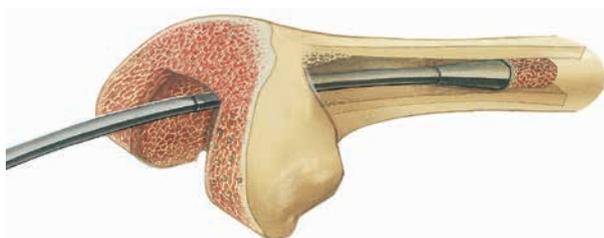
Nach der Montage des Patellagleitlager-Resektionsaufsatzes an die Sägelehre wird die ventrale Fläche des distalen Femurs formgerecht reseziert.

**F9-a**

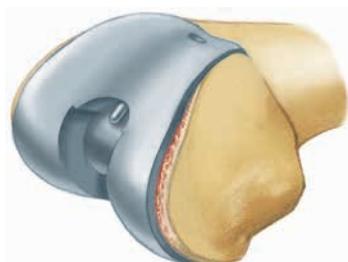
Die verbliebene ventrale Kante rundet man mit einer Raspel ab. Restlicher Knorpel ist zu entfernen.

**F10-a**

Eine geringfügige Rundung (in sagittaler Ebene) der inneren Kondylenkanten – entsprechend der inneren Form des Implantats zwischen Kasten und Flügelabstützung – ist sinnvoll bei sklerotisierten Flächen. Weiche Spongiosa passt sich der inneren Flügelform an, sklerotierter Knochen muss vorgeformt werden. Bei sklerotischen Knochenverhältnissen im medialen Femurkondylus werden zu besserer Zementfixierung der Prothese Haftlöcher angebracht.

**F11-a**

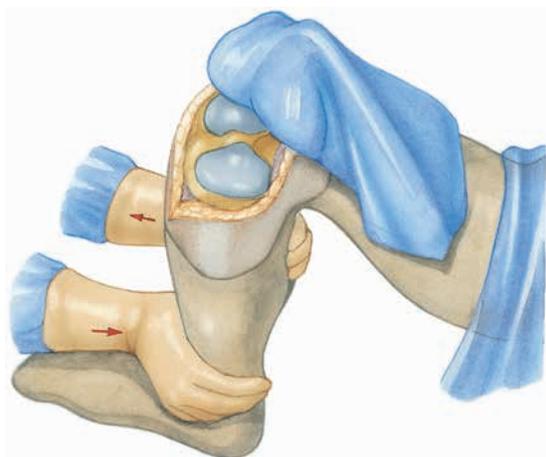
Ein Knochenzylinder wird als Markraumsperre in das proximale Femur eingebracht. Die Tiefe, in die der Knochenzylinder geschoben wird, entspricht der Schaftlänge der femoralen Komponente. Diese Markraumsperre dient der Blutstillung in der höher gelegenen Markhöhle und der Abdeckelung bei der Verpressung des Zements während der späteren Implantation der femoralen Komponente. Zum korrekten Einsetzen der Knochenzylinder werden Standardinstrumente (z.B. LINK Knochendübelstopfer) mit Tiefenmarkierung verwendet.

**F12-a**

Zur Überprüfung der Resektion wird die femorale Probeprotthese in den Markkanal eingeführt. Nach erfolgter Femurpräparation kann die femorale Komponente an dieser Stelle bereits einzementiert werden. Während der Operation wird dadurch einer Fraktur der Kondylen vorgebeugt.

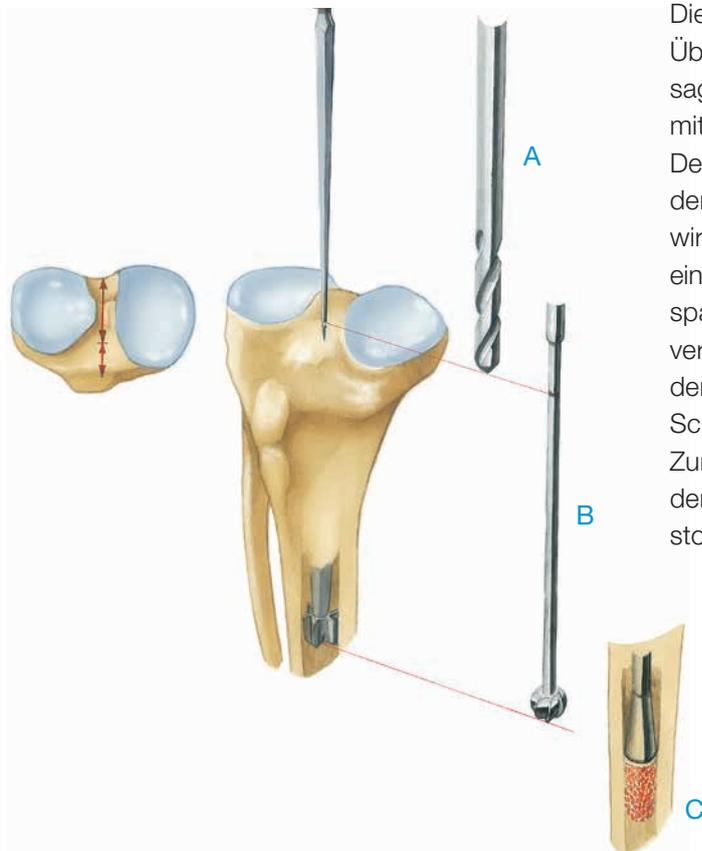
Tibiapräparation

Für Endo-Modell Prothesenmodelle Rotations- und Scharnierknie



T1

Es folgt die Exposition der Tibia. Die Hand, die dem Zugang gegenüber liegt, wird mit abgespreiztem Daumen in die Kniekehle gelegt. Mit der anderen Hand greift man das Sprunggelenk von ventral. Durch Zug und Schub der Hände und unter leichter Außendrehung lässt sich der Tibiakopf einstellen.



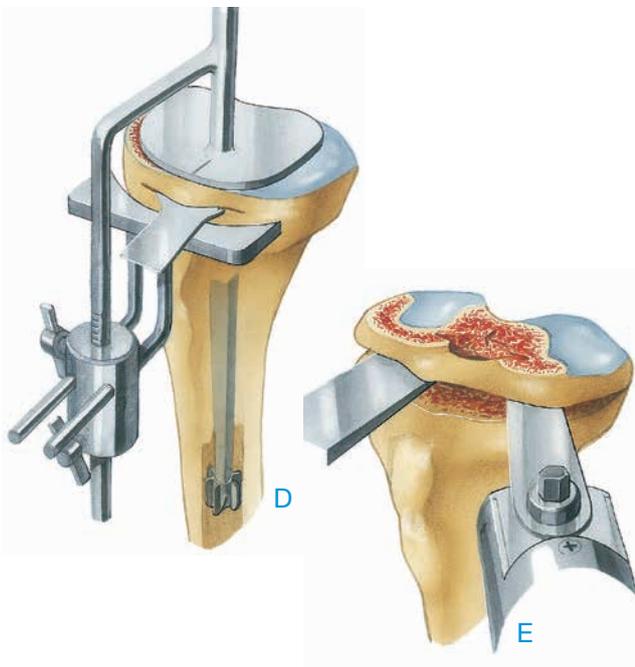
T2

Die tibiale Markhöhle wird mit einem Pfriem im Übergang vom ventralen zum mittleren Drittel des sagittalen Durchmessers der Tibiaoberfläche unmittelbar vor der Eminentia intercondylaris markiert. Der beschriebene Punkt liegt über dem Zentrum der tibialen Markhöhle. Ein 8-mm-Spiralbohrer (A) wird benutzt, um die Markhöhle zu eröffnen. Mit einem Kugelfräser (B) wird die Markhöhle nach distal sparsam erweitert. Um die distale Markhöhle zu verblocken, verpresst man autologe Spongiosa mit dem Spongiosastopfer bis in die Tiefe unterhalb der Schaftspitze der tibialen Prothesenkomponente (C). Zum korrekten Einsetzen der Knochenzylinder werden Standardinstrumente (z.B. LINK Knochendübelstopfer) mit Tiefenmarkierung verwendet.



T3

Die Eminentia intercondylaris wird auf dem Niveau des erhaltenen Tibiaplateaus abgesägt, um eine Nullebene für das Bemessen des Resektats zu schaffen.

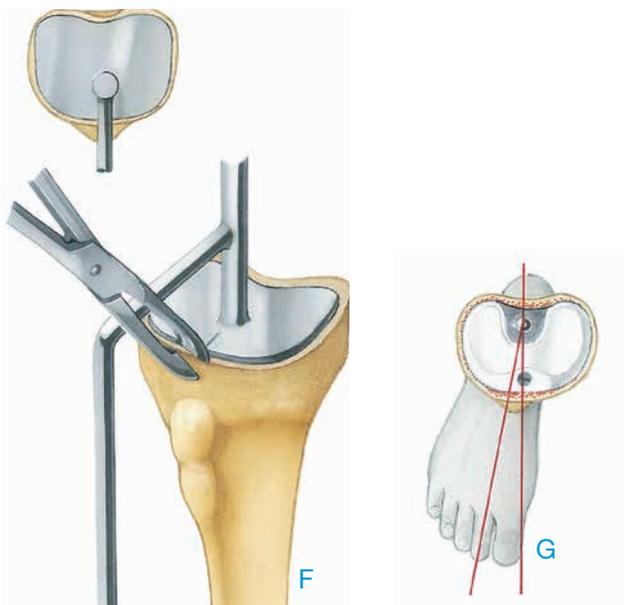


T4

Die tibiale Sägelehre wird in die Tibiamarkhöhle eingebracht und in median-seitlicher und frontaler Ebene entsprechend zur Tibiaachse ausgerichtet. Die Höhe der Sägeführung wird so eingestellt, dass 10 mm reseziert werden können. Diese Resektionshöhe entspricht der Stärke des Kunststoffplateaus der Prothese in ihren dünnsten Anteilen (D).

Zur Erreichung der korrekten Schnittgeometrie, müssen Sägeblätter mit einer Stärke von 1,24 mm oder 1,27 mm verwendet werden!

Nach Entfernen der tibialen Sägelehre wird der Sägeschnitt vertieft. Mit einem Meißel hebt man das Resektat und löst es scharf von der dorsalen Kapsel (E).

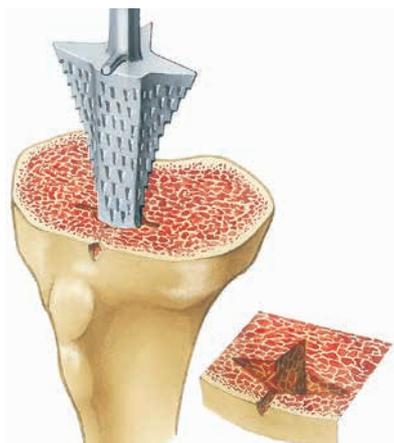


T5

Zum Bestimmen der rotatorischen Ausrichtung wird die Sägeführung von der Sägelehre abgenommen.

Der Strich auf dem Metallplateau der tibialen Sägelehre und der horizontale Teil ihres ventralen Peilstabs zeigen dabei auf einen Bereich zwischen Mitte der Tuberositas tibiae und ihrer medialen Begrenzung (F). Der zweite Strahl des Fußes soll dabei eine Außenrotation von 0° bis 10° aufweisen (G).

Die rotatorische Ausrichtung der tibialen Komponente, entsprechend der Strichmarkierung auf dem Metallplateau, wird vorzugsweise mit einer schmalen Hohlmeißelzange an der ventralen Kortikalis des Tibiakopfes durch eine Kerbe gekennzeichnet (F).



T6

Mit der tibialen Räumnadel, die der Form des tibialen Prothesenschaftes entspricht, raspelt man die Markhöhle der Tibia auf. Der ventrale Stift an der Räumnadel wird an der am Tibiakopf angebrachten Kerbe ausgerichtet. Die Räumnadel wird schrittweise ein- und ausgetrieben, bis sie sich auf das Niveau der Resektionsfläche versenken lässt.

Implantation

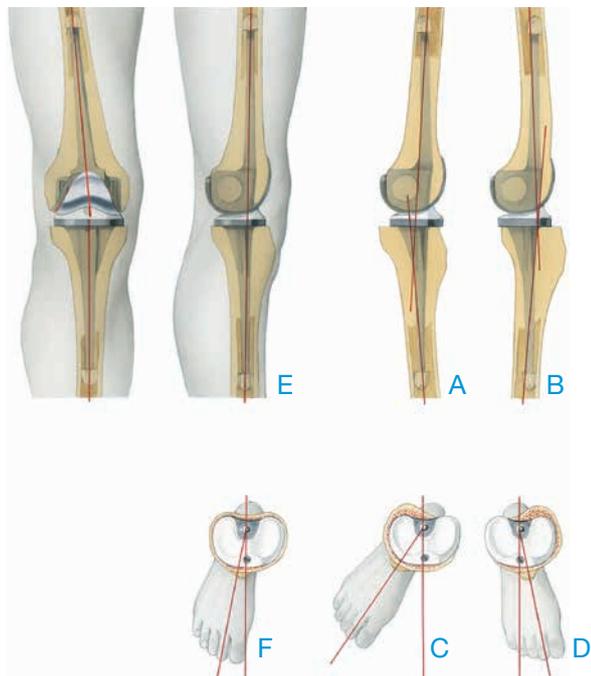
Für Endo-Modell Prothesenmodell Rotationsknie (Abb. I1-a bis I9-a)



I1-a

Wahlweise können für den Probelauf Probeprothesen eingebracht und anschließend gekoppelt werden.

Defizite am Beuge- und Streckspalt werden durch femorale Segmente oder tibiale Unterlegscheiben ausgeglichen.



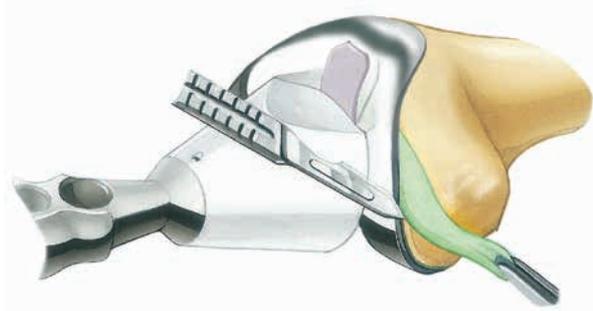
I2-a

Wichtig ist jetzt, die Lage des Implantats in seinen sagittalen und rotatorischen Ebenen zu kontrollieren, bevor die Prothesenkomponenten einzementiert werden:

- A** Überstreckung,
- B** Streckhemmung,
- C** Außenverdrehung,
- D** Innenverdrehung

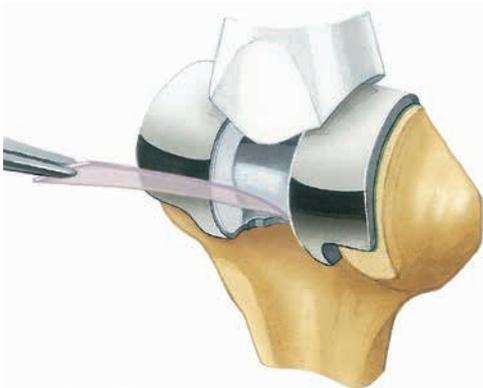
müssen korrigiert werden.

Die Abbildungen E und F zeigen den achsgerechten Sitz des Implantats.



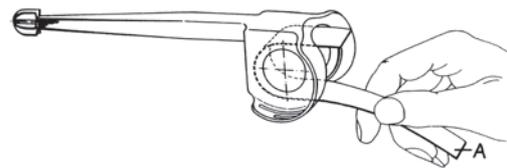
I3-a

Nach Prüfung der korrekten Implantatposition werden die Komponenten mit montierten Zentriersternen einzeln zementiert. Zur exakten Ausrichtung des Prothesenschaftes im Markraum und zur Erreichung eines homogenen Zementmantels empfehlen wir die Verwendung eines Zentriersterns. Es wird empfohlen, die femorale Komponente im Regelfall mit 80 g Knochenzement zu implantieren. Überschüssiger Zement an den Seiten wird entfernt.



I4-a

Die Kunststoffflasche, die den Gelenkmechanismus vor dem Eindringen von Zement schützt, wird entfernt. Der Zug der Lasche ist nach dorsal zu richten.



I5-a

Vor dem Einzementieren der tibialen Komponente wird der tibiale Markraum mit einem Knochenzylinder – inklusive montiertem Zentrierstern – mit mindestens 40 g Zement verblockt. Zur exakten Ausrichtung des Prothesenschaftes im Markraum und zur Erreichung eines homogenen Zementmantels empfehlen wir die Verwendung eines Zentriersterns.

Bei der Prothesenausrichtung ist die markierte Rotationsstellung zu berücksichtigen.

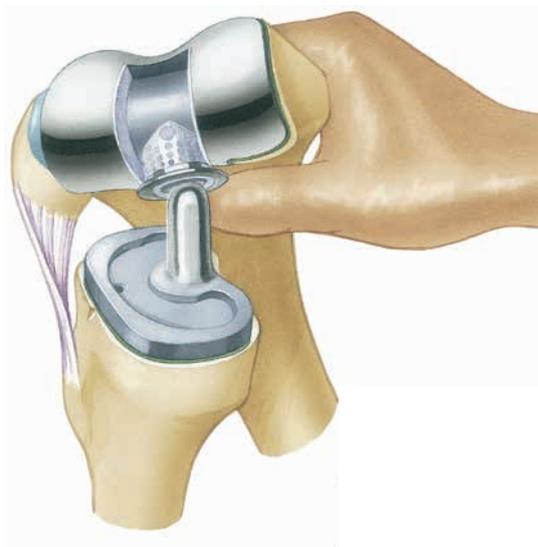
Achtung!

Die tibiale Komponente darf nur ohne Polyethylenplateau mit maximal eingedrehter Probeschraube einzementiert werden.

Zur Entfernung des Polyethylenplateaus ist die Probeschraube mit einem Innensechskant-Schraubendreher 64-8008/02 zu lösen und das Plateau unter Verwendung des Einsatzinstruments vom Metallträger abzunehmen. Danach wird die Probeschraube bis zum Anschlag in das Metallplateau eingedreht. **Nur so tritt kein Zement in die Bohrung des Metallplateaus ein.** Überschüssiger Zement wird entfernt.

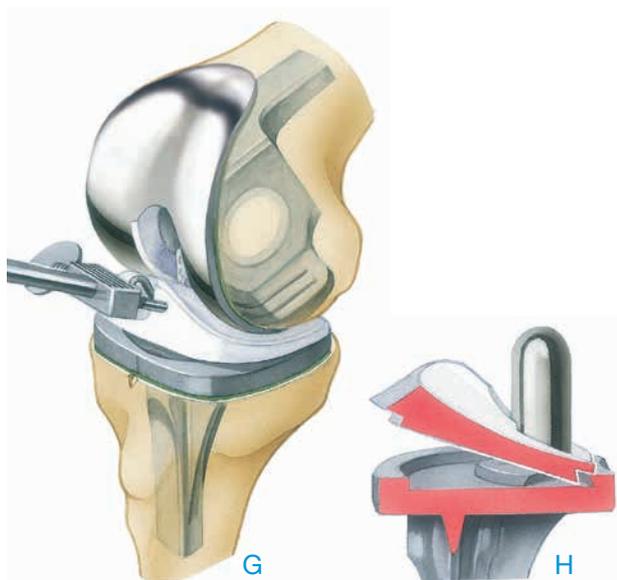
Probeschraube
(abgeflachter
Schraubenkopf)





I6-a

Auch zum Zusammenführen der zementierten Komponenten muss das Polyethylenplateau von dem Tibia-Metalträger entfernt worden sein. Die femorale Komponente wird in Beugstellung auf den Zapfen des Unterteils gesteckt.



I7-a

Zur Platzierung des Tibiaplateaus aus Polyethylen wird die femorale Komponente etwas angehoben. Das Tibiaplateau wird von ventral zwischen Ober- und Unterteil der Prothese geschoben (G).

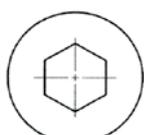
Es ist darauf zu achten, dass die Kammer des Kunststoffplateaus über den Flansch der femoralen Komponente greift und dass der schwalbenschwanzförmige Einschnitt an der Unterseite des Plateaus in die randständige Nut am metallenen tibialen Support einrastet (H).



I8-a

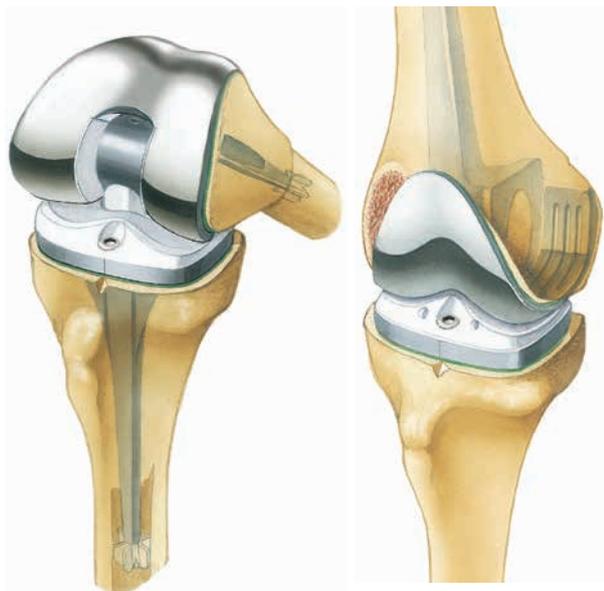
Das Polyethylenplateau wird endgültig mit der selbstsichernden Fixierschraube auf dem tibialen Metallträger mit einem Innensechskant-Schraubendreher (64-8008/02) befestigt.

Selbstsichernde Fixierschraube
(runder Schraubenkopf)



Achtung!

Die selbstsichernde Fixierschraube darf nur bei der Endmontage des Plateaus Anwendung finden. Wird die Fixierschraube gelöst, so ist die Schraubensicherung im Polyethylenplateau zerstört und es muss ein neues Plateau eingesetzt werden.

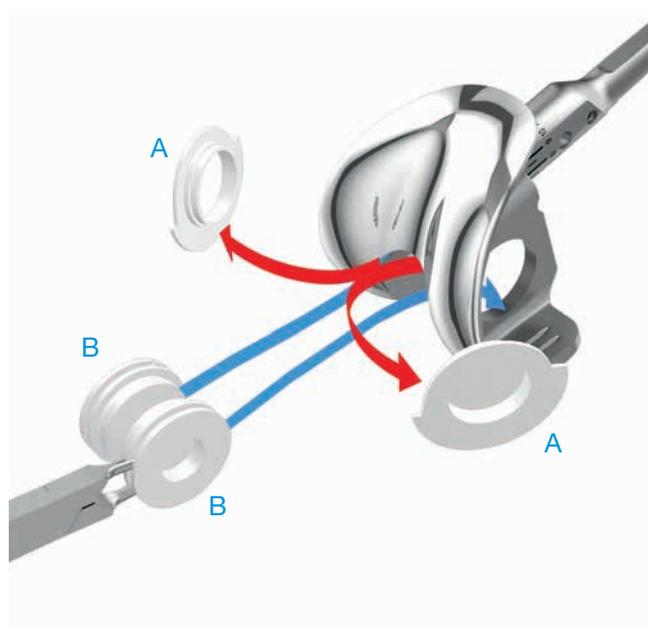


I9-a

Die implantierte Endo-Modell Rotations-Knieprothese soll eine Beugung bis 90° erlauben, wenn die Weichteile dies zulassen. In Streckstellung ist eine leicht federnde Streckhemmung von ca. 5° optimal. Diese Streckhemmung dient dem sicheren Schluss beider Prothesenkomponenten.

Implantation

Für Endo-Modell Prothesenmodell Scharnierknie (Abb. I1-b bis I12-b)

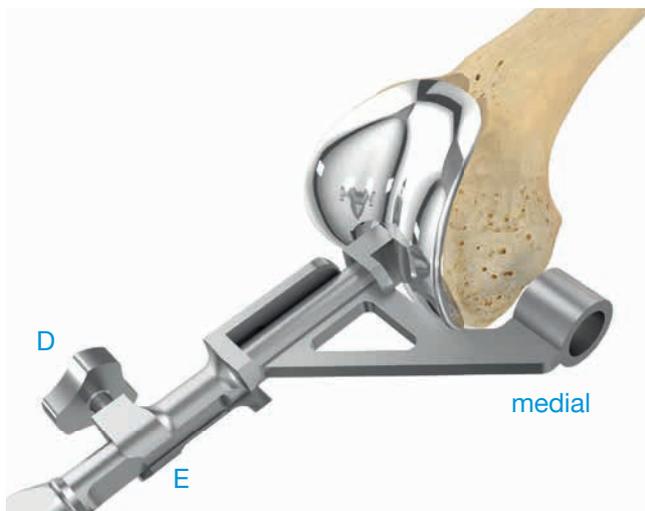


I1-b

Nach Herrichtung des Femurs zur Aufnahme der femoralen Komponente werden zunächst die montiert gelieferten Polyethylen-Lagerschalen (A) aus dem Kastenteil der Femurkomponente herausgenommen und durch Probe-Einbaulagerschalen (B) ersetzt. Dies erfolgt mit einer speziellen Einführzange (C).

Später werden die Probe-Einbaulagerschalen gegen die endgültigen Lagerschalen ausgetauscht.





I2-b

Das Einführinstrument (D) wird in die femorale Komponente eingesetzt. Die Achslochbohrlehre muss medial liegen.

Den zylindrischen Teil am Schenkel des Einführinstruments, gegenüber der Achslochbohrlehre, steckt man zuerst in die mediale Einbaulagerschale. Nach Einsetzen des am Schaft des Einführinstruments verschiebbaren Zwischenstücks in die intrakondyläre Ausnehmung, verblockt man das Einführinstrument im Kasten der femoralen Komponente durch Anziehen der Rändelschraube (E).



I3-b

Bei distal mit einem Knochendübel verschlossener Markhöhle wird die femorale Komponente – inklusive montiertem Zentrierstern – mit mindestens 80 g Knochenzement implantiert. Überschüssiger Zement wird entfernt. Zur exakten Ausrichtung des Prothesenschaftes im Markraum und zur Erreichung eines homogenen Zementmantels empfehlen wir die Verwendung eines Zentriersterns.



I4-b

Nach Aushärtung des Knochenzements wird mit dem Achslochfräser ein Knochenzylinder in die mediale Kondyle gefräst und dieser dann aus dem Hohlfräser zwecks späterer Wiederverwendung entnommen. Für die Größe „groß“ muss die an der Kette befestigte Distanzhülse aufgesetzt werden.



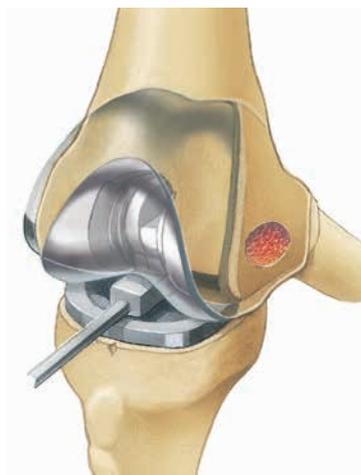
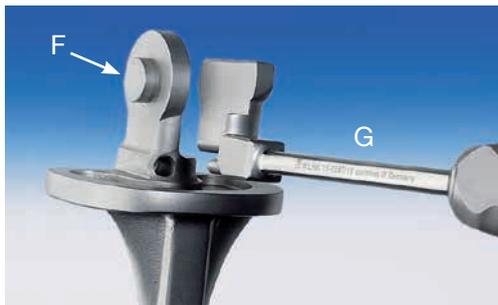
15-b

Die tibiale Probekomponente wird mit dem Einsetzinstrument in die vorbereitete Tibiamarkhöhle eingebracht.



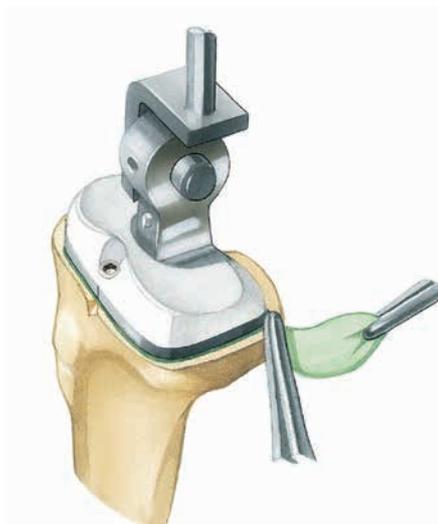
16-b

Prothesenoberteil und -unterteil werden zusammengeführt. Der Zapfen (F) am Verbindungsteil der tibialen Probekomponente wird in die laterale Probe-Einbaulagerschale eingeführt und mit dem Verbindungsinstrument (G) verblockt.



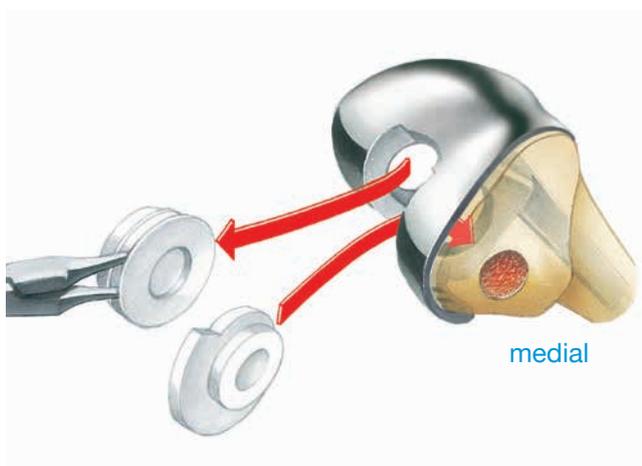
17-b

Der korrekte Sitze der Prothesenkomponenten ist in Bezug auf Achse, Rotationsstellung und hinreichende Streckstellung und Beugung zu prüfen. Gegebenenfalls ist eine zusätzliche Tibiakopfresektion erforderlich oder eine Unterlegscheibe zu verwenden.



I8-b

Die Tibiakomponente wird – inklusive montiertem Zentrierstern – mit mindestens 40g Knochenzement implantiert. Mit dem Einsetzinstrument (H) hält man die Rotationsposition und richtet den nach distal gerichteten Druck auf das Implantat. Überschüssiger Zement wird entfernt. Zur exakten Ausrichtung des Prothesenschaftes im Markraum und zur Erreichung eines homogenen Zementmantels empfehlen wir die Verwendung eines Zentriersterns.



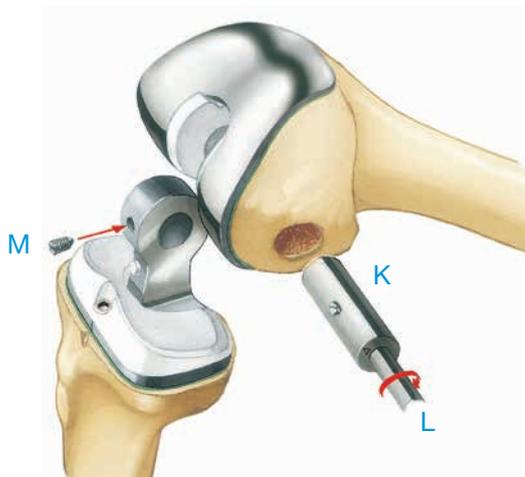
I9-b

Schließlich werden die Probe-Einbaulagerschalen mit der Einführzange (I) gegen die endgültigen Lagerschalen ausgetauscht.

ACHTUNG!

Die Lagerschale mit der Öffnung muss medial liegen, da die Prothesenachse von medial eingebracht wird.

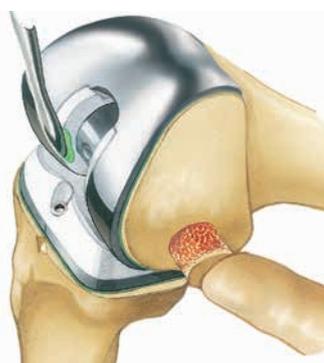




I10-b

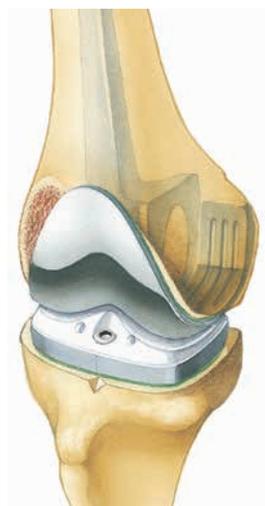
Die tibiale Komponente wird in die femorale Komponente eingeführt und mithilfe der Probeachse (J) justiert. Es folgt ein Probelauf.

Prothesenoberteil und -unterteil werden dann mit der endgültigen Prothesenachse (K), die auf dem Gewindestab (L) montiert ist, verblockt. Eine fest in das Schraubenloch der Achse eingedrehte Madenschraube (M) sichert die Achsposition. Falls die Madenschraube nicht komplett ins T-Stück eingedreht werden kann, ist das Schraubenloch der Achse nicht korrekt ausgerichtet. Die Ausrichtung muss überprüft und ggf. korrigiert werden.



I11-b

Um einer Lockerung der Schraube vorzubeugen, muss das endständige Schraubenloch über der Madenschraube mit etwas Knochenzement verschlossen werden. Der gefräste Knochenzylinder wird in die mediale Femurkondyle wieder eingeführt.



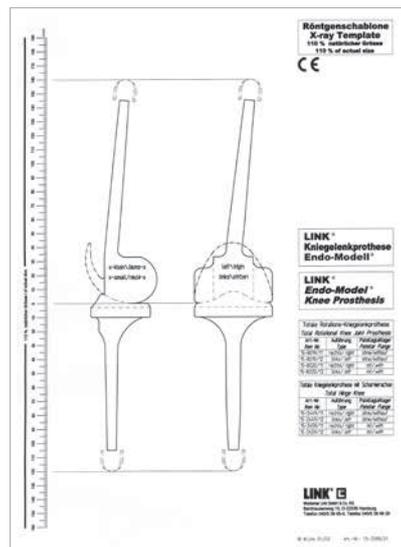
I12-b

Fertig implantierte Scharnier-Knieprothese Endo-Modell.

15-2599/01

Röntgenschablonen für Totale Kniegelenkprothese Endo-Modell (Rotations- und Scharnierausführung)

110% natürlicher Größe,
1 Satz: extraklein, klein, mittel, groß



Weitere Informationen zu:

Endo-Modell Rotations- und Scharnier-Knieprothesen
Implantaten & Instrumenten



Endo-Modell
Kniegelenk-Prothesensystem
Literaturverzeichnis

LINK PorEx (Titanium-Niob-Nitrid)
Oberflächen-Hartstoff-Modifikationen
für metallsensitive Patienten



Für weitere Informationen registrieren Sie sich für unsere Mediathek (link-ortho.com)

Bei der Verwendung unserer Implantate ist Folgendes zu beachten:

1. Die korrekte Auswahl des Implantates ist sehr wichtig.

Größe und Form des menschlichen Knochens bestimmen Größe und Form des Implantates. Damit wird auch die Belastbarkeit begrenzt. Implantate sind nicht dafür geeignet, die uneingeschränkte Körperbelastung zu tragen. Die Beanspruchung sollte nicht die normale funktionelle Belastung überschreiten.

2. Die korrekte Handhabung des Implantates ist sehr wichtig.

Eine nachträgliche Verformung beeinträchtigt die Lebensdauer des Implantates und darf unter keinen Umständen vorgenommen werden. Unsere Implantate dürfen nicht mit Implantaten anderer Hersteller kombiniert werden.

Eine sichere Implantation der Komponenten ist nur gewährleistet, wenn die in der OP-Anleitung benannten Instrumente verwendet werden.

3. Kein Implantat darf wiederverwendet werden.

Die Implantate werden als sterile Einmalprodukte geliefert. Implantate, die bereits implantiert wurden, dürfen nicht wiederverwendet werden.

4. Die Nachbehandlung ist ebenfalls sehr wichtig.

Der Patient muss auf die Grenzen der Belastbarkeit des Implantates hingewiesen werden. Sie ist nicht mit der eines gesunden Knochens vergleichbar!

5. Die Implantate sind, sofern nicht anders angegeben, steril verpackt.

Bei der Lagerung der verpackten Implantate ist Folgendes zu beachten:

- keine starken oder schnellen Temperaturschwankungen
- Die Lagerung in der unbeschädigten Originalverpackung ist bis zum auf dem Produktetikett angegebenen Verfallsdatum möglich
- Implantate in einem festen Gebäude lagern
- vor Frost, Feuchtigkeit, direkter Sonneneinstrahlung und mechanischer Beschädigung schützen
- Die Lagerzeit originalverpackter Implantate ist auf maximal 5 Jahre ab Herstellungsdatum begrenzt
Das Verfallsdatum ist auf dem Produktetikett angegeben
- keine Implantate mit beschädigter Verpackung verwenden

6. Die Rückverfolgbarkeit ist wichtig.

Bitte verwenden Sie hierzu die der Verpackung beigefügten Dokumentationsaufkleber.

7. Weiterführende Informationen zu den Materialzusammensetzungen erhalten Sie auf Anfrage beim Hersteller.

Gebrauchsanweisung beachten!

Waldemar Link GmbH & Co. KG, Hamburg

Alle veröffentlichten Beiträge, Abbildungen und Daten in diesem Katalog sind urheberrechtlich geschützt. Jede vom Urheberrechtsgesetz nicht zugelassene Nutzung bedarf unserer vorherigen Zustimmung. Dies gilt insbesondere für Vervielfältigung, Bearbeitung, Übersetzung, öffentliche Zugänglichmachung, Einspeicherung, Verarbeitung bzw. Wiedergabe von Inhalten in Datenbanken oder anderen elektronischen Medien und Systemen auf jede Art und Weise und in jeder Form, ganz oder teilweise. Die Angaben in den Katalogen dienen lediglich der Produktbeschreibung und beinhalten keine Garantie.

Die beschriebene OP-Anleitung wurde nach bestem Wissen und Gewissen des Herstellers verfasst. Sie kann nicht die Verantwortung des Arztes ersetzen, den jeweiligen Besonderheiten des Einzelfalls angemessen Rechnung zu tragen.

Die in diesem Dokument gezeigten Produkte sind möglicherweise nicht in Ihrem Land verfügbar. Die Produktverfügbarkeit unterliegt den Zulassungs- und/oder Registrierungsvorschriften des jeweiligen Landes. Wenden Sie sich bitte an die Waldemar Link GmbH & Co. KG, wenn Sie Fragen zur Verfügbarkeit von LINK Produkten in Ihrem Land haben.

Die Waldemar Link GmbH & Co. KG und/oder andere verbundene Unternehmen besitzen, verwenden oder beantragen die folgenden Marken in vielen Ländern: LINK, BiMobile, SPII, Modell Lubinus, E-Dur, EndoDur, T.O.P. II, BetaCup, CombiCup PF, CombiCup SC, CombiCup R, MobileLink, C.F.P., LCU, SP-CL, LCP, MIT-H, Endo-Modell, Endo-Modell SL, MP, MEGASYSTEM-C, GEMINI SL, SPAR-K, LCK, Link OptiStem, HX, TiCaP, X-LINKed, PorAg, LINK PorEx, BiPorEx, PorEx-Z, TrabecuLink, Tilastan, customLINK, RescueSleeve, Stactip, VACUCAST.

In diesem Dokument können andere Marken und Handelsnamen verwendet werden, um auf die Unternehmen zu verweisen, die die Marken und/oder Namen beanspruchen, oder auf deren Produkte. Diese Marken und/oder Namen sind das Eigentum ihrer jeweiligen Inhaber.



Waldemar Link GmbH & Co. KG

Barkhausenweg 10 • 22339 Hamburg
Tel. +49 40 53995-0 • info@link-ortho.com
www.link-ortho.com

