

Jerosch
Heisel
Tibesku



Knie- endoprothetik

2. Auflage

- Indikationen
- Operations-
technik
- Nachbehandlung
- Begutachtung

Knieendoprothetik

Jörg Jerosch
Jürgen Heisel
Carsten O. Tibesku

Knieendoprothetik

Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung,
Begutachtung

2., aktualisierte Auflage

Mit einem Beitrag von Georg Matziolis und Eric Röhner

Mit 488 Abbildungen

Prof. Dr. med. Dr. h. c. Jörg Jerosch
Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
Johanna-Etienne-Hospital
Neuss, Deutschland

Prof. Dr. med. Carsten O. Tibesku
Knieendoprothetik
sporthopaedicum Straubing
Straubing, Deutschland

Prof. Dr. med. Dr. h. c. mult. Jürgen Heisel
Orthopädie/Unfallchirurgie
Grafenberg, Deutschland

ISBN 978-3-642-38422-6 ISBN 978-3-642-38423-3 (eBook)
DOI 10.1007/978-3-642-38423-3

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 1999, 2015

Das Werk einschließlich aller seiner Teile ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung, die nicht ausdrücklich vom Urheberrechtsgesetz zugelassen ist, bedarf der vorherigen Zustimmung des Verlags. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Bearbeitungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutzgesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürfen.

Der Verlag, die Autoren und die Herausgeber gehen davon aus, dass die Angaben und Informationen in diesem Werk zum Zeitpunkt der Veröffentlichung vollständig und korrekt sind. Weder der Verlag noch die Autoren oder die Herausgeber übernehmen, ausdrücklich oder implizit, Gewähr für den Inhalt des Werkes, etwaige Fehler oder Äußerungen.

Grafiken: Jörg Kühn, Heuchelheim-Klingen
Umschlaggestaltung: deblik Berlin
Einbandabbildung: © E. W. Hanns, Freiburg-Gundelfingen

Gedruckt auf säurefreiem und chlorfrei gebleichtem Papier.

Springer-Verlag GmbH Berlin Heidelberg ist Teil der Fachverlagsgruppe Springer Science+Business Media
(www.springer.com)

Geleitwort

Wohl kaum eine Thematik wurde in den letzten Jahren sowohl in der Fach- als auch der Laienpresse so kontrovers diskutiert wie die Entwicklung der Endoprothetik. Immer höhere Versorgungszahlen der Knieendoprothetik (gegenwärtig in Deutschland ca. 200.000 endoprothetische Versorgungen des Kniegelenkes pro Jahr) weisen auf einen extrem hohen Bedarf hin. Andererseits wird in großen Studiengruppen, Registerzahlen und Untersuchungen von Krankenkassen immer wieder darauf hingewiesen, dass 20 % der Patienten mit dem Ergebnis der Operation nicht zufrieden sind. Berücksichtigt man die hohe Zahl an Revisionen von bis zu 40 % aller Revisionsoperationen, die bereits innerhalb der ersten beiden Jahre nach der endoprothetischen Versorgung notwendig sind, wird der Bedarf an einem Buch, was sich dem Thema Knieendoprothetik widmet, deutlich. Was macht dieses Buch besonders gegenüber den bereits existierenden?

Zunächst ist auffällig, dass die Herausgeber tatsächlich die Autoren des Buches sind, was in der heutigen Zeit bemerkenswert ist. Lediglich für ein einziges Kapitel wurde eine zusätzliche Expertise herangezogen, ansonsten ist in diesem Buch tatsächlich drin, was auf dem Cover steht. Mit drei Autoren gelingt es, eine einheitliche Linie durch alle Kapitel zu haben, einen abgeglichenen Schreibstil, fokussiert auf das Wesentliche, ohne darauf zu verzichten, die offenen Fragen auch als solche zu kennzeichnen.

Es ist hervorzuheben, dass alle Autoren mit den Inhalten ihrer Kapitel täglich in Berührung kommen. Die außerordentliche Praxisnähe in Kombination mit der umfassenden Literatur macht das vorliegende Buch für den Leser außerordentlich wertvoll. Dabei wird nicht nur die Operationstechnik umfassend erklärt, sondern die Indikationsstellung und deren Abgrenzung gegenüber den gelenkerhaltenden Maßnahmen ausreichend Raum gegeben. Ausgehend von biomechanischen Überlegungen wird ein inhaltlicher Faden aufgenommen, der es dem Leser möglich macht, die dann ausführlich dargestellten praktischen Empfehlungen zur Planung, zu den Zugangswegen und den Operationstechniken nachzuvollziehen. Besonders zu betonen ist, dass es sich hierbei nicht um ein „Schönwetterbuch“ handelt, sondern gerade in den intra- und postope-

rativen Problemen und Komplikationen den von Jörg Jerosch hervorragend geschriebenen Kapiteln ausreichend Raum eingeräumt wird.

Abschließend wird klar, dass hier tatsächlich die Gesamtbehandlung des Patienten im Vordergrund steht. So sind die Kapitel zur Rehabilitation zweifellos ein Gewinn und zeigen Möglichkeiten auch für den erfahrenen Operateur auf, wie seine Ergebnisse in Zukunft weiter zu verbessern sind. Abschließende Empfehlungen zur Begutachtung und zur Schaffung von Qualitätsstandards runden das Buch ab.

Das vorliegende Buch ist jedem Leser zu empfehlen, der eine detaillierte Übersicht zur primären Knieendoprothetik wünscht, um gleichzeitig komprimiert den aktuellen Wissensstand des Jahres 2015 mit Bezug zu den jeweiligen praktischen Gesichtspunkten zu finden. Das Buch kann zweifellos mit dazu beitragen, die initial beschriebene Rate von 20 % unzufriedenen Patienten weiter zu reduzieren.

Carsten Perka

Berlin, im Frühjahr 2015

Vorwort

Mittlerweile schon 17 Jahre liegt die erste Auflage unseres Standardwerkes über die Knieendoprothetik zurück, ein langer Zeitraum, in dem sich auf diesem Gebiet doch vielfache neue Gesichtspunkte ergeben haben. Die Implantationszahlen pro Kalenderjahr in Deutschland haben sich mit etwa 170.000 Primäreingriffen denen der Hüftalloarthroplastik weitgehend angeglichen, das durchschnittliche Operationsalter sinkt stetig. Die Langzeitergebnisse haben sich mit 88 % zumindest zufriedenstellenden Resultaten nach 10-jähriger Standzeit deutlich verbessert, was nicht zuletzt einer weitgehend standardisierten Operationstechnik, biomechanisch stark verbesserten Implantaten und auch einer optimierten postoperativen Nachbehandlung zugeschrieben werden kann.

Heutzutage in den Vordergrund gerückt ist die Limitierung des gelenkersetzenden Eingriffes auf knochen sparende verschleißarme Implantate, was unter anderem auch zu einer Renaissance der Hemischlitten und zur Neuentwicklung spezieller Alloplastiken für das Femoropatellargelenk geführt hat. Modulare Endoprothesen erleichtern das Vorgehen bei schwierigen anatomischen Verhältnissen und die unweigerlich zunehmenden Revisionseingriffe.

Diesen wesentlichen Neuerungen will unsere völlig neuüberarbeitete und umfangreich ergänzte Neuauflage Rechnung tragen, wobei die einzelnen Operationstechniken exakt dargestellt werden, aber auch mögliche technische Fehler sowie die Beherrschung möglicher Komplikationen besprochen werden. Bewusst wurde auf eine detaillierte Darstellung umfangreicher Literaturberichte über erzielte Behandlungsergebnisse mit einzelnen Knieendoprothesenmodellen, wie noch in der ersten Auflage integriert, verzichtet. So will diese neu konzipierte Monographie ein Update geben über den aktuellen Standard dieser wichtigen Operationsmethode im Jahr 2015.

Unser Dank gebührt den Mitarbeitern des Springer-Verlages in Heidelberg, allen voran Frau Antje Lenzen, Frau Barbara Knüchel und Frau Ursula Illig für ihre stets harmonische Zusam-

menarbeit, ihr kompetentes Umsetzungsvermögen und die optimale bildgebende Ausgestaltung des Buches.

**Jörg Jerosch, Jürgen Heisel
und Carsten Tibesku**

Neuss, Grafenberg und Straubing, im Februar 2015

Inhaltsverzeichnis

	Autorenverzeichnis.....	XVI
1	Einleitung	1
	<i>J. Jerosch</i>	
2	Endoprothesenrelevante Biomechanik und Pathophysiologie des Kniegelenkes	5
	<i>J. Jerosch</i>	
2.1	Die knöchernen Anteile des Kniegelenkes	8
2.1.1	Die Femurkondylen	8
2.1.2	Die Tibia	9
2.1.3	Die Patella und das Femoropatellargelenk	10
2.1.4	Die Beinachsen.....	14
2.1.5	Flexion und Extension	17
2.2	Der Gelenkknorpel	18
2.3	Die Menisci	18
2.4	Die Gelenkkapsel	19
2.5	Der Bandapparat des Kniegelenkes	20
2.5.1	Die Kreuzbänder	20
2.5.2	Die Kollateralländer.....	24
2.6	Die Funktion der Muskulatur des Kniegelenkes	25
2.6.1	Die Streckmuskulatur des Kniegelenkes	25
2.6.2	Die Beugemuskulatur des Kniegelenkes	26
2.6.3	Die Rotatoren des Kniegelenkes.....	26
2.7	Die physiologische Belastung des Kniegelenkes	26
2.7.1	Die Reibung im natürlichen Kniegelenk.....	26
2.7.2	Kompressions- und Scherkräfte	26
	Literatur	27
3	Gelenkerhaltende Maßnahmen	31
	<i>J. Heisel, J. Jerosch</i>	
3.1	Nicht-medikamentöse Therapie	32
3.1.1	Physikalische Maßnahmen.....	32
3.1.2	Bewegungstherapeutische Maßnahmen.....	34
3.1.3	Ergotherapie.....	37
3.1.4	Einlagenversorgung und Schuhzurichtungen	37
3.1.5	Orthetische Versorgung	38
3.2	Medikamentöse Therapie	38
3.2.1	Klassifikation der Arthrose	38
3.2.2	Symptomatische medikamentöse Therapie	41
3.3	Arthroskopische Verfahren	45
3.4	Knorpelinduktive arthroskopische Operationen	46
3.4.1	Pridie-Bohrungen	46
3.4.2	Abrasionsarthroplastik.....	47
3.4.3	Mikrofrakturierung	50
3.5	Knorpeltransplantationen	50
3.5.1	Reparative Verfahren	51
3.5.2	Autologe Knorpeltransplantation	52
3.5.3	Regenerative Verfahren.....	52
3.6	Umstellungsosteotomie	53
	Literatur	57

4	Welche Prothesen für das Kniegelenk gibt es?	61
	<i>J. Jerosch</i>	
4.1	Hemi-Knieendoprothesen	62
4.1.1	Historischer Überblick	62
4.1.2	Aktuelle Designkonzepte	63
4.1.3	Design des Femurimplantates	64
4.1.4	Design des Tibiaimplantates	64
4.1.5	Verankerung	65
4.1.6	Hersteller	65
4.2	Patellofemorale Knieendoprothesen	72
4.2.1	Geschichtliche Entwicklung des patellofemorale Gelenkersatzes	72
4.2.2	Traditionelle femoropatellare Endoprothesen	72
4.2.3	Moderne femoropatellare Endoprothesen	74
4.2.4	Momentan verwendete femoropatellare Endoprothesen	74
4.2.5	Indikationen zum femoropatellaren Gelenkersatz	74
4.2.6	Präoperative Planung	75
4.2.7	Postoperative Rehabilitation	76
4.2.8	Prothesendesigns	76
4.2.9	Ergebnisse des femoropatellaren Gelenkersatzes	79
4.2.10	Probleme beim femoropatellaren Gelenkersatz	80
4.3	Bikompartimentelle Knieendoprothesen	81
4.4	Kreuzbänderhaltende Knieendoprothesen	84
4.4.1	Kreuzband erhalten, hinteres Kreuzband ersetzen	84
4.4.2	„Mobile bearing“	85
4.5	Kreuzbänderersetzenden Prothesen	87
4.6	Gekoppelte Knieendoprothesen	87
4.7	Zementierte versus zementfreie Fixation	91
4.8	Gleitpaarungen in der Knieendoprothetik	92
4.8.1	Werkstoffprobleme bei der Tibiakomponente	94
4.8.2	Probleme des Werkstoffs Polyethylen	94
4.8.3	Die Belastung von Knieendoprothesen	96
4.8.4	Stabilität und Belastung von Knieendoprothesen	96
	Literatur	97
5	Präoperative Planung	105
	<i>C. Tibesku</i>	
5.1	Anamnese	106
5.2	Körperliche Untersuchung	106
5.2.1	Inspektion	106
5.2.2	Palpation und funktionelle Untersuchung	107
5.2.3	Neurologischer und vaskulärer Status	108
5.3	Bildgebende Untersuchung	109
5.3.1	p.a.-Rosenberg-Aufnahme	109
5.3.2	Knie seitlich (evtl. gehalten in vorderer Schublade)	109
5.3.3	Patella tangential	110
5.3.4	Ganzbeinstandaufnahme	110
5.4	Diagnostische Arthroskopie	114
5.5	Planung des Kopplungsgrades	114
5.6	Aufklärung	114
5.6.1	Zeitpunkt der Aufklärung	115
5.6.2	Form	115
5.6.3	Inhalt	115
5.6.4	Aufklärung über seltene/häufige Risiken	115

5.6.5	Aufklärung ausländischer Patienten	116
5.6.6	Aufklärungsprobleme bei nicht vorgesehener Operationserweiterung	116
5.6.7	Verhaltenshinweise nach einem Zwischenfall	117
5.6.8	Aufklärungspflicht über Behandlungsfehler	117
5.7	Zeichnerische Planung	117
5.8	Planung der Inzision	120
5.9	Planung des Weichteilbalancings	120
5.10	Weitere Patienteninformationen	120
	Literatur	121
6	Operative Zugangswege	123
	<i>C. Tibesku</i>	
6.1	Hautinzision	124
6.2	Arthrotomie	125
6.2.1	Medialer, parapatellarer Zugang und minimal-invasive, mediale Zugänge	125
6.2.2	Lateraler Zugang	131
6.3	Kapsel- und Hautnaht	132
6.4	Zusammenfassung	132
	Literatur	133
7	Grundzüge der Operationstechnik	135
	<i>C. Tibesku</i>	
7.1	Prinzipien der Instrumentation	137
7.1.1	Intra- und extramedulläre Ausrichtung	137
7.1.2	Ausrichtung der tibialen Komponente	140
7.1.3	Ausrichtung der femoralen Komponente	144
7.1.4	Beuge- und Streckspalt	152
7.2	Instrumentationsphilosophien	152
7.2.1	„Femur first“	153
7.2.2	„Tibia first“	154
7.2.3	Zusammenfassung	158
7.2.4	Patientenindividuelle Instrumente	158
7.3	Grad der Kopplung einer Knieprothese	163
7.3.1	Bi-CR-Knie-TEP („bi-cruciate-retaining“, Erhalt des vorderen und hinteren Kreuzband)	164
7.3.2	CR-Knie-TEP („cruciate-retaining“, Erhalt des hinteren Kreuzband)	166
7.3.3	Das hintere Kreuzband ersetzende Prothesen (PS, BCS, UC)	168
7.3.4	Wahl des primären Implantats: CR oder PS?	168
7.3.5	BCS-Knie-TEP	170
7.3.6	a.p.-Stabilisierung mittels hochkongruenter Inlays	171
7.3.7	CC-Knie-TEP („condylar constrained“)	174
7.3.8	Rotations-Scharnier-Prothese	174
7.3.9	Voll-Scharnier-Prothese	176
7.3.10	Zusammenfassung	177
7.4	Behandlung der Patella im Rahmen der Kniotalendoprothese	178
7.4.1	Entscheidungsfindung zum Ersetzen oder Nichtersetzen der Patella	178
7.4.2	Sekundärer Patellarrückflächenersatz	180
7.4.3	Technik der Patellabehandlung beim Nichtersetzen der Patella	180
7.4.4	Technik des Patellarrückflächenersatzes	183
7.4.5	Balancing des Patellofemoralgelenkes im Rahmen der Kniotalendoprothese	186
7.4.6	Abklärung von Einflussfaktoren auf das Patellofemoralgelenk vor einem sekundären Patellarrückflächenersatz	192
7.4.7	Zusammenfassung	195

7.5	Fixation von Knieprothesen	197
7.5.1	Zementfreie Verankerung	197
7.5.2	Hybridverankerung	198
7.5.3	Zementfreie und zementierte Schäfte	198
7.5.4	Zementierte Verankerung von Knieprothesen	198
7.5.5	Technik des Zementierens	199
7.5.6	Präferenz des Autors	203
7.6	„Ligament balancing“	204
7.6.1	Mediale Stabilisatoren	204
7.6.2	Laterale Stabilisatoren	205
7.6.3	Posteriore Stabilisatoren	206
7.6.4	Gründe für „Verkürzungen“ von Bandstrukturen	206
7.6.5	Praktisches Vorgehen	207
	Literatur	216
8	Navigation in der Knieendoprothetik	223
	<i>G. Matziolis, E. Röhner</i>	
8.1	Einführung	224
8.2	Techniken	224
8.3	Zusammenfassung der bildfreien Navigation	224
8.3.1	Vorteile	226
8.3.2	Nachteile	226
8.3.3	Zusammenfassung	227
8.3.4	Pitfalls	227
	Literatur	228
9	Intraoperative Probleme	229
	<i>J. Jerosch</i>	
9.1	Einteilung von Varus- und Valgusdeformitäten (intra- und extraartikulär)	231
9.1.1	Deformitätentyp I	231
9.1.2	Deformitätentyp II	231
9.1.3	Deformitätentyp III	232
9.1.4	Deformitätentyp IV	232
9.1.5	Deformitätentyp V	232
9.1.6	Deformitätentyp VI	233
9.1.7	Deformitätentyp VII	234
9.2	Weichteilbalancierung	234
9.2.1	Behandlung einer fixierten Varusdeformität	236
9.2.2	Behandlung einer fixierten Valgusdeformität	238
9.2.3	Fixierte Flexionskontraktur	241
9.3	Behandlung des Genu recurvatum	243
9.4	Behandlung einer lateralen Patellsubluxation	243
9.5	Behandlung von Knochendefekten	244
9.5.1	Klassifikation von Knochendefiziten	245
9.5.2	Behandlungsmöglichkeiten von Knochendefekten	245
9.5.3	Tibiadefekte	246
9.5.4	Femurdefekte	251
9.6	Ablösung des Lig. patellae	251
9.7	Intraoperative Frakturen	253
9.8	Ausrisse der Kreuzbänder	254

9.9	Knieendoprothese nach Umstellungsosteotomie	255
9.9.1	Ergebnisse	255
9.9.2	Besonderheiten bezüglich der Operationstechnik	256
9.9.3	Spezielle Probleme	257
9.10	Knieendoprothese nach Patellektomie oder anderen Extensorenproblemen	257
9.10.1	Ergebnisse	258
9.10.2	Implantation einer Knieendoprothese bei Patellasubluxation	259
9.10.3	Patella infera	259
9.10.4	Typische Komplikationen	260
9.11	Knieendoprothese beim stark übergewichtigen Patienten	260
9.11.1	Alternative Therapien	261
9.11.2	Ergebnisse	261
9.11.3	Operative Besonderheiten	261
9.12	Knieendoprothese bei distaler Femurfraktur	262
9.12.1	Ergebnisse	262
9.12.2	Operative Besonderheiten	263
9.13	Simultane bilaterale Knieendoprothese	263
9.13.1	Ergebnisse	265
9.14	Gefäßverletzungen	265
	Literatur	266
10	Postoperative Probleme	269
	<i>J. Jerosch</i>	
10.1	Wunddrainage, Blutverlust und Hämarthrosbildung	270
10.2	Blutverlust nach Durchführung einer Kniealloarthroplastik	271
10.3	Intraoperative Blutsperrung und Blutverlust	271
10.4	Postoperative Wunddrainage und Blutverlust	272
10.5	Bluttransfusion in der Kniealloarthroplastik	272
10.5.1	Risiken homologer Bluttransfusionen	273
10.5.2	Autotransfusion	273
10.6	Wundversorgung	274
10.7	Postoperative Schmerzzustände	275
10.7.1	Periduralanästhesie	275
10.7.2	Lokale Infiltrationsanästhesie	275
10.8	Mobilisierungsprobleme	277
10.9	Extensions- und Flexionskontrakturen	278
10.9.1	Intraartikuläre Ursachen	278
10.9.2	Extraartikuläre Ursachen	279
10.9.3	Behandlung	279
10.10	Prä- und postoperative Beweglichkeit	280
10.11	Passive Mobilisation unter Narkose	280
10.12	Implantat- und Zementallergie	281
10.12.1	Knochenzement und Allergie	282
	Literatur	282
11	Postoperative Komplikationen	285
	<i>J. Jerosch</i>	
11.1	Zusammenfassung	288
11.1.1	Schmerzen	288
11.1.2	Infektion der Kniealloarthroplastik	288
11.1.3	Patellofemorale Komplikationen	290
11.1.4	Neurovaskuläre Komplikationen	291

11.1.5	Femurfrakturen	292
11.1.6	Prothesenspezifische Komplikationen	292
11.2	Schmerzen	292
11.3	Aseptische Prothesenlockerung	292
11.3.1	Inadäquates Prothesenalignment	293
11.3.2	Instabilität	293
11.3.3	Inadäquate Zementiertechnik	294
11.4	Extraartikuläre Störungen	295
11.5	Patellaschmerzen	296
11.6	Infektion des Kniegelenkes	297
11.6.1	Ätiologie	297
11.6.2	Endogene Infektionsquellen	298
11.6.3	Exogene Infektionsquellen	299
11.6.4	Antibiotika und Reinraumtechnik als wichtige Faktoren der Infektionsprophylaxe	300
11.6.5	Die Diagnose der Infektion	301
11.6.6	Therapiemöglichkeiten	306
11.6.7	Antibiotikatherapie	307
11.6.8	Lokales Débridement	307
11.6.9	Reimplantation der Knieendoprothese	308
11.6.10	Arthrodese	316
11.6.11	Resektionsarthroplastik	325
11.6.12	Amputation	326
11.7	Wundheilungskomplikationen	326
11.7.1	Prädisponierende Faktoren	327
11.7.2	Management von Hautproblemen	327
11.7.3	Präoperative Überlegungen	327
11.8	Chirurgische Exposition und Wundverschluss	328
11.9	Kontinuierliche passive Mobilisation	329
11.10	Hautnekrosen	329
11.11	Wunddehiszenz	329
11.12	Komplikationen des Extensionsapparates	330
11.13	Patellainstabilität	330
11.13.1	Prothesendesign	332
11.13.2	Komponentenposition	333
11.13.3	Inadäquate Weichteilspannung	333
11.14	Abrieb	333
11.15	Osteonekrose und Osteolyse der Patella	336
11.16	Patellafraktur	337
11.17	Lockerung der Patellakomponente	339
11.18	Ruptur der Patellasehne	340
11.18.1	Extensormechanismus-Probleme	342
11.19	Weichteilimpingement	342
11.20	Patellektomie	344
11.21	Management von neurovaskulären Komplikationen nach Knieprothetik	345
11.22	Thromboembolische Komplikationen	346
11.22.1	Tiefe Beinvenenthrombose	347
11.22.2	Lungenembolie	349
11.22.3	Thromboseprophylaxe	350
11.22.4	Behandlung thromboembolischer Komplikationen	351
11.23	Fettembolie	352
11.23.1	Pathogenese	352
11.23.2	Diagnose	352

11.23.3	Therapie	352
11.23.4	Fettembolien nach Knie totalalloarthroplastik	352
11.24	Schädigung des N. peroneus	353
11.24.1	Inzidenz	353
11.24.2	Ätiologie	353
11.24.3	Risikofaktoren	354
11.24.4	Diagnosezeitraum	354
11.24.5	Prognose	354
11.24.6	Therapiemanagement	354
11.25	Periprothetische Frakturen	355
11.26	Heterotope Ossifikationen	356
11.27	Management der ligamentär instabilen Knieendoprothese	358
11.27.1	Operationsindikation	358
11.27.2	Operative Optionen	358
11.27.3	Rekurvatum	358
11.27.4	Anterio-posteriore Instabilität	360
11.27.5	Varus-valgus-Instabilität	360
11.28	Arthrofibrose	360
11.28.1	Inzidenz	360
11.28.2	Risikofaktoren	360
11.28.3	Postoperative Maßnahmen	361
11.29	Seltene Probleme	362
	Literatur	362
12	Postoperative Rehabilitation	373
	<i>J. Heisel</i>	
12.1	Das sog. FIT-Konzept	374
12.1.1	Präoperative Patienteninformation	374
12.1.2	Präemptive (präventive) Schmerztherapie	375
12.1.3	Postoperativer Belastungsaufbau	377
12.1.4	Postoperatives sozialmedizinisches Management	380
12.1.5	Sportliche Belastbarkeit	381
12.2	Postoperative Thromboembolieprophylaxe	382
12.2.1	Allgemeine Grundlagen	382
12.2.2	Physikalische Maßnahmen zur Prophylaxe	382
12.2.3	Medikamentöse Maßnahmen zur Prophylaxe	384
12.2.4	Aktuell eingesetzte Präparate	384
12.2.5	Dauer der Prophylaxe	385
12.2.6	AWMF-Leitlinien	386
12.3	Spezielle postoperative Strategien (Indikation – Dosierung – Kontraindikationen)	386
12.3.1	Allgemeine Grundlagen	386
12.3.2	Bewegungstherapeutische Behandlungskonzepte	388
12.3.3	Passive physikalische Behandlungsmaßnahmen	399
12.3.4	Ergotherapie und Hilfsmittelversorgung	403
12.3.5	Schienen und Orthesen	405
12.3.6	Besonderheiten in der frühen Rehabilitation nach Knie-TEP	405
12.4	Inhalte der postoperativen Rehabilitationsphasen	406
12.4.1	Postoperative Phase im Akuthaus	406
12.4.2	Frühe postoperative Rehabilitationsphase (Rehaklinik; Rehasentrum)	407
12.4.3	Späte ambulante Rehaphase (niedergelassener Arzt)	411
12.5	Dauerhafte ambulante Nachsorge	412
	Literatur	412

13	Qualitätskontrolle und Patientenmanagement.....	413
	<i>J. Heisel</i>	
13.1	Überblick	414
13.2	Kniescores	414
13.3	Rehabilitationsrelevante Scores	414
13.4	Langfristige Nachsorgekonzepte	418
13.4.1	Überblick	418
13.4.2	Diagnostik im Rahmen der ärztlichen Nachsorge.....	418
	Literatur	421
14	Begutachtungsrichtlinien nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes.....	423
	<i>J. Heisel</i>	
14.1	Vorbemerkungen	424
14.2	Gesetzliche Krankenversicherung	424
14.3	Private Krankenversicherung.....	424
14.4	Gesetzliche Rentenversicherung	424
14.5	Gesetzliche Unfallversicherung	425
14.6	Private Unfallversicherung	426
14.7	Schwerbehindertengesetz	426
14.7.1	Grad der Behinderung.....	427
14.7.2	Nachteilsausgleich	427
	Weiterführende Literatur	428
	Serviceteil	429
	Stichwortverzeichnis	430

Autorenverzeichnis

Prof. Dr. med. Dr. h. c. mult. Jürgen Heisel

Orthopädie-Unfallchirurgie-Rheumatologie-
Physikalische und Rehabilitative Medizin
Jörglestraße 14
72661 Grafenberg

Prof. Dr. med. Dr. h.c. Jörg Jerosch

Johanna-Etienne-Hospital
Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
Am Hasenberg 46
41462 Neuss

Prof. Dr. med. Georg Matziolis

Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
Universität Jena
Waldkrankenhaus „Rudolf Elle“ GmbH
Klosterlausnitzer Straße 81
07607 Eisenberg

Dr. med. Eric Röhner

Universität Jena
Waldkrankenhaus „Rudolf Elle“ GmbH
Klosterlausnitzer Straße 81
07607 Eisenberg

Prof. Dr. med. Carsten O. Tibesku

sporthopaedicum Straubing
Bahnhofplatz 27
94315 Straubing

Einleitung

J. Jerosch

In der letzten Dekade hat sich die Indikation zur Knieendoprothetik deutlich verändert und es fand eine Metamorphose „von der Greisenoperation zur Lifestyleoperation“ statt. Während früher Schmerz und Behinderung („disability“) die Hauptindikationskriterien waren, ist es heute die Einschränkung der Lebensqualität („unacceptable compromise in quality of life“).

Die Zahl der implantierten Kunstgelenke steigt kontinuierlich. Für die Knieendoprothetik müssen wir laut MVmed Statistik von etwa 160.000 ausgehen. Die nähere Analyse zeigt jedoch, dass die Zahl in den letzten Jahren abnimmt. So hat die Anzahl implantierter Knieprothesen zwischen 2010 und 2012 etwa um 5 % abgenommen (■ Tab. 1.1).

Dennoch ist aus epidemiologischen Erwägungen heraus mit einer Zunahme der Versorgungsnotwendigkeit zu

erwarten. Der Anteil der Menschen, die älter 64 Jahre sind, ist zwischen 1990 und 2010 um 5,7 % auf 20,6 % gestiegen (■ Abb. 1.1). Dieser Trend wird sich noch erheblich weiter fortsetzen.

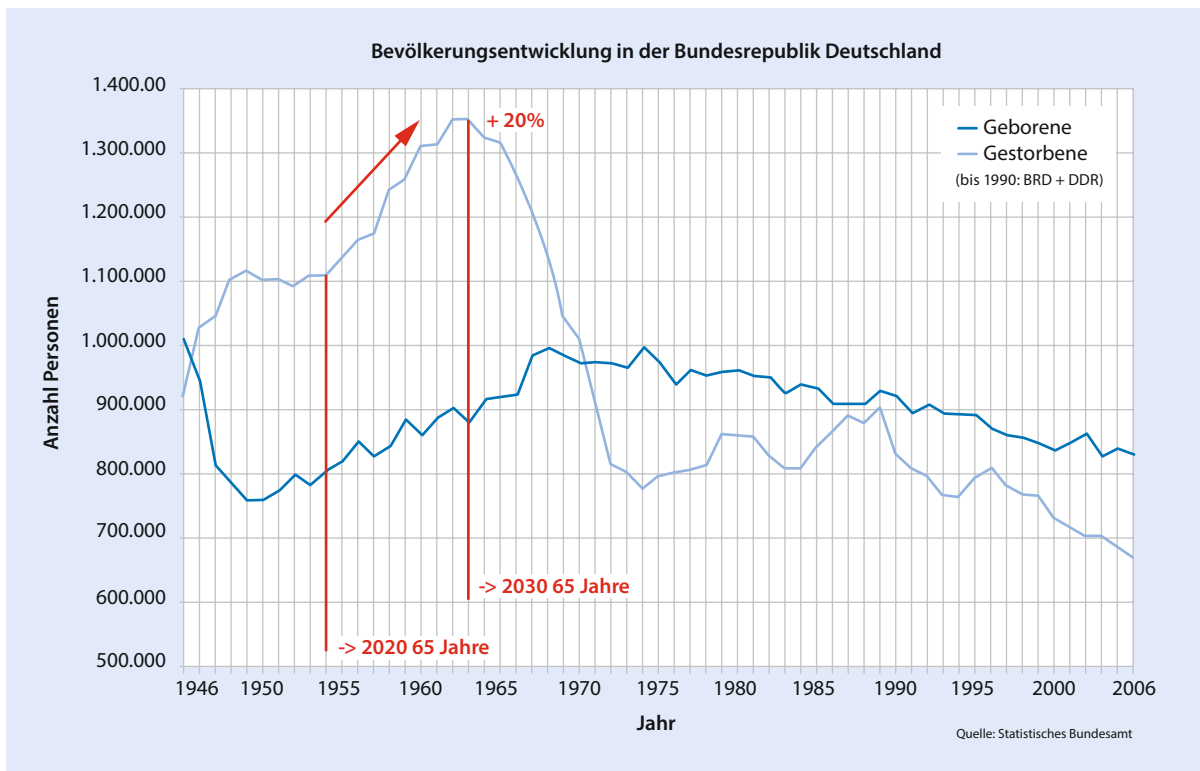
Auch in der stationären Therapie haben sich durch die Kostendruck erhebliche Änderungen ergeben. So hat sich die Verweildauer bei Knieendoprothesen zwischen 2003 und 2009 um rund 4 Tage auf 14,4 Tage reduziert.

Die Endoprothetik des Kniegelenkes erfordert überdurchschnittliche anatomische und biomechanische Kenntnisse, v. a. aber auch ein außergewöhnliches handwerkliches Geschick. Diese Anforderungen erhöhen sich bei der Revisionsarthroplastik.

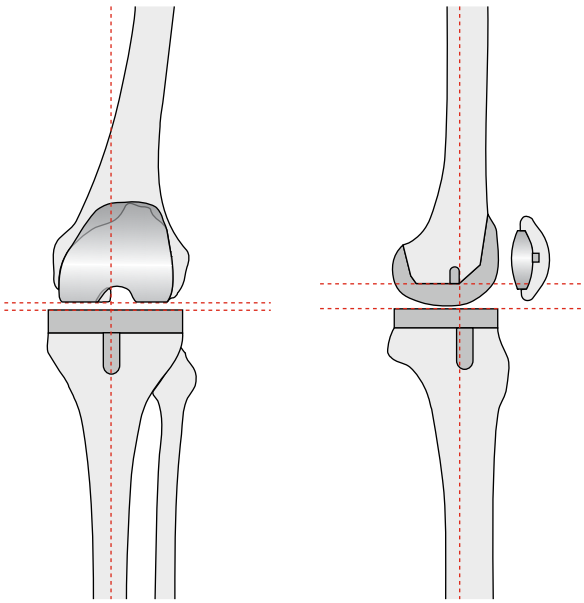
Die Ziele der Knieendoprothetik sind die Beseitigung oder zumindest die Reduktion des Schmerzbildes sowie die

■ Tab. 1.1 Entwicklung der Implantationszahlen zwischen 2010 und 2012 (Nach BVmed 2013)

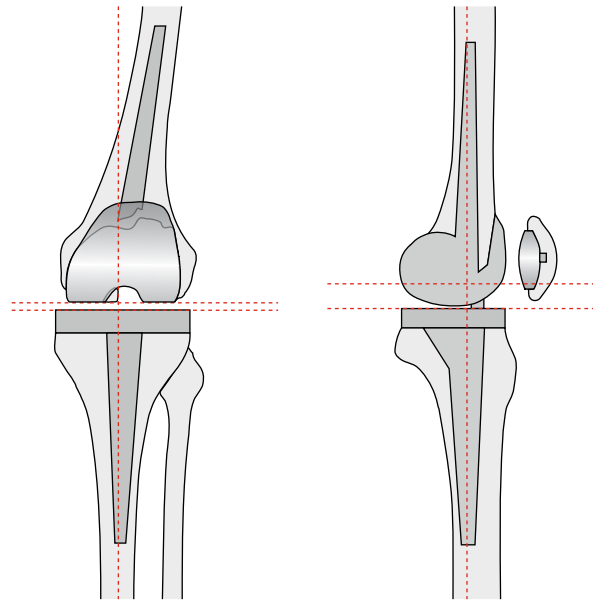
Versorgungsformen	2010	2011	2012	Vergleich von 2011 zu 2012	Vergleich von 2012 zu 2010
Unikondylär	11.929	12.622	13.576	+7,56 %	+13,81 %
Bikondylär	138.812	132.767	129.445	-2,50 %	-6,75 %
Achsgeführtes Knie	14.462	13.612	13.674	+0,46 %	-5,45 %
Gesamt	165.203	159.001	156.695	-1,45 %	-5,15 %



■ Abb. 1.1 Bevölkerungsentwicklung in der Bundesrepublik Deutschland



■ Abb. 1.2 Achsfrei geführte Kniegelenkendoprothese



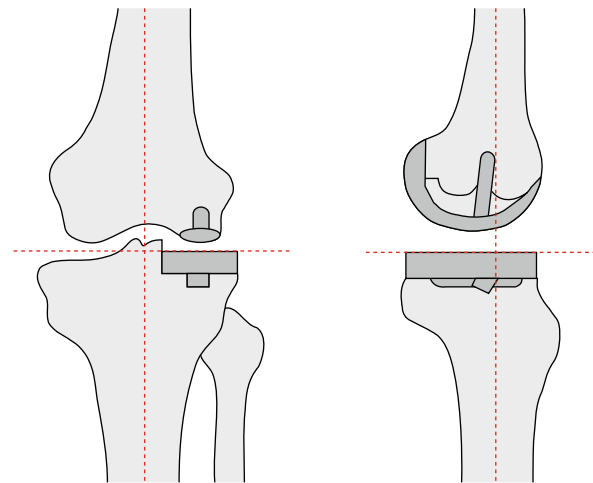
■ Abb. 1.3 Scharnierknieendoprothese

weitgehende Wiederherstellung der Kniegelenkfunktion. Dieses wird erreicht durch den Ersatz zerstörter Gelenkanteile bei gleichzeitiger Schonung intakter Strukturen und Erhaltung bzw. Wiederherstellung des physiologischen Bewegungsspielraums des Kniegelenkes. Das heißt, dass eine Kniealloarthroplastik idealerweise sowohl eine für tägliche Aktivitäten notwendige Flexion des Kniegelenkes bis zu 110° als auch die physiologische automatische Rotation der Tibia von $13\text{--}15^\circ$ bei den ersten 20° der Flexion und eine physiologische Ab- und Adduktion von 11° ermöglichen sollte.

Neben der Frage nach der Indikation zu einem operativen Eingriff sowie seinem Nutzen für einen individuellen Patienten werden jedoch auch die sozioökonomischen Kosten im Gesundheitswesen immer wichtiger. Auch hier scheint die Knieendoprothetik im Vergleich zu anderen operativen Interventionen besonders positiv bewertet zu werden.

Parallel zum jährlichen Anstieg der Primärimplantationen wird in Deutschland gleichzeitig auch die Anzahl der Revisionseingriffe zunehmen. Bei der Implantatwahl sollte jede Klinik auf eine gewisse „Modellbeständigkeit“ achten, ein häufiger Wechsel des verwendeten Prothesentyps ist sowohl für die Qualitätsüberprüfung unseres täglichen Handelns als auch für die Patientenversorgung von Nachteil.

Die Möglichkeiten einer kurzfristigen Optimierung der Werkstoffe und des Prothesendesigns sind derzeit weitgehend ausgeschöpft. Das höchste Potenzial zur Qualitätssteigerung im Rahmen der Knieendoprothetik liegt u. E. in der Fortbildung der Operateure. Die Kinematik des Kniegelenkes ist kompliziert, das Kunstgelenk muss v. a. achsgerecht implantiert werden. Der Bandapparat darf nicht zu straff und nicht zu locker sein. Knieendopro-



■ Abb. 1.4 Schlittenknieendoprothese

thetik ist v. a. „Weichteilchirurgie“! Aus diesem Grunde ist eine individuelle präoperative Operationsplanung unverzichtbar.

Die achsfreie Oberflächenprothese (■ Abb. 1.2) hat sich in den meisten Kliniken durchgesetzt und vielfach die Scharnieralloplastik (■ Abb. 1.3) als Standardversorgung abgelöst. Für spezielle Indikationen haben konventionelle unilaterale Schlittenprothesen (■ Abb. 1.4) wie auch achsgeführte Implantate jedoch unverändert ihren Platz behalten.

Der Einbau eines künstlichen Kniegelenkes ist nach wie vor eine anspruchsvolle Operation, ergibt jedoch bei entsprechender Erfahrung des Operateurs durchaus gute mittel- bis langfristige Ergebnisse. Die Indikation zu die-

sem Eingriff wird daher in zunehmendem Maße auch bereits bei Patienten, die jünger als 60 Jahre sind, gestellt. Die früher oft gefürchtete hohe Infektionsrate konnte drastisch gesenkt werden. Ein nach wie vor ungelöstes Problem sind die oftmals auftretenden Restbeschwerden im Bereich der Patella.

Auch wenn vielfach versucht wird, klare Richtlinien der Knieendoprothetik aufzuzeigen, so scheint zum heutigen Zeitpunkt ein „goldener Standard“ nicht eindeutig definierbar zu sein. Für jeden Patienten müssen die individuellen lokalen Voraussetzungen des Gelenkes, aber auch die spezifischen allgemeinen Umfeldbedingungen wie Alter, Gewicht, Grunderkrankung und soziale Umstände sorgfältig überprüft werden, um im Einzelfall dann die jeweils optimale Lösung wählen zu können.

Die wichtigsten Erfolgsvoraussetzungen in der Knieendoprothetik sind:

- die richtige Indikation,
- das richtige Verständnis des verwendeten Implantates,
- die Antizipation potenzieller Komplikationen.

Eine gezielte Hilfestellung hierzu soll dieses Handbuch zur Knieendoprothetik geben.

Endoprothesenrelevante Biomechanik und Pathophysiologie des Kniegelenkes

J. Jerosch

2.1	Die knöchernen Anteile des Kniegelenkes – 8
2.1.1	Die Femurkondylen – 8
2.1.2	Die Tibia – 9
2.1.3	Die Patella und das Femoropatellargelenk – 10
2.1.4	Die Beinachsen – 14
2.1.5	Flexion und Extension – 17
2.2	Der Gelenkknorpel – 18
2.3	Die Menisci – 18
2.4	Die Gelenkkapsel – 19
2.5	Der Bandapparat des Kniegelenkes – 20
2.5.1	Die Kreuzbänder – 20
2.5.2	Die Kollateralbänder – 24
2.6	Die Funktion der Muskulatur des Kniegelenkes – 25
2.6.1	Die Streckmuskulatur des Kniegelenkes – 25
2.6.2	Die Beugemuskulatur des Kniegelenkes – 26
2.6.3	Die Rotatoren des Kniegelenkes – 26
2.7	Die physiologische Belastung des Kniegelenkes – 26
2.7.1	Die Reibung im natürlichen Kniegelenk – 26
2.7.2	Kompressions- und Scherkräfte – 26
	Literatur – 27

Das Kniegelenk ist die bewegliche Verbindung zwischen Oberschenkel und Unterschenkel; seine prinzipiellen Aufgaben bestehen darin, sowohl Mobilität als auch Stabilität zu gewährleisten. Funktionell besteht es aus 2 Teilen: dem femorotibialen und dem femoropatellaren Gelenk. Darüber hinaus wird noch die proximale fibulotibiale Artikulation differenziert, welche jedoch in der Knieendoprothetik direkt keine Rolle spielt.

Die femorotibiale Artikulation stellt das Kniegelenk im eigentlichen Sinne dar. Sie ist zuständig für Flexion, Extension und auch die Rotation, wobei Streckung wie Beugung in Form einer Roll-Gleit-Bewegung ablaufen. Das femorotibiale Gelenk verfügt durch Rotationsmöglichkeit um 3 Achsen sowie Translation in 3 Ebenen über insgesamt 6 Freiheitsgrade (■ Abb. 2.1) (Jakob und Stäubli 1990), wobei Freiheitsgrad hier als Bewegungsrichtung des Gelenkes definiert wird, in die ohne ligamentäre Strukturen keinerlei Kräfte übertragen werden.

Die 3 Rotationsbewegungen sind:

- Flexion bzw. Extension
- Abduktion bzw. Adduktion (Valgus- bzw. Varusbewegung) des Unterschenkels
- Innen- bzw. Außenrotation des Unterschenkels in Flexionsstellung des Gelenkes

Bei all diesen Rotationsbewegungen verläuft die Drehachse jeweils in einer anderen Ebene (Wagner und Schabus 1982).

Die 3 Translationsbewegungen sind:

- Bewegungsabläufe im Sinne der vorderen bzw. hinteren Schublade
- Distraction bzw. Kompression des Gelenkes
- Mediale bzw. laterale Translation (Shift)

Das femoropatellare Gelenk erhält seine Funktion in Beugstellung, indem die Kniescheibe den virtuellen Hebelarm der Streckmuskulatur verbessert, um so die Wirkung der zu übertragenden Kräfte zu erhöhen.

Durch die biomechanisch relativ komplizierte Krafteinleitung wird beim Kniegelenk ein spezielles Stabilisatorsystem notwendig. Im Zuge der Flexion, Extension, Rotation, Varus- und Valgusbewegung wird dies gewährleistet durch:

- Passive Strukturen (die Ligamente – mediales und laterales Kollateralband, vorderes und hinteres Kreuzband)
- Gelenkkapsel
- Knöchernen Gelenkkontakt
- Aktive Strukturen (die Muskeln)
- Dynamische propriozeptive Strukturen (Mechanorezeptoren in Menisken, Kreuz- und Kollateralbändern)

Die Muskulatur stabilisiert das Knie weitgehend willkürlich, aber auch unwillkürlich gegen Schub- und Scher-

kräfte, die passiven Widerstandskräfte werden von den Kapsel-Band-Strukturen übernommen. Diese können ihre Funktion nur erfüllen, wenn sie intakt sind und sich passiv in einer gewissen Vorspannung befinden (Wagner und Schabus 1982). Schubkräfte werden durch die besondere anatomische Anordnung der Kreuzbänder aufgenommen. Die Seitenbandstrukturen sorgen für laterolaterale Gelenkstabilität in gestrecktem Zustand und verhindern ein seitliches Aufklappen des Gelenkes in der Frontalebene; in Streckstellung sind sie gespannt, lockern sich aber im Zuge der Beugebewegung (Baumgartl und Thiemel 1993). Eine axiale Belastung des Kniegelenkes wirkt stabilisierend auf tibiofemorale Bewegungen; sie schränkt Rotations- und Translationsbewegungen ein und schützt bei äußerer Gewalteinwirkung und passiven Bewegungen dadurch den Kapsel-Band-Apparat vor extremen Spannungen. Über propriozeptive Rezeptoren in den Menisken, Kreuz- und Kollateralbändern wird ein Regelkreis zwischen statischen und dynamischen Stabilisatoren gebildet (Jerosch et al. 1995a, b, 1996a, b, 1997a, b, c, d) (■ Abb. 2.2).

Die komplexen biomechanischen Bewegungsabläufe, die das Kniegelenk ermöglicht, sind stets abhängig von seiner funktionellen Stabilität (Wagner und Schabus 1982). Letztere ist erforderlich bei allen dynamischen und statischen Situationen; sie resultiert aus dem Zusammenspiel des neuromuskulären Systems, des Kapsel-Band-Apparates sowie der Gelenkgeometrie. Der Verlust einer dieser Faktoren kann – je nach Ausmaß – zu einer funktionellen Instabilität führen.

In der Literatur gibt es unterschiedliche Vorschläge für eine zweckmäßige Einteilung der stabilisierenden Strukturen. Nicholas (1973) differenziert ihre Vielzahl in 3 Komplexe:

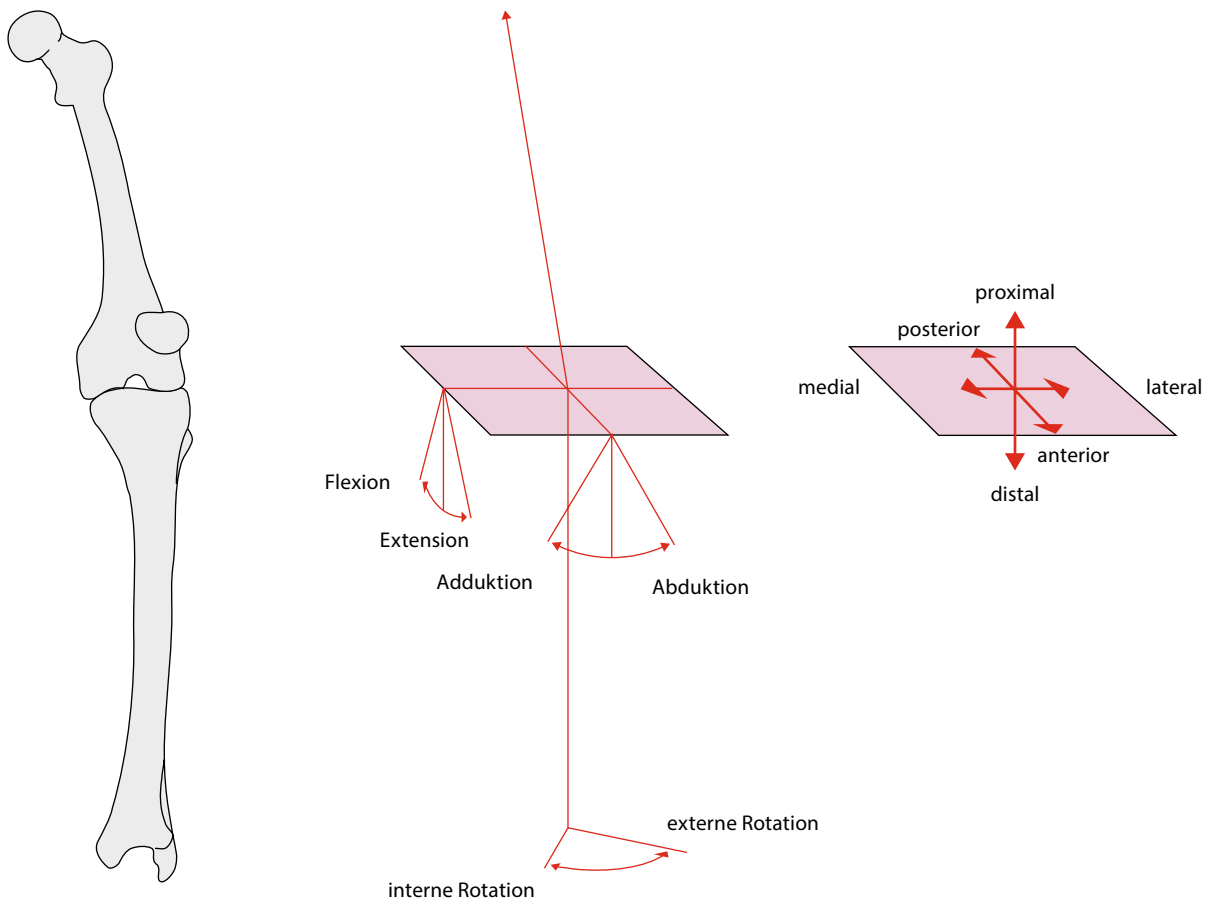
- Medialer Komplex (Lig. collaterale mediale, dorso-mediale Kapsel, M. semimembranosus, Pes anserinus)
- Lateraler Komplex (Tractus iliotibialis, Lig. collaterale laterale, M. popliteus, M. biceps femoris)
- Zentraler Komplex (Ligg. cruciata, Meniscus medialis et lateralis)

Wagner (1987) nahm eine andere Einteilung vor:

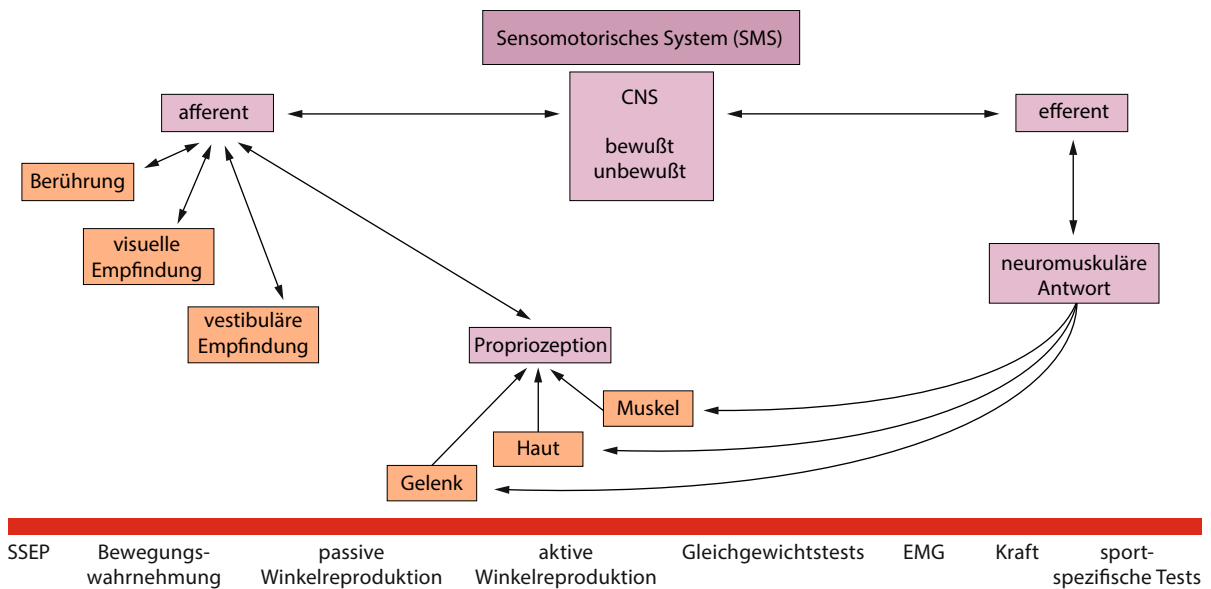
- Medialer und lateraler Komplex
- Vordere und hintere Strukturen
- Kreuzbänder

Strobel und Stedtfeld (1988) unterschieden an stabilisierenden Strukturen:

- Medialen und lateralen Komplex
- Zentralen Komplex
- Ventralen und dorsalen Komplex



■ Abb. 2.1 Die 6 Freiheitsgrade des Kniegelenkes



■ Abb. 2.2 Zusammenspiel des sensomotorischen Systems der Kniegelenkes

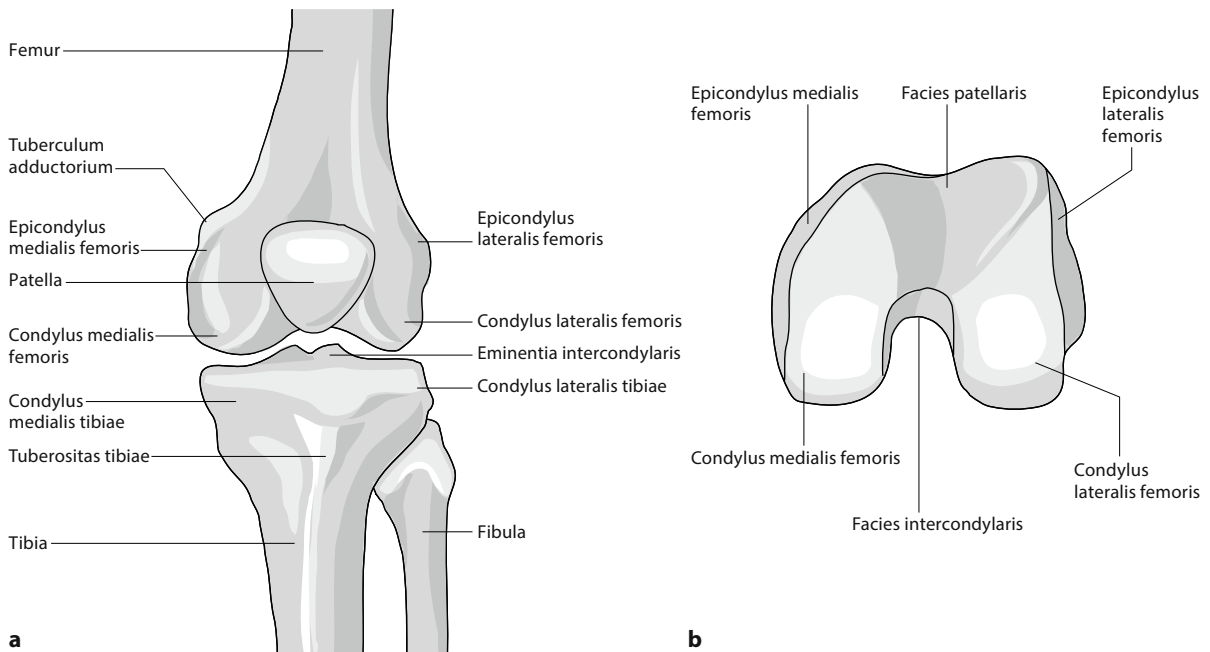


Abb. 2.3a,b Anatomie der Femurkondylen. Ansicht von **a** ventral, **b** distal

2.1 Die knöchernen Anteile des Kniegelenkes

Im Femorotibialgelenk treffen 2 Gelenkteile – die beiden Kondylen des Femur (Condylus femoris) und die beiden pfannenartig geformten Plateaus der Tibia – aufeinander wie Walzenkörper in einem Lager. Im Femoropatellargelenk artikuliert die Kniescheibe mit der Facies patellaris des Femur.

2.1.1 Die Femurkondylen

Die Femurkondylen sind das verbreiterte distale Ende des Femur; sie sind in der Sagittal- und Frontalebene konvex geformt und divergieren nach dorsal mit einem Winkel von etwa 20°. Ihre konvexe Krümmung korrespondiert mit der konkaven Krümmung der tibialen Gelenkflächen. Während der stärker ausgebildete laterale Kondylus in sich gerade ausgerichtet ist, verläuft der schwächer ausgebildete, schräger stehende innere Kondylus nach medial konvex. Ihre Krümmungsradien nehmen von dorsal nach ventral zu, und zwar von 17 mm auf 38 mm beim medialen und von 12 mm auf 60 mm beim lateralen Kondylus (Kapandij 1985). Der Krümmungsradius der Kondylen ändert sich hierbei im Sinne einer sich dorsal einrollenden Spirale. Diese verfügt jedoch nicht – wie die geometrische Spirale nach Archimedes – über einen Zentralpunkt, sondern über eine Serie von Zentren, die ihrerseits auf einer Spirale liegen. Die Linie

durch die Krümmungsmittelpunkte der Kondylen – die sog. Konturlinie – wird als Evolute bezeichnet und imponiert als Spirale einer Spirale. Wegen dieser stets unterschiedlichen Krümmungsradien variiert auch der Spannungszustand der Führungsbänder mit der Gelenkstellung.

Die Facies patellaris ist ventral zwischen den Oberschenkelrollen lokalisiert, von deren Gelenkflächen sie tibial durch die Linea condylopatellaris medialis, lateral durch die Linea condylopatellaris lateralis abgesetzt ist. Kaudal der Gelenkfläche liegt die Fossa intercondylaris, die sich auf einer Linie mit der Rinne der Facies patellaris befindet.

An der medialen Fläche des inneren Condylus femoris befinden sich die beiden knöchernen Erhebungen des Epicondylus medialis femoris und des Tuberculum adductorium. Der äußere Femurkondylus weist die laterale Erhebung des Epicondylus femoris lateralis sowie einen Sulkus für die Sehne des M. popliteus auf (Abb. 2.3).

Die distale Artikulationsfläche des Femur kann als Kombination dreier kreisförmiger Oberflächen betrachtet werden (Elias et al. 1990). Der Boden der Trochlea patellaris, auf der die Kniescheibe bei der Flexionsbewegung zwischen 10° und 100° gleitet, bildet den 1. Kreis. Die posterioren Anteile der Femurkondylen, die zwischen 10° und 150° Knieflexion mit der Tibia artikulieren, stellen einen 2. Kreis dar. Die Beuge- und Streckachse des Kniegelenkes verläuft durch das Zentrum dieses 2. Kreises (Elias et al. 1990; Hollister et al. 1993). Die distalen Anteile der Femurkondylen artikulieren mit der Tibia bei einem Flexionsgrad von 0–10°; sie bilden einen 3. Kreis. Der Radius

der Trochlea patellaris beträgt im Durchschnitt 24 mm; die mittlere Höhe der Trochlea femoralis liegt zwischen 31 und 34 mm, die mittlere Breite der trochlearen Rinne zwischen 35 und 38 mm (Yoshioka et al. 1987); Höhe und Breite der Trochlea variieren jedoch. Die Ursprünge der Retinacula patellae liegen im zentralen Bereich des patellaren Kreises (Elias et al. 1990). Elias et al. (1990) vermuteten, dass diese seitlichen Weichteilstrukturen eine Funktion besitzen, die der der Kollateralbänder vergleichbar ist.

2.1.2 Die Tibia

Das Tibiaplateau

Das Tibiaplateau fällt beim Erwachsenen nach dorsal distal ab (Retroversio tibiae). In der Literatur wird diese Neigung zwischen 4–5° (Baumgartl und Thiemel 1993) und 9° (Kapandij 1985) angegeben (Abb. 2.4). Bedingt durch die Retroversio tibiae besteht bei vertikal stehender Längsachse der Tibia eine Tendenz der Femurkondylen, nach dorsal zu gleiten (Wagner und Schabus 1982). Dieser Funktionsablauf wird jedoch durch die Kapsel-Band-Strukturen und die Menisken verhindert. Die Tibia ist darüber hinaus gegenüber dem Femur gering nach dorsal versetzt (Retropositio tibiae).

In der Mitte des Tibiaplateaus teilt die Eminentia intercondylaris eine mediale von einer lateralen flachen, leicht vertieften Gelenkfläche (Kapandij 1985). Die Areae intercondylares anterior et posterior sind knorpelfrei. Die Gelenkflächen selbst sind im sagittalen Profil sehr unterschiedlich. So ist der mediale Anteil nach kranial konkav, der laterale nach kranial konvex zulaufend. Folglich imponiert die innere Gelenkfläche bikonkav, die äußere in transversaler Richtung konkav und in der Sagittalebene konvex. Hieraus resultiert eine gute Stabilität zwischen Tibia und medialem Femurkondylus, wohingegen die durch die laterale Inkongruenz bedingte Instabilität eine permanente Sicherung durch das vordere Kreuzband erfordert.

Die proximale Tibia besteht aus einer dichten subchondralen Knochenplatte mit einem dünnen kortikalen Rand; darunter liegt Spongiosa. Bei dem für die Knieendoprothetik typischen Resektionsausmaß verbleibt der kortikale Rand sehr dünn. Die Form der proximalen Tibiaoberfläche ist nicht symmetrisch: Die mediale Gelenkfläche ist größer als die laterale. Krugs (Krug et al. 1984) anatomische Studie ergab, dass die Tibiaplateaugrößen zwischen 60 und 86 mm Breite weit variierten, jedoch ohne starke Korrelation in a.-p.-Ausdehnung. So wurde geschätzt, dass 18 tibiale Implantatgrößen nötig seien, um in der Knieendoprothetik eine optimale tibiale Deckung zu gewährleisten. Der härteste Knochen befindet sich in den zentralen und medialen Bereichen des inneren und in den posterolateralen Bereichen des äußeren Schienbeinkopfplateaus (Krug et al. 1984). Die größte Knochenstärke im

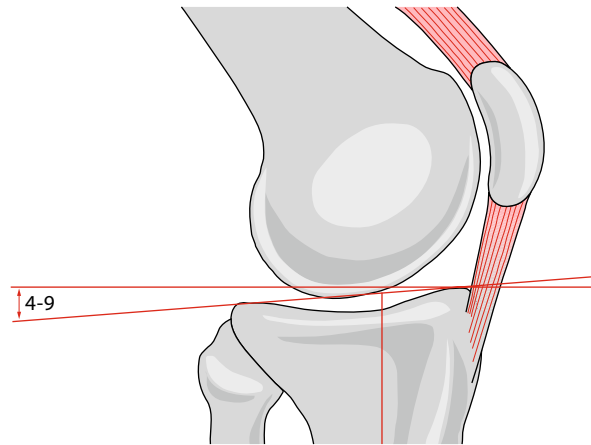
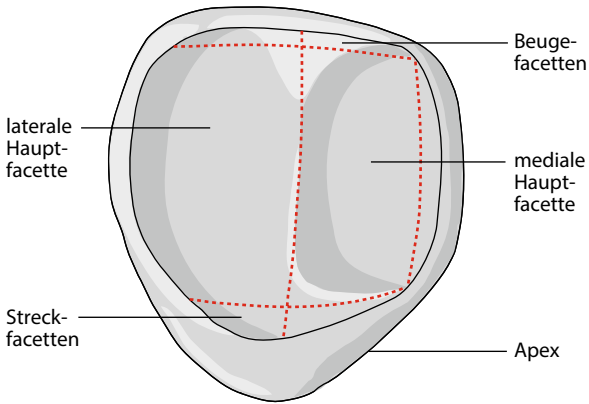


Abb. 2.4 Retroversio tibiae

Bereich der proximalen Tibia wurde auf der medialen Seite festgestellt (Hvid und Hansen 1985; Hvid 1988). Die Knochenstärke korrelierte insofern mit Fehlstellungen, als der Knochen auf der Seite der Deformität stärker ausgeformt war. Hvid und Hansen (1985) stellten weiterhin eine signifikante Reduktion der Knochenstärke mit ansteigender Resektionstiefe von der Gelenkoberfläche fest.

Die Krümmungsradien der Femurkondylen und der entsprechenden tibialen Gelenkflächen sind nicht gleich, so dass diese inkongruent verbleiben; ein Ausgleich wird hier erst durch die Menischi geschaffen.

Die Eminentia intercondylaris ist als zentraler Pfeiler des Kniegelenkes anzusehen. Sie ragt in die Fossa intercondylaris des Femurs und trägt mit ihrem ansteigenden Anteil einen wesentlichen Teil des Körpergewichtes, dies in einem größeren Ausmaß, als es die flachen Gelenkflächen des Tibiaplateaus vermögen (Wagner und Schabus 1982). Die Form der Eminentia intercondylaris führt zur Selbstzentrierung des Kniegelenkes in der Frontalebene. Bei Belastung stellt sie einen effektiven knöchernen Stabilisator dar, indem sie in die Fossa intercondylaris femoris eintaucht. Die sich berührenden Flächen der Femurkondylen und der Eminentia sind mit dicken Knorpelflächen bedeckt. Sie nehmen bei Varus-, Valgus- und Rotationsstress und beim Stehen hohe Drücke auf. Die Vorder- und Hinterhörner der Menisken machen aus dem knöchernen Eminentiasockel einen verformbaren Drehzapfen, der im Zuge der Flexion und Extension fixierend sowie bei Rotationsbewegungen bremsend wirkt (Goodfellow und O'Connor 1978; Müller 1982). Der mediale und laterale Höcker der Eminentia intercondylaris gleiten in der Fossa intercondylaris, unterstützen dabei die Gelenkführung; außerdem verriegeln und stabilisieren sie das Gelenk in Extension (Wagner 1987). In Verbindung mit den Kreuzbändern wird die Eminentia intercondylaris zum zentralen Stabilisator des Kniegelenkes (Baumgartl und Thiemel 1993).



■ **Abb. 2.5** Ansicht von dorsal auf die Patellarückfläche

Die automatische Schlussrotation der Tibia

Die axiale Rotationsmöglichkeit der Tibia im Verhältnis zum Femur kann differenziert werden in

- eine passive Rotation – verursacht durch Einflüsse des Bodens beim Gehen –,
- eine willkürliche oder aktive Rotation – ausgelöst durch die Muskelaktion der Rotatoren (s. unten) – sowie
- eine automatische oder unwillkürliche Rotation.

Die Bänder und die Gelenkkapsel fungieren limitierend auf diese Rotationsformen, die Muskulatur (► Abschn. 2.5) des Beines wirkt bei der willkürlichen Rotation sowohl passiv zügelnd als auch aktiv. Die Drehung des Unterschenkels um seine Längsachse kann nur bei gebeugtem Kniegelenk stattfinden, in vollständiger Extension ist keine Rotation möglich. Kapandij (1985) gibt hier für die maximale Innendrehung 30°, für die maximale Außendrehung 40° an, wobei das Maß der Rotation abhängig vom Grad der Flexion ist; bei 30° Beugung ist eine geringere Rotation als bei 90° möglich. Die Kollateralbänder begrenzen die Außen-, die Kreuzbänder die Innendrehung.

Die sog. Schlussrotation bzw. automatische Rotation um 13–15° tritt unwillkürlich während der letzten bzw. ersten 20° Extension bzw. Flexion auf (Menschik 1975). Die automatische Innenrotation im Zuge der Kniebeugebewegung erfolgt, weil bei der Flexion der laterale Femurkondylus sich auf dem Tibiaplateau mehr nach hinten bewegt als der mediale. Diese ungleich weite Rückverlagerung der Kondylen im Zuge dieses Funktionsablaufes hat mehrere Ursachen (Müller 1982):

- Die unterschiedlichen Krümmungsprofile der femoralen Kondylen: Dasjenige des lateralen Femurkondylus ist länger als das des medialen; dadurch legt der äußere Femurkondylus beim Abrollen auf der Tibia eine größere Strecke zurück als der innere.
- Die unterschiedliche Kontur der tibialen Gelenkflächen: Der mediale Femurkondylus verlagert sich nur

gering, da er mit der konkaven Tibiafläche artikuliert, während der laterale sich über den dorsalen Abhang der konvexen Gelenkfläche der Tibia weiter nach hinten verlagert.

- Der Verlauf der Kollateralbänder: Das mediale Band spannt sich bei einer Rückverlagerung der Kondylen eher als das laterale, so dass der laterale Kondylus über einen größeren Bewegungsspielraum verfügt.
- Die unterstützende Aktion der Kniebeuger und -innenrotatoren: die Muskelgruppe des Pes anserinus superficialis und der M. popliteus.
- Die Anspannung des hinteren Kreuzbandes in Streckstellung bedingt eine Außenrotation der Tibia.

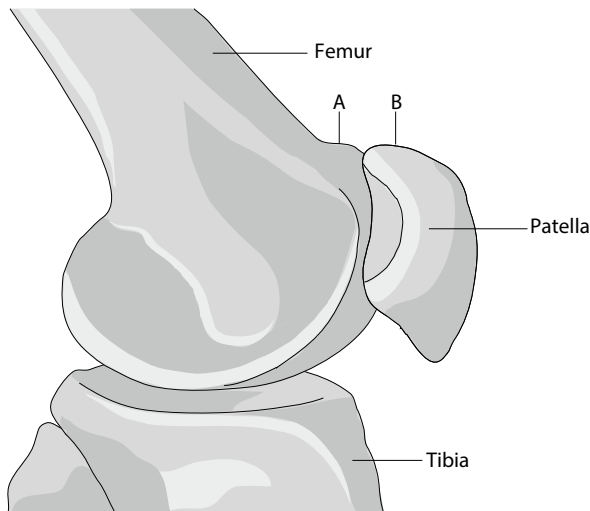
Die Rotationsachse der automatischen Schlussrotation ist nach Müller (1982) nicht identisch mit der Rotationsachse der willkürlichen Rotation. Während das Rotationszentrum der willkürlichen Rotation medial vom hinteren Kreuzband und der Eminentia in der hinteren Tibiagelenkhälfte liegt, findet sich die Achse der automatischen Rotation lateral dorsal der Eminentia. Nach anderen Untersuchungen liegt die Achse der willkürlichen Rotation weiter medial (Shaw et al. 1974; Wang et al. 1974), die Achse der automatischen Rotation weiter lateral (Wang et al. 1974) bzw. medial (Shaw et al. 1974). Die Funktion der automatischen Rotation bedeutet eine Stoßbremse als Schutz vor einer Hyperextension des Kniegelenkes.

2.1.3 Die Patella und das Femoropatellargelenk

Die Anatomie der Patella

Das Femoropatellargelenk ist der am stärksten belastete Teil des Kniegelenkes. Die Patella ist ein in den Kniestreckapparat integriertes Sesambein, das bei physiologischer Synovialflüssigkeit mit nur geringer Reibung auf den Femurkondylen gleitet. Sie ist ein platter dreieckiger Knochen, an dessen kranialer Basis die Quadrizepssehne inseriert und an dessen kaudaler Spitze, dem Apex patellae, das Lig. patellae proprium entspringt.

Die konvexe Vorderfläche der Patella wird von zahlreichen Gefäßkanälen durchzogen, Einstrahlungen der Sehne des M. quadriceps femoris bilden vertikal verlaufende Vertiefungen. Die Hinterfläche der Patella weist im oberen Teil eine überknorpelte Gelenkfläche auf, im unteren Teil (etwa $\frac{1}{4}$ der Gesamtfläche) ist sie nicht knorpelbedeckt. Auf der Gelenkfläche werden insgesamt 7 Facettenabschnitte – eine mediale, eine laterale und mehrere Randfacetten – unterschieden (■ Abb. 2.5); diese Facetten sind durch Leisten voneinander getrennt. Die mittlere Leiste, die die mediale und die laterale Hauptfacette voneinander trennt, kann in proximodistaler Richtung konkav oder konvex geformt



■ **Abb. 2.6** Höhereinstellung der Patella. Bei anatomisch korrekter Situation liegen bei einer Beugung von 40° die Oberränder der lateralen Femurkondyle (A) sowie der Patella (B) auf gleicher Höhe

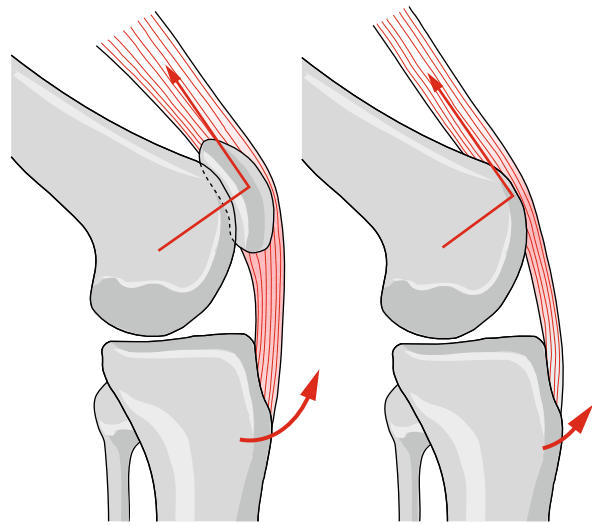
sein. Bei anatomisch konvexer Oberflächengestaltung ist zur Erzielung eines flächenhaften Kontaktes zwischen Patellahinterfläche und Facies patellaris femoris ein erhöhter Berührungsdruck notwendig, was die Stärke des Knorpelüberzugs von etwa 5,4–6,4 mm in diesem Bereich erklären kann (Wagner und Schabus 1982). Die proximal der Hauptfacetten gelegenen Beugefacetten sind sehr klein und kommen nur bei maximaler Knieflexion in Kontakt zu den Femurkondylen. Ebenso berühren die distal der Hauptfacetten gelegenen Streckfacetten die Femurkondylen nur bei maximaler Extension.

Die Höhereinstellung der Patella

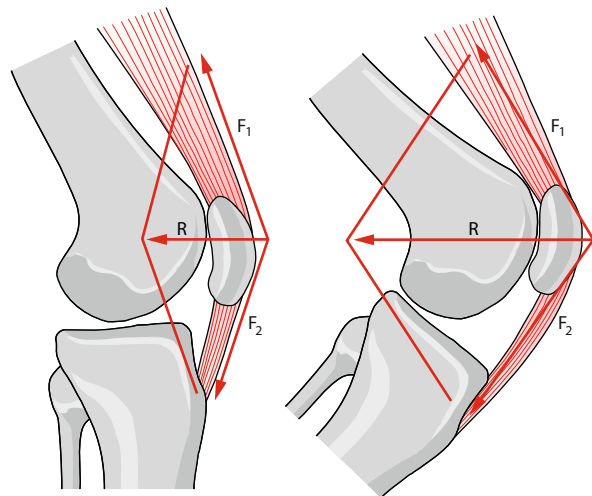
Die Länge des Lig. patellae und die Lokalisation der Tuberositas tibiae determinieren die Höhereinstellung der Patella; sie ist dann optimal, wenn bei einer Beugung von 40° sich der Oberrand der Kniescheibe in gleicher Höhe wie die obere Begrenzung des lateralen Femurkondylus befindet (Baumgartl und Thiemel 1993) (■ Abb. 2.6). In diesem Fall artikulieren die Gelenkflächen von Patella und Femurkondylen so breitflächig wie möglich miteinander. Im Falle einer Patella alta liegt die Kniescheibe höher, bei einer Patella baja tiefer.

Die Funktion der Patella

Neben ihrer Schutzfunktion für die Femurkondylen erhält die Patella ihre wichtigste Funktion in Kniebeugestellung, indem sie dafür sorgt, dass der Ansatzwinkel der Muskeln und Sehnen und somit das Drehmoment der Kniegelenkstrecker verbessert wird (Kaufer 1979; Wagner und Schabus 1982; Kapandij 1985) (■ Abb. 2.7), wobei gleichzeitig ein Schleifen der Sehne des M. quadriceps femoris über die Oberschenkelkondylen minimiert und die mus-



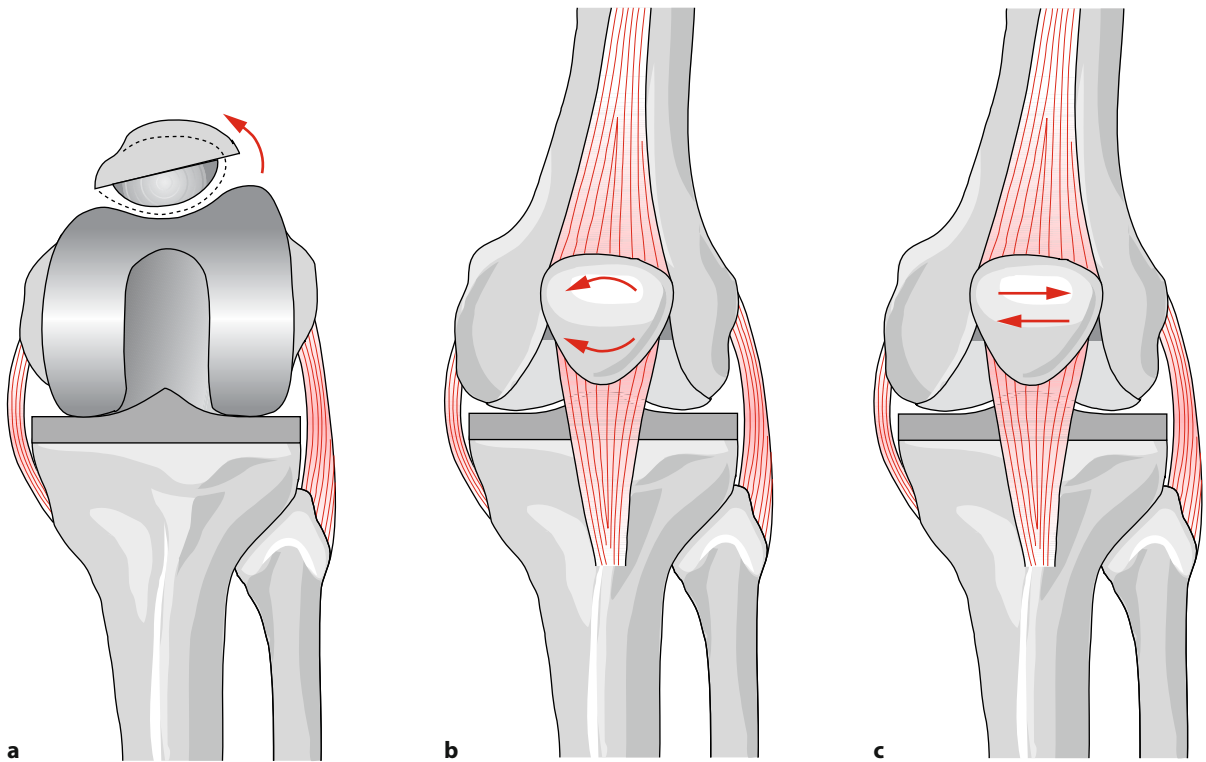
■ **Abb. 2.7** Virtueller Hebelarm des M. quadriceps femoris mit und ohne Patella



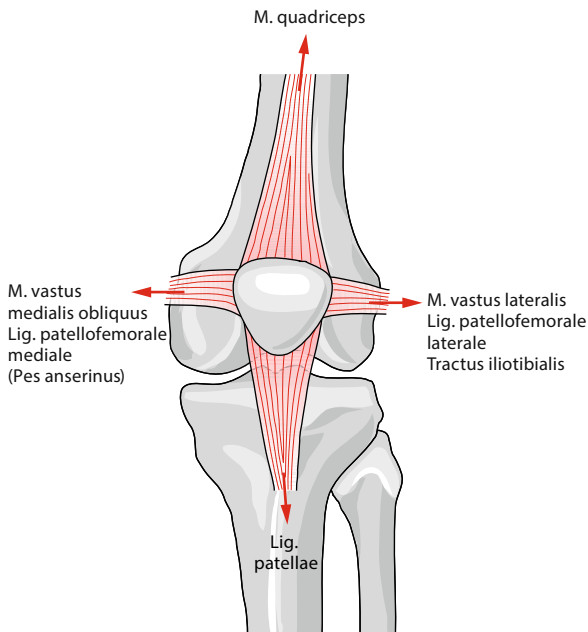
■ **Abb. 2.8** Anpressdruck der Patella in Abhängigkeit von der Beugung des Kniegelenkes. Die Kraftkomponente F1 (Komponente der patellaren Druckkraft) wirkt dem Femurvorschub entgegen. Mit wachsender Beugung nimmt der Anpressdruck der Kniescheibe zu (Vektorendarstellung)

kuläre Krafteinleitung zentralisiert werden (Kaufer 1979). Durch diese Zentralisierung der muskulären Krafteinleitung wird die Verhinderung einer Dislokation des Streckapparates unterstützt und eine gleichmäßige Spannung der Kniegelenkkapsel gewährleistet (Freehafer 1962). Im Falle einer Patellektomie wird das Drehmoment der Strecker um etwa 30–40 % gemindert (Kaufer 1979; Bandi 1982; Wendt und Johnson 1985).

Durch Abbremsung des Kondylenvorschubes im Zuge der Beugebewegung, stabilisiert die Kniescheibe das Femorotibialgelenk und entlastet so das hintere Kreuzband (■ Abb. 2.8).



■ Abb. 2.9a–c Die Patella führt in ihrem femoralen Lager Kippungen (a), Rotationen (b) und mediolaterale Translationen (c) durch



■ Abb. 2.10 Die Stabilisatoren der Patella

Die Führungselemente der Patella

Die Patella gleitet ausgehend von der Kniesteckung über die geringe und mittlere Kniebeugung in ihrem Gegenlager, der Facies patellaris, zwischen den beiden Femurkon-

dylen. Dabei beschreibt die Gleitbahn, welche die Kniescheibe im Zuge der Flexion des Kniegelenkes von kranial nach kaudal durchläuft, einen flachen, nach lateral offenen Bogen. Die Tangenten an die Endpunkte dieses Bogens bilden einen Winkel von etwa 170° , der ungefähr dem Valguswinkel zwischen Femur und Tibia entspricht (Bandi 1982). Die Kniescheibe verschiebt sich bei Beugung über 90° um ungefähr den 2-fachen Betrag ihrer Länge (8 cm) nach kranial (Wagner und Schabus 1982). Bei dieser Bewegung dreht sie sich um eine transversale Achse (■ Abb. 2.9).

Die Patella wird durch 3 Elemente in ihrer Bahn geführt: Als passive Stabilisatoren wirken die muldenförmige knöcherne Kontur des Sulcus patellaris der Facies patellaris femoris sowie der weiter nach ventral vorspringende Condylus lateralis femoris (Wagner und Schabus 1982; Bandi 1982). Nach proximal wird die Patella durch die Sehne des M. quadriceps femoris, nach distal durch das Lig. patellae fixiert (■ Abb. 2.10). Zusätzliche passive Stabilisatoren sind Verstärkungen der Gelenkkapsel bzw. der Retinaculæ patellae – die beidseitigen Ligg. patellofemorales, wobei ihr medialer Anteil eine Lateralverschiebung der Kniescheibe verhindert. Gleichfalls gegen seitliche Verschiebung stabilisieren passiv die Ligg. patellotibiales mediale et laterale. Der M. vastus medialis obliquus als Hauptstabilisator, die Adduktoren des Oberschenkels über die Lamina vastoadductoria sowie die Muskeln der

Pes-anserinus-Gruppe wirken als dynamische seitliche Stabilisatoren.

Hierbei stabilisieren die Muskeln des Pes anserinus durch Innenrotation des Unterschenkels, wobei eine Verringerung des Valguswinkels „Q“ eintritt. Dieser ist definiert als der Winkel zwischen der Geraden durch die Kniescheibenmitte zur Spina iliaca anterior inferior und der Geraden von der Kniescheibenmitte zum Zentrum der Tuberositas tibiae (Insall und Salvati 1971; Hungerford und Barry 1979) (Abb. 2.11). Dieser Valguswinkel des Streckapparates ist bis zu 15° physiologisch (Wagner und Schabus 1982), er ändert sich in Abhängigkeit von der Beugstellung des Kniegelenkes und auch bei unterschiedlichen Rotationsstellungen des Unterschenkels. Er ist ohnehin nur schwer zu quantifizieren, da die angegebenen Messpunkte zur Festlegung der Schenkel des Q-Winkels weder klinisch noch radiologisch exakt zu reproduzieren sind.

Die Auswirkungen der Knieflexion auf das Patellofemoralgelenk

Bei der automatischen Rotation der Tibia während einer Flexion zwischen 0 und 20° werden der Q-Winkel und der lateral gerichtete Kraftvektor des M. quadriceps femoris verkleinert (Goldberg et al. 1991), die Patella wird somit in die Trochlea des Femur gedrückt. Der femoropatellare Druck verteilt sich dabei auf Kniescheibenfirst und -facetten. Bei Beugung des Kniegelenkes um 90° bewegt sich die Patella nach lateral, so dass dann ihr äußerer Rand den primär belasteten Bereich darstellt. Bei starker Beugung wird der Kniescheibenfirst dadurch entlastet, dass er zwischen die Femurkondylen einsinkt. In Streckstellung berührt die Patella gerade eben mit ihrer unteren Spitze die Fossa supratrochlearis zwischen den Femurkondylen; bei geringen und mittleren Beugstellungen wird diese Artikulationsfläche größer. Bei gebeugtem Gelenk wird die Kniescheibe durch Kontraktion des Streckapparates gegen die Oberschenkelrollen gedrückt, wodurch das Gelenk gestreckt wird.

Die Kontaktfläche zwischen Kniescheibe und Femur verändert sich mit dem Flexionswinkel des Kniegelenkes. Der Kontaktpunkt auf der Patella liegt in Extension distal und wandert bei Flexion nach proximal (Huberti und Hayes 1984; Goodfellow et al.; Hehne 1990), der Kontaktbereich vergrößert sich mit zunehmender Flexion (Hehne 1990). Ab einem Beugewinkel über 70° kommt es zu einem Kontakt der Quadrizepssehne mit dem Femur (Hehne 1990), der Kontaktbereich zwischen Kniescheibe und Oberschenkelknochen erreicht bei 120° Flexion sein Maximum (Huberti und Hayes 1984) und vergrößert sich bei Quadrizepsbelastung durch die Verformung des Knorpels um das 4-fache (Hehne 1990). Die Kompressionskräfte innerhalb des Patellofemoralgelenkes sind hoch und erreichen bei normalem Q-Winkel ihr Maximum bei

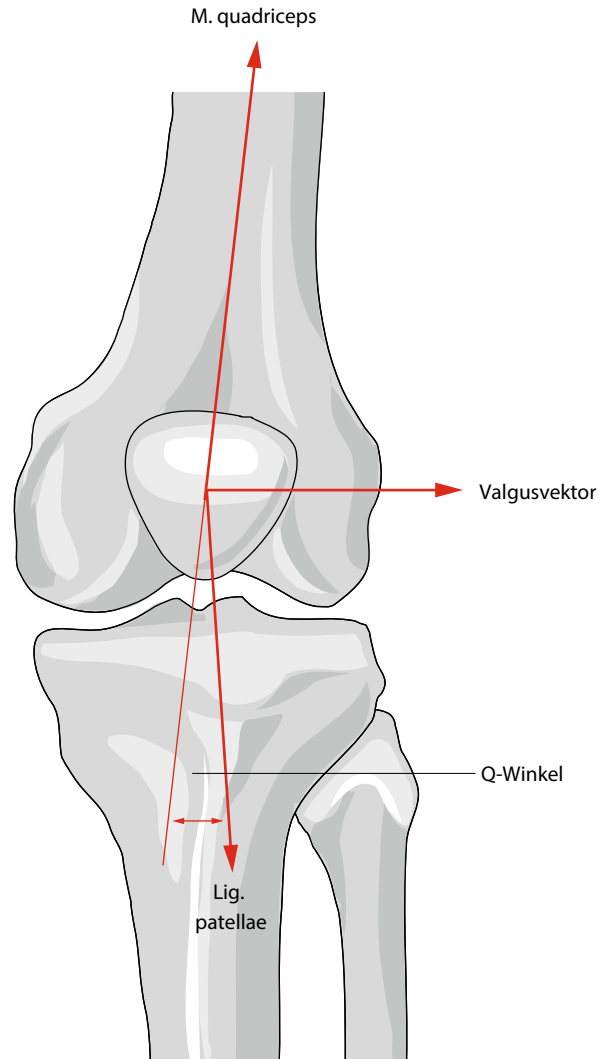


Abb. 2.11 Durch den Valguswinkel des Streckapparates zwischen Quadrizepssehne und Lig. patellae wird die Patella nach lateral abgedrängt

90° Flexion (Huberti und Hayes 1984). Veränderungen des Q-Winkels um 10° können bei 20° Flexion zu einem Anwachsen der Kompressionskräfte um 45 % führen (Huberti und Hayes 1984).

Maximale Kräfte des M. quadriceps femoris und des Lig. patellae werden bei einer Kniebeugung von 60° erzeugt und erreichen Werte von 3000 N (Huberti et al. 1984). Die auf das Lig. patellae Einfluss nehmenden Kräfte sind bei 30° Flexion um 30 % größer als jene, die auf den M. quadriceps femoris einwirken. Umgekehrte Verhältnisse liegen bei Kniebeugewinkeln zwischen 90° und 120° vor.

In der Literatur wird der femoropatellare Druck unterschiedlich hoch angegeben. Je nach Autor und Untersuchung schwankt er in Abhängigkeit von der Kniebeugstellung zwischen 400 und 1000 Kp (Burckhard 1924;

Tab. 2.1 Femoropatellare Kompressionskräfte
(Nach Kim et al. 1993)

Aktivität	Kraft ($\times$ Körpergewicht)
Gehen	0,5
Treppen hinaufsteigen	3,3
Treppen heruntersteigen	3,3
Springen	20

Fürmaier 1953; Lacreuse 1961; Bandi 1982; 1976; Burckhard 1988). Nach Angaben von Kim et al. (1993) liegt bei alltäglichen Aktivitäten die Patellabelastung bei dem 0,5- bis 3,3-fachen des Körpergewichtes; in ungünstigen Fällen erhöhen Laufen und Springen diesen Druck um ein Vielfaches (Tab. 2.1).

2.1.4 Die Beinachsen

In der Literatur herrscht weitgehend Konsens über die „normale“ Ausrichtung des Kniegelenkes. Das Alignment des Beines wurde mit teilweise unterschiedlichen Definitionen der jeweiligen Autoren beschrieben. Die Differenzen entstehen u. a. durch unterschiedliche Bestimmungsmethoden des Alignments – röntgenologisch oder anatomisch – sowie durch uneinheitliche Referenzpunkte. Erst die Kenntnis der normalen anatomischen Achsen des Kniegelenkes kann bei Restaurationen des Knies zur richtigen Prothesenimplantation führen.

Das richtige Alignment des Knies kann durch 2 unterschiedliche Bedingungen charakterisiert werden (Krackow 1990):

- Das normale oder prothetisch versorgte Kniegelenk sollte auf die Traglinie des Beines zentriert sein.
- Es sollte die „richtige“ Orientierung der Gelenklinie vorliegen.

Anatomische und mechanische Achsen des Beines

Die anatomischen Achsen (Schaftachsen) von Femur und Tibia werden durch ihre zentralen Längsachsen gebildet. Die Zentren von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk liegen bei Extension physiologisch auf einer Geraden, der sog. Traglinie oder mechanischen Achse des Beines. Diese ist definiert als Linie vom Zentrum des Femurkopfes zum Zentrum des Sprunggelenkes bei Extension. Die mechanische Achse des Femurs ist eine Linie vom Zentrum des Femurkopfes zum Zentrum des Kniegelenkes, die der Tibia vom Zentrum des Kniegelenkes zum Zentrum des Sprunggelenkes (Abb. 2.12). Diese Achse ist deckungsgleich mit

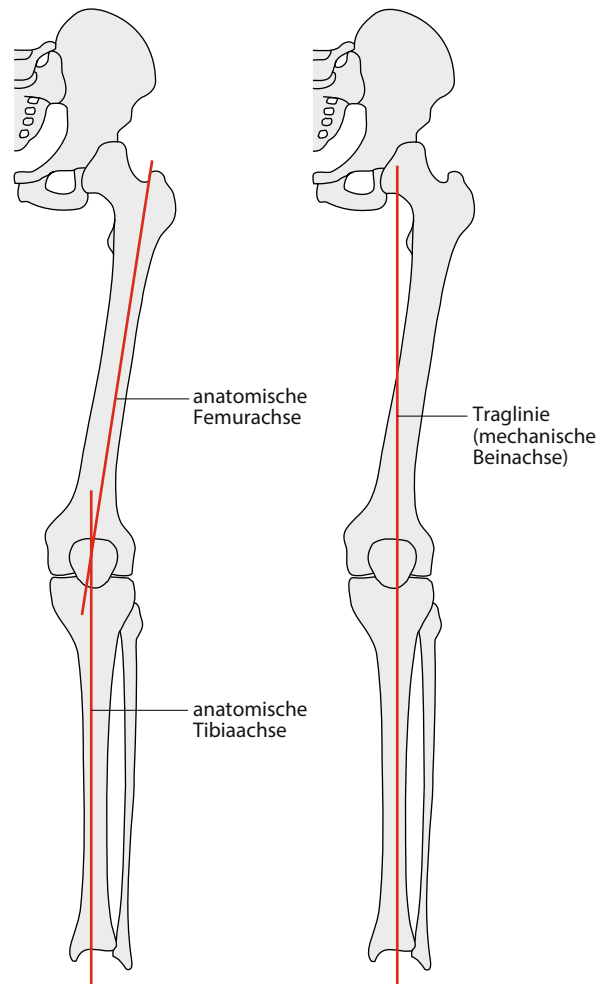


Abb. 2.12 Die Achsen des Kniegelenkes

der anatomischen Achse der Tibia (Kim et al. 1993). Eine mechanische Beinachse von 0° bedeutet, dass mechanische Achsen von Femur und Tibia deckungsgleich sind. Diese verläuft normalerweise nicht genau durch das Zentrum des Kniegelenkes, sondern leicht nach medial versetzt im Bereich von $2,5\text{--}3,5^\circ$ Varus (Krackow 1983).

Bedingt durch den ausladenden Femurhals bildet die anatomische Femurachse mit der anatomischen Tibiaachse einen nach lateral offenen tibiofemoralen Winkel von $170\text{--}175^\circ$ bzw. im Bereich des Oberschenkels einen nach kranial offenen Winkel von $5\text{--}10^\circ$ (Kapandij 1985; Baumgartl und Thiemel 1993). Hieraus resultiert eine physiologische, geschlechtsspezifische leichte Valgusstellung des Knies.

Der mit der normalen Gelenkausrichtung verbundene tibiofemorale Winkel hängt allein ab von dem Winkel zwischen der Achse des Femurschaftes und seiner mechanischen Achse (Linie zwischen Femurkopfzentrum und Kniegelenkzentrum). Mit anderen Worten: Eine normale Ausrichtung ist erst dann vorhanden, wenn der tibiofe-

morale Winkel gleich dem Winkel zwischen anatomischer und mechanischer Femurachse ist (Krackow 1990). Daraus folgt, dass der normale tibiofemorale Winkel einzig abhängt von der Geometrie des Femur. Dieser Winkel leitet sich ab als eine Funktion der Länge des Femurschaftes, der Länge des Femurhalses und der Varus-Valgus-Ausrichtung des Oberschenkelknochens. Der Winkel zwischen anatomischer und mechanischer Femurachse liegt zwischen 5° und 7° , meist aber recht nahe an 6° (Moreland et al. 1987; Yoshioka et al. 1987; Krackow 1990). Die physiologische mechanische Beinachse (Traglinie) ist leicht nach schräg unten innen geneigt und bildet mit der Vertikalen einen Winkel von etwa 3° . Beim weiblichen Geschlecht ist dieser Winkel in der Regel durch das breitere Becken größer.

Befindet sich das Kniegelenk in Extensionstellung, gemeint ist hier der Zustand der Normalausrichtung, gemeint ist hier der tibiofemorale Winkel, unabhängig von der Position der unteren Extremität im Raum. Somit hat der Zustand der normalen Ausrichtung keine Beziehung zur relativen Position der unteren Extremität zum Boden.

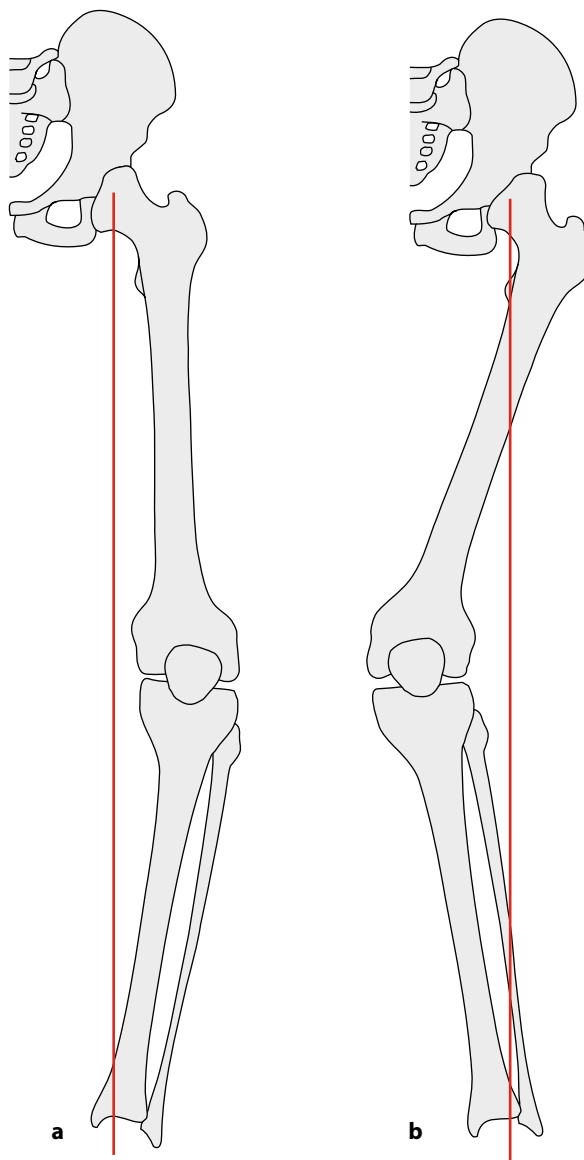
Achsenabweichungen des Kniegelenkes

Über die physiologische Valgusstellung hinaus kann in pathologischen Fällen der Valguswinkel stark verändert sein. Ist der Valguswinkel wesentlich kleiner als die Norm, spricht man von einer Varusdeformität bzw. einem Genu varum; ist er wesentlich größer, liegt eine Valgusdeformität bzw. ein Genu valgum vor (Abb. 2.13).

Eine Valgusdeformität besteht dann, wenn die mechanische Achse (Femurkopffzentrum, Fersenzentrum) lateral des Kniegelenkes zu liegen kommt; eine Varusdeformität ist dementsprechend im Falle einer medialen Lage der mechanischen Achse gegeben. Diese Achsenabweichung kann auf 2 Arten gemessen werden:

- Messung des diaphysären Achsenwinkels
 - beträchtlich unter 170° → Valgusdeformität
 - beträchtlich über 170° → Varusdeformität
- Messung der Kniegelenkverlagerung nach medial bzw. lateral in Millimetern

Beim sog. Genu recurvatum liegt die mechanische Achse in der lateralen Ansicht vor dem überstreckten Kniegelenk. Das Ausmaß eines Genu recurvatum ist nach der Neutralnullmethode ebenfalls in Winkelgraden zu messen (Abb. 2.14).



■ Abb. 2.13a,b Genu varum (a) und Genu valgum (b)