

J. Jerosch<sup>1</sup>, C. Neuhäuser<sup>1</sup>, L. Klaus<sup>1</sup>

# Implantationspräzision einer 3-Komponenten-Sprunggelenkendoprothese

Zenith Sprunggelenkendoprothese

*Surgical precision of the bone-implant interface in a third generation total ankle replacement*

*Zenith total ankle replacement*

## Zusammenfassung

**Fragestellung:** Ziel dieser Arbeit ist die Überprüfung der Präzision der tibialen und talaren Sägeschnitte bei der Implantation einer Sprunggelenkendoprothese unter OP-Bedingungen.

**Material und Methode:** Von Juni 2008 bis März 2009 wurden 20 Sprunggelenkprothesen implantiert. Das Patientengut besteht aus 14 Frauen und 6 Männern. Zum Operationszeitpunkt lag das Durchschnittsalter bei  $64,6 \pm 10,9$  Jahren. Die Implantation wurde durch 2 erfahrene Fußchirurgen durchgeführt. Da es sich bei dem Implantat um ein Titan-System handelt, war es möglich, mithilfe einer hochauflösenden und artefaktunterdrückenden Computertomografie das Implantat-Knochen-Interface exakt darzustellen. Die CT-Untersuchungen wurden im Durchschnitt 2,5 Tage postoperativ durchgeführt. Aus den CT-Schnitten wurden jeweils die Bilder in koronaler und in sagittaler Ebene ausgewählt, welches den jeweils zu beurteilenden Prothesenteil komplett darstellt. Darzustellende Anteile sind das tibiale Prothesen-Knochen Interface in koronaler und sagittaler Schicht sowie das talare Prothesen-Knochen-Interface in koronarer und sagittaler Schicht. Die tibiale Prothesenkomponente wird in koronaler Schicht in einen medialen und lateralen Plateauanteil sowie in einen medialen Stem und lateralen Stemanteil eingeteilt. Alle genannten Prothesenanteile werden noch einmal von außen nach innen reichend in 3 Zonen unterteilt, wobei jede Zone jeweils 1/3 des Prothesenteils einnimmt. Die tibiale Prothesenkomponente wird in sagittaler Schicht in einen anterioren und posterioren Plateauanteil sowie in einen anterioren Stem und posterioren Stemanteil eingeteilt. In vergleichbarer Art wurde das talare Interface klassifiziert. Für die Distanzmessungen wurde das digitale Mess-System des radiologischen digitalen Programms Sienet Magic web der Firma Siemens Medical Solutions verwendet. Gemessen wurde das Implantat-Knochen-Interface in Millimetern.

**Ergebnisse:** Unsere Ergebnisse zeigen, dass in 94 % der talaren und 37 % der tibialen Interfacebereiche die Distanz zwischen Knochen und Endoprothese sowohl in der koronalen als auch in der sagittalen Ebene weniger als 1 mm war. In 69 % der Messungen betrug dieser Wert sogar weniger als

## Abstract

**Question:** Clinical results of first and second generation TAR systems were less reliable due to high rates of loosening. With increasing innovation and modern technologies, the requirement for longevity and stability of ankle prostheses is being addressed. The purpose of this prospective study was to document the precision of the bone-implant interface of a third generation TAR under in vivo circumstances.

**Materials and Methods:** Between June 2008 and March 2009 we evaluated in the present study at 20 total ankle replacements in 14 female and 6 male patients. The average age at surgery was  $64,6 \pm 10,9$  years. The implantation was performed by 2 experienced foot and ankle surgeons. The metallic part of the implant was made by titanium, so the implant-bone interface could be demonstrated by high resolution artifact suppression CT. The CT was performed on average 2,5 days after surgery. The CT pictures were categorised in a coronal and sagittal plane of the talar and tibial component. The tibial component was categorised in the coronal view and a medial and lateral plateau as well as in a medial and lateral stem component. All parts were subdivided in 3 different zones. In the sagittal plane the interface was classified in an anterior and posterior plateau as well as in an anterior and posterior stem. Again all areas were subdivided in 3 different zones. The same classification was used for the talar interface. All measurements of the bone-implant interface were performed using the digital Sienet Magic Web system (Siemens, Germany) and recorded in millimeters.

**Results:** The measurements showed that in the majority of the zones (94 % talar, 73 % tibial), a bone-implant interface of less than 1 mm existed in both coronal and sagittal planes, 69 % of which measured less than 0,5 mm. Direct contact between the implant and the bone was also noted in several zones for both tibial and talar components.

**Conclusion**

**The results of this study were twofold:**

1. For the first time, a classification system for the bone-implant interface in TAR has been described.

<sup>1</sup> Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Sportmedizin, Johanna Etienne Krankenhaus, Neuss

0,5 mm. In vielen Bereichen lag sogar ein unmittelbarer Knochen-Implantatkontakt vor.

#### Fazit und klinische Relevanz:

1. Bei der vorliegenden Arbeit wurde erstmals ein Klassifikationsschema für das Knochen-Implantat-Interface bei Sprunggelenkendoprothesen beschrieben.
2. Die vorliegende Arbeit zeigt, dass die CT-Untersuchung in der Lage ist, das Knochen-Implantat-Interface bei Sprunggelenkendoprothesen nachzuweisen. Hiermit kann zum einen die Osteointegration dokumentiert werden. Zum anderen können in mittel- und langfristigen Untersuchungen evtl. Osteolysen frühzeitig detektiert werden.

**Schlüsselwörter:** Zenith Sprunggelenkendoprothese, Knochen-Implantat-Interface

#### Zitierweise

Jerosch J, Neuhäuser C, Klaus L: Implantationspräzision einer 3-Komponenten-Sprunggelenkendoprothese. OUP 2013; 10: 470–477. DOI 10.3238/oup.2013.0470–0477

## Einleitung

Die Indikation zur Sprunggelenkendoprothetik umfasst die primäre oder sekundäre Arthrose und hier insbesondere die rheumatoide Arthritis. Idealerweise handelt es sich um Patienten in fortgeschrittenem Lebensalter mit mittlerem Aktivitätsniveau, stabilen Bandverhältnissen und guten knöchernen Voraussetzungen [1, 2]. Bei fortgeschrittenen Arthrosen mit ausgeprägten Knochendefekten, Achsabweichungen, Osteoporose, Taluskrose, Charcot-Gelenken oder Instabilitäten ist die Arthrodesis angezeigt. Einzelne Autoren kombinieren jedoch mittlerweile bereits Umstellungsosteotomien zur Achskorrektur sowie ligamentäre Stabilisierungen mit einer Endoprothese am oberen Sprunggelenk. Kontraindikationen zum endoprothetischen Ersatz sind ferner vaskuläre Erkrankungen, Infektionen, eine aggressive Arthritis sowie eine fehlende Compliance der Patienten.

Ziel der Sprunggelenkendoprothetik ist es, die physiologischen Verhältnisse des oberen Sprunggelenks (OSG) so weit wie möglich wiederherzustellen bzw. zu erhalten. Das Prothesendesign sollte dabei den anatomischen Verhältnissen angepasst sein, sodass die knöchernen Resektion möglichst Knochen sparend verlaufen kann. Besonderer Wert ist auf die kor-

rekte Achsenstellung des Rückfußes und den Ausgleich des Bandapparats zu legen.

Die 3-Komponentensysteme der 3. Generation, die einen beweglichen Gleitkern („mobile-bearing“) haben, besitzen 2 Artikulationsflächen, um das Risiko für Lockerung und Instabilität zu reduzieren [3]. Es ermöglicht an der kaudalen Artikulationsfläche zwischen Polyethylengleitkern und Taluskomponente, neben Extensions- und Flexionsbewegungen auch eine gewisse Spielfreiheit in der Sagittalebene. An der kranialen Artikulationsfläche zwischen Polyethylengleitkern und Tibiakomponente ist eine Translationsbewegung in Sagittalebene und Transversalebene sowie eine Rotation möglich [7].

Die Vorteile des 3-Komponentendesigns sind:

1. die intrinsische Kongruenz zwischen Metall und Polyethylen und folglich ein geringer Polyethylenstress [17, 18],
2. eine multiplane Bewegung des 3-Komponentendesigns bei erhaltener Kongruenz der Komponenten [17, 18],
3. eine geringe Knochenresektion mit einer Resektionsgröße am Talus von 2–3 mm und einer Gesamtresektion von 1,2–1,4 cm [17, 18].
4. Des Weiteren ist bei dem 3-Komponentendesign aufgrund der geringen Knochenresektion eine einfache Revisionsoperation möglich, beispielsweise nach einer Endoprothesenlockerung. Hierbei ist ein neues Implantat ein-

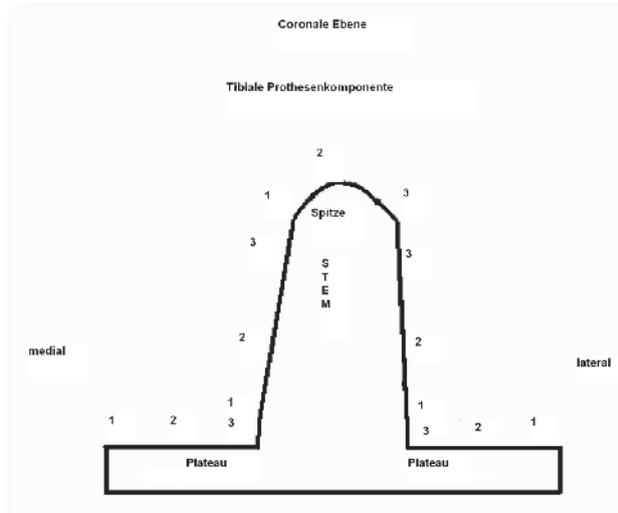
bringbar oder eine sekundäre Arthrodesis möglich [17, 18].

5. Dieses Design ermöglicht auch eine Anpassung an die Vorgaben des noch erhaltenen Bandapparats durch unterschiedliche Größen des Polyethylengleitkerns und gewährleistet somit eine intrinsische Stabilität der Endoprothese [19].

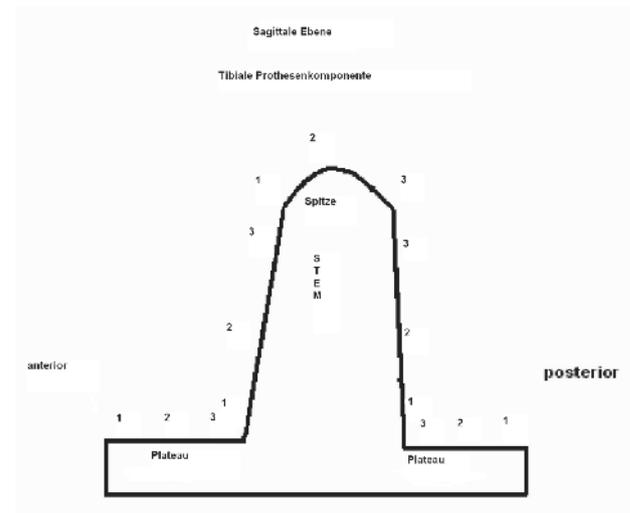
Mit zunehmender Innovation steigt der Anspruch an Langlebigkeit und Stabilität der OSG-Endoprothesen. Um dies zu erreichen, wird insbesondere das OP-Instrumentarium präzise und hochwertig weiterentwickelt, sodass eine reproduzierbare Implantationstechnik ermög-



**Abbildung 1** 3-Komponenten-Sprunggelenkendoprothese (Zenith, Fa. Corin).



**Abbildung 2** Zonen im Bereich der tibialen Komponente (koronare Ebene).



**Abbildung 3** Zonen im Bereich der tibialen Komponente (sagittale Ebene).

licht wird. Die „Freihand-Technik“, bei der die Erfahrung des Operateurs erforderlich ist, weicht zunehmend einer Implantationsmethode – von guten Instrumenten und Sägeblöcken gestützt – die es auch dem Operateur ohne jahrelange Erfahrung ermöglicht, bei einer geringen Lernkurve ein optimales Implantationsergebnis zu erzielen.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Überprüfung der Präzision der tibialen und talaren Sägeschnitte bei der Implantation einer Sprunggelenkendoprothese unter OP-Bedingungen.

## Material und Methode

Von Juni 2008 bis März 2009 wurden 20 Sprunggelenkprothesen implantiert. Das Patientengut besteht aus 12 Frauen und 8 Männern. Zum Operationszeitpunkt lag das Durchschnittsalter bei  $64,6 \pm 10,9$  Jahren. Die jüngste Patientin ist zum Zeitpunkt der Implantation 44 Jahre alt, der älteste Patient 79 Jahre alt. Die Standardabweichung liegt bei 10,9 Jahren. In 14 Fällen lag eine primäre Arthrose vor. In 6 Fällen war die Indikation durch eine post-traumatische Arthrose gegeben.

Ein zeitgleicher Eingriff am seitengleichen Vorfuß wurde bei einem Patienten durchgeführt. Die Implantation wurde durch 2 erfahrene Fußchirurgen durchgeführt.

Da es sich bei dem Implantat um ein Titan-System handelt (Abb. 1), war es möglich, das Implantat-Knochen-Inter-

face mithilfe einer hochauflösenden und artefaktunterdrückenden Computertomografie exakt darzustellen.

Die CT-Untersuchungen wurden im Durchschnitt 2,5 Tage postoperativ durchgeführt. Aus den CT-Schnitten wurden jeweils die Bilder in koronaler und in sagittaler Ebene ausgewählt, welche den jeweilig zu beurteilenden Prothesenteil komplett darstellen.

Darzustellende Anteile sind das tibiale Prothesen-Knochen-Interface in koronaler und sagittaler Schicht sowie das talare Prothesen-Knochen-Interface in koronaler und sagittaler Schicht. Da bisher noch keine Implantat-Knochen-Interface-Zonen für die OSG-Endoprothetik publiziert wurden, wurde hierzu ein reproduzierbares System entwickelt und in der vorliegenden Arbeit im Weiteren angewendet. Diese wird wie folgt vorgenommen: Die tibiale Prothesenkomponente wird in koronaler Schicht in einen medialen (Ti P m) und lateralen (Ti P l) Plateauanteil sowie in einen medialen Stem (Ti S m) und lateralen Stemanteil (Ti S l) eingeteilt. Die Stemschicht bildet ebenfalls einen eigenen Anteil (Ti S Sp). Alle genannten Prothesenanteile werden noch einmal – von außen nach innen reichend – in 3 Zonen unterteilt, wobei jede Zone jeweils 1/3 des Prothesenteils einnimmt (Abb. 2).

Die tibiale Prothesenkomponente wird in sagittaler Schicht in einen anterioren (Ti P a) und posterioren (Ti P p) Plateauanteil sowie in einen anterioren Stem (Ti S a) und posterioren Stemanteil (Ti S p)

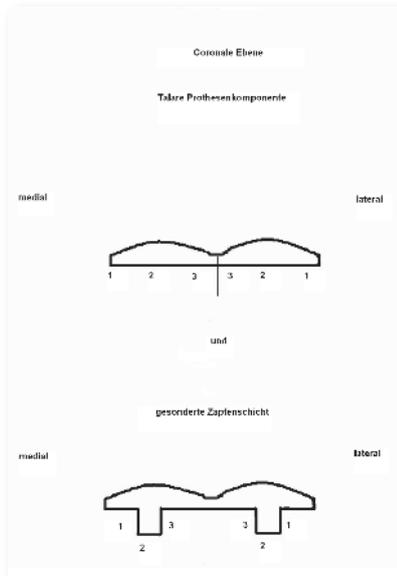
eingeteilt. Die Stemschicht bildet ebenfalls einen eigenen Anteil Ti S Sp. Alle genannten Prothesenanteile werden wieder – noch einmal von außen nach innen reichend – in 3 Zonen unterteilt, wobei jede Zone jeweils 1/3 des Prothesenteils einnimmt (Abb. 3).

Der talare Prothesenanteil wird koronal in einen medialen Teil (Ta m) und lateralen Teil (Ta l) aufgeteilt. Wie in den Einteilungen zuvor zu je einem Drittel von außen nach innen in 3 Zonen unterteilt. Zudem wird noch einmal eine gesonderte Schicht ausgewählt, die den medialen Stem (Ta St m) und lateralen Stem (Ta St l) der talaren Verankerung darstellt. Da dieser Prothesenkonturanteil sehr klein ist, wird hier auf eine 3-gliedrige Zonenunterteilung verzichtet (Abb. 4).

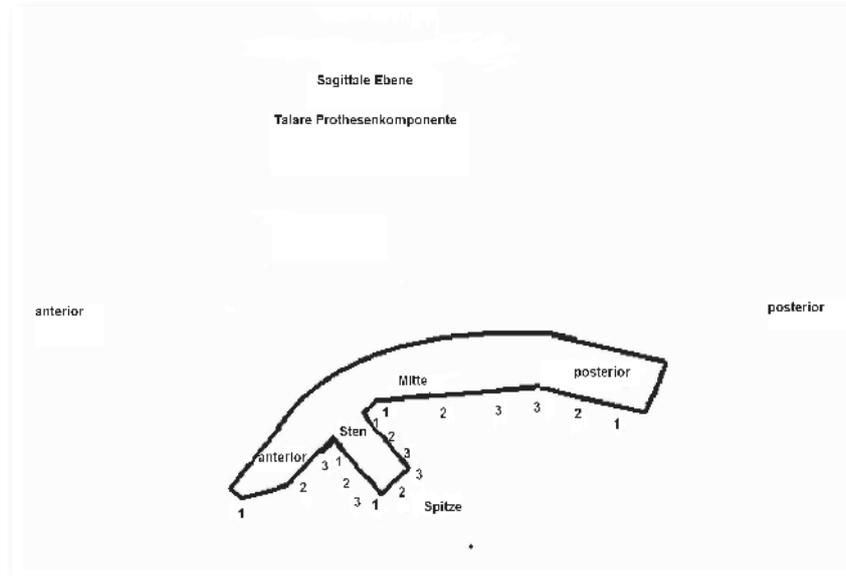
Der talare Prothesenanteil wird sagittal in einen anterioren (Ta a), mittleren (Ta mi) und posterioren (Ta p) und Stemschicht (Ta st) unterteilt. Auch hier werden jeweils 2 Schichten ausgewählt, um zum einen den medialen und zum anderen den lateralen Stemanteil zur Darstellung zu bringen.

Eine Zoneneinteilung erfolgt hier wieder in Zone 1–3 zu jeweils einem Drittel (Abb. 5).

**Messungen:** Für die Distanzmessungen wurde das digitale Mess-System des radiologischen digitalen Programms Sienet Magic web der Firma Siemens Medical Solutions verwendet. Gemessen wurde das Implantat-Knochen-Interface in Millimetern. D.h., der Abstand zwischen Knochen und Implantat wurde in



**Abbildung 4** Zonen im Bereich der talaren Komponente (koronare Ebene).



**Abbildung 5** Zonen im Bereich der talaren Komponente (sagittale Ebene).

den jeweiligen oben festgelegten Zonen dokumentiert. Der Messbereich war hier der mittlere Punkt der jeweiligen Zone 1–3 (Abb. 6).

## Ergebnisse

Die Messungen ergaben, dass im Plateaubereich der tibialen Komponente nahezu kein Zwischenraum zwischen Implantat und Knochen vorhanden ist. Die Prothese liegt in diesen Zonen also direkt an. Im Stembereich der tibialen Komponente beträgt der Abstand zwischen Knochen und Implantat in sagittaler und in koronaler Schicht in allen Zonen ca. 1 mm.

Lediglich die Zone 2 (die kranialste Zone) an der Zapfenspitze zeigt minimalste Abstände im Mittelwert unter 0,2 mm und ist damit also gegen 0 einzustufen. Ein Unterschied der im Plateaubereich außen gelegenen Zonen 1 im Vergleich zu den innen gelegenen Zonen 3 ist in sagittaler und koronaler Schicht nicht zu erkennen.

Die talare Prothesekomponente hat ebenfalls Regionen, in denen das Knocheninterface 0 mm aufweist. Zu erwähnen sind die koronaren medialen (Ta m) und lateralen (Ta l) Zonen 1–3, sowie sagittal die mittleren (Ta mi) und posterioren (Ta p) Zonen 1–3.

Die talar sagittale anteriore Region hat in Zone 1 hingegen hohe Schwankungen von direkt anliegender Prothese

bis hin zu mehreren Millimetern im Maximum (4,64 mm talarmediale Schicht und 8,44 mm talarlaterale Schicht). Im Mittelwert haben die beiden Schichtschnitte jedoch einen ähnlichen Knochen/Prothesenabstand von über 2 mm.

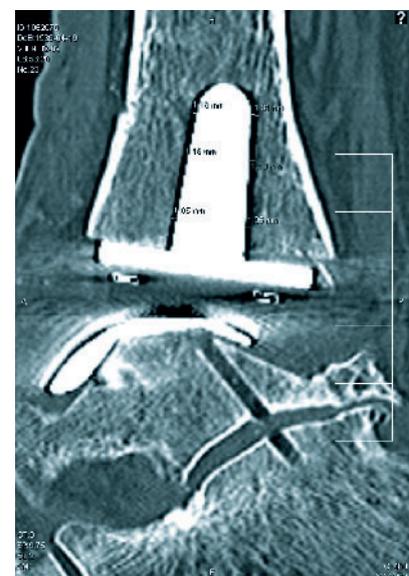
Die beiden Stem der talaren Komponente zeigen in sagittaler und koronaler Schicht zwar einen messbaren Abstand von Knochen und Implantat (0,5–1 mm), dieser ist aber im Vergleich zu den Abständen der Stembereich des tibialen Anteils weitaus geringer und liegt im Mittelwert in allen Zonen über 1 mm.

Lediglich der Zapfenspitzenbereich als caudalster Punkt hat einen Knochen-Implantat-Abstand gegen 0 mm (Abb. 7–11).

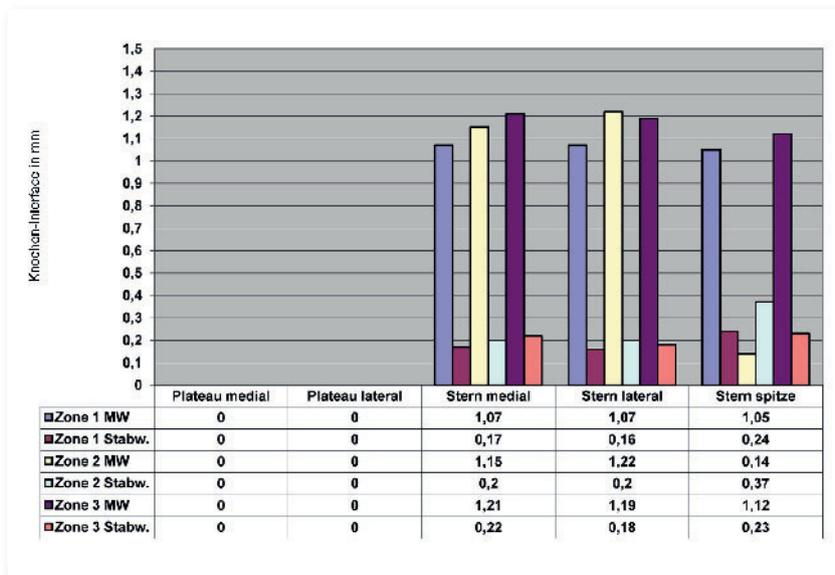
## Diskussion

Der künstliche Ersatz des oberen Sprunggelenks liefert nach wie vor noch keine so guten und reproduzierbaren Ergebnisse wie die Hüft- und Kniegelenkendoprothetik. Die optimistischen Frühergebnisse aus den 80er Jahren konnten zunächst der langfristigen Überprüfung nicht standhalten und führten zu keiner wesentlichen funktionellen Verbesserung für die operierten Patienten. Eine verbesserte Operationstechnik, insbesondere mit einer besseren Instrumentation, und Implantate mit

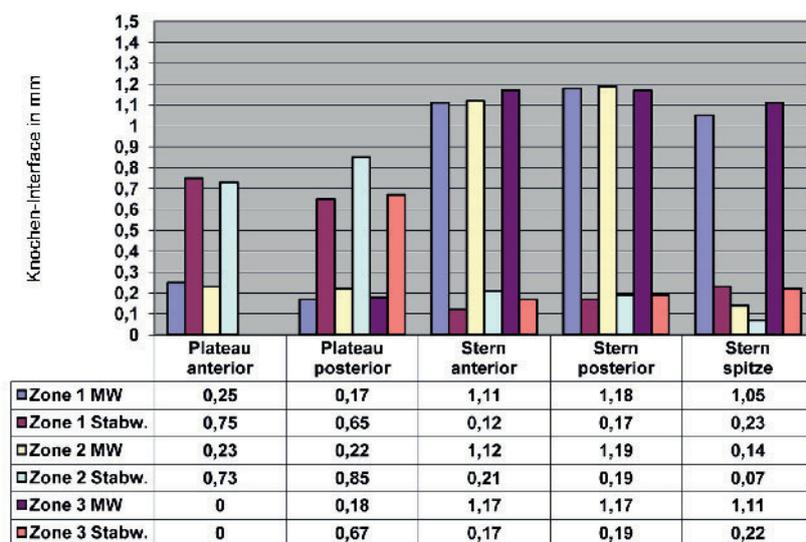
höherwertigen Materialien unter Berücksichtigung der anatomischen Besonderheiten des oberen Sprunggelenks haben die Endoprothetik mittlerweile zu einer zuverlässigeren Behandlung von Arthrosen des oberen Sprunggelenks werden lassen. Langzeitresultate liegen insbesondere für die S.T.A.R.-Sprunggelenkprothese vor. In der Autorenstudie zeigte Kofoed [14], dass die 3-Komponenten-S.T.A.R.-Prothese in der unzementierten Variante bessere Ergebnisse gegenüber der zementierten Form aufwies. Anderson et al. [4]



**Abbildung 6** Beispiel für eine Messung.



**Abbildung 7** Darstellung der Implantat-Knochen-Interface-Messungen (mm) der tibialen Implantatkomponente, gemessen in der koronalen Ebene.



**Abbildung 8** Darstellung der Implantat-Knochen-Interface-Messungen [mm] der tibialen Implantatkomponente, gemessen in der sagittalen Ebene.

berichtet über 5-Jahres-Ergebnisse mit der S.T.A.R.-Prothese bei einem Wechselanteil von 30 %, wobei sie die Revision der Prothese als Endpunkt definierten. Die gefundene postoperative Beweglichkeit entsprach dem präoperativen Ausgangswert, der mittlere AOFAS-Score stieg postoperativ auf 74 Punkte. Hagena et al. [9] fanden gute funktionelle 5-Jahres-Ergebnisse nach 78 Implantationen der S.T.A.R.-Prothese. Spirt et al. [16] beobachteten nach 5 Jahren insgesamt eine Überlebensrate der S.T.A.R.-Prothese von

80 %, bei Patienten über 54 Jahren von 86 %. Dagegen fand Kofoed [12] beim Vergleich der Altersgruppen unter 50 Jahre bzw. über 50 Jahre keinen signifikanten Unterschied.

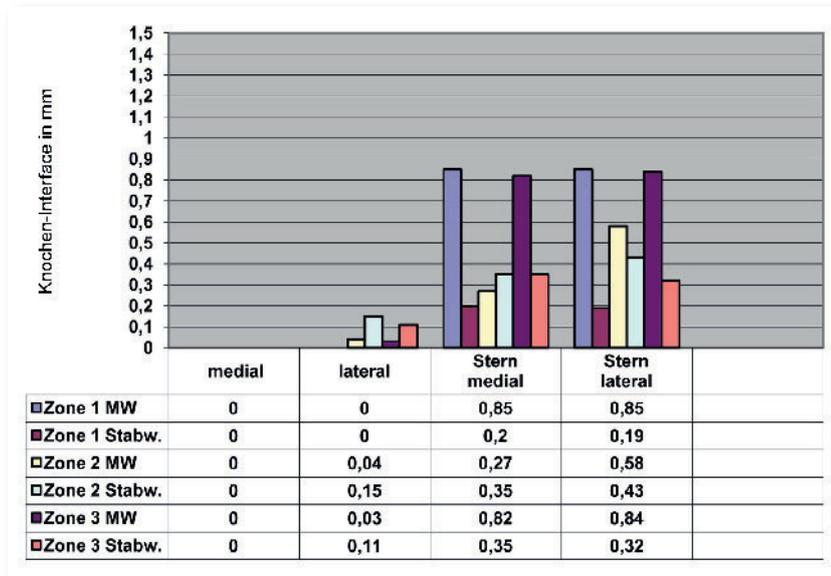
Vienne et al. [21] wiesen in einer prospektiven Serie bei 36 Patienten, die mit der Agility-Prothese versorgt wurden, nach mindestens 18 Monaten (Durchschnitt: 29 Monate), einen Anstieg des AOFAS-Scores von 45 Punkten auf 88 Punkte nach. Die OSG-Beweglichkeit erreichte eine durchschnittliche Bewe-

gungsamplitude von 40° (11° Dorsalflexion und 29° Plantarflexion). Zur postoperativen Beweglichkeit nach Sprunggelenk nehmen Coetzee et al. [6] und Valderrabano et al. [20] Stellung. Valderrabano et al. stellten die Ergebnisse der ersten 125 Fälle vor, die mit der Hintegra-Prothese versorgt wurden. Die präoperative Diagnose war in 93 Fällen (74 %) eine posttraumatische Arthrose, in 17 Fällen (14 %) eine primäre Arthrose und in 15 Fällen (12 %) eine systemische Arthrose. Der AOFAS-Rückfuß-Score verbesserte sich von 41 Punkten präoperativ auf 86 Punkte bei der Nachuntersuchung. Eine absolute Schmerzreduktion wurde in 86 Fällen (69 %) erreicht. Die durchschnittliche Bewegungsamplitude für die Dorsalextension/Plantarflexion betrug klinisch 39° (15–55°) und radiologisch (= true ankle motion) 37° (7–62°). Insgesamt 9 Fälle (7,2 %) mussten revidiert werden. Davon zeigten 4 Fälle eine Komponentenlockerung, ein Fall eine Dislokation des Gleitkerns und in 4 Fällen erfolgte die Revision aus anderen Gründen. Bei der letzten Nachkontrolle zeigte die Tibiakomponente in allen Fällen einen festen Sitz ohne Lockerungszeichen, hingegen wurde in 2 Fällen eine Migration der Taluskomponente dokumentiert. Die nach Prothesenimplantation erzielte Funktion, Schmerzreduktion und Patientenzufriedenheit waren nach Einschätzung der Autoren ermutigend.

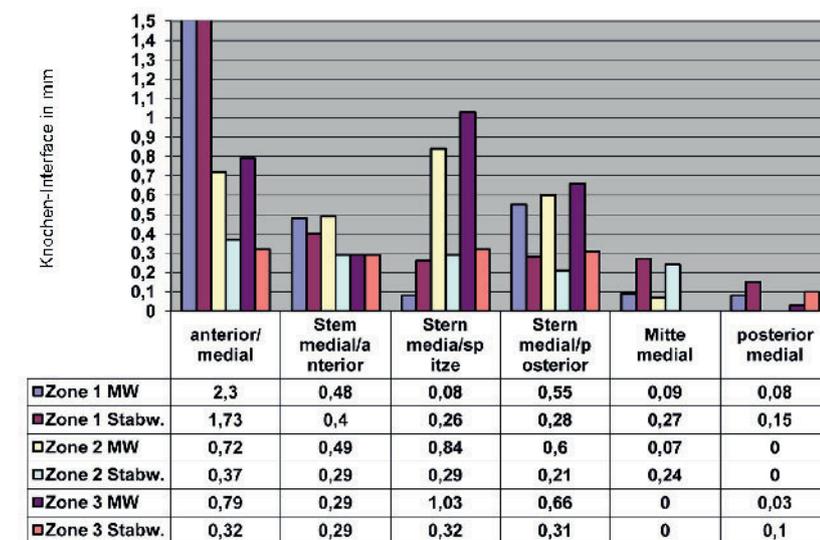
Zwischen den Patientengruppen mit rheumatoider Arthritis und Osteoarthritis konnte Kofoed [13] keinen Unterschied der postoperativen Ergebnisse feststellen. Die Überlebensrate der Sprunggelenkprothese nach 14 Jahren betrug in der ersten Gruppe 72,7 % und in der zweiten 75,5 %.

Der Polyethylenabrieb der Sprunggelenkprothesen ist nach einer Arbeit von Kobayashi et al. [11] vergleichbar mit der nach Implantation einer Kniegelenkprothese. Die vorgefundenen Partikel in der Synovialflüssigkeit nach Implantation einer 2- und 3-Komponenten-Prothese (Agility-Prothese, S.T.A.R.-Prothese) wurden mit denen einer posterior stabilisierten Kniegelenkprothese verglichen. Dabei fand sich kein Unterschied in der Partikelkonzentration, sie wurden lediglich als runder beschrieben.

Bei der Analyse von Komplikationen, die in engem Zusammenhang mit Operationen stehen, fällt besonderes Gewicht auf die hohe Zahl an begleitenden Fraktu-



**Abbildung 9** Darstellung der Implantat-Knochen-Interface-Messungen [mm] der talaren Implantatkomponente, gemessen in der koronalen Ebene.



**Abbildung 10** Darstellung der Implantat-Knochen-Interface-Messungen [mm] der talaren Implantatkomponente, gemessen in der sagittalen Ebene (mediale CT-Schichtung).

ren. Die Frakturrate liegt zwischen 3 % nach Kitaoka et al. [10] und bis zu 24 % nach Myerson et al. [15]. Dies ist im Wesentlichen auf die nicht sachgerecht ausgeführten Sägeschnitte und das Einführen einer nicht adäquaten Prothesenkomponente zurückzuführen. Diese Komplikationen korrelieren hoch signifikant mit der Erfahrung der Operateure.

Betrachtet man die Gelenkbeweglichkeit, so kann man dem Patienten keine Verbesserung der Gelenkbeweglichkeit durch die Implantation der En-

doprothese versprechen. Prinzipiell ist das Ausmaß der Gelenkbeweglichkeit vor der Operation das, was man auch nach der Operation idealerweise erreichen wird [5].

Dennoch kommt es zu einer Normalisierung des Gangbilds, was offensichtlich vor allen Dingen die richtige Schmerzreduktion bedingt [32].

Weber et al. [22] berichten über 100 Patienten mit einer SALTO-Prothese nach ebenfalls etwa 2 Jahren von einer OSG-Beweglichkeit von 32 %. Popelka

et al. [31] geben eine Plantar-/Dorsalbeweglichkeit von 20–0–10 an. Besse et al. [30] geben in einer französischen Multicenterstudie ein Bewegungsausmaß von 23,2° an.

Die Überlebensrate von Sprunggelenkprothesen in der Hand von Entwicklern ist erfahrungsgemäß besser als bei den Operateuren, die nicht so viele Erfahrung haben. Buechel und Pappas [29] gaben bereits 1992 eine ganz erstaunliche Überlebensrate von 94,75 bis zu 10 Jahren an. Kofoed [13] gab mit seiner S.T.A.R.-Prothese 12-Jahres-Überlebensraten bis 82,6 % an.

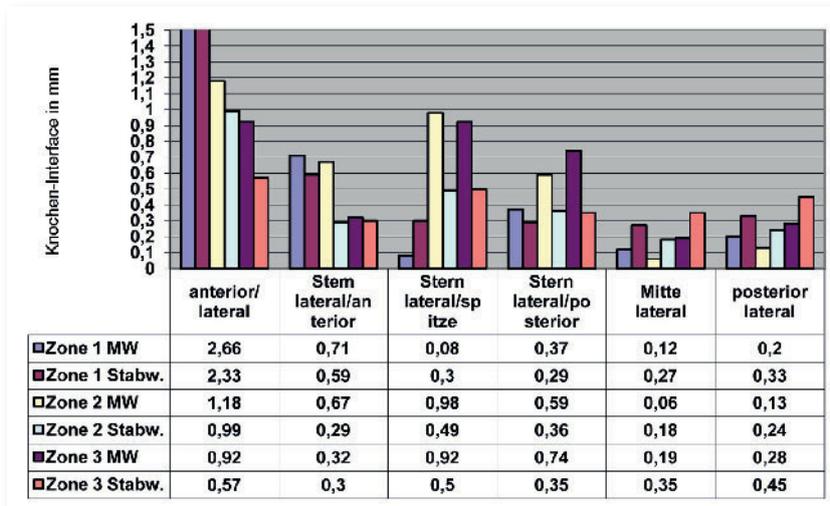
Hierbei gilt jedoch auch zu berücksichtigen, dass sehr häufig bei diesen Publikationen ein rheumatologisches Patientengut berücksichtigt wurde. Es scheint so zu sein, dass bei den Rheumapatienten die Überlebensrate der Prothesen doch besser ist als bei posttraumatischen Veränderungen.

In einer Metaanalyse berichten Glazebrook et al. [28] nach 64 Monaten noch 87 % Überlebensrate. Besse et al. [30] geben nach 71 Monaten noch 88 % funktionierende Implantate in einer französischen Multicenterstudie an. Skytta et al. [27] zeigen im finnischen Prothesenregister eine Überlebensrate von 83 % nach 5 Jahren.

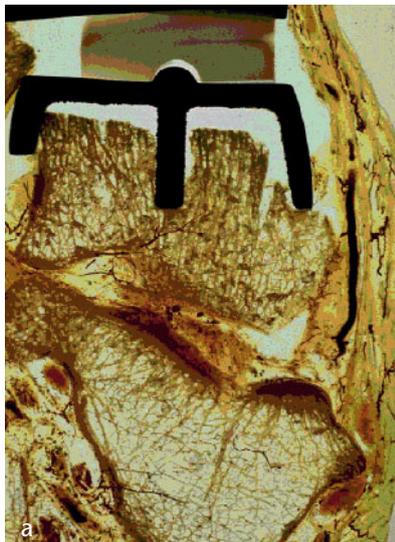
Die Komplikationsrate ist jedoch nach wie vor erwähnenswert. Anhaltende Beschwerden nach Sprunggelenkprothesen werden zwischen 37 % und 60 % angegeben und Malleolarfrakturen in 6–10 % der Fälle. Hautnekrosen sind keine Seltenheit und werden zwischen 2 und 28 % berücksichtigt. Hierbei sind Raucher mit einem erheblichen Risiko behaftet, daneben auch Patienten mit peripheren Gefäßerkrankungen oder kardiovaskulären Erkrankungen.

Prothesenlockerung wird in 2–14 % berichtet. Residuelle Schmerzen und Einsteifungen in 3–5 %. Oberflächeninfektionen in 0–14,7 %. Tiefe Infektion in 0–4,6 % und in etwa 1 % werden durchaus auch Oberschenkelamputationen berichtet. Die Gesamtkomplikationsrate nach 5 Jahren wird in der Literatur mit etwa 10 % (0–32 %) angegeben (Haddad et al. [23] Karantana et al. [24], Gougoulas et al. [25], Whalen et al. [26]).

Die notwendige Revisionsrate wird von Popelka et al. [31] in einem Nachuntersuchungszeitraum von 5 Jahren mit 13,7 % und von Karantana et al. [24]



**Abbildung 11** Darstellung der Implantat-Knochen-Interface-Messungen [mm] der talaren Implantatkomponente, gemessen in der sagittalen Ebene (laterale CT-Schichtung).



**Abbildung 12 a** Suboptimale Implantation einer OSG-Endoprothese mit älteren Instrumenten (die Abbildung wurde mir freundlicherweise von Prof. Koebeke, Köln, zur Verfügung gestellt). **b-c** Exakte Implantation einer Sprunggelenkendoprothese mit modernem Instrumentarium.



in einem Nachuntersuchungszeitraum bis zu 9 Jahren mit 17 % angegeben.

Die früher häufigen Probleme mit Fehlimplantationen haben sich bei den modernen Prothesendesigns deutlich verbessert, wie die vorliegende Studie gezeigt hat (Abb. 12). Das liegt weniger an dem Prothesendesign an sich, sondern eher an den deutlichen Verbesserungen am Implantationsinstrumentarium.

### Fazit und klinische Relevanz

1. Bei der vorliegenden Arbeit wurde erstmals ein Klassifikationsschema für das Knochen-Implantat-Interface bei Sprunggelenkendoprothesen beschrieben.
2. Die vorliegende Arbeit zeigt, dass die CT-Untersuchung in der Lage ist, das Knochen-Implantat-Interface bei Sprunggelenkendoprothesen nachzuweisen. Hiermit kann zum einen die Osteointegration dokumentiert werden. Zum anderen können in mittel- und langfristigen Untersuchungen evtl. Osteolysen frühzeitig detektiert werden.

**Interessenkonflikt:** Prof. Jerosch gibt eine Beratungstätigkeit für die Firma Corin/Deutschland an. Bei den anderen Autoren liegen keine Interessenkonflikte vor.

#### Korrespondenzadresse

Prof. Dr. Dr. Jörg Jerosch  
Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie  
und Sportmedizin  
Johanna-Etienne-Krankenhaus  
Am Hasenberg 46  
41452 Neuss  
j.jerosch@ak-neuss.de

## Literatur

1. Jerosch J, Heisel J: Operative Therapie von Fuß und Sprunggelenk. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 2008
2. Jerosch J: Endoprothetik des oberen Sprunggelenks – Entwicklung und aktueller Stand. Orthopädie Report 2009; 21: 59–66
3. Taljanovic MS, Jones MD, Hunter TB, Benjamin JB, Ruth JT, Brown AW, Shepard JE: Joint Arthroplasties and Prostheses. Radiographics 2003; 23: 1295–1314
4. Anderson T, Montgomery F, Carlsson A. Uncemented STAR Total Ankle Prostheses. Surgical Technique. J Bone Joint Surg. 2004; 86-A: 103–111
5. Buechel FF Sr, Buechel FF Jr, Pappas MJ: Ten-year evaluation of cementless Buechel-Pappas meniscal bearing total ankle replacement. Foot Ankle Int. 2003; 24: 462–472
6. Coetzee JC, Castro MD: Accurate measurement of ankle range of motion after total ankle arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2004; 424: 27–31
7. Conti SF, Wong YS: Complications of Total Ankle Replacement. Clin Orthop 2001; 391: 105–114
8. Conti SF, Wong YS: New Developments in Ankle Arthroplasty. Orthopedic Special Edition 2001 b; 7: 9–11
9. Hagen F, Christ R, Kettrukat M: Die Endoprothese am oberen Sprunggelenk. FussSprungg 2003; 1: 48–55
10. Kitaoka HB, Patzer GL: Clinical results of the Mayo total ankle arthroplasty. J Bone Joint Surg. 1996; 78A:1658–1664
11. Kobayashi A, Minoda Y, Kadoga Y et al.: Ankle arthroplasties generate wear particles similar to knee arthroplasties. Clin Orthop. 2004; 424: 69–72
12. 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: 501–506
13. 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-B: 328–332
14. Kofoed H. Scandinavian Total Ankle Replacement (S.T.A.R.). Clinical Orthopaedics & Related Research. 2004; 424: 73–79
15. Myerson MS, Mroczek K: Perioperative complications of total ankle arthroplasty. Foot Ankle Int. 2003; 24: 17–21
16. Spirt AA, Assal M, Hansen ST: Complications and failure after total ankle arthroplasty. Journal of Bone & Joint Surgery (A). 2004; 86-A: 1172–1178
17. Thermann H, Saltzman CL: Endoprothetischer Ersatz des oberen Sprunggelenks. Unfallchirurg. 2002 b; 105: 496–510
18. Thermann H: Der endoprothetische Ersatz des oberen Sprunggelenkes. Atos News 2002 c; 1: 23–25
19. Tillmann K: Die Sprunggelenkprothese – Designänderungen im historischen Abriss. Med.-Orthopäd. Technik. 2004; 1: 7–16
20. Valderrabano V, Hintermann B: HINTEGRA-Sprunggelenkprothese – Präliminäre Resultate der ersten 125 Fälle. FussSprungg 2004, 2: 7–16
21. Vienne P, Nothdurft P. OSG-Totalendoprothese Agility Indikationen, Operationstechnik und Ergebnisse. FussSprungg. 2004; 2: 17–28
22. Weber M, Bonnin M, Columbier JA, Judet T: Erste Ergebnisse der SALTO-Sprunggelenkendoprothese. FussSprungg. 2004; 2: 29–37
23. Haddad SL, Coetzee JC, Estok R, Fahrenbach K, Banel D, Nalysnyk L: Intermediate and long-term outcomes of total ankle arthroplasty and ankle arthrodesis. A systematic review of the literature. J Bone Joint Surg Am. 2007; 89: 1899–905
24. Karantana A, Hobson S, Dhar S: The scandinavian total ankle replacement: survivorship at 5 and 8 years comparable to other series. Clin Orthop Relat Res. 2010; 468: 951–957
25. Gougoulias N, Khanna A, Maffulli N: How successful are current ankle replacements?: a systematic review of the literature. Clin Orthop Relat Res. 2010; 468: 199–208. Epub 2009 Jul 18
26. Whalen JL, Spelsberg SC, Murray P: Wound breakdown after total ankle arthroplasty. Foot Ankle Int. 2010; 31: 301–305
27. Skyttä ET, Koivu H, Eskelinen A, Ikävalko M, Paavolainen P, Remes V: Total ankle replacement: a population-based study of 515 cases from the Finnish Arthroplasty Register. Acta Orthop. 2010; 81:114–118
28. Glazebrook M: End-stage ankle arthritis: magnitude of the problem and solutions. Instr Course Lect. 2010; 59: 359–365
29. Buechel FF, Pappas MJ: Survivorship and clinical evaluation of cementless, meniscal-bearing total ankle replacements. Semin Arthroplasty. 1992; 3: 43–50
30. Besse JL, Brito N, Lienhart C: Clinical evaluation and radiographic assessment of bone lysis of the AES total ankle replacement. Foot Ankle Int. 2009; 30: 964–975
31. Popelka S, Vavřík P, Landor I, Hach J, Pech J, Sosna A: Our experience with AES total ankle replacement. Acta Chir Orthop Traumatol Cech. 2010; 77: 24–31
32. Zerahn B, Kofoed H: Bone mineral density, gait analysis, and patient satisfaction, before and after ankle arthroplasty. Foot Ankle Int. 2004; 25: 208–214