

Der aktuelle Stellenwert der Sprunggelenksendoprothetik

R. Biedermann

Kurzfassung: Die chirurgische Therapie der symptomatischen Sprunggelenksarthrose, vor allem bei jungen Patienten mit posttraumatischen Deformitäten, stellt eine große Herausforderung an den Fußchirurgen dar. Die Frage, ob und in welchen Fällen der Endoprothese oder der Arthrodeese der Vorzug zu geben ist, bleibt nach wie vor unbeantwortet und die aktuelle Literatur trägt wenig zu deren Klärung bei. Nach den enttäuschenden Ergebnissen der ersten Generation von Sprunggelenksprothesen lassen nun die guten mittelfristigen Resultate der zweiten Generation aufhorchen. Nichtsdestoweniger steht

der endgültige Nachweis deren Effektivität noch aus und es sind Langzeitstudien erforderlich, in denen die funktionellen Ergebnisse nach Endoprothesenimplantation denen nach Arthrodeese gegenübergestellt werden müssen, um den Stellenwert der Sprunggelenksendoprothetik letztlich festzulegen.

Abstract: Current Value of Total Ankle Arthroplasty. Surgical management of symptomatic ankle arthritis is a challenge, particularly in young, active individuals with posttraumatic arthritis. The question of whether

to choose arthrodesis or arthroplasty remains open, and the literature currently available provides little to clarify the situation. The results of first-generation replacements have been disappointing, but reported intermediate results of second-generation total ankle arthroplasties are substantially better. However, clinical effectiveness of second-generation arthroplasties is yet to be determined and functional long-term results have to be compared with those of arthrodesis including gait analysis to illustrate the role of total ankle arthroplasty. **J Mineral Stoffwechs 2008; 15 (Sonderheft 1): xx-xx.**

■ Einleitung

Anders als beim Hüft- und Kniegelenk stellt die sekundäre Arthrose auf Boden eines initialen Traumas mit 80 % die häufigste Ursache für degenerative Veränderungen des Sprunggelenks dar [1]. Jahrzehntlang war die Arthrodeese, in erster Linie mangels tauglicher Alternativen, der Goldstandard zur Behandlung des arthrotisch veränderten Sprunggelenkes. Die Versteifung des oberen Sprunggelenkes führt jedoch zu einer deutlichen Beeinträchtigung des physiologischen Gangablaufes mit konsekutiver Überlastung und sekundär zu Anschlussarthrosen der angrenzenden Rückfußgelenke wie auch des Kniegelenkes.

In der 1970-er Jahren begann erstmals ein starker Trend in Richtung Sprunggelenksendoprothetik, der zur Entwicklung von etwa 23 verschiedenen Prothesendesigns führte. Nach anfänglich enthusiastischen Publikationen über gute Frühergebnisse ließen vor allem hohe Lockerungsraten aufhorchen. Eine der dramatischsten Studien hierzu wurde von Wynn und Wilde Anfang der 1990-er Jahre über die konaxiale Beck-Steffee-Totalprothese veröffentlicht, in der eine Lockerung von 60 % nach fünf und 90 % nach zehn Jahren berichtet wurde [2]. Andere Prothesendesigns zeigten bessere Standzeiten, aber schlechte klinische Ergebnisse durch ein fibulotales Impingement, nicht zufriedenstellende Beweglichkeit und ausbleibende Normalisierung der Kinetik und Kinematik [3]. Diese enttäuschenden Ergebnisse der ersten Prothesengeneration waren vor allem auf Designfehler der Implantate, exzessive Knochenresektion, schlechte Instrumentarien, ungenaue Implantatpositionierung und mangelhafte Wiederherstellung der Weichteilbalance zurückzuführen. Daher wurde die Implantation der Erstgenerationsprothesen an den meisten Zentren wieder eingestellt [4, 5].

Die großen Erfolge im Rahmen der Weiterentwicklung der Hüft- und Kniegelenksendoprothetik sowie die Nachteile einer Arthrodeese führten innerhalb des letzten Jahrzehntes zur Ent-

wicklung einer neuen Prothesengeneration. Bei der Entwicklung dieser zweiten Generation der Sprunggelenksendoprothesen wurde das Design hinsichtlich Wiederherstellung der normalen Knöchelanatomie, Gelenkskinematik, Bandstabilität und mechanischem Alignment deutlich verbessert. Die Zwei- oder Dreikomponentenprothesen erlauben ein Gleiten sowie Rotationsbewegungen des Sprunggelenkes. Der Entwicklung verschiedener Prothesentypen innerhalb dieser zweiten Generation lagen zwei prinzipielle strategische Konzepte zugrunde: (1) Ersatz aller drei Gelenksflächen (talofibular, tibiotalar und des Innenknöchels) mit Fusion der Syndesmose [6] und (2) tibiotalarer Gelenkersatz mit Hemiarthroplastik am Innen- sowie Außenknöchel [7].

■ Zweikomponenten-Implantate

Der Prototyp eines Zweikomponenten-Implantats ist die Agility-Prothese (DePuy Johnson and Johnson, Warsaw, Indiana, USA). Diese stellt eine komplette Oberflächenprothese mit Ersatz aller drei Gelenke dar. Aufgrund der fehlenden Kongruenz zwischen der tibialen und der talaren Komponente ist eine simultane Gleit- und Rotationsbewegung möglich, die eine annähernd normale Sprunggelenkskinematik erlaubt. Die Fibula stabilisiert die Prothese von lateral und durch die Resektion ihrer Gelenksfläche wird die biologische Fixation des Implantates verbessert [8].

Pyeovich et al. berichteten über 100 Agility-Prothesen, von denen 45 bei posttraumatischer Arthrose, 26 bei rheumatoider Arthritis und 26 bei primärer Arthrose implantiert wurden. Nach einem durchschnittlichen Untersuchungszeitraum von 4,8 Jahren waren 55 % der Patienten schmerzfrei und die durchschnittliche Beweglichkeit betrug 36°. Radiologisch schienen 24 % der Komponenten gewandert zu sein und 6 % wurden revidiert. Eine verzögerte Knochenheilung im Bereich der versteiften Syndesmose war mit einer höheren Prävalenz an Osteolysen um die Tibiakomponente assoziiert. Patienten nach posttraumatischer Arthrose berichteten über signifikant mehr Schmerzen als Patienten nach primärer Arthrose oder rheumatoider Arthritis [6].

Korrespondenzadresse: Univ.-Doz. Dr. med. Rainer Biedermann, Universitätsklinik für Orthopädie, Medizinische Universität Innsbruck, A-6010 Innsbruck, Anichstraße 35; E-Mail: rainer.biedermann@uibk.ac.at

Trotz der ermutigenden Frühresultate ließ die Migration des Implantats aufhorchen. Die erfolgreiche knöcherne Fusion der Syndesmose ist für die Stabilität des Implantats essentiell. Die Konversion eines Gelenkes mit drei angrenzenden Knochen in ein Gelenk mit zwei knöchernen Partnern erfordert mehr Knochenresektion als anatomisch geformte Prothesen. Darüber hinaus ist die Implantation einer Taluskomponente erforderlich, welche deutlich schmaler ist als der natürliche Talus, was zu einem verstärkten Stress an der Knochen-Implantat-Grenze des Talus führen könnte. Auch könnte das Missverhältnis zwischen der talaren und der tibialen Komponente zu erhöhten Scherkräften zwischen Metall-Polyäthylen/Metall-Knochen-Grenzflächen führen, wie es in einem Kadavermodell von Michelson et al. aufgezeigt wurde [9].

■ Dreikomponenten-Prothesen

Dreikomponenten-Prothesen haben ein anatomischeres Design und erfordern eine geringere Knochenresektion als Zweikomponenten-Prothesen [10]. Nach den nicht zufriedenstellenden Ergebnissen der ersten Prothesengenerationen entwickelte Buechel eine Dreikomponenten-Prothese (New Jersey LCS-Prothese, Depuy Warsaw, Indiana, USA), welche auf der Idee der meniskalen Oxford-Knieendoprothesen von Goodfellow basierte und deren Weiterentwicklung die Buechel-Pappas-Prothese (Endotech, South Orange, USA) darstellt [11]. Die schlitzenartige Form der metallischen Taluskomponente wurde beibehalten und mit einer oberflächlichen Führung für einen kongruent geformten Polyethylengleitkern kombiniert, der nach oben mit der planen metallischen Unterfläche der Tibiakomponente frei beweglich artikuliert. Somit ist der Gleitkern durch die entsprechend zur Talusrolle kongruent geformte Unterfläche gegen Luxationen gesichert, lässt aber nach oben hin alle Bewegungsrichtungen wie Rotation und Translation zu. Durch diese Freigabe der Beweglichkeit wird die Knochen-Prothesen-Verankerung erheblich entlastet, sodass eine zementfreie Implantation möglich wurde. Sie ist heute bei den Dreikomponenten-Prothesen die Regel [12]. Buechel et al. berichten über 40 Prothesen des Designs mit dem flachen Sulcus bei einem Nachbeobachtungszeitraum von durchschnittlich 12 Jahren in 70 % über gute bis ausgezeichnete, 5 % mittelmäßige und 25 % schlechte Ergebnisse. Die postoperative Beweglichkeit reichte von 10–47° (durchschnittlich 25°). Die 20-Jahres-Überlebensrate betrug 74,2 % [13]. Weitere 75 Prothesen vom Design mit dem tiefen Sulcus wurden nach durchschnittlich 5 Jahren untersucht, wobei das Ergebnis bei 88 % gut bis ausgezeichnet, bei 5 % mittelmäßig und bei 7 % schlecht war. Die postoperative Beweglichkeit betrug zwischen 10 und 50° (durchschnittlich 29°). Die 12-Jahres-Überlebensrate für die Prothese mit dem tiefen Sulcus lag bei 92 % [13].

Etwa gleichzeitig wurde ein zweiter Vertreter dieses Prothesentyps, die STAR-Prothese („Scandinavian Total Ankle Replacement“, Waldemar Link GmbH, Hamburg) von Kofoed und Danborg entwickelt. Auch hier bewegt sich ein Polyäthylen- (PE-) Gleitkern als dritte Komponente zwischen zwei polierten, einerseits in der Tibiaunterfläche, andererseits auf der Talusrolle fixierten Metallkomponenten, wodurch zwei getrennte Gelenkkompartments entstehen [11]. Anderson et al. berichten über 51 Gelenke, die mit einer zementfreien STAR-

Prothese versorgt wurden: Davon mussten zwölf Prothesen revidiert werden. Die 39 nicht revidierten Prothesen wurden nach durchschnittlich 52 Monaten untersucht, wobei 31 Patienten zufrieden, zwei bedingt zufrieden und sechs nicht zufrieden waren. An der Beweglichkeit änderte sich im Mittel nichts im Vergleich zum präoperativen Status. Die geschätzte 5-Jahres-Überlebensrate mit Endpunkt Revision betrug 70 % [14]. Kofoed und Lundberg-Jensen untersuchten retrospektiv 100 zementierte und unzementierte STAR-Prothesen nach durchschnittlich sechs Jahren (1–15 a). Die Überlebensrate der Implantate lag in der Gruppe der Patienten < 50 Jahren bei 75 % und bei den Patienten > 50 Jahren bei 80,6 %. Dieser Unterschied war nicht signifikant. Die Autoren schlossen, dass die STAR-Prothese eine gute Option für Patienten < 50 Jahre darstellen würde [15]. Die Resultate einer siebenjährigen Multicenter-Studie von 131 unzementierten STAR-Prothesen wurden beim ersten internationalen Kongress über Sprunggelenksendoprothetik 1997 in Kopenhagen diskutiert. Die Studie schloss sechs Institute in sechs europäischen Ländern ein. Die Versagerrate betrug 10 % und alle Versager traten innerhalb der ersten zwei Jahre nach Prothesenimplantation auf, was hauptsächlich als Folge technischer Fehler und als Symbol der steilen Lernkurve dieser Operationstechnik aufgefasst wurde [16].

Diesen ersten Modellen der Dreikomponenten-Prothese folgten weitere Prothesen mit entsprechendem Aufbau, jedoch durchaus unterschiedlichem Prinzip der zementlosen Fixation, Gestaltung der tibialen und talaren Komponente und dadurch bedingter Führung des Gleitkerns mit ebenfalls unterschiedlichem Ausmaß der möglichen Inversion und Eversion, z. B. SALTO-Prothese (Tornier Deutschland GmbH), HINTEGRA-Prothese (Plus Orthopedics AG, Rotkreuz), AES-Prothese (Ankle Evolution System, Biomet Deutschland GmbH, Berlin) [11]. Die jüngste Prothese aus dieser Generation ist die HINTEGRA-Sprunggelenksprothese. Von den 278 von Mai 2000 bis August 2004 implantierten Prothesen konnten vom Entwickler 271 nach durchschnittlich drei Jahren nachkontrolliert werden. Es traten vier perioperative, 19 frühpostoperative und 40 späte Komplikationen auf. In 39 Fällen wurde eine Revisionsoperation durchgeführt, wovon fünf in eine Arthrodesse konvertiert wurden [17].

■ Eigene Ergebnisse

An der Universitätsklinik für Orthopädie Innsbruck wurden seit 2004 45 HINTEGRA-Sprunggelenksprothesen implantiert, von denen bisher ein Gelenk, welches im Rahmen einer Desarthrodetisierung implantiert wurde, aufgrund einer Außenknöchelfragmentation ein Jahr nach Implantation explantiert und wiederum in eine Arthrodesse konvertiert werden musste. Bei einem weiteren Patienten ist aufgrund von Schmerzen und massiver Osteolyse im Talus ein Prothesenausbau geplant. Die ersten Ergebnisse einer aktuellen Studie, in welcher die subjektiven Ergebnisse mit Hilfe des Foot and Ankle Outcome Scores (FAOS) [18] erhoben wurden, zeigen eine Verbesserung bei allen gemessenen Parametern. So verbesserte sich der Gesamtscore zu allen schmerzbezogenen Fragen von durchschnittlich 24 auf 68 von maximal 100 Punkten, zu den Fragen der Steifigkeit von 38 auf 61, zur Beurteilung der Aktivitäten des täglichen Lebens von 38 auf 70 und zu Sport- und Freizeit

aktivitäten von 16 auf 48 Punkte. Die Beeinflussung der Lebensqualität durch die Probleme am Sprunggelenk verbesserte sich von 14 auf 39 Punkte. Diese Ergebnisse weisen jedoch auch darauf hin, dass dem Patienten keine überzogenen Vorstellungen vermittelt werden dürfen und ein gewisses Ausmaß an Restbeschwerden auch nach der Operation zu erwarten ist.

Die oben beschriebenen modernen Sprunggelenksendoprothesen sind in der Regel frei geführte Dreikomponenten-Prothesen mit mobilen kongruenten PE-Gleitlagern mit ebener, frei rotierbarer Fläche zur tibialen Komponente und meist konkaver Fläche zur talaren Gelenkkomponente. Dies führt zu gutem Gelenkkontakt und ausgewogener Druckverteilung mit niedrigeren Verschleißraten bei geringem intrinsischen Widerstand [11]. Die Nachteile stellen das potenzielle Luxationsrisiko des PE-Teiles, persistierende Schmerzen im Bereich des Innen- und Außenknöchels und die Notwendigkeit eines straff sitzenden Implantates zur Verhinderung einer Luxation des mobilen Teils der Prothese dar. Der straffe Sitz kann zu abnormalen Zugkräften am Bandapparat führen, aber auch eine ausreichende Rotationsbewegung des Gleitlagers am Tibiateil verhindern und beides wiederum die Scherkräfte an der Metall-Knochen-Grenze der Implantate erhöhen [10].

■ Kontraindikationen und Komplikationen der Sprunggelenksendoprothetik

Die Kontraindikationen sind im Gegensatz zu den Kriterien der Patientenselektion klar definiert und schließen floride bzw. rezidivierende Infekte, neuropathische Osteoarthropathie, Osteonekrosen des Talus, ausgeprägte Achsfehler, Gefäßerkrankungen, Weichteildefekte, ausgeprägte Bandinstabilitäten und eine neurologische Dysfunktion der unteren Extremität ein [10].

Neben der aseptischen Lockerung wird über eine Reihe weiterer Komplikationen berichtet. Die häufigsten stellen Wundheilungsstörungen, Hautnekrosen und seltener tiefe Infektionen dar. Weiters werden die Fehlpositionierung, Fehldimensionierung der Komponenten, nicht balancierte und fehldimensionierte Knochenresektion, Innen- und Außenknöchelfrakturen, Stressfrakturen der distalen Tibia, Nervenirritation, Instabilität, Arthrofibrose mit Einsteifung, Lockerung, Impingement-Probleme, Dislokationen der Komponenten, Luxationen, Subluxationen und vorzeitiger Verschleiß des Gleitkerns aufgeführt [19].

Es wird daher empfohlen, folgende Punkte zu beachten:

1. Sorgfältige Weichteilpräparation mit genauem Verschluss des Retinakulums, um dessen Funktion als protektive Schicht zu erhalten.
2. Vorbeugung eines Impingements durch die sorgfältige Wahl der Größe und Position des Talusteiles.
3. Beachtung von Achsfehlern des Beines – gegebenenfalls präoperative Anfertigung einer Beinanzufnahme. Bei Achsfehler der Tibia $> 10^\circ$ wird empfohlen, diesen im Rahmen eines vorhergehenden Eingriffes zu korrigieren, wobei die Wiederherstellung der physiologischen Beinachse in vielen Fällen zu einer deutlichen Beschwerdereduktion führen und die Implantation einer Endoprothese hinauszögern kann. In Fehlstellung eingebrachte Implantate werden asymmetrisch belastet und lockern frühzeitig aus.

4. Rückfußdeformitäten müssen adressiert und möglichst innerhalb derselben Operation behoben werden.
5. Am Ende des Eingriffes sollte die Extension (Dorsiflexion) bei gestrecktem Kniegelenk und gerader Achillessehne (Rückfuß) überprüft und im Falle einer Extensionsfähigkeit $< 5^\circ$ eine Achillessehnenverlängerung durchgeführt werden.
6. Die Bandstabilität muss während der Prothesenimplantation geprüft und gegebenenfalls wiederhergestellt werden [10].

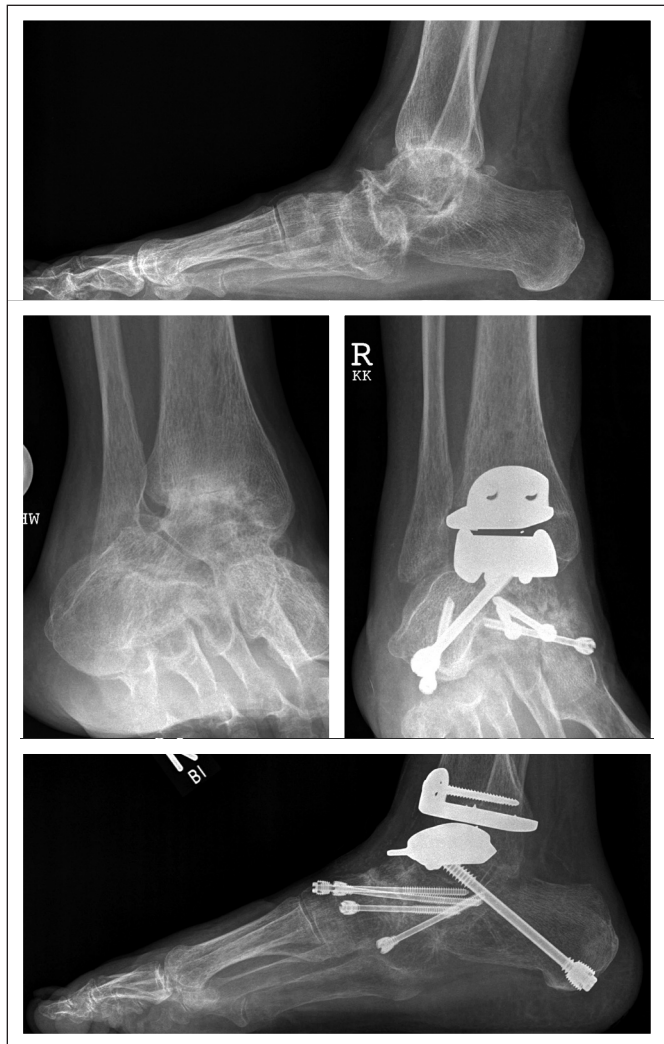


Abbildung 1: Patientin mit Panarthrose des Rückfußes auf Boden einer primär chronischen Polyarthrit präoperativ (a, b) sowie nach Implantation einer HINTEGRA-Sprunggelenksprothese und simultaner Rückfußarthrodese (c, d).

■ Standzeiten und Überlebenskurven

Die wohl objektivsten Daten hierzu stammen aus den Prothesenregisterstudien. In Schweden wurden zwischen April 1993 und Juni 2006 531 Sprunggelenksprothesen implantiert (318 STAR-Prothesen, 92 Buechel-Pappas, 69 AES Prothesen [Biomet, Nimes, Frankreich], 29 HINTEGRA- und 23 Mobility-Prothesen [DePuy International, Leeds, UK]). Die errechnete **5-Jahres-Überlebensrate lag bei 0,78 (95 %-CI: 0,74–0,82)** und die **10-Jahres-Überlebensrate bei 0,62 (95 %-CI: 0,52–0,72)**. Zwischen den zur Operation führenden Diagnosen und dem Geschlecht bestand kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Überlebensrate, jedoch zeigte sich, dass die Wahrscheinlichkeit für eine Wechseloperation bei jüngeren

Patienten deutlich geringer war. Die Autoren schlossen, dass die relativ niedrige Überlebensrate Ausdruck einer anspruchsvollen Operation und langen Lernkurve ist. Erfahrung, strikte Indikationsstellung, verbessertes Design und vor allem eine verbesserte Instrumentationstechnik sollen in Zukunft bessere Resultate liefern [20].

Die Ergebnisse des norwegischen Prothesenregisters waren demgegenüber deutlich besser. Innerhalb eines Zeitraumes von zwölf Jahren seit 1994 wurden 257 primäre Prothesen, davon 32 TPR- (Thompson Parkridge Richards, Richards International, Memphis, TN, USA) und 212 STAR-Prothesen implantiert. Die 5-Jahres-Überlebensrate aller Implantate betrug 89 % und die 10-Jahres-Überlebensrate 76 %. Es bestand kein Unterschied hinsichtlich Alter, Geschlecht, Prothesentyp, Diagnose und dem Jahr der Implantation. Die Revisionsrate wurde von den Autoren als akzeptabel angesehen, wenngleich höher als nach Knie- oder Hüftgelenksendoprothetik [21].

Dem neuseeländischen Prothesenregister liegen Daten von 202 Implantaten vor, welche in den Jahren 2000–2005 implantiert wurden. Die Versagerrate lag bei 7 % nach einem mittleren Untersuchungszeitraum von 28 Monaten nach dem Ersteintritt. Schlechte Ergebnisse eines Patienten-Fragebogens sechs Monate nach dem Ersteintritt zeigten sich als prädiktiv für das spätere Versagen. Die kumulative 5-Jahres-Überlebensrate für diese Patienten lag bei 65 %, während sie für Patienten mit guten Ergebnissen im Fragebogen 95 % betrug [22].

■ Diskussion

Die wohl entscheidende Frage bei der operativen Therapie der Sprunggelenksarthrose ist, welchem Verfahren, der Arthrodesse oder der Endoprothese, der Vorzug zu geben ist. Um dies zu beantworten, führten Haddad et al. einen systematischen Literatur-Review durch, in welchem sie die zwischen 1990 und 2005 in englischsprachigen Journalen publizierten mittel- und langfristigen Ergebnisse der prothetischen und arthrodetischen Versorgung miteinander verglichen. Insgesamt wurden zehn Studien mit 852 Patienten nach endoprothetischer Versorgung und 39 Publikationen mit Arthrodesen bei 1262 Patienten eingeschlossen. Der mittlere AOFAS- (American Orthopaedic Foot and Ankle Society-) Rückfußscore unterschied sich nicht wesentlich (78,2 vs. 75,6 Punkte). Die 5-Jahres-Überlebensrate der Endoprothesen betrug 78 % und die 10-Jahres-Überlebensrate 77 %. Die Revisionsrate der Endoprothesen betrug 7 %, vor allem aufgrund einer Lockerung oder Migration, die Revisionsrate der Arthrodesen lag bei 9 %, hauptsächlich aufgrund von Pseudoarthrosen. 1 % der Patienten nach endoprothetischer Versorgung und 5 % mit Arthrodesen mussten aufgrund von Komplikationen letztlich amputiert werden. Die Autoren schlossen, dass anhand der von ihnen beurteilten Literatur keine wesentlichen Unterschiede in den Ergebnissen erhoben werden konnten [23].

Die mittelfristigen Resultate der modernen Dreikomponenten-Prothesen sind vielversprechend, wenngleich bislang nicht die Standzeiten der Knie- und Hüftgelenksendoprothetik erreicht werden konnten. Die einzigartigen physiologischen und mechanischen Anforderungen an das obere Sprunggelenk stellen

noch immer eine Herausforderung dar und letztlich fehlt die Antwort auf die Frage, welche Therapie bei einer endgradigen Arthrose des Sprunggelenks mit oder ohne Begleitdeformität gewählt werden soll. Beim Gang nimmt das Sprunggelenk im Vergleich zu Hüft- und Kniegelenk die zwei- bis dreifachen Kräfte auf, hat aber nur ein Drittel der Oberfläche zur Verteilung dieser Last. Zusätzlich ist das Knochenlager für die Einbringung einer Prothese deutlich kleiner. Die Bandstabilität ist eine Grundvoraussetzung für das Funktionieren des Implantates und in Anbetracht der großen Kräfte, denen das Gelenk während des Ganges ausgesetzt ist, im Falle einer Schädigung des Bandapparates schwer aufrecht zu erhalten. Revisions-eingriffe sind aufgrund des dünnen Weichteilmantels und des limitierten Knochenmaterials problematisch. In bestimmten Szenarien wird sich eine Arthrodesse als vorteilhaftere Methode mit kalkulierbarem Ergebnis darstellen bzw. ein endoprothetischer Gelenkersatz sogar kontraindiziert sein [10]. Letztlich bleiben essentielle Fragen noch ungeklärt und erfordern die Durchführung prospektiver komparativer Studien inklusive Ganganalyse: Wird das erreichte Bewegungsausmaß ausreichen und ist das funktionelle Ergebnis nach endoprothetischem Sprunggelenkersatz langfristig der Arthrodesse überlegen?

Literatur:

- Conti SF, Wong YS. Complications of total ankle replacement. *Clin Orthop* 2001; 391: 105–14.
- Wynn AH, Wilde AH. Long-term follow-up of the Conaxial (Beck-Steffee) total ankle arthroplasty. *Foot Ankle* 1992; 13: 303–6.
- Demottaz JD, Mazur JM, Thomas WH, Sledge CB, Simon SR. Clinical study of total ankle replacement with gait analysis. A preliminary report. *J Bone Joint Surg Am* 1979; 61: 976–88.
- Bolton-Maggs BG, Sudlow RA, Freeman MA. Total ankle arthroplasty. A long-term review of the London Hospital experience. *J Bone Joint Surg Br* 1985; 67: 785–90.
- Kitaoka, HB, Patzer GL. Clinical results of the Mayo total ankle arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1996; 78: 1658–64.
- Pyeovich MT, Saltzman CL, Callaghan JJ, Alvine FG. Total ankle arthroplasty: a unique design. Two to twelve-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 1998; 80: 1410–20.
- Kofoed H, Sorensen TS. Ankle arthroplasty for rheumatoid arthritis and osteoarthritis: prospective long-term study of cemented replacements. *J Bone Joint Surg Br* 1998; 80: 328–32.
- Deland JT, Morris GD, Sung IH. Biomechanics of the ankle joint. A perspective on total ankle replacement. *Foot Ankle Clin* 2000; 5: 747–59.
- Michelson JD, Schmidt GR, Mizel MS. Kinematics of a total arthroplasty of the ankle: comparison to normal ankle motion. *Foot Ankle Int* 2000; 21: 278–84.
- Thomas RH, Daniels TR. Ankle arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85: 923–36.
- Hoffmann AH, Fink B. Moderne 3-Komponenten-Sprunggelenksprothesen. *Orthopäde* 2007; 36: 908–16.
- Tillmann K. Endoprothetik am oberen Sprunggelenk. *Orthopäde* 2003; 32: 179–87.
- Buechel FF Sr, Buechel FF Jr, Pappas MJ. Twenty-year evaluation of cementless mobile-bearing total ankle replacements. *Clin Orthop* 2004; 424: 19–26.
- Anderson T, Montgomery F, Carlsson A. Uncemented S.T.A.R. Total ankle prosthesis three to eight year follow up of 51 consecutive ankles. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85: 1321–9.
- Kofoed H, Lundberg-Jensen A. Ankle arthroplasty in patients younger and older than 50 years: a prospective series with long-term follow-up. *Foot Ankle Int* 1999; 20: 501–6.
- Schemberg F. Current results of ankle arthroplasty – European multi-center study of cementless ankle arthroplasty. In: Kofoed H (ed). *Current status of ankle arthroplasty*. Springer, Berlin, 1998; 41–6.
- Hintermann B, Valderrabano V, Knupp M, Horisberger M. Die Hintegra-Sprunggelenksprothese. Kurz- und mittelfristige Ergebnisse. *Orthopäde* 2006; 35: 533–45.
- Roos EM, Brandsson S, Karlsson J. Validation of the Foot and Ankle Outcome Score for ankle ligament reconstruction. *Foot Ankle Int* 2001; 22: 788–94.
- Spirit AA, Assal M, Hansen ST. Complications and failure after total ankle arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86: 1172–8.
- Henricson A, Skoog A, Carlsson A. The Swedish Ankle Arthroplasty Register. An analysis of 531 arthroplasties between 1993 and 2005. *Acta Orthop Scand* 2007; 78: 569–74.
- Fevang BTS, Lie SA, Havelin LI, Brun JG, Skrederstuen A, Furnes O. 257 ankle arthroplasties performed in Norway between 1994 and 2005. *Acta Orthop Scand* 2007; 78: 575–83.
- Hosman AH, Mason RB, Hobbs T, Rothwell AG. A New Zealand national joint registry review of 202 total ankle replacements followed for up to 6 years. *Acta Orthop Scand* 2007; 78: 584–91.
- Haddad SL, Coetzee JC, Estok R, Fahrback K, Banel D, Nalysnyk L. Intermediate and long term outcome of total ankle arthroplasty and ankle arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 2007; 89: 1899–1905.