

Leitthema

Orthopäde 2006 · 35:533–545
 DOI 10.1007/s00132-006-0941-y
 Online publiziert: 6. April 2006
 © Springer Medizin Verlag 2006

B. Hintermann · V. Valderrabano · M. Knupp · M. Horisberger
 Orthopädische Universitätsklinik, Universitätsspital Basel, Basel

Die HINTEGRA-Sprunggelenkprothese

Kurz- und mittelfristige Erfahrungen

In der Geschichte der Sprunggelenkprothetik waren die Ergebnisse der ersten Designs insgesamt enttäuschend und nicht besser als nach Arthrodese des oberen Sprunggelenks (OSG), [8]. Die in den 1970er und 1980er Jahren eingeführten Sprunggelenkprothesen scheiterten in erster Linie an der Schwierigkeit, eine stabile Verankerung der Implantate im Knochen zu erreichen, was die Methode als solche in Misskredit brachte [8]. Ja, es stellte sich damals gar die Frage, ob das Sprunggelenk überhaupt ersetzt werden könne [7]. Im letzten Jahrzehnt erwachte jedoch das Interesse an einem Kunstgelenkersatz des OSG erneut und mittlerweile scheinen einige neue Prothesen viel versprechende Ergebnisse zu erbringen, und zwar nicht nur bei entzündlicher Arthritis, sondern auch bei degenerativer und posttraumatischer Osteoarthritis [1]. Dieses neu erwachte Interesse beruhte zum einen auf der Unzufriedenheit der Patienten nach Arthrodese des OSG; zum andern dürften die günstigen Ergebnisse in der Hüft- und Knieprothetik das Interesse aber auch gefördert haben [8].

Prothesen, die halb oder frei geführt sind und eine axiale Rotation erlauben, ergaben bislang günstigere kurz- bis mittelfristige Ergebnisse [1, 4, 9, 10, 12, 20, 21]. Offenbar sind diese Bewegungsfreiheiten nicht nur für die Bewegung des Sprunggelenks wichtig, sondern lassen auch einen gewissen Spielraum in der Positionierung der Implantate zu. Eine adäquate Ausbalancierung der Bänder ist jedoch, v. a. bei 3-Komponenten-Prothesen mit mobilem Gleitkern, unerlässlich, um ein stabiles Sprunggelenk mit regelrechter Ausrich-

tung zu den Achsen zu erlangen. Dies wiederum hängt in erster Linie davon ab, wie gut die Implantate die Anatomie des normalen Sprunggelenks nachahmen können.

Im Bemühen, die Implantatoberfläche möglichst kompatibel mit der Geometrie der Bandstrukturen zu gestalten, zeigt sich heute – nicht überraschend – eine Tendenz zur konischen und daher mehr anatomischen Form der Talusoberfläche. Dadurch können die Gelenkoberflächen aufeinander gleiten und rollen, ohne die helikale Achse des Sprunggelenks um das talare Rotationszentrum zu verändern [15]. Zudem erlaubt dies eine isometrische Gelenkführung der Bänder, ohne Widerstände aufzubauen, Gewebedeformationen und Schmerzen zu verursachen [9].

Die 3-Komponenten-Prothese HINTEGRA[®] entstand deshalb als Versuch, die Anatomie der Oberflächen des Talus und der distalen Tibiametaphyse möglichst physiologisch nachzubilden [10]. Zur Optimierung der Krafteinleitung vom Implantat auf den Knochen wurde zudem versucht, die Knochenresektion minimal zu halten und die Architektur des Knochens weitgehend zu erhalten.

Die Ziele dieser Studie waren es, das Konzept der 3-Komponenten-Prothese HINTEGRA[®] aufzuzeigen und deren kurz- und mittelfristigen Ergebnisse klinisch und radiologisch aufzuarbeiten und hinsichtlich der Lernkurve und Revisionsoperationen kritisch zu analysieren.

Material und Methoden

Konzept und Design der HINTEGRA[®]-Sprunggelenkprothese

Das HINTEGRA[®]-Sprunggelenk (Newdeal SA, Lyon, Frankreich) ist eine frei geführte 3-Komponenten-Prothese; die spezifische Konstruktion lässt axiale Rotation sowie eine Flexion und Extension von je 40°, nicht aber Eversion und Inversion zu ( **Abb. 1**). Der in der Sagittalebene vorgegebene, nach posterior abfallende Neigungswinkel von 4° bietet einen substantiellen Widerstand gegen den posterioren Schub beim Gehen (0,8faches Körpergewicht [19]) und schützt die kollateralen Bänder vor unphysiologischen Belastungen.

Das HINTEGRA[®]-Sprunggelenk nutzt alle verfügbaren Knochenoberflächen zur Abstützung. Die anatomisch geformten Tibia- und Taluskomponenten bedecken komplett die resezierten tibiotalaren Knochenflächen. Die seitlichen metallischen Abdeckungen des Talus schaffen einen hemiprothetischen Zustand im medialen und lateralen Kompartiment zum medialen Malleolus bzw. der Fibula, wo degenerative Veränderungen potenzielle Ursache für Schmerzen und Impingement sein können.

Nicht mehr als 2–3 mm Knochen müssen auf der tibialen und talaren Seiten des Gelenks entfernt werden, um die Komponenten einzusetzen. Auf der tibialen Sei-

Dieser Beitrag wurde als Originalpublikation erstellt und begutachtet und ist aus formalen Gründen in das Leitthema dieser Ausgabe eingeordnet.

B. Hintermann · V. Valderrabano · M. Knupp · M. Horisberger

Die HINTEGRA-Sprunggelenkprothese. Kurz- und mittelfristige Erfahrungen

Zusammenfassung

Dieser Artikel soll das spezifische Design der HINTEGRA®-Sprunggelenkprothese darstellen und die kurz- und mittelfristigen Ergebnisse klinisch und radiologisch aufarbeiten sowie hinsichtlich der Lernkurve und Revisionsoperationen kritisch analysieren.

Von 278 zwischen Mai 2000 und August 2004 operierten Fällen konnten 271 Sprunggelenke [261 Patienten, 133 Männer, 128 Frauen; Alter 58,4 (25–90) Jahre] nach 36,1 (12–64) Monaten klinisch und radiologisch nachkontrolliert werden. Die Operationsindikation war in 206 Fällen (76,0%) eine posttraumatische Osteoarthrose, in 34 Fällen (12,5%) eine Arthritis im Rahmen einer systemischen Erkrankung und in 31 Fällen (11,5%) eine primäre Arthrose.

Neben 4 perioperativen und 19 frühpostoperativen Komplikationen kam es in 40 Fällen (14,8%) zu einer Spätkomplikation; davon waren 22 Komplikationen (8,2%)

nicht implantatbezogen und 18 Komplikationen (6,6%) implantatbezogen. In 39 Fällen (14,4%) war eine Revisionsoperation erforderlich, davon in 5 Fällen (1,8%) eine Konversion in eine OSG-Arthrodesis. Sämtliche 34 Fälle zeigten nach der erfolgreichen Revision bezüglich Verlauf und Ergebnis keine Unterschiede zu den komplikationsfreien 231 Fällen. Der AOFAS-Hindfoot-Score verbesserte sich von präoperativ 40,3 (14–61) auf 85,0 (44–100) Punkte. Radiologisch zeigten sich alle verbleibenden 266 Tibiakomponenten stabil. 12 Taluskomponenten (4,4%) waren zu weit posterior implantiert und lagen nicht ideal auf dem posterioren Talus auf.

Die Konzepte der minimalen Knochenresektion, möglichst großer Knochenabstützung, optimalen ligamentären Balance und minimalen Stressbelastungen in und um die Prothese zeigte sich hinsichtlich Verankerung

im tibialen und talaren Knochen sowohl bei der primären Arthroplastik wie auch bei Revisionen erfolgreich. Die Lernkurve war kurz und steil, und die Mehrzahl der 18 implantatbezogenen Revisionen traten in den ersten Fällen auf.

Trotz dem hohen Anteil von posttraumatischen Arthrosen mit häufigen Weichteilschäden waren die Ergebnisse ermutigend und lagen im Bereiche von anderen Erfahrungsberichten. Dies nährt die Hypothese, dass in der Arthroplastik des oberen Sprunggelenks (OSG) anatomische Oberflächen und exakte Positionierung der Komponenten für den Erfolg entscheidend sind.

Schlüsselwörter

Arthroplastik des Sprunggelenks · OSG-Prothese · HINTEGRA®-Sprunggelenkprothese · Resultate · Komplikationen

The HINTEGRA ankle. Short- and mid-term results

Abstract

The HINTEGRA® ankle was developed as an attempt to specifically address the needs of minimal bone resection, extended bone support, proper ligament balancing, and minimal contact stresses within and around the prosthesis. The purpose of this article was to present the design and rationale of this prosthesis, and to analyze the clinical and radiological short- to mid-term results particularly with respect to the revisions and learning curve.

Of the 278 total ankle replacements (between 2000 and 2004) with the HINTEGRA® ankle, 271 ankles [patients: 261, males: 133, females: 128, age: 58.4 years (range: 25–90 years)] were clinically and radiographically assessed after 36.1 months (range: 12–64 months). The preoperative diagnosis was post-traumatic osteoarthrosis in 206 cases (76.0%), systemic arthritis in 34 cases (12.5%),

and a primary osteoarthrosis in 31 cases (11.5%).

Beside 4 perioperative and 19 early postoperative complications, a late complication occurred in 40 cases (14.8%). Of these, 22 complications (8.2%) were not related to implants, and 18 complications (6.6%) were related to implants. In all, 39 cases (14.4%) were revised; of these, 5 cases (1.8%) were revised to ankle arthrodesis. All other 34 revision arthroplasties were successful and did not evidence any differences in the outcome to the non-revised ankles. The AOFAS hindfoot score improved from 40.3 (range: 14–61) to 85.0 (range: 44–100) points at last follow-up. Radiographically, the tibial component was stable in all remaining 266 ankles, and no tilting of the component occurred since surgery. The talar component was positioned too posteriorly in 12 ankles (4.4%).

The concept of minimal bone resection and wide bony support was shown to be successful on the tibial and talar sides. Most complications occurred in the early cases of this series, and the learning curve was found to be short and steep. Despite the high amount of post-traumatic cases with limited soft tissue quality, the obtained function, pain relief, and patient satisfaction were promising and, compared with other devices, the results mostly were superior. This may support the belief that anatomically shaped surfaces, as is the case in the HINTEGRA® ankle, may advance success in total ankle replacement.

Keywords

Total ankle arthroplasty · HINTEGRA® ankle · Results · Complications

Hier steht eine Anzeige.



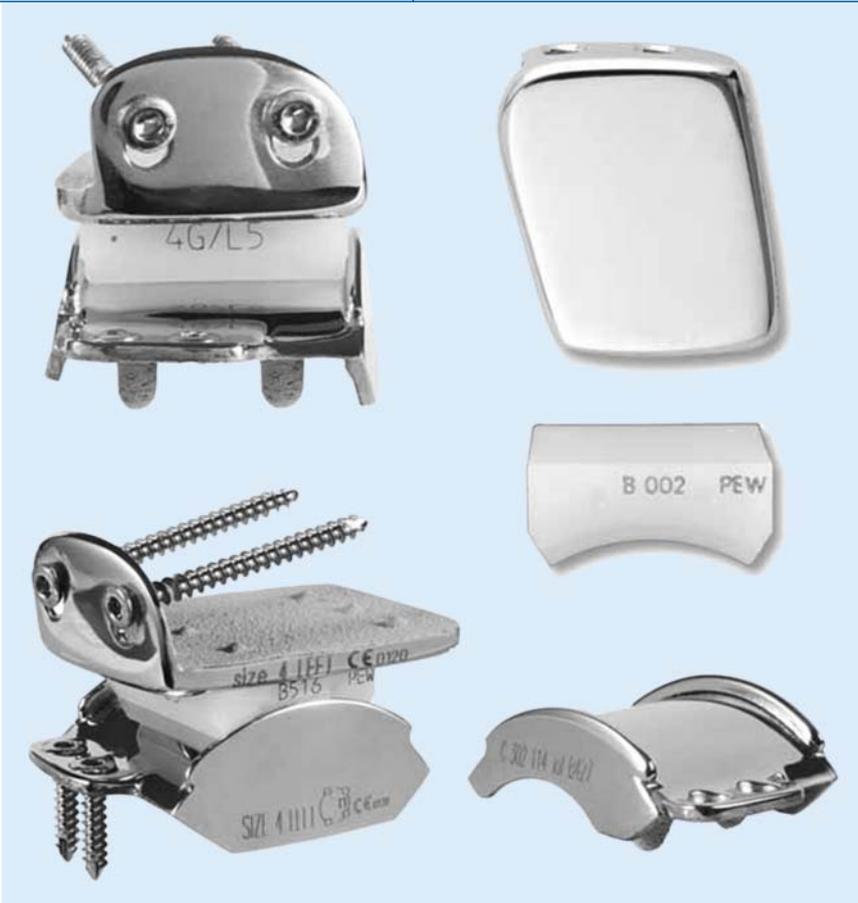


Abb. 1 ▲ Design der 3-Komponenten-HINTEGRA®-Sprunggelenkprothese

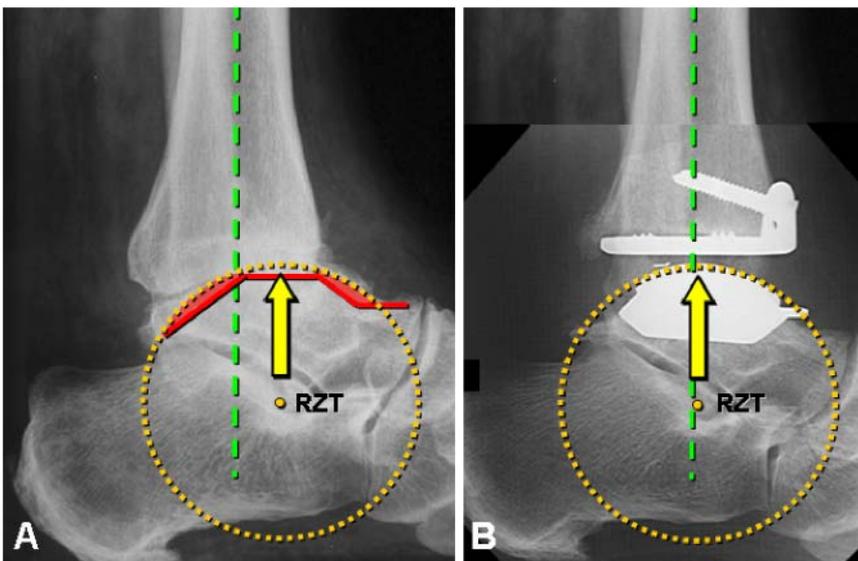


Abb. 2 ▲ Die anteriore Extrusion des Talus aus der Malleolengabel (a) muss intraoperativ korrigiert werden. Der Kontaktpunkt der Taluskomponente sollte bei 40 und 45% der Tibiakomponente (vom anterioren Rand berechnet) liegen (b). Idealerweise ist das imaginäre Rotationszentrum des Talus (RZT) prä- und postoperativ identisch. Beachte die Verschiebung der Tibialängsachse nahe zum RZT infolge der erreichten ligamentären Balance

te wird der Erhaltung der Knochenarchitektur besonders Rechnung getragen, insbesondere wird der anteriore Kortex

nicht geschädigt. Die perfekte Apposition am harten subchondralen Knochen wird durch die plane Resektion der distalen Ti-

bia und die plane Oberfläche der Komponente erreicht.

Die primäre Stabilität gegen potentielle Translations- und Rotationsbewegungen wird durch 2 Schrauben gewährleistet. Diese werden kranial in die ovalen Gleitlöcher des anterioren Schilds eingesetzt, sodass der initiale Setzungsprozess der Komponente durch eine axiale Belastung nicht beeinträchtigt bzw. die Krafteinleitung nicht auf die Schrauben erfolgt. Auf der Talusseite wird der primäre Halt durch den Pressfit gewährleistet, der durch die leicht gekrümmten seitlichen Wangen der Taluskappe geschaffen wird. Einen zusätzlichen Halt schaffen anterior ein Schild auf dem Talushals, ohne die trabekulären Strukturen zu schwächen, sowie 2 schräge Verankerungsbolzen, womit im Normalfall eine zusätzliche Schraubenfixation überflüssig wird.

Eine porös beschichtete Titanoberfläche, mit Hydroxyapatit überzogen, erlaubt eine rasche Fixierung des Implantats durch Knochenbindung an das Hydroxyapatit und ein späteres Einwachsen des Knochens in die porösen Oberflächenstrukturen.

Der Polyethylengleitkern wird durch die Führungsleisten der Taluskomponente, die kompressive Wirkung der Seitenbänder und der gelenksübergreifenden Muskeln und die Gravitationsgewichte an Ort und Stelle gehalten. Der Gleitkern bedeckt die Taluskomponente vollkommen, womit eine optimale Stabilität in der frontalen Ebene (gegen Eversions- und Inversionskräfte), wie im normalen Sprunggelenk der Fall, entsteht. Die maximal große Kontaktfläche minimiert zudem den Kontaktstress zwischen den artikulierenden Oberflächen [3, 13, 17].

Implantate

Das HINTEGRA®-Sprunggelenk setzt sich aus 3 Komponenten zusammen:

1. Die *Tibiakomponente* besteht aus einer planen, 4 mm dicken Gleitplatte. Auf der Kontaktseite zum Knochen finden sich 6 kleine pyramidenförmigen Spitzen zur Verankerung im spongiosen Knochen und anterior ein Schild mit 2 vertikal ovalen Gleitlöcher zur zusätzlichen Fixation mit 2 Schrauben (■ Abb. 1). Die Kon-

Tab. 1 Präoperative Befunde

Arthrose	Posttraumatisch	Systemisch	Primär	Total
Anzahl [n (%)]	206 (76,0)	34 (12,5)	31 (11,5)	271 (100)
Alter ^a [Jahre], [Mittel (Range)]	57,9 (25–90)	55,9 (38–81)	65,3 (43–83)	58,4 (25–90)
AOFAS-Score [Mittel (Range)] [11]	41,2 (4–74)	33,1 (8–72)	40,9 (8–81)	40,3 (14–61)
Schmerz ^b [Mittel (Range)]	6,8 (2–10)	7,1 (2–10)	6,0 (2–9)	6,7 (2–10)
BU [Mittel (Range)]	22,7 (0–60)	20,9 (0–66)	29,6 (0–66)	23,2 (0–66)
TT-Winkel [°, Mittel (Range)]	87,7 (51–114)	89,7 (70–110)	87,5 (70–115)	88,0 (51–115)

^a Zum Zeitpunkt der Operation.
^b Gemäß visueller Analogskala (s. Text).
 BU Bewegungsumfang; TT tibiotalarer Winkel (gebildet von Tibialängsachse und Gelenklinie, nach medial ausgerichtet).

- turen der planen Platte sind der Anatomie angepasst und ermöglichen eine maximale Auflagefläche für die perikortikale Kraftübertragung zwischen distaler Tibia und Implantat.
- Die *Taluskomponente* ist konisch geformt, mit einem medial kleineren Krümmungsradius als lateral und schließt anterior ein Schild zur Auflage auf dem Talushals und Platzierung von 2 Schrauben ein (■ **Abb. 1**). Sie besteht aus einer hochglanzpolierten kranialen Gelenkoberfläche, die medial und lateral mit einer 2,5 mm hohen Randleiste zur Führung des Polyethylengleitkerns begrenzt ist. Die medialen und lateralen Talusoberflächen sind von 2 Wangen bedeckt, die anatomisch geformt und bezüglich Form und Größe den ursprünglichen, mit Knorpel bedeckten Gelenkoberflächen entsprechen. Seit 2004 verfügt die Taluskomponente über 2 schräg angebrachte Verankerungsbolzen an der Unterseite, die das Einsetzen der Taluskomponente erleichtern und zusätzliche Stabilität bieten.
 - Der „*High-density-Polyethylengleitkern*“ besteht aus einer planen Oberfläche auf der tibialen Seite und einer konkaven Oberfläche zum Talus, die genau der konischen Talusoberfläche entspricht (■ **Abb. 1**). Er hat eine Mindeststärke von 5 mm, ist aber auch in 7 mm und 9 mm verfügbar.

Die metallenen Komponenten sind aus einer Kobalt-Chrom-Legierung mit hoch-

glanzpolierten Gleitflächen gefertigt; die porösen Rückflächen sind mit einem Titanfilm (Porosität von 200 µm) und einer Schicht Hydroxyapatit überzogen.

Operationstechnik

Die Operation erfolgt routinemäßig mit perioperativer Antibiotikaprophylaxe (1,5 g Zynacef) und in Blutsperrung. Der Patient wird auf dem Rücken so gelagert, dass seine Fersen auf der Tischkante aufliegen. Durch einen medianen 10–12 cm langen Zugang wird lateral der Tibialis-anterior-Sehne auf die distale Tibia eingegangen, womit der Gefäß-Nerven-Strang nach lateral zu liegen kommt.

Nach Arthrotomie und Entfernung der ventralen Kapsel werden die Weichteile mit einem selbsthaltenden Wundspreizer zur Seite gehalten. Allfällige Osteophyten werden entfernt. Das anteromediale Eck des tibiotalaren Gelenks dient als Referenz für die Positionierung der tibialen Sägelehre. Die Ausrichtung in der sagittalen Ebene erfolgt mit Hilfe des tibialen Führungsstabes. Für die Ausrichtung in der frontalen Ebene dient als Referenz die Talusoberfläche, während der Talus mit einem Instrument nach kaudal gezogen wird, bis die medialen und lateralen Kollateralbänder angespannt sind. Schließlich erfolgt die kraniokaudale Einstellung des Resektionsblockes, wobei üblicherweise eine 2–3 mm dicke Resektion der Tibia am Apex des konkaven Tibiaplafonds angestrebt wird.

Tab. 2 Voroperationen (n=99, z. T. mehrere Voroperationen pro Patienten)

	n	%
Betroffene Seite^a	73	29,1
OSG-Bandplastik	28	11,1
Kalkaneusosteotomie	19	7,6
Achillessehnenverlängerung	9	3,6
Offene Knorpelplastik ^c	8	3,2
Talonavikulararthrodese	4	1,6
Supramalleoläre Osteotomie	2	0,8
Kniearthrodese	2	0,8
Hüftarthrodese	1	0,4
Gegenseite^{b, d}	26	10,4
Subtalar-Arthrodese	9	3,6
OSG-Arthrodese	6	2,4
Triplearthrodese	4	1,6
Pantalare Arthrodese	4	1,6
Talonavikulararthrodese	2	0,8
Hüftarthrodese	1	0,4

^a Arthroskopische und einfache offene Débridement nicht eingeschlossen.
^b Die 10 Patienten mit einzeitigem bilateralem Gelenkersatz wurden ausgeschlossen.
^c Mit Osteotomie Innenknöchel: Mosaikplastik (n=7), Débridement mit Unterfütterung (n=1).
^d Nur Voroperationen mit relevanter Funktionsstörung.

Nach Resektion der distalen Tibia wird die Talusresektionslehre auf den Tibia-block aufgesetzt und bei plantigrader Stellung des Fußes am Talus mit 2 Pins befestigt. Nach der horizontalen Resektion des apikalen Talus und Schaffen des ventralen Stufenschnittes wird der Talusresektionsblock aufgesetzt, sodass auf der medialen, und lateralen Seite 1–2 mm und der posterioren Seite 3–4 mm Knochen entfernt werden. Nachfolgend werden sämtliche Gelenkkompartimente ausgeräumt und die vernarbte posteriore Kapsel sorgfältig reseziert. Ein 12 mm dicker Spacer, der der minimalen Prothesengröße entspricht, dient zur Überprüfung von Ausrichtung und Weichteilspannung („Ligamentbalancing“).

Nach Einsetzen der Probeimplantate erfolgt eine Durchleuchtungskontrolle; sie dient in erster Linie zur Beurteilung der Positionierung der Taluskomponente in der sagittalen Ebene (■ **Abb. 2**). Wird die Position des Talus als korrekt betrachtet, wird der anterior verbleibende Knochen am Talus reseziert. Eine weitere Talusprobestkomponente mit Fenstern er-

Tab. 3 Zusatzoperationen (z. T. mehrere Operationen pro Patient)

Total Patienten [n=271]	n	% ^a
Betroffene Seite		
Achillessehnenverlängerung	26	10,0
Triplearthrodese	18	6,6
„Medial-sliding-Kalkaneus-osteotomie“	12	4,4
Subtalararthrodese	11	4,1
Laterale OSG-Bandplastik	9	3,3
Valgisierende Kalkaneus-osteotomie	8	3,0
Talonavikulararthrodese	5	1,8
Tibiakorrekturosteotomie	4	1,5
Tarsometatarsale Arthrodese	4	1,5
Peroneus-longus/brevis-Transfer	4	1,5
Metatarsale-I-Osteotomie	3	1,1
Sehnenrekonstruktion bei chronischer Ruptur	3	1,1
Osteosynthese bei Pseudarthrose	3	1,1
Mediale OSG-Bandplastik	2	0,7
Kalkaneusverlängerungsosteotomie	2	0,7
Fibulaverkürzungsosteotomie	1	0,4
Total	115	
Gegenseite^b		
OSG-Prothese	10	3,7
Triplearthrodese	9	3,3
Subtalararthrodese	2	0,7
Pantalare Arthrodese	1	0,4
Total	22	

^a Auf Gesamtzahl der nachkontrollierten Patienten (n=271) bezogen.

^b Nur größere Eingriffe berücksichtigt.

laubt, Sitz und Auflage der Komponente zu überprüfen und schließlich die beiden Löcher für die Verankerungsbolzen zu bohren. Die aufgesetzte Taluskomponente wird in Pressfittechnik eingeschlagen, dann die Tibiakomponente eingesetzt sowie der gewählte Polyethylengleitkern eingesetzt. 2 Schrauben werden schließlich kranial in die ovalen Löcher des tibialen Schildes eingesetzt.

In der abschließenden Funktionsprüfung werden Bewegungsausmaß und Stabilität beurteilt. Beträgt die Dorsalextension trotz maximaler Mobilisation der posterioren Weichteile <10°, sollte eine perkutane Achillessehnenverlängerung oder ähnliche Technik durchgeführt werden.

Tab. 4 Frühpostoperative Komplikationen

	n	%	Behandlung
Wundheilungsstörungen			
Oberflächlich	7	2,6	7-mal konservativ
Tief	2	0,7	Einmal konservativ, einmal freier Lappen
Stressfrakturen			
Medialer Malleolus	5	1,9	4-mal konservativ, einmal Schraubenosteosynthese
Lateraler Malleolus	1	0,4	Einmal Plattenosteosynthese
Luxation Polyethylengleitkern			
Nach medial	2	0,7	Einmal Triplearthrodese, einmal medizinische Bandrekonstruktion
Nach lateral	1	0,4	Einmal Fibulaverkürzung
Nonunion			
Talonavikulararthrodese	1	0,4	Einmal Rearthrodese
Total	19	7,0	

Tab. 5 Späte Komplikationen

	n	%	Behandlung
<i>Nicht implantatbezogen</i>			
22 8,2			
Schmerzhafte Einsteifung			
Impingement / Vernarbungen	5	1,8	Offene Arthrolyse
Heterotope Ossifikationen	4	1,5	Resektion, einmal Bestrahlung
Entrapment TP-Sehne	2	0,7	Tenolyse
Fehlende Dorsalextension	3	1,1	Achillessehnenverlängerung
Schmerzhafte Arthrosen			
Unteres Sprunggelenk	2	0,7	Arthrodese
Talonavikulargelenk	1	0,4	Arthrodese
Instabilität			
Lateral	2	0,7	Einmal laterale Bandrekonstruktion ^a , einmal Konversion in Arthrodese ^b
Medial	1	0,4	Mediale Bandrekonstruktion
Schmerzen	2	0,7	Konversion in OSG-Arthrodese ^c
<i>Implantatbezogen</i>			
18 6,6			
Taluskomponente			
Lockerung	15	5,5	12-mal Wechseld ^d 2-mal Konversion in Arthrodese einmal konservativ ^e
Migration	1	0,4	Wechsel ^f
Tibiakomponente			
Lockerung ^g	2	0,7	Wechsel
Total	40	14,8	

^a Nach Supinationstrauma bei Fahrradsturz.

^b Nach Autounfall (Pedalverletzung) mit komplexen Fußverletzungen.

^c Ohne Implantatlockerung (gemäß intraoperativer Testung).

^d Standardimplantat (n=5), Revisionsimplantat (n=4), „custom made“-Implantat (n=3).

^e Radiologisch gelockert, aber klinisch asymptomatisch.

^f „Custom-made-Implantat“.

^g Nach Treppensturz (n=1), starker Nikotinabusus (n=1).

Besteht eine laterale Instabilität, wird eine laterale Bandrekonstruktion durchgeführt. Besteht eine Fehlausrichtung der Ferse, wird eine valgisierende bzw. varisierende Osteotomie des Kalkaneus durchgeführt.

Nach intensivem Spülen des Gelenks erfolgt der Verschluss der Sehnenscheide und des Retinakulums mit gleichzeitiger Einlage einer Drainage. Nach der Hautnaht werden ein Wattenkompressionsverband und eine Lagerungsschiene in neutraler Fußstellung angelegt.

Postoperative Nachbehandlung

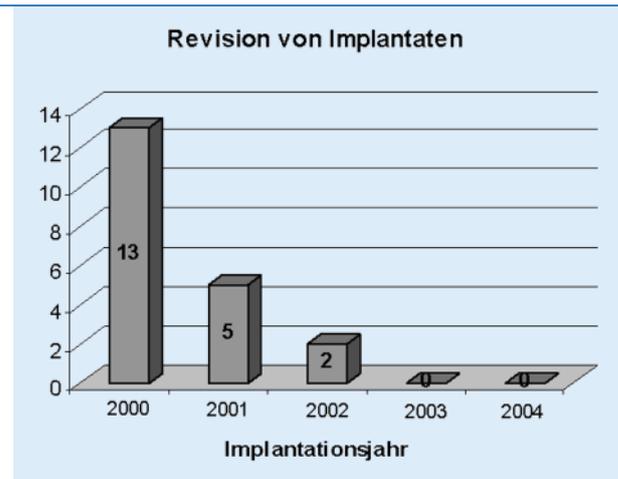
Bei reizlosen Wundverhältnissen und genügender Abschwellung beginnt meist am 2. oder 3. postoperativen Tag die Mobilisation in einer speziellen Stabilisierungshilfe (Vacuped®, Oped, Mühlthal) oder, nach zusätzlichen Operationen wie Arthrodesen und Bandrekonstruktionen, im Unterschenkelgips; dadurch ist die Stabilisation des Fußes gegen Eversion/Inversion und Plantarflexion gewährleistet. Die Mobilisation erfolgt an Gehstöcken, wobei es dem Patienten erlaubt ist, nach Maßgabe der Schmerzen zu belasten. In der Regel wird die schmerzfreie Vollbelastung im Verlaufe der 2. postoperativen Woche erreicht. Die Thromboseprophylaxe mit einem Low-Liquemin-Präparat wird während 6 Wochen durchgeführt. Ab diesem Zeitpunkt setzt sich die physiotherapeutische Nachbehandlung aus einer freien, funktionellen Behandlung mit Gehtraining sowie Kräftigungs- und Dehnungsgymnastik der Unterschenkelmuskulatur zusammen.

Patienten

Im Zeitraum von Mai 2000 bis August 2004 wurden an der Orthopädischen Universitätsklinik Basel 278 primäre Sprunggelenkarthroplastiken durchgeführt. In 10 Fällen erfolgte eine gleichzeitige bilaterale Operation. 3 Patienten (3 Sprunggelenke) verstarben an einer nicht mit der Sprunggelenkoperation in Zusammenhang stehender Ursache nach 8, 14 bzw. 19 Monaten und wurden deshalb aus dieser Studie ausgeschlossen. 4 weitere Patienten (4 Sprunggelenke) gingen der Nachkontrollen verloren: in 3 Fällen wurde eine Nachbehandlung in Basel abgelehnt, und in 1 Fall konnte eine Patientin nach Wohnortwechsel im Ausland nicht wieder aufgefunden werden. Das durchschnittliche Alter der verbleibenden 271 Fälle (261 Patienten, 133 Männer, 128 Frauen) betrug zum Zeitpunkt der Operation 58,4 (25–90) Jahre (■ Tab. 1).

Die Operationsindikation war in 206 Fällen (76,0%) eine posttraumatische Osteoarthritis, in 34 Fällen (12,5%) eine Arthritis im Rahmen einer systemischen Erkrankung und in 31 Fällen (11,5%) eine primäre Osteoarthritis. Alter, Schmer-

Abb. 3 ► Anzahl der Revisionen pro Implantationsjahr (15 Re-Arthroplastiken und 5 Arthrodesen)



zen und Ausmaß der Funktionsstörungen differierten erheblich unter den einzelnen Gruppen (s. ■ Tab. 1).

In 21 Fällen (12,7%) bestanden zum Zeitpunkt der Operation relevante Voroperationen auf der betroffenen Extremität oder Gegenseite (■ Tab. 2). In insgesamt 85 Fällen (31,7%) wurde gleichzeitig mindestens ein zusätzlicher Eingriff durchgeführt (■ Tab. 3).

Klinische Evaluation

Anlässlich der jährlichen Kontrollen wurden die Patienten nach den Schmerzen, der Funktion im Alltag und Sport sowie der Zufriedenheit mit der erfolgten Behandlung befragt [10]. Die Schmerzbeurteilung erfolgte nach einer visuellen Punkteskala (VAS=0–10 Punkte). 0 Punkte entsprach keinem Schmerz, 1–3 Punkte leichtem Schmerz, 4–6 Punkte mäßigem Schmerz und >7 Punkte starkem Schmerz. In der klinischen Untersuchung wurden das Alignment, die Stabilität und der Bewegungsumfang beurteilt und mit der Gegenseite verglichen. Daraus ließ sich der AOFAS-Hindfoot-Score [11] errechnen, mit einem maximalen Punktwert von 100 Punkten.

Radiologische Evaluation

Auf standardisierten Röntgenaufnahmen wurde eine Migration als Abkipfung um >2° für die Tibiakomponente oder 5° für die Taluskomponente definiert. Eine Aufhellungszone von >2 mm wurde als Lockerung der Tibiakomponente angesehen, eine Absenkung von >5 mm als Lockerung der Taluskomponente [10]. Die Beweg-

lichkeit für Flexion/Extension wurde unter Durchleuchtung und im Stehen mittels einer speziellen Apparatur bestimmt.

Nachuntersuchungen

Die Patienten wurden klinisch und radiologisch nach 6 Wochen, 4 Monaten, nach 1 Jahr und dann jährlich nachkontrolliert. Die letzte Nachuntersuchung fand durchschnittlich nach 2,8 (1–5) Jahren statt.

Statistik

Statistische Analysen wurden beim präoperativen Follow-up-Vergleich mit dem gepaarten Student-t-Test (Signifikanz: $p < 0,05$) und dem statistischen Pearson-Korrelationskoeffizient für die Korrelation von 2 Gruppen durchgeführt.

Ergebnisse

Komplikationen

Intraoperativ kam es in 4 Fällen zu einer Malleolarfraktur. Die Frakturen des medialen Malleolus (3 Fälle) wurde mit einer perkutanen Schraubenosteosynthese und die Fraktur des lateralen Malleolus mit einer Platte versorgt. Sämtliche Frakturen heilten in 6 Wochen komplikationslos ab.

Frühpostoperative Komplikationen traten in 19 Fällen (7,0%) auf (■ Tab. 4). Während in 7 Fällen eine operative Behandlung erforderlich war, heilten 12 Fälle unter konservativer Behandlung ab. Eine tiefe Infektion wurde nicht beobachtet.

Späte Komplikationen traten in 40 Fällen (14,8%) auf; davon waren 22 Komplikationen (8,2%) nicht implantatbezogen und



Abb. 4 ◀ Primäre Arthrose bei einer 68-jährigen Patientin 4 Jahre nach Triplearthrodese **a** präoperativ und **b** nach 24 Monaten

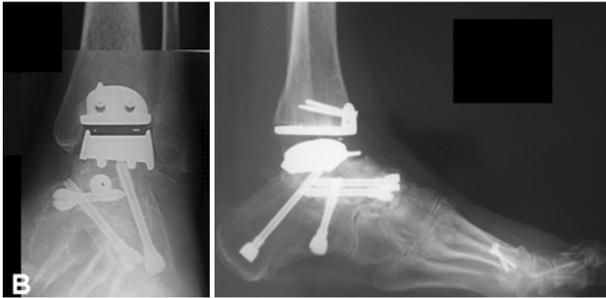
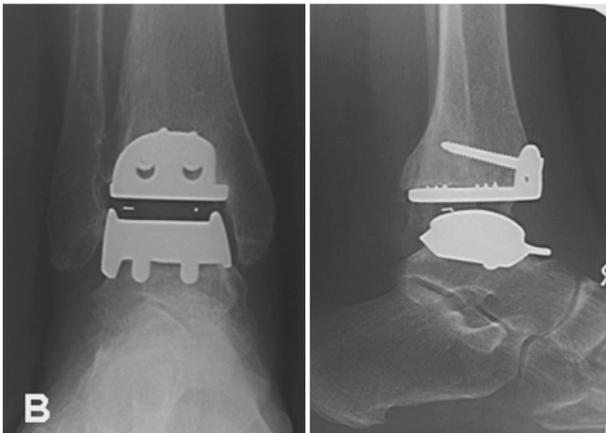


Abb. 5 ◀ Posttraumatische Arthrose bei einer 57-jährigen Patientin **a** präoperativ und **b** nach 24 Monaten



18 Komplikationen (6,6%) implantatbezogen (**Tab. 5**). In 39 Fällen (14,4%) war eine Revisionsoperation erforderlich, wobei in 3 Fällen davon eine 2. Revisionsoperation notwendig wurde. In 5 Fällen (1,8%) erfolgte eine Konversion in eine OSG-Arthrodese; diese heilte in 4 Fällen nach durchschnittlich 3,2 Monaten ab, in 1 Fall nach einer Nachoperation (Wechsel der

gebrochenen Platte) nach 7 Monaten. Eine Taluskomponente wurde radiologisch als gelockert beurteilt; da der Patient bisher asymptomatisch war, wurde konservativ behandelt. Sämtliche übrigen 34 Fälle zeigten nach der erfolgreichen Revision keine Unterschiede bezüglich Verlauf und Ergebnis zu den komplikationsfreien 231 Fällen [AOFAS-Hindfoot-Score: revi-

dierte Prothesen n=83,6 (52–82), nicht revidierte Prothesen n=85,0 (44–100)].

Bei den 18 Implantatlockerungen handelte es sich in 3 Fällen um eine primäre und in 15 Fällen um eine spätere Lockerung. Die 3 Fälle mit ausbleibender stabiler Osteointegration eines Implantats betrafen einmal die Tibiakomponente bei einem sehr starken Raucher und 2-mal die Taluskomponente bei posttraumatischen Arthrosen. Bei den 15 Fällen mit später Lockerung handelte es sich in 14 Fällen um eine Taluskomponente der ersten Prothesenserie mit Hydroxyapatiteinzelbeschichtung und in 1 Fall um die Tibiakomponente, die nach einem Treppensturz instabil wurde.

Die Revisionen betrafen vornehmlich die ersten 2 Implantationsjahre (**Abb. 3**). Von den seit Oktober 2002 implantierten Sprunggelenkprothesen musste keine wegen Implantatkomplikationen revidiert werden.

Klinische Resultate

Nach einer Nachbeobachtungszeit von 36,1 (12–64) Monaten waren 119 Patienten (128 Sprunggelenke, 47%) mit dem Ergebnis sehr zufrieden, 121 Patienten (122 Sprunggelenke, 45%) zufrieden, 19 Patienten (19 Sprunggelenke, 7%) mäßig zufrieden und 2 Patienten (2 Sprunggelenke, 1%) nicht zufrieden. Die Patienten mit einer systemischen Erkrankung und einer primären Arthrose (**Abb. 4**) waren besser zufrieden mit dem Ergebnis als diejenigen mit einer posttraumatischen Arthrose (**Abb. 5**).

In sämtlichen klinischen Untersuchungskriterien ergab sich keine signifikante Differenz zwischen den verschiedenen Arthrosegruppen. Eine Korrelation zwischen subjektiver Patientenzufriedenheit und erreichter Beweglichkeit fand sich nicht, hingegen eine Korrelation mit dem verbliebenen Schmerz. Wurde Schmerzreduktion als Hauptkriterium für den Erfolg betrachtet, zeigte sich erneut ein besseres Resultat bei den Patienten mit einer systemischen Erkrankung und einer primären Arthrose. Auch der erreichte Bewegungsumfang, insbesondere die Dorsalextension, war bei diesen Patienten höher als bei denjenigen mit einer posttraumatischen Arthrose, v. a. was

die Dorsalextension anbelangt. Der AO-FAS-Hindfoot-Score verbesserte sich von präoperativ 40,3 (14–61) auf 85,0 (44–100) Punkte zum Zeitpunkt der letzten Nachuntersuchung.

Radiologische Resultate

Alle verbleibenden 266 Tibiakomponenten (davon 16 Sprunggelenke nach Implantatwechsel, s. **Tab. 5**) zeigten sich bei der letzten Röntgenkontrolle stabil, wobei das knöcherne Remodelling entlang des Implantats in 217 Fällen (81,6%) als ausgezeichnet beurteilt wurde (**Abb. 6a**). Daneben wurden eine Aufhellungszone mit verminderter Knochendichte entlang der Tibiakomponente (**Abb. 6b**) in 28 Fällen (10,3%), eine posteriore Osteophytenbildung (**Abb. 6c**) in 11 Fällen (4%) und eine Lückenbildung in der posterioren Tibiametaphyse (**Abb. 6d**) in 8 Fällen (3,0%) beobachtet. Während 226 Taluskomponenten (85,0%) regelrecht eingesetzt waren mit einem vor der Tibialängsachse liegenden Kontaktpunkt mit der Tibiakomponente (**Abb. 7a**), waren 28 Taluskomponenten (10,6%) leicht (≤ 5 mm) posterior der Tibialängsachse (**Abb. 7b**) und 12 Taluskomponenten (4,4%) zu weit (> 5 mm) posterior implantiert und lagen nicht ideal auf dem posterioren Talus auf (**Abb. 7c**); eine davon wurde als gelockert beurteilt.

Diskussion

Der Erfolg in der Arthroplastik des Sprunggelenks hängt vornehmlich davon ab, in welchem Ausmaß die Implantate Anatomie und Biomechanik des Sprunggelenks nachahmen können [8, 9, 17]. Korrekte Positionierung der Komponenten und regelrechte Balancierung der Ligamente sind für eine regelrechte Ausrichtung und Stabilität des ersetzten Sprunggelenks unerlässlich. Zum einen können dadurch die Komponenten auf ihren Oberflächen ungehindert gleiten und zum andern die Ligamente bezüglich ihrer Insertionen an den Knochen bewegen, ohne dass eine Gewebedeformation eintritt [6].

Ein anderer wichtiger Aspekt für eine erfolgreiche Arthroplastik am Sprunggelenk ist, wie effektiv die Kraftübertra-

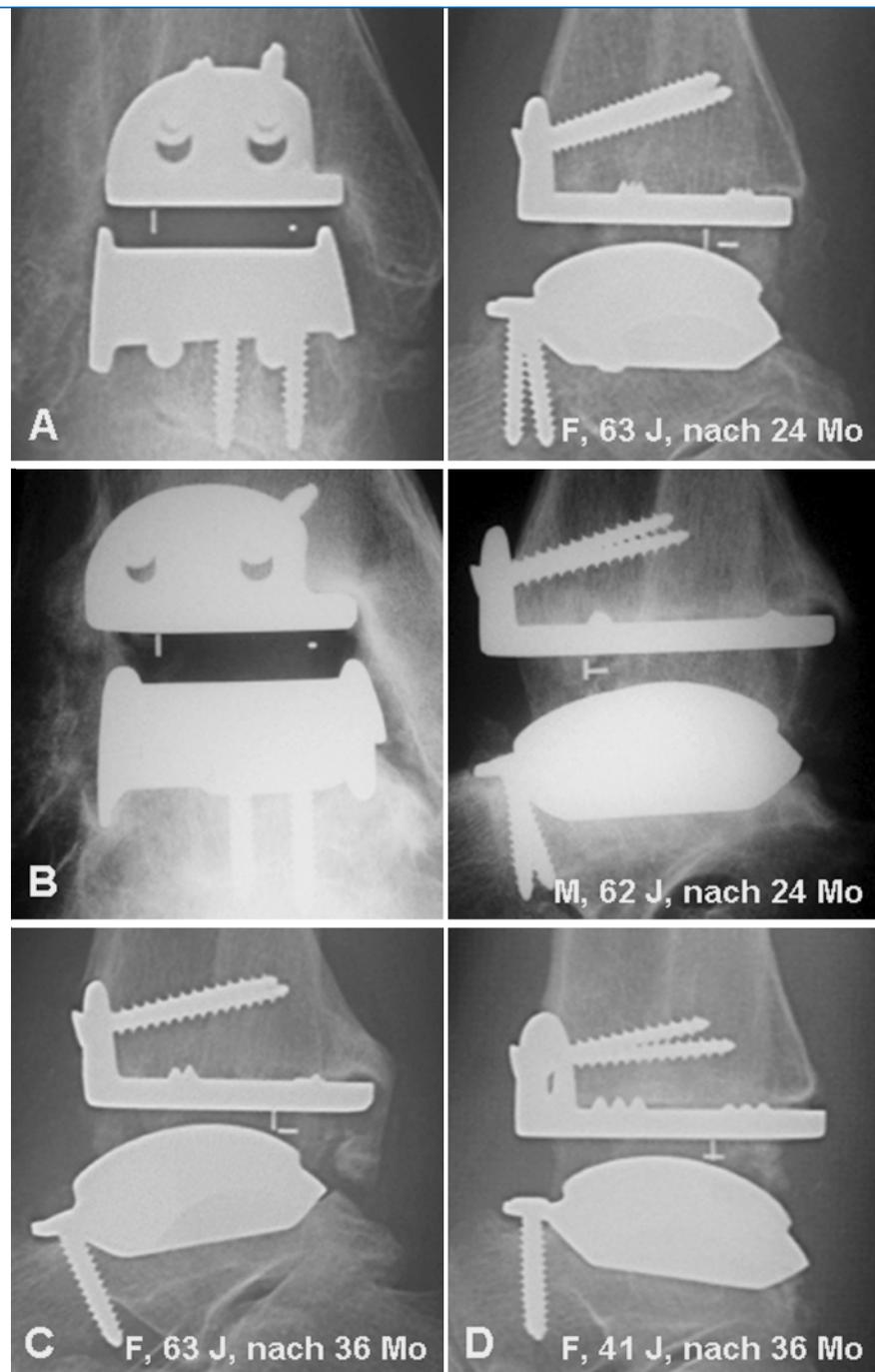


Abb. 6 ▲ Tibiakomponente mit regulärem Remodelling (a), verminderter Knochendichte entlang des Implantats (b) posteriorer Osteophytenbildung (c) und posteriorer Lückenbildung (d)

gung von den Implantaten auf den Knochen erfolgen kann, ohne dass es zu Kraftspitzen kommt, die den physiologischen Knochenwiderstand übersteigen. Das HINTEGRA®-Sprunggelenk entstand im Bestreben, möglichst wenig Knochen rezidieren zu müssen und dabei eine möglichst große Auflage auf dem Knochen zu erreichen. Eine regelrechte physiologische Balancierung der Ligamente soll dazu bei-

tragen, dass möglichst wenig Kräfte in und um die Prothese entstehen.

Obgleich das vorliegende Patientenkollektiv ein übermäßig hoher Anteil an Sprunggelenken mit komplexen Zusatzproblemen umfasste, waren die erreichten Behandlungsergebnisse vergleichbar mit den Ergebnissen mit anderen neueren Sprunggelenkprothesen [1, 2, 4]. Offensichtlich erlaubt das HINTEGRA®-Sprunggelenk einen annähernd anato-

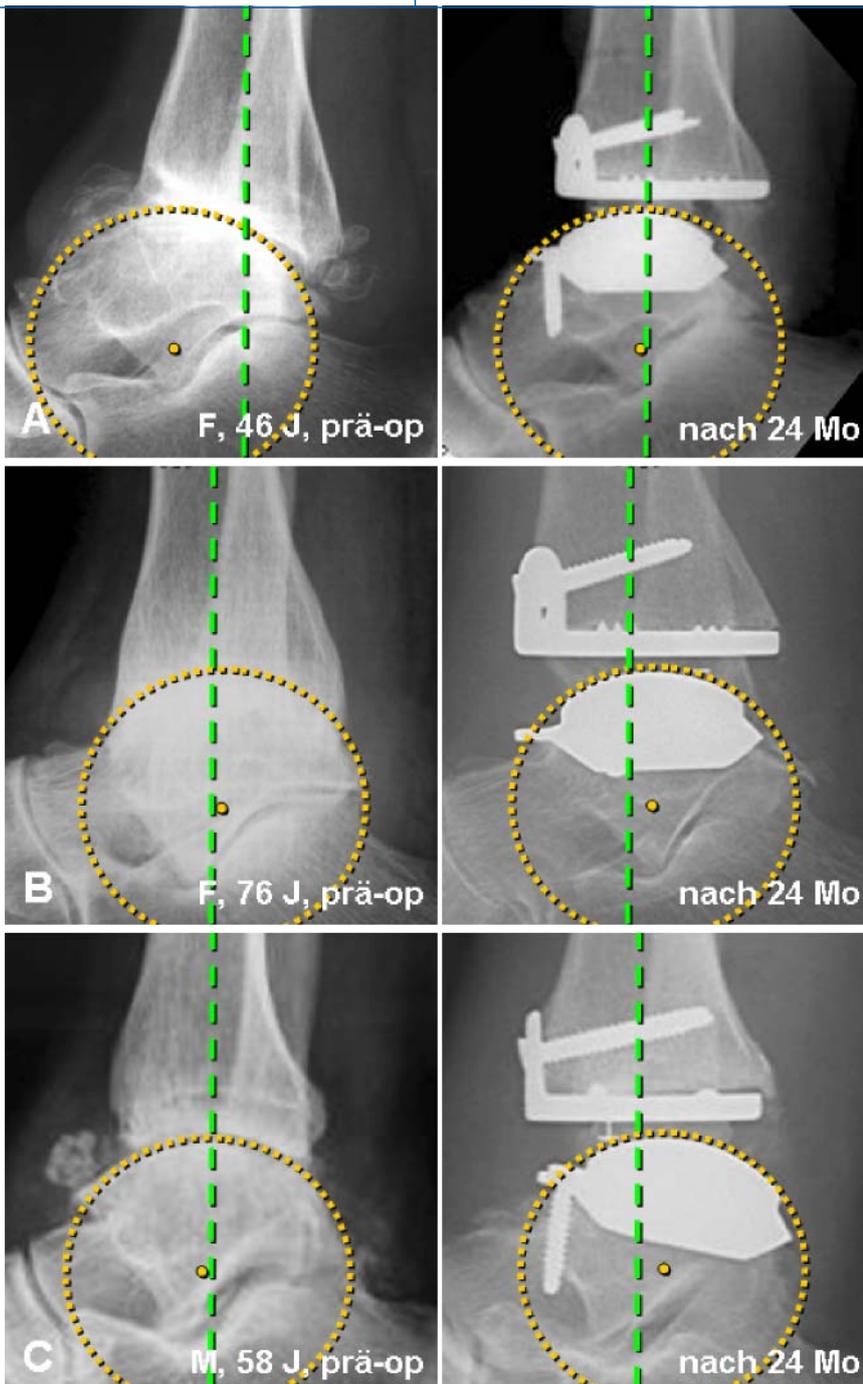


Abb. 7 ▲ Korrekt anterior (a), leicht zu posterior (b) und stark zu posterior (c) der Tibialängsachse implantierte Taluskomponente

mischen Oberflächenersatz. Insbesondere die genaue Positionierung der Komponenten, namentlich der Taluskomponente in der sagittalen Ebene, ist von herausragender Bedeutung. Dies zeigte sich insbesondere in der Anfangsphase, da einige Taluskomponenten zu weit posterior implantiert wurden (■ **Abb. 8**). Diese wiesen im Verlauf signifikant mehr Schmerzen und Lockerungen auf. Nicht nur die Scherkräfte zwischen Implantat und Kno-

chen, sondern auch die Kräfte an den Gleitflächen der Prothese wie auch in den nicht balancierten Ligamenten dürften in diesen Fällen deutlich erhöht sein und zu den Komplikationen geführt haben. Dies dürfte in der ersten Prothesenserie mit Hydroxyapatitbeschichtung, nach der initialen festen knöchernen Bindung, zur Zerrüttung der Implantat-Knochen-Zwischenzone und damit zur sekundären Lockerung geführt haben.

Bis zum Zeitpunkt der Abfassung dieses Manuskriptes traten 18 implantatbezogene Komplikationen (■ **Tab. 5**) auf (6,6% der Sprunggelenke). Von den 17 revisionsbedürftigen Sprunggelenken konnten 15 erfolgreich mit neuen Implantaten revidiert werden, und der nachfolgende Heilverlauf bzw. deren Behandlungsergebnisse wichen nicht von denjenigen der nicht revidierten Fällen ab. Dies unterstreicht die herausragende Forderung nach einer minimalen Knochenresektion bei der primären Arthroplastik wie auch die anatomische Form der Implantate, die erst eine suffiziente Abstützung auf dem zirkulären Kortex der distalen Metaphyse erlaubt. Dass die distale Metaphyse der Tibia mit dem HINTEGRA®-Sprunggelenk nicht geschwächt wird belegt auch der Umstand, dass es in keinem Fall zu einer sekundären Abkipfung der Tibiakomponente gekommen ist. Zudem zeigte sich in 217 Fällen (81,6%) ein perfektes Remodelling des Knochens entlang des Implantats (■ **Abb. 6a**); in 2 Fällen war indes eine Knochenverdichtung über den kleinen Pyramiden zu erkennen (■ **Abb. 8**), was als „stress shielding“ gewertet werden muss. Unter diesem Kontext müssen Verankerungen von Tibiakomponenten mittels Verankerungsbolzen- oder Zapfen möglicherweise kritisch gesehen werden, zudem muss zur Implantation der kortikale Ring der distalen Tibia unterbrochen werden.

Die hohe Anzahl (15 Fälle; 5,5%) mit einer sekundären Taluslockerung bedarf zweifellos einer kritischen Analyse. In 14 dieser Fälle handelte es sich um ein Implantat mit Hydroxyapatitbeschichtung, und in 9 dieser Fälle war die Komponente zu weit posterior eingesetzt. Der Umstand, dass nach dieser initialen Lernkurve und nach Verbesserung der Oberflächenbeschichtung die Lockerungsrate deutlich tief war und seit Zufügen der beiden Verankerungsbolzen überhaupt keine sekundäre Lockerung mehr beobachtet wurde, lässt vermuten, dass diese initial hohe Lockerungsrate implantat- und lernkurvebedingt war und das Problem zwischenzeitlich erfolgreich adressiert werden konnte.

Eine Lockerung der Taluskomponente ist infolge Resorption und/oder Nekrose des darunter liegenden Knochens

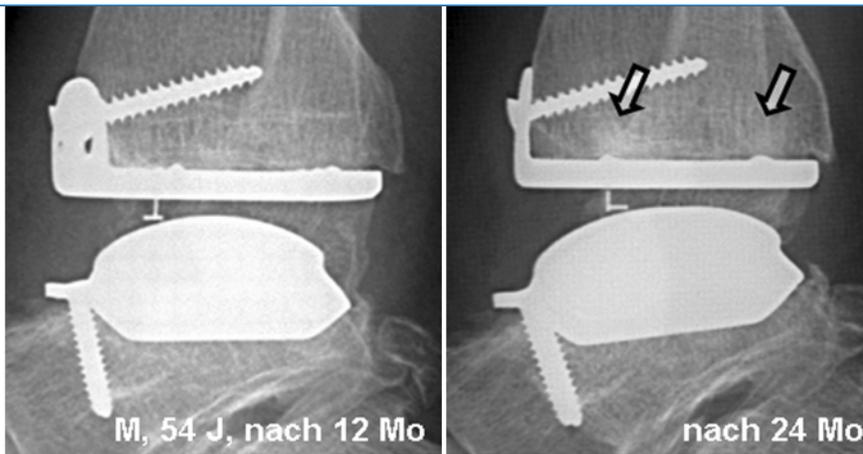


Abb. 8 ▲ Knochenverdichtung oberhalb der Pyramiden („stress shielding“)

hinsichtlich einer Revisionsarthroplastik häufig kritisch zu sehen. In 5 der 12 Fälle konnte die Revision jedoch mit einem Standardimplantat und in 4 weiteren Fällen mit einer Revisionskomponente (flache Unterfläche) durchgeführt wer-

den; nur in 3 Fällen war eine Spezialprothese („custom made“) notwendig.

Insgesamt war die implantatbezogene Revisionsrate (6,6%) zu hoch. Nimmt man jedoch den Fall mit einer Unfallbedingten Lockerung der Tibia (äußere Faktoren) und die 9 zu weit posterior

implantierten Taluskomponenten (technische Fehler) weg, beträgt die implantatbezogene Revisionsrate noch 3,0%. Zieht man zudem die 5 der verbleibenden korrekt implantierten Fälle mit einer Hydroxyapatiteinzelbeschichtung ab, so beträgt die implantatbezogene Revisionsrate noch 1,1%.

Die nicht implantatbezogenen Revisionen waren vergleichbar gering; namentlich die Anzahl von schmerzhaften periartikulären Vernarbungen und Ossifikationen lag z. T. markant tiefer als in neueren Erfahrungsberichten mit anderen Prothesentypen, die vornehmlich einen zylindrischen Talus benutzen [1, 4, 5, 12, 21]. Es könnte sein, dass die anatomische Fläche des Talus und die damit mögliche günstigere Balancierung des periartikulären Bandapparats zu dieser Verbesserung beigetragen haben. Dies ist umso bedeutender, als im vorliegenden Patientenkollektiv ein vergleichbar hoher An-

Hier steht eine Anzeige.

teil von Sprunggelenken mit posttraumatischer Arthrose vorlag, wo bekanntlich der präoperative Weichteilschaden häufig erhöht ist.

Die peri- und frühpostoperativen Komplikationen waren teilweise deutlich tiefer als in den meisten neueren Berichten mit anderen Prothesen. Dies trifft namentlich für die Frakturen des medialen Malleolen zu. Eine Erklärung hierfür könnte sein, dass die mediale Schulter der distalen Tibia durch die sparsame Knochenresektion weniger geschwächt wird. Zudem kommt es wegen der anatomischen (konischen) Form der Taluskomponente postoperativ zu keiner unphysiologisch erhöhten Zugbelastung des medialen Bandapparats, wie dies bei einer nicht anatomischen (zylindrischen) Oberfläche der Fall ist.

Damit lag die gesamte Revisionsrate mit 14,7% teilweise markant tiefer als diejenige von 16–49% anderer Berichte nach kur- bis mittelfristiger Nachbeobachtungszeit [1, 4, 16, 20, 21]. Aufgrund des Umstands, dass die meisten implantatbezogenen Revisionen Fälle der initialen Serie mit Hydroxyapatit Einzelbeschichtung und fehlerhaften Implantationen des Talus in der Anfangsphase betrafen, darf geschlossen werden, dass die effektive Revisionsrate nach der Lernkurve und nach Verbesserung des Talusimplantats deutlich tiefer im akzeptablen Bereich von <5% liegen dürfte.

Die klinische Dokumentation der Ergebnisse mit den neuzeitlichen Sprunggelenkprothesen ist noch immer spärlich und lässt kaum Vergleiche zu [1, 2, 4, 5, 8, 9, 10, 12, 16, 20, 21]. Zudem ist es aufgrund der unterschiedlichen Diagnosen und Begleitproblemen wie Instabilitäten, Deformitäten, Weichteilschaden und Arthrosen der Nachbargelenke schwierig, einen objektiven Vergleich anzustellen. Die meisten Studien schlossen Patienten mit chronischer Polyarthrit [1] oder primären Arthrosen [21, 22] als größte Patientengruppen ein. In unserem Patientenkollektiv betrug der Anteil an posttraumatischen Osteoarthrosen 76% der Fälle.

Obwohl keine signifikanten Unterschiede betreffend der Patientenzufriedenheit, dem klinischen und dem funktionellen (AOFAS-Hindfoot-Score) Ergebnis für die einzelnen Diagnosegruppen vor-

lag, betrafen 37 der 40 gesamten Komplikationen (92,5%) und 17 der 18 implantatbezogenen Komplikationen (94,5%), die eine Revision erforderten, Sprunggelenke mit einer posttraumatischen Arthrose. Dies könnte im teilweise ausgedehnten Schaden der Weichteile und Knochen vom Unfall und der nachfolgenden Operationen begründet sein. Vernarbungen, Einsteifung und gestörte Mechanik des Sprunggelenks könnten demnach ungünstige Voraussetzungen für das Erlangen einer normalen Gelenkfunktion nach Implantation einer Sprunggelenkprothese sein. Trotz dieser potentiellen Risiken war das funktionelle Ergebnis und die erreichte Beweglichkeit allerdings nicht geringer als in anderen Patientenkollektiven mit mehrheitlich nicht traumatischen Arthrosen [1, 22].

Der Erhalt einer regelrechten Ausrichtung und ligamentären Balance dürfte für den Erfolg einer Sprunggelenkarthroplastik entscheidend sein. Dazu sind zum Zeitpunkt der Operation häufig zusätzliche Eingriffe wie Osteotomien, Arthrodesen von Nachbargelenken, Bandrekonstruktionen und Sehnentransfers erforderlich. In der vorliegenden Patientenserie waren allein auf der betroffenen Seite mit 115 zusätzlichen Eingriffen eine deutlich höhere Zahl als in anderen Studien notwendig [14, 16, 22]. Diese Strategie der konsequenten Ausrichtung und Balancierung des Sprunggelenks sowie die anatomischen Oberflächen dürften trotz des hohen Anteils von posttraumatischen Arthrosen die hinsichtlich Funktion, Schmerzverminderung und Beweglichkeit leicht günstigeren Ergebnisse als in anderen Serien erklären [1, 17, 18, 21].

Fazit für die Praxis

Zusätzliche klinische und radiologische Nachbeobachtungszeit ist notwendig, um die langfristige Überlebenszeit dieser Prothese und namentlich die Festigkeit der knöchernen Verankerung der Implantate beurteilen zu können. Die ersten günstigen Ergebnisse mit diesem neuartigen Konzept von anatomisch konzipierten Implantaten, die eine maximale Knochenaufgabe benutzen, lassen schließen, dass die Arthroplastik in Zukunft einen erweiterten Anwendungsbereich für die verschiedenen Formen der Sprunggelenkarthrose hat. Wichtig scheint hierbei v. a., dass die Erkenntnisse der Biomechanik des Sprunggelenks soweit wie möglich berücksichtigt werden.

Die ersten Ergebnisse mit dem HINTEGRA®-Sprunggelenk sind ermutigend. Das Konzept von minimaler Knochenresektion und breiter Knochenaufgabe hat sich für die tibiale und talare Verankerung als günstig erwiesen. Vermehrte Anstrengungen sind allerdings erforderlich, um die Positionierung der Taluskomponente zu verbessern. Die erreichte Funktion, Schmerzverminderung und Patientenzufriedenheit lag mehrheitlich leicht über den Ergebnissen mit anderen Sprunggelenkprothesen. Dies nährt unsere Vermutung, dass anatomische Oberflächen, wie der Fall für das HINTEGRA®-Sprunggelenk, den Erfolg in der Arthroplastik des Sprunggelenks weiter erhöhen werden.

Die ersten Ergebnisse mit dem HINTEGRA®-Sprunggelenk sind ermutigend. Das Konzept von minimaler Knochenresektion und breiter Knochenaufgabe hat sich für die tibiale und talare Verankerung als günstig erwiesen. Vermehrte Anstrengungen sind allerdings erforderlich, um die Positionierung der Taluskomponente zu verbessern. Die erreichte Funktion, Schmerzverminderung und Patientenzufriedenheit lag mehrheitlich leicht über den Ergebnissen mit anderen Sprunggelenkprothesen. Dies nährt unsere Vermutung, dass anatomische Oberflächen, wie der Fall für das HINTEGRA®-Sprunggelenk, den Erfolg in der Arthroplastik des Sprunggelenks weiter erhöhen werden.

Korrespondierender Autor

Prof. Dr. B. Hintermann
Orthopädische Universitätsklinik,
Universitätsspital Basel
Spitalstrasse 21, 4031 Basel
bhintermann@datacomm.ch

Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor weist auf eine Verbindung mit folgender Firma/Firmen hin: Mit-Autor der HINTEGRA®-Prothese; aber keine finanzielle Beteiligung. Die Präsentation des Themas ist unabhängig und die Darstellung der Inhalte produktneutral.

Literatur

1. Anderson T, Montgomery F, Carlsson (2003) Uncemented STAR total ankle prosthesis. Three to eight-year follow-up of fifty-one consecutive ankles. *J Bone Joint Surg Am* 85: 1321–1329
2. Bonnin M, Judet T, Colombier JA et al. (2004) Mid-term results of the Salto total ankle prosthesis. *Clin Orthop* 424: 6–18
3. Buechel FF, Pappas MJ, Iorio LJ (1988) New Jersey low contact stress total ankle replacement: biomechanical rationale and review of 23 cementless cases. *Foot Ankle* 8: 279–290
4. Buechel FFS, Buechel FFJ, Pappas MJ (2004) Twenty-year evaluation of cementless mobile-bearing total ankle replacements. *Clin Orthop* 424: 19–26
5. Easley ME, Vertullo CJ, Urban WC, Nunley JA (2002) Total ankle arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 10: 157–167
6. Giannini S, Leardini A, O'Connor JJ (2000) Total ankle replacement: review of the designs and of the current status. *Foot Ankle Surg* 6: 77–88
7. Hamblen DL (1985) Editorial. Can the ankle joint be replaced? *J Bone Joint Surg Br* 67: 689–690

8. Hintermann B (2005) Endoprothetik des Sprunggelenks – Historischer Überblick, aktuelle Therapiekonzepte und Entwicklungen. Springer, Wien New York
9. Hintermann B, Valderrabano V (2003) Total ankle replacement. *Foot Ankle Clin* 8: 375–405
10. Hintermann B, Valderrabano V, Dereymaeker G, Dick W (2004) The HINTEGRA ankle. Rational and short-term results of 122 consecutive ankles. *Clin Orthop* 424: 57–68
11. Kitaoka HB, Alexander IJ, Adelaar RS et al. (1994) Clinical rating systems for the ankle-hindfoot, mid-foot, hallux, and lesser toes. *Foot Ankle Int* 15: 349–353
12. Kofoed H (2004) Scandinavian total ankle replacement (STAR). *Clin Orthop* 424: 73–79
13. Kofoed H, Danborg L (1995) Biological fixation of ankle arthroplasty. *Foot* 5: 27–31
14. Kofoed H, Sorensen TS (1998) Ankle arthroplasty for rheumatoid arthritis and osteoarthritis: prospective long-term study of cemented replacements. *J Bone Joint Surg Br* 80: 328–332
15. Lundberg A, Svennson OK, Nemeth G, Selvik G (1989) The axis of rotation of the ankle joint. *J Bone Joint Surg Br* 71: 94–99
16. Pyevich MT, Saltzman CL, Callaghan JJ, Alvine FG (1998) Total ankle arthroplasty: a unique design. Two to twelve-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 80: 1410–1420
17. Saltzman CL (2000) Perspective on total ankle replacement. *Foot Ankle Clin* 5: 761–775
18. Schernberg F (1998) Current results of ankle arthroplasty: European multi-center study of cementless ankle arthroplasty. In: Kofoed H (Hrsg) Total ankle arthroplasty. Springer, Berlin Heidelberg New York, pp 41–46
19. Stauffer RN (1979) Total joint arthroplasty. The ankle. *Mayo Clin Proc* 54: 570–575
20. Valderrabano V, Hintermann B, Dick W (2004) Scandinavian total ankle replacement: A 3.7 year average followup of 65 patients. *Clin Orthop* 424: 47–56
21. Wood PL, Deakin S (2003) Total ankle replacement. The results in 200 ankles. *J Bone Joint Surg Br* 85: 334–341
22. Wood PLR, Frics MB, Clough TM, Jari S (2000) Clinical comparison of two total ankle replacements. *Foot Ankle Int* 21: 546–550

Springer Medizin-Nachschlagewerke

Elektronisch für unterwegs

Springer hat in den letzten Jahren kontinuierlich sein Publikationsangebot im Nachschlagebereich ausgebaut, insbesondere für den Bereich Medizin. Ab sofort sind fünf Springer Medizin-Nachschlagewerke elektronisch in einer PDA-Version (Portable Digital Assistant) verfügbar. Dazu gehören das Springer Lexikon Medizin sowie Der Große Reuter, das Springer Wörterbuch Medizin, das Springer Großwörterbuch Medizin und das Springer Taschenwörterbuch Medizin.

In der multimedialen PDA-Version des Lexikons und der Wörterbücher kann der Nutzer unterwegs jederzeit auf medizinische Fachbegriffe zugreifen. So umfasst z.B. das Springer Lexikon Medizin in der gedruckten Version auf 2.400 Seiten mehr als 80.000 Stichwörter, 2.800 farbige Abbildungen und Tabellen und wird ergänzt durch 44 ausführliche Essays zu wichtigen gesundheitlichen Fragen. All diese Informationen sind jetzt auch in der eBook-Version verfügbar.

Eine intuitive und nutzerfreundliche Bedienung garantiert eine komfortable Suche mit schnellen Suchergebnissen. Über eine Nachschlage-Funktion kann der Nutzer aus einem Werk heraus direkt in einem anderen eBook nachschlagen. Lesezeichen und persönliche Kommentare sind weitere Nutzungsmöglichkeiten.

Die neuen eBooks aus dem Springer Medizin Verlag laufen übrigens auf allen gängigen PDAs wie Palm und Pocket PC, auf Smartphones und dem PC. Sie sind im Internet unter www.med4mobile.de in einem auf medizinische Software für mobile Geräte spezialisierten Online-Shop zu kaufen. Weitere Informationen sind auch unter www.springer.com erhältlich.

Perthes Preis 2006

Deutsche Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie

Die Deutsche Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie (DVSE) e.V., Sektion der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie, vergibt erneut den jährlichen Perthes Preis in Höhe von € 2.000 für eine innovative Arbeit aus dem Gebiet der Diagnostik, Prävention oder Therapie von Erkrankungen des Schulter- oder Ellenbogengelenkes.

Teilnahmeberechtigt sind Orthopäden und Unfallchirurgen; die Jury kann in Ausnahmefällen auch Angehörige anderer Berufsgruppen zulassen. Es können nur Arbeiten vorgelegt werden, welche noch nicht prämiert oder veröffentlicht worden sind. Der Umfang sollte den einer üblichen Originalpublikation (30 Seiten mit Abbildung) nicht überschreiten.

Es wird gebeten, die Arbeit in deutscher oder englischer Sprache in 5-facher Ausfertigung bis zum 31.07.2006 an den Präsidenten der Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie einzureichen:

Prof. Dr. med. M. Loew

Orthopädische Universitätsklinik Heidelberg
Schlierbacher Landstraße 200a

69118 Heidelberg

E-mail: markus.loew@ok.uni-heidelberg

Die Preisverleihung erfolgt anlässlich der Jahrestagung der DVSE. Weitere Informationen über die Teilnahmebedingungen sind der Internetseite <http://www.dvse.info> zu entnehmen.