Aesculap® Columbus® Rationale

Aesculap Orthopaedics

B|BRAUN
SHARING EXPERTISE

Inhalt

	Seite
Stichwortverzeichnis	4
Abkürzungsverzeichnis	5
1. Einführung	**7**
2. Das Columbus® Portfolio	**8**
2.1 Überblick	8
2.1.1 HKB-erhaltende fixe Gleitfläche Columbus® CR DD	9
2.1.2 HKB-erhaltende rotierende Gleitfläche Columbus® RP	9
2.1.3 HKB-resizierende fixe Gleitfläche Columbus® PS	10
2.1.4 HKB-resizierende fixe Gleitfläche Columbus® UC	11
2.1.5 HKB-resizierende rotierende Gleitfläche Columbus® UCR	12
2.1.6 Patella	14
2.1.7 Augmentationen und Verlängerungsschäfte	14
2.1.8 Columbus® Revision	15
2.2 Implantatgrößen	16
3. Das Columbus® Design	**18**
3.1 Femoropatellare Kinematik	18
3.2 Femorotibiale Kinematik	20
3.3 Abrieb	21
3.4 Kinematische Ganganalyse	24
3.5 Stabilität	26
4. Ausgewählte Materialien	**28**
4.1 Oberflächenbeschaffenheit	28
4.2 Zementfreie Verankerung Plasmapore®	28
4.3 Beta Polyethylen	29
4.4 AS Beschichtung	30
5. Vielseitige Instrumente	**31**
5.1 Überblick	31
5.2 Navigationssystem OrthoPilot®	31
5.3 Columbus® MIOS® – Minimally Invasive Orthopaedic Solutions	32
6. Klinische Ergebnisse	**34**
7. Wichtige Kenngrößen der Columbus® Implantate	**38**
8. Implantatauswahlmatrix Columbus® Primär	**41**
9. Implantatauswahlmatrix Columbus® AS	**43**
10. Implantatauswahlmatrix Columbus® Revision	**45**
Literatur	**48**

Stichwortverzeichnis

Stichwort	Seite
Abrieb	21
Allergie	30
Anatomische Passform	16, 17, 18, 19
Augmentation	14
Beta Polyethylen	29
Defekt	14, 15
Delamination	21
Femurdesign	18, 19
Femurradius	18
Fixe Plattform	27
Gangzyklenanalyse	24, 25
Hinteres Kreuzband	8, 9, 10, 11, 12, 13, 24
Hochvernetztes Polyethylen	29
Implantatgröße	16, 22
Implantatmaße	38, 39
Indikation	8
Instrumentation	7, 12
Instabilität	10, 11, 12, 15
Jumping Distance	10, 11
Kinematik	20, 24, 25
Klinische Ergebnisse	34 ff.
Kompatibilität	8, 13, 30
Kongruenz	22
Kontaktfläche	21
KSS	34, 35, 36
Materialien	28 ff.
Maximale Flexionswinkel	20
Mechanische Achse	31
Meniskuskomponente	9, 10, 11
Minimalinvasive Operationstechnik	32
Navigationssystem	31
OrthoPilot®	31
Oxford-Score	35
Patella	14
Plasmapore® Beschichtung	28
PMMA-nanobond Beschichtung	33
Posteriorer Slope	20
Postoperative Ergebnisse	34 ff.
Prothesenregister	34
Revisionssystem	15
Revisionsrate	34
Röntgenbilder	36
Rotierende Plattform	35
Stabilität	26
Studien	32
Tibia	17, 27
Tibiadesign	17, 27
Überlebensrate	23, 34 ff.
Varus / Valgus	31, 36
Verankerung	28
Verlängerungsschaft	14, 15
Vernetzung	29
Vorderer Knieschmerz	34
Wettbewerbssysteme	23
Wissenschaftliche Ergebnisse	34 ff.
Zementfreie Implantate	28
Zementhaftung	33

Abkürzungsverzeichnis

A	Anterior
AS	Advanced Surface
CR	Cruciate Retaining
CRA	Cruciate Retaining Augmentation
PSA	Posterior Stabilized Augmentation
DD	Deep Dish
F	Fix
HC	High Constraint
HCLPE	Hochvernetztes („Highly Cross Linked") Polyethylen
HKB	Hinteres Kreuzband
KSS-F	Knee Society Score – Function
KSS-K	Knee Society Score – Knee
L	Lateral
M	Medial
MC	Medium Constraint
MIOS®	Minimally Invasive Orthopedic Solutions
N	Narrow
OXF	Oxford-Score
P	Posterior
PE	Polyethylen
PS	Posterior Stabilized
RP	Rotating Platform
UC	Ultra Congruent
UCR	Ultra Congruent Rotating
UHMWPE	Ultra High Molecuar Weight Polyethylene

One world – One knee

1. Einführung

Während die Revisionsraten im Bereich der Knieendoprothetik in den letzten Jahren ständig sinken, ist die Patientenzufriedenheit mit 14 % unzufriedenen Patienten nach einer Knieimplantation kaum verbessert worden.[1] Eine unnatürliche tibio-femorale Kinematik, ein abnormaler Patellalauf, Polyethylenabrieb sowie ein eingeschränkter Beugegrad gehören zu den Hauptkomplikationen nach einer Knieendoprothesenimplantation.[2, 3, 4] Die Columbus® Knieendoprothese wurde entwickelt, um mit einem ausgereiften Implantatdesign, vielseitigen Optionen in der Implantatauswahl und der Instrumentation genau diese Probleme zu lösen und für ein gutes Implantationsergebnis für den Patienten sowie den Anwender zu sorgen.

Designeigenschaften, durch die Columbus® überzeugt:

- Natürliche Kinematik
- Exzellente Abriebergebnisse
- Hohe Beugefähigkeit
- Hervorragender Patellalauf

Columbus® Knieendoprothese

2. Das Columbus® Portfolio

Vielfalt – Individualität entdecken

2.1 Überblick

Das Columbus® Kniesystem bietet für nahezu alle Patientenbedürfnisse eine passende Lösung an. Sie haben die Wahl: Die Kombinierbarkeit von Columbus® erlaubt intraoperativ von einer HKB-erhaltenden (CR DD, RP) zu einer HKB-resizierenden (UC, UCR, PS) Versorgung zu wechseln. Die Implantatoptionen variieren im Führungs- und Stabilisierungsgrad und ermöglichen somit die geeignete Versorgung für nahezu jeden Zustand des Bandapparates. Leichte Defekte können im Primärbereich mit Tibiaplatten, Tibiaverlängerungsschäften und Gleitflächen bis zu 20 mm Höhe versorgt werden. Für schwere Knochendefekte und instabile Bandsituationen stehen mit dem Columbus® Revisionssystem umfangreiche Versorgungsmöglichkeiten zur Verfügung.

Kompatibilität entdecken

Abbildung 1: Produktübersicht Columbus®

2.1.1 HKB-erhaltende fixe Gleitfläche Columbus® CR DD

Die HKB-erhaltende, fixierte Gleitfläche CR DD verzeiht dank der hohen Stabilität auch schwierigere Bandsituationen, wie beispielsweise eine Ruptur des HKB und bietet gleichzeitig eine natürliche Kinematik.[5] Das CR DD Design zeichnet sich durch eine tiefe Konkavität in der sagittalen Ebene aus, wodurch eine hohe Kongruenz zwischen der Femurkomponente und der Gleitfläche erreicht wird. Die Stabilität wird somit vor allem in AP-Richtung im Vergleich zu flacheren Gleitflächen erhöht, ohne die Beugefähigkeit einzuschränken.

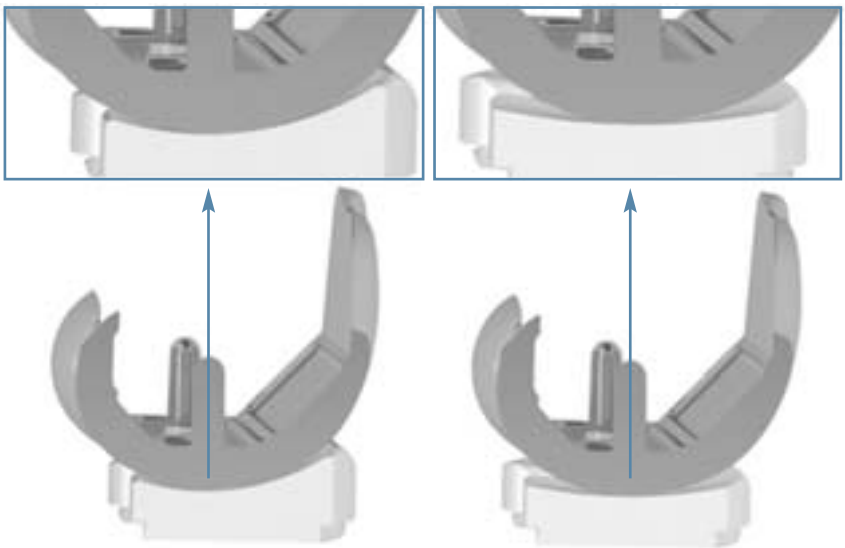


Abbildung 2: Sagittaler Schnitt der Columbus® CR DD Meniskuskomponente im Vergleich zu dem flacheren CR Meniskusdesign.

2.1.2 HKB-erhaltende rotierende Gleitfläche Columbus® RP

Die Columbus® RP Variante erlaubt eine physiologische Rotationsbewegung mit einer Rotationsfreiheit von +/- 10°. Zudem kann eine optimale tibiale Abdeckung leichter erreicht werden. Das RP Design überzeugt bereits seit 1999 durch eine hohe Luxationssicherheit und ermöglicht gleichzeitig einen nahezu natürlichen Bewegungsablauf im Gelenk.

Abbildung 3: Columbus® RP Gleitfläche mit Tibiaplateau.

2. Das Columbus® Portfolio

Vielfalt – Individualität entdecken

2.1.3 HKB-resizierende fixe Gleitfläche Columbus® PS

Im Falle einer HKB-Insuffizienz übernimmt die Columbus® PS Prothese die Aufgabe des HKB und gewährleistet durch den Post-Cam-Mechanismus einen dorsalen Rollback. Bei der Knieendoprothese Columbus® PS nimmt die „Jumping Distance" (JP) mit steigender Flexion kontinuierlich zu, wodurch die erhöhte Luxationsgefahr bei großen Flexionswinkeln vermieden wird.[6]

JP	30°	60°	90°	120°
F1	13,7	15,2	15,1	15,2
F2	12,8	14,4	14,4	14,4
F3	11,9	13,5	13,7	13,5
F4	11,2	13	13,4	13,1
F5	9,5	12,3	12,9	12,1
F6	8,6	11,7	12,7	11,9
F7	7,9	11,2	12,4	11,7

Abbildung 4: Jumping Distance der Columbus® PS Prothese in mm.

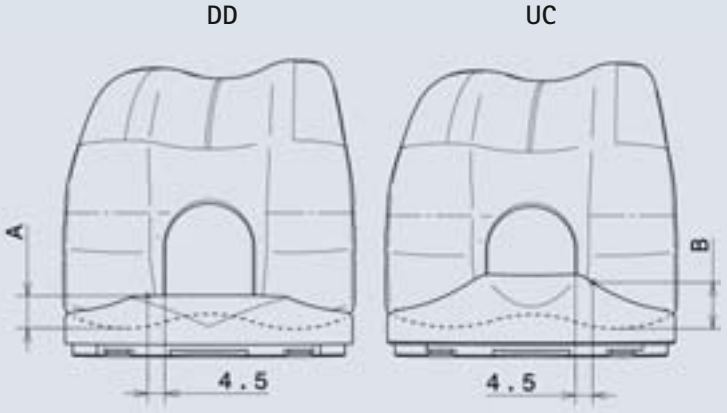
Die eingeschränkten Translations- und Rotationsmöglichkeiten wachsen mit der Femurgröße, sodass die Bewegungsfreiheit den anatomischen Gegebenheiten angepasst wird.

Columbus® PS	Translation AP in mm	Translation ML in mm	Rotation Int. / Ext.
F1	5,8 mm	± 1 mm	± 10°
F2	5,9 mm	± 1,25 mm	± 10°
F3	6 mm	± 1,75 mm	± 12°
F4	6,1 mm	± 1,75 mm	± 12°
F5	6,2 mm	± 2 mm	± 14°
F6	6,2 mm	± 2,5 mm	± 16°
F7	6,3 mm	± 3,5 mm	± 20°
F8	6,5 mm	± 3,5 mm	± 20°

Translations- und Rotationsfreiheiten der Columbus® PS Prothese.

2.1.4 HKB-resizierende fixe Gleitfläche Columbus® UC

Die HKB-resizierende Columbus® UC-Versorgung ist knochenschonender als die PS Variante, da keine Femurbox für einen Post-Cam-Mechanismus präpariert werden muss. Die ventral erhöhte Kante bietet zudem bei der Resektion des HKB eine große Stabilität in AP-Richtung.[7]



Jumping Distance

	T1	T2	T3	T4	T5
A	7,6	8	8,7	9,2	10,2
B	11,7	11,6	12,1	12	12,8

Abbildung 5: Jumping Distance der Columbus® UC Gleitfläche im Vergleich mit der Columbus® DD Gleitfläche.

Vorteile des Columbus® UC:

- Zusätzliche Option im Rahmen der kreuzbandresizierenden Versorgung.
- Knochensparend, da kein Knochen für die PS Box entnommen werden muss.
- Zeitsparend, da die PS Boxpräparation entfällt.
- Hohe AP-Stabilität dank der ventral erhöhten Kante.
- Geringes Risiko eines Patella-Impingements dank des ventral abgeflachten Meniskusdesigns.
- Die Entscheidung für die Columbus® UC Variante kann noch nach der endgültigen Implantation der Metallkomponenten getroffen werden.

Columbus® UC Gleitfläche

2. Das Columbus® Portfolio

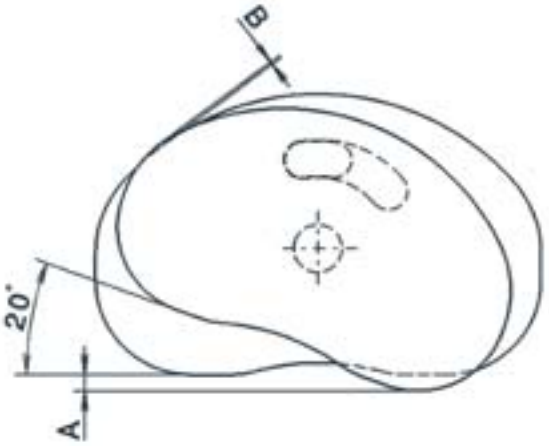
Vielfalt – Individualität entdecken

2.1.5 HKB-resizierende rotierende Gleitfläche Columbus® UCR

Die Columbus® UCR Knieendoprothese bietet im Falle einer HKB-Resektion die Möglichkeit, eine rotierende Gleitfläche einzusetzen:

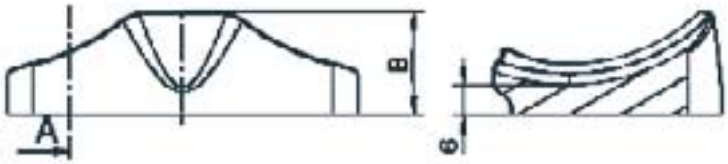
- Rotationsfreiheit von +/- 20° sorgen für eine optimale tibiale Abdeckung.
- Der tibiale Überhang verursacht dank der eingeschränkten Rotationsfreiheit sowie einer Abschrägung der Gleitfläche im dorsalen Bereich kein störendes Impingement (Abb. 6).
- Die tibiale Schaftlänge wurde mit durchgängig 28 mm für alle Tibiagrößen vereinheitlicht.
- Der abgerundete Rotationsstop sorgt für eine hohe Stabilität.
- Die ventrale Erhöhung der PE-Komponente sorgt für eine optimale AP Stabilität (Abb. 7).
- Erhöhte Kontaktflächen senken die Abriebergebnisse auf unter 1 mg pro Mio. Zyklen.
- Ein zusätzliches Instrumentenset sorgt für eine einfache Instrumentation.

Columbus® UCR



	20° Rotation		
Größe	A (mm)	B (mm)	Oberfl. (mm²)
T5 (Worst Case)	3,6	0,8	75

Abbildung 6: Tibialer Überhang der Columbus® UCR Prothese im Worst Case.



Größe	T0	T1	T2	T3	T4	T5
B	18,8 mm	19,3 mm	19,7 mm	20,1 mm	20,5 mm	20,9 mm

Abbildung 7: Höhe der ventralen Kante bei einer Columbus® UCR Gleitfläche mit einer Höhe von 10 mm.

Da bei HKB-erhaltenden Versorgungen alle Größen kompatibel sind, können die jeweils passenden Größen der Prothesen sowohl femoral als auch tibial eingesetzt werden. Bei den HKB-resizierenden Prothesen sind die Größenkombinationen eingeschränkt möglich.

- Empfohlen: minimaler Abrieb, höchste Stabilität, beste Kinematik
- Möglich: leicht erhöhter Abrieb, hohe Stabilität und gute Kinematik
- Zu vermeiden: erhöhter Abrieb, geringe Stabilität

Kompatibilität
FEMUR PS / PE PS
FEMUR CR / PE UC
FEMUR CR / PE UCR

Sizes	F1	F2 F2N	F3 F3N	F4 F4N	F5 F5N	F6 F6N	F7 F7N	F8 F8N
T0/T0+								
T1/T1+								
T2/T2+								
T3/T3+								
T4/T4+								
T5								

Kompatibilität
FEMUR Revision / PE HC oder MC

Sizes	F1	F2	F3	F4	F5	F6	F7
T0/T0+							
T1/T1+							
T2/T2+							
T3/T3+							
T4/T4+							
T5							

Abbildung 8: Kompatibilität der HKB-resizierenden Columbus® Prothesen.

2. Das Columbus® Portfolio

Vielfalt – Individualität entdecken

2.1.6 Patella

Der Patellarückflächenersatz steht in vier verschiedenen Größen zur Verfügung, die beliebig mit allen Femurgrößen kombiniert werden können. Der Radius der Patella stimmt mit dem Radius der Trochlea für alle Größen überein. Somit wird trotz der Möglichkeit alle Größen miteinander zu kombinieren immer eine optimale Kontaktfläche zwischen Trochlea und Patella erreicht. Die Dicke des Patellarückflächenersatzes nimmt mit zunehmender Größe um je 1 mm zu. Die drei Befestigungszapfen gewährleisten eine rotationsstabile Verankerung und sind zudem durch die konische Form knochensparender als ein zentraler Zapfen.

Columbus® Patella

2.1.7 Augmentationen und Verlängerungsschäfte

Für die Versorgung von kleinen tibialen Defekten stehen auch im Bereich der Primärversorgung Augmente in 4 und 8 mm Höhe zur Verfügung. Eine zusätzliche Stabilität des Tibiaimplantats kann mithilfe der Verlängerungsschäfte erreicht werden.

Columbus® Augmentationen und Verlängerungsschäfte

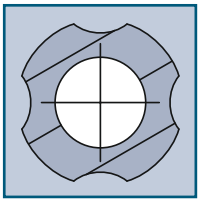
2.1.8 Columbus® Revision

Schwere Knochendefekte können mit der Columbus® Revisionsendoprothese mit Keilen bis zu 15 mm kompensiert werden. Für instabile Bandsituationen bietet das System zur Abstützung des Implantats Gleitflächen im „Medium Constraint"- und „High Constraint"-Design. Die limitierte ML-Translation sowie die erhöhte Varus-Valgus Rotationsstabilität lässt bei einer geringen Luxationsgefahr eine gute Beugefähigkeit zu.
Eine dem Patienten angepasste Abstützung im Markraum ermöglichen die tibialen und femoralen Offsetschäfte, die zementfrei in 5°/7° und zementiert in 6° in verschiedenen Längen und Durchmessern zu Verfügung stehen.

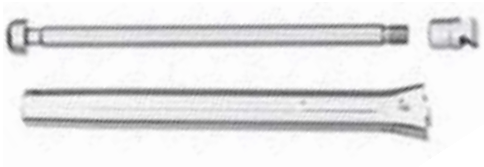
Columbus® Revision

Tibiale Offsetmöglichkeiten ML +/- 6 mm.

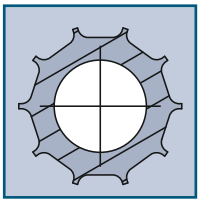
Femorale Offsetmöglichkeiten ML +/- 2 mm und AP bis zu +/- 4 mm.



4 Längsnuten zur Vermeidung eines Embolierisikos



Zementierte Schaftvariante



10 Längsnuten für eine sichere Verankerung im Markraum (Wagnerprofil)

Zementfreie Schaftvariante

Abbildung 9: Schaftvarianten des Columbus® Revisionssystems.

2. Das Columbus® Portfolio

Vielfalt – Individualität entdecken

2.2 Implantatgrößen

Vergleicht man die Columbus® Femurkomponenten mit den Femurgrößen, die in der Studie von Yoshioka et al. vermessen worden sind, zeigt sich, dass eine nahezu vollständige Abdeckung der anatomischen Daten erreicht wird.[8] Sowohl die femininen als auch maskulinen Morphotypen werden im Columbus® Kniesystem mit 13 Femurgrößen (8 Standard- und 5 in Narrowgrößen) gut abgedeckt.[9]

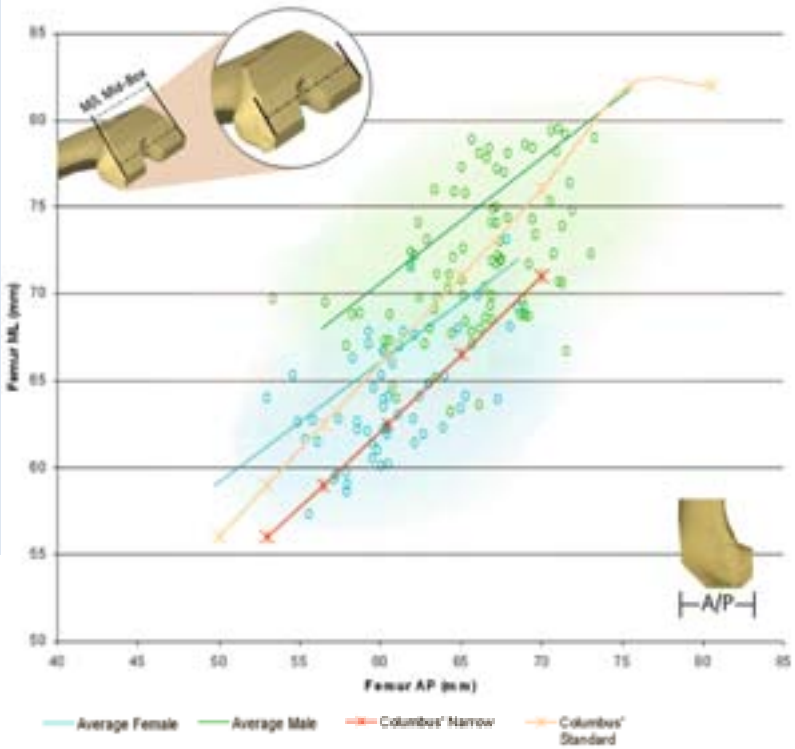


Abbildung 10: AP / ML Ratio eingeteilt nach femininen und maskulinen Morphotypen.

Die Narrowgrößen „N" sind in ML eine Größe kleiner als die Standardgrößen.

	ML-Maß						
AP-Maß	F1	F2	F3	F4	F5	F6	F7
F1	F1						
F2	F2N	F2					
F3		F3N	F3				
F4			F4N	F4			
F5				F5N	F5		
F6					F6N	F6	
F7							F7
F8							F8

Abbildung 11: Columbus® Femur Standard- und in ML schmaleren „N"-Größen.

Eine gute tibiale Abdeckung wird durch die Auswahl von insgesamt 9 symmetrischen Tibiagrößen (5 Standardgrößen und 4 Plusgrößen) erreicht.[9]

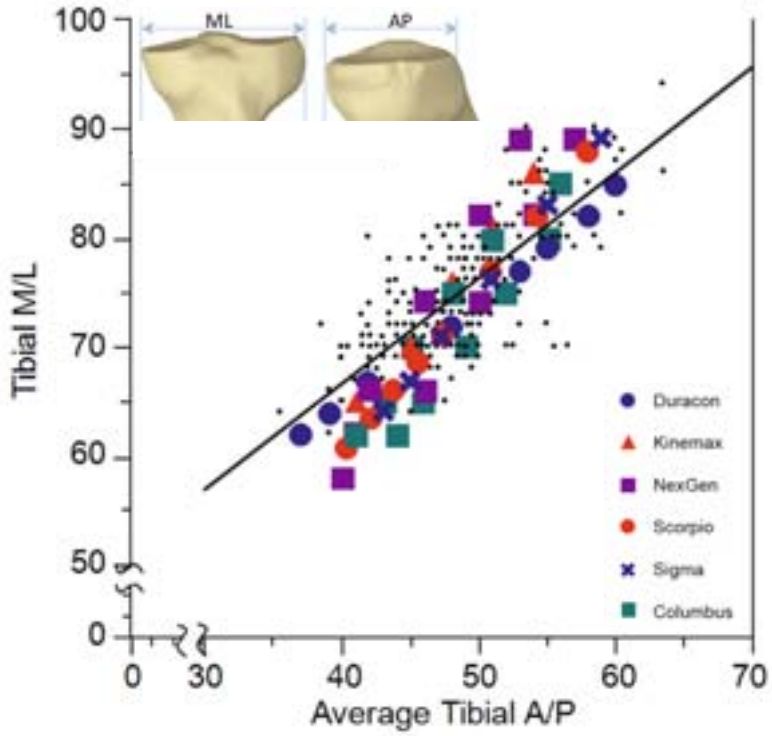
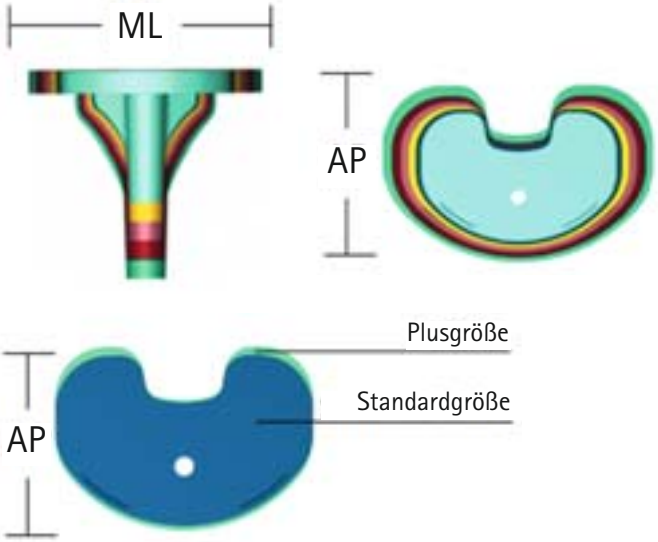


Abbildung 12: Tibialer AP / ML Ratio von 337 Knien versus Tibialer AP / ML Ratio von diversen Implantatsystemen.[9]

Die tibialen Plusgrößen sind in AP 3-4 mm größer als die Standardgrößen.



3. Das Columbus® Design

Mobilität – Stabilität entdecken

3.1 Femoropatellare Kinematik

Die multiplen Femurradien sind anatomisch dem menschlichen Knie nachgeahmt und sorgen für homogene Streck- und Beugebewegungen. Spannungsspitzen werden sowohl in der Patella als auch in der Gleitfläche vermieden.[12, 13]

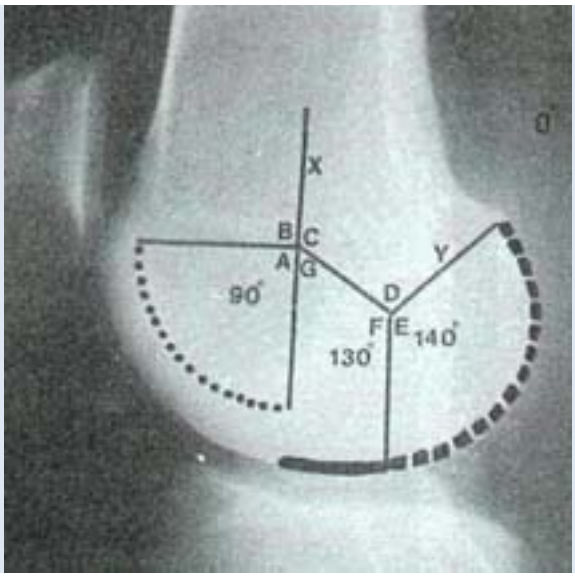


Abbildung 13: Anatomie und Geometrie des distalen Femur.[13]

Die Columbus® Femurprothese erfüllt die folgenden Designeigenschaften:

- Das anteriore Auslaufen des Femurschildes von 3° vermindert das Risiko eines anterioren Notching und erhöht den Anpressdruck des Implantats auf den Knochen.
- Der Patella-Radius (Rz) ermöglicht einen konstanten Patelladruck bis zu 110° Beugung und führt zu einem anatomischen Patellalauf.[13, 14]
- Der Übergangsradius (Ry) schafft ein rundes sagittales Femurdesign wodurch Spannungen im Retinaculum und im Patellasehnenband vermindert werden.
- Der kleine dorsale Femurradius (Rx) sowie die kürzeren posterioren Kondylen ermöglichen eine hohe Beugung bis zu 140°.
- Dank des runderen Columbus® Femurdesigns wird eine gleichmäßige Seitenbandspannung in Beugung und in Streckung erreicht. Spannungsspitzen im PE können somit vermieden werden.

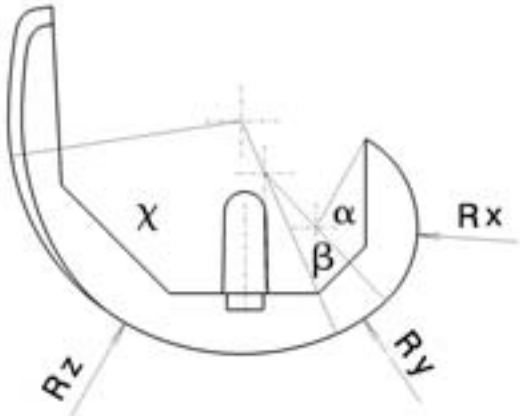


Abbildung 14: Sagittales Profil der Columbus® Femurprothese.

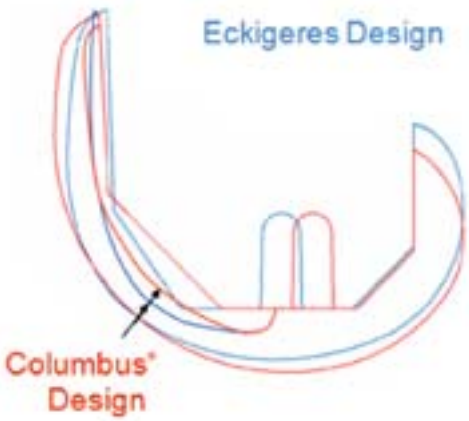


Abbildung 15: Columbus® Femurdesign im Vergleich mit einem eckigeren Femurdesign.

- Der verlängerte Trochlealauf ermöglicht einen Flächenkontakt zwischen Femur und Patella bis zu 110° Beugung und reduziert somit Belastungen im PE, die aufgrund von Punktkontakten verursacht werden.

Abbildung 16: Flächenkontakt zwischen Patella und Femur bis in Flexionswinkel von 110°.

- Die retropositionierte Trochlea verhindert einen zu starken Patelladruck.

Abbildung 17: Retropositionierung der Patella.

- Durch das erhöhte antero-laterale Femurdesign wird eine Subluxation der Patella auch im frühen Beugestadium vermieden.[15]

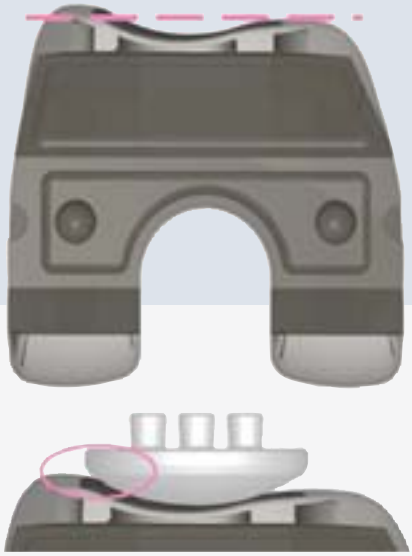


Abbildung 18: Erhöhtes antero-laterales Femurdesign.

- Laut Eckhoff ermöglicht die Trochlea mit einem anatomischen Valgus von 7° einen optimalen Patellalauf und eine Entlastung der Knieextensoren.[16]

Abbildung 19: Anatomischer Valgus von 7° in der Columbus® Trochlea.

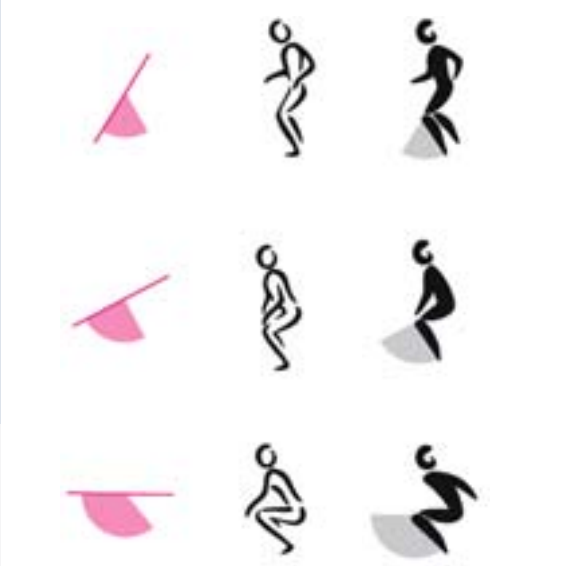
3. Das Columbus® Design

Mobilität – Stabilität entdecken

3.2 Femorotibiale Kinematik

Der posteriore Slope von 3° in allen Gleitflächen erleichtert eine hohe Beugung und verhindert die Zunahme von anterioren Mikrobewegungen. Bai zeigt, dass dadurch Spannungen im PE zusätzlich verringert werden können.[17]
Durch den anatomischen Slope in der Gleitfläche kann die Tibiale Resektion mit 0° Slope durchgeführt werden. Dadurch werden die Scherkräfte zwischen Implantat und Knochen stark verringert.

Abbildung 20: Posteriorer Slope von 3° in der Columbus® Gleitfläche.



Columbus® Design	RP	CR DD	UC	PS	Revision MC / HC
Theoretische maximale Überstreckung	10°	10°	10°	5°	4°
Theoretische maximale Beugung	140°	140°	140°	135°	130°

Abbildung 21: Maximale Flexionswinkel der Columbus® Prothese.

3.3 Abrieb

Das hochkongruente Design von Columbus® erhöht die Kontaktfläche zwischen Femur und PE wodurch Spitzenbelastungen im Polyethylen, die für Delamination und frühzeitiges Implantatversagen verantwortlich sind, vermieden werden.[20, 21, 22]

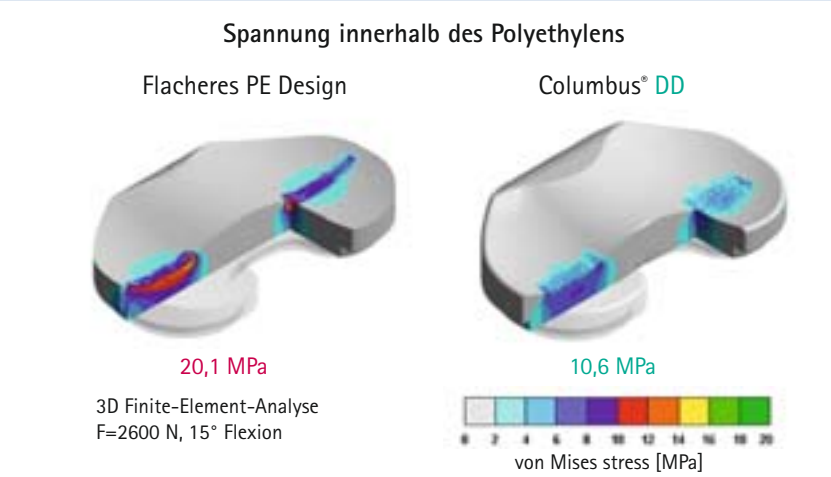
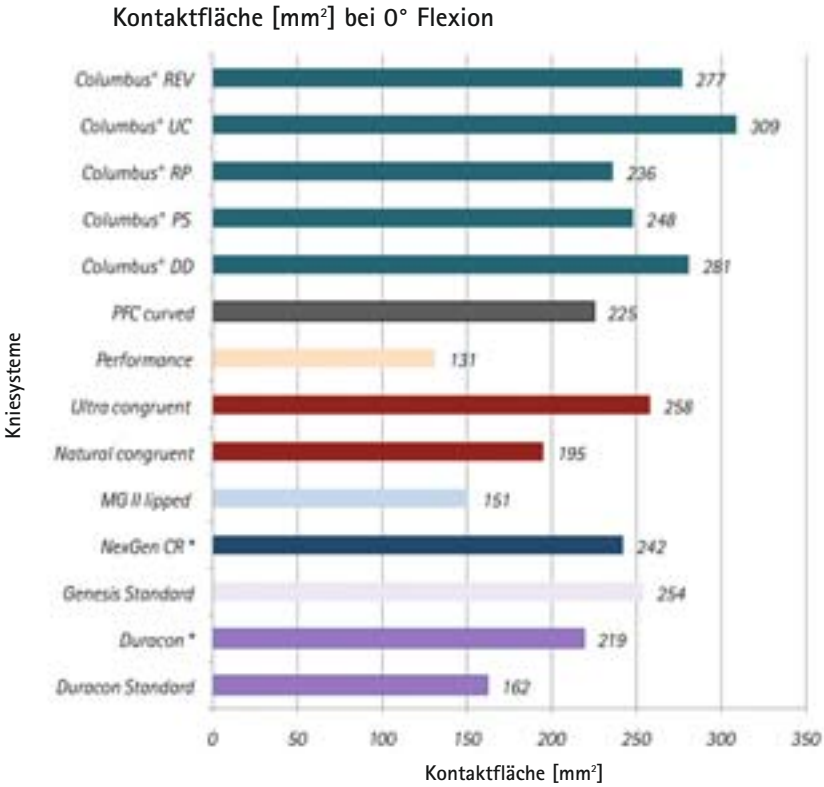


Abbildung 22: Spannung und Delaminationsrisiko in flachen PE Designs im Vergleich zum Columbus® DD PE Design.[26]



Hinweis: Alle mit * gekennzeichneten Kniesysteme sind nicht vollständig vergleichbar, da die Tests mit einer geringeren Kraft durchgeführt worden sind.

Abbildung 23: Kontaktfläche von verschiedenen Knieimplantatsystemen.[18, 19]

3. Das Columbus® Design

Mobilität – Stabilität entdecken

Bartel zeigt, dass die Kongruenz zwischen Femur und PE vor allem in mediolateraler Richtung hoch sein sollte, um hohe Kontaktspannungen zu vermeiden.[23]

Abbildung 24: Optimierte Kongruenz zwischen Femur und PE dargestellt in der Frontalebene.

Die Radien aller Columbus® Femur- und Meniskus-Komponenten sind in der Frontalebene für alle Implantatgrößen identisch, so dass die Kongruenz erhalten bleibt, auch wenn Femur- und PE-Komponenten unterschiedlicher Größen miteinander kombiniert werden.

Abbildung 25: Kleine Femurkomponente kombiniert mit großer Tibiakomponente dargestellt in der Frontalebene.

Mit minimierten Abriebergebnissen der Columbus® Knieendoprothesen von bis zu unter 1 mg / Mio. Zyklen wird das Osteolyserisiko und somit die Implantatlockerungsrate gesenkt.[24, 25]

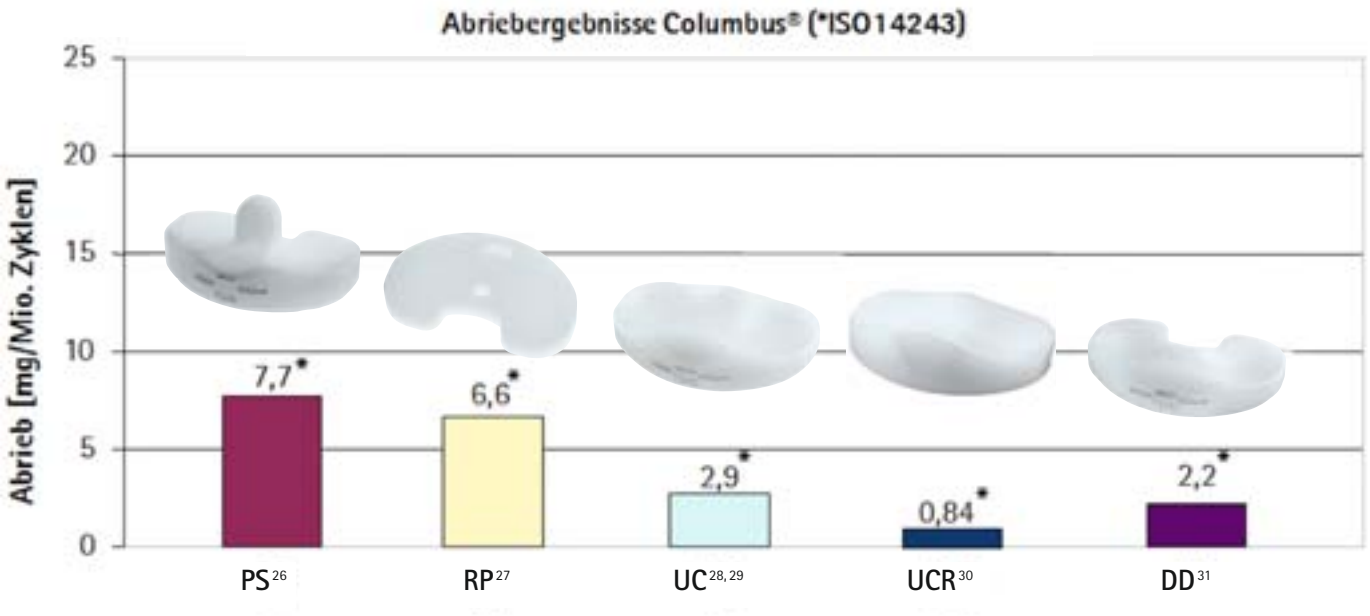


Abbildung 26: Abriebergebnisse der Columbus® Knieimplantatsysteme gemäß ISO Standard 14243.[26 - 31]

Anmerkung:
Alle mit * gekennzeichneten Ergebnisse wurde mit ISO14243 durchgeführt.

3. Das Columbus® Design

Mobilität – Stabilität entdecken

3.4 Kinematische Ganganalyse

Die Gangzyklenanalyse nach ISO 14243-1 zeigt, dass Columbus® trotz der hohen Stabilität eine weitestgehend natürliche Kinematik ermöglicht. Die AP Kraft und das Interne / Externe Drehmoment stellen hierbei die natürliche Krafteinwirkung während eines Gangzyklus im gesunden Knie dar. Für alle Columbus® Implantatvarianten ist festzustellen, dass die AP-Kraft während der Standbeinphase (0 bis 0,5 Sekunden) kaum zu einer AP-Verschiebung führt. Die hohe Kongruenz der Prothese bei geringen Flexionswinkeln führt hierbei neben der Reduzierung der Kontaktspannungen zu einer weitgehenden Aufnahme der AP-Kraft durch die Prothese. In der Schwungbeinphase (0,5 bis 1 Sekunde) zeigen alle Designvarianten eine Translation in die Richtung der einwirkendenden Kraft. Grund dafür ist die reduzierte Kongruenz bei höheren Flexionswinkeln dank der verkleinerten dorsalen Femurradien sowie die reduzierte Kompression, da kein Körpergewicht mehr einwirkt. Ebenso folgt die Interne / Externe Rotation der Richtung des einwirkenden Rotationsmoment. Auch hierbei ist das Maximum der Bewegung in der Schwungbeinphase feststellbar. Die Columbus® Prothese zeichnet sich somit in der Standbeinphase durch hohe Stabilität und in der Schwungbeinphase durch Beweglichkeit aus. Die Bewegung der Prothese sorgt unter anderem auch für eine geringere Übertragung der auftretenden Kräfte in das knöcherne Implantatlager, sodass das Risiko einer frühzeitigen Implantatlockerung geringer wird. Der verringerte Bewegungsumfang von Columbus® RP über DD, UC nach PS ist durch die zunehmende Stabilisierung der Prothesendesigns zu erklären. Columbus® UC und PS zeigen in AP eine geringere Beweglichkeit und damit eine höhere Stabilität, sodass die Implantate ohne HKB eingesetzt werden können.

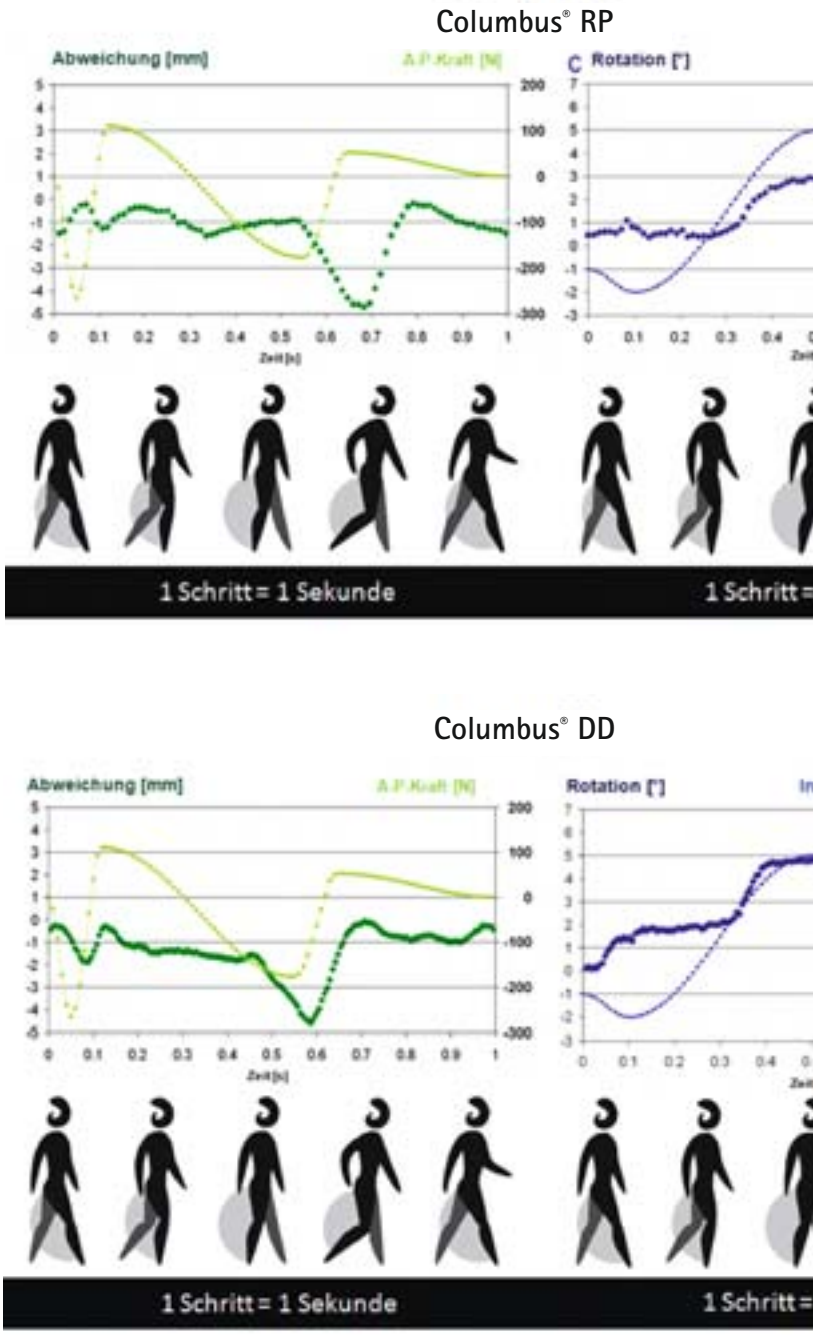
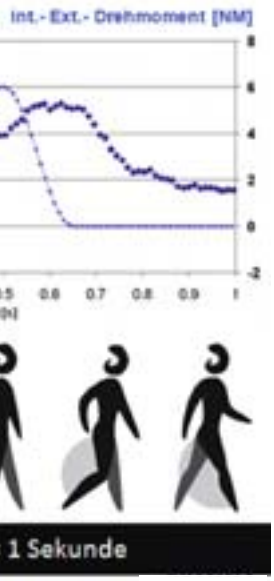
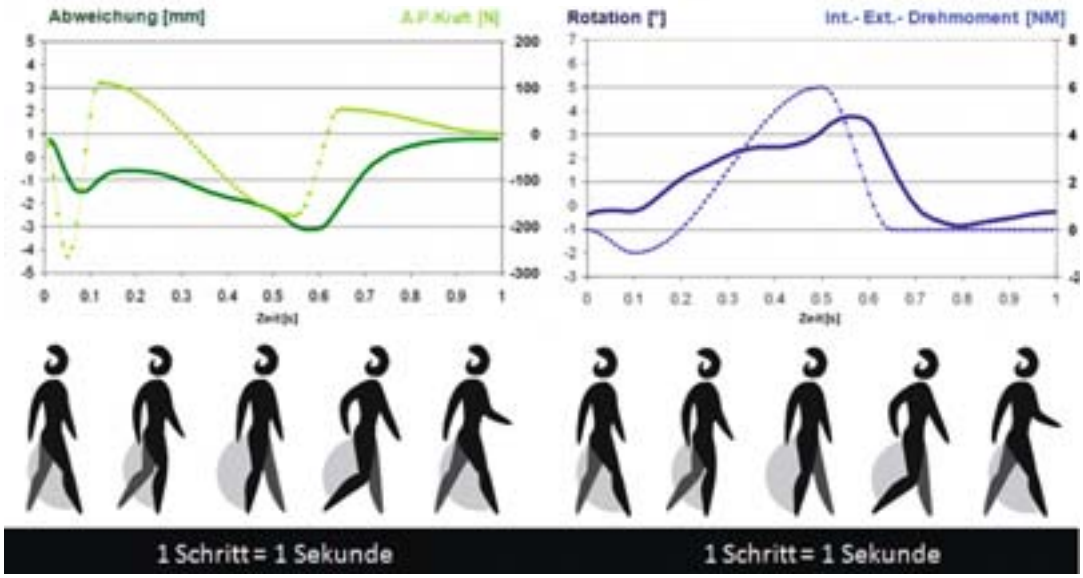


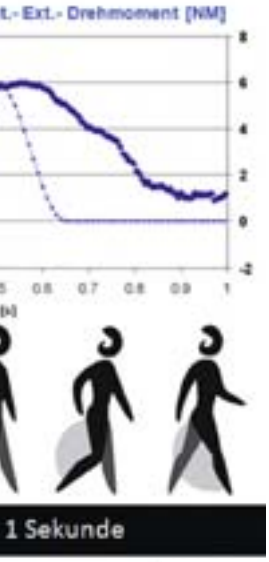
Abbildung 27: Kinematisches Verhalten der Columbus® Designvarianten im Knieverschleißsimulator gemäß ISO Standard 14243.[32]

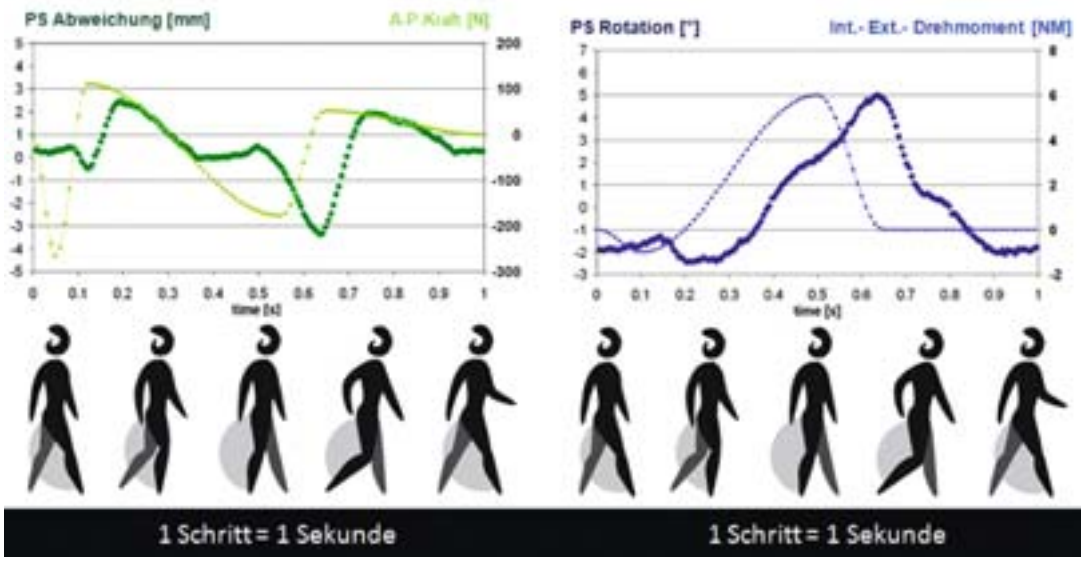
Columbus® UC





Columbus® PS





Natürliche Kinematik → Die Bewegung der Columbus® Prothese folgt der natürlichen Krafteinwirkung.

Gute Stabilität → Die Abweichungen der Columbus® Prothese sind eingeschränkt.

3. Das Columbus® Design

Mobilität – Stabilität entdecken

3.5 Stabilität

Die hohe Kongruenz zwischen Femur und Gleitfläche ermöglicht eine hohe Stabilität. Labortests zeigen, dass die Columbus® Knieprothese stärkeren Belastungen standhält als die maximalen Kräfte, die in einem gesunden Knie generell auftreten. Die Gefahr einer Subluxation ist bei der Columbus® Knieprothese somit äußerst gering. Die geringere Stabilität im Bereich des Drehmoments lassen sich dadurch erklären, dass nur der Test im gesunden Knie mit Kollateralbändern durchgeführt wurde. Im Testaufbau kann die Funktion der Kollateralbänder nicht dargestellt werden.

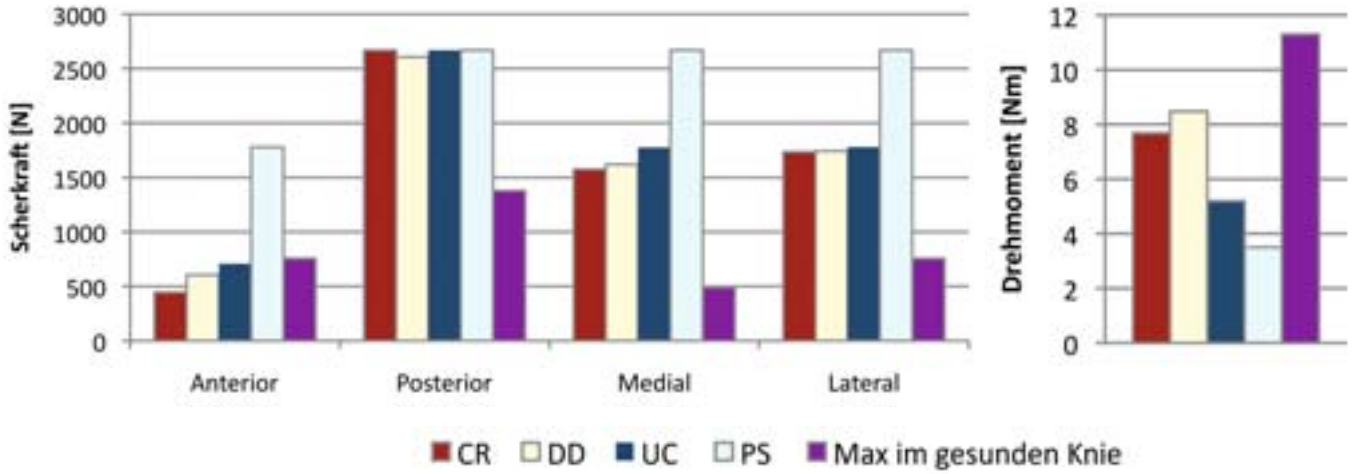


Abbildung 28: Stabilität der Columbus® Knieendoprothese.[33 - 37]

In die Tibiaplateaus für die fixierten Gleitflächen von Columbus® werden die entsprechenden Gleitflächen mit Hilfe eines Schnappmechanismus eingeklickt und so an vier Fixationspunkten mit dem Tibiaplateau verankert. Die PS Gleitflächen werden zusätzlich mit einer Schraube gesichert. Die Verankerung der Tibiakomponenten ist seit nahezu 3 Jahrzehnten erfolgreich im Einsatz, sodass die Gefahr einer Subluxation der Gleitfläche als äußerst unwahrscheinlich bezeichnet werden kann.

Abbildung 29: Verankerung der fixen Variante des Columbus® Tibiaplateaus.

Abbildung 30: Zusätzliche Sicherung der Columbus® PS Gleitflächen mit einer Schraube.

Durch das schlanke Flügeldesign wird für die tibiale Flügelpräparation nur eine geringe Menge an tibialen Knochen entnommen und gleichzeitig durch die Breite der Flügel eine hohe Rotationsstabilität erreicht.

Abbildung 31: Design des Columbus® Tibiaplateaus.

4. Ausgewählte Materialien

Bewährtes – Innovationen entdecken

4.1 Oberflächenbeschaffenheit

Dank einer verbesserten Oberflächenbearbeitung erreichen die Columbus® Knieendoprothesen sowohl für den artikulierenden Bereich der Femurkomponente als auch für die PE-Komponente eine optimale Oberflächenrauheit. Die Abriebergebnisse können somit besonders im frühen postoperativen Stadium reduziert werden, da die Einlaufphase der Knieendoprothese deutlich verkürzt wird.[38, 39] Die fixen Tibiaplateaus haben ebenfalls eine optimierte Oberflächenrauigkeit, durch die Mikrobewegungen zwischen Tibiaplateau und Meniskuskomponente vermieden werden. Der PE-Verschleiß auf der Unterseite der Meniskuskomponente (Backside Wear) wird somit minimiert.

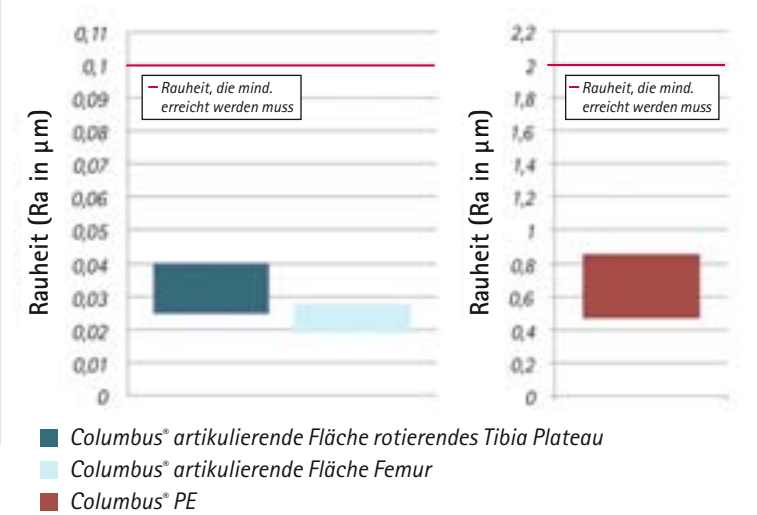


Abbildung 32: Analyse der Oberflächenrauheit für die Columbus® Knieendoprothese gemäß ISO 7207-2, ASTM F2083.[40, 41]

4.2 Zementfreie Verankerung Plasmapore®

Die zementfreien Implantate sind mit der seit 1986 bewährten Plasmapore®-Beschichtung verfügar. Die Beschichtung besteht aus Reintitan und ist somit besonders gut verträglich. Die Porengrößen der Plasmapore® Schicht liegen zwischen 50 und 200 µm und hat damit einen positiven Einfluss auf das das Wachstum des Knochengewebes.[42, 43] Die sehr raue Plasmapore® Struktur unterstützt primär die Verankerung der Implantate und schafft damit eine dauerhafte Verbindung zwischen Knochen und Implantat.[44]

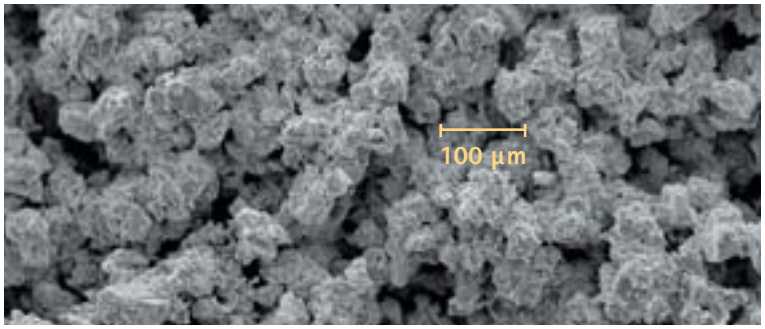


Abbildung 33: Mikroporöse Plasmapore® Oberfläche.

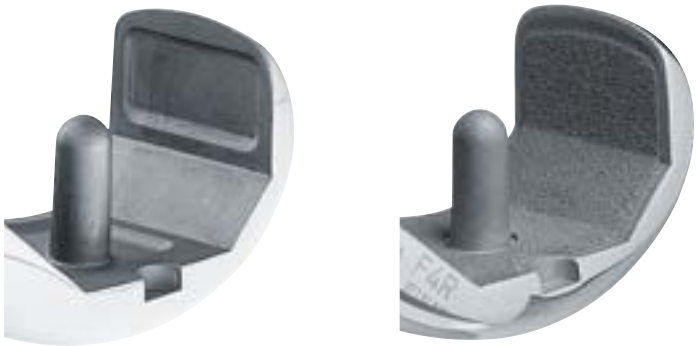


Abbildung 34: Columbus® Femurkomponente mit Zementtasche und mit Plasmapore® Beschichtung.

4.3 Beta Polyethylen

Die Columbus® Gleitflächen sind aus hochwertigem Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylen (UHMWPE) hergestellt. Wie in ISO 5834-2 definiert, wird das Polyethylen unter geringer Hitze formgepresst. Um das Risiko der Oxidation zu verhindern, wird das Implantat unter Sauerstoffausschluss in einer Inertgasatmosphäre verpackt.
Aesculap hat sich aus Überzeugung dem moderat vernetzten Beta-PE verschrieben. Durch das schonende Beta-Sterilisationsverfahren wird die Oxidationresistenz des Polyethylens deutlich verbessert. Der Alterungsprozess des Polyethylens verlangsamt sich und die tribologischen Eigenschaften des Materials werden optimiert.[45, 46]
Die von anderen Endoprothesenhersteller angebotenen hochvernetzten HCLPE zeigen keine besseren Abriebergebnisse als die Columbus® Prothesen. Es existieren zudem keine Langzeitergebnisse für die HCLPE's, die in der Knieendoprothetik geeignete Materialeigenschaften bestätigen können.[48, 49]

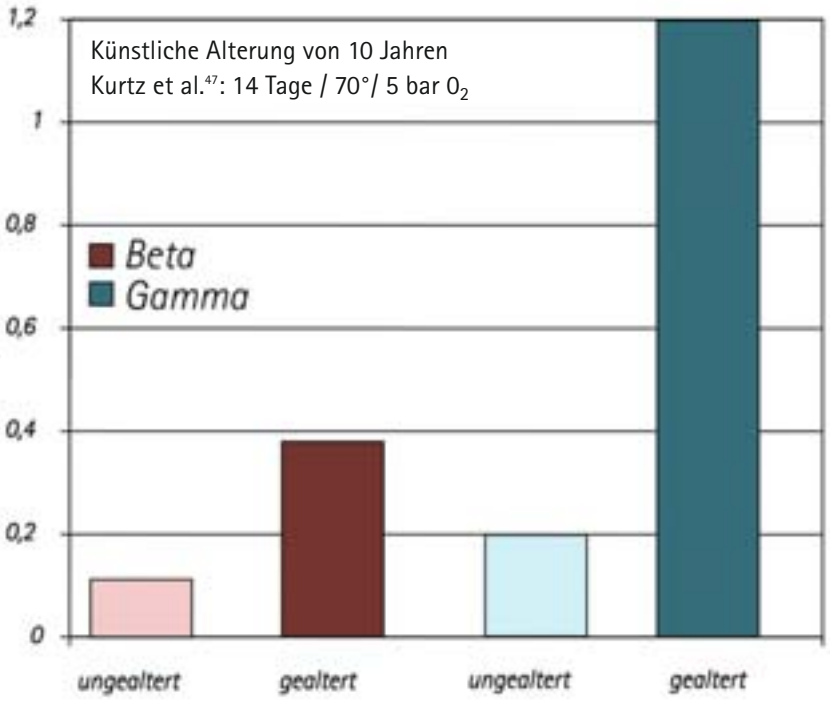


Abbildung 35: Oxidation Gamma- versus Beta-sterilisiertes UHMWPE.

4. Ausgewählte Materialien

Bewährtes – Innovationen entdecken

4.4 AS Beschichtung

Die AS-beschichteten Columbus® Prothesen bieten eine neuartige Lösung für Patienten, die eine allergische Reaktion auf Metalle wie z. B. Nickel, Kobalt und Chrom zeigen. Dank der Multilayerbeschichtung soll der Austritt von Metallionen sicher verhindert werden. Die Gefahr von mechanischen Abplatzern, wie sie bereits bei Monolayerschichten aufgetreten sind, wird aufgrund der innovativen Schichtarchitektur verringert.[50, 51] Zudem konnten durch die AS Beschichtung die Abriebergebnisse um 60 % verbessert werden.[52, 53] Nahezu alle primären Columbus® Implantatkomponenten sind in AS beschichteter Variante verfügbar.

- **Deckschicht aus Zirkonnitrid (etwa 2,5 µm dick)**
  Die Deckschickt besteht aus Zirkonnitrid, eine keramische Oberfläche, die hervorragende tribologische Eigenschaften aufweist. Das Metall Zirkon gilt als eines der fünf für Biokompatibilität bekannten Metalle.
- **Fünflagiges Zwischenschichtsystem aus Chromnitrid und Chromcarbonitrid (etwa 2,0 µm dick)**
  Fünf Zwischenschichten werden im Wechsel aufgebracht. Sie gewährleisten die mechanische Integrität des Schichtsystems.
- **Chrom-Haftschicht (etwa 0,1 µm dick)**
  Die Haftschicht aus Chrom sorgt für eine sichere Verbindung des Basismaterials und der darauf folgenden Schichten und schafft so Stabilität.

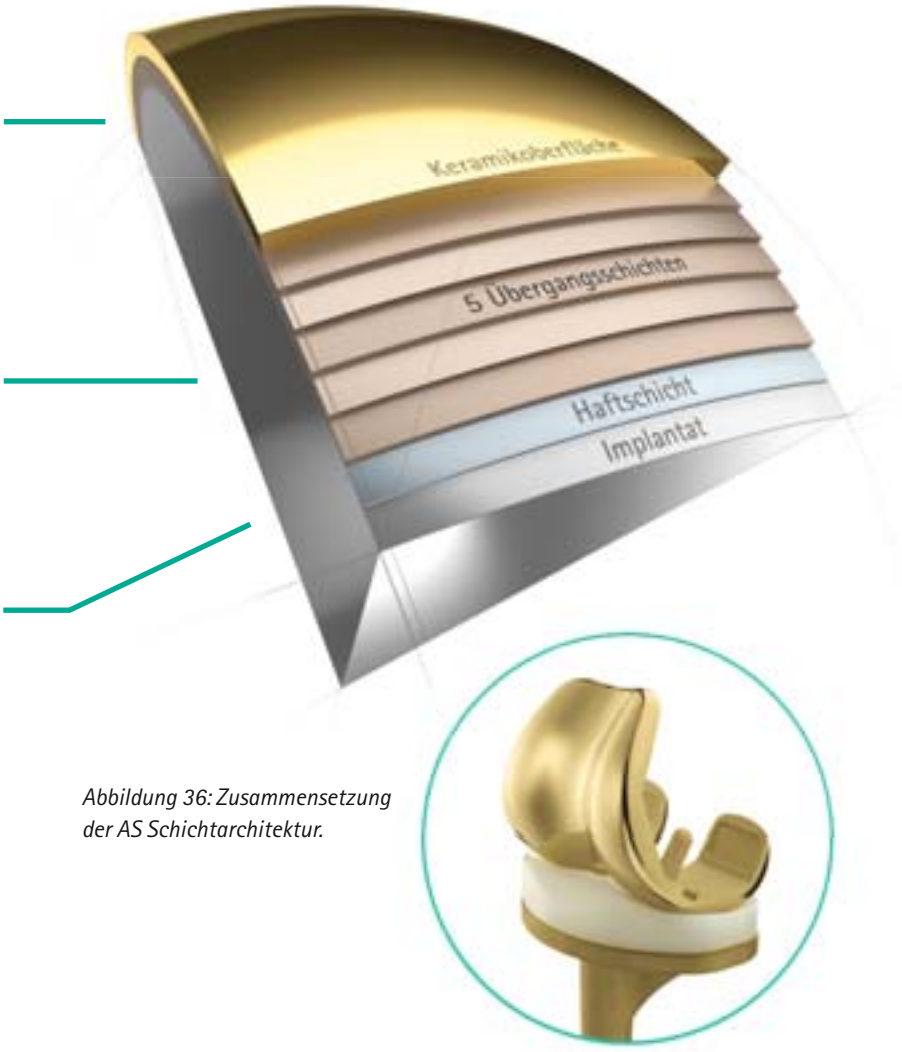


Abbildung 36: Zusammensetzung der AS Schichtarchitektur.

5. Vielseitige Instrumente

Präzision entdecken

5.1 Überblick

Das Columbus® Instrumentarium bietet vielseitige Optionen in der Operationstechnik.

- Navigiert / Manuell
- Tibia First / Femur First
- Konventionell / MIOS®
- Optionale Instrumente für einen individualisierten OP-Ablauf
- „Easy pack"-Lösung für optimierte OP Abläufe

OrthoPilot® Navigationssystem

5.2 Navigationssystem OrthoPilot®

Das Navigationssystem OrthoPilot® hilft nachgewiesen bei der exakten Ausrichtung der Implantate an der mechanischen Achse. Die einfache und interaktive Simulation der Femur- und Tibiaschnitte unter Berücksichtigung der individuellen Bandverhältnisse ermöglicht hervorragende Implantationsergebnisse.[54 - 62] Clemens et al. zeigen in einer Studie mit insgesamt 821 eingeschlossenen Patienten, dass Fehlpositionierungen der Implantatkomponenten mit Hilfe des OrthoPilot® Navigationssystems signifikant verringert und somit eine Verlängerung der Implantatlebensdauer erreicht werden kann.[63]

In den vergangenen 15 Jahren wurden bereits über 150.000 Knieendoprothesen mit dem Navigationssystem OrthoPilot® erfolgreich eingesetzt.

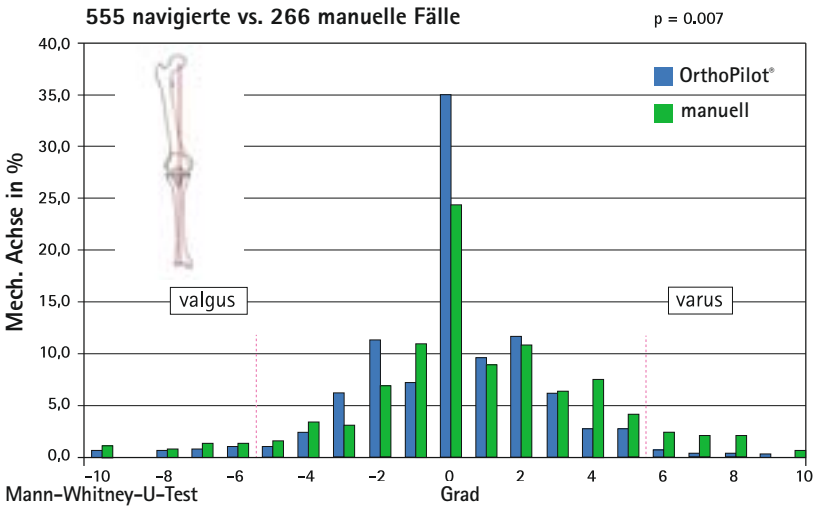


Abbildung 37: Mechanische Achse bei 555 navigiert vs. 266 manuell eingesetzten Knieendoprothesen.[63]

5. Vielseitige Instrumente

Präzision entdecken

5.3 Columbus® MIOS® – Minimally Invasive Orthopaedic Solutions

Einen weniger traumatischen OP-Ablauf bringt für den Patienten folgende Vorteile:

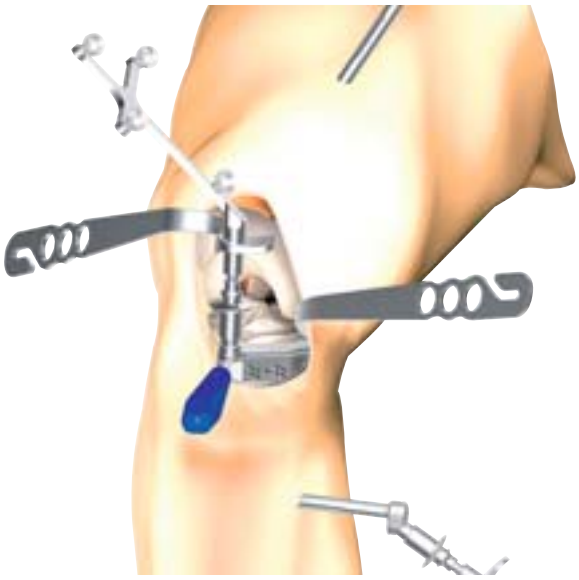
- Geringere Inzisionslänge
- Geringere traumatische Belastung für die Weichteile
- Geringerer Blutverlust
- Weniger Knochenverlust
- Eine postoperativ schnellere Mobilisierung

MIOS® Instrumente

Aesculap bietet für die weniger traumatische Implantationstechnik hilfreiche Instrumente an:

- Retraktoren
- Beinhalter
- MIOS® Sägeblätter
- MIOS® Distraktoren

Weniger invasive Operationstechniken beschleunigen die Rehabilitation und ermöglichen schneller eine Wiedererlangung der Gelenkfunktion.[64, 65] Studien zeigen außerdem, dass der Blutverlust dank der minimal invasiven OP-Technik reduziert wird und der Krankenhausaufenthalt der Patienten verkürzt werden kann.[66, 67]
Der engere Zugang und die weichteilschonendere Operationstechnik erhöhen allerdings die Anforderungen an den Operateur. MIOS® Instrumente sowie das MIOS® Tibiaplateau wurden mit dem Fokus auf Weichteilschonung entwickelt und berücksichtigen das eingeschränkte Sichtfeld. Das Navigationssystem OrthoPilot® ermöglicht zudem eine genaue Positionierung der Implantatkomponenten trotz des kleineren Sichtfeldes.



Minimalinvasive Knieendoprothetik mit den Columbus® MIOS® Instrumenten.

Das MIOS® Tibiaplateau unterscheidet sich von den herkömmlichen Tibiaplateaus durch die reduzierte Kiellänge, die eine leichtere Implantation auch bei kleinerer Inzision zulässt. Somit kann das Trauma an den Weichteilstrukturen sowie der Knochenverlust im Tibiakanal reduziert werden. In einem Labortest konnte dargestellt werden, dass die minimalen Mikrobewegungen des MIOS® Tibiaplateaus selbst unter Simulation des „Worst Case" eine sehr gute Verankerung der Prothese im Knochen ermöglichen. Die ausgezeichnete Primärstabilität des MIOS® Tibiaplateaus lässt eine lange Implantatlebensdauer erwarten.[68]
Das MIOS® Tibiaplateau kann in Kombination mit den PE-Gleitflächen PS, DD oder UC verwendet werden.

Columbus® MIOS® Tibia

6. Klinische Ergebnisse

Qualität entdecken

Hauschild et al.[69]

197 CR DD Columbus® Knieendoprothesen wurden bei 125 Patienten implantiert und nach 5,8 Jahren nachuntersucht.

- Die Revisionsrate betrug 2 %.
- Die Patienten erreichten postoperativ eine gute Stabilität und eine gute Kinematik.
- In den 118 Fällen, in den das Navigationssystems OrthoPilot® eingesetzt wurde, konnte die Implantatposition verbessert werden.

Walde et al.[70]

60 zementfreie Columbus® CR Knieprothesen wurden mit dem OrthoPilot® Navigationssystem implantiert und nach 5,6 Jahren nachuntersucht.

- Keine Prothese musste aufgrund von aseptischen Lockerungen gewechselt werden.
- Der durchschnittliche KSS konnte von 75 auf 180 Punkte verbessert werden.
- Kein Patient hatte Probleme mit vorderem Knieschmerz.

Hakki et al.[71]

200 zementfreie Columbus® CR DD Knieendoprothesen wurden bei 182 Patienten mit dem OrthoPilot® navigiert eingesetzt und nach 2 Jahren nachuntersucht.

- Die Columbus® Knieprothese zeigt mittelfristig gute klinische und radiologische Ergebnisse ohne implantatbezogene Probleme.
- Die Patienten erreichten eine durchschnittliche Beugung von 122°.
- Keine Prothese musste revidiert werden.

Picard et al.[72]

214 zementierte Columbus® Knieendoprothesen wurden bei 206 Patienten mit dem OrthoPilot® navigiert eingesetzt und nach einem Jahr nachuntersucht.

- Probleme mit dem vorderen Knieschmerz traten mit unter 1 % bei den Patienten sehr selten auf.
- Es gab lediglich 2 Revisionen wegen Infektionen.
- 98 % der Patienten waren zufrieden oder sehr zufrieden.

Goebel et al.[73]

109 Columbus® Knieendoprothesen wurden implantiert und mit 22 Nexgen Full Flex Knieendoprothesen (Zimmer, Warsaw, USA) verglichen verglichen und nach durchschnittlich 3,9 Jahren nachuntersucht.

- Columbus® erreicht vergleichbar gute Ergebnisse wie die Nexgen Full Flex Prothese im Knee Society Score.
- Die OP-Zeit war bei Columbus® mit 53 Minuten (NexGen 66 Minuten) siginifikant kürzer.
- Columbus® wurde zudem als das knochensparendere Implantatdesign sowie als das flexiblere Kniesystem beurteilt.

Malzdorf et al.[74]

116 Patienten wurden mit der Columbus® Knieendoprothese versorgt. Alle Implantationen wurden mit Hilfe des OrthoPilot® Navigationssystems implantiert.

- 1 Jahr postoperativ erreichten die Patienten einen Flexionswinkel von 113°.
- Mithilfe des OrthoPilot® Navigationssystems konnten sowohl klinisch als auch radiologisch gute Ergebnisse erzielt werden.

Helwig et al.[75]

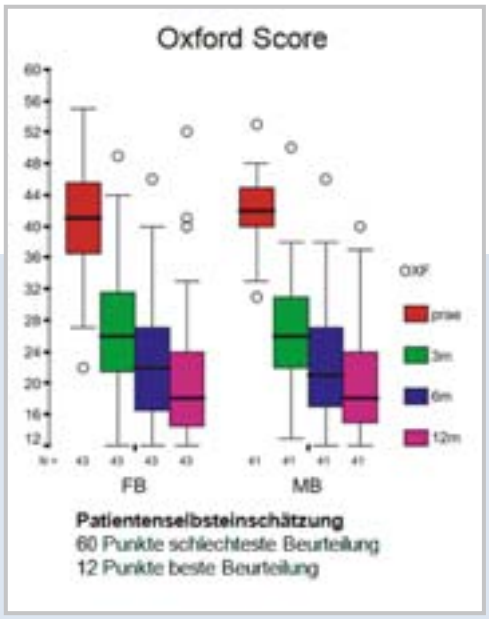
193 Patienten wurden mit der Columbus® Knieendoprothese versorgt und ein 1 Jahr postoperativ nachuntersucht.

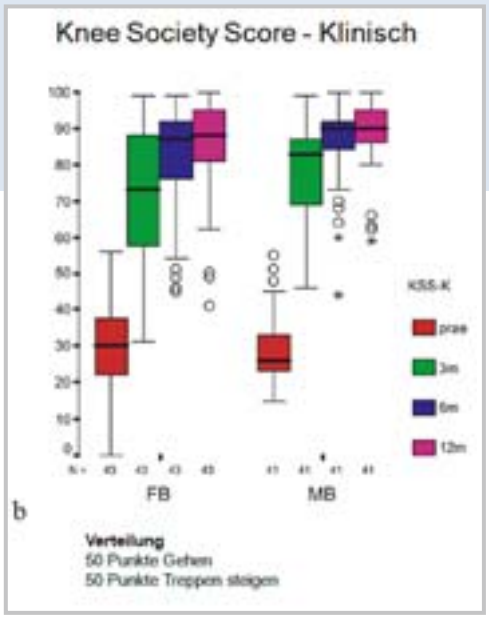
- Der KSS-F und der KSS-K lagen ein Jahr nach dem Eingriff bei durchschnittlich 170 Punkten.
- Mit einem erreichten OXF von 23 Punkten kann von einer hohen Patientenzufriedenheit ausgegangen werden.

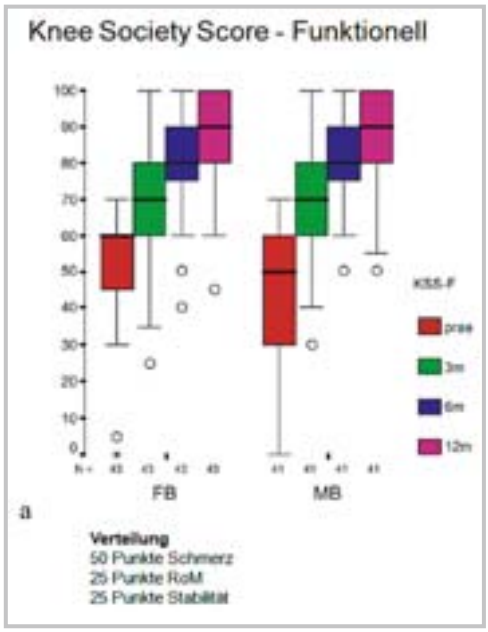
Lampe et al.[76]

52 Columbus® Prothesen mit fixer Plattform und 48 Columbus® Prothesen mit rotierender Plattform wurden mit dem Navigationssystem OrthoPilot® eingesetzt.

- Sowohl die Patienten mit der rotierenden als auch die mit der fixen Plattform zeigen 12 Monate postoperativ mit 87 Punkten einen guten KSS-F (präop. 47 Punkte) und mit 86 Punkten einen guten KSS-K (präop. 30 Punkte).
- Der OXF liegt bei 21 Punkten postoperativ (präop. 42 Punkte), sodass von einer hohen Patientenzufriedenheit ausgegangen werden kann.







Abbildungen 38: Score-Ergebnisse der Lampe et al.-Studie.

6. Klinische Ergebnisse

Qualität entdecken

Hasegawa et al.[77]

100 Columbus® PS Prothesen wurden mit einer minimalivasiven Operationstechnik implantiert. 50 Prothesen wurden davon mit Hilfe des Navigationssystems OrthoPilot® eingesetzt und 50 Prothesen wurden manuell implantiert.

- Es traten keine Komplikationen in der postoperativen Phase auf.
- Der ROM konnte mit durchschnittlich 121° Beugung nach 6 Monaten signifikant verbessert werden (präop. 110°).
- Sowohl klinisch als auch funktionell konnten postoperativ gute KSS-Werte erreicht werden.
- 94 % der navigierten Gruppe lagen innerhalb der +/-3° Varus-Valgus-Achsabweichung. Die konventionelle Gruppe konnte hier nur 78 % erreichen (P = 0,041).

		MIS Navigierte Gruppe	MIS manuelle Gruppe	P value
KSS-K	Präoperativ	32 (18)	31 (17)	n.s.*
	Postoperativ	95 (7)	92 (9)	n.s.*
KSS-F	Präoperativ	43 (24)	37 (22)	n.s.*
	Postoperativ	76 (16)	78 (14)	n.s.*

** n.s. = nicht signifikant (P>0,05)*

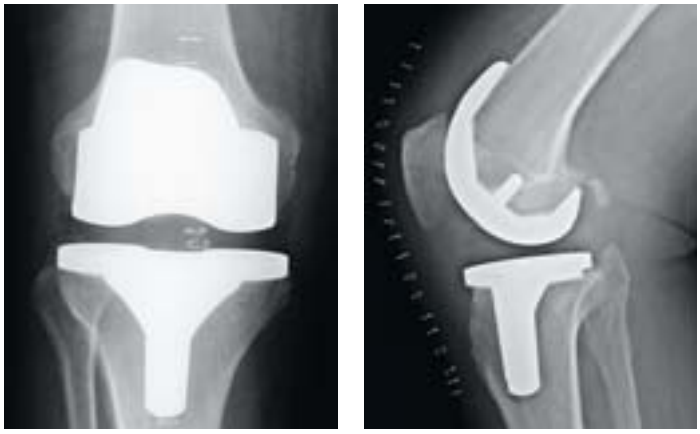
Abbildung 39: Durchschnittlicher KSS der Hasegawe et al.-Studie (+/- Standardabweichung)

Stulberg et al.[78]

78 Patienten wurden mit einer zementfreien Columbus® Knieprothese versorgt, 40 wurden davon manuell eingesetzt und 38 navigiert.

- Die Patienten erreichten 6 Monate postoperativ eine Beugung von 116,4°.
- Der KSS verbesserte sich von 46,3 präoperativ auf 84 Punkte 6 Monate postoperativ.

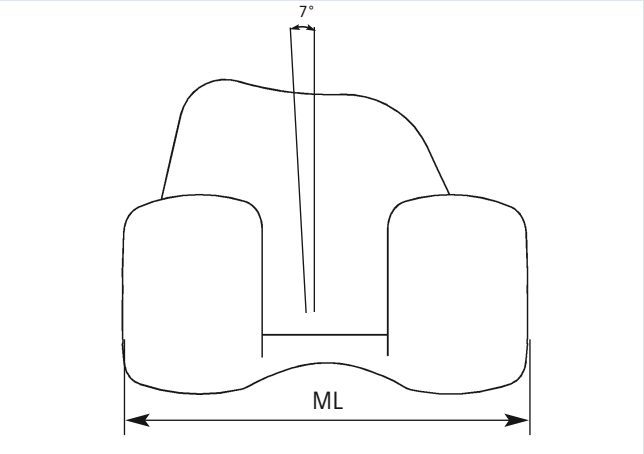
Präoperative Röntgenbilder

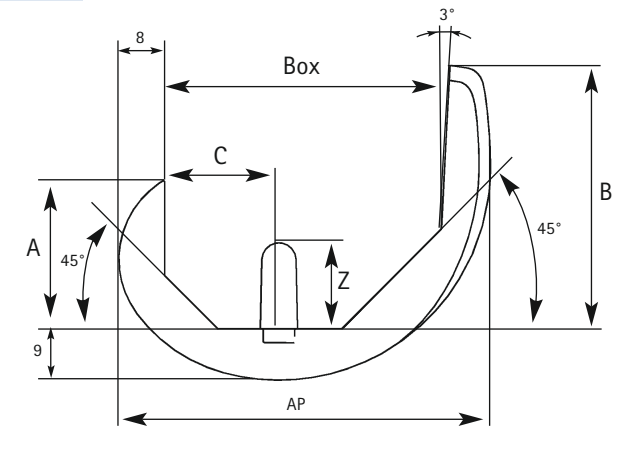


Postoperative Röntgenbilder der Columbus® CR DD Knieendoprothese

7. Wichtige Kenngrößen der Columbus® Implantate

Implantatmaße



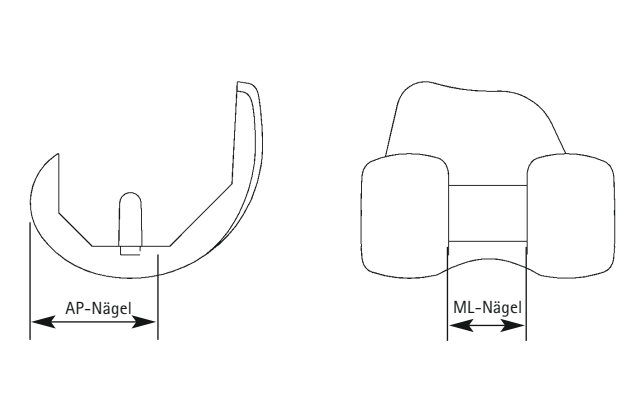


Maßangaben in [mm]

Größe	ML	AP	Box	A	B	C	Zapfen Z
F1	56	50	34	18,5	34	14	12
F2N	56	53	37	20	36	14,5	13,5
F2	59	53	37	20	36,5	14,5	13,5
F3N	59	56,5	40	21,5	39	16	15
F3	62,5	56,5	40	21,5	39,5	16	15
F4N	62,5	60,5	43,5	23	42	17,5	15
F4	66,5	60,5	43,5	23	42,5	17,5	15
F5N	66,5	65	47,5	26	45,5	20	15
F5	71	65	47,5	26	46	20	15
F6N	71	70	52	28	49	21,5	15
F6	76	70	52	28	49,5	21,5	15
F7	82	75,5	57	30	53,5	23	15
F8	82	80,5	62	32	58	26	15

AP- / ML-Maße [mm] der Femurimplantate Columbus® für ggf. nötige Verwendung von intramedullären Nägeln

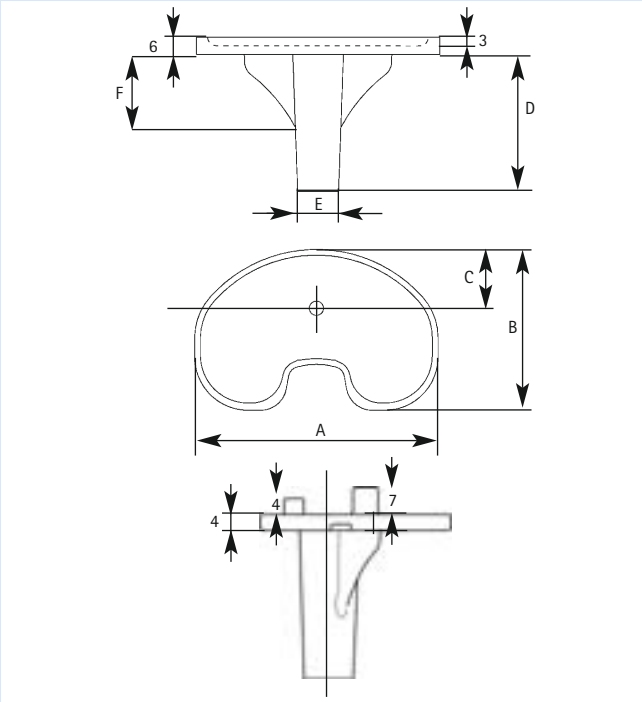
	AP-Nägel CR	AP-Nägel PS	ML-Nägel
F1	22,5	31	18
F2/F2N	24	32,5	19
F3/F3N	26	34	20,5
F4/F4N	28	36	21
F5/F5N	30	38	22
F6/F6N	32,5	40,5	23
F7	35	42,5	25
F8	39	47	25



Maßangaben in [mm]

	T0/T0+	T1/T1+	T2/T2+	T3/T3+	T4/T4+	T5
A	62	65	70	75	80	85
B	41/44	43/46	45/49	48/52	51/55	56
C	14/14,5	15/16	16/17,5	17,5/19	19/20,5	20,5
D	28	28	33	38	43	48
E	12,3	12,3	12,3	12,3	14,3	14,3
F	14	14	14	14	14	14

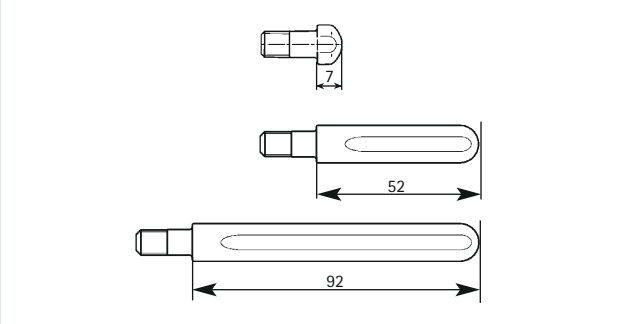
(F = MIOS® Tibiaplateau)



Längen der Verlängerungsschäfte
Maßangaben in [mm]

	T0/T0+	T1/T1+	T2/T2+	T3/T3+	T4/T4+	T5
D	28	28	33	38	43	48
D+S Schaft (Short)	80	80	85	90	95	100
D+L Schaft (Long)	120	120	125	130	135	140

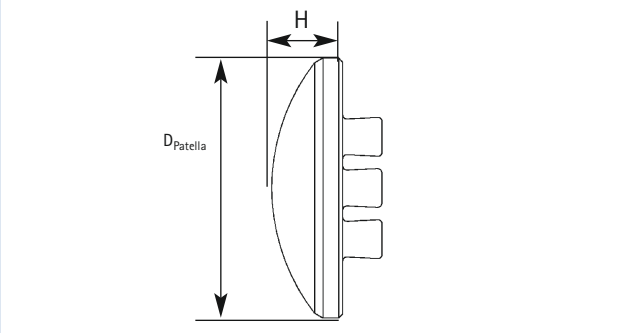
Die Gesamtlänge des Tibiaplateaus mit dem jeweiligen Verlängerungsschaft ergibt sich aus dem Maß D der oberen Tabelle und der Schaftlänge Short (52 mm) oder Long (92 mm).



Die Verlängerungschäfte sind in den Durchmessern 12 und 14 mm verfügbar.

Patellamaße

	$D_{Patella}$ x H
Patella P1	Ø 27 mm x 7 mm
Patella P2	Ø 30 mm x 8 mm
Patella P3	Ø 33 mm x 9 mm
Patella P4	Ø 36 mm x 10 mm



Columbus® Implant Matrix – Femoral Parts

Femur CR cemented

Types:	F1	F2N	F2	F3N	F3	F4N	F4	F5N	F5	F6N	F6	F7	F8
Left	NN001K	NN800K	NN002K	NN801K	NN003K	NN899K	NN004K	NN900K	NN005K	NN901K	NN006K	NN007K	NN008K
Left	NN001Z	NN800Z	NN002Z	NN801Z	NN003Z	NN899Z	NN004Z	NN900Z	NN005Z	NN901Z	NN006Z	NN007Z	
Right	NN011K	NN810K	NN012K	NN811K	NN013K	NN909K	NN014K	NN910K	NN015K	NN911K	NN016K	NN017K	NN018K
Right	NN011Z	NN810Z	NN012Z	NN811Z	NN013Z	NN909Z	NN014Z	NN910Z	NN015Z	NN911Z	NN016Z	NN017Z	

Femur PS cemented

Types:	F1	F2N	F2	F3N	F3	F4N	F4	F5N	F5	F6N	F6	F7	F8
Left	NN161K	NN840K	NN162K	NN841K	NN163K	NN939K	NN164K	NN940K	NN165K	NN941K	NN166K	NN167K	NN168K
Left	NN161Z		NN162Z		NN163Z		NN164Z		NN165Z		NN166Z	NN167Z	
Right	NN171K	NN850K	NN172K	NN851K	NN173K	NN949K	NN174K	NN950K	NN175K	NN951K	NN176K	NN177K	NN178K
Right	NN171Z		NN172Z		NN173Z		NN174Z		NN175Z		NN176Z	NN177Z	

Femur CR cementless

Types:	F1	F2N	F2	F3N	F3	F4N	F4	F5N	F5	F6N	F6	F7	F8
Left	NN021K	NN820K	NN022K	NN821K	NN023K	NN919K	NN024K	NN920K	NN025K	NN921K	NN026K	NN027K	NN028K
Right	NN031K	NN830K	NN032K	NN831K	NN033K	NN929K	NN034K	NN930K	NN035K	NN931K	NN036K	NN037K	NN038K

PS Fixation screw for PE in AS version (generally packed with gliding surface)

Types:	NN497Z	NN498Z	NN499Z
	Height 10/12	Height 14/16	Height 18/20

Patella-3-Peg

Types:	P1	P2	P3	P4
F1-F8	NN481	NN482	NN483	NN484

Columbus® Implant Matrix – Tibial Parts

Tibia cemented

CR/PS

CRA/PSA

RP

UCR

MIOS®

Types:	T0	T0+	T1	T1+	T2	T2+	T3	T3+	T4	T4+	T5
CR/PS	NN070K	NN058K	NN071K	NN072K	NN073K	NN074K	NN075K	NN076K	NN077K	NN078K	NN079K
CRA/PSA	NN470K	NN469K	NN471K	NN472K	NN473K	NN474K	NN475K	NN476K	NN477K	NN478K	NN479K
RP	–	–	NN271K	NN272K	NN273K	NN274K	NN275K	NN276K	NN277K	NN278K	NN279K
UCR	NN670K	NN668K	NN671K	NN672K	NN673K	NN674K	NN675K	NN676K	NN677K	NN678K	NN679K
MIOS®	NN390K	NN367K	NN391K	NN392K	NN393K	NN394K	NN395K	NN396K	NN397K	NN398K	NN399K

CRA/PSA Tibia Hemispacers with screws

4 mm						
Types:	T0	T1	T2	T3	T4	T5
RM/LL	NN560K	NN563K	NN566K	NN569K	NN572K	NN575K
RL/LM	NN580K	NN583K	NN586K	NN589K	NN592K	NN595K

8 mm						
Types:	T0	T1	T2	T3	T4	T5
RM/LL	NN561K	NN564K	NN567K	NN570K	NN573K	NN576K
RL/LM	NN581K	NN584K	NN587K	NN590K	NN593K	NN596K

Tibia cementless

CR/PS

RP

Types:	T0	T0+	T1	T1+	T2	T2+	T3	T3+	T4	T4+	T5
CR/PS	NN080K	NN059K	NN081K	NN082K	NN083K	NN084K	NN085K	NN086K	NN087K	NN088K	NN089K
RP	–	–	NN281K	NN282K	NN283K	NN284K	NN285K	NN286K	NN287K	NN288K	NN289K

Obturator

Ø 12 mm	Ø 14 mm
NN261K	NN264K

Tibia Extension Stems

short	long	short	long
Ø 12 mm		Ø 14 mm	
NN262K	NN263K	NN265K	NN266K

Peek Plug

NN260P

Gliding Surfaces

CR

DD

UC

UCR

RP

PS

	T0/T0+						T1/T1+						T2/T2+					
Types:	10	12	14	16	18	20	10	12	14	16	18	20	10	12	14	16	18	20
CR	–	–	–	–	–	–	NN110	NN111	NN112	NN113	–	–	NN120	NN121	NN122	NN123	–	–
DD	NN200	NN201	NN202	NN203	NN204	NN205	NN210	NN211	NN212	NN213	NN214	NN215	NN220	NN221	NN222	NN223	NN224	NN225
UC fix.	NN400	NN401	NN402	NN403	NN404	NN405	NN410	NN411	NN412	NN413	NN414	NN415	NN420	NN421	NN422	NN423	NN424	NN425
UCR	NN600	NN601	NN602	NN603	NN604	NN605	NN610	NN611	NN612	NN613	NN614	NN615	NN620	NN621	NN622	NN623	NN624	NN625
RP	–	–	–	–	–	–	NN310	NN311	NN312	NN313	–	–	NN320	NN321	NN322	NN323	–	–
PS	NN500	NN501	NN502	NN503	NN504	NN505	NN510	NN511	NN512	NN513	NN514	NN515	NN520	NN521	NN522	NN523	NN524	NN525

Gliding Surfaces

CR

DD

UC

UCR

RP

PS

	T3/T3+						T4/T4+						T5					
	10	12	14	16	18	20	10	12	14	16	18	20	10	12	14	16	18	20
CR	NN130	NN131	NN132	NN133	–	–	NN140	NN141	NN142	NN143	–	–	NN150	NN151	NN152	NN153	–	–
DD	NN230	NN231	NN232	NN233	NN234	NN235	NN240	NN241	NN242	NN243	NN244	NN245	NN250	NN251	NN252	NN253	NN254	NN255
UC fix.	NN430	NN431	NN432	NN433	NN434	NN435	NN440	NN441	NN442	NN443	NN444	NN445	NN450	NN451	NN452	NN453	NN454	NN455
UCR	NN630	NN631	NN632	NN633	NN634	NN635	NN640	NN641	NN642	NN643	NN644	NN645	NN650	NN651	NN652	NN653	NN654	NN644
RP	NN330	NN331	NN332	NN333	–	–	NN340	NN341	NN342	NN343	–	–	NN350	NN351	NN352	NN353	–	–
PS	NN530	NN531	NN532	NN533	NN534	NN535	NN540	NN541	NN542	NN543	NN544	NN545	NN550	NN551	NN552	NN553	NN554	NN555

Columbus® Implant Matrix – AS Femoral Parts

AS Femur CR cemented

Types:	F1	F2N	F2	F3N	F3	F4N	F4	F5N	F5	F6N	F6	F7	F8
Left	NN001Z	NN800Z	NN002Z	NN801Z	NN003Z	NN899Z	NN004Z	NN900Z	NN005Z	NN901Z	NN006Z	NN007Z	–
Right	NN011Z	NN810Z	NN012Z	NN811Z	NN013Z	NN909Z	NN014Z	NN910Z	NN015Z	NN911Z	NN016Z	NN017Z	–

AS Femur PS cemented

Types:	F1	F2	F3	F4	F5	F6	F7	F8
Left	NN161Z	NN162Z	NN163Z	NN164Z	NN165Z	NN166Z	NN167Z	–
Right	NN171Z	NN172Z	NN173Z	NN174Z	NN175Z	NN176Z	NN177Z	–

Patella-3-Peg

Types:	P1	P2	P3	P4
F1-F8	NN481	NN482	NN483	NN484

Columbus® Implant Matrix – AS Tibial Parts

AS Tibia cemented

CR/PS

CRA/PSA

RP

UCR

MIOS®

Types:	T0	T0+	T1	T1+	T2	T2+	T3	T3+	T4	T4+	T5
CR/PS	NN070Z	NN058Z	NN071Z	NN072Z	NN073Z	NN074Z	NN075Z	NN076Z	NN077Z	NN078Z	NN079Z
CRA/PSA	NN470Z	NN469Z	NN471Z	NN472Z	NN473Z	NN474Z	NN475Z	NN476Z	NN477Z	NN478Z	NN479Z
RP	–	–	NN271Z	NN272Z	NN273Z	NN274Z	NN275Z	NN276Z	NN277Z	NN278Z	NN279Z

AS Tibia Extension Stems

short	long	short	long
Ø 12 mm		Ø 14 mm	
NN262Z	NN263Z	NN265Z	NN266Z

CRA/PSA Tibia Hemispacers with screws

	4 mm						8 mm					
Types:	T0	T1	T2	T3	T4	T5	T0	T1	T2	T3	T4	T5
RM/LL	NN560Z	NN563Z	NN566Z	NN569Z	NN572Z	NN575Z	NN561Z	NN564Z	NN567Z	NN570Z	NN573Z	NN576Z
RL/LM	NN580Z	NN583Z	NN586Z	NN589Z	NN592Z	NN595Z	NN581Z	NN584Z	NN587Z	NN590Z	NN593Z	NN596Z

Obturator

Ø 12 mm	Ø 14 mm
NN261Z	NN264Z

Peek Plug

NN260P

Fixation Screw for PS Gliding Surfaces

Types:	NN497Z	NN498Z	NN499Z
	10/12	14/16	18/20

Gliding Surfaces

CR

DD

UC

UCR

RP

PS

	T0/T0+						T1/T1+						T2/T2+					
Types:	10	12	14	16	18	20	10	12	14	16	18	20	10	12	14	16	18	20
CR	–	–	–	–	–	–	NN110	NN111	NN112	NN113	–	–	NN120	NN121	NN122	NN123	–	–
DD	NN200	NN201	NN202	NN203	NN204	NN205	NN210	NN211	NN212	NN213	NN214	NN215	NN220	NN221	NN222	NN223	NN224	NN225
UC fix.	NN400	NN401	NN402	NN403	NN404	NN405	NN410	NN411	NN412	NN413	NN414	NN415	NN420	NN421	NN422	NN423	NN424	NN425
UCR	NN600	NN601	NN602	NN603	NN604	NN605	NN610	NN611	NN612	NN613	NN614	NN615	NN620	NN621	NN622	NN623	NN624	NN625
RP	–	–	–	–	–	–	NN310	NN311	NN312	NN313	–	–	NN320	NN321	NN322	NN323	–	–
PS	NN500	NN501	NN502	NN503	NN504	NN505	NN510	NN511	NN512	NN513	NN514	NN515	NN520	NN521	NN522	NN523	NN524	NN525

Gliding Surfaces

CR

DD

UC

UCR

RP

PS

	T3/T3+						T4/T4+						T5					
	10	12	14	16	18	20	10	12	14	16	18	20	10	12	14	16	18	20
CR	NN130	NN131	NN132	NN133	–	–	NN140	NN141	NN142	NN143	–	–	NN150	NN151	NN152	NN153	–	–
DD	NN230	NN231	NN232	NN233	NN234	NN235	NN240	NN241	NN242	NN243	NN244	NN245	NN250	NN251	NN252	NN253	NN254	NN255
UC fix.	NN430	NN431	NN432	NN433	NN434	NN435	NN440	NN441	NN442	NN443	NN444	NN445	NN450	NN451	NN452	NN453	NN454	NN455
UCR	NN630	NN631	NN632	NN633	NN634	NN635	NN640	NN641	NN642	NN643	NN644	NN645	NN650	NN651	NN652	NN653	NN654	NN644
RP	NN330	NN331	NN332	NN333	–	–	NN340	NN341	NN342	NN343	–	–	NN350	NN351	NN352	NN353	–	–
PS	NN530	NN531	NN532	NN533	NN534	NN535	NN540	NN541	NN542	NN543	NN544	NN545	NN550	NN551	NN552	NN553	NN554	NN555

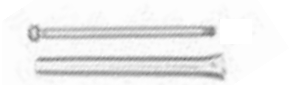
Columbus® Revision Implant Matrix – Femoral Parts

Femur CR cemented

27 Nm for femur stems

Types:	F1	F2	F3	F4	F5	F6	F7
Left	NR001K	NR002K	NR003K	NR004K	NR005K	NR006K	NR007K
Right	NR011K	NR012K	NR013K	NR014K	NR015K	NR016K	NR017K

Femur stem 6° cemented



	Ø 12 mm		Ø 15 mm		Ø 18 mm	
Types:	77 mm	157 mm	77 mm	157 mm	77 mm	157 mm
F1-F7	NR291K	NR294K	NR292K	NR295K	NR293K	NR296K

Possible Combination Femur / Tibia

Types:	F1	F2	F3	F4	F5	F6	F7
T0/T0+	OK	OK	OK	+	+	+	+
T1/T1+	OK	OK	OK	OK	+	+	+
T2/T2+	–	OK	OK	OK	OK	+	+
T3/T3+	–	–	OK	OK	OK	OK	+
T4/T4+	–	–	+	OK	OK	OK	OK
T5	–	–	+	+	OK	OK	OK

– not compatible

+ possible, but not recommended by Aesculap

Femur stems cementless

		Ø 12 mm		Ø 13 mm		Ø 14 mm		Ø 12 mm		Ø 13 mm		Ø 14 mm		Ø 12 mm		Ø 13 mm		Ø 14 mm	
Types:		117 mm	177 mm	117 mm	177 mm	117 mm	177 mm	117 mm	177 mm	117 mm	177 mm	117 mm	177 mm	117 mm	177 mm	117 mm	177 mm	117 mm	177 mm
F1-F7	5° Neu	NR402K	NR432K	NR403K	NR433K	NR404K	NR434K	NR405K	NR435K	NR406K	NR436K	NR407K	NR437K	NR408K	NR438K	NR409K	NR439K	NR410K	NR440K
F1-F7	5°	NR412K	NR442K	NR413K	NR443K	NR414K	NR444K	NR415K	NR445K	NR416K	NR446K	NR417K	NR447K	NR418K	NR448K	NR419K	NR449K	NR420K	NR450K
F1-F7	5° Lat	NR422K	NR452K	NR423K	NR453K	NR424K	NR454K	NR425K	NR455K	NR426K	NR456K	NR427K	NR457K	NR428K	NR458K	NR429K	NR459K	NR430K	NR460K
F1-F7	7°	NR502K	NR532K	NR503K	NR533K	NR504K	NR534K	NR505K	NR535K	NR506K	NR536K	NR507K	NR537K	NR508K	NR538K	NR509K	NR539K	NR510K	NR540K
F1-F7	7°	NR512K	NR542K	NR513K	NR543K	NR514K	NR544K	NR515K	NR545K	NR516K	NR546K	NR517K	NR547K	NR518K	NR548K	NR519K	NR549K	NR520K	NR550K
F1-F7	7° Lat	NR522K	NR552K	NR523K	NR553K	NR524K	NR554K	NR525K	NR555K	NR526K	NR556K	NR527K	NR557K	NR528K	NR558K	NR529K	NR559K	NR530K	NR560K

Femur spacer distal

Types:	5 mm	10 mm	15 mm
F1	NR461K	NR471K	–
F2	NR462K	NR472K	–
F3	NR463K	NR473K	–
F4	NR464K	NR474K	–
F5	NR465K	NR475K	NR485K
F6	NR466K	NR476K	NR486K
F7	NR467K	NR477K	NR487K

Femur spacer posterior

5 mm	10 mm	15 mm
NR561K	NR571K	–
NR562K	NR572K	–
NR563K	NR573K	–
NR564K	NR574K	–
NR565K	NR575K	NR585K
NR566K	NR576K	NR586K
NR567K	NR577K	NR587K

Note: 15 mm femur spacer can be used either distal or posterior.
On the other side in the same condyle side, there is no space for any other spacer!

Femur nut for ext. stems

Types:	Neutral	Offset
F1-F7	NR400K	NR401K

Patella-3-Peg

	P0	P1	P2	P3
Types:	Ø 27 mm	Ø 30 mm	Ø 33 mm	Ø 36 mm
F1-F7	NN481	NN482	NN483	NN484

Columbus® Revision Implant Matrix – Tibial Parts

Tibia cemented with nut inside for ML fixation

Types:	T0	T0+	T1	T1+	T2	T2+	T3	T3+	T4	T4+	T5
	NR070K	NR068K	NR071K	NR072K	NR073K	NR074K	NR075K	NR076K	NR077K	NR078K	NR079K

Tibia offset stems cemented

	Ø 12 mm		Ø 15 mm		Ø 18 mm	
Types:	52 mm	92 mm	52 mm	92 mm	52 mm	92 mm
F0-F5	NR191K	NR194K	NR192K	NR195K	NR193K	NR196K

Possible Combination Femur / Tibia

Types:	F1	F2	F3	F4	F5	F6	F7
T0/T0+	OK	OK	OK	+	+	+	+
T1/T1+	OK	OK	OK	OK	+	+	+
T2/T2+	–	OK	OK	OK	OK	+	+
T3/T3+	–	–	OK	OK	OK	OK	+
T4/T4+	–	–	+	OK	OK	OK	OK
T5	–	–	+	+	OK	OK	OK

– not compatible

+ possible, but not recommended by Aesculap

Tibia offset stems cementless

	Ø 11 mm		Ø 12 mm		Ø 13 mm		Ø 14 mm		Ø 15 mm	
Types:	92 mm	132 mm	92 mm	132 mm	92 mm	132 mm	92 mm	132 mm	92 mm	132 mm
T0-T5	NR171K	NR181K	NR172K	NR182K	NR173K	NR183K	NR174K	NR184K	NR175K	NR185K

	Ø 16 mm		Ø 17 mm		Ø 18 mm		Ø 19 mm		Ø 19 mm	
Types:	92 mm	132 mm	92 mm	132 mm	92 mm	132 mm	92 mm	132 mm	92 mm	132 mm
T0-T5	NR176K	NR186K	NR177K	NR187K	NR178K	NR188K	NR179K	NR189K	NR180K	NR190K

PE Gliding Surface Medium Constraint with screw 10 Nm for PE screw

Types:	10 mm	12 mm	14 mm	16 mm	18 mm	20 mm	24 mm	28 mm	32 mm
T0/0+	NR100	NR101	NR102	NR103	NR104	NR105	NR106	–	–
T1/1+	NR110	NR111	NR112	NR113	NR114	NR115	NR116	–	–
T2/2+	NR120	NR121	NR122	NR123	NR124	NR125	NR126	NR127	–
T3/3+	NR130	NR131	NR132	NR133	NR134	NR135	NR136	NR137	–
T4/4+	NR140	NR141	NR142	NR143	NR144	NR145	NR146	NR147	NR148
T5	NR150	NR151	NR152	NR153	NR154	NR155	NR156	NR157	NR158

PE Gliding Surface High Constraint with screw 10 Nm for PE screw

	10 mm	12 mm	14 mm	16 mm	18 mm	20 mm	24 mm	28 mm	32 mm
	NR600	NR601	NR602	NR603	NR604	NR605	NR606	–	–
	NR610	NR611	NR612	NR613	NR614	NR615	NR616	–	–
	NR620	NR621	NR622	NR623	NR624	NR625	NR626	NR627	–
	NR630	NR631	NR632	NR633	NR634	NR635	NR636	NR637	–
	NR640	NR641	NR642	NR643	NR644	NR645	NR646	NR647	NR648
	NR650	NR651	NR652	NR653	NR654	NR655	NR656	NR657	NR658

Tibia Hemi Spacer RM/LL with screw

Types:	5 mm	10 mm	15 mm
T0/0+	NR040K	NR041K	NR042K
T1/1+	NR044K	NR045K	NR046K
T2/2+	NR048K	NR049K	NR050K
T3/3+	NR052K	NR053K	NR054K
T4/4+	NR056K	NR057K	NR058K
T5	NR060K	NR061K	NR062K

Tibia Hemi Spacer RL/LM with screw

5 mm	10 mm	15 mm
NR240K	NR241K	NR242K
NR244K	NR245K	NR246K
NR248K	NR249K	NR250K
NR252K	NR253K	NR254K
NR256K	NR257K	NR258K
NR260K	NR261K	NR262K

Literatur

1 Noble PC, Conditt MA, Cook KF, Mathis KB. The John Insall Award: Patient expectations affect satisfaction with total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2006 Nov;452:35-43.

2 Andriacchi TP, Galante JO, Fermier RW. The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. J Bone Joint Surg Am. 1982 Dec;64(9):1328-35.

3 Anouchi YS, McShane M, Kelly F Jr, Elting J, Stiehl J. Range of motion in total knee replacement, J Clin Orthop Relat Res. 1996 Oct;(331):87-92.

4 Mikashima Y, Tomatsu T, Horikoshi M, Nakatani T, Saito S, Momohara S, Banks SA. In vivo deep-flexion kinematics in patients with posterior-cruciate retaining and anterior-cruciate substituting total knee arthroplasty. Clin Biomech. 2010 Jan;25(1):83-7.

5 Hakki S, Coleman S, Saleh K, Bilotta VJ, Hakki A. Navigational predictors in determining the necessity for collateral ligament release in total knee replacement. J Bone Joint Surg Br. 2009 Sep;91(9):1178-82.

6 Delp SL, Kocmond JH, Stern SH. Tradeoffs between motion and stability in posterior substituting knee arthroplasty design. J Biomech. 1995 Oct;28(10):1155-66.

7 Grupp TM, Schwiesau J. Stability characterics of the Columbus® UC Total Knee System. Aesculap Test No. V555. Tuttlingen, Germany, 2009 Dec 18.

8 Yoshioka Y, Siu D, Cooke TD. The anatomy and functional axes of the femur. J Bone Joint Surg Am. 1987 Jul;69(6):873-80.

9 Hitt K, Shurman JR 2nd, Greene K, McCarthy J, Moskal J, Hoeman T, Mont MA. Anthropometric measurements of the human knee: correlation to the sizing of current knee arthroplasty systems. J Bone Joint Surg Am. 2003;85-A Suppl 4:115-22.

10 Mahfouz M, Booth R jr, Argenson J, Merkl BC, Abdel Fatah EE, Kuhn MJ. Analysis of variation of adult femora using sex specific statistical atlases. Paper presented at: 7th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Antibes, France, 2006.

11 Incavo SJ, Ronchetti PJ, Howe JG, Tranowski JP. Tibial plateau coverage in total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1994 Feb;(299):81-5.

12 Mensch JS, Amstutz HC. Knee morphology as a guide to knee replacement. Clin Orthop Relat Res. 1975 Oct;(112):231-41.

13 Elias SG, Freeman MA, Gokcay EI. A correlative study of the geometry and anatomy of the distal femur. Clin Orthop Relat Res. 1990 Nov;(260):98-103.

14 Pappas, M.J. and Buechel, F.F. On the use of a constant radius femoral component in meniscal bearing knee replacement, Journal of Orthopaedic Rheumatology. 1994;7:27-9.

15 Kujala UM, Osterman K, Kormano M, Nelimarkka O, Hurme M, Taimela S. Patellofemoral relationships in recurrent patellar dislocation. J Bone Joint Surg Br. 1989 Nov;71(5):788-92.

16 Eckhoff DG, Montgomery WK, Stamm ER, Kilcoyne RF. Location of the femoral sulcus in the osteoarthritic knee. J Arthroplasty. 1996 Feb;11(2):163-5.

17 Bai B, Baez J, Testa N, Kummer FJ. Effect of posterior cut angle on tibial component loading. J Arthroplasty. 2000 Oct;15(7):916-20.

18 Postak PD, Heim CS, Greenwald AS. Tibial Plateau Surface Stress in TKA: Factor in Clinical Failure, Orthopaedic Transactions. 1993-1994;17(4):1121.

19 Postak PD, Heim CS, Greenwald AS. Tibial Plateau Surface Stress in TKA: A factor in Polymer Damage - Series II, Orthopaedic Transactions. 1994-1995;18(4):1164.

20 McNamara JL, Collier JP, Mayor MB, Jensen RE. A comparison of contact pressures in tibial and patellar total knee components before and after service in vivo. Clin Orthop Relat Res. 1994 Feb;(299):104-13.

21 Collier JP, McNamara JL, Surprenant VA, Jensen RE, Surprenant HP. All-polyethylene patellar components are not the answer. Clin Orthop Relat Res. 1991 Dec;(273):198-203.

22 Collier JP, Mayor MB, McNamara JL, Surprenant VA, Jensen RE. Analysis of the failure of 122 polyethylene inserts from uncemented tibial knee components. Clin Orthop Relat Res. 1991 Dec;(273):232-42.

23 Bartel DL, Bicknell VL, Wright TM. The effect of conformity, thickness, and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement. J Bone Joint Surg Am. 1986 Sep;68(7):1041-51.

24 Robertsson O, Knutson K, Lewold S, Lidgren L. The Swedish Knee Arthroplasty Register 1975-1997: an update with special emphasis on 41,223 knees operated on in 1988-1997. Acta Orthop Scand. 2001 Oct;72(5):503-13.

25 Willert HG, Bertram H, Buchhorn GH. Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles. Clin Orthop Relat Res. 1990 Sep;(258):95-107.

26 Schwiesau J. Determination of the wear behaviour of the Columbus® PS Knee System. Aesculap Test No. T012. Tuttlingen, Germany, 2007 Mar 08.

27 Grupp TM, Kaddick C, Schwiesau J, Maas A, Stulberg SD. Fixed and mobile bearing total knee arthroplasty-influence on wear generation, corresponding wear areas, knee kinematics and particle composition. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2009 Feb; 24(2):210-7. 2008 Dec 31.

28 Kretzer JP, Jakubowitz E, Hofmann K, Heisel C, Lietz E. Influence of resting periods on polyethylene wear in a knee simulator study. Med Sci Monit. 2009 Nov;15(11):MT143-6.

29 Kretzer JP, Jakubowitz E, Sonntag R, Hofmann K, Heisel C, Thomsen M. Effect of joint laxity on polyethylene wear in total knee replacement. J Biomech. 2010 Apr 19;43(6):1092-6.

30 Schwiesau J. Determination of the wear behaviour of the Columbus® UCR Knee System. Aesculap Test No. T63. Tuttlingen, Germany, 2010 Sep 09.

31 Grupp TM, Stulberg D, Kaddick C, Maas A, Fritz B, Schwiesau J, Bloemer W. Fixed bearing knee congruency - influence on contact mechanics, abrasive wear and kinematics. Int J Artif Organs. 2009 Apr;32(4):213-23.

32 Schwiesau J, Grupp TM, Hintner M, Kaddick C, Hermle T, Blomer W. Auswirkungen unterschiedlicher Kopplungsgrade einer Knieprothese auf Kinematik und Verschleiss, Ergebnisse einer Simulatorstudie nach ISO 14243-1,2, Internationale Biomechanik- und Biomaterial-Tage München, 2004.

33 Seireg A, Arvikar RJ. The Prediction of the muscular load sharing and joint Forces in the lower extremities during Walking, J of Biomech. 1975;8:89-102.

34 Postak PD, Greenwald AS. Stability Characteristics of the Columbus® CR Knee System. Aesculap Test No. V449. T023J. Tuttlingen, Germany, 2002.

35 Postak PD, Greenwald AS. Stability Characteristics of the Columbus® Deep Dish Knee System. Aesculap Test No. V450. Tuttlingen, Germany, 2002.

36 Postak PD, Greenwald AS. Stability Characteristics of the Columbus® PS Knee System. Aesculap Test No. V451. Tuttlingen, Germany, 2003.

37 Postak PD, Greenwald AS. Stability Characteristics of the Columbus® UC Knee System. Aesculap Test No. V555. Tuttlingen, Germany, 2006.

38 Ingham E, Fisher J. Biological reactions to wear debris in total joint replacement. Proc Inst Mech Eng H. 2000;214(1):21-37.

39 Que L, Topoleski LD, Parks NL. Surface roughness of retrieved CoCrMo alloy femoral components from PCA artificial total knee joints. J Biomed Mater Res. 2000;53(1):111-8.

40 Grupp TM, Schneid U. Surface Roughness Analysis of the Columbus® Knee System according to ISO 7207-2 and ASTM F2083-06. Aesculap Test No. V557, Tuttlingen, Germany, 2007.

41 Grupp TM, Holeried M. Surface Roughness Analysis of the Columbus® UCR Tibia Plateau component NN675K and the Columbus® UCR Bearing component NN630 according to ISO 7207-2:1998 (E) and ISO 21536:2007 (E). Aesculap Test No. V728. Tuttlingen, Germany, 2010 June.

42 Predecki P, Stephan JE, Auslaender BA, Mooney VL, Kirkland K. Kinetics of bone growth into cylindrical channels in aluminum oxide and titanium. J Biomed Mater Res. 1972 Sep;6(5):375-400.

43 Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, Weatherly GC. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. Clin Orthop Relat Res. 1980 Jul-Aug;(150):263-70.

44 Pitto RP, Böhner J, Hofmeister V. Factors affecting the primary stability of acetabular components. An in vitro study. Biomed Tech. 1997 Dec;42(12):363-8.

45 Bell CJ, Walker PS, Abeysundera MR, Simmons JM, King PM, Blunn GW. Effect of oxidation on delamination of ultrahigh-molecular-weight polyethylene tibial components. J Arthroplasty. 1998 Apr;13(3):280-90.

Literatur

46 Blömer W, Lohrmann E. Verschleißbeständigkeit von UHMWPE-Artikulationen in der Hüftgelenksendoprothetik. In: Weller S, Braun A, Eingartner C, Maurer F, Weise K, Winter E, Volkmann R, editors. Das Bicontact® Hüftendoprothesensystem 1987-2007. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2007:94-100.

47 Kurtz SM, Muratoglu OK, Evans M, Edidin AA. Advances in the processing, sterilization, and crosslinking of ultra-high molecular weight polyethylene for total joint arthroplasty. Biomaterials. 1999 Sep;20(18):1659-88.

48 Muratoglu OK, Mark A, Vittetoe DA, Harris WH, Rubash HE. Polyethylene damage in total knees and use of highly crosslinked polyethylene. J Bone Joint Surg Am. 2003;85-A Suppl 1:S7-S13.

49 Sychterz CJ, Shah N, Engh CA. Examination of wear in Duraloc acetabular components: two- to five-year evaluation of Hylamer and Enduron liners. J Arthroplasty. 1998 Aug;13(5):508-14.

50 Reich J, Hovy L, Lindenmaier HL, Zeller R, Schwiesau J, Thomas P, Grupp TM. Präklinische Ergebnisse beschichteter Knieimplantate für Allergiker. Orthopade. 2010 May;39(5):495-502.

51 Thull R, Gradinger R. Allergy Solution for orthopaedic knee implants. Biomaterialien 2007;8(2):109-10.

52 Grupp TM, Affatato S, Jansson V, Müller P, Schwiesau J, Fritz B, Blömer W. Biotribology of a mobile unicompartimental knee bearing design. 18th European Orthopaedic Research Society Meeting, Davos, Switzerland 2010.

53 Affatato S, Spinelli M, Lopomo N, Grupp TM, Marcacci M, Toni A. Can the method of fixation influence the wear behaviour of ZrN coated unicompartmental mobile knee prostheses? Clin Biomech 2011 Feb;26(2)152-8.

54 Decking R, Markmann Y, Fuchs J, Puhl W, Scharf HP. J Arthroplasty. 2005 Apr;20(3):282-8. Leg axis after computer-navigated total knee arthroplasty: a prospective randomized trial comparing computer-navigated and manual implantation. J Arthroplasty. 2005 Apr;20(3):282-8.

55 Hart R, Janecek M, Chaker A, Bucek P. Total knee arthroplasty implanted with and without kinematic navigation. Int Orthop. 2003;27(6):366-9.

56 Jenny JY, Boeri C. Computer-assisted implantation of a total knee arthroplasty: a case-controlled study in comparison with classical instrumentation. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2001 Nov;87(7):645-52.

57 Jenny JY, Clemens U, Kohler S, Kiefer H, Konermann W, Miehlke RK. Consistency of implantation of a total knee arthroplasty with a non-image-based navigation system: a case-control study of 235 cases compared with 235 conventionally implanted prostheses. J Arthroplasty. 2005 Oct;20(7):832-9.

58 Saragaglia D, Picard F, Chaussard C, Montbarbon E, Leitner F, Cinquin P. Computer-assisted knee arthroplasty: comparison with a conventional procedure. Results of 50 cases in a prospective randomized study. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2001 Feb 1;87(1):18-28.

59 Haaker RG, Stockheim M, Kamp M, Proff G, Breitenfelder J, Ottersbach A. Computer-assisted navigation increases precision of component placement in total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2005 Apr;(433):152-9.

60 Song EK, Seon JK, Yoon TR, Park SJ, Bae BH, Cho SG. Functional results of navigated minimally invasive and conventional total knee arthroplasty: a comparison in bilateral cases. Orthopedics. 2006 Oct;29(10 Suppl):145-7.

61 Mason JB, Fehring TK, Estok R, Banel D, Fahrbach K. Meta-analysis of alignment outcomes in computer-assisted total knee arthroplasty surgery. J Arthroplasty. 2007 Dec;22(8):1097-106.

62 Jeffery RS, Morris RW, Denham RA. Coronal alignment after total knee replacement. J Bone Joint Surg Br. 1991 Sep; 73(5):709-14.

63 Clemens U, Miehlke RK, Kohler S, Kiefer H, Jenny JY, Konermann W. Computer assisted navigation with the Ortho-Pilot System and the SEARCH Evolution prosthesis - Results of a multicenter Study. In: Konermann W, Haaker R, editors. Navigation und Robotic in der Gelenk- und Wirbelsäulenchirurgie. Heidelberg: Springer-Verlag; 2003:207-16.

64 Bohlen KE, Dries SPM, Sufi-Siavach A, Hille E, Lampe F. Quality of implant alignment and results in minimally invasive navigated total knee arthroplasty. 6th annual conference of the international Society for Computer Assisted Orthopaedic Surgery, Montréal, Quebec Canada. June 21-24, 2006.

65 Song EK, Seon JK, Yoon TR, Park SJ, Bae BH, Cho SG. Functional results of navigated minimally invasive and conventional total knee arthroplasty: a comparison in bilateral cases. Orthopedics. 2006 Oct;29(10 Suppl):S145-7.

66 Hart R, Janecek M, Cizmár I, Stipcák V, Kucera B, Filan P. Minimally invasive and navigated implantation for total knee arthroplasty: X-ray analysis and early clinical results. Orthopade. 2006 May;35(5):552-7.

67 Coon TM. The economic impact of minimally invasive total knee arthroplasty. Am J Orthop. 2006 Jul;35(7 Suppl):33-5.

68 Grupp TM, Pfaff A, Miranda MK. Columbus® MIOS® Tibia Tray (CR, DD, UC, PS) primary stability in natural bone; comparison to Columbus® Standard Tray. Aesculap Test No. I010. Tuttlingen, Germany, Nov 15, 2006.

69 Hauschild O. Thielemann F. Mid-term results of the Columbus® knee endoprosthesis system. Submitted to: SICOT Meeting 2011. Prague, Sep 6-9 2011.

70 Schüttrumpf JP, Balcarek P, Wachowski MM, Stürmer KM, Walde H-J, Walde TA. Navigated Cementless Total Knee Arthroplasty – Medium-Term Clinical and Radiological Results. Submitted to: Open Orthopedics Journal. Mar 2012.
Walde TA, Burgdorf D, Walde HJ. Process optimization in navigated total knee arthroplasty. Orthopedics. 2005 Oct;28 (10 Suppl):1255-8.

71 Hakki S. A five year experience with OrthoPilot® navigated Columbus® total knee replacement. Paper presented at: CHAOS, 8th Annval meeting of the international society for Computer Assisted Surgery, Hong Kong, 2008.

72 Katipalli G, Deakin AH, Greaves J, Reynolds T, Picard F. One-year followup of 214 total knee arthroplasties with navigated columbus implants. Orthopedics. 2008 Oct;31(10 Suppl 1).

73 Goebel D, Schultz W. The Columbus® Knee system: A bone-preserving alternative to high flexion implants? Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery. Dec 2011; Ausgabe: 9-5.

74 Becker R, Malzdorf M, Stärke C, Randolf P, Lohmann C. No difference between tibia-first and femur-first techniques in TKA using computer-assisted surgery. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2012 Feb 25.

75 Helwig P, Ateschrang A, Hömig D, Müller P, Knarse W. Mulitcenterstudie Columbus®. Unpublished Aesculap Internal Study Report, 2011.

76 Lampe F, Bohlen KM, Dries SPM, Sufi-Siavach A, Hille E. One year after navigated total knee replacement, no clinically relevant difference between fixed bearing and mobile bearing knee replacement in a double-blind randomized controlled trial. Open orthop J. 2011;5:201-8. 2011 May.

77 Hasegawa M, Yoshida K, Wakabayashi H, Sudo A. Minimally invasive total knee arthroplasty: comparison of jig-based technique versus computer navigation for clinical and alignment outcome. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2011 Jun;19(6):904-10.

78 Stulberg SD. Yaffe MA. Koo SS. Computer assisted Surgery vs. manual Total knee arthroplasty: a case controlled study. J Bone Joint Surg. 2006;88A(4):47-54.

Vertrieb Österreich
B. Braun Austria GmbH | Aesculap Division | Otto Braun-Straße 3-5 | 2344 Maria Enzersdorf
Tel. +43 2236 4 65 41-0 | Fax +43 2236 4 65 41-177 | www.bbraun.at

Vertrieb Schweiz
B. Braun Medical AG | Aesculap Division | Seesatz 17 | 6204 Sempach
Tel. +41 58 258 50 00 | Fax +41 58 258 60 00 | www.bbraun.ch

Aesculap AG | Am Aesculap-Platz | 78532 Tuttlingen | Deutschland
Tel. (0 74 61) 95-0 | Fax (0 74 61) 95-26 00 | www.aesculap.de

Aesculap – a B. Braun company

Die Hauptproduktmarke „Aesculap" und die Produktmarken „Bicontact, Columbus, MIOS, OrthoPilot und Plasmapore" sind eingetragene Marken der Aesculap AG.

Technische Änderungen vorbehalten. Dieser Prospekt darf ausschließlich zur Information über unsere Erzeugnisse verwendet werden. Nachdruck, auch auszugsweise, verboten.

Prospekt Nr. 042901 0512/0.5/1