

Schulterchirurgie

Bearbeitet von
Peter Habermeyer, Sven Lichtenberg, Markus Loew, Petra Magosch, Frank Martetschläger, Mark Tauber

5. Auflage 2017. Buch inkl. Online-Nutzung. 896 S. Mit Zugang zur Medizinwelt. Hardcover
ISBN 978 3 437 22342 6
Format (B x L): 21 x 29,7 cm

[Weitere Fachgebiete > Medizin > Chirurgie > Orthopädie- und Unfallchirurgie](#)

schnell und portofrei erhältlich bei


DIE FACHBUCHHANDLUNG

Die Online-Fachbuchhandlung beek-shop.de ist spezialisiert auf Fachbücher, insbesondere Recht, Steuern und Wirtschaft. Im Sortiment finden Sie alle Medien (Bücher, Zeitschriften, CDs, eBooks, etc.) aller Verlage. Ergänzt wird das Programm durch Services wie Neuerscheinungsdienst oder Zusammenstellungen von Büchern zu Sonderpreisen. Der Shop führt mehr als 8 Millionen Produkte.



Habermeyer

P. Habermeyer S. Lichtenberg M. Loew
P. Magosch F. Martetschläger M. Tauber (Hrsg.)

Schulter- chirurgie

Leseprobe

5. Auflage



Inhaltsverzeichnis

1	Topografie und funktionelle Anatomie des Schultergürtels und des Schultergelenks	1	4	Klinische Untersuchung der Schulter	
	Reinhard Putz, Magdalena Müller-Gerbl			Ulrich H. Brunner, Markus Scheibel	57
1.1	Einleitung	2	4.1	Einleitung	58
1.2	Morphologie und Topografie der Schulter	2	4.2	Anamnese	58
1.2.1	Morphologie und Topografie des Schultergürtels	2	4.2.1	Alter	58
1.2.2	Gefäß- und Nervenversorgung der Schulter	4	4.2.2	Klinisches Beschwerdebild	58
1.2.3	Periartikuläre Bursae	6	4.2.3	Schmerzen	58
1.2.4	Morphologie und Topografie des Schultergelenks	6	4.2.4	Bewegungseinschränkung und Schwäche	59
1.2.5	Morphologie und Topografie der Gelenkkapsel	10	4.2.5	Ursachen	59
1.3	Funktionelle Anatomie der Schulter	13	4.3	Inspektion	59
1.3.1	Kinematik der Schulter	13	4.4	Die statische und dynamische Position der Skapula	60
1.3.2	Statik der Schulter	15	4.5	Etagendiagnostik der Halswirbelsäule und Thoracic-Outlet-Syndrom	62
2	Pathologie und Pathomechanik der Schulterinstabilität		4.5.1	Palpation der Halswirbelsäule	63
	Ernst Wiedemann	19	4.5.2	Funktionsuntersuchung	63
2.1	Einleitung	20	4.6	Palpation der Schulter	64
2.2	Definitionen	20	4.7	Bewegungsanalyse	64
2.3	Elemente der glenohumeralen Stabilität	20	4.8	Prüfung der groben Muskelkraft, isometrische Rotatorentests und Lag-Zeichen	66
2.3.1	Dynamische Mechanismen	20	4.9	Funktionsbeurteilung der Rotatorenmanschette	67
2.3.2	Statische Mechanismen	21	4.9.1	M. supraspinatus	67
2.4	Epidemiologie der Schulterinstabilität	24	4.9.2	Mm. supraspinatus, infraspinatus und teres minor	68
2.5	Klassifikation der Schulterinstabilität	24	4.9.3	M. subscapularis	69
2.6	Verletzungsmuster bei traumatischer vorderer Schulterinstabilität	25	4.10	Impingement-Tests	72
2.6.1	Intraartikuläre Läsionen am vorderen unteren Pfannenrand	25	4.11	Untersuchung des AC-Gelenks	74
2.6.2	Läsionen der Rotatorenmanschette	27	4.12	Untersuchung der langen Bizepssehne und des Rotatorenintervalls	74
2.6.3	Knöcherne Verletzungen	27	4.13	Instabilitätsprüfung	77
2.6.4	Nervenschäden	30	4.13.1	Allgemeine Aspekte	77
2.7	Hintere Schulterinstabilität	30	4.13.2	Anamnese	78
2.7.1	Pathologische Retroversion des Glenoids	30	4.13.3	Untersuchung der Schulterlaxität	78
2.7.2	Umgekehrte (reversed) Malgaigne- bzw. Hill-Sachs-Läsion	30	4.13.4	Untersuchung der Schulterinstabilität	81
2.7.3	Rolle des Rotatorenintervalls	31	4.14	Untersuchungsbogen	83
2.8	Multidirektionale Schulterinstabilität	31	5	Konventionelle Radiologie und Computertomografie der Schulter	
3	Pathologie und Pathomechanik des Subakromialraums und der Rotatorenmanschette (inkl. lange Bizepssehne)			Markus Wambacher, Jürgen Oberladstätter, Michael Rieger	89
	Dennis Liem, Markus Scheibel	35	5.1	Einleitung	90
3.1	Einleitung	36	5.2	Standardaufnahmen	90
3.2	Impingement-Syndrome	36	5.2.1	Anteroposteriore Aufnahme	90
3.2.1	Subakromiales Impingement	36	5.2.2	Die Relevanz der Neutralstellung des Arms für True-a. p.-Aufnahme	91
3.2.2	Subkorakoidales Impingement	43	5.2.3	Axiale Aufnahme	91
3.2.3	Posterosuperiores glenohumerales Impingement	44	5.3	Einstelltechniken zur Beurteilung der zweiten Ebene bei stark schmerzhafter Schulter oder bei angelegtem Verband	92
3.2.4	Anterosuperiores glenohumerales Impingement	45	5.3.1	Skapula-Y-Aufnahme (true lateral view)	92
3.3	Rotatorenmanschettenrupturen	46	5.3.2	Velpeau-Aufnahme	93
3.3.1	Rupturformen	47	5.4	Röntgen-Zielaufnahmen zur präoperativen Abklärung von Schulterluxationen	93
3.3.2	Heilungs- und Regenerationspotenzial der muskulotendinösen Einheit	50			
3.4	Läsionen der langen Bizepssehne	50			

5.4.1	Aufnahmetechniken zur Darstellung der Hill-Sachs-Läsion	94	6.7.4	Degeneration des Akromioklavikulargelenks	157
5.4.2	Darstellung des vorderen unteren Pfannenrands	94	6.8	Knochenmarkveränderungen: Kontusion, Fraktur, Nekrose	157
5.5	Röntgen-Zielaufnahmen zur Abklärung pathologischer Veränderungen im Subakromialraum	96	6.9	Tumoren, tumorähnliche Läsionen, Varia	160
5.5.1	Outlet-View (Supraspinatustunnel-Aufnahme) nach Morrison und Bigliani	96	7	Ultraschalluntersuchung der Schulter	
5.5.2	Anteroposteriore Aufnahme nach Rockwood	98	Andreas Werner	167	
5.5.3	Os acromiale im Röntgenbild	98	7.1	Einleitung	168
5.5.4	Tendinosis calcarea im Röntgenbild	99	7.2	Gerätetechnische Anforderungen	168
5.6	Röntgen-Zielaufnahme zur Darstellung des AC-Gelenks	99	7.3	Untersuchungstechnik	168
5.7	Röntgen-Zielaufnahme zur Abklärung des SC-Gelenks	101	7.3.1	Patientenlagerung	168
5.7.1	Degenerative Erkrankungen des SC-Gelenks	101	7.3.2	Anforderungen an die Befunddokumentation	168
5.7.2	Infektionen des SC-Gelenks	102	7.3.3	Standardschnittebenen und Normalbefunde: Glenohumeralgelenk	168
5.8	Computertomografie der Schulter	102	7.3.4	Standardschnittebenen und Normalbefunde: Akromioklavikulargelenk	170
5.8.1	Lagerung	102	7.4	Pathologische Befunde	171
5.8.2	Technik der Spiral- und Multi-Slice-CT	102	7.4.1	Bursen: Bursa subcoracoidea/subacromialis/subdeltoidea	171
5.8.3	Indikationen zur CT-Untersuchung	105	7.4.2	Rotatorenmanschette	171
5.8.4	Indikationen zum SPECT-CT	120	7.4.3	Lange Bizepssehne	174
5.9	Defekarthropathien	121	7.4.4	Schulterinstabilität	175
5.10	Instabilitätsarthrose nach Samilson	121	7.4.5	Adhäsive Kapsulitis (Frozen Shoulder)	175
5.11	Rheumatoide Arthritis	123	7.4.6	Omarthrose	176
5.12	Glenoiddysplasien	125	7.4.7	Akromioklavikulargelenk (ACG)	176
			7.4.8	Periartikuläre Zysten/Ganglien	177
6	MRT der Schulter		7.5	Weitere Anwendungsoptionen	177
Axel Stäbler	131	7.5.1	Ultraschallgestützte Punktionen/Infiltrationen	177	
6.1	Vorbemerkung	132	7.5.2	Ultraschallgestütztes Needling bei Tendinosis calcarea	178
6.2	Indikation, technische Voraussetzungen, Durchführung	132	7.5.3	Ultraschall-Elastografie	178
6.2.1	Indikation	132	8	Differenzialdiagnose der Schultererkrankungen	
6.2.2	Technische Voraussetzungen, Durchführung	132	Petra Magosch	181	
6.3	Pathologien der Rotatorenmanschette	133	8.1	Einleitung	182
6.3.1	Subakromiales Impingement	133	8.2	Intrinsische „schulter-spezifische“ Erkrankungen	182
6.3.2	Tendinose von Sehnen der Rotatorenmanschette	135	8.2.1	Intrinsische Sehnenläsionen	182
6.3.3	Partialruptur der Rotatorenmanschette, „Footprint“-Läsionen	136	8.2.2	Extrinsische Sehnenläsionen	186
6.3.4	Komplette/transmurale Ruptur der Rotatorenmanschette	140	8.2.3	Tendinosis calcarea	189
6.3.5	Subscapularis-Läsionen	142	8.2.4	Frozen Shoulder	192
6.3.6	Pulley-Läsionen	142	8.2.5	Skapuladyskinesie und SICK-Skapula	194
6.3.7	Tendinosis calcarea	144	8.2.6	Schulterinstabilität	195
6.4	Adhäsive Kapsulitis	145	8.2.7	Avaskuläre Humeruskopfnekrose	198
6.5	Lange Bizepssehne	146	8.2.8	Omarthrose und spezifische Arthroseformen	199
6.5.1	Tendinose der langen Bizepssehne	146	8.2.9	AC-Gelenkarthrose	200
6.5.2	Teilruptur der langen Bizepssehne	146	8.2.10	Akuter bakterieller Schultergelenkinfekt	200
6.5.3	Komplette Ruptur der langen Bizepssehne	152	8.3	Extrinsische schulterun-spezifische Erkrankungen	201
6.6	Instabilität	152	8.3.1	Erkrankungen der Halswirbelsäule	201
6.6.1	Anteriore Instabilität	152	8.3.2	Thoracic-Outlet-Syndrom	203
6.6.2	Posteriore Instabilität	153	8.3.3	Scapula alata	206
6.6.3	Multidirektionale Instabilität	154	8.3.4	Incisure-scapulae-Syndrom	206
6.6.4	SLAP-Läsionen	154	8.3.5	Periphere Neuropathien	208
6.7	Arthrose: glenohumeral, akromioklavikulär, Defekarthropathie	155	8.3.6	Komplexes regionales Schmerzsyndrom	209
6.7.1	Glenohumeralarthrose	155	8.4	Systemische Erkrankungen	210
6.7.2	Knorpelläsionen des Humeruskopf	157	8.4.1	Internistisch-systemische Erkrankungen	210
6.7.3	Defekarthropathie	157	8.4.2	Kristallarthropathien	214
			8.4.3	Pancoast-Tumor	214

8.4.4	Neurologische Erkrankungen	214	11	Erkrankungen und Verletzungen des Akromio- und Sternoklavikulargelenks	
8.4.5	Dermatologische Erkrankungen	215		Mark Tauber, Achim Hedtmann, Hanns Fett	273
8.4.6	Morbus Paget	217	11.1	Allgemeine und funktionelle Anatomie	274
8.5	Psychosomatische Beschwerden	217	11.2	Pathologische Anatomie	276
8.6	Zusammenfassung	217	11.2.1	Arthrose des AC-Gelenks	276
9	Grundlagen der Arthroskopie, Normalbefunde und pathologische Anatomie		11.2.2	Arthrose des SC-Gelenks	277
	Sven Lichtenberg, Frank Martetschläger	227	11.2.3	Laterale Klavikulaosteolyse	277
9.1	Apparative Voraussetzungen, Organisation im Operationsaal und Patientenvorbereitung	228	11.2.4	Rheumatische Affektion des AC- und SC-Gelenks	278
9.1.1	Ausstattung des Operationsaals	228	11.2.5	Zysten des AC-Gelenks	278
9.1.2	Ausrüstung	228	11.2.6	Atraumatisch induzierte Instabilitäten, des AC-Gelenks	279
9.1.3	Anästhesie	228	11.2.7	Atraumatisch induzierte Instabilitäten des SC-Gelenks	279
9.1.4	Lagerung und Abdeckung	229	11.3	Diagnostik	279
9.1.5	Narkoseuntersuchung	230	11.3.1	Klinische Diagnostik	279
9.1.6	Anordnung im Operationsaal	230	11.3.2	Apparative Diagnostik	280
9.2	Diagnostische Arthroskopie	231	11.3.3	Differenzialdiagnose bei Befall des AC- und SC-Gelenks	282
9.2.1	Indikationen	231	11.4	Konservative Therapie	282
9.2.2	Kontraindikationen	231	11.5	Operative Therapie	283
9.2.3	Portale	231	11.5.1	Operative Therapie von AC-Gelenkarthrose, lateraler Klavikulaosteolyse und rheumatischen AC-Gelenkerkrankungen	283
9.2.4	Standardisierter 10-Punkte-Untersuchungsgang	234	11.5.2	Operative Therapie von SC-Gelenkarthrose, medialer Klavikulaosteolyse, rheumatischen SC-Gelenkerkrankungen, kondensierender Osteitis und sternokostoklavikulärer Hyperostose	285
9.2.5	Arthroskopische Normalbefunde und Variationen	237	11.5.3	Nachbehandlung nach offenen und arthroskopischen Eingriffen an AC- und SC-Gelenk	287
9.2.6	Arthroskopische pathologische Anatomie	239	11.6	Verletzungen	287
9.2.7	Komplikationen der diagnostischen Schultergelenkarthroskopie	244	11.6.1	Verletzungen des AC-Gelenks	287
9.3	Dokumentation	247	11.6.2	Verletzungen des SC-Gelenks	293
10	Operative Zugangswege zum Schultergelenk		11.6.3	Therapie	295
	Peter Habermeyer, Petra Magosch	249	12	Arthroskopische Operationen des AC- und SC-Gelenks	
10.1	Einleitung	250		Sven Lichtenberg, Mark Tauber	309
10.2	Zugangswege zur Rotatorenmanschette	250	12.1	Vorbemerkung	310
10.2.1	Supraspinatussehnenläsionen	250	12.2	Arthroskopische Therapie des AC-Gelenks	310
10.2.2	Anterosuperiore Rotatorenmanschettenläsion	252	12.2.1	AC-Gelenkresektion	310
10.2.3	Isolierte Subscapularisläsionen	252	12.2.2	Co-Planing	312
10.2.4	Posterosuperiore Rotatorenmanschettenläsion	253	12.2.3	Nachbehandlung	312
10.3	Zugangswege zur Rekonstruktion der isolierten Ruptur der langen Bizepssehne	258	12.2.4	Komplikationen	312
10.4	Zugangswege bei Schulterinstabilität	258	12.3	Arthroskopische/arthroskopisch assistierte Stabilisierung des AC-Gelenks	312
10.4.1	Zugangswege bei der anteroinferioren Instabilität	258	12.3.1	Akute Instabilität	312
10.4.2	Zugangswege bei der posterioren/inferioren Instabilität	259	12.3.2	Chronische AC-Instabilität	315
10.4.3	Zugangswege bei der multidirektionalen Instabilität	260	12.4	Arthroskopie des SC-Gelenks	318
10.5	Zugangswege bei Humeruskopffrakturen	261	13	Therapie der Rotatorenmanschettenruptur und der langen Bizepssehne – allgemeine Aspekte und konservative Therapie	
10.5.1	Tuberculum-majus-Fraktur	261		Markus Loew, Peter Habermeyer	321
10.5.2	Tuberculum-minus-Fraktur	261	13.1	Einleitung	322
10.5.3	Humeruskopfmehrfragmentfrakturen/Luxationsfrakturen	261	13.2	Historie	322
10.6	Zugangswege bei Skapulafrakturen	263	13.3	Ätiologie und Pathogenese	322
10.6.1	Glenoidfrakturen	263			
10.6.2	Fortsatzfrakturen	266			
10.7	Zugangswege bei der Schulterprothetik – Omarthrose	268			
10.8	Zugangswege zum AC-Gelenk und zur Klavikula	269			
10.9	Zugangsweg zur Incisura scapulae	270			
10.10	Schlussbemerkung	270			

13.4	Diagnose	323	14.9.21	Arthroskopische Therapie der Läsionen der langen Bizepssehne	404
13.5	Einteilung und Klassifikation	324	14.9.22	Offene Bizepssehnenodese	404
13.6	Prognose	327	15	Offene Stabilisierungsverfahren bei der Schulterinstabilität	
13.7	Konservative Behandlung der Rotatorenmanschettenruptur	328		Ernst Wiedemann	415
13.8	Läsionen der langen Bizepssehne (LBS)	330	15.1	Behandlung der akuten vorderen Schulterluxation	416
13.8.1	Ansatznahe Läsionen	330	15.2	Behandlung der vorderen Schulterinstabilität	418
13.8.2	Tenosynovitis der langen Bizepssehne	330	15.3	Vor- und Nachteile der wichtigsten offenen Stabilisierungsverfahren	419
13.8.3	Rotatorenintervallläsionen	331	15.3.1	Anatomische Verfahren	419
13.8.4	Instabilität der langen Bizepssehne	331	15.3.2	Extraanatomische Verfahren	419
14	Therapie der Rotatorenmanschettenruptur – arthroskopische und offen chirurgische Techniken		15.3.3	Extraanatomische Verfahren, die nicht empfohlen werden können	420
	Peter Habermeyer, Frank Martetschläger, Sven Lichtenberg	335	15.4	Spezielle Operationstechniken zur Behandlung der vorderen Schulterinstabilität	420
14.1	Einleitung	336	15.4.1	Operation nach Bankart	421
14.2	OP-Indikation	336	15.4.2	Vordere Kapselplastik nach Neer oder Matsen	427
14.3	Kontraindikationen	336	15.4.3	Osteosynthese einer Bankart-Fraktur	427
14.4	Operationszeitpunkt	336	15.4.4	J-Span nach Resch	429
14.5	Präoperative Patientenaufklärung	337	15.4.5	Korakoidtransfer in der Modifikation von Patte („triple verrouillage“)	430
14.6	Infektions- und Thromboseprophylaxe	337	15.5	Dorsale Schulterinstabilität	433
14.7	Lagerung und Narkoseverfahren	337	15.5.1	Traumatische, dorsal verhakete Luxation	433
14.8	Diagnostische Arthroskopie und Bursoskopie	338	15.5.2	Rotationsosteotomie nach Weber	434
14.9	Arthroskopische und offene Verfahren	338	15.5.3	Atraumatische dorsale Instabilität	435
14.9.1	„Mini open-“ vs. arthroskopische Rotatorenmanschettennaht	339	15.5.4	Kapsel- und Labrumrekonstruktion nach Neer oder Matsen bei der dorsalen Schulterinstabilität	435
14.9.2	„Mini-open“-Zugang	339	15.5.5	Knöcherner Korrekturoperationen bei der dorsalen Schulterinstabilität	436
14.9.3	Akromioplastik und laterale Klavikularesektion	340	15.6	Multidirektionale Schulterinstabilität	437
14.9.4	Stabilisierung des instabilen Os acromiale	344	15.6.1	Konservative Therapie	437
14.9.5	Therapie der Partialruptur der Supraspinatussehne	345	15.6.2	Operative Therapie	438
14.9.6	Therapie der Partialrupturen der Subscapularissehne	348	15.7	Komplikationen	438
14.9.7	Therapie der Läsionen des Rotatorenintervalls	351	16	Arthroskopische Operationen bei Instabilität	
14.9.8	Therapie der kompletten Supraspinatussehnenruptur – offene Verfahren	356		Sven Lichtenberg	443
14.9.9	Therapie der kompletten Supraspinatus- sehnenruptur – arthroskopische Verfahren	360	16.1	Einleitung	444
14.9.10	Therapie der isolierten kompletten Ruptur der Subscapularissehne	372	16.2	Arthroskopische Therapie der vorderen Schulterinstabilität	446
14.9.11	Therapie bei irreperablem Subscapularisdefekt	375	16.2.1	Arthroskopische Therapie der vorderen traumatischen Schulterinstabilität	446
14.9.12	Therapie bei kombinierter anterosuperiorer Massenruptur	378	16.2.2	Arthroskopische Therapie bei knöcherner Bankart-Läsion	453
14.9.13	Therapie bei isolierter Infrapinatusruptur	380	16.2.3	Arthroskopische Therapie bei chronischem Glenoidranddefekt	454
14.9.14	Therapie bei kombinierter posterosuperiorer Massenruptur	380	16.2.4	Arthroskopische Therapie des Hill-Sachs-Defekts	456
14.9.15	Therapie bei irreparabilem posterosuperiorem Defekt – Latissimus-dorsi-Transfer	388	16.2.5	Arthroskopische Technik bei atraumatischer Schulterinstabilität	458
14.9.16	Therapie bei Massenrupturen der Rotatorenmanschette	396	16.2.6	Arthroskopische Therapie bei multidirektionaler Instabilität (MDI)	459
14.9.17	Therapie der anterolateralen Defekte des M. deltoideus	396	16.3	Hintere Instabilität	462
14.9.18	Therapie bei Defektarthropathie	397	16.3.1	Klassifikation und Diagnostik	462
14.9.19	Therapie bei Rotatorenmanschettenruptur und Schulterluxation	397	16.3.2	Arthroskopische Therapie der hinteren Instabilität	463
14.9.20	Komplikationen und deren Therapie nach Rotatorenmanschettenrekonstruktion	402	16.3.3	Ergebnisse der arthroskopischen Therapie der hinteren Instabilität	466

17	Arthroskopische Verfahren bei Tendinosis calcarea, Schultersteife, entzündlichen Erkrankungen, Knorpelschäden und Zysten Sven Lichtenberg	469	18.9.1	Arthrolyse und Metallentfernung	526
17.1	Tendinosis calcarea	470	18.9.2	Posttraumatische Fehlstellung	526
17.1.1	Pathologie der Tendinosis calcarea	470	18.9.3	Pseudarthrosen	527
17.1.2	Konservative Therapieformen der Tendinosis calcarea	470	18.9.4	Humeruskopfresektion	527
17.1.3	Arthroskopische Kalkentfernung	471	19	Klavikulafrakturen	
17.2	Schultersteife	472	Andreas Klonz, Ulrich H. Brunner	535	
17.2.1	Pathologie der Schultersteife	472	19.1	Einleitung	536
17.2.2	Konservative Therapie der Schultersteife	473	19.2	Epidemiologie	536
17.2.3	Arthroskopische Therapie der Schultersteife	473	19.3	Funktionelle Anatomie	536
17.3	Entzündliche Erkrankungen der Schulter	475	19.4	Klinik und Diagnostik	538
17.4	Arthroskopische Therapie bei Knorpelschäden	476	19.4.1	Verletzungsmechanismus	538
17.4.1	Diagnostik	476	19.4.2	Klinische Untersuchung und Begleitverletzungen	538
17.4.2	Diagnostische und therapeutische Arthroskopie	477	19.4.3	Bildgebende Untersuchung	539
17.5	Zysten an der Schulter	478	19.5	Allgemeine Einteilung	540
17.6	Kompressionssyndrom des N. suprascapularis	479	19.6	Frakturen des Erwachsenen	540
17.6.1	Anatomie	479	19.6.1	Frakturen des Klavikulaschafts	540
17.6.2	Pathoanatomie	479	19.6.2	Frakturen des äußeren Endes (laterale Klavikulafraktur)	545
18	Kopferhaltende Therapie der proximalen Humerusfraktur Ulrich H. Brunner	483	19.6.3	Frakturen des medialen Endes (mediale Klavikulafraktur)	548
18.1	Einleitung	484	19.7	Frakturen bei Kindern	548
18.2	Grundlagen	484	19.7.1	Geburtsfrakturen	548
18.2.1	Epidemiologie und Risikofaktoren	484	19.7.2	Klavikulaschaftfraktur beim Kind	549
18.2.2	Frakturmechanismus	484	19.7.3	Laterale Klavikulafraktur beim Kind	550
18.2.3	Frakturbiologie und -morphologie	484	19.7.4	Mediale Klavikulafraktur beim Kind	550
18.2.4	Knochendichte und -qualität	486	19.8	Komplexverletzungen und Komplikationen	550
18.2.5	Frakturfragmente und Klassifikation	487	19.8.1	Floating Shoulder	550
18.3	Diagnostik	493	19.8.2	Metallentfernung und Refraktur	551
18.3.1	Klinische Untersuchung	493	19.8.3	Fehlstellung und Pseudarthrose	551
18.3.2	Radiologie	493	19.8.4	Komplikationen der operativen Behandlung – Aufklärung	551
18.3.3	Frakturpersönlichkeit und Einschätzung der Fraktur	494	19.8.5	Infektion	552
18.4	Therapie bei kindlichen Frakturen	494	20	Skapulafraktur	
18.5	Therapie bei Frakturen im Erwachsenenalter	496	Lars-J. Lehmann, Ernst Wiedemann	557	
18.5.1	Indikation zur konservativen oder operativen Therapie	496	20.1	Einleitung	558
18.5.2	Konservative Behandlung	496	20.2	Epidemiologie	558
18.5.3	Operative Therapie	499	20.3	Unfallmechanismus und Begleitverletzungen	558
18.6	Techniken der Osteosynthese	502	20.4	Klassifikation	560
18.6.1	Plattenosteosynthese	502	20.5	Klinik	564
18.6.2	Nagelosteosynthese	505	20.6	Bildgebung	565
18.6.3	Gedeckte Reposition, perkutane Bohrdraht- und Schraubenstabilisierung	509	20.7	Zugänge	566
18.6.4	Perkutane Reposition und winkelstabile Pin-Fixation (Humerusblock)	510	20.8	Therapie	569
18.7	Besondere Frakturformen	510	20.8.1	Frakturen des Schulterblatts (Typ A)	570
18.7.1	Tuberculum-majus-Frakturen	510	20.8.2	Fortsatzfrakturen (Typ B)	570
18.7.2	Tuberculum-minus-Frakturen	512	20.8.3	Pfannenhalsbrüche (Typ C)	571
18.7.3	Fraktur am anatomischen Hals	513	20.8.4	Intraartikuläre Frakturen (Typ D)	573
18.7.4	Frakturen am chirurgischen Hals	514	20.8.5	Kombinationsfrakturen der Skapula und des Humeruskopfs (Typ E)	576
18.7.5	Valgusimpaktierte Drei- und Vierfragmentfrakturen	516	20.8.6	Skapulothorakale Dissoziationen	577
18.7.6	Luxationsfrakturen	516	20.9	Postoperative Behandlung	578
18.8	Nachbehandlung nach Osteosynthese	526	20.10	Ergebnisse und Komplikationen	578
18.9	Sekundär- und Korrekturingriffe	526	21	Frakturprothetik	
			Mark Tauber, Peter Habermeyer	583	
			21.1	Einleitung	584
			21.2	Pathomorphologie der frischen Fraktur	584

21.3	Biomechanische Prinzipien bei der Frakturprothese	585	21.7.11	Wechsel der Frakturprothese	624
21.4	Operationsvorbereitung bei primärem Humeruskopfersatz	586	21.7.12	Komplikationen	625
21.4.1	Diagnostik und Röntgenplanung	586	22	Standardendoprothetik	
21.4.2	Indikationen zum primären Humeruskopfersatz	587		Peter Habermeyer	631
21.4.3	Kontraindikationen des primären Humeruskopfersatzes	588	22.1	Vorbemerkung	632
21.4.4	Operationszeitpunkt und Voraussetzungen	588	22.2	Häufigkeit der Schulterendoprothetik	632
21.4.5	Implantatwahl	589	22.3	Entwicklungsstand der Schulterprothetik	632
21.4.6	Patientenaufklärung	590	22.3.1	Standardschaftprothesen	632
21.4.7	Operationsvorbereitung	590	22.3.2	Schaftfreie Humeruskopfprothesen	635
21.4.8	Lagerung	590	22.3.3	Cup-Prothesen	636
21.5	Technik des anatomischen Humeruskopfersatzes	592	22.3.4	Zementierte vs. zementfreie Schaftverankerung	637
21.5.1	Operative Zugangswege	592	22.3.5	Pfannenersatz	639
21.5.2	Frakturexposition und weichteilschonendes Präparieren	592	22.3.6	Zementierte Pfannen	641
21.5.3	Markraumpräparation	593	22.3.7	Zementfreie Pfannen	644
21.5.4	Retrotorsionseinstellung	593	22.3.8	Biologisches Resurfacing der Pfanne	646
21.5.5	Höheneinstellung und Auswahl der Kalottengröße	595	22.4	Pathomorphologie und Prothesenplanung	646
21.5.6	Schaftverankerung	595	22.4.1	Kopf-Kalotten-Geometrie	646
21.5.7	Spongiosaanlagerung	595	22.4.2	Glenoidgeometrie	648
21.5.8	Osteosynthese der Tubercula	597	22.4.3	Weichteilproblematik	653
21.5.9	Spezielle Refixation der Rotatorenmanschette	597	22.4.4	Prothesenplanung	655
21.5.10	Glenoidfraktur bei vorderer oder hinterer Luxation	599	22.4.5	Metallunverträglichkeit, Materialalternativen	658
21.5.11	Nachbehandlung	600	22.4.6	Operationsvorbereitung	659
21.5.12	Operationstechnische Fehler	601	22.4.7	Indikationen und Kontraindikationen zum Schultergelenkersatz	659
21.5.13	Management der Frühkomplikationen	603	22.4.8	Stellenwert der Arthroskopie	660
21.5.14	Management der Spätkomplikationen	603	22.5	Indikationen zum Schultergelenkersatz	661
21.5.15	Ergebnisse	605	22.5.1	Omarthrose	661
21.6	Technik der inversen Frakturprothese	605	22.5.2	Avaskuläre Nekrose	662
21.6.1	Zugangswege	606	22.5.3	Rheumatoide Arthritis (RA)	663
21.6.2	Präparationsschritte	606	22.5.4	Instabilitätsarthrose	668
21.6.3	Prothesenimplantation	606	22.5.5	Defektarthropathie und analoge Defekte	671
21.6.4	Nahtosteosynthese der Tubercula	608	22.5.6	Sekundäre Osteoarthrose	673
21.6.5	Nachbehandlung	608	22.5.7	Indikation: Sonderfälle	675
21.6.6	Ergebnisse der inversen Frakturprothese im Vergleich mit der anatomischen Frakturprothese	608	22.5.8	Kontraindikationen zum prothetischen Schultergelenkersatz	677
21.7	Sekundäre Frakturprothetik	609	22.6	Operationstechnik der Schultertotalendoprothese (TEP)	677
21.7.1	Pathomorphologie und Klassifikation der chronischen Humeruskopffraktur	609	22.6.1	Anästhesie und Lagerung	677
21.7.2	Diagnostik und präoperative Röntgenplanung	609	22.6.2	Zugänge	677
21.7.3	Implantatwahl	611	22.6.3	Präparation des M. subscapularis und der Kapsel	680
21.7.4	Kontraindikationen zur sekundären Frakturprothesenimplantation	611	22.6.4	Exposition und Humeruskopfresektion	684
21.7.5	Intrakapsuläre Frakturfolgen (Typ 1 nach Boileau)	611	22.6.5	Implantation von Cup-Prothesen	685
21.7.6	Chronisch verhakete Humeruskopfluxation und -luxationsfraktur (Typ 2 nach Boileau)	619	22.6.6	Implantation von schaftfreien Kopfprothesen	685
21.7.7	Subkapitale Humeruspseudarthrose (Typ 3 nach Boileau)	621	22.6.7	Implantation von HemiCap™-Prothesen	685
21.7.8	Dislozierte Humeruskopffraktur mit schwerer Fehlstellung oder Pseudarthrose des Tuberculum majus (Typ 4 nach Boileau)	623	22.6.8	Markraumpräparation	687
21.7.9	Schwere Varus- oder Valgusfehlstellung	623	22.6.9	Glenoidexposition und Kapsel-Release	689
21.7.10	Verfahrenswechsel nach Frakturprothetik	623	22.6.10	Pfannenpräparation	690
			22.6.11	Korrektur der Retroversionsebene	693
			22.6.12	Korrektur der Inklinationsebene	696
			22.6.13	Patientenspezifische Instrumentation	697
			22.6.14	Auswahl der Kopfkomponekte, Weichteil-Balancing und Stabilität	697
			22.6.15	Subscapularisrefixation oder -ersatz	698
			22.7	Postoperatives Physiotherapieschema	699
			22.8	Sportfähigkeit	700
			22.9	Komplikationen	700

22.9.1	Spezifische Komplikationen der Humeruskomponenten	702	23.5.4	Intraoperative Frakturen	744
22.9.2	Spezifische Komplikationen der Glenoidkomponenten	703	23.5.5	Periprothetische Frakturen	745
22.9.3	Spezifische Komplikationen nach Hemiprothesen	704	23.5.6	Skapulafrakturen	745
22.10	Revisionschirurgie und Prothesenwechsel	704	23.5.7	Infektionen	746
22.10.1	Indikationen zum Prothesenwechsel	706	23.5.8	Komponentendislokation	746
22.10.2	Operationsstrategie und -technik beim Schaftwechsel	706	23.6	Revisionen	
22.10.3	Operationsstrategie beim Pfannenwechsel	707		Holger Durchholz	746
22.10.4	Glenoidaler Knochenverlust	709	23.7	Rehabilitation	
22.11	Deutsches Prothesenregister	709		Christian Jung	747
			23.8	Ergebnisse	
				Christoph Kolling	747
23	Die inverse Schulterprothese		24	Schulterinfekt	
	Hans-Kaspar Schwyzer, Matthias Flury			Markus Loew, Patric Raiss	753
	Mit Beiträgen von Holger Durchholz, Christian Jung, Christoph Kolling	721	24.1	Definition und Klassifikation	754
23.1	Entwicklungskonzepte der inversen Prothese	722	24.2	Keimspektrum	755
23.1.1	Frühe Entwicklungen	722	24.3	Diagnostik	755
23.1.2	Die Grammont-Prothese	722	24.3.1	Anamnese	755
23.1.3	Neuere Entwicklungen und Prothesendesigns	722	24.3.2	Klinische Untersuchung	755
23.2	Indikationen	724	24.3.3	Laborchemische Untersuchungen	755
23.2.1	Cuff-Tear-Arthropathie (CTA)	724	24.3.4	Radiologische Untersuchungen	755
23.2.2	Omarthrose mit Rotatorenmanschettendefekt	725	24.3.5	Punktion	756
23.2.3	Frakturen und posttraumatische Zustände	726	24.3.6	Gewebeprobe	756
23.2.4	Rheumatoide Arthritis	726	24.4	Therapie	756
23.2.5	Wechseloperationen	727	24.4.1	Konservative Therapie	756
23.2.6	Grenzindikationen und Implantatwahl	728	24.4.2	Arthroskopie	756
23.2.7	Kontraindikationen	729	24.4.3	Offen chirurgische Infektsanierung	757
23.3	Biomechanische und pathomorphologische Aspekte	729	24.5	Protheseninfekt	757
23.3.1	Bewegungsumfang	729	24.5.1	Klassifikation	757
23.3.2	Hebelarme und Kräfte	730	24.5.2	Biofilm	758
23.3.3	Stabilität	732	24.5.3	Symptomatik	758
23.3.4	Fixation und Stabilität der Basisplatte	733	24.5.4	Therapie	759
23.4	Operationstechnik	735	25	Arthrodesen und skapulothorakale Stabilisierung	
23.4.1	Präoperative Aufklärung	735		Mark Tauber, Herbert Resch	761
23.4.2	Präoperative Abklärung	735	25.1	Arthrodesen	762
23.4.3	Infektions- und Thromboseprophylaxe	735	25.1.1	Einleitung	762
23.4.4	Anästhesie und Lagerung	736	25.1.2	Indikationen	762
23.4.5	Operationszugang	736	25.1.3	Kontraindikationen	763
23.4.6	Posterosuperiore Arthrolyse	736	25.1.4	Operationstechnik	763
23.4.7	Humeruskopfresektion	736	25.1.5	Komplikationen	766
23.4.8	Markraumpreparation	737	25.1.6	Reversibilität	766
23.4.9	Glenoidpreparation und Implantation der Basisplatte und Glenosphäre	737	25.2	Skapulothorakale Stabilisierung	766
23.4.10	Knochendefekte am Glenoid	739	25.2.1	Einleitung	766
23.4.11	Implantation der Humeruskomponente	740	25.2.2	Indikationen	767
23.4.12	Reposition	740	25.2.3	Operationstechnik	768
23.4.13	Knochendefekte am Humerus	743	26	Tumoren des Schultergürtels	
23.4.14	Implantation der definitiven Humeruskomponente	743		Markus Rickert, Volker Ewerbeck	775
23.4.15	Verschluss	743	26.1	Grundlagen	776
23.5	Komplikationen nach inverser Schulterprothese		26.1.1	Klassifikation von Tumoreingriffen	776
	Holger Durchholz	743	26.1.2	Planung von Tumoreingriffen	777
23.5.1	Instabilität	743	26.2	Probeentnahmen	778
23.5.2	Nervenverletzung	744	26.2.1	Grundregeln	778
23.5.3	Scapular Notching	744	26.2.2	Planung	779
			26.2.3	Gefrierschnittdiagnostik, Schnellschnitt, einzeitiges Vorgehen	779

26.2.4	Diagnostik an der aufbereiteten Probe (Formalinfixierung, Kunststoffeinbettung), zweizeitiges Vorgehen	779	28.6	Pro- und Kontra-Kriterien der Zusammenhangsbegutachtung	816
26.2.5	Biopsietechnik	779	28.7	Begutachtung bei einliegender Schulterprothese	816
26.3	Operative Therapie	780	29	Scores	
26.3.1	Resektion des proximalen Humerus	781		Petra Magosch	819
26.3.2	Ablative Eingriffe	785	29.1	Einleitung	820
26.3.3	Eingriffe bei Metastasen	785	29.2	Neer-Score	820
26.3.4	Eingriffe bei Weichteiltumoren	786	29.3	Constant-Murley-Score	821
26.4	Tumorentitäten	786	29.3.1	Normierter alters- und geschlechtsgewichteter Constant-Score nach Constant	822
26.4.1	Primäre maligne Knochentumoren	786	29.3.2	Normierter alters- und geschlechtsgewichteter Constant-Score nach Katolik	822
26.4.2	Primäre benigne Knochentumoren	788	29.3.3	Normierter alters- und geschlechtsgewichteter Constant-Score nach Thomas für die deutsche Population	823
26.4.3	Tumor-like Lesions	790	29.3.4	Normierter alters- und geschlechtsgewichteter Constant-Score nach Gerber für die Schweizer Population	823
27	Schulterverletzungen des Überkopfsportlers		29.3.5	Wertung des Constant-Scores nach Iannotti	823
	Frank Martetschläger, Sven Lichtenberg	793	29.3.6	Wertung des Constant-Scores nach Boehm	823
27.1	Einleitung	794	29.4	Constant-Murley-Score – Fragebogen nach Boehm	824
27.2	Sportlerschulter (Werferschulter)	794	29.5	UCLA Shoulder-Rating-System	824
27.3	Anatomische Besonderheiten	795	29.6	DASH-Fragebogen	827
27.4	Pathologien des Überkopfsportlers	796	29.7	Quick-DASH-Fragebogen	830
27.4.1	Glenohumerales Innenrotationsdefizit (GIRD)	796	29.8	ASES-Score (American Shoulder and Elbow Surgeons Score)	832
27.4.2	Laxität und Instabilität beim Überkopfsportler	796	29.9	Shoulder Pain and Disability Index	834
27.4.3	Impingement	796	29.10	Simple-Shoulder-Test	835
27.4.4	Rotatorenmanschettenläsionen	796	29.11	Oxford Shoulder Score	836
27.4.5	SLAP-Läsionen	797	29.12	Rowe-Score	836
27.4.6	SICK-Skapula	803	29.13	Walch-Duplay-Score	839
27.5	Therapie der Sportlerschulter	803	29.14	Melbourne Instability Shoulder Score (MISS)	840
28	Begutachtung von Verletzungsfolgen des Schultergürtels		29.15	Instability Severity Index Score (ISIS)	843
	Markus Loew	807	29.16	Western Ontario Shoulder Tools	843
28.1	Einleitung	808	29.16.1	Western Ontario Shoulder Instability Index	843
28.2	Versicherungsrelevante Grundbegriffe	808	29.16.2	Western Ontario Osteoarthritis of the Shoulder Index	845
28.2.1	Unfall	808	29.16.3	Western Ontario Rotator Cuff Index (WORC)	846
28.2.2	Schaden	808	29.17	Rotator Cuff Quality-of-Life Measure (RC-QOL)	846
28.2.3	Kausalität	808	29.18	Athletic Shoulder Outcome Rating Scale	848
28.3	Bewertungsgrundlagen in der Begutachtung	809	29.19	Taft-Score	852
28.3.1	MdE und Gliedertaxe	809	29.20	Subjektiver Schulterwert (Subjective Shoulder Value)	852
28.3.2	Vier-Säulen-Konzept	810		Register	855
28.4	Schadensanalyse	810			
28.4.1	Ereignisablauf	810			
28.4.2	Pathomorphologie	810			
28.5	Läsion der Rotatorenmanschette	812			
28.5.1	Biomechanische Grundlagen	812			
28.5.2	Definition der Rotatorenmanschettenläsion	812			
28.5.3	Ätiologie und Pathogenese	812			
28.5.4	Verletzungsmechanismen	813			
28.5.5	Charakteristische Zeichen einer frischen traumatischen RM-Läsion	814			
28.5.6	Charakteristische Zeichen einer älteren „degenerativen“ RM-Läsion	815			

6

Axel Stäbler

MRT der Schulter

6.1	Vorbemerkung	132	6.5	Lange Bizepssehne	146
6.2	Indikation, technische Voraussetzungen, Durchführung	132	6.5.1	Tendinose der langen Bizepssehne	146
6.2.1	Indikation	132	6.5.2	Teilruptur der langen Bizepssehne	146
6.2.2	Technische Voraussetzungen, Durchführung	132	6.5.3	Komplette Ruptur der langen Bizepssehne	152
6.3	Pathologien der Rotatorenmanschette	133	6.6	Instabilität	152
6.3.1	Subakromiales Impingement	133	6.6.1	Anteriore Instabilität	152
6.3.2	Tendinose von Sehnen der Rotatorenmanschette ...	135	6.6.2	Posteriore Instabilität	153
6.3.3	Partialruptur der Rotatorenmanschette, „Footprint“-Läsionen	136	6.6.3	Multidirektionale Instabilität	154
6.3.4	Komplette/transmurale Ruptur der Rotatorenmanschette	140	6.6.4	SLAP-Läsionen	154
6.3.5	Subscapularis-Läsionen	142	6.7	Arthrose: glenohumeral, akromioklavikulär, Defektarthropathie	155
6.3.6	Pulley-Läsionen	142	6.7.1	Glenohumeralarthrose	155
6.3.7	Tendinosis calcarea	144	6.7.2	Knorpelläsionen des Humeruskopf	157
6.4	Adhäsive Kapsulitis	145	6.7.3	Defektarthropathie	157
			6.7.4	Degeneration des Akromioklavikulargelenks	157
			6.8	Knochenmarkveränderungen: Kontusion, Fraktur, Nekrose	157
			6.9	Tumoren, tumorähnliche Läsionen, Varia	160



6.1 Vorbemerkung

Die MRT ist in der muskuloskelettalen Diagnostik seit Langem die wichtigste bildgebende Modalität. Durch neue technische Entwicklungen sind höher aufgelöste 2-D- und 3-D-Aufnahmen mit direkter Darstellung von Knorpelschäden, subchondralen Knochenveränderungen und Kapsel-/Bandpathologien in einer Routinediagnostik innerhalb von 20–30 Minuten möglich. Auch wenn vor einer Operation noch obligat Röntgenaufnahmen zumindest in zwei Ebenen angefertigt werden, ist die sogenannte Stufendiagnostik, zunächst mit Röntgenaufnahmen, dann Ultraschalldiagnostik und schließlich CT- oder MRT-Untersuchung, nicht mehr ein unumstößliches Dogma. Häufig wird primär eine MRT-Untersuchung nativ oder mit intravenöser Kontrastmittelgabe durchgeführt, um verlässlich die Schmerzursache direkt darzustellen. Durch die frühzeitige und liberale Anwendung der MRT haben sich Gewichtungen in der Schulterdiagnostik verschoben. So hat die adhäsive Kapsulitis einen zunehmenden Stellenwert in der Differenzialdiagnostik des Schulterschmerzes eingenommen. Die MR-Arthrografie ist weiterhin das beste Verfahren, um Labrum- und Knorpelpathologien darzustellen. Ihre Bedeutung ist jedoch aufgrund der Durchführungsproblematik, auf die noch eingegangen wird, rückläufig.

6.2 Indikation, technische Voraussetzungen, Durchführung

6.2.1 Indikation

Wesentliche morphologische Pathologien des Schultergelenks wie Tendinosen, Partialrupturen und transmurale Rupturen der Sehnen der Rotatorenmanschette, Instabilitäten nach vorderer oder hinterer Schulterluxation mit Defekten und Verletzungen des Labrum glenoidale, des knöchernen Glenoids, des Gelenkknorpels oder der Kapsel-Band-Strukturen sowie glenoidale und insbesondere humerale Knorpelschäden können gut mit der nativen MR-Tomografie dargestellt werden. Auch Erkrankungen des Knochenmarks und des Knocheninnenraums, z. B. bei pathologisch veränderter Zellzahl im Rahmen einer myeloproliferativen Erkrankung oder bei Metastasen, sind gut mit der nativen MRT darstellbar.

Eine intravenöse Gabe von Kontrastmittel (KM) ist bei Gelenkempyemen hilfreich, um Abszessbildungen in den angrenzenden Weichteilen, z. B. in der Rotatorenmanschettenmuskulatur oder im M. deltoideus, abzugrenzen, im Rahmen einer rheumatisch-entzündlichen Arthritis das Ausmaß der synovialen Proliferation zu bestimmen oder durch den Nachweis von fibrovaskulärem Kapselgewebe eine adhäsive Kapsulitis eindeutig nachzuweisen. Auch im Rahmen einer Tendinosis calcarea ist KM hilfreich in der Darstellung oder zum Ausschluss einer synovialitischen Begleitreaktion. Eine intraartikuläre Injektion von Flüssigkeit mit/ohne Gadolinium-haltigem KM verbessert die Darstellung des superioren Labrum glenoidale einschließlich Bizepssehnenanker, des Labrum glenoidale allgemein bei fehlender Ergussbildung im Gelenk, z. B. nach erfolgter Luxation, und ggf. beim Vorliegen von freien Gelenkkörpern.

Weitgehende Kontraindikation zur MR-Tomografie sind immer noch Herzschrittmacher. Mittlerweile gibt es Hersteller, die ihre Herzschrittmacher und Defibrillatoren als MR-tauglich aus-

weisen. Die Deutsche Röntgengesellschaft als Fachgesellschaft warnt weiterhin vor der Durchführung von MR-Tomografien bei Trägern von Herzschrittmachern. Die Voraussetzungen zur Durchführung solcher Untersuchungen sind eine Umprogrammierung der Systeme durch einen Kardiologen vor der Untersuchung, die Anwesenheit eines Kardiologen während der Untersuchung im Falle von Zwischenfällen, z. B. Herzrhythmustörungen, und die erneute Programmierung und Kontrolle des Herzschrittmachers/Defibrillators nach der Untersuchung. Ein Positionspapier der Deutschen Röntgengesellschaft führt dazu aus:

„Entscheidend bei Indikationsstellung und Untersuchungsdurchführung sind die Abschätzung des individuellen Nutzen/Risiko-Verhältnisses sowie eine umfassende Aufklärung über die zulassungsüberschreitende Anwendung („off label use“) als individuelle Einzelfallentscheidung und über die mit der MRT-Untersuchung assoziierten spezifischen Risiken. Des Weiteren sind umfangreiche Herzschrittmacher-bezogene (Umprogrammierung des Schrittmachers) und MRT-bezogene Sicherheitsmaßnahmen (u. a. Begrenzung der Ganzkörper-SAR[spezifische Absorptionsrate]-Werte auf 2W/kg) zur weitestgehenden Reduzierung dieser Risiken sowie adäquate Monitortechniken (insbesondere kontinuierliche pulsoxy-metrische Überwachung) während der MRT-Untersuchung erforderlich. [Es bestehen] Vorgaben bezüglich der Feldstärke des MRT-Systems, der maximalen Anstiegssteilheit („slew rate“, Anstiegsgeschwindigkeit der Gradientenstärke in Tesla pro Meter pro Sekunde [T/m/s]) des Gradientensystems, dem maximal erlaubten Ganzkörper-SAR und dem MR-tomografisch untersuchbaren Bereich (Ganz- vs. Teilkörperzulassung des Herzschrittmacher-Systems) sowie die Überprüfung diverser elektrophysiologischer Parameter (u. a. elektrisch intakte Elektroden, keine gekappten „abandoned“ Elektroden, keine anderweitigen zusätzlichen Elektroden) [...]. Entscheidend für die Patientensicherheit sind die genaue Kenntnis und die Einhaltung der für das jeweilige Schrittmachersystem spezifischen Nutzungsbedingungen.“

(Sommer et al. 2015)

Auch andere elektronische Geräte wie Insulinpumpe, Hirnstimulator, Cochleaimplantat, Neurostimulator sind im Allgemeinen weiterhin Kontraindikationen für eine MRT-Untersuchung. Es gibt allerdings Geräte, die eine MRT-Freigabe besitzen. Gefährlich sind magnetisierbare metallische Fremdkörper, z. B. Metallsplitter im Auge oder Granatsplitter besonders in der Nähe von großen Gefäßen und Nerven, von denen Gefahren durch Verlagerung und Erwärmung ausgehen können. Metallimplantate aus Titan nach Osteosynthesen oder Spondylothesen sowie metallische Gelenkersatzimplantate stellen heute i. d. R. keine Gefährdung mehr dar. Gelenkprothesen, besonders im Bereich der Hüfte und des Kniegelenks, sind heute sogar einer MRT-Diagnostik unter Anwendung spezieller Metallartefakt-unterdrückender Sequenzen (WARP- bzw. MARS-Sequenzen) zugänglich. Tattoos aus östlichen und asiatischen Ländern unter Verwendung von metallhaltigen Farbstoffen können zu Hautverbrennungen führen.

6.2.2 Technische Voraussetzungen, Durchführung

Qualitativ hochwertige Magnetresonanztomografien erfordern die Verwendung eines Hochfeldmagneten (1,5 Tesla bzw. 3 Tesla Magnetfeldstärke) und einer dedizierten Mehrkanal-Schulterspule.

Das beste derzeit verfügbare Spulensystem ist eine 16-Kanal-Spule, sie ermöglicht eine höhere Signalausbeute und einen höheren Beschleunigungsfaktor zur parallelen Bildgebung bei der Bildauslesung. Die Spule ist als Kunststoff-Hartschale ausgebildet und fest über eine Platte mit dem Tisch gekoppelt. Durch eine mechanische Abstützung der Schulter in der Hartschale ist eine Elimination der wesentlichen Bewegungsartefakte durch die Atmung möglich. Flexible Spulen können aus diesem Grund nicht empfohlen werden.

Es werden hoch aufgelöste Protonendichte-gewichtete (PDw) frequenzselektiv Fettsignal-gesättigte („fatsat“) 2D-Spinecho-Sequenzen, hoch aufgelöste T1w- und T2w-Spinecho-Sequenzen und Relaxationszeit-abhängig fettsignalunterdrückte Sequenzen („short tau inversion recovery“; STIR) angewendet. Für spezielle Fragestellungen in der Knorpeldiagnostik oder zur verbesserten sensitiven Darstellung von Kalk und knöchernen Veränderungen stehen 3D-Gradienten-Echo-Sequenzen zur Verfügung (z. B. TRUE-FISP, FLASH 3D water excitation).

Schichtführung und Angulation

Die Schichtführungen und Angulationen für ein Schulter-MRT sind standardisiert. Es werden Aufnahmen in allen drei Ebenen durchgeführt, wobei die koronare Schichtung doppelt anguliert wird. Zum einen ist sie senkrecht zur Glenoidgelenkfläche ausgerichtet, das bedeutet, die Schichtung verläuft in etwa in der Verlaufsrichtung des M. supraspinatus. Zum anderen sollte zusätzlich der Schichtstapel an den Verlauf des Humerus angepasst werden, da so die ungünstigen Partialvolumeneffekte in den diagnostisch wichtigen anterioren Anteilen der Supraspinatussehne reduziert werden. Die sagittale Schichtung erfolgt anguliert mit Ausrichtung parallel zur Glenoidgelenkfläche auf axialen und koronaren Aufnahmen. Die axialen Aufnahmen werden senkrecht zur Glenoidgelenkfläche auf koronaren Aufnahmen ausgerichtet. Die sagittalen T2w- oder PDw-fatsat-Aufnahmen werden großzügig von der Peripherie des Tuberculum majus bis in die Mitte der Fossa supraspinata durchgeführt, um auch im Falle einer Retraktion des Muskelbauchs des M. supraspinatus und M. infraspinatus bei einer großen Rotatorenmanschettenruptur die maximale verbliebene Querschnittsfläche der Rotatorenmanschettenmuskulatur erfassen zu können.

Lagerung

Die Lagerung des Patienten sollte so bequem wie möglich erfolgen mit Kopfunterstützung, Kniepolster, ggf. Fersenpolster. Bei vielen Schultererkrankungen wie subakromialer/glenohumeraler Synovialitis, Tendinosis calcarea oder adhäsiver Kapsulitis treten besonders beim ruhigen Liegen häufig Schmerzen auf, denen vorgebeugt werden sollte. Die Schulter sollte weder in Innenrotation noch in Außenrotation gelagert werden. auf den axialen Aufnahmen sollte der Bizepssehnen sulcus ca. bei 12:00 Uhr stehen. Dies wird erreicht, indem die Handfläche seitlich an den Oberschenkel angelegt wird mit Daumen nach oben. Das Signal-zu-Rausch Verhältnis verschlechtert sich umso mehr, je weiter das Untersuchungsvolumen vom Magnetfeldzentrum abweicht. Die zu untersuchende Schulter muss daher soweit als möglich in der Mitte des Magneten platziert werden. Gegebenenfalls wird die kontralaterale Schulter an der Tunnelwand nach oben gelagert, dies gelingt in Magneten mit 70 cm Tunnelweite sehr viel besser als in 60-cm-Magneten.

Arthrografie

Die Arthrografie war ein häufig eingesetztes Verfahren in der Gelenkdiagnostik besonders im Bereich des Kniegelenks und der Schulter, seltener auch am Sprunggelenk, dem Hüftgelenk, dem Ellenbogengelenk, dem Handgelenk und den Fingergelenken. Die Arthrografie ist wegen der erforderlichen Gelenkpunktion eine invasive Methode und erfordert die Aufklärung des Patienten. Nach den gesetzlichen Vorgaben ist eine genügend lange Bedenkzeit vor der Untersuchung erforderlich. Als allgemeine Regel gilt, dass der Patient „darüber schlafen“ sollte, die Aufklärung hat daher spätestens am Tag vor dem Eingriff zu erfolgen. Auch wenn Komplikationen wie eine Gelenkinfektion oder andere unerwünschte Wirkungen ausgesprochen selten sind, sind die medizinrechtlichen Konsequenzen unabsehbar, wenn Versäumnisse in der Durchführung und Dokumentation der Aufklärung nachgewiesen werden können, da hier fast ausnahmslos der einzige Angriffspunkt im Rahmen von Kunstfehlerverfahren liegt. Dies erschwert die liberale Anwendung der Arthrografie in der Alltagsdiagnostik.

Der wesentlichste Grund des starken Rückgangs von Arthrografien liegt allerdings in der mittlerweile fehlenden Verfügbarkeit von Durchleuchtungsanlagen. In der radiologischen Diagnostik sind durchleuchtungsgezielte Untersuchungen des Magen-Darm-Trakts fast vollständig durch endoskopische Verfahren ersetzt worden. Hohe Kosten in der Unterhaltung von Durchleuchtungsanlagen haben zu einem flächendeckenden Abbau fast aller Durchleuchtungsgeräte geführt. Gelenkpunktionen erfolgen in nennenswerter Anzahl nur noch an C-Bogen-Systemen in operativen Einrichtungen. Dies hat auch zu einem weitgehenden Rückgang von MRT-Arthrografien geführt, da Gelenkpunktionen z. B. unter MRT-Kontrolle zeitaufwendig und damit kostspielig sind.

Die MR-Arthrografie hat in der Schulterdiagnostik noch Bedeutung in der Instabilitätsdiagnostik z. B. nach Schulterluxation, in der Diagnostik von SLAP-Läsionen und Pulley-Läsionen.

6.3 Pathologien der Rotatorenmanschette

6.3.1 Subakromiales Impingement

Eine funktionelle und/oder anatomische Raumbeschränkung der Rotatorenmanschette im Subakromialraum, muskulär bedingt, durch sekundäre subakromiale Anbauten oder anatomische Gegebenheiten mit nach lateral abfallendem oder vermehrt gebogenem Akromion, kann über eine Druckerhöhung in den Sehnen der Rotatorenmanschette zur mechanischen Alteration in der Sehnen-substanz führen. Gehen diese funktionell oder anatomisch ausgelösten Druckerhöhungen mit klinischen Symptomen einher, besteht ein subakromiales Impingement.

Die Diagnose eines subakromialen Impingements wird klinisch bzw. durch lokalanästhetische subakromiale Injektion gestellt, die Bildgebung kann nur sekundäre Veränderungen im Rahmen eines chronischen subakromialen Impingements darstellen. Hierzu gehören eine angeborene oder meist erworbene Einengung des Subakromialraums durch sekundäre subakromiale Knochenneubildungen und durch sekundäre osteophytäre Anbauten am Akromionrand nach lateral oder nach ventral, wobei es sich nach ventral um einen Enthesiophyten im Ansatzbereich des Lig. coracoacromiale handelt. Die angeborene oder erworbene Form des Akromi-

ons wird in drei Formen eingeteilt: Typ I: flach, Typ II: bogenförmig und Typ III: hakenförmig (Bigliani et al. 1986). Die gebogene und besonders die hakenförmige Akromionform führen zu einer nach anterior zunehmenden Einengung des Subakromialraums und unterstützen so die Entstehung eines subakromialen Im-

pingements. Die hakenförmige Akromionform ist in der Regel erworben, durch chronische Anschlagphänomene entwickelt sich eine subakromiale Knochenkonsole im anterioren Anteil des Akromions an der Akromionunterfläche (> Abb. 6.1).

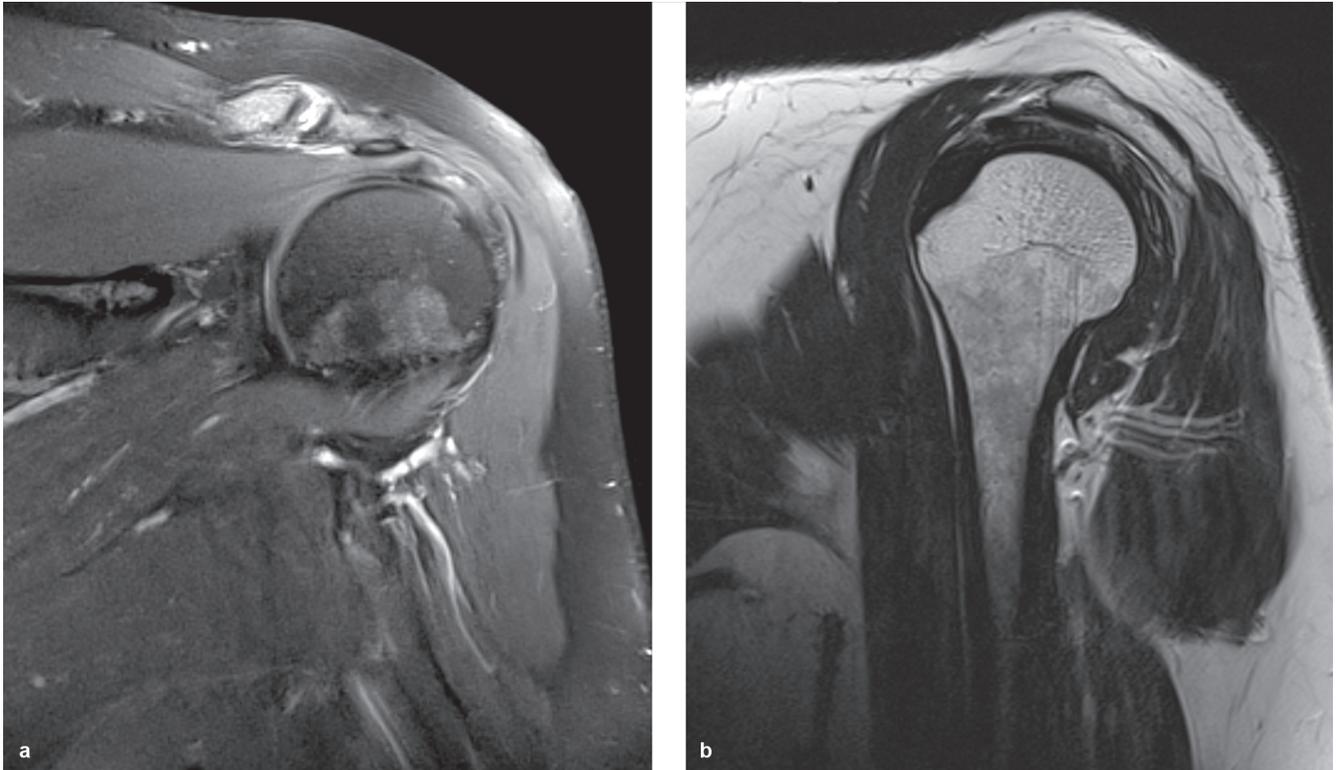


Abb. 6.1 Sekundäre subakromiale Knochenkonsole bei Impingement. Die normalerweise konvexe subakromiale Kortikalis ist deutlich verdickt und konkav ausgebildet durch soliden signalfreien kortikalen Knochen. Mit dargestellt ist ein im Rahmen des Impingements aktiviertes AC-Gelenk.

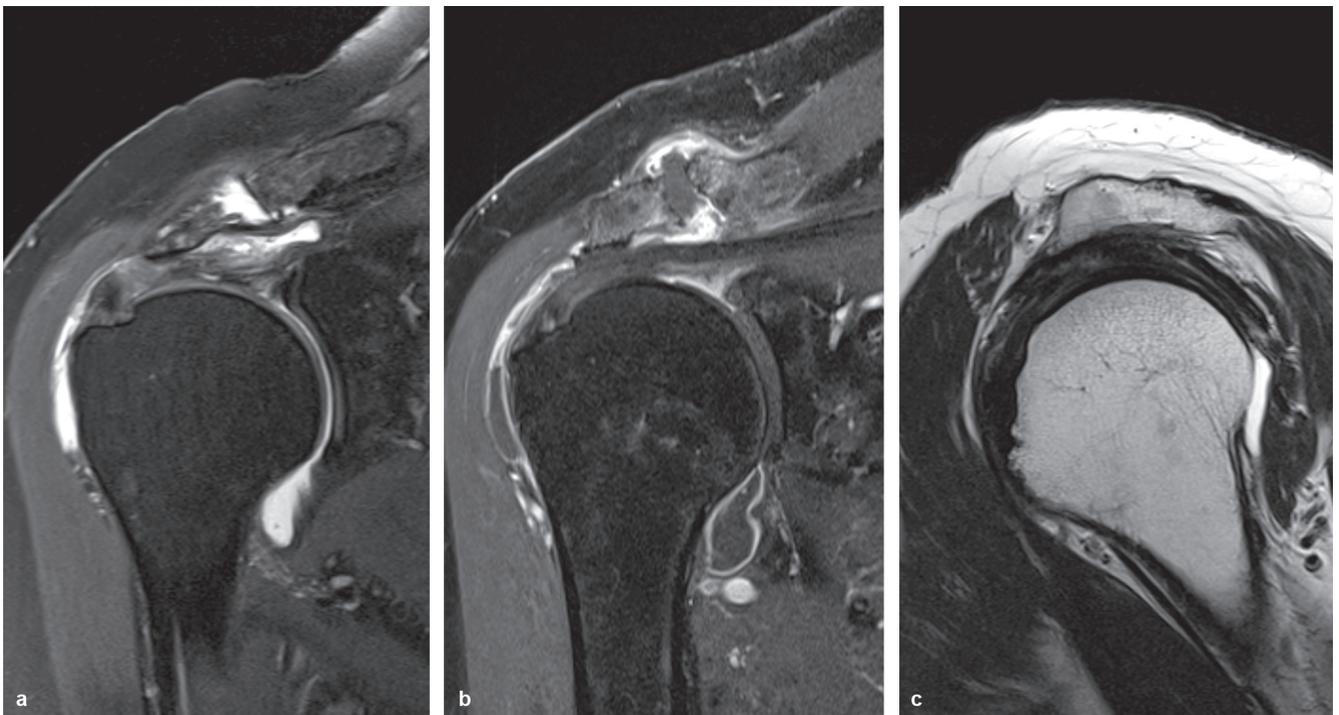


Abb. 6.2 Chronisches subakromiales Impingement mit Bursitis subacromialis/subdeltoidea a) Der Erguss ist im PDw-fatsat-Bild signalreich. b) Im T1w-fatsat-Bild nach KM-Gabe reichert eine Synovialitis randständig an. c) Bei hakenförmig gebogenem Akromion besteht beim chronischen subakromialen Impinement eine sekundäre subakromiale Knochenkonsole. Die Supraspinatussehne ist bei Tendinose in ihrer Struktur aufgelockert, verdickt und signalgesteigert.

Die subakromiale Druckerhöhung führt zur Ergussbildung und zur subakromialen Synovialitis mit KM-Anreicherung (> Abb. 6.2). Im weiteren Verlauf kommt es zu morphologischen Veränderungen an den Sehnen der Rotatorenmanschette mit Tendinose (Signalerhöhung/Verdickung der Sehnensubstanz, Rauigkeit der Sehnenoberfläche), bursseitiger oder gelenkseitiger Teilruptur oder kompletter (transmuraler) Sehnenruptur. Ein subakromiales Impingement führt häufig zur Aktivierung eines degenerativ veränderten AC-Gelenks, ohne dass dieses Gelenk klinisch auffällig wäre. Die beinahe obligate Degeneration des AC-Gelenks führt zu osteophytären Anbauten an der Klavikula und in geringem Maße auch am Akromion sowie zu einer Kapselhypertrophie. Diese sekundäre osteophytäre Raumforderung von kranial auf die Rotatorenmanschette ist aber nur selten eine wirksame Raumforderung im Rahmen des Impingements.

Ein Os acromiale ist ein nicht fusionierender Knochenkern des anterioren Akromions, das nur eine fibrocartilaginäre Synchondrose zum übrigen Akromion/Schulterblatt im Bereich der Spina scapulae aufweist (> Abb. 6.3). Auf MR-Tomogrammen besteht der Eindruck eines zweiten „AC-Gelenkspalts“, der etwas weiter posterior und mehr in frontaler als in sagittaler Richtung verläuft. Durch die fehlende knöcherne Verbindung ist das Os acromiale unterschiedlich mobil und kann durch Muskelzug des zirkulär breit ansetzenden Deltamuskels von kranial auf die Rotatorenmanschette abgesenkt werden. Es ist eine erhöhte Inzidenz von Rotatorenmanschettenpathologien und RM-Rupturen bei Os acromiale beschrieben. Symptomatisch ist ein Os acromiale besonders dann, wenn Aktivierungszeichen wie Ödembildungen der beteiligten Akromionabschnitte und eine fibrovaskuläre Aktivierung im Synchondrosespalt nachweisbar sind. Diese bildgebenden Kriterien gelten auch bei Adoleszenten mit noch nicht geschlossenen Aphyysenfugen (Winfeld et al. 2015).

6.3.2 Tendinose von Sehnen der Rotatorenmanschette

Mechanisch/degenerative Sehnenveränderungen zeigen einen stadienhaften Verlauf. Die früheste bildgebend fassbare morphologische Veränderung der Sehnensubstanz an der Rotatorenmanschette – z. B. bei subakromialem Impingement – ist die Tendinose. In allen Pulssequenzen, besonders auf wassersensitiven Aufnahmen (z. B. PDw fatsat [Protonendichte-gewichtete Sequenz mit frequenzselektiver Fettsignalunterdrückung] oder STIR [short tau inversion recovery]), ist die Sehnensubstanz fokal oder diffus signalgesteigert, die Sehne kann hierbei fokal oder diffus aufgetrieben sein oder eine normale Dicke aufweisen (> Abb. 6.4). Ist sie flächig ausgedünnt, sollte die Veränderung besser als Teilruptur beschrieben werden. Durch hochauflösende Sequenzen ist in einigen Fällen auch eine Rauigkeit und geringe Auffaserung der Sehnenoberfläche besonders bursaseitig darstellbar, ebenfalls ein Zeichen einer initialen Tendinose (> Abb. 6.5).

Abzugrenzen ist eine fokale Signalsteigerung der Sehnensubstanz, bedingt durch ein „Magic-Angle“-Artefakt, hier kommt es in Kollagenfasern, die in einem Winkel von 55° zum Hauptmagnetfeld B₀ verlaufen, zu vorgetäuschten Signalsteigerungen. Bei Anwendung von Protonendichte-gewichteten (PDw) Aufnahmen mit verlängerter Echozeit von über 35 ms kann dieser unerwünschte Effekt vermieden werden.

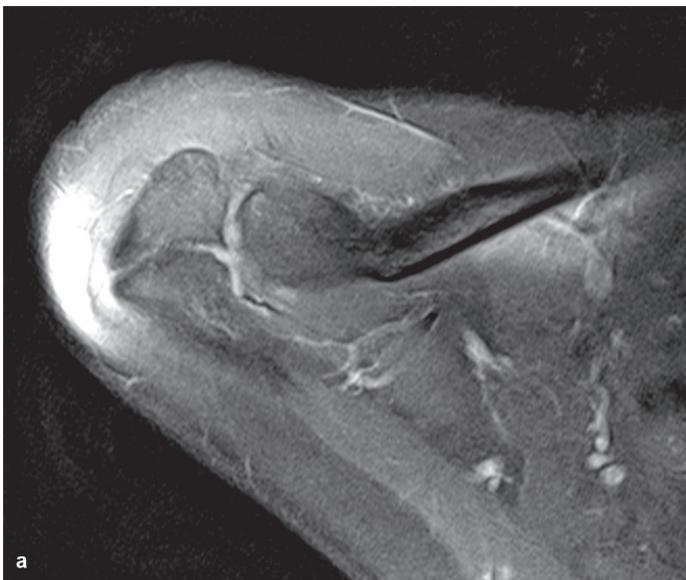


Abb. 6.3 Os acromiale

- a) Im axialen PDw-fatsat-Bild ist neben dem in sagittaler Richtung verlaufenden AC-Gelenkspalt eine Synchondrose zwischen einem anterioren Akromion-Knochenkern und der Spina scapulae erkennbar.
 b) Im T2w-Sagittalbild eines anderen Patienten mit Os acromiale ist neben dem anterior angeschnittenen AC-Gelenk ein weiterer gelenkähnlicher, etwas schmalerer und unregelmäßiger Spalt zwischen dem posterioren Akromion und einem Os acromiale dargestellt.



Abb. 6.4 Tendinose der Supraspinatussehne. Die Sehne ist signalgesteigert und nach peripher verdickt. Mit dargestellt ist eine sekundäre subakromiale Knochenkonsole.

- a) T1w-Bild
- b) PDw-fatsat-Bild
- c) Sagittales T2w-Bild

6.3.3 Partialruptur der Rotatorenmanschette, „Footprint“-Läsionen

In der Klassifikation nach Ellman (1993) und nach Snyder (2003) werden neben kompletten Rupturen artikularseitige und bursaseitige Teilrupturen (➤ Abb. 6.6) unterschieden. Die Klassifikation nach Ellmann graduiert bursaseitige und gelenkseitige Teilrupturen in drei Grade (Grad I < 25 % Sehnendicke; Grad II < 50 % Sehnendicke, Grad III > 50 % Sehnendicke). Im Falle einer Teilruptur kommt es in der Regel nicht zur wesentlichen Atrophie der zugehörigen Rotatorenmanschettenmuskulatur. Der Übergang einer oberflächlichen Sehnenrauigkeit bzw. einer fokalen Erweichung/Tendinose in eine Partialruptur kann fließend sein, weshalb besonders geringgradige Partialrupturen übersehen oder falsch eingeschätzt werden können.

Der Bereich des fibroossären Übergangs der Sehnen der Rotatorenmanschette in das Tuberculum majus ist der sog. „footprint“.

Neben vollständigen Abrissen aus dem fibroossären Übergang („full thickness“, ➤ Abb. 6.7) gibt es partielle „footprint“-Läsionen. Eine partielle Ablösung von Sehnenfasern von gelenkseitig werden als PASTA-Läsion („partial articular supraspinatus tendon avulsion“, ➤ Abb. 6.8) bezeichnet (Snyder 2003) und je nach Ausdehnung als Typ I–III klassifiziert (Habermeyer et al. 2008). Diese Läsionen wurden früher „rim rent tear“ genannt. Eine bursaseitige Ablösung von Fasern aus dem fibroossären Übergang ist eine reverse PASTA-Läsion (➤ Abb. 6.9). Kommt es zu einer intratendinösen Ablösung von Fasern aus dem „footprint“ ohne Kontakt zur Bursa subacromialis/subdeltoidea oder zum Gelenk, spricht man von CID-Läsionen („concealed intrinsic delamination“, Schaeffeler 2011, ➤ Abb. 6.10). Eine Kombination aus einer gelenkseitigen partiellen Ablösung von Sehnenfasern aus dem „footprint“ mit einem horizontalen „splitting“ mit Separation bursaseitiger und gelenkseitiger Sehnenfaserteile wird als PAINT-Läsion (partial articular-sided tear with intratendineous extension) bezeichnet.

7

Andreas Werner

Ultraschalluntersuchung der Schulter

7.1	Einleitung	168	7.4.2	Rotatorenmanschette	171
7.2	Gerätetechnische Anforderungen	168	7.4.3	Lange Bizepssehne	174
7.3	Untersuchungstechnik	168	7.4.4	Schulterinstabilität	175
7.3.1	Patientenlagerung	168	7.4.5	Adhäsive Kapsulitis (Frozen Shoulder)	175
7.3.2	Anforderungen an die Befunddokumentation	168	7.4.6	Omarthrose	176
7.3.3	Standardschnittebenen und Normalbefunde: Glenohumeralgelenk	168	7.4.7	Akromioklavikulargelenk (ACG)	176
7.3.4	Standardschnittebenen und Normalbefunde: Akromioklavikulargelenk	170	7.4.8	Periartikuläre Zysten/Ganglien	177
7.4	Pathologische Befunde	171	7.5	Weitere Anwendungsoptionen	177
7.4.1	Bursen: Bursa subcoracoidea/subacromialis/ subdeltoidea	171	7.5.1	Ultraschallgestützte Punktionen/Infiltrationen	177
			7.5.2	Ultraschallgestütztes Needling bei Tendinosis calcarea	178
			7.5.3	Ultraschall-Elastografie	178



7.1 Einleitung

Die Sonografie der Schulter stellt heute das primäre Bildgebungsverfahren sowohl bei der Erst- wie auch bei Verlaufsuntersuchungen von Erkrankungen und Verletzungen der Schulterregion dar. Sie zeichnet sich durch hohe Sensitivität, gute Reproduzierbarkeit, fehlende Strahlenbelastung und niedrige Kosten aus. ➤ Tab. 7.1 gibt eine Übersicht über die zu beurteilenden Strukturen und typische pathologische Befunde.

7.2 Gerätetechnische Anforderungen

Ultraschalluntersuchungen am Stütz- und Bewegungsapparat erfolgen nach den Richtlinien der Kassenärztlichen Bundesvereinigung (KBV) im Real-time-Verfahren/B-Mode. Für die Ultraschalldiagnostik der Schulter werden heute in der Regel hochauflösende 10-MHz-Linearschallköpfe verwendet. Im Vergleich zu 7,5-MHz- oder 5-MHz-Schallköpfen liegt der Fokusbereich anatomisch gesehen mit 1–3 cm optimaler Eindringtiefe ideal für die subakromialen Strukturen bei gleichzeitig guter Auflösung. Für tiefer gelegene Strukturen, z. B. zur Darstellung des Labrum glenoidale oder bei adipösen bzw. muskelkräftigen Patienten, jedoch liegt der Fokus dann zu peripher, sodass hier 5- bzw. 7,5-MHz-Schallköpfe sinnvoller sind. Daher empfiehlt sich für die Schulterdiagnostik ein Linear-2-D-Schallkopf mit variablen Frequenzen zwischen 5 und 10 MHz. Die meisten Geräte haben im Übrigen entsprechende Voreinstellungen. Gekrümmte Schallköpfe (curved arrays) bieten sich für axilläre Schnitte, z. B. zur Darstellung des Labrum glenoidale, an, sind jedoch für die Standarddiagnostik nicht sinnvoll. Für die Standarddiagnostik sind auch Optionen wie Farbdoppler nicht notwendig, diese sind derzeit wissenschaftlichen Fragestellungen vorbehalten.

7.3 Untersuchungstechnik

7.3.1 Patientenlagerung

Die Untersuchung erfolgt in aller Regel am sitzenden Patienten. Wir empfehlen einen drehbaren Hocker ohne Lehne, um optimalen Zugang zu allen Regionen zu haben und eine obligate dynamische Untersuchung durchführen zu können. Der Patient sitzt dem Monitor zugewandt, der Untersucher schräg dahinter.

Der Arm der zu untersuchenden Seite sollte frei hängen, insbesondere wenn maximale Innenrotation erforderlich ist. Falls dies

Tab. 7.1 Untersuchte Strukturen und pathologische Befunde der Schultersonografie

Struktur	Pathologische Befunde
Bursa subacromialis/sub-deltaidea	Bursitis, Ergussbildung bursal
Rotatorenmanschette	Verkalkungen, Partial- u. Komplettruptur
Lange Bizepssehne (LBS)	Ruptur, Tenosynovitis, Erguss, Instabilität (Subluxation/Luxation)
Humeruskopf	Osteophyten, Frakturen, Hill-Sachs-Defekt, Usuren
Gelenkkapsel/Gelenkraum	Kapselverdickung, Ergussbildung i. a.
Schulterreckgelenk (ACG)	ACG-Arthrose, ACG-Sprengung, Fraktur, Os acromiale

z. B. schmerzbedingt nicht möglich ist, kann der Arm bei 90° gebeugtem Ellenbogen auch gestützt werden. Der Unterarm dient als Kontrolle für die Rotation.

7.3.2 Anforderungen an die Befunddokumentation

Gemäß KBV-Standard sollten zur optimalen Qualitätssicherung in der Bilddokumentation folgende Informationen enthalten sein: Name der Institution (Praxis/Klinik), Patientennamen, Untersuchungsdatum, Bezeichnung von untersuchter Region und Seite, (B-Modus-)Bild mit Maßstab, Schallfrequenz und Anzeige der Fokustiefe.

Proximal oder medial liegende Strukturen werden standardmäßig am linken Bildrand, distal oder lateral liegende Strukturen am rechten Bildrand abgebildet. Der obere Bildrand entspricht der dem Schallkopf zugewandten Gewebsschicht. Das Bild sollte den Monitor optimal ausfüllen.

Sowohl normale als auch pathologische Befunde müssen in mindestens einer Schnittebene dargestellt sein. Bei pathologischen Befunden sollte, je nach Fragestellung, die Darstellung in zwei Ebenen erfolgen, ggf. im Seitenvergleich. Die Befunde, auch Normalbefunde, müssen schriftlich fixiert werden.

7.3.3 Standardschnittebenen und Normalbefunde: Glenohumeralgelenk

Die Standardschnittebenen am Glenohumeralgelenk folgen den Empfehlungen der DEGUM e. V., die auf Harland zurückgehen. Sie beziehen sich auf die Lage in Relation zur Skapula-Längsachse. Diese wurden 2014 vom Arbeitskreis Bewegungsorgane der Deutschen Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin (DEGUM) neu definiert:

Ventraler Transversalschnitt in Neutralrotation/Innenrotation I und II

In Neutral- und ggf. zusätzlich in Außenrotation kommen unterhalb des M. deltoideus der Processus coracoideus, die ventralen Bursaanteile einschließlich ggf. einer vergrößerten Bursa subcoracoidea, die Subscapularissehne, die lange Bizepssehne sowie der ventrale Bereich des Humeruskopfs zur Darstellung.

Der Schallkopf wird ventral horizontal (transversal) auf die Schulter gelegt, den medialen Rand bilden der Processus coracoideus bzw. weiter distal die kurze Bizeps- und die Coracobrachialissehne („conjoined tendons“). Entsprechend dem Verlauf der langen Bizepssehne (LBS) im Sulcus und der Darstellung der distalen Subscapularisanteile wird der Schallkopf nach kaudal verschoben. Interindividuell bestehen hinsichtlich sowohl der Morphologie der langen Bizepssehne (kreisrund bis queroval) als auch der knöchernen Form des Sulcus bicipitalis Unterschiede, die zu einer Artefaktanfälligkeit führen. Auf ein möglichst orthogrades Schallen ist zu achten, da sonst eventuell die LBS fälschlicherweise verdickt oder echoarm dargestellt wird, was zur Verwechslung mit einer Tendinitis führen kann. Grundsätzlich hat die Sehne am Oberrand des Sulcus eine eher ovale Form, weiter distal eher eine rundliche Form (➤ Abb. 7.1).

Flüssigkeitsansammlungen um die LBS („Halo-Zeichen“) sind vor allem distal des Sulcus am Umschlagpunkt der synovialen Seh-



Abb. 7.1 Standardschnittebenen Glenohumeralgelenk
 a) Ventraler Transversalschnitt in leichter Außenrotation; 1 = Korakoid, 2 = M. deltoideus, 3 = Subscapularissehne, 4 = Humeruskopf, 5 = lange Bizepssehne
 b) Ventraler Transversalschnitt in Neutralrotation; 1 = lange Bizepssehne im Sulcus, 2 = Lig. intertuberculare

nenscheide sichtbar. Kranial beim Austritt aus dem Sulcus in den Bizepspulley kommt die LBS durch die Richtungsumlenkung nach medial ggf. als echoreiche Struktur „innerhalb“ der lateralen Subscapularissehne zur Darstellung. Dies darf nicht mit einer medialen (Sub-)Luxation der LBS verwechselt werden.

Insbesondere zur sicheren Beurteilung der Subscapularissehne bei Verdacht auf eine Sehnenläsion ist die dynamische Untersuchung in (Außen-)Rotation mit Vergleich der Gegenseite obligat.

Mit zunehmender Innenrotation von zunächst ca. 45° (IRO I), dann ca. 90° (IRO II) kommt die Bursa subacromialis als zarte echogene Struktur, darunter die kraniale bzw. kraniodorsale Rotatorenmanschette mit dem Humeruskopf als das typische „Radmuster“ mit konvexer „Reifen“-Form der Sehnen auf dem Humeruskopf („Felge“) zur Darstellung (➤ Abb. 7.2). Die notwendige Rotation ist dabei u. a. von der Pathologie und auch von der individuellen Retrotorsion des Humeruskopfs abhängig. Bei der Beurteilung von Echogenitätsveränderungen muss insbesondere bei den transversalen oder horizontalen Schnitten das sog. Ablenkungsphänomen als Artefakt berücksichtigt werden: Beim Auftreffen von Schallwellen auf gebogene Strukturen wird nur der orthograd getroffene Gewebsbereich echogen dargestellt, die randständigen Strukturen erscheinen hypoechoogen.

Darüber hinaus kommt es durch die unterschiedliche Orientierung der verschiedenen Faserbündel der Rotatorenmanschette zum Phänomen der „akustischen Anisotropie“ mit Echoinhomogenitäten auch der gesunden Rotatorenmanschette. Bereits eine Kippung des Schallkopfs von nur 3° kann nach Harland zur Änderung der Echogenität führen.

MERKE

Bei der Beurteilung der Echogenität der Rotatorenmanschette können sowohl die anatomische Krümmung der Gewebe auf dem Humeruskopf als auch der komplexe Faseraufbau der Rotatorenmanschette zu Artefakten führen.

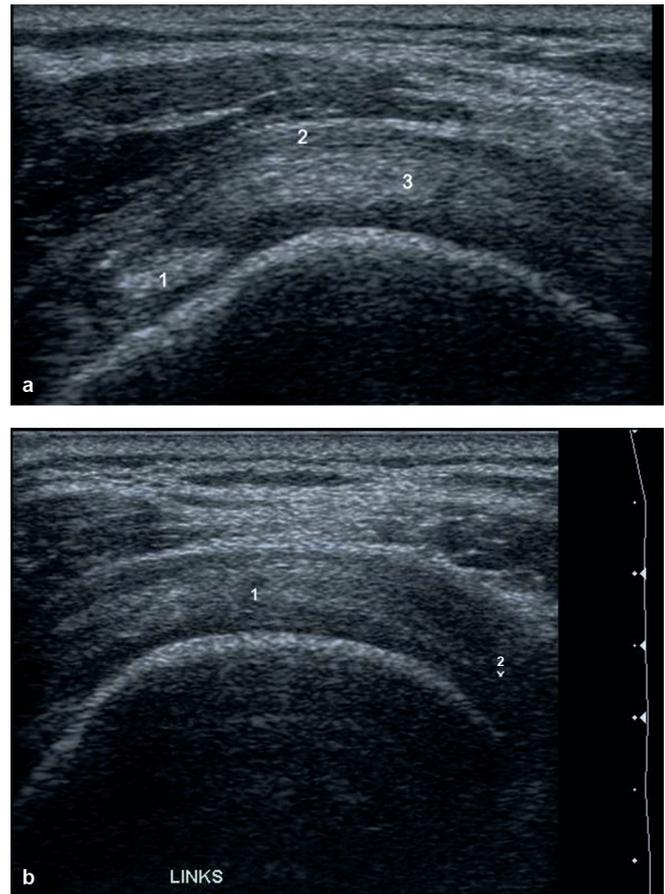


Abb. 7.2 Standardschnittebenen Glenohumeralgelenk
 a) Ventraler Transversalschnitt in Innenrotation I; 1 = lange Bizepssehne, 2 = Bursa subacromialis, 3 = Supraspinatussehne
 b) Ventraler Transversalschnitt in Innenrotation II; 1 = Supraspinatussehne, 2 = Infraspinatussehne. Beachte: Supra- und Infraspinatussehne sind sonografisch am Übergang nicht strikt voneinander trennbar.

Eine sichere Abgrenzung der verschiedenen periartikulären Schleimbeutel, insbesondere derjenigen der Bursa subacromialis von dem der Bursa subdeltoidea, ist schwierig, da diese häufig ineinander übergehen (s. auch ➤ Kap. 1.2). Die Bursen sind im Normalfall nicht mit Flüssigkeit gefüllt und lediglich als 1–2 mm dicke Schicht mit einer zarten echoarmen Zone zwischen den beiden Bursablättern auf der Rotatorenmanschette (Bursa subacromialis) bzw. zwischen M. deltoideus und Humerus (Bursa subdeltoidea) darstellbar.

Ventraler Longitudinalschnitt in Neutralrotation/Innenrotation I und II

In Neutralrotation erscheint die lange Bizepssehne als echogene Struktur längs getroffen, auch hier sind eventuelle Flüssigkeitsansammlungen vor allem distal sichtbar (➤ Abb. 7.3). Für die Darstellung einer Subscapularissehnenläsion ist der Longitudinalschnitt schwieriger zu beurteilen, jedoch z. B. zur Größenbeurteilung einer (in der Subscapularissehne seltenen) Tendinosis calcarea geeignet.

Für die Darstellung der kranialen Rotatorenmanschette wird der Schallkopf aus der transversalen Ebene um 90° gekippt. Den medialen bzw. linken Bildrand bildet dann das Akromion, darunter bzw. weiter lateral unter dem M. deltoideus kommt auf dem Humeruskopf die Supraspinatus- und bei weiterer Innenrotation

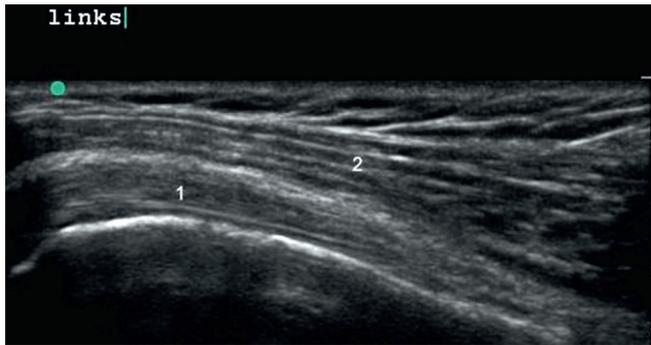


Abb. 7.3 Ventraler Longitudinalschnitt in Neutralrotation
1 = Lange Bizepssehne, 2 = M. deltoideus



Abb. 7.4 Ventraler Longitudinalschnitt in Innenrotation
1 = Akromion, 2 = Bursa subacromialis/subdeltoidea, 3 = Supraspinatussehne, 4 = Tuberculum majus, 5 = M. deltoideus

der kraniale Anteil der Infraspinatussehne mit den entsprechenden Bursaanteilen (s. oben) zur Darstellung. Es entsteht bei intakter Sehnenmanschette das Bild des ebenfalls weitgehend konvex gekrümmten „Rabenschnabels“ (> Abb. 7.4). Die gesunde Rotatorenmanschette zeigt eine gleichmäßige Echogenität, die jedoch mit zunehmendem Alter an Dichte verliert (Katthagen 1988). Gegebenenfalls kommt bei starker Innenrotation und Adduktion knapp lateral des Akromionrandes der myotendinöse Übergang zur Darstellung. Die muskulären Anteile zeigen sich weniger echo-gen als die Sehne. Analog zur langen Bizepssehne muss zum Nachweis eines Bursaergusses der Schallkopf ggf. weiter nach kaudal-lateral verschoben werden. Dabei sollte nicht zu viel Druck ausgeübt werden, um die Flüssigkeit nicht zu verdrängen.

Dorsaler Transversalschnitt

Der Schallkopf kommt horizontal (transversal) unterhalb der Spina scapulae zu liegen. Entsprechend dem Verlauf der dorsalen Muskel-Sehnen-Strukturen sollte der Schallkopf leicht schräg nach lateral ansteigend aufgelegt werden. Im kranialen Bereich werden über dem Humeruskopf die Infraspinatus-, weiter kaudal die Teres-minor-Sehne bzw. deren myotendinöse Übergänge dargestellt (> Abb. 7.5). Auch hier sollte durch Rotation eine dynamische Untersuchung erfolgen. In der Tiefe werden die dorsale Kapsel, der dorsale Kapselrecessus (vor allem bei intraartikulärem Erguss) und der dorsale Pfannenrand mit dem Labrum sichtbar.

Axillarer Longitudinalschnitt

Dieser Schnitt wird in der Praxis eher selten angewendet. Der Arm wird über 90° abduziert und außenrotiert, sodass die Hand auf



Abb. 7.5 Dorsaler Transversalschnitt
1 = Infraspinatussehne, 2 = kleine Zyste in der „bare area“ (Normalbefund)

dem Hinterkopf zu liegen kommt. Der Schallkopf wird in der Axilla längs aufgesetzt. Ein Curved-Array-Schallkopf ist zu bevorzugen. Ergussbildungen und Verdickung der Synovialis im unteren Recessus können so dargestellt werden. Die Darstellung des vorderen Labrums ist schwieriger als die des dorsalen. Alternativ bietet sich die Untersuchung im Liegen mit frei drehbarem Arm und einer Schallkopfposition am Unterrand der Pectoralis-major-Sehne (sog. Pectoralisrandschnitt).

Weitere Einstellungen zur Darstellung der Rotatorenmanschette

Neben den Standardebenen nach der DEGUM sind die zwei Ebenen nach Hedtmann und Fett (2002) verbreitet: die Schallkopfposition I ist eine horizontale oder transversale Ebene, die lateral vom und parallel zum anterolateralen Akromionrand und zum Lig. coracoacromiale liegt. Sie liegt damit etwas weiter dorsal als der ventrale Transversalschnitt nach DEGUM-Richtlinien. Die Schallkopfposition II steht senkrecht (longitudinal) zur Position I.

7.3.4 Standardschnittebenen und Normalbefunde: Akromioklavikulargelenk

Superolateraler Longitudinalschnitt

Der Schallkopf wird längs (mediolateral) auf das Akromioklavikulargelenk aufgesetzt (> Abb. 7.6). Bei knöchernen Prominenzen (Exophyten) oder bei einem Klavikulahochstand nach ACG-

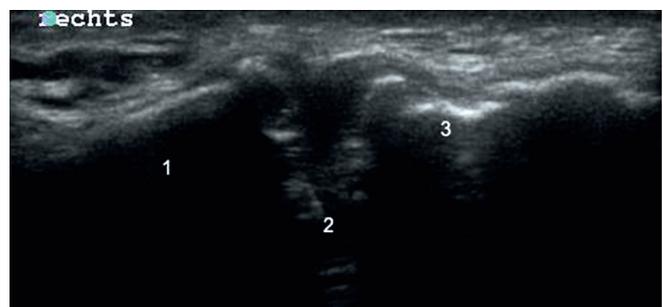


Abb. 7.6 Superolateraler Longitudinalschnitt (AC-Gelenk)
1 = laterale Klavikula, 2 = AC-Gelenkspalt, 3 = Akromion mit beginnender Exophytenbildung

Tab. 7.2 DEGUM-Standardschnitte der Schulterregion (nach Gaulrapp und Binder 2014)

Lokalisation	transversal	longitudinal
ventral	TS „Sulcusschnitt“*	LS
lateral	TS „Radmuster“*	LS „Rabenschnabel“*
dorsal	TS infraspinat*	LS infraspinat
axillar		LS axillar
superolateral		LS ACG*

TS = Transversalschnitt, LS = Longitudinalschnitt, * = Routine-Schnittebenen

Sprengung kann eine Vorlaufstrecke sinnvoll sein, ansonsten kann der Schallkopf etwas gekippt werden. Beurteilt werden die delto-trapezoidale Faszie, die Gelenkkapsel und der Gelenkspalt. Unter Zug am Arm lassen sich vertikale, durch ventrodorsale Verschiebung der Klavikula horizontale Instabilitäten nachweisen.

Einen Überblick über alle Standardschnitte der Schulterregion gemäß DEGUM-Richtlinie gibt > Tab. 7.2.

MERKE

In der Routine-Untersuchung werden meist der ventrale und dorsale Transversalschnitt, der laterale Transversal- und Longitudinalschnitt sowie der Longitudinalschnitt über dem ACG verwendet.

7.4 Pathologische Befunde

Bei den subakromialen Weichteilen unterscheidet man formale und strukturelle Veränderungen.

7.4.1 Bursen: Bursa subcoracoidea/subacromialis/subdeltoidea

Die Bursa subcoracoidea ist als abgrenzbare Struktur nur sichtbar, wenn sie pathologisch vergrößert ist, insbesondere bei einem Bursaerguss. Im Rahmen der Omarthrose sieht man gelegentlich rundliche, schallauslöschende Gelenkkörper in der vergrößerten Bursa. Eine akute oder chronische Bursitis subacromialis führt zur Verdickung der Bursaschicht, meist verbunden mit einer Verminderung (akute Bursitis) oder Zunahme (chronische Bursitis) der Echogenität. Ein Bursaerguss führt im Longitudinalschnitt zu einer tränen- oder tropfenförmigen echofreien oder -armen Zone typischerweise am kaudalen Umschlagpunkt der Bursa (> Abb. 7.7). Flottierende echogene Strukturen entsprechen meist synovialen Zotten. Nach Perforation einer Tendinosis calca-

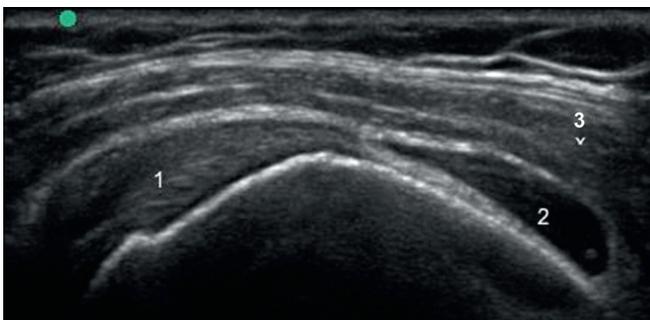


Abb. 7.7 Erguss der Bursa subdeltoidea im Longitudinalschnitt
1 = Supraspinatussehne, 2 = Erguss in der Bursa mit synovialer Zotte distal,
3 = M. deltoideus

rea sind oftmals echogene Plaques in der Bursa sichtbar. Grundsätzlich ist jedoch eine Artdiagnose freier Flüssigkeit anhand der Sonografie obsolet.

MERKE

Ein Bursaerguss zeigt sich meist lateral-distal und erfordert zum Nachweis ggf. eine weitere Lateral- bzw. Distalverschiebung des Schallkopfs.

7.4.2 Rotatorenmanschette

Die sonografische Untersuchung der Rotatorenmanschette erfolgt sowohl statisch als auch dynamisch. Läsionen der Sehnen werden anhand formaler sowie struktureller Veränderungen beurteilt. Als sichere Zeichen einer Rotatorenmanschettenläsion gelten formale Veränderungen:

- Verschmälerung oder Ausdünnung einer Sehne
- Konturumkehr: Unterbrechung bzw. Verlust der Konvexität
- Fehlende Sehndarstellung
- Fehlende 1:1-Mitbewegung bei der dynamischen Untersuchung

Dagegen gelten strukturelle Veränderungen (= Echogenitätsveränderungen innerhalb der Sehnenstruktur) als unsichere Zeichen:

- Echoarme Zonen
 - Echoreiche Zonen
 - Kombinationen von echoarmen und echoreichen Zonen
- Solche strukturellen Veränderungen sollten stets im Seitenvergleich beurteilt werden.

Tendinose und Rotatorenmanschettendefekt

Die Tendinose der Rotatorenmanschette, d. h. Veränderungen in der Struktur ohne formale Risskriterien, zeigt sich als inhomogenes Echomuster, wobei sich echoarme und echoreichere Zonen abwechseln. Nach Katthagen (1988) ist dafür die zunehmende Desintegration der Kollagenstrukturen verantwortlich. Differenzialdiagnostisch kommen intratendinöse Partialdefekte oder Residuen einer Tendinosis calcarea (*s. unten*) in Betracht. Auf das Ablenkungsphänomen als mögliche Artefaktquelle sei nochmals hingewiesen. Auch Arrosionen an der Sehneninsertionszone (Enthesopathie) am Tuberculum majus sprechen für eine pathologische Sehnenveränderung. Diese sollten jedoch vor allem im Ansatzbereich der Infraspinatus- und Teres-minor-Sehnen nicht mit physiologisch auftretenden kleinen Krypten in der „bare area“ verwechselt werden, die typischerweise medial des Sehnenansatzes liegen. Die Abgrenzung einer tendopathisch veränderten Sehne zur Partialruptur ist sonografisch oft schwierig bzw. fließend. Dies gilt besonders für seltene intratendinöse Läsionen, die sich als echoarme Zone innerhalb der formal noch intakten Sehne darstellen. Jedoch findet man bei Partialrupturen auch echoreiche Veränderungen, ebenso wie in den Randbereichen von kompletten Rupturen sowohl echoarme als auch echoreiche Zonen vorkommen.

MERKE

Die Unterscheidung insbesondere einer intratendinösen Partialruptur von einer tendopathisch veränderten, jedoch nicht rupturierten Sehne ist sonografisch oft schwierig.

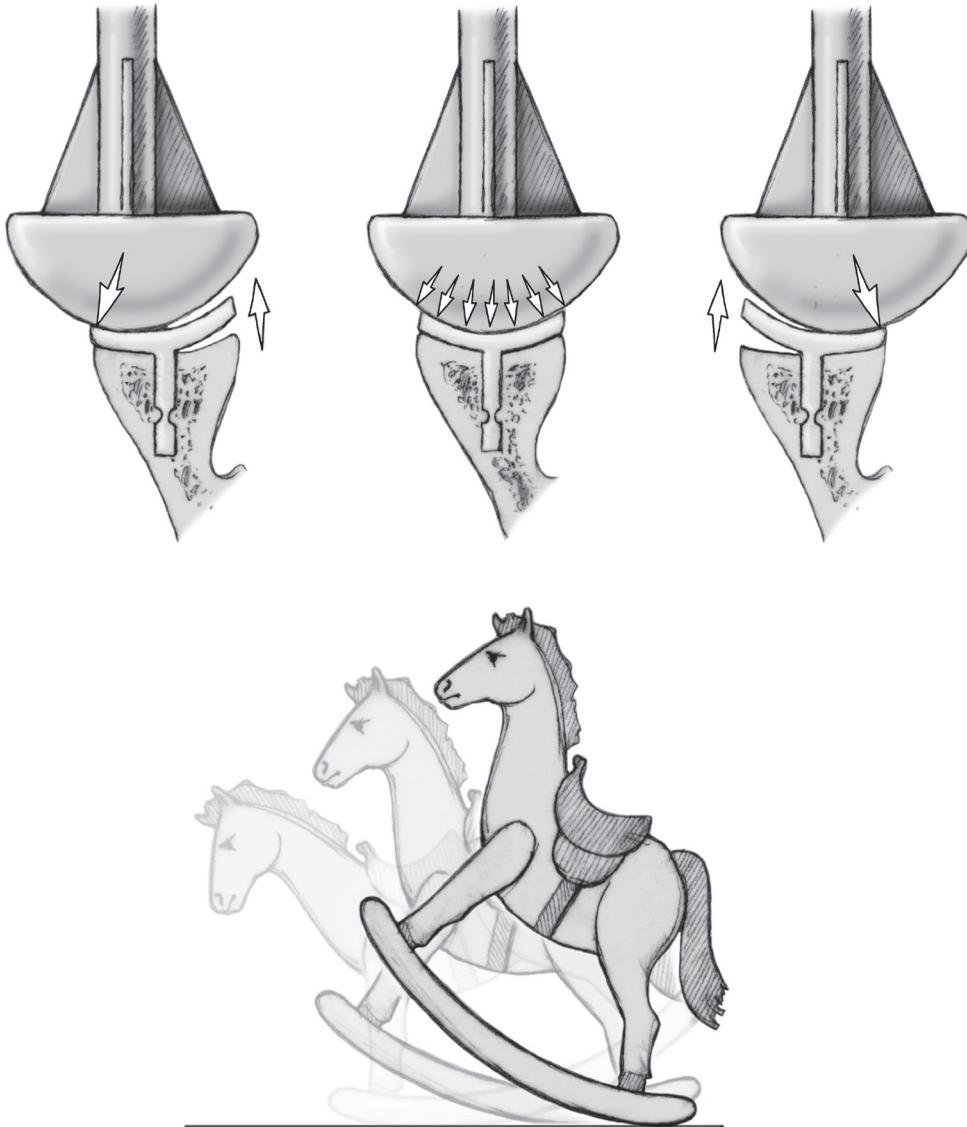


Abb. 22.9 Rocking-Horse-Phänomen nach Matsen et al. (1998). Bei exzentrischer Pfannenbelastung (großer Pfeil) kommt es zu einer Hubbelastung an der gegenüberliegenden Pfannenseite (kleiner Pfeil). [L108]

Konvexe vs. plane Rückfläche

Es hat sich bei den zementierten PE-Pfannen aufgrund der größeren Auflagefläche und der damit verbundenen Vorteile für die mechanische Stabilität das konvexe Design durchgesetzt. Im mechanischen Vergleichstest sind **konvexe Rückflächen** stabiler als flache (Anglin et al. 2001, Szabo et al. 2005a). Nach Anglin et al. (Anglin, Wyss et al. 2000) werden bei gekrümmter Pfanne die Kräfte mehr als Kompressions- denn als Scherkräfte aufgebracht, und die Scherkräfte werden besser durch die konkave Pfannenoberfläche abgestützt. Die gekurzte Pfannenform verhindert eine Stresskonzentration am Pfannenrand, zudem wird mehr vom Pfannenboden erhalten. Allerdings ist die Fräsgenauigkeit im Vergleich zu konvexen Pfannenfräsen bei flachen Fräsen höher, was ein operationstechnischer Vorteil für die planen Pfannen ist (Karelse, Leuridan et al. 2014).

Mit zunehmender Omarthrose werden die Pfannen aber immer flacher, je mehr sie ausgewalzt sind, sodass im klinischen Alltag die Pfannen fast keine Konkavität mehr aufweisen, wenn man an

ihrem Rand die Osteophyten wegnimmt. Mit herkömmlichen konvexen Pfannenfräsen fräst man zu tief in den weichen spongiösen Pfannenboden, weswegen die Fa. Tornier sehr flache Pfannen-Reamer anbietet. Je abgeflachter die Pfanne aber geworden ist, desto einfacher wird es, mit einem planen Reamer die Pfanne kongruent zu bearbeiten, was einen wesentlichen Faktor für die Primärstabilität der Glenoidkomponente ausmacht. **Plane Rückflächen** wurden unter der Überlegung konzipiert, dass beim dorsalen Gelenkflächenverbrauch für die Pfannenpräparation nur ventral der knöchernen Pfannenrand abgetragen werden muss (> Abb. 22.10).

Wichtiger als die Formgebung der Pfannenrückfläche ist die passgenaue, d. h. **perfekte Bearbeitung der Glenoidpfanne** mit größtmöglicher Kongruenz von Pfannenimplantat und Pfannenlager!

MERKE

Je passgenauer die Pfannenpräparation, desto höher die Formstabilität und entsprechend geringer das Lockerungsrisiko (Collins et al. 1992).

Aufgrund der räumlichen Enge ist es insbesondere bei ungleichmäßigem Pfannenverbrauch mit dorsaler Pfannenabflachung technisch schwierig, eine absolut kongruente Auflagefläche zu präparieren. Das setzt ein geeignetes Instrumentarium für die Pfannenbearbeitung voraus. Spezielle Pfannenfräsen müssen im Pfannenzentrum gesichert sein (Pin-geführt) oder einen selbstzentrierenden Schliff aufweisen.

MERKE

Eine zu aggressive Pfannenbearbeitung kann zu einem ungleichmäßigen Verlust der subchondralen Kortikalis mit Freilegen der Spongiosa führen. Dies schafft Glenoidflächen mit verschiedener Belastbarkeit und in der Folge Lockerung der Pfanne. Oberstes Ziel: so knochensparend wie möglich!

Die Orientierung der Glenoidkomponente – Realignment – in Bezug auf die Ante-/Retroversion in der Horizontalebene ist besonders wichtig, um Stress auf die implantierte Pfanne zu reduzieren und damit der Lockerung vorzubeugen. Künstliche Veränderungen der Pfannenversion führen zu einer pathologischen Kopftranslation von 0,5 mm pro 1° Winkeländerung.

MERKE

Eine „kompensatorische“ Korrektur der Humeruskopftorsion kann eine abnorme Pfannenversion nicht korrigieren (Nyffeler et al. 2001, Spencer et al. 2005, Iannotti et al. 2005)!

Es hat erhebliche Konsequenzen für die Implantationstechnik, dass die physiologische Retroversion der Glenoidfläche wiederhergestellt wird. Dies trifft nach Erachten der Autoren mit gleicher Konsequenz auch auf die Inklinationsneigung der Pfanne in der Sagittalebene zu.

MERKE

Sowohl die pathologische Retroversion als auch eine pathologische Inklination der Pfanne müssen korrigiert werden!

Pfannengröße

Von den Herstellern werden drei bis vier verschiedene Pfannengrößen angeboten. Wird eine zu großflächige Glenoidkomponente eingebaut, so führt dies zu einem glenohumeralen Impingement. Dabei kommt es in der 0°-Stellung zu einem Kontakt zwischen Calcar humeri und unterem Pfannenrand. Das Resultat ist die frühe Lockerung der künstlichen Pfanne (Hertel und Lehmann 2001). Weiterhin wird die biomechanische Gesamtsituation (Kräfteverteilung und Kontaktpunkt) durch eine zu groß gewählte Komponente ungünstig beeinflusst (Oosterom, Herder et al. 2003).

MERKE

Die Größe der Pfanne muss möglichst anatomisch gewählt werden, d. h., dass die Pfanne sich zirkulär an den unteren kortikalen Glenoidrändern abstützen kann (Bicknell, Liew et al. 2007).

Bauhöhe

Scherkräfte, die auf die Pfanne eingeleitet werden, haben einen umso höheren Momentarm, je höher das Implantat aufgebaut ist.

Das hat einen negativen Einfluss sowohl auf die Stabilität als auch auf den PE-Verbrauch. Experimentell ließ sich nachweisen, dass die exzentrische Belastung auf der Pfanne durch niedrigere Bauhöhe geringer wird (Bicknell, Liew et al. 2007). Durch die Lateralisation der Glenoidlinie werden die Vorspannung auf die Rotatorenmanschette und der Gesamtdruck auf die Pfanne ebenso erhöht. Diese mechanischen Überlegungen scheinen aber nach Katz et al. (2013) keinen Einfluss auf das klinische Ergebnis zu haben.

Bei zementierten Pfannen beträgt die Pfannenstärke im Durchschnitt 5 mm. Wenn diese Standarddicke auch bei zementfreien Pfannen eingehalten wird, erreichen die Pfannen eine Höhe von 10 mm, was zu einer erheblichen Lateralisierung mit vermehrter Vorspannung auf die Rotatorenmanschette führt. Mit dem Ziel, an Höhe zu sparen, haben verschiedene Hersteller sowohl am Metallträger als auch am PE-Inlay an Höhe gespart. Dies führte zu PE-Inlays mit 4 mm Höhe und einer zentralen Dicke von nur 2,5 mm, ein Kompromiss, der mit frühzeitigem Verbrauch erkaufte wurde.

Polyethylen Eigenschaften

Um das tribologische Langzeitverhalten des Polyethylens (ultra heavy molecular weight polyethylene, UHMWPE) zu verbessern, gibt es mehrere Ansatzpunkte. Hierzu gehören spezielle Fertigungsmethoden (z. B. Pressen, Extrudieren) und Nachbehandlungsverfahren, die mit Druck und Temperatur die Struktur zu verbessern versuchen, und Verfahren, mit denen das Oxidationsverhalten des Polyethylens verbessert wird. Für die Herstellung von **hochvernetztem Polyethylen** kann die Quervernetzung über radiochemische Prozesse (Gammabestrahlung, Bestrahlung mittels Elektronenstrahl) und chemische Prozesse (Peroxid-Behandlung, Siliziumwasserstoff-Behandlung) erreicht werden. Der Crosslinking-Effekt führt zu einer komplexen Änderung der molekularen Anordnung der Polymerketten. Dies führt, mechanisch gesehen, zu einer Zunahme der Abriebfestigkeit und zum anderen auch der Zugfestigkeit des PE. Jedoch führt es auch zu einer Abnahme des kristallinen, soliden Teils des Kunststoffes und somit auch des E-Moduls. Ein geringeres E-Modul führt zu größeren Kontaktflächen, geringerem Kontaktstress und so potenziell weniger Abrieb. Ein Nachteil hoch quervernetzter Polyethylene aber ist, dass die entstehenden Partikel, verglichen mit konventionellem PE, vermehrt im Bereich von $< 1 \mu\text{m}$ liegen und somit schneller zu einer aseptischen Lockerung der Prothese führen können.

Letztlich ist auch hochvernetztes Polyethylen zu weich und abriebgefährdet, was zur Suche nach besserem Material auf der Kopfseite führt.

22.3.6 Zementierte Pfannen

Kielpfanne

1973 entwickelte Neer eine Polyethylenpfanne, nachdem Zippel (1972) und Kenmore (1973) eigene PE-Glenoid-Komponenten mit der Original-Neer-Kopfprothese kombiniert und als Totalprothesen implantiert hatten. Gleichzeitig veränderte Neer die Schaft- und insbesondere die Kopfgeometrie (Neer-II-System), um sie auf die Polyethylenkomponente abzustimmen. Die Pfanne wies den gleichen Krümmungsradius von 44 mm wie die Kopfkalotte auf

und wurde mit Methylmetacrylat einzementiert. Bis zur Markteinführung 1982 wurde das Design insgesamt fünfmal geändert (Neer 1990a). Die Konformität der Krümmungsradien war eine der Ursachen für das häufige Auftreten von Lockerungssäumen an den Pfannen. Heutige Pfannenkomponenten weisen meistens nicht-konforme Krümmungsradien auf, um einen verbesserten Roll-Gleit-Mechanismus zu gewährleisten (> Kap. 22.3.5).

Das von Neer eingeführte **trianguläre Kieldesign** zur Pfannenverankerung war das weitverbreitetste und galt als Goldstandard. Es besteht eine Vielzahl von Kielvarianten mit gering unterschiedlichem Stressverteilungsmuster (Friedman et al. 1992b). Neuere Varianten zeigen unterschiedliche Hinterschneidungen oder Aussparungen im Kielbereich, um eine verbesserte Zementverankerung zu gewährleisten (> Abb. 22.10). Insgesamt kommt es bei Verwendung der zementierten Polyethylenpfannen zu einem trabekulären Stressverteilungsmuster, das dem eines intakten Glenoids entspricht (Stone et al. 1999).

Wichtig ist eine Kielschlitz-Präparation und Zementiertechnik, die einen gleichmäßigen Zementmantel und so wenig wie möglich sog. „radiolucent lines“ (RLLs) produziert. Die von Neer empfohlene Kürettage zur Ausräumung der Spongiosa, um Platz für den Knochenzement zu schaffen, ist längst zugunsten einer Spongiosakompaktion verlassen worden. Das Einpressen von Knochen mit einem speziellen Kielimpaktor in einen möglichst passgenauen Kielschlitz („bone compaction“) verbessert dabei die Zementierung (Szabo et al. 2005b). Die Zementierung mit Finger-Packing-Technik zeigt im Vergleich zur Einbringung mittels Zementspritze in 47% Zementlücken (Nyffeler et al. 2006a). Gazielly empfiehlt nur minimales Zementieren bei Verwendung von PE-Inlays mit gekrümmter Rückfläche mit 2,5% Revisionsrate nach durchschnittlich 8,5 Jahren (Gazielly, Scarlat et al. 2015). Beim Vergleich konvexer und planer PE-Pfannen unter Verwendung der modernen Kompaktions- und Zementiertechnik fand sich in einer prospektiven Kohortenstudie kein Unterschied hinsichtlich Häufigkeit und Zunahme der RLLs (Collin, Tay et al. 2011).

Peg-Pfanne

Alternativ werden Pfannensysteme mit Verankerungszapfen (Pegs) statt eines Kiels bereitgehalten (Global™ Shoulder, Fa. De-



Abb. 22.10 Zementierte Kielpfanne mit Aussparung im Kielbereich (Fa. Arthrex) [V397]

Puy; Anatomica™, Fa. Zimmer; > Abb. 22.11). Die Pegs werden inline oder polyaxial, d. h. in zwei Achsen versetzt, angeordnet. Theoretisch ist dabei von Vorteil, dass weniger Knochen entfernt werden muss und mehr Oberflächenkontakt für den Zement bei jedoch geringerer Zementmasse zur Verfügung steht (Wirth und Rockwood 1996). Mehrere kleinere Pegs bieten eine größere Stabilität gegen Scherbelastung und gleichmäßigere Stressverteilung als wenige und größere Zapfen (Giori et al. 1990).

Potenziell besteht die Gefahr, bei der Bohrung der Zapfenlöcher das Glenoid zu fragmentieren. Auch bei der Pfannenbearbeitung für die Kielaufnahme kommt es zur potenziellen Schwächung der Pfanne, insbesondere durch Knochenverlust. Bleibt bei der Pfannenpräparation der subchondrale Knochen unbeschädigt, besteht experimentell jedoch nach einer Finite-Elemente-Analyse kein Unterschied zwischen Kiel- und Zapfendesign (Friedman et al. 1992b). Im mechanischen Labortest fanden sich keine Unterschiede der Pfannenstabilität beim Vergleich zweier baugleicher PE-Pfannen mit Kiel- oder Peg-Design. Im klinischen und radiostereometrischen prospektiven Vergleich von Kiel- versus Inline-Peg-Pfannen fanden sich nach zwei Jahren keine unterschiedlichen Festigkeitswerte (Roche, Angibaud et al. 2006b; Rahme, Mattsson et al. 2009).

In älteren Arbeiten fanden sich röntgendurchlässige Säume („radiolucent lines“) und inkomplette Verankerung der Komponenten beim Kieldesign hochsignifikant häufiger als bei der Peg-Pfanne (Jensen et al. 2001, Lazarus et al. 2002, Gartsman et al. 2005). Die Variante einer Peg-/Kielpfannenkombination soll die Vorteile beider Komponenten miteinander vereinen (> Abb. 22.12; Univers™ II, Fa. Arthrex).

Minimal zementierte oder zementfreie PE-Pfannen

Mit dem Ziel des minimalen Zementierens entwickelte Wirth 2002 (Wirth, Loredó et al. 2012) ein biaxiales PE-Glenoid mit einem zentralen verstärkten Zapfen mit flanschähnlicher Ausformung zur Aufnahme von Eigenspongiosa mit dem Ziel eines Knocheneinwachsens. Zementiert werden dabei nur die dünneren koaxialen Pegs (PE Pfanne Global™ Advantage™, Fa. DePuy, > Abb. 22.13).

Mit einem mittleren Follow-up von 80 Monaten fanden sich in einer prospektiven Studie in 81% der Fälle keinerlei RLLs (Noyes,

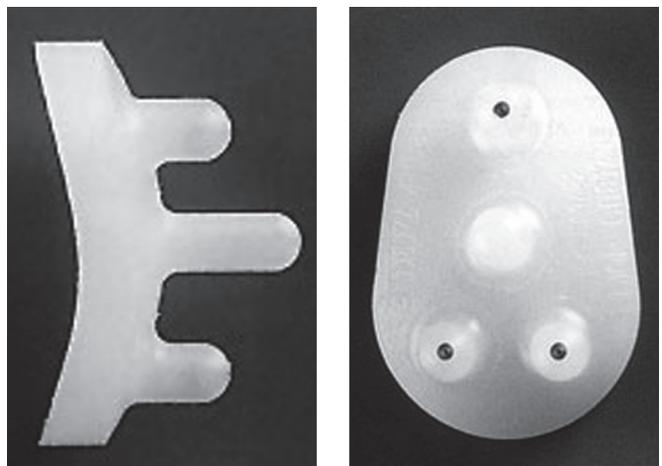


Abb. 22.11 Poliaxiale Peg-Pfanne (Anatomica™, Fa. Zimmer/Biomet) [V575]



Abb. 22.12 Zementiertes Keel-Peg-Glenoid (Univers™ II, Fa. Arthrex) [V397]

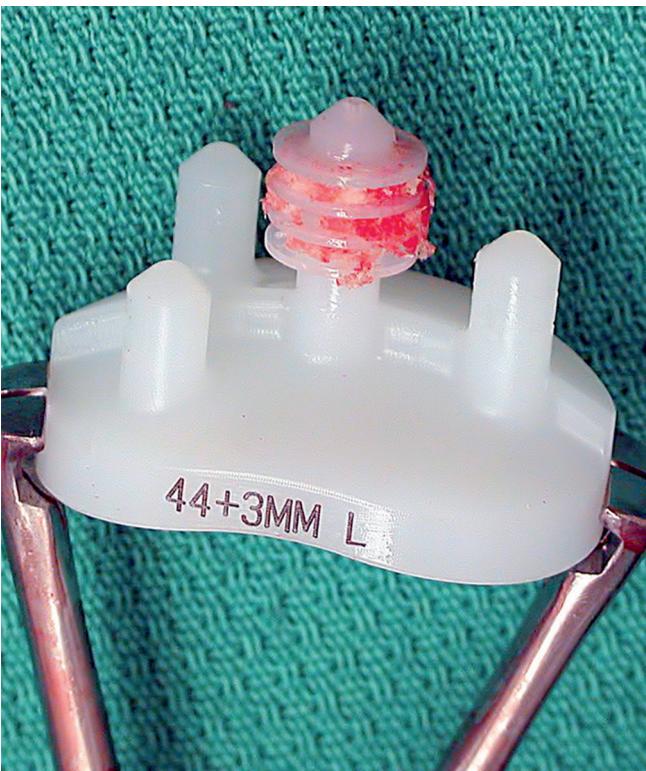


Abb. 22.13 Biaxiales PE-Glenoid mit zentralem fächerförmigem Zapfen zur Spongiosaunterfütterung und minimaler Zementierung der drei koaxialen Zapfen (Fa. DePuy, Global™ Advantage™ Glenoid)

Meccia et al. 2015). DeWilde propagiert den völlig zementfreien Einbau dieser Pfanne, hat allerdings nur ein sehr kurzes Follow-up untersucht (De Wilde, Dayerizadeh et al. 2013). Nuttall hingegen warnt in seiner radiostereometrischen Untersuchung mit minimal zementierten DePuy-Pfannen vor einer sehr frühzeitigen Migration als Zeichen einer fehlenden Osteointegration. Er beobachtete nach zwei Jahren in 6 von 11 Fällen ein fehlendes Einheilen der Pfanne (Nuttall, Haines et al. 2012).

MERKE

Unabhängig von den Designcharakteristika ist zwar allen zementierten Varianten der Nachteil der Hitzeentwicklung beim Zementieren gemein. Aber durch Druckzementierung mit der Vakuum-Zementiertechnik gewährleistet man eine ausreichende Zementdicke von 1–3 mm sowohl bei hoher Knochendichte als auch beim osteoporotischen Knochen (Pape, Raiss et al. 2010). Die Zementierung der Pfannenseite wurde wegen der Gefahr einer ungleichen, bruchgefährdeten Zementschicht weitgehend verlassen. Die Vakuum-Druckzementierung kann das Auftreten von Röntgensäumen signifikant verringern (Barwood et al. 2008, Nyffeler et al. 2006a und 2003a).

Augmentierte Pfanne

Das Ziel der Pfannenaugmentation ist die weitgehende Wiederherstellung der anatomischen Retroversion bei exzessivem dorsalem Pfannenverbrauch und damit die Wiederherstellung der Gelenklinie, ohne durch anteriores Abfräsen Knochen durch Medialisierung zu verlieren (Sabesan, Callanan et al. 2014). Wirth empfiehlt die Verwendung eines augmentierten Glenoids bei einer pathologischen Pfannenretroversion zwischen -15 und -25° (Stephens, Paisley et al. 2015), bis -15° Retroversion hat ein asymmetrisches ventrales Reaming seine Indikation.

Bei dem von DePuy vertriebenen Modell (Global™ Steptech™ Anchor Peg-System; > Abb. 22.14) handelt es sich um eine an der Rückfläche abgestufte konische Pfanne mit drei Bauhöhen (7–9–11 mm) und einer sphärischen Pfannenoberfläche. Dadurch sollen die Scherkräfte an der Knochen-Implantat-Grenze reduziert werden, was einer Lockerung entgegensteht.

Statt einer stufenförmigen Pfannenseite gibt es konisch keilförmig ausgearbeitete Pfannen (Equinoxe™, Fa. Exatech; > Abb. 22.14), die nur einer konkaven Pfannenbefräsung bedürfen und keine stufenförmige Pfannenbearbeitung benötigen, was prinzipiell weniger Knochenverlust bedeuten. Durch die nach dorsal zunehmende Implantatdicke kann der dorsale Pfannenverschleiß ausgeglichen werden. In einer Finite-Element-Analyse

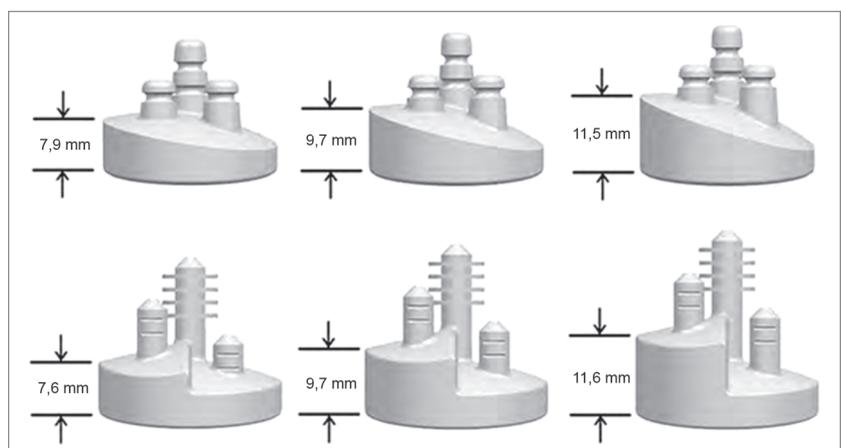


Abb. 22.14 Vergleich der keilförmigen Pfannen (obere Reihe: Equinoxe™, Firma Exatech) [V743] mit den stufenförmigen augmentierten Pfannen (untere Reihe, Global™ Steptech™ Anchor Peg-System, Fa. DePuy) [V400] (Roche, Diep et al. 2013)

(Allred, Flores-Hernandez et al. 2016) konnte gezeigt werden, dass posterior augmentierte Glenoide weniger Knochenverlust und geringere Stressbelastung erzeugen.

Flurin hält den Einsatz augmentierter Glenoide bei der Revision von ausgelockerten anatomischen Pfannen für sinnvoll, da in diesen Revisionsituationen häufig exzentrische Pfannendefekte vorliegen (Flurin, Janout et al. 2013).

Bei einem Vergleich der verschiedenen augmentierten Glenoidkomponenten hatte die konisch geformte augmentierte Pfanne den geringeren Knochenverlust bei der Bearbeitung des Pfannensockels (Knowles, Ferreira et al. 2015).

Die ersten mittelfristigen Erfahrungen mit einem augmentierten PE-Glenoid zeigten, dass das Problem der posterioren Dezentrierung nicht beseitigt werden konnten (Rice, Sperling et al. 2008). In einem Vergleichstest (Wang, Abrams et al. 2015) an Kadavern zwischen exzentrischem vorderem Pfannenabfräsen mit Korrektur auf 0° Retroversion und Implantation eines konisch augmentierten Glenoids fand sich eine vermehrte Implantatlockerung der augmentierten Komponenten. Aussagekräftige mittel- bis langfristige Ergebnisse liegen bisher noch nicht vor, sodass die Indikationen sorgfältig geprüft werden müssen.

22.3.7 Zementfreie Pfannen

Metal-Back-Pfannen

1974 entwickelte C. Neer fünf verschiedene Glenoidprothesen mit neun verschiedenen Größen, darunter auch „metal backed“ Kielpfannen (Neer, Watson et al. 1982). Mit der Neer-II-Metal-Back-Pfanne wurden die bisher in der Literatur veröffentlichten besten Langzeitresultate erzielt mit Überlebensraten von 94% nach 10 Jahren und 89% nach 15 Jahren (Fox, Cil et al. 2009).

1976 wurde an der Universität von Toronto von E. English (McElwain und English 1987) eine unzementierte Schulterpfanne (DePuy, Warsaw, Indiana) in die klinische Erprobung gebracht, die aus einem PE-Einsatz und einem oberflächenbearbeiteten konvexen Metallträger mit doppelter Schraubenfixierung sowie einer kranialen Abstützplatte zur Vermeidung eines Prothesenhochstands bestand. Cofield (1994) verfügt seit 1981 über die längste Erfahrung mit zementfreien Schraubpfannen. Sein Konzept besteht aus einem Metallträger mit einem zentralen Zapfen, der in das Pfannenlager gefräst und mit zwei zusätzlichen Schrauben im Glenoid stabilisiert wird. Auf dem Metal Back (MB) wird eine Polyethylenkomponente aufgebracht. Die Cofield-Pfanne wurde in den Folgejahren überarbeitet.

Ende der 1980er-Jahre entwickelte Biomet das „Biomodular™-System“ mit einem konvexen rau gestrahlten Titanträger, einem Zentralkonus und Fixation mittels Kortikalisschrauben. Später kamen Modifikationen mit flacherem Pfannenprofil hinzu („Nottingham biomodular shoulder“). Eine Publikation aus 2013 berichtet über eine 10-Jahres-Überlebensrate von 93% (Clement, Duckworth et al. 2013).

Das Lima-SMR-Schulterssystem („Sistema Modulare Randelli“) wurde 1995 als MB-Glenoid mit anatomischem PE-Inlay eingeführt. Im selben Jahr wurde von Boileau et al. (Boileau, Avidor et al. 2002) eine zementfreie Pfanne mit planer, poröser und Hydroxylapatit(HA)-beschichteter Rückfläche, die mit zwei Spreizschrauben gesichert wurde, in die Klinik eingeführt. Auf-

grund hoher Versagensquote wurde die Pfanne 2002 aus dem Verkauf genommen.

Die Univers™-I-MB-Schulterpfanne (Arthrex) wurde 1998 von Habermeyer et al. (2004) zur klinischen Anwendung gebracht. Nach im Durchschnitt 64 Monaten fanden sich 9,4% Lockerung und 5,4% PE-Verbrauch besonders bei den Patienten mit hinterem Pfannenverbrauch und Dezentrierung (Montoya, Magosch et al. 2013).

Das von Zimmer entwickelte „Trabecular-Metal Glenoid“ ist ein Monoblockdesign, in dem die PE-Fläche voll in den trabekulären zentralen Metallträger integriert ist. Durch das Monoblockverfahren soll der PE-Abrieb am Interface reduziert werden. Der in der Fläche reduzierte Metallträger verfügt über fünf Fixationszapfen, was einen hohen primären Pressfit und ein biologisches Einwachsen des Knochens erlaubt. Ebenfalls als Monoblockdesign existiert eine metal-backed Pfanne von Hertel (Epoca™; DePuy/Synthes, Umkirch) mit zwei 22 mm langen Fixationszapfen zur Pressfit-Verankerung.

Als Modifikation der zementierten Peg-Pfanne entwickelten wiederum Hertel und Ballmer (2003) eine sog. Hybridpfanne (Epoca™, Fa. DePuy/Synthes), bei der nur die Verankerungszapfen in Hohlschrauben einzementiert werden, die wiederum zementfrei in der Spongiosa verschraubt sind. Kongruente glenohumerale Gelenkflächen sowie die reduzierte Größe und ein abgeflachter Rand ermöglichen eine normale Bewegungsamplitude und mindern das humerale Impingementrisiko.

Versagensmodus von zementfreien Systemen

Unter extrinsischem Versagensmodus versteht man Veränderungen am Glenohumeralgelenk und am umgebenden Bandapparat sowie an der Rotatorenmanschette, die zu einem frühzeitigen Pfannenverschleiß durch pathologische Belastung führen. Hierzu zählen fehlerhaft implantierte Kopfprothesen (z. B. zu hoch oder mit zu großer Retroversion), knöchernes humerales Impingement am Pfannenrand (Nho, Nam et al. 2009), Protheseninstabilität, pathologische Pfannenretroversion mit exzentrischem dorsalem Pfannenverbrauch (Pfannentypen B2 und C nach Walch). Bei Boileau et al. (Boileau, Avidor et al. 2002; Boileau, Moineau et al. 2015) und Montoya et al. (2013) war die Lockerung der MB-Pfannen auf diese Glenoidmorphologien beschränkt. Weiter kommen dazu noch Pfannenprotrusion, Osteoporose, subchondrale Zystenbildung, degenerative Schäden der Rotatorenmanschette mit begleitender fettiger Muskelatrophie, Kontraktur des M. subscapularis und rheumatoide Erkrankung. Auch das Geschlecht (Fox, Cil et al. 2009) hat einen Einfluss auf das Ergebnis: Männer haben höhere Versagensquoten als Frauen. Das macht es oft schwierig, die Literatur einheitlich in Bezug auf die Lockerungsraten zu bewerten. So lag bei Martin et al. (2005) der Anteil von Patienten mit Rotatorenmanschettenläsionen bei 40% und mit rheumatoider Arthritis bei 36%, was nicht dem Krankengut von Patienten mit klassischer Omarthrose entspricht.

Pfannenverankerung, Pfannenbearbeitung und Primärstabilität

Ein intrinsischer Versagensmodus liegt vor, wenn die Ursache dem Pfannenimplantat zuzuschreiben ist. Die Primärstabilität ist eine Funktion aus der im Knochen verankerten Implantatfläche

multipliziert mit dem Reibungswiderstand, der durch Oberflächenbeschichtung und/oder Schraubenfixierung erreicht wird mit dem Ziel, Mikrobewegungen so weit wie möglich zu reduzieren (Anglin, Wyss et al. 2000). Hinzu kommen präzise knochen sparende Implantationstechniken. Monoblockpfannen bieten eine höhere Primärstabilität als modulare Systeme. Eine zusätzliche Schraubenfixation führt zur Kompression der MB-Komponente, die bei exzentrischer Belastung „Lift-off-Zugkräften“ entgegenwirken und somit die Mikrobewegungen vermindern kann (Bicknell, Liew et al. 2003). Reine Kortikalisschrauben sind winkelstabilen Schrauben unterlegen, wenn diese gleichzeitig einen Kompressionseffekt auf das MB haben (Herbert-Schrauben-Prinzip, Herbert und Fisher 1984). Schraubenbrüche sind ein Zeichen für fehlende Stabilität. Martin et al. (2005) verschraubten die 4,5-mm-Schrauben im spongiosen Knochen und nicht in der Gegenkortikalis. Bei ihrer Fehleranalyse führten sie die fehlende Primärstabilität als einen Versagensgrund an. In diesem Zusammenhang kommt der perfekten Bearbeitung des Pfannenbodens mit dem Ziel einer maximalen Kongruenz mit der Pfannenrückseite eine wichtige Bedeutung zu (Cofield und Daly 1992; Anglin, Wyss et al. 2000). Ist die Bearbeitung ungenau, sind Mikrobewegungen vorprogrammiert (Collins, Tencer et al. 1992).

„Stress shielding“

Stone et al. (1999) wiesen nach, dass die Stressbelastung in der Subchondralschicht bei Verwendung von MB-Komponenten viel niedriger war als bei zementierten PE-Pfannen. Daraus assoziierten sie, dass es zu einem „stress shielding“ bei MB-Komponenten kommt. Das bestätigten auch Gupta et al. (2004). Die unter der Pfanne liegende Spongiosaschicht war bei MB-Komponenten weniger Belastung ausgesetzt als bei zementierten. Das kann aber zu einer ungünstigen Knochenremodellierung mit der Folge einer Knochenresorption führen.

Materialelastizität

Die Materialelastizität des MB hat Einfluss sowohl auf das Einwachsen des darunterliegenden Knochens als auch auf die im Interface fixierten PE-Komponenten. Die Verwendung eines hochsteifen 5 mm dicken MB verstärkt die Rigidität der Pfanne und vermindert damit die Stressbelastung des darunterliegenden Knochens und des PE-Liners (Gupta et al. 2004). Nach Andrejkiv et al. (2005) behindert ein weniger steifes Metall das Einwachsen des Knochens durch Mikrobewegung im Interface und Stimulation von fibröser Gewebeformation an der MB-Rückfläche. Das Einwachsen des Knochens in das poröse „backing“ wird reguliert sowohl von dem Ausmaß an Mikrobewegung am Interface als auch durch Mechanoregulation mesenchymaler Stammzellen, die über die verbundenen Stellen zum Interface migrieren. Die Primärfixation hat den größten Einfluss auf das Einwachsen des Knochens. Experimentell konnte von den Autoren gezeigt werden, dass nicht das feste Einwachsen an sich, sondern eher die gleichmäßige Lastverteilung unter dem MB die Mikrobewegungen reduziert.

PE-Dissoziation

Die PE-Inlays können sich aus dem Interface lösen; dies erzwingt in jedem Fall eine Revision. Ursachen können übersehene Parti-

kelinterponate, nicht vollständig erfolgte Hinterschnappung, ein insuffizienter Hinterschnappungsmechanismus oder ein PE-Verbrauch mit Verlust der Fixierung darstellen. Dementsprechend sind Früh- (Habermeier, Lichtenberg et al. 2004; Clithrow, Frampton et al. 2014) und Spätversager (Martin, Zurakowski et al. 2005; Williams und Abboud 2005) beschrieben worden. Prinzipiell besteht die Möglichkeit, bei unbeschädigter MB-Pfanne eine neue PE-Komponente einzusetzen. Die Erfahrungen an der Mayo-Klinik (Cheung, Sperling et al. 2007) haben gezeigt, dass nach erneutem Einsetzen eines PE-Inlays zu 62% schlechte Ergebnisse erzielt wurden. Unsere eigenen Ergebnisse haben gezeigt, dass nach etwa zwei Jahren das neue Inlay wieder lose wurde. Besonders schnell fanden wir Versager, wenn wir 6 mm hohe Inlays verwendeten.

Interface

Das Interface zwischen MB und PE ist eine Zone hoher Stressbelastung und führt zu PE-Verschleiß (Stone, Grabowski et al. 1999). Matsen et al. (Matsen, Bicknell et al. 2007) beschreiben ein „backside wear“, was zu freien PE-Partikeln und zu Osteolyse führt. Bei biomechanischen Studien konnten die hohen Stressbelastungen mit dem damit geschwächten Abriebverhalten nachgewiesen werden (Stone, Grabowski et al. 1999; Swieszkowski, Bednarz et al. 2003; Matsen, Bicknell et al. 2007). Inwieweit im Interface eine Mikroinstabilität zwischen MB und PE-Inlay herrscht, die das „backside wear“ erklären könnte, oder ob es die verschiedenen Elastizitätsmodule sind, die eine vermehrte Stressbelastung darstellen, konnte bisher nicht beantwortet werden. In der eigenen Beobachtung konnte bisher kein „backside wear“ gefunden werden.

PE-Stärke

Bei zementierten Pfannen beträgt die Pfannenstärke im Durchschnitt 5 mm. Wenn diese Standarddicke auch bei zementfreien Pfannen eingehalten wird, erreichen die Pfannen eine Höhe von bis zu 10 mm, was zu einer erheblichen Lateralisierung mit vermehrter Vorspannung auf die Rotatorenmanschette führt. Mit dem Ziel, die Höhe zu reduzieren, haben verschiedene Hersteller sowohl am Metallträger als auch am PE-Inlay an Höhe gespart. Dies führte zu PE-Inlays mit 4 mm Höhe und einer zentralen Dicke von nur 2,5 mm, ein Kompromiss, der mit frühzeitigem Verbrauch erkaufte wurde (Montoya, Magosch et al. 2013; Boileau, Moineau et al. 2015).

Bauhöhe

Scherkräfte, die auf die Pfanne eingeleitet werden, haben einen umso höheren Momentarm, je höher das Implantat aufgebaut ist. Das hat einen negativen Einfluss sowohl auf die Stabilität als auch auf den PE-Verbrauch. Experimentell konnte nachgewiesen werden, dass durch niedrigere Bauhöhe die exzentrische Belastung auf der Pfanne geringer wird (Bicknell, Liew et al. 2007). Durch die Lateralisation der Glenoidlinie werden die Vorspannung auf die Rotatorenmanschette und der Gesamtdruck auf die Pfanne ebenso erhöht. Diese mechanischen Überlegungen scheinen aber nach Katz, Kany et al. (2013) keinen Einfluss auf das klinische Ergebnis zu haben.

Konvertierbare MB-Pfannen-Systeme

Anatomische MB-Komponenten in der Form, wie sie bisher auf dem Markt sind, haben aufgrund der beschriebenen Versagerquellen aus unserer Sicht keine Zukunft. Dennoch sind zementfreie Pfannen immer dann im Einsatz, wenn der Pfannenboden aufgrund von Knochenverlust, Revision etc. mit herkömmlich zementierten Systemen nicht rekonstruierbar ist (Bonnevialle et al. 2013). Voraussetzung für die Verwendung von zementfreien MB-Systemen ist aber heute die Forderung nach Konvertierbarkeit, insbesondere bei Patienten mit fortgeschrittenem bikonkavem Glenoidverbrauch und hoher Wahrscheinlichkeit der Entwicklung einer Rotatorenmanschetteninsuffizienz. Somit stellen die konvertierbaren Plattformsysteme die Zukunft für die MB-Komponenten dar und eröffnen neue Aspekte in der Versorgung von komplexen Arthropathien, die im Langzeitverlauf mit einem Komponentenwechsel rechnen müssen.

Zeitgleich 2002 entwickelten in Europa Katz et al. und Castagna (Fa. Lima, Villanova, Italien) ein Plattformsystem für die Konvertierbarkeit von anatomischen zu inversen Prothesen (Katz, Kany et al. 2013).

Noch größere Verankerungsstabilität verspricht man sich von an der Rückfläche abgestuften MB, die durch Vergrößerung der Auflagefläche, durch tiefere Verankerung im Knochen und durch eine zentrale 6,5-mm-Zugschraube besser gegen den „Rocking-horse“-Mechanismus schützen („Universal“-Pfanne, Fa. Arthrex; > Abb. 22.15).

22.3.8 Biologisches Resurfacing der Pfanne

Biologische Verfahren wie die nach Matsen benannte Methode des „ream and run“ mit Wiederherstellung der Pfannenkonkavität durch konzentrische Abrasionsarthroplastik des Pfannenbodens können noch zusätzlich durch eine azelluläre dermale Matrix abgedeckt werden, die Wachstumsfaktoren, Elastin und natives Kollagen als Gerüst enthält. Diese wird wiederum mit Platelet-Rich-Plasma unterspritzt. Dieses „biologische Resurfacing“, das immer mit einem „ream and run“ kombiniert werden muss, ist in Erprobung. Bislang konnte sich diese Technik aufgrund hoher Versagensraten jedoch nicht durchsetzen (Strauss, Verma et al. 2014; Puskas, Meyer et al. 2015).

22.4 Pathomorphologie und Prothesenplanung

Wenn die Wiederherstellung der normalen Anatomie das Ziel der prothetischen Versorgung ist, dann stellt das Verständnis der dreidimensionalen skapulohumeralen Morphologie die Voraussetzung hierfür dar.

Ohne Kenntnis der wichtigsten anatomischen Parameter (> Tab. 22.1) fehlt dem Operateur das Rüstzeug für eine genaue Prothesenplanung. Die pathologischen Veränderungen vonseiten der Kopf- und Pfannengeometrie sowie – was viel schwieriger zu determinieren ist – die Verkürzung der Weichteile müssen in die Überlegung mit einfließen.

22.4.1 Kopf-Kalotten-Geometrie

Im Bereich des anatomischen Halses, also an der Knorpel-Knochen-Grenze, endet das die Gelenkfläche bildende Kopfsegment, das arthroplastisch ersetzt werden muss. Der **anatomische Hals**

Tab. 22.1 Vergleichende Literaturübersicht über die morphologischen Parameter des proximalen Humerus

	Mittelwert	Variationsbreite
Inklinationswinkel (Robertson et al. 2000)	41°	34–47°
Retrotorsionswinkel (Robertson et al. 2000)	19°	9–31°
Kopfdurchmesser (mm) (Boileau und Walch 1997)	46	37–57
Kalottenhöhe (mm) (Robertson et al. 2000)	19	15–24
Kopfradius (mm) (Robertson et al. 2000)	23	17–28
A. p. Gelenkflächenwinkel (Ballmer et al. 1993)	113°	104–120°
Medialer Offset (mm) (Robertson et al. 2000)	7	4–12
Posteriorer Offset (mm) (Robertson et al. 2000)	2	–1 bis +8
Halslänge (mm) (Ballmer et al. 1993)	11	7–14
Kopf-Tuberculum-majus-Abstand (mm) (Iannotti et al. 1992)	8	5–11
Intramedullärer Schaftdurchmesser (mm) (Ballmer et al. 1993)	11	8–14

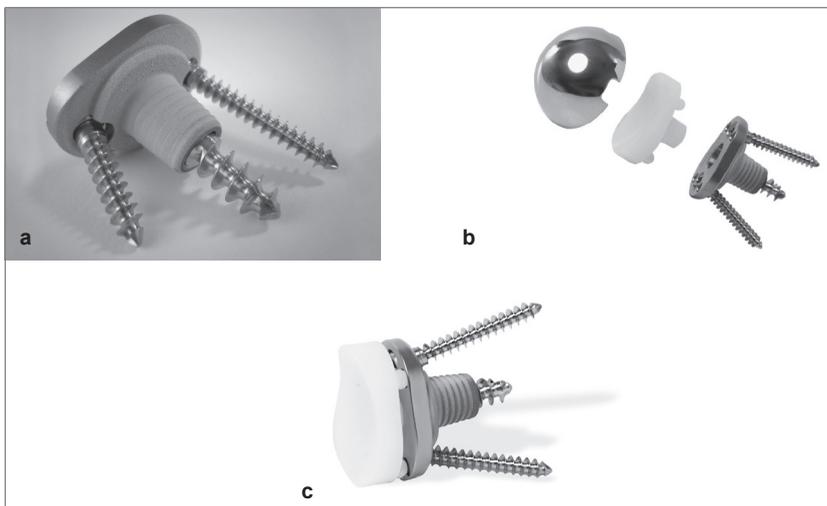


Abb. 22.15

a) Universal Metal-Back-Glenoid (Fa. Arthrex) mit stufenförmiger planer Rückfläche und konischem Zapfen mit zentraler 6,5-mm-Zugschraube zur Vermeidung des „Rocking-Horse-Phänomens“
 b) Modularer PE-Liner
 c) Das System ermöglicht die Konvertierung zur inversen Prothese ohne Wechsel der Metal-Back-Komponente [V397]

ist somit eine determinierende anatomische Landmarke und stellt die Resektionslinie in der Koronarebene dar. Die Resektionslinie in der Koronarebene entspricht dem **Inklinationswinkel** (Neigungswinkel der Gelenkfläche): Dieser beschreibt den Winkel zwischen metaphysärer Schaftachse und anatomischem Hals. Er variiert individuell und muss somit auch individuell prothetisch rekonstruiert werden.

Die **metaphysäre Schaftachse** bezeichnet man nach Ballmer auch als orthopädische Achse, da sie die Ausrichtung des Prothesenstiels im proximalen Markraum determiniert. Somit ist sie die **Ausgangsreferenzlinie** für die weitere Planung der Implantatgeometrie (Ballmer et al. 1993; > Abb. 22.16).

Die Schnittstelle zwischen der orthopädischen Achse und der Kopfkalotte nennt man nach Boileau „**hinge point**“. Er kann als „Startpunkt“ für den Pfriem zur Eröffnung des Markraums dienen, da er am superioren Rand der Gelenkfläche liegt und nahezu immer mit der metaphysären Achse zusammenfällt (Boileau und Walch 1997).

Mit **Retrotorsionswinkel** beschreibt man den individuell sehr unterschiedlichen Rotationsgrad der Gelenkfläche zur transepi-kondylären Achse. Die Durchschnittswerte liegen deutlich unter der von Neer angegebenen Empfehlung der Implantation mit 30–40° Retrotorsion (Neer et al. 1982, Schlemmer et al. 2002, De Wilde et al. 2003, Hertel et al. 2002).

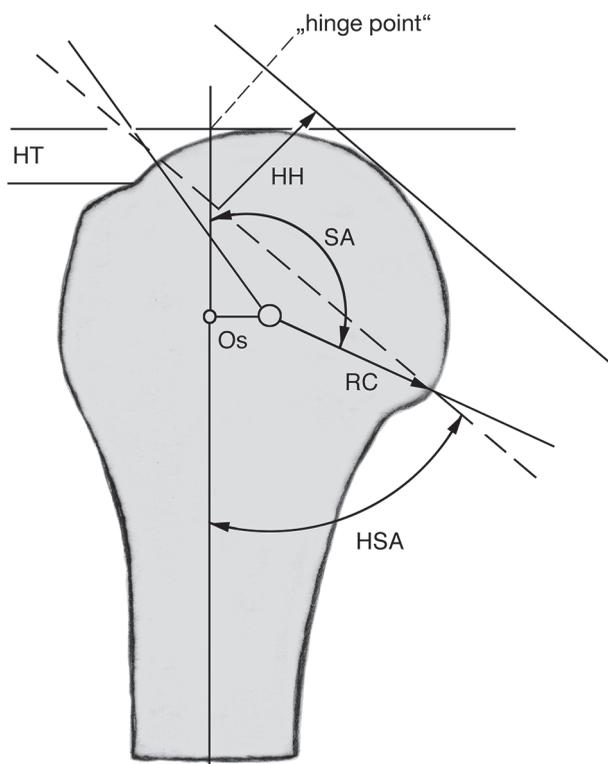


Abb. 22.16 Humeruskopfgeometrie (Pearl und Kurutz 1999). Die gestrichelte Linie markiert die humerale Resektionslinie im anatomischen Hals. Die senkrechte Linie entspricht der metaphysären Schaftachse (orthopädische Achse). RC: Kopfradius; HH: Kalottenhöhe; OS: Offset des Drehzentrums zur Schaftachse; HT: Kalotten-Tuberculum-majus-Abstand; HSA: Inklinationswinkel; SA: Gelenkflächenwinkel; „hinge point“: Schnittstelle zwischen orthopädischer Achse und Kalotte, dient der Markierung der Eintrittsstelle für den Reamer zur Eröffnung des Markraums. [L108]

MERKE

Die **Messung der Retrotorsion im CT** ist abhängig von der Lage des Humerus bzw. der Kippung der Gantry. Die transversalen Schnitte müssen senkrecht zur Diaphyse liegen, andernfalls sind Fehlinterpretationen bis zu 30° möglich (Fabeck et al. 2001, Farrokh et al. 2001).

Die **Resektionsfläche** im Bereich des anatomischen Halses lässt sich somit mithilfe des Inklinationswinkels und des Retrotorsionswinkels festlegen.

Den **Durchmesser der Kopfkalotte** misst man auf Höhe des anatomischen Halses, der ehemaligen Epiphysenfuge. Er korreliert mit der **Kalottenhöhe**, die mit zunehmendem Durchmesser ansteigt. Somit korreliert auch der Kopfradius mit der Kalottenhöhe. Beide zusammen korrelieren mit der **Humerusschaftlänge** (Robertson et al. 2000). Der Kopfdurchmesser ist in der Transversalebene um den Faktor 0,92 kürzer als in der Koronarebene (Iannotti et al. 1992). Die Oberfläche ist im Kopfzentrum zwar sphärisch, aber im Durchmesser transversal kürzer als frontal. Das hat eine ovaläre Kontur des Humeruskopfes zur Folge.

Als **Gelenkflächenwinkel** bezeichnet man den Winkel, den die Tangenten an den Rändern der humeralen Gelenkfläche mit der orthopädischen Achse in der Horizontalebene bilden.

Der **Kopfmittelpunkt** liegt nicht in einer Ebene mit der intramedullären Schaftachse, sondern ist wiederum individuell unterschiedlich nach medial und nach dorsal in einer Offset-Position versetzt (> Abb. 22.17). Dies begründet die Notwendigkeit, den Kopfmittelpunkt unabhängig von der Position der Schaftprothese zu rekonstruieren (Boileau und Walch 1997, Hertel et al. 2002).

Der Kopfmittelpunkt als **Rotationszentrum** liegt unterhalb der humeralen Resektionsfläche (Jobe und Iannotti 1995). Die Verbindung zwischen Kopfmittelpunkt und orthopädischer Achse ergibt die **Halslänge** (Ballmer et al. 1993). Der höchste Punkt der Kopfkalotte überragt den des Tuberculum majus um durchschnittlich 8 mm (Kopf-Tuberculum-Abstand; Williams und Iannotti 1999).

Der **laterale humerale Offset** (> Abb. 22.18) misst die Distanz zwischen der lateralen Begrenzung des Tuberculum majus und der Basis des Korakoids oder alternativ der Gelenklinie und gibt

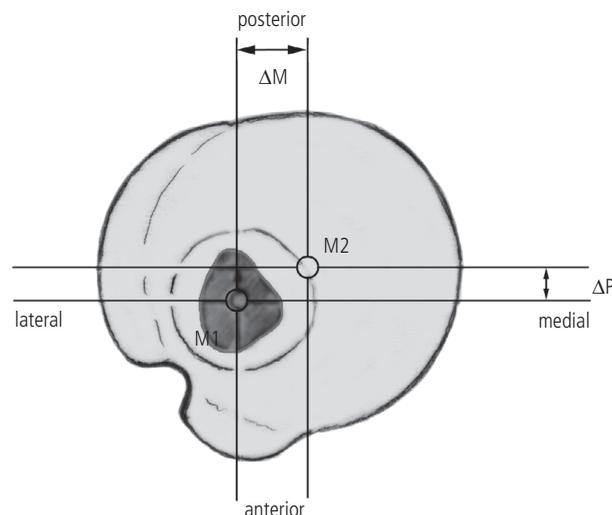


Abb. 22.17 Dorsomedialer Offset des Humeruskopfes (Boileau und Walch 1997). Das Zentrum des Humeruskopfes ist in Relation zur metaphysären Achse nach medial und dorsal „versetzt“. M1: metaphysäre Schaftachse; M2: Humeruskopfzentrum; P: posteriorer Offset des Humeruskopfzentrums gegenüber der Metaphysenachse; M: medialer Offset. [L108]

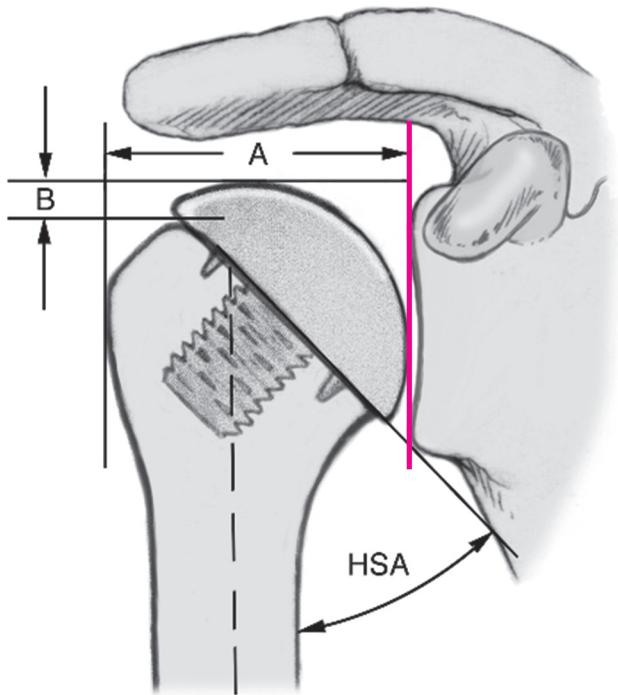


Abb. 22.18 Determinanten für die korrekte Prothesenplatzierung

A: Der laterale humerale Offset bezeichnet die Distanz zwischen lateraler Begrenzung des Tuberculum majus und der Gelenklinie und beträgt etwa 4,5–5,5 cm.

B: Der Kalotten-Tuberculum-majus-Abstand ist die Distanz zwischen höchstem Punkt der Kalotte und höchstem Punkt des Tuberculum majus und beträgt durchschnittlich 8 mm.

HSA: Der korrekte Inklinationswinkel entscheidet über die Kalottenhöhe und den lateralen humeralen Offset. [L108]

den Hebelarm für den M. deltoideus vor (Rietveld et al. 1988). Eine Änderung des Inklinationswinkels (neck-shaft-angle) während der Operation beeinflusst auch den lateralen Offset (Takase et al. 2004).

Der intramedulläre proximale **Schaftdurchmesser** liegt in einem Bereich von 8–14 mm (Ballmer et al. 1993).

Pathomechanik der Kopfarthrose

Folgende Parameter werden durch den arthrotischen Gelenkflächenverbrauch verändert:

- Entrundung und Abflachung der Kopfkalotte: Verlust der Sphärizität
 - Störung des Roll-Gleit-Mechanismus
 - Medialisierung des Rotationszentrums
 - Verkürzung des lateralen humeralen Offsets
 - Die humerale Osteophytenlänge korreliert mit der Abflachung der Pfanne.
 - Die Länge des Osteophyten korreliert mit der dorsalen Dezentrierung des Humeruskopfs.
 - Je größer der Osteophyt, desto geringer die glenohumerale Rotationsfähigkeit.
- Verminderung des Kopf-Tuberculum-Abstands:
 - Verengung des Subakromialraums
 - Pseudohumeruskopfhochstand
- Verkleinerung des Gelenkflächenwinkels:
 - Einschränkung des Bewegungsumfangs

- Kranzosteophyten am anatomischen Hals schränken den Bewegungsumfang zusätzlich durch Vorspannung der Kapsel ein.
- Die Verkürzung des M. subscapularis und die erhöhte Kapselvorspannung führen zu einer zunehmenden statischen Dezentrierung des Humeruskopfs nach dorsal.

22.4.2 Glenoidgeometrie

Schulterblatt- und Glenoidform

Die Form der Skapula ist einer enormen Variabilität unterworfen (Hoenecke, Tibor et al. 2012, > Abb. 22.19, > Abb. 22.20) und unterscheidet sich hinsichtlich:

- Form der Skapula: konkav bis S-förmig geschwungen angepasst an die Thoraxform
- Glenoidtranslation: in Fortsetzung des Schulterblatts oder nach hinten bzw. nach vorne gegenüber der Schulterblattebene versetzt.
- Glenoidversion: nach vorne (selten), neutral oder nach hinten geneigt gegenüber der Schulterblattebene

„Der Winkel zwischen der Glenoidfläche und dem Schulterblatt ist vielleicht weniger wichtig für das Verständnis der glenohumeralen Biomechanik, als wir heute denken“ (Landau und Hoenecke 2009).

Das Glenoid

In der äußeren Kontur einer Birne vergleichbar, misst die Cavitas glenoidalis in kraniokaudaler Richtung 35–40 mm und in a. p. Richtung 25–35 mm. Sie steht damit in einem deutlichen Ungleichgewicht zum Oberarmkopf, was die relative Instabilität des Glenohumeralgelenks erklärt. Der untere Teil des Glenoids lässt sich sehr gut mit einem Kreis beschreiben, dessen Mittelpunkt

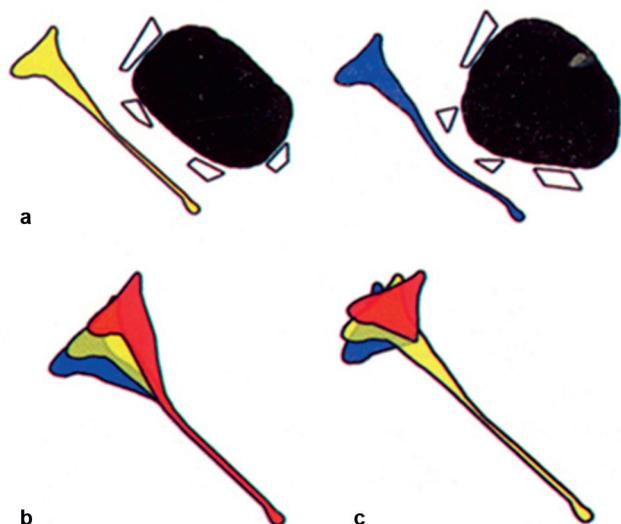


Abb. 22.19 Schulterblatt und Glenoidformen nach Hoenecke
 a) Das Schulterblatt hat eine leicht konkave oder S-förmige Form, je nach Thoraxkonfiguration.
 b) Glenoidtranslation: neutral (gelb), nach vorne (rot), nach hinten (blau)
 c) Glenoidversion: Anteversion (rot), neutral (gelb), Retroversion (blau)

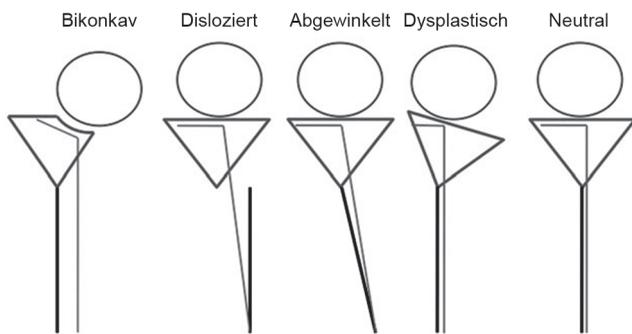


Abb. 22.20 Klassifikation der glenokapulären Morphologie nach Hoenecke (Hoenecke, Tibor et al. 2012), basierend auf der Glenoidform und ihrer Stellung zum Schulterblatt

sich im sog. „bare spot“, einer kleinen knorpelfreien Zone, befindet. Dieser Punkt liegt dorsokaudal des Schnittpunkts zwischen dem größten Durchmesser in kraniokaudaler und a. p. Richtung, wie er häufig bei der Prothesenimplantation als Fadenkreuz verwendet wird (➤ Abb. 22.21). Im unteren Teil des Glenoids liegt

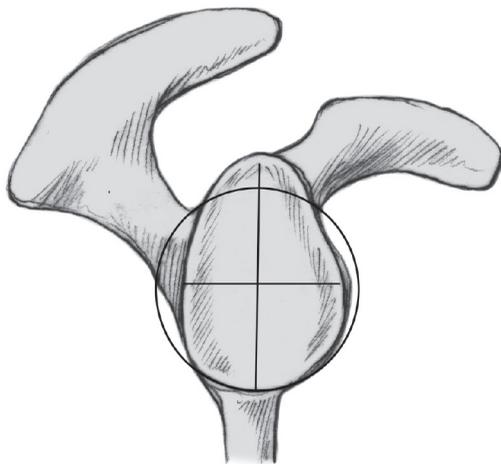


Abb. 22.21 Glenoidgeometrie und glenoidales Zentrum. Das glenoidale Zentrum liegt leicht kaudal der geometrischen Pfannenmitte auf gleicher Höhe wie das humerale Zentrum und ist definiert als Schnittpunkt einer kraniokaudalen Linie, die den größten Längsdurchmesser markiert, und einer a. p. Linie, die den größten Querdurchmesser markiert. [L108]

die Zone des kräftigsten subchondralen Knochens. Der „bare spot“ zeigt dabei eine konstantere interindividuelle Konstanz als die Fadenkreuzmarkierung (Burkhart et al. 2002, De Wilde et al. 2004, Paturet 1951). Insgesamt weist das Glenoid eine ellipsoide asphärische Fläche auf, deren Krümmung in der koronaren und transversalen Ebene divergieren (De Wilde, Verstraeten et al. 2010). Sie nimmt von kranial nach kaudal einen gewundenen Verlauf mit abnehmendem Retroversionswinkel von kranial nach kaudal. (Schlemmer et al. 2002, Deutsch et al. 1985, Inui et al. 2001). Dies könnte die Kombinationsbewegung von Außenrotation und Abduktion bei der Wurfbewegung begünstigen.

Die Schultergelenkpfanne verfügt nur über eine fragile, durchschnittlich 1,9 mm dicke Subchondralplatte (Frich et al. 1998), auf die radikulär die spongiosen Trabekel zulaufen. Bei einer maximalen Spongiosatiefe von 30 mm und einer für die Verankerung nutzbaren Tiefe von 20 mm trägt die Spongiosa im Vergleich zur Subchondralplatte nur zu gut 30% zur axialen Druckfestigkeit bei (Frich et al. 1998 und 1997).

Die Gelenkfläche wird von zwei unterscheidbaren kortikalen knöchernen Pfeilern erreicht: der Margo-lateralis-Pfeiler zieht von posterosuperior mit einer Neigung von $0 \pm 5^\circ$ (Variationsbreite $11\text{--}17^\circ$) in der Transversalebene und $34 \pm 6,2^\circ$ (Variationsbreite $24\text{--}47^\circ$) nach inferior in der Frontalebene mit einer Länge von $97 \pm 28,4$ mm (Variationsbreite $35\text{--}160$ mm) nach medial.

Der Spina-Pfeiler zieht von anteroinferior mit $15 \pm 7,8^\circ$ (Variationsbreite $1\text{--}34^\circ$) nach posterior in der Transversalebene und mit $24 \pm 5,8^\circ$ (Variationsbreite $12\text{--}36^\circ$) nach superior in der Frontalebene mit einer Länge von $46 \pm 10,7$ mm (Variationsbreite 31 bis 79 mm) nach medial. Diese Strukturen sind von besonderer Bedeutung für die Implantatverankerung und Schraubenfixation (Karelse et al. 2007).

Das Glenoid besitzt ein **anisotropes Elastizitätsverhalten**, d. h., es bestehen verschiedene Steifigkeitsgrade innerhalb des spongiosen Knochens. Die mechanische Belastungsfähigkeit ist im Zentrum und in den hinteren Pfannenabschnitten am höchsten, was mit der Belastungszone des resultierenden Kraftvektors korrespondiert. Insgesamt verfügt das Glenoid über die geringste mechanische Belastungsfähigkeit von allen großen Gelenken (Mansat et al. 1998).

In der Transversalebene weist die Pfanne eine nach dorsal gerichtete Neigung, d. h. **Retroversion** im Bereich von $0\text{--}10^\circ$, auf (➤ Abb. 22.24, ➤ Abb. 22.20; Fick 1904, Rispoli et al. 2008, Scalise et al. 2008b).

Es zeigte sich in einer 3-D-MRT-Analyse, dass sich nicht nur die Orientierung von kranial nach kaudal verändert, sondern auch der Radius der Oberfläche mit einer eher planen Fläche in den oberen Anteilen zu mehr Konkavität in den unteren Anteilen verändert wird (Inui et al. 2001).

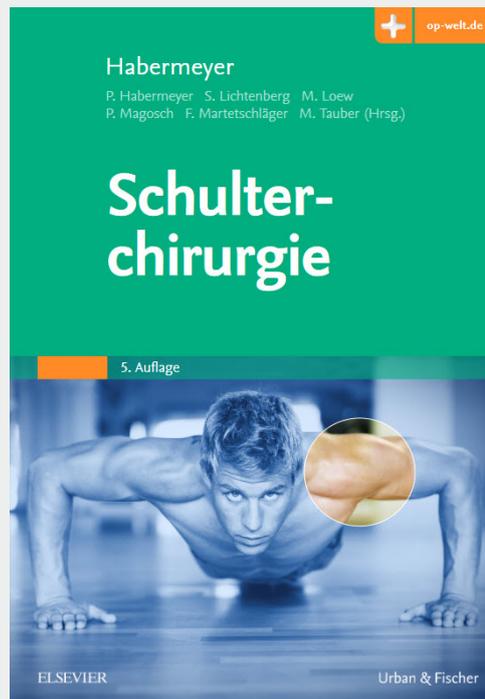
Die in der Literatur angegebenen Werte für die Retroversion des Glenoids schwanken erheblich. Dies ist offenbar auf Unterschiede im untersuchten Krankengut und die verwendete Messmethodik sowie die variable glenokapuläre Morphologie zurückzuführen. Nyffeler und Gerber konnten zeigen, dass die Beurteilung der Glenoidversion auf standardisierten konventionellen axillären Röntgenaufnahmen von 25 Patienten mit Instabilität und 25 Patienten mit Omarthrose in 86% der Fälle überschätzt wurde, mit einem mittleren Messfehler von $6,5^\circ$ im Röntgen gegenüber der Kontrolluntersuchung im CT (Messung auf mittlerer Glenoidebene; Nyffeler et al. 2003b). Damit wird die Aussagekraft historischer Messungen im konventionellen Röntgen relativiert (➤ Tab. 22.2).

Aber auch Messungen im CT bergen das Risiko von Fehlinterpretationen. So konnten Bokor et al. zeigen, dass Rotationen in der Ebene der Skapula (wie z. B. bei Lageänderungen des Patienten durch Gleiten der Skapula auf dem Thorax) zu geänderten Retroversionswinkeln von bis zu $10,5^\circ$ führen können. Die Definition der Ebenen im Scout-View ist zur Fehlervermeidung essenziell (Bokor et al. 1999). Hoenecke fand bei 2-D-CT-Messungen fast nie eine echte senkrechte Einstellung zur Skapulaebene, weshalb ein durchschnittlicher Messfehler von $5,1^\circ$ (Range $0\text{--}16^\circ$) auf Höhe der Korakoidspitze gemessen wurde (Hoenecke et al. 2010). Verglichen mit 3-D-CT-Rekonstruktionen ließ sich bei 52% die Stelle des größten posterioren Verbrauches mittels 2-D-CT nicht darstellen (➤ Abb. 22.22).

MERKE

Hoenecke postuliert, grundsätzlich die OP Planung mittels 3-D-CT durchführen zu lassen (Hoenecke et al. 2010).

Erhältlich in Ihrer Buchhandlung



Für alle, die sich operativ mit der Schulter beschäftigen, gibt es jetzt die neue Auflage des Standardwerks „Habermeyer, Schulterchirurgie“. Sie zeigt, wie man Schulter-OPs fachgerecht durchführt und was dabei zu beachten ist.

In 29 Kapiteln wird alles rund um die Schulterchirurgie praxisgerecht dargestellt – von der Anatomie, über Untersuchungsmethoden und Differenzialdiagnosen bis zu Operationstechniken, Komplikationen, Tipps und Tricks und vielem mehr. Berücksichtigt sind: Offene OP-Verfahren | Arthroskopische Verfahren | Schulterinfektionen und Tumoren des Schultergürtels und Scores.

Neu in der 5. Auflage:

- Komplet neu verfasst wurden die Kapitel MRT- und MR-Arthrographie, Ultraschalluntersuchung, Standardendoprothetik, Inverse Schulterendoprothetik und Schulterinfektionen
- Das Kapitell zur Therapie der Rotatorenmanschettenruptur wurde grundlegend überarbeitet, neue arthroskopische Techniken zur Versorgung von großen Sehnenrupturen werden dargestellt
- Im Kapitel Arthroskopische Operationen bei Instabilität wurden die arthroskopischen Techniken zur knöchernen Rekonstruktion von Glenoiddefekten ergänzt
- Neu im Kapitel Arthroskopische Operationen des AC- und SC-Gelenks sind die Ausführungen zur Arthroskopie des SC-Gelenks

Schulterchirurgie

5. Aufl. 2017. 888 S., 1.972 farb. Abb., geb.

ISBN: 978-3-437-22342-6

Subskriptionspreis bis 20.11.2017: € [D] 249,99 / € [A] 257,-

Danach: € [D] 299,99 / € [A] 308,40

Empowering Knowledge

