

Der Hintergrund

Viele Patienten klagen über einen Stabilitätsverlust

nach dem Kniegelenkersatz, was häufig der anterioren Gleitbewegung des Femurs zugeschrieben wird. In der Fachliteratur wird dies als „paradoxe Bewegung“ bezeichnet. Dieser Begriff wurde von Dr. Rick Komistek bekannt gemacht, einem bekannten Wissenschaftler der Fluoroskopie. Diese anteriore Gleitbewegung des Femurs bzw. „paradoxe Bewegung“ kann durch einen vergrößerten Flexionsspalt oder eine Inkongruenz des gesamten Kniegelenks von einem Implantat verursacht werden, das so konzipiert wurde, dass eine Rückrollbewegung (Rollback) möglich ist.^{1,2}

Ein vollständiger Kniegelenkersatz kann ganz allgemein dazu führen, dass die natürliche Stabilität des Knies herabgesetzt ist. Anstelle der Rollback-Bewegung gleitet die Femurkomponente in anteriore Richtung. Dies wird als paradox angesehen, weil Kniegelenk-Totalendoprothesen für eine Rollback-Bewegung konzipiert sind, nun aber stattdessen nach vorne rutschen. Wenn das Knie mit einer typischen Totalendoprothese zu etwa 20° gebeugt wird, drückt das Gewicht des Körpers das Femur entlang der Tibia nach anterior. Das Femur gleitet so lange nach vorne, bis es durch das hintere Kreuzband oder noch vorhandene Muskulatur gestoppt wird. Außerdem erzeugt dieses anteriore Gleiten eine zusätzliche Belastung für die dort belassenen Weichteile.

Diese „paradoxe Bewegung“ entsteht auch im posterior stabilisierten Kniegelenk.^{1,2} Viele Operateure glauben, das posterior stabilisierte Kniegelenk könne aufgrund des Zapfen-Steg-Mechanismus nicht nach vorne rutschen. In der Literatur wurde dies als falsch nachgewiesen. Posterior stabilisierte Kniegelenk-Totalendoprothesen gleiten so lange nach vorne, bis sie den Zapfen berühren. Nach der Theorie des viergliedrigen Gelenkmechanismus bedeutet das: Sobald der Steg in den Zapfen einrastet, wird der Zapfen zur Rotationsachse eines herkömmlichen posterior-stabilisierten Kniegelenks.

Die MRT-Bilder in den **ABBILDUNGEN 1** und **2** stellen beispielhaft dar, wie sich das Kniegelenk normalerweise bewegt.³ Die Bilder entstanden als Teil einer Untersuchung von Michael Freeman, einem britischen Chirurgen, und Vera Pinskerova, einer tschechischen Doktorin. Das mediale Kompartiment des Tibiaplateaus ist konkav und „schaukelt“ von der relativ weit posterior liegenden Kontaktfläche bis zur anterioren Kontaktfläche. **ABBILDUNG 1** Der Meniskus als Mittelpunkt der Kontaktfläche und Penetrationspunkt der Flexionsachse bewegt sich bei Extension anterior, aber der mediale Femurkondylus nicht.³⁻⁵

Anders als auf der medialen Seite bewegt sich der laterale Meniskus bei Extension mit dem Femur nach vorne. Folglich bewegt sich bei Extension des Beins auch die tibiofemorale Kontaktfläche nach vorne, was zu einer bogenförmigen Kontaktzone führt. **ABBILDUNG 2**



ABBILDUNG 1 | Mediales Kompartiment

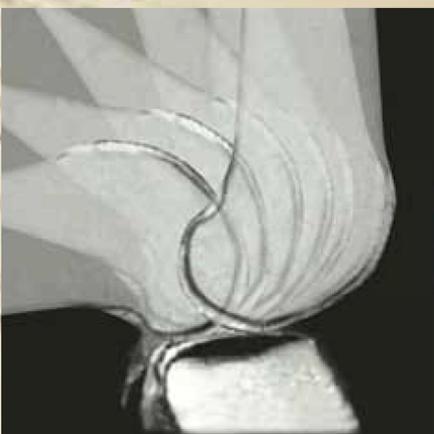
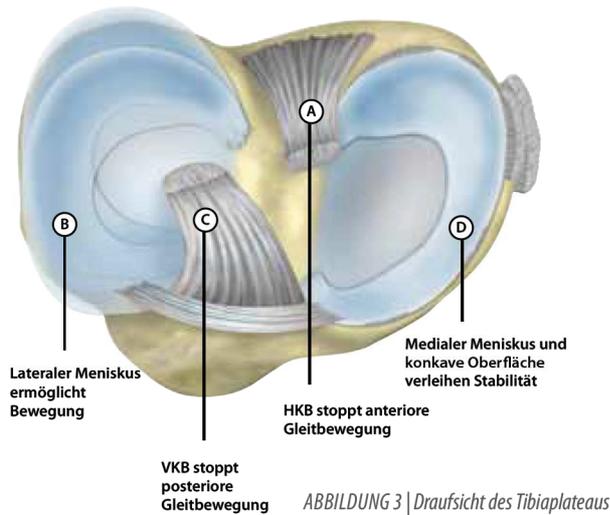


ABBILDUNG 2 | Laterales Kompartiment

Das natürliche Kniegelenk verfügt über diverse Elemente, die zu seiner Stabilität beitragen: Muskulatur, Gelenkkapsel, Seitenbänder, VKB und HKB. Fast 60% des Körpergewichts werden durch die mediale Seite des Kniegelenks übertragen. Die mediale Seite des Tibiaplateaus ist konkav geformt und verhindert, zusammen mit der medialen Eminentia intercondylaris, eine anteriore Translation des medialen Femurkondylus. Das Gegenteil gilt jedoch für das laterale Kompartiment des Knies. Diese Seite ist konvex geformt und erlaubt, in Verbindung mit einer „buckligen“ Eminentia intercondylaris, die bogenförmige Translation. Ein so konstruiertes Kniegelenk besitzt medial eine größere Stabilität als lateral. Der Stabilitätsunterschied begründete das Konstruktionsprinzip der Medial-Pivot-Kinematik.

ABBILDUNG 3



Das ADVANCE® Kniesystem verfügt über einen medial drehbar gelagerten Tibia-Einsatz und ist damit so konstruiert, dass es die Dreh- und Translationskinematik des natürlichen Kniegelenks nachbildet. Lateral befindet sich ein bogenförmiger Gleitpfad, der eine rotierende Bewegung von 15° um einen medialen Drehpunkt erlaubt. Der Drehpunkt befindet sich an der medialen Seite und wird durch eine kugelförmige konkave Fläche gebildet. Der anteriore Rand ist so geformt, dass er eine anteriore Gleitbewegung verhindert, während die Form des posterioren Rands das VKB ersetzen und ein Abgleiten nach hinten verhüten kann.

ABBILDUNG 4

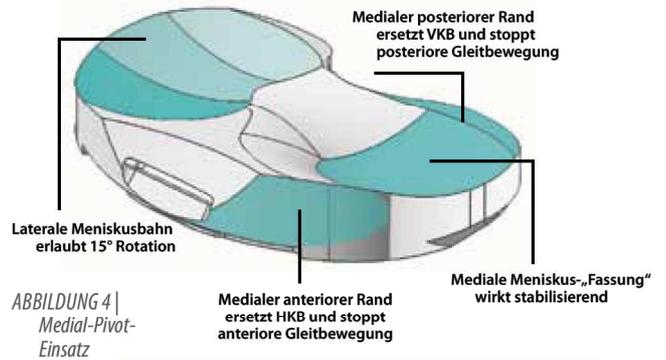
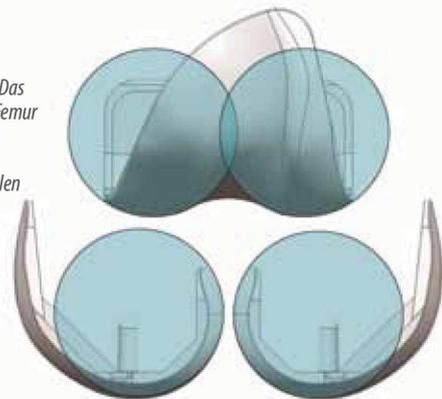


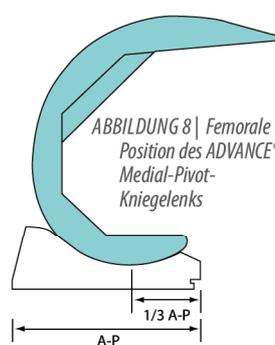
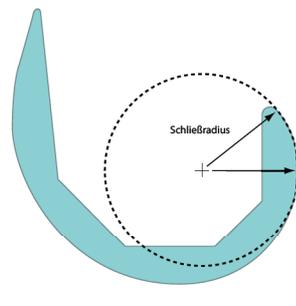
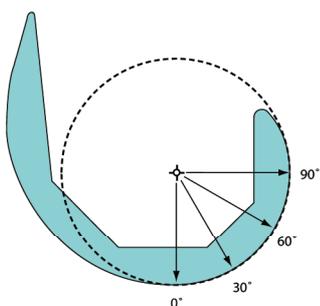
ABBILDUNG 5 | Das ADVANCE®-Femur verfügt über sphärische Femurkondylen



Das ADVANCE® Femurimplantat hat einen konstanten sagittalen Radius, der von vollständiger Extension bis zu 90° Flexion reicht. **ABBILDUNG 6** Die Krümmungswerte für jedes einzelne Femurimplantat wurden einer von Dr. D. Blaha durchgeführten eingehenden Analyse von 130 Kadaverfemura entnommen. In der Studie war der Krümmungsradius des Femurs zwischen der durchschnittlichen Flexions-Extensions-Achse und der distalen Oberfläche des Femurs bei jeweils 10 Grad bis zu einer Flexion von 90 Grad gemessen worden.⁶ Beim ADVANCE® Medial-Pivot-Kniesystem passt auch der Sagittalradius zum Radius in der Coronalebene, sodass sich die Kugelteilfläche der Femurkomponenten ergibt. **ABBILDUNG 5**

In der Sagittalebene verfügt die Femurkomponente auch über einen kleineren Schließradius, was nachweislich den Bewegungsbereich erweitert.⁷ **ABBILDUNG 7**

Zur weiteren Vergrößerung des Bewegungsbereiches wird die Form der Femurkomponente durch die anteriore Stabilität des Tibia-Einsatzes des ADVANCE® Medial-Pivot-Kniesystems ergänzt. Die Komponenten erzeugen einen robusten anterioren Rand, der die Femurkomponente im hinteren Drittel der Gelenkfläche hält. **ABBILDUNG 8** Dies erzeugt einen langen Quadrizepshebelarm und reduziert die anteriore Gleitbewegung in Flexion.¹



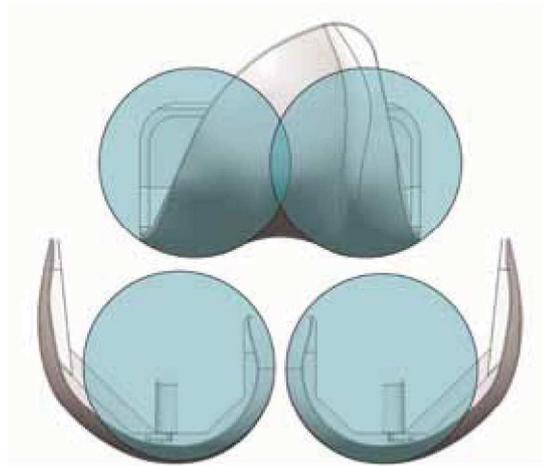
QUELENNACHWEISE

1. Komistek R. In vivo fluoroscopic analyses of the normal human knee. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;410:69-81.
2. Schmidt R. Fluoroscopic analyses of cruciate retaining and medial pivot knee implants. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;410:139-147.
3. Freeman M. The movement of the normal tibiofemoral joint. *J Biomechanics.* 2005;38:197-208.
4. Pinskerova V. Knee imaging study sheds new light on flexion, rollback. *Orthopaedics Today.* 1999.
5. Freeman. The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;410:35-43.
6. Blaha JD. Using the transepicondylar axis to define the sagittal morphology of the distal part of the femur. *JBJS* 2002; 84:548-55.
7. Iwaki et al. *JBJS* 82-B, n°8 (2000): 1189-95

Konstanter Radius

Ein Design, das die Wiederherstellung der sagittalen Krümmung des Femurs mit konstanten Radien von 0° bis 90° ermöglicht und damit eine konstante Kontaktfläche in Flexion und Extension erzeugt.

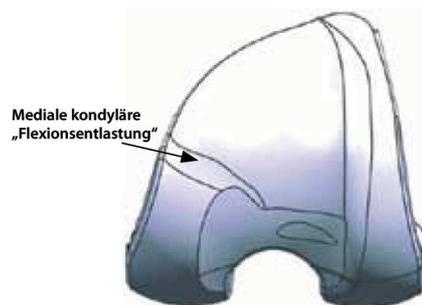
Der Single-Radius erstreckt sich beim medialen und lateralen Kondylus von 0° bis 90°. Außerdem entspricht der Coronalradius genau dem Sagittalradius. Diese Eigenschaften erzeugen den Kugelgelenk-Designs („Ball-in-Socket“) und schaffen auf dem medialen Kondylus eine Extensionsgeometrie, die der Flexionsgeometrie entspricht. In Kombination mit der sphärischen medialen Seite der Tibia verhindert dieses Merkmal die „paradoxe Bewegung“ (anteriore Translation des Femurs auf der Tibia, wenn das Knie gebeugt wird), sorgt aber auch für die Aufrechterhaltung der Kontaktfläche und verhindert Spannungsverlust über den gesamten Bewegungsbereich hinweg.



Extensionsentlastung

Vertiefung im medialen Randbereich ermöglicht dem Operateur, den posterioren Slope anzupassen und zugleich vollständige Extension zu gewährleisten.

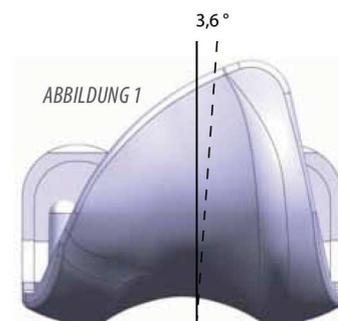
In den Übergangsbereich des Einzelradius am medialen Kondylus ist eine „Extensionsentlastungskerbe“ eingelassen, um einen gewissen Spielraum für den anterioren Rand jedes einzelnen Tibia-Einsatzes zu erlauben. Diese Einkerbung dient der optimalen Stabilität und Kontaktfläche und soll Schmerzen und Impingementrisiko bei extremer Flexion verringern.¹



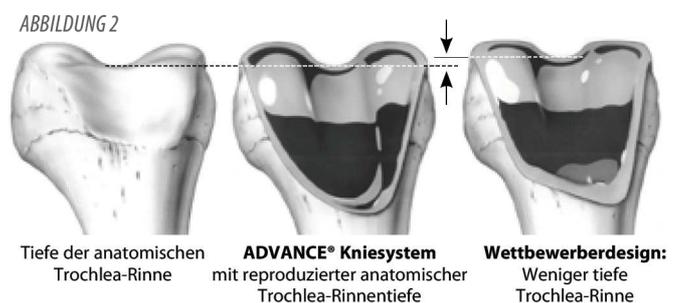
Trochlea-Rinne

Optimiert die Patellaführung.

Die Trochlea-Rinne hat eine seitliche anatomische Ausbauchung zur optimierten Patellaführung. Die Trochlea-Rinne wurde so konzipiert, dass das seitliche Retinaculum-Gewebe möglichst wenig beansprucht wird und die Notwendigkeit seitlicher Retinaculum-Freilegungen abnimmt.² **ABBILDUNG 1**



Die Trochlea-Rinne ist am Femurimplantat vertieft, um genügend Raum zu bieten und die einwandfreie Funktion des Streckmechanismus zu erlauben. **ABBILDUNG 2**



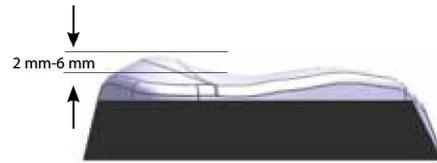
Darüber hinaus wurde die Trochlea-Rinne posterior ausgeweitet, so dass die Patella selbst bei starker Flexion den vollständigen Kontakt mit dem Femurimplantat nicht verliert. Das trägt nachweislich auch zu wesentlich weniger patellofemorale Komplikationen im Vergleich zu PS-Implantaten bei.³ **ABBILDUNG 3**



Trochlea-Rinne (Forts.)

Ein lateraler anteriorer Rand, der sich 2 bis 6 mm über die Sohle der Trochlea-Rinne erhebt, bietet Widerstand gegen laterale Subluxation.⁴

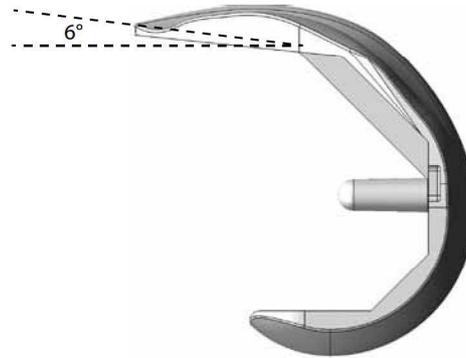
Dieses Konstruktionsmerkmal sorgt für den Erhalt der Patellaführung in den Anfangsphasen der Flexion.⁵



Anteriorer Rand

Zur Vermeidung femoralen Notchings.

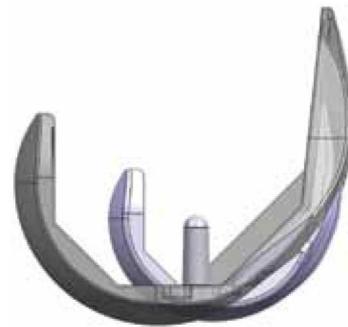
Der anteriore Rand der Femurimplantate des ADVANCE® Medial-Pivot-Kniesystems ist mit einem Winkel von 6° konfiguriert. Dieser Resektionswinkel am anterioren Rand soll dem Operateur helfen, eine Einkerbung des anterioren Kortex zu vermeiden.



Positionen des Femurzapfens

Einfachere Implantatverkleinerung.

Die ADVANCE® Medial-Pivot-Femurkomponenten sind so konzipiert, dass der Abstand vom stabilisierenden Zapfen zur anterioren Randresektion gleich bleibt (anterioren Bezugspunkt). Bei einer Verkleinerung wird nur der posteriore Schnitt verändert, ohne dass der anteriore Bezugspunkt angetastet wird.



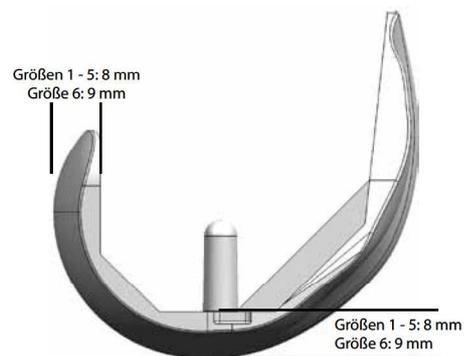
Überlagerungsansicht der ADVANCE® Femurkomponenten der Größen 1 und 6

Posteriore Kondylen

Größere Kontaktfläche bis zu 90° Flexion möglich.

Dank der dicken posterioren Kondylen wird zwar maximale Flexion möglich, dafür muss aber auch Femurknochen geopfert werden.⁶

Die ADVANCE®-Femurkondylen sind so konzipiert, dass sie einen Kompromiss zwischen der Bewahrung von posteriorer Femurknochensubstanz und der Erzielung eines guten Flexionspotenzials eingehen.¹⁴ Die konstante Dicke der posterioren Kondylen im ADVANCE® Knie-System ermöglicht in Flexion einen allmählichen Übergangsradius und eine vergrößerte Kontaktfläche im Vergleich zum Design der Wettbewerberprodukte.¹⁵



Patella

Klinisch erprobte Implantate.

Die Femurkomponenten wirken mit einer gewölbten Patella zusammen, die sich seit mehr als einem Jahrzehnt bei der Implantation von ADVANCE® Knie-Systemen im klinischen Einsatz bewährt hat.^{7,8} Die nachgiebige sphärische Kuppel erlaubt das uneingeschränkte Neigen und Rotieren der Knie-scheibenkomponente, das bei normalen, funktionsgerechten Aktivitäten nach dem Ersatz eines Kniegelenks ausgeführt wird.⁹⁻¹¹

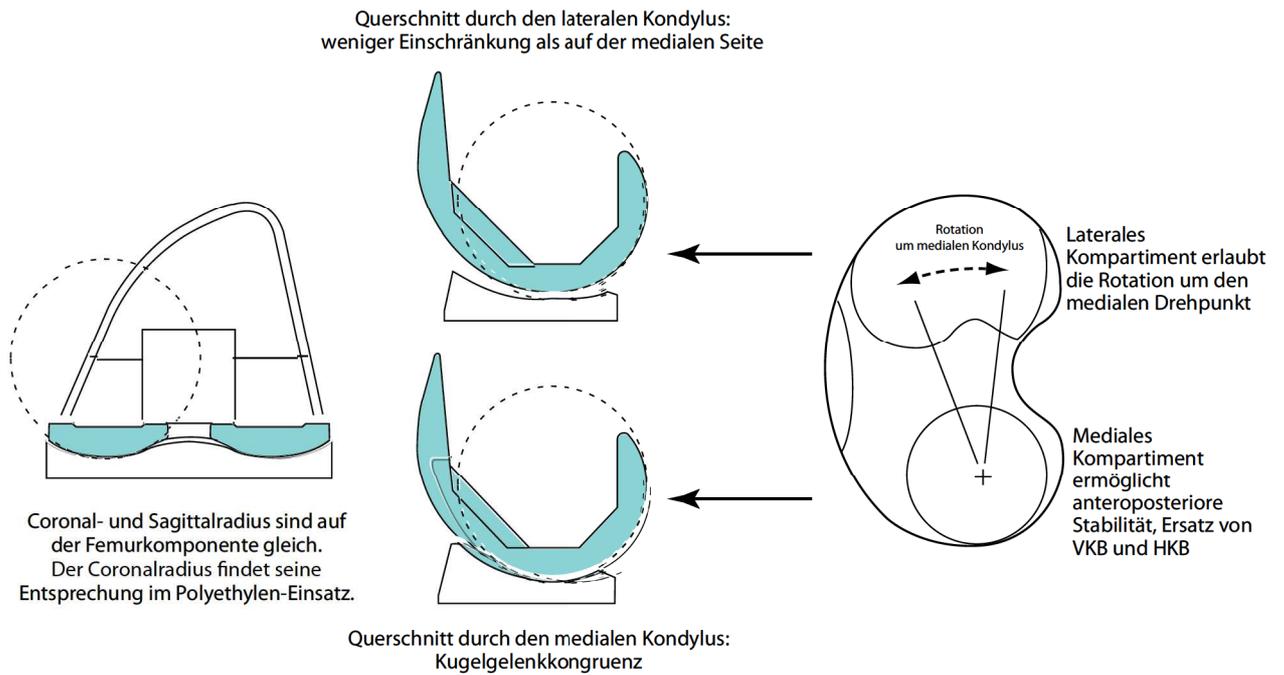


Kondylengeometrie

Zur Wiederherstellung der natürlichen Kinematik.

Der coronale und der sagittale Radius sowohl des medialen als auch des lateralen Kondylus bei ADVANCE® beschreiben zwei Kugelteilflächen. Der sphärische mediale Femurkondylus dreht sich in der entsprechenden kugelförmigen Vertiefung auf dem Tibia-Einsatz, wobei eine Rotation von 15° um den medialen Drehpunkt herum mit einem bogenförmigen Pfad auf der lateralen Gelenkfläche möglich ist. Dieser Kugelgelenk-Medial-Pivot-Mechanismus maximiert die mediale Kongruenz und sorgt gleichzeitig für eine kontrollierte AP-Translation auf der lateralen Gelenkfläche.

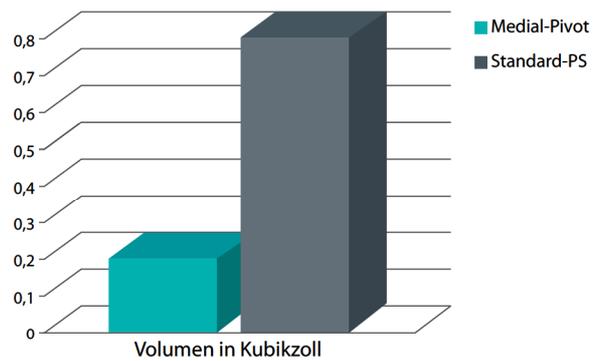
Eine vergleichende fluoroskopische Auswertung hat erwiesen, dass das ADVANCE® Medial-Pivot-Design den Bewegungen des natürlichen Kniegelenks sehr nahe kommt und die paradoxe Bewegung vermeidet, die in herkömmlichen Totalendoprothesen zu sehen ist.¹²



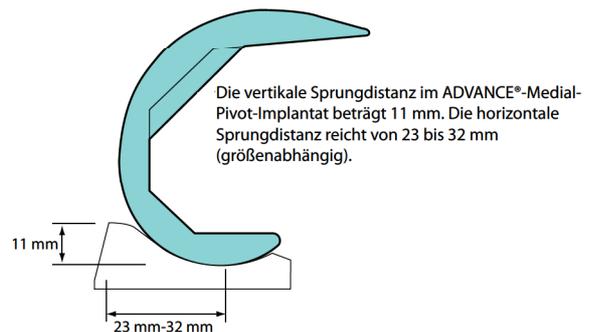
Knochenerhalt

Ersetzt das HKB, ohne Knochensubstanz zu opfern.

Als HKB-opfernde Prothese schont der ADVANCE®-Medial-Pivot-Einsatz mehr Knochen als herkömmlichen posterior stabilisierte Knieprothesen, die eine Resektion des Femurs für das Einpassen des Zapfen-Steg-Mechanismus erforderlich machen.¹³



Statt eines herkömmlichen Zapfen-Steg-Mechanismus verfügt der Einsatz über einen anterioren Rand mit einer vertikalen Sprungdistanz von 11 mm für alle Größen. Die horizontale Sprungdistanz des Randes ist von der Größe abhängig und variiert zwischen 23 und 32 mm.



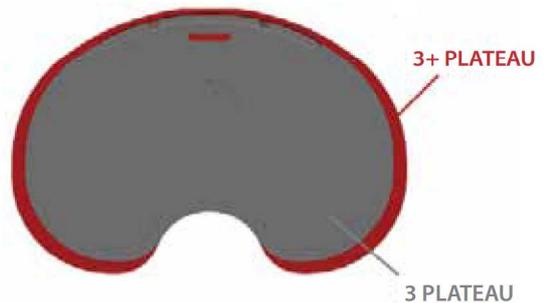
Größenauswahl der Tibiakomponente

Verbesserte Knochenbedeckung und passender Sitz.

Für das ADVANCE® Medial-Pivot-Kniesystem sind elf Tibiaplateaugrößen erhältlich. Sechs davon gelten als „Standard“- und fünf als „Plus“-Größen, die einen kleineren Arretierungsmechanismus auf einem größeren Profil der Tibiagrundplatte aufweisen. Sie wurden entwickelt, um der erforderlichen Austauschbarkeit des Systems Rechnung zu tragen.

So hat beispielsweise die Tibiaplateaugröße 3+ die selben Abmessungen wie die Tibiaplateaugröße 4, und die Femurkomponente Größe 3 kann mit Tibiaplateaus der Größen 3 oder 3+ eingesetzt werden, wie in nachfolgender Tabelle dargestellt.

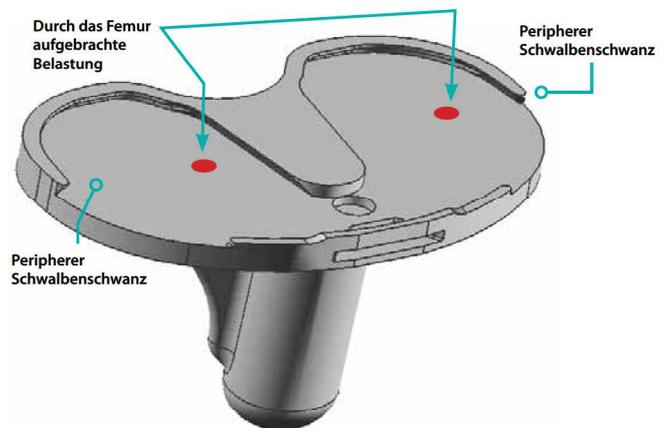
FEMUR	EINSATZ	TIBIAPLATEAU
1	1	1 oder 1+
2	2	2 oder 2+
3	3	3 oder 3+
4	4	4 oder 4+
5	5	5 oder 5+
6	6	6



Schwalbenschwanzarretierung

Schwalbenschwanzaufnahme vermindert Kleinstbewegungen.

Die Arretiervorrichtung des ADVANCE® Medial-Pivot-Kniesystems beruht auf einer Schwalbenschwanzaufnahme und einer Presspassung, die der Reduzierung selbst kleinster Bewegungen dienen.



Orientierungsmarkierungen

Erleichtern die Rotationsausrichtung.

In der Tibiagrundplatte sind vorne Orientierungsmarkierungen eingelassen, damit der Operateur beim endgültigen Einschlagen die Rotationslage der Tibiagrundplatte erkennen kann.

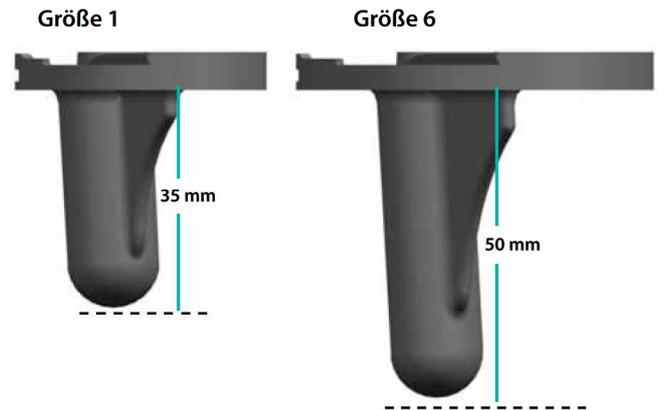


Die Orientierungsmarkierungen helfen bei der korrekten Ausrichtung der Tibiagrundplatte. Das wird durch eine Ausrichtung der mittleren Orientierungsmarkierung an dem medialen Drittel der Tuberositas tibiae erreicht. Die anderen Markierungen können vielfältig bei diversen Einsatzfällen zur Ausrichtung der Grundplatte genutzt werden.

Kiel

Proportionale Zunahme bei unterschiedlichen Größen.

Der Tibiaplateauschaft des ADVANCE® Medial-Pivot-Kniesystems ist so konstruiert, dass er proportional an Größe zunimmt. Das erlaubt ein leichteres Einsetzen der kleineren Komponenten der Größenpalette.



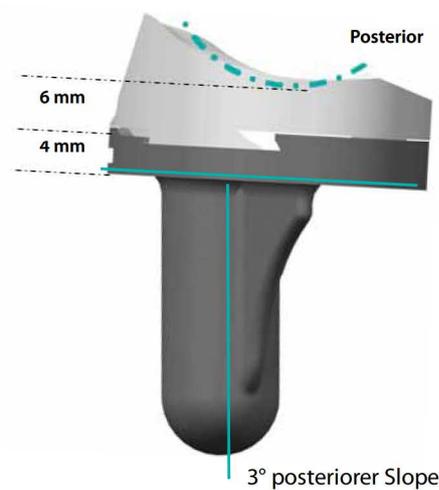
Eingebauter posteriorer Slope

Schaft und Kiel mit 3° posteriorem Slope

Der Kiel der Tibiagrundplatten im ADVANCE® Medial-Pivot-Kniesystem ist posterior um 3° abgewinkelt. Das gewährleistet, dass der Kiel auch bei einer Resektion des posterioren Slopes auf der proximalen Tibia noch richtig entlang des Kortex der Tibia nach unten hin ausgerichtet ist. Die Tibiagrundplatte ist 4 mm hoch. Dieser Wert korreliert mit der Höhe des gewählten Tibia-Einsatzes.

Wenn zum Beispiel ein 10 mm hoher Einsatz gewählt wird, beträgt die tatsächliche Höhe der Auflagefläche 6 mm. Die auf dem Etikett angegebene Höhe von 10 mm setzt sich aus den Höhenwerten von Grundplatte und Einsatz-Auflagefläche zusammen.

ADVANCE® Medial-Pivot-Tibia-Einsätze haben einen in das Implantat eingebauten Slope von 0°, d. h. die Gelenkfläche verläuft parallel zur Unterseite des Einsatzes.



QUELLENNACHWEISE

1. Pinskerova et al "The shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaveric knee: a study using MRI as an anatomic tool" JBJS 82-B, (2000)
2. Eckhoff D. et al, Sulcus Morphology of the Distal Femur, Clinical Orthopaedics and Related Research, Number 331, pp.23-28, 1996.
3. Anderson et al "Patellofemoral complications after posterior-stabilized total knee arthroplasty" JoA 17, 4, 2002.
4. Data on file at Wright.
5. Kujala, U.M., Österman, K., Lormano, M., Nelimarkka, O., Hurme, M., Taimela, S.: Patellofemoral relationships in recurrent patellar dislocation. The Journal of Bone and Joint Surgery 71B: 788, 1989.
6. Walker PS. Factors affecting the impingement angle of fixed and mobile bearing total knee replacement, a laboratory study. J Arthroplasty. 2007; 22(5):745-52.
7. Karachalios T. A mid-term clinical outcome study of the ADVANCE® Medial-Pivot Knee arthroplasty. The Knee, 2009; 16(6): 484-8.
8. 2010 Danish Knee Arthroplasty Register.
9. Feinstein WK. Anatomic alignment of the patella groove. Clin Orthop Relat Res. 1996; 331:64-73.
10. Lee TQ. Component positioning in total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1999;336:274-81.
11. Stiehl JB. Kinematics of the patellofemoral joint in total knee arthroplasty. J Arthroplasty. 2001;16(6):706-14.
12. Schmidt R, Komistek RD, Blaha JD, Maloney JW Fluoroscopic analyses of cruciate-retaining and medial pivot knee implants Clin Orthop Relat Res. 2003 May;(410):139-47.
13. WMT Internal Data.
14. Shakespeare D. Flexion after total knee replacement. A comparison between the Medial Pivot knee and a posterior stabilised implant. Knee. 2006 Oct;13(5):371-3. Epub 2006 Jul 7
15. Wright Medical Technology Engineering Report, ER97-0059