

Aus der Orthopädischen Klinik König-Ludwig-Haus

Lehrstuhl für Orthopädie der Universität Würzburg

Direktor: Professor Dr.med. Maximilian Rudert

**Mobile Inlay versus Fixed Inlay:
Ein Vergleich kurz- und mittelfristiger radiologischer
Ergebnisse nach Prothesenimplantation
im oberen Sprunggelenk**

Inauguraldissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Nicolai Nüsslein

aus München

Würzburg, Oktober 2022

Referentenblatt

Referent: apl. Prof. Dr. med. Markus Walther

Koreferentin: Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Denitsa Docheva

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 25.05.2023

Der Promovend ist Arzt

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wurde auf die gleichzeitige Verwendung der Sprachformen männlich, weiblich und divers (m/w/d) in der vorliegenden Arbeit verzichtet. Sämtliche Personenbezeichnungen sollen gleichermaßen für alle Geschlechter gelten.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1 Vorwort	1
1.2 Anatomie und Biomechanik des oberen Sprunggelenkes	2
1.3 Eigenschaften der Sprunggelenkendoprothesen	4
1.4 Arthrodesse des OSG als Therapie der fortgeschrittenen OSG-Arthrose	6
1.5 Indikationen und Kontraindikationen der Implantation einer OSG-Prothese	7
1.6 Historie der OSG-Endoprothetik	8
1.7 Aktuelle Problematik in der OSG-Endoprothetik	11
1.8 Ätiologie periprotetischer osteolytischer Veränderungen	12
1.8.1 Immunogene Fremdpartikelreaktion durch Abriebteilchen	12
1.8.2 Prothesenbeschichtung und intraartikulärer Druck	13
1.8.3 „micro-motion“	14
1.8.4 „stress-shielding“	14
1.9 Klinische Relevanz der vorliegenden Arbeit	15
2. Studienziele	16
2.1 Haupthypothesen	16
2.2 Nebenhypothese	17
3. Material und Methoden	18
3.1 Ethik- und Tierversuchsvotum	18
3.2 Studiendesign und Patientenkollektiv	18
3.3 Verwendete Prothesenmodelle	21
3.4 Präoperatives Management und OP-Technik	23
3.5 Durchgeführte Zusatzeingriffe	25
3.6 Nachsorge und Rehabilitation	27
3.7 Ablauf der Nachuntersuchungen	28
3.8 Auswertung der Röntgenbilder und radiologische Größendefinitionen	28
3.9 Intra- und postoperative Komplikationen	33
3.10 Revisionen im Nachbeobachtungszeitraum	34
3.11 Statistische Auswertung der erhobenen Daten	36
4. Ergebnisse	37
4.1 Zysten in der MI- und FI-Gruppe im jeweiligen Nachbeobachtungszeitraum	37
4.2 Periprotetische Lysesäume in der MI- und FI-Gruppe im jeweiligen Nachbeobachtungszeitraum	39
4.3 Survival Rates in der MI- und FI-Gruppe	43

5. Diskussion	44
5.1 Ausbildung periprothetischer Zysten	44
5.2 Ausbildung periprothetischer Lysesäume	47
5.3 Survival Rates im Nachbeobachtungszeitraum	50
5.4 Limitationen und Ausblick	52
6. Zusammenfassung	55
7. Literaturverzeichnis	57

1. Einleitung

1.1 Vorwort

Die schmerzhafte Arthrose des oberen Sprunggelenkes ist eine vergleichsweise häufige Erkrankung, von welcher weltweit in etwa 1% der erwachsenen Bevölkerung betroffen ist (Barg et al., 2015). Oftmals ist die Arthrose des oberen Sprunggelenkes (OSG) posttraumatisch, entweder nach Frakturen im Bereich des Sprunggelenkes – eine der häufigsten Frakturen des Menschen – oder wiederholten Traumata im Bereich der Bänder und Luxationsverletzungen, bedingt (Ewalefo et al., 2018). Seltener tritt die Arthrose des OSG primär-idiopathisch, sekundär durch schwerwiegende Fehlstellungen des Rückfußes, oder im Rahmen einer systemischen bzw. rheumatoiden Grunderkrankung auf (Hintermann, 2005). Eine von Saltzman et al. (2005) durchgeführte Untersuchung von 639 Patienten zur Epidemiologie der Arthrose des OSG zeigte, dass 70% der Fälle posttraumatisch, 11,9% rheumatisch und 7,2% primär-idiopathisch bedingt waren. Nach Ausschöpfung aller konservativen Therapiemaßnahmen wie vor allem Physiotherapie, orthopädischer Schuhzurichtungen oder intraartikulärer Injektionen stehen zum einen mit der Arthrodese, also der Versteifung, zum anderen mit dem endoprothetischen Ersatz des OSG zwei operative Verfahren zur Verfügung. Einen wesentlichen Vorteil der OSG-Prothese im Vergleich zur Arthrodese stellt die bessere Beweglichkeit dar. Somit wird der nachgeschaltete subtalare Gelenkkomplex geschont, bei der Arthrodese hingegen scheint es im langfristigen Verlauf häufiger zu einer fortschreitenden Arthrose der benachbarten Gelenke zu kommen (Hanna, Haddad, & Lazarus, 2007; Hendrickx et al., 2011). Bei der Auswahl des richtigen therapeutischen Verfahrens ist es wichtig, nicht nur auf das angestrebte Aktivitätslevel, das Alter des Patienten, relevante Fehlstellungen oder Instabilitäten des OSG zu achten, sondern auch auf Komorbiditäten wie Polyneuropathien oder eine fortgeschrittene pAVK. Von der Implantation einer OSG-Endoprothese profitieren am ehesten Patienten mit einem niedrig- bis mittelhohen angestrebten Aktivitätsgrad, ohne deutliche Fehlstellungen des Rückfußes oder Instabilitäten des umgebenden Bandapparates und ohne gravierende Komorbiditäten wie Polyneuropathien, Adipositas oder eine fortgeschrittene pAVK (Beickert, 2015; Hintermann, 2005; Mehta et al., 2010). Die Auswahl des geeignetsten Verfahrens muss jedoch immer individuell getroffen werden.

1.2 Anatomie und Biomechanik des oberen Sprunggelenkes

Das obere Sprunggelenk ist für sich streng genommen ein Scharniergelenk, welches kranial von Tibia und Fibula und kaudal von der Talusrolle gebildet wird. In funktioneller Einheit mit dem unteren Sprunggelenk (USG), dessen Hauptfunktion die Supination bzw. Pronation des Fußes ist, bildet das OSG ein Kardangelenke. Die Gelenkfläche der Tibia, das Pilon, ist im medialen Anteil etwas erhöht, sodass sich physiologisch eine dezente Varusstellung ergibt.

Tibia und Fibula bilden die Malleolengabel, welche durch den distalen Syndesmose-Bandapparat, gebildet aus Ligamentum (Lig.) tibiofibulare anterius et -posterius und der distalen Membrana interossea, stabilisiert wird. Weitere Stabilität verleihen medial das Lig. talotibiale posterius und das Lig. deltoideum, dessen verschiedene Anteile fächerförmig vom Malleolus medialis zum Calcaneus, Talus und Os naviculare ziehen. Nach lateral wird das obere Sprunggelenk durch die Ligg. fibulotalare anterius et -posterius (LFTA/LFTP) und das Lig. fibulocalcaneare (LFC) gestützt. Leardini, O'Connor, Catani und Giannini (1999) fanden heraus, dass medial die Pars tibioalcaneare des Lig. deltoideum und lateral das LFC während des Bewegungsvorganges des OSG nahezu isometrisch bleiben und somit die passive Bewegung kontrollieren und führen. Die restlichen Bänder verändern während der Bewegung ihre Spannung, verhindern die Beweglichkeit des Gelenkes nur bei maximaler Spannung und limitieren, aber führen die passive Bewegung somit nicht, sondern sorgen vielmehr für die laterale und mediale Stabilisierung des OSG.

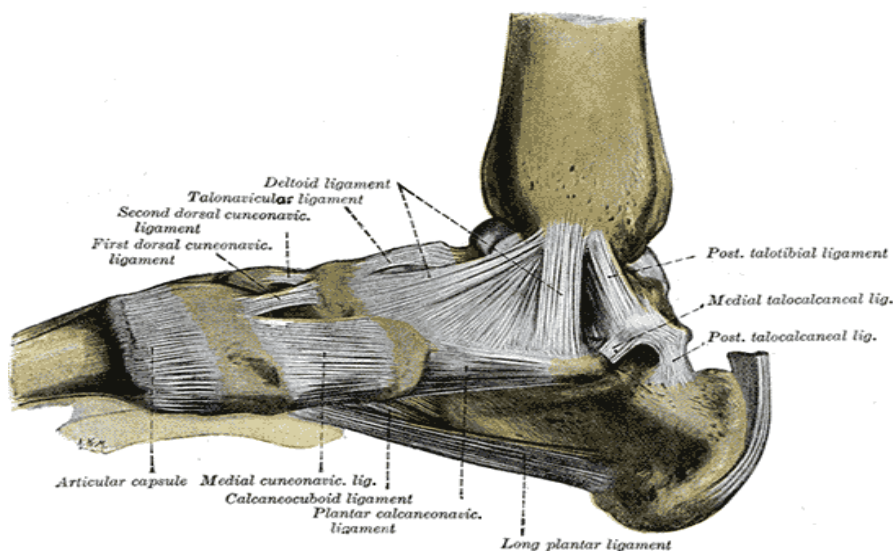


Abb. 1: Der mediale Bandapparat des Sprunggelenkes (Gray, 1918, Abb. 354)

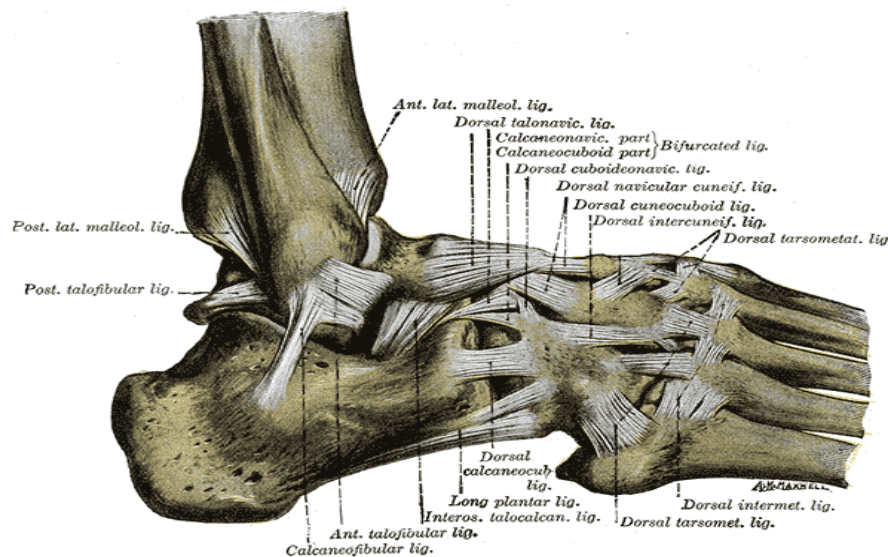


Abb. 2: Der laterale Bandapparat des Sprunggelenkes (Gray, 1918, Abb. 355)

Zusätzlich zur passiven Führung und Stabilisierung durch den Bandapparat, ergibt sich durch die umliegenden Muskelgruppen der Extensoren-, Flexoren- und Peroneusloge eine aktive Stabilisierung des Sprunggelenkes.

Dabei inseriert jedoch keine Sehne am Talus selbst – dies verdeutlicht dessen Position als zentrales, mobiles Element eines komplexen Kardangelenkes.

Der Talus hat dabei eine konische Gelenkfläche mit nach medial ausgerichteter Spitze. Die Bewegungsgrade des oberen Sprunggelenkes ergeben sich aus der rollenförmigen Konfiguration des Talus, dessen anteriorer Anteil breiter ist als der posteriore Bereich. Hauptsächlich ist somit physiologischerweise eine Dorsalextension zwischen 13° und 33° und eine Plantarflexion zwischen 23° und 56° in der Sagittalebene des Fußes möglich, aber auch in der Frontal- und Transversalebene ist ein geringes Bewegungsausmaß gegeben (Barg & Hintermann, 2012; Castro, 2002). Beickert (2015) gibt das Mindestmaß der OSG-Beweglichkeit für ein normales Gangbild mit 24° an (10° - 0° - 14° Dorsalextension/Plantarflexion nach Neutral-Null-Methode). Das Ausmaß der jeweiligen Bewegungen wird durch ein komplexes Zusammenspiel des Tibiofibular-, Tibiotalar-, Subtalar- und Chopartgelenkes bewirkt. Bei Dorsalextension des OSG kommt es dabei zu einer Innenrotation des Unterschenkels, einer Valgisierung des Rückfußes und Pronation des Vorfußes, bei Plantarflexion des OSG kommt es wiederum zu einer Außenrotation des Unterschenkels, Varisierung des Rückfußes und Supination des Vorfußes (Barg & Hintermann, 2012, pp. 37-38). Während des normalen Ganges kann eine Belastung des 500%igen eigenen Körpergewichtes auf das

Sprunggelenk einwirken (DiDomenico & Anania, 2011). Bei einer Belastung von 500 N beträgt die Kontaktfläche des Sprunggelenkes durchschnittlich 350mm², was nur ca. einem Drittel der Kontaktfläche von Knie oder Hüfte bei gleicher Belastung entspricht und daher im Vergleich für einen deutlichen höheren Spitzenkontaktdruck im Sprunggelenk sorgt (Bonasia et al., 2010). Dies betont die Herausforderung der operativen Versorgung der terminalen OSG-Arthrose.

1.3 Eigenschaften der Sprunggelenkendoprothesen

Sprunggelenkendoprothesen lassen sich nach 6 unterschiedlichen Eigenschaften klassifizieren: nach der Anzahl der Komponenten, den Eigenschaften des PE-Inlays, der Verankerungsart, der Form der Komponenten, der Kongruenz/Konformität der Oberflächen zueinander und der Führung (Hintermann, 2005, p. 47).

Tabelle 1: Eigenschaften der OSG-Endoprothesen (nach Hintermann, 2005)

<i>Eigenschaften der OSG-Endoprothesen</i>	<i>Spezifizierung</i>
<i>Anzahl der Komponenten</i>	- 2 Komponenten - 3 Komponenten
<i>Eigenschaft des PE-Inlays</i>	- Fixiert - Mobil
<i>Art der Verankerung</i>	- Zementiert - Nicht zementiert
<i>Form der Komponenten</i>	- Anatomisch (Konisch/Zylindrisch) - Nicht anatomisch (Konvex/ Konkav, Trochlear)
<i>Konformität/Kongruenz</i>	- Konform/kongruent - Nicht konform/kongruent
<i>Führung</i>	- Nicht geführt („non-constraint“) - Halb/teils geführt („semi-constraint“) - (straff) geführt („constraint“)

Es wird in aller Regel zwischen 2- und 3-Komponenten-Modellen unterschieden (Espinosa, Walti, Favre, & Snedeker, 2010). 2-Komponenten-Modelle bestehen aus

metallener Talus- und Tibiakomponente, wobei das PE-Inlay fest an der Tibiakomponente verankert ist. 3-Komponenten-Modelle bestehen aus metallenen Talus- und Tibiakomponenten, sowie einem PE-Inlay, welches nicht fixiert und somit mobil zwischen den metallenen Komponenten beweglich ist. Bei der Verankerungsart unterscheidet man zwischen zementiert und nicht-zementiert, wobei die nicht-zementierten Modelle teilweise eine spezielle Beschichtung mit Hydroxylapatit und die neueren Modelle alle eine poröse Oberfläche zur Osseointegration aufweisen (Cracchiolo & DeOrio, 2008). Die Form kann grundsätzlich in anatomisch oder nicht-anatomisch unterteilt werden, dabei wird vor allem auf die konvexe Form des Talus Bezug genommen. Dabei ist die Kongruenz bzw. Konformität der Auflagefläche des PE-Inlays zur planen tibialen Oberfläche und der konvexen talaren Oberfläche entscheidend. Eine hohe Konformität fördert dabei eine gleichmäßige Druckbelastung und reduziert die Abnutzung des PE-Inlays (Hintermann, 2005). Gleichzeitig wird dabei jedoch die Führung straffer („constraint“), neben Dorsalextension und Plantarflexion ist somit keine große axiale Rotation möglich, welche physiologischerweise in geringem Maße auftritt (Meinecke & Pap, 2012). Dadurch wird der Stress durch axiale Scherkräfte dann auf die Prothesen-Knochen-Grenze übertragen, was wiederum zu aseptischen Lockerungen führen kann (Guyer & Richardson, 2008; Vickerstaff, Miles, & Cunningham, 2007). Umgekehrt führt eine geringere Konformität zu einer freieren Führung („non-constraint“), was zwar eine gewisse axiale Rotation erlaubt, jedoch aufgrund der ungleichmäßigen Druckbelastung zu einer hohen Abnutzung des PE-Inlays führen kann (Pappas, Buechel, & DePalma, 1976). Im Extremfall kann somit es sogar zu einem Bruch des PE-Inlays kommen. Außerdem steigt durch die freie Führung das Instabilitäts- und Subluxationsrisiko (Karantana, Hobson, & Dhar, 2010). Eine anatomische Nachempfindung der talaren Komponente mit zylindrischer bis konischer Form hat sich dabei als guter Kompromiss herausgestellt (Hintermann, 2005, p. 49). Easley, Vertullo, Urban und Nunley (2002) sind der Meinung, dass es das Ziel sein sollte, die Konformität zu maximieren und dabei die Führung zu optimieren.

Eine Gemeinsamkeit nahezu aller heutzutage verfügbarer Sprunggelenks-Endoprothesen ist, dass die Tibia- und Taluskomponenten aus einer metallenen Legierung wie einem Cobalt-Chrom-Gemisch oder einer Titanlegierung bestehen (Cracchiolo & DeOrio, 2008). Das Inlay besteht heute in der Regel aus einem Ultra High Molecular Weight-Polyethylen (UHMW-PE).

1.4 Arthrodesese des OSG als Therapie der fortgeschrittenen OSG-Arthrose

Seit vielen Jahren gilt die operative Versteifung des oberen Sprunggelenks bei fortgeschrittener Arthrose des OSG als therapeutischer Goldstandard (DeHeer, Catoire, Taulman, & Borer, 2012; Hendrickx et al., 2011). Die beiden gängigsten Verfahren sind dabei die offene Operationstechnik mit Schraubenosteosynthese und die arthroskopisch assistierte Arthrodesese-Technik. Weitere angewandte Verfahren zur Arthrodesese sind Fixierungen mittels Fixateur externe oder Plattenosteosynthese (Betz et al., 2013). Die arthroskopische Operationstechnik zeigt dabei teilweise bessere Outcomes im kurzfristigen Nachuntersuchungsintervall in Hinsicht auf Patientenzufriedenheit als die offene Operationstechnik (Townshend et al., 2013). Eine von Honnenahalli, Chandrappa, Hajibandeh und Hajibandeh (2017) durchgeführte Metaanalyse von 6 Studien deutet zudem auf eine höhere Fusionsrate, sowie kürzere Tourniquet-Zeiten und kürzere postoperative Krankenhausaufenthalte bei der arthroskopischen Technik im Vergleich zur offenen Technik hin. Diese These wird auch durch neuere Studien bestätigt (Mok et al., 2020). Weichteilschäden werden bei der arthroskopischen Technik minimiert. Die arthroskopisch assistierte Arthrodesesetechnik ist vor allem bei nur geringen Achsfehlstellungen von maximal 15-20% anwendbar, wobei die Erfahrung des Operateurs eine entscheidende Rolle zu spielen scheint (Walther & Röser, 2016).



Abb. 3: Knöcherne Fusion 4 Jahre nach OSG-Arthrodesese (Duan, Yang, & Yin, 2016)

Eine Gemeinsamkeit aller Arthrodesen-Verfahren ist die aufgehobene Beweglichkeit im OSG. Vielfach wurde darüber berichtet, dass im langfristigen postoperativen Verlauf durch Kompensationsversuche schmerzhaftes Anschlussarthrosen der nachgeschalteten subtalaren Gelenke entstehen (Coester, Saltzman, Leupold, & Pontarelli, 2001; Hanna et al., 2007; Hendrickx et al., 2011). Teilweise wird dieser Theorie jedoch widersprochen. Ling et al. (2015) beispielsweise fanden in ihrer systematischen Auswertung mehrerer Studien keinen eindeutigen Zusammenhang zwischen der Arthrodesen des OSG und der Entstehung weiterer Anschlussarthrosen. Und selbst bei radiologisch in Hinsicht auf arthrotische Veränderungen auffälligen Befunden des Subtalar- oder Chopartgelenkes muss die Lebensqualität nicht zwingend eingeschränkt sein. Fuchs, Sandmann, Skwara und Chylarecki (2003) fanden für auffällige radiologische Veränderungen und Einschränkungen der Lebensqualität – erhoben mittels SF-36-Score – in ihrer Studie keine signifikante Korrelation. Auch Gaedeke, Wiebking, O’Loughlin, Krettek und Gaulke (2018) berichten in ihrer Studie zwar über eine erhöhte Anschlussarthrosen-Entwicklung bei Patienten mit OSG-Arthrodesen, die radiologischen Befunde standen jedoch in keinem besonderen Zusammenhang mit den klinischen Befunden und Schmerzerleben. Die Indikation zur OSG-Arthrodesen sollte daher vor allem bei jüngeren Patienten mit hohem Aktivitätsniveau und Belastungsanspruch und ohne bereits arthrotisch veränderte subtalare Gelenke gestellt werden (Hintermann, 2005; Winson, Robinson, & Allen, 2005).

1.5 Indikationen und Kontraindikationen der Implantation einer OSG-Prothese

Die Indikationen für die Implantation einer OSG-Endoprothese wurden in der gängigen Fachliteratur häufig beschrieben. Ein Patient eher höheren Alters mit Normalgewicht (BMI zwischen 20 und 25 kg/m²) und einem eher geringen Aktivitätsniveau, guter Knochenqualität, sowie höchstens geringer Rückfußfehlstellung und einer gut erhaltenen sagittalen Beweglichkeit des OSG kann demnach als optimaler Kandidat für die Implantation einer OSG-Endoprothese angesehen werden (Krause & Schmid, 2012; Suh et al., 2021). Umgekehrt stellen ein junges Patientenalter, höheres Aktivitätsniveau, Diabetes mellitus, eine fortgeschrittene pAVK oder Vaskularisierungsstörungen des Talus, Osteoporose, neurogene Arthropathien, nicht korrigierbare Rückfußfehlstellungen bzw. ligamentäre oder muskuläre Instabilitäten Kontraindikationen für die Implantation einer OSG-Endoprothese dar (Röser,

Altenberger, & Walther, 2017; Van Der Plaat & Haverkamp, 2017). Auch floride Infekte des Sprunggelenkes bzw. Ulcera der umgebenden Haut sind absolute Kontraindikationen (Yalamanchili, Donely, Casillas, Ables, & Lin, 2008).

1.6 Historie der OSG-Endoprothetik

Im Vergleich zum endoprothetischen Ersatz von Knie- und Hüftgelenk ist die operative Versorgung der fortgeschrittenen Sprunggelenksarthrose mittels Endoprothese ein relativ neues Verfahren. Lord und Marotte waren im Jahre 1970 die ersten Chirurgen, welche mittels eines Hüft-TEP-Modells einen totalen Ersatz des Sprunggelenkes versuchten. Nach Resektion des Talus wurde dabei die Acetabulum-Pfanne in den Calcaneus integriert, der femorale Schaft wurde umgekehrt in der Tibia verankert (Jamal, Halai, & Pillai, 2013). 25 Patienten wurden mit dieser Methode versorgt, bei 12 Patienten versagte die Prothese, bei lediglich 7 Patienten konnte das Ergebnis als befriedigend angesehen werden (Lord & Marotte, 1980).

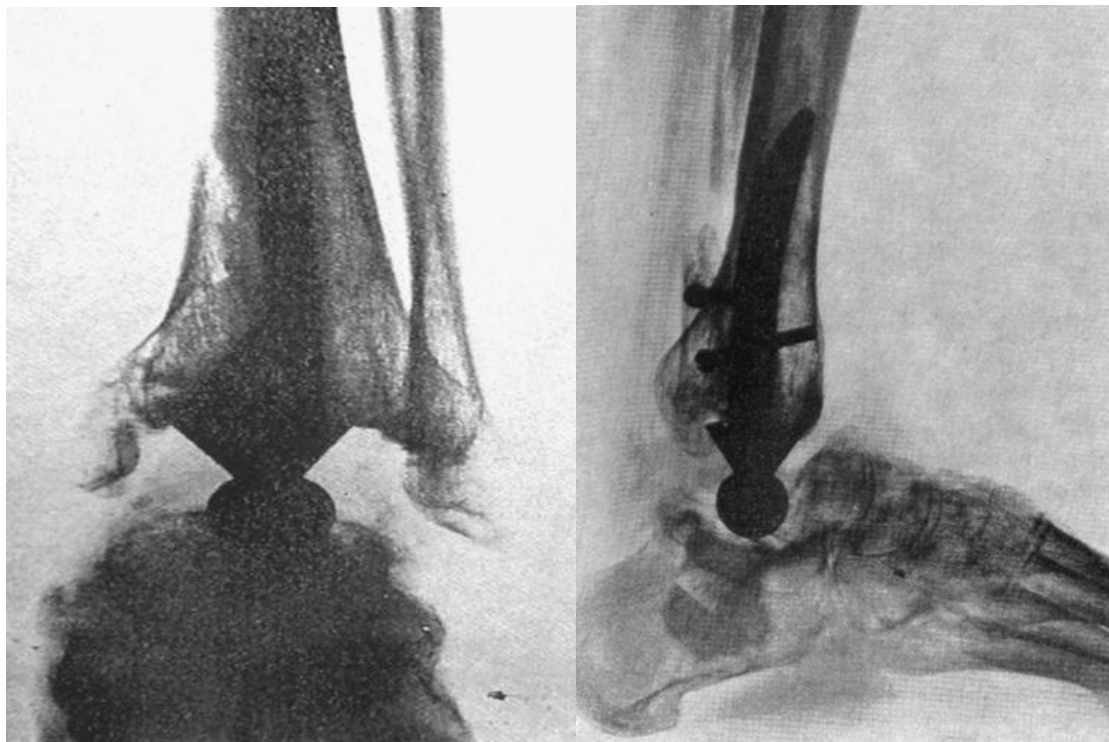


Abb. 4: Lord & Marotte's OSG-Endoprothese von 1970 (Overley Jr, 2012)

Die weiteren Versuche einer OSG-Prothesenimplantation stammen aus den frühen 1970er Jahren, wobei damals beinahe ausschließlich 2-Komponenten-Modelle mit entweder zu straff geführten („constraint“) oder nicht geführten („non-constraint“), nicht-anatomisch geformten Komponenten, inkongruenter Oberfläche und

zementierter Verankerung verwendet wurden (Hintermann, 2005).

Die tibiale Komponente war damals aus Polyethylen geschaffen und wurde mittels Zements fixiert, nur die talare Komponente war aus Metall gefertigt.

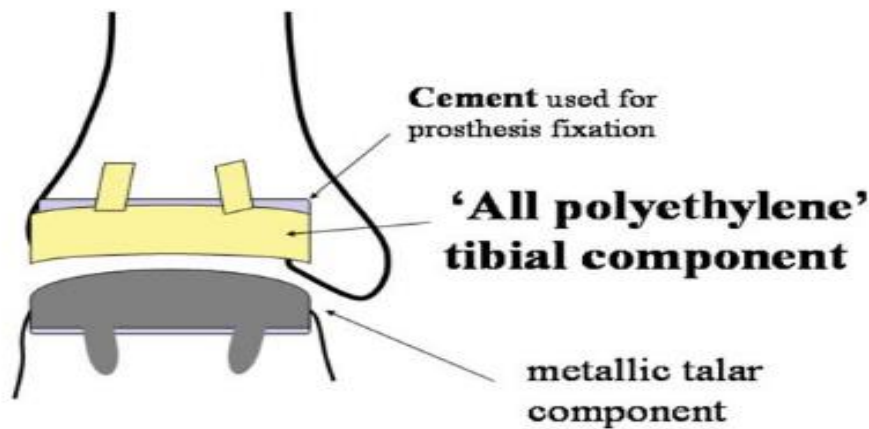


Abb. 5: Schematische Darstellung einer OSG-TEP der ersten Generation (Gougoulias, Khanna, & Maffulli, 2008)

Overley Jr (2012) erwähnte auch das minderwertige Material und die zu radikale Knochenresektion bei anfänglichen Versuchen. Hvid, Rasmussen, Jensen und Nielsen (1985) fanden heraus, dass die Knochenstabilität mit zunehmender Knochenresektion, wie es bei den zu dieser Zeit üblichen Prothesenmodellen erforderlich war, abnimmt und dies vor allem bei der tibialen Komponente wegen einer bis zu 40% schwächeren Knochenstabilität im Vergleich zum Talus langfristig zu Lockerungen der Komponente führt.

Die mittel- und langfristigen Ergebnisse waren insgesamt sehr unbefriedigend, beispielhaft dafür war die MAYO-Prothese mit einer Survival Rate von 79% nach 5 Jahren, 65% nach 10 Jahren und 61% nach 15 Jahren (Kitaoka, Patzer, Ilstrup, & Wallrichs, 1994). Somit blieb der Konsens erhalten, dass die Arthrodeese des OSG bis auf Weiteres der Goldstandard in der Therapie der fortgeschrittenen OSG-Arthrose sei (Bolton-Maggs, Sudlow, & Freeman, 1985). Mit der Entwicklung der zweiten Generation der OSG-Prothesen mit anatomisch geformten Komponenten, einem verbesserten biomechanischen Verständnis mit Verringerung einer zu straffen bzw. zu freien Führung, verringerter Knochenresektion und einer zementfreien Verankerung, erlebte die OSG-Endoprothetik Ende der 1980er Jahre einen Wiederaufschwung (Gougoulias et al., 2008; Hintermann, 2005). Es wurden neue, mit mobilem Inlay ausgestattete, 3-Komponenten-Prothesen entwickelt, welche zu einer verbesserten

biomechanischen Beweglichkeit mit dezenter Rotationsfähigkeit und insgesamt besseren Ergebnissen führten (Valderrabano et al., 2012). Die heute verfügbaren Prothesen der dritten Generation sind (auf dem europäischen Markt) zumeist 3-Komponenten-Modelle mit kongruenter Oberfläche, einer teilgeführten Beweglichkeit („semi-constrained“), anatomischer Formung und zementfreier Verankerung (Meinecke & Pap, 2012, p. 27).

Die ebenfalls verbesserten 2-Komponenten-Modelle mit fixiertem Inlay werden bis heute vor allem in den USA verwendet (Coetzee & Deorio, 2010). Restriktionen vonseiten der Food and Drug Administration (FDA) schränkten die Verbreitung von 3-Komponenten-Modellen auf dem US-amerikanischen Markt bisher stark ein (Gougoulas et al., 2008). Labek, Todorov, Iovanescu, Stoica und Böhler (2013) zeigten in einer Auswertung verschiedener nationaler Prothesenregister, dass die Survival Rate der zweiten und dritten Generation der OSG-Prothesen mit 81% in Schweden, 83% in Finnland, 89% in Norwegen und 92,9% in Neuseeland nach 5 Jahren eine deutliche Verbesserung im Vergleich zu den Prothesen der ersten Generation zeigte. In einer von Stengel, Bauwens, Ekkernkamp und Cramer (2005) durchgeführten Metaanalyse von insgesamt 18 Studien über die Erfolge neuerer 3-Komponenten-Modelle, wurde deren durchschnittliche Survival Rate mit 90,6% nach 5 Jahren angegeben. Auch die INBONE™-Prothese, ein 2-Komponenten-Modell, schnitt in einer von Adams et al. (2014) durchgeführten Studie mit 194 Patienten mit einer Survival Rate von 89% nach durchschnittlich 3,7 Jahren gut ab. In einer weiteren Studie wurde die Survival Rate der Agility-Prothese, eines 2-Komponenten-Modells, mit gut 78% nach 9 Jahren angegeben (Raikin, Sandrowski, Kane, Beck, & Winters, 2017).

Durch die wiederum verbesserten Modelle der dritten Generation, halb geführt („semi-constrained“) mit anatomischer Formung, kongruenter Oberfläche und fast durchgehend zementfreier Verankerung, einer verbesserten und knochensparenden Operationstechnik und verbessertem Material wird der endoprothetische Ersatz des oberen Sprunggelenkes nun immer mehr zu einem relevanten und gleichwertigen Verfahren neben der bis dahin alternativlosen Arthrodesse (DiDomenico & Anania, 2011). Aktuelle Studien und Metaanalysen zum Vergleich des kurz- und mittelfristigen Outcomes der OSG-Arthrodesse verglichen mit einem endoprothetischen Ersatz des OSG deuten derzeit auf keine eindeutige Überlegenheit eines der beiden Verfahren hin (Haddad et al., 2007; Li, He, & Hu, 2020; Norvell et al., 2019). Auch Lawton, Butler, Dekker, Prescott und Kadakia (2017) kommen in einer Metaanalyse von insgesamt 11

Studien zum Vergleich von OSG-Arthrolyse und der Totalendoprothese des OSG zu dem Ergebnis, dass sich keine allgemeine Empfehlung für eines der beiden Verfahren ableiten lässt, sondern die Entscheidung für das jeweilige Verfahren vielmehr stets unter Berücksichtigung der individuellen Eigenschaften des Patienten erfolgen muss. Insbesondere die von einigen Autoren als signifikant höher bemessene Revisionsinzidenz bei der Versorgung mittels Totalendoprothese sollte generell zu einer sorgfältigen Vorauswahl der Patienten, welche für die Implantation einer OSG-Endoprothese infrage kommen, veranlassen (Maffulli et al., 2017; Onggo et al., 2020).

1.7 Aktuelle Problematik in der OSG-Endoprothetik

Als Hauptgrund des Versagens der OSG-Prothesen wird die aseptische Lockerung häufig als Erstes genannt (Haddad et al., 2007; Labek et al., 2013). Als Problem wird dabei die gehäufte Entstehung von radiologisch auffälligen periprothetischen Lysesäumen und prothesennahen Zysten im kurz- bis mittelfristigen postoperativen Zeitraum angesehen. Beickert (2015) erwähnt eine Entstehung der Zysten im postoperativen Zeitraum von 1 bis 8 Jahren. Teilweise werden diese Befunde bei Nachuntersuchungen rein zufällig erhoben, ohne dass ein klinisches Korrelat vorhanden ist (Nunley, Adams, Easley, & DeOrio, 2019; Strauß, Scheer, & Andermahr, 2017). Langfristig können vor allem größenprogrediente Zysten oder Lysesäume jedoch zu einer Lockerung der Prothesenkomponenten führen (Arcangelo et al., 2019; Koivu et al., 2009; Orthner, 2011; Walther & Röser, 2016; Wan et al., 2018).

In der Literatur werden die Begriffe prothesennaher „Lysesäume“ und „Zysten“ oftmals synonym verwendet oder bilden einen fließenden Übergang – je nach Größe der nachgewiesenen Veränderungen. Zusammenfassend ist dabei oftmals von „Osteolysen“ die Rede (Nell & Hamel, 2013).

Gaden und Ollivere (2013) orientieren sich in ihrer Studie an der Klassifikation der American Academy of Orthopedic Surgeons (AAOS), welche jedoch lediglich zur Einteilung von radiologischen Veränderungen an Knie und Hüfte Verwendung findet. Prothesennahe Zysten werden dabei als kavernöse Osteolysen, Lysesäume mit Nachweis kortikaler Defekte als segmentale Osteolysen bezeichnet.

1.8 Ätiologie periprothetischer osteolytischer Veränderungen

Die Gründe für die Ausbildung von relevanten periprothetischen Lysesäumen und Zysten sind bei großer Übereinstimmung in der gängigen Literatur multifaktoriell (Day et al., 2020).

1.8.1 Immunogene Fremdpartikelreaktion durch Abriebteilchen

Als mitunter schwerwiegender Auslöser gilt eine immunogene Fremdpartikelreaktion im prothesennahen Gewebe aufgrund kleinster „Abriebteilchen“ des Polyethylen-Inlays, aber auch der metallenen Komponente bzw. der Prothesenbeschichtung bei progredientem Verschleiß (Noordin & Masri, 2012; Ollivere, Wimhurst, Clark, & Donell, 2012; Schipper, Haddad, Pytel, & Zhou, 2017; Sundfeldt, Carlsson, Johansson, Thomsen, & Gretzer, 2006).

Hierbei kommt es besonders durch eine Vielzahl kleinerer Abriebpartikel von $<1\mu\text{m}$ Größe zu einer verstärkten immunologischen Reaktion im periprothetischen Gewebe, welche osteolytische Prozesse auszulösen scheint. Die Reaktion scheint dabei umso ausgeprägter zu sein, je mehr Teilchen nachgewiesen werden und je kleiner diese sind (Gaden & Ollivere, 2013; Schipper et al., 2017).

Auf molekularer Ebene scheint eine vermehrte Phagozytose der Partikel durch Makrophagen stattzufinden, welche im Gegenzug durch die Ausschüttung von Zytokinen und proinflammatorischer Signalstoffe wie Prostaglandin E₂, TNF- α , IL-1 und IL-6 zu einer Aktivierung der Osteoklasten beitragen (Archibeck, Jacobs, Roebuck, & Glant, 2000; Goodman & Gallo, 2019). Dabei bindet der „receptor activator of nuclear factor kappa-B ligand“ (RANK-L) an einen spezifischen Rezeptor der Osteoklasten und stimuliert dadurch deren weitere Differenzierung und somit eine Aktivierung, welche letztlich zu einem osteolytischen Prozess im periprothetischen Knochengewebe führt (Koivu et al., 2012; Ollivere et al., 2012). Jonitz-Heincke et al. (2016) konnten nachweisen, dass Osteoblasten ebenfalls durch eine Hochregulierung von Matrix-Metalloproteasen (MMP) bzw. eine Hemmung von tissue inhibitors of metalloproteinases (TIMP) indirekt den Knochenaufbau verhindern können. Es konnten darüber hinaus viele weitere Zytokine, Botenstoffe und komplexe Prozesse, welche den osteolytischen Umbau voranzutreiben scheinen, nachgewiesen werden (Noordin & Masri, 2012). Über die exakten pathogenetischen Mechanismen herrscht in der gängigen Literatur jedoch nach wie vor Uneinigkeit.

Auch scheinen Polyethylen-Partikel eine bedeutendere Rolle in der Entwicklung von Osteolysen durch Fremdpartikelreaktionen zu spielen als metallene Partikel (Gaden & Ollivere, 2013; Sundfeldt et al., 2006).

Rader, Sterner, Jakob, Schütze und Eulert (1999) konnten in einer in vitro-Studie durch PE-Partikel eine deutlich höhere Zytokinausschüttung als durch Metallpartikel induzieren.

Singh et al. (2016) sehen die Rolle metallener Abriebpartikel in ihrer Studie ebenfalls eher als gering an, da sowohl in von Osteolysen betroffenen Knochenbereichen als auch in nicht betroffenen Knochenbereichen ähnliche Konzentrationswerte an Chrom und Cobalt festgestellt wurden.

Die Herstellungsart des verwendeten Polyethylen-Inlays sowie die verwendete Metalllegierung scheinen zudem eine große Rolle zu spielen. Younger, Penner und Wing (2008) sehen bei Verwendung von UHMW-Polyethylen für das Inlay und einem Cobalt-Chrom-Gemisch für die metallenen Komponenten das Abrieb-Risiko am geringsten an.

1.8.2 Prothesenbeschichtung und intraartikulärer Druck

Ebenso wurde die jeweilige Beschichtung der Prothesen mit einem Einfluss auf Osteolysenentstehung in Verbindung gebracht. Kokkonen, Ikävalko, Tiihonen, Kautiainen und Belt (2011) sehen in ihrer Metaanalyse eine doppelte Beschichtung der Metallkomponenten mit Titan und Hydroxylapatit im Gegensatz zu einer einfachen Beschichtung mit Hydroxylapatit als Risikofaktor für die Entwicklung zystischer Osteolysen an. Koivu et al. (2009), Dalat, Barnoud, Fessy und Besse (2013) sowie Roukis und Elliott (2015) kommen zu einem ähnlichen Ergebnis.

Arcângelo et al. (2019) sehen in ihrer Metaanalyse die Beschichtung mit Hydroxylapatit als solches als Risikofaktor für die Entstehung von zystischen Osteolysen an. Darauf deuten in einer weiteren Studie auch erhöhte nachgewiesene Calciumwerte im Knochen bei bestehenden Osteolysen hin (Singh et al., 2016).

Generell scheint eine Beschichtung der metallenen Komponenten zur Osseointegration aber von großer Wichtigkeit zu sein. So stellt ein erhöhter intraartikulärer Druck in Zusammenhang mit nicht beschichteten Metallkomponenten einen weiteren Risikofaktor für die Entstehung von periprothetischen Veränderungen dar. Kleinste Metall- und Polyethylen-Abriebpartikel können bei nicht ausreichend „versiegelter“

Metall-Knochen-Grenze über die mit erhöhtem Druck in den angrenzenden Bereich gelangte Synovialflüssigkeit Osteolysen begünstigen (Aspenberg & van der Vis, 1998; Espinosa, Klammer, & Wirth, 2017).

1.8.3 „micro-motion“

Für das Versagen der Osseointegration und einem konsekutiven Eintreten von Synovialflüssigkeit in den Prothesen-Knochen-Grenzbereich kann aggravierend das Phänomen der sogenannten „micro-motion“ mitverantwortlich sein, welche als minimale, mittels regulären Röntgenbildes kaum detektierbare Beweglichkeit der metallenen Prothesenkomponente gegenüber der Knochengrenze definiert ist (Goodman, 1994). „Micro-motion“ kann aufgrund verzögerter Osseointegration auftreten, welche entweder durch einen nicht achsengerechten Einbau der Prothesenkomponenten bzw. eine unzureichende Korrektur einer vorhandenen Rückfußdeformität, welche zu einer chronischen Fehlbelastung des Inlays und der Metallkomponenten führt, oder aufgrund individueller Voraussetzungen bedingt sein kann (Sundfeldt et al., 2006).

1.8.4 „stress-shielding“

Zusätzlich können Knochenanteile, welche durch eine veränderte Lastenverteilung im Gelenk nach Prothesenimplantation eine geringere Belastung erfahren, ihre Struktur verändern (Wolff, 1892). Durch eine geringere Belastung kommt es zu einem vermehrten Knochenabbau, dies wird auch als „stress-shielding“ bezeichnet (Oh & Harris, 1978; van Wijngaarden et al., 2015).

Das hierdurch entstandene sogenannte „bone-remodelling“ lässt sich durch einen verminderten Mineralgehalt im prothesennahen Knochen auf Röntgenbildern nachweisen und führt, gerade bei osteoporotisch vorerkrankten Patienten, zu einer Resorption des Knochens, was wiederum die Prothesen-Knochen-Grenze freilegen und für Abriebpartikel und Synovialflüssigkeit zugänglich machen kann (Espinosa et al., 2017; Sundfeldt et al., 2006).

Waizy et al. (2017) beobachteten beispielshalber bei ihrer Untersuchung der S.T.A.R.-OSG-Prothese eine vermehrte Knochenresorption im Bereich des Malleolus medialis, wobei im Bereich des Innenknöchels eine verminderte Belastung bestand.

Im Gegensatz zu den osteolytischen Prozessen, welche reaktiv als biochemische Reaktionen aufgrund von Abriebteilchen entstehen, scheint das „stress-shielding“, ebenso wie das Phänomen der „micro-motion“, ein vorwiegend biomechanisches Phänomen zu sein (Gaden & Ollivere, 2013). Auch das Prothesendesign scheint hierbei eine wichtige Rolle zu spielen. So sind Prothesen, welche zur Implantation eine extensive Knochenresektion erfordern und ein nicht-anatomisches Design oder einen verhältnismäßig zu geringen Kontakt zur Knochenoberfläche aufweisen, mit einer höheren Wahrscheinlichkeit für ein Einsinken der Prothese assoziiert (Hintermann, 2005).

1.9 Klinische Relevanz der vorliegenden Arbeit

Die Salto Talaris-Prothese mit fixiertem Inlay wurde als Pendant zur Salto Mobile-Prothese entwickelt, um die Probleme, welche durch das Vorliegen eines mobilen Inlays bestehen – insbesondere das Luxationsrisiko und der vermehrte Abrieb, welcher wiederum zu Osteolysen führen kann – zu minimieren (Roukis & Elliott, 2015).

Es stellt sich daher die Frage, ob bei einer Prothese mit mobilem Inlay im direkten Vergleich mit einer ansonsten nahezu baugleichen Prothese mit fixiertem Inlay ein höheres Vorkommen von Zysten oder periprothetischen Lysesäumen beobachtet werden kann.

Während es vereinzelte Studien zum Vergleich der beiden Prothesenmodelle (Mobile Inlay- versus Fixed Inlay-Prothese) in Hinsicht auf das klinische und funktionelle Outcome gibt (Nunley et al., 2019; Valderrabano et al., 2012), existieren hingegen kaum Studien zu der Frage, ob die oben genannten radiologischen Veränderungen sich unabhängig von dem gewählten Prothesenmodell (Mobile Inlay- versus Fixed Inlay-Prothese) ausbilden, oder ob diese bei einer der beiden Inlayvarianten häufiger auftreten. Gaudot, Colombier, Bonnin und Judet (2014) fanden in ihrer Studie zwar keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen im klinischen und funktionellen Outcome, Lysesäume und prothesennahe Zysten traten in der Gruppe mit fixiertem Inlay jedoch insgesamt seltener auf als in der Gruppe mit mobilem Inlay.

Da in der Fachliteratur zu dieser Problematik bisher nur wenige Publikationen erschienen sind, die Relevanz der genannten radiologischen Veränderungen für das Langzeitüberleben der Prothesen jedoch sehr hoch ist, soll sich die vorliegende Dissertation mit diesem Thema beschäftigen.

2. Studienziele

Das übergeordnete Ziel der Studie ist der Vergleich der OSG-TEP mit mobilem Inlay (Salto Mobile) mit der OSG-TEP mit fixiertem Inlay (Salto Talaris).

Bis auf die Befestigungsart des PE-Inlays sind diese beiden OSG-Prothesenmodelle baugleich.

Es stellt sich die Frage, ob sich die Prothesen hinsichtlich ihres radiologischen Outcomes in festgelegten postoperativen Intervallen unterscheiden.

Die daraus resultierende Forschungsfrage lautet:

Unterscheiden sich die Mobile Inlay- und Fixed Inlay-Prothesen hinsichtlich postoperativer Zystenbildung? Unterscheiden sich die Mobile Inlay- und Fixed Inlay-Prothesen hinsichtlich der Ausbildung postoperativer Lysesäume?

2.1 Haupthypothesen

Hypothese 1:

H₀: Patienten mit Fixed Inlay-Prothese zeigen postoperativ die gleiche oder eine höhere Wahrscheinlichkeit für die Ausbildung von Zysten im Vergleich zu Patienten mit Mobile Inlay-Prothese.

H₁: Patienten mit Fixed Inlay-Prothese zeigen postoperativ eine geringe Wahrscheinlichkeit für die Ausbildung von Zysten im Vergleich zu Patienten mit Mobile Inlay-Prothese (Beleg für Hypothese: Gaudot et al., 2014).

Hypothese 2:

H₀: Patienten mit Fixed Inlay-Prothese zeigen postoperativ die gleiche oder eine höhere Wahrscheinlichkeit für die Ausbildung von Lysesäumen im Vergleich zu Patienten mit Mobile Inlay-Prothese.

H₁: Patienten mit Fixed Inlay-Prothese zeigen postoperativ eine geringe Wahrscheinlichkeit für die Ausbildung von Lysesäumen im Vergleich zu Patienten mit Mobile Inlay-Prothese (Beleg für Hypothese: Gaudot et al., 2014).

2.2 Nebenhypothese

H₀: Patienten mit Fixed Inlay-Prothese weisen die gleiche oder eine geringere Survival Rate nach 4 Jahren im Vergleich zu Patienten mit Mobile Inlay-Prothese auf.

H₁: Patienten mit Fixed Inlay-Prothese weisen eine höhere Survival Rate nach 4 Jahren im Vergleich zu Patienten mit Mobile Inlay-Prothese auf (Beleg für Hypothese: Roukis & Elliott, 2015; Nunley et al., 2019).

3. Material und Methoden

3.1 Ethik- und Tierversuchsvotum

Für die anonymisierte Auswertung der Daten in der vorliegenden Studie existiert ein positives Votum der Ethikkommission der Ruhr-Universität Bochum mit der Referenznummer 4126-11.

3.2 Studiendesign und Patientenkollektiv

Bei der durchgeführten Studie handelt es sich um eine retrospektive Nachbeobachtungsstudie. Es wurden nur Patienten mit einer Arthrose des oberen Sprunggelenkes in die Studie eingeschlossen, welche zwischen Januar 2012 – Mai 2014 in der Schön Klinik München Harlaching mittels Implantation einer Endoprothese versorgt wurden und ein Mindest-Followup von 12 oder mehr Monaten aufwiesen. Dabei wurde der eine Teil der Patienten mittels Prothese mit fixiertem Inlay (Modell: Salto Talaris), der andere Teil mittels Prothese mit mobilem Inlay (Modell: Salto Mobile) – beide hergestellt von der Firma Tornier – versorgt. Ein Einschluss der Patienten in die Studie erfolgte dabei unabhängig von der Genese der Arthrose. Ausschlusskriterien waren ein zu geringes Followup von ≤ 12 Monaten oder eine Versorgung mittels eines anderen OSG-Prothesenmodells.

Das zu untersuchende Patientenkollektiv setzt sich aus $n=34$ Patienten der Mobile Inlay-Gruppe (MI-Gruppe) und $n=37$ Patienten aus der Fixed Inlay-Gruppe (FI-Gruppe) zusammen. Eine ausführliche Beschreibung des Patientenkollektivs findet sich in Tabelle 2:

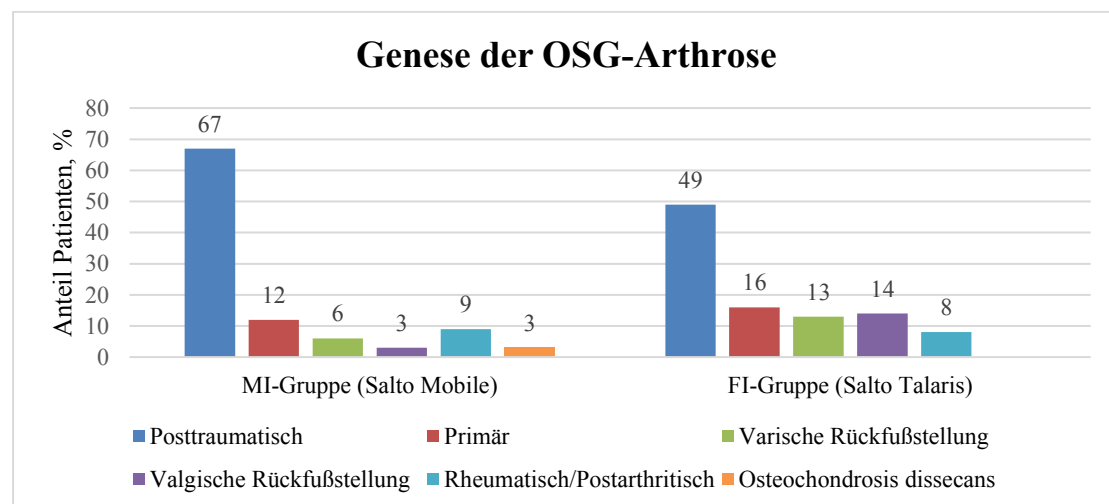
Tabelle 2: Übersichtstabelle des Patientenkollektivs

	MI-Gruppe (Salto Mobile)	FI-Gruppe (Salto Talaris)
<i>Patienten, n</i>	34	37
<i>Frauen/Männer, n (%)</i>	21/13 (61,8/38,2)	16/21 (43,2/56,8)
<i>Alter (Jahre), M (SD)</i>	57,2 (11,9)	62,9 (10,4)
<i>Alters-Range (Jahre)</i>	29 - 81	38 - 78
<i>Betroffene Seite</i>	21/13 (61,8/38,2)	11/26 (29,7/70,3)
<i>Links/Rechts, n (%)</i>		

<i>BMI (kg/m²), M (SD)</i>	27,4 (4,7)	27,4 (4,3)
<i>BMI-Range (kg/m²)</i>	20,0 – 38,0	17,8 – 40,0
<i>Followup (Monate), M (SD)</i>	31,6 (12,9)	29,2 (12,6)

Der mit Abstand häufigste Grund für die Entstehung einer OSG-Arthrose war in beiden Patientengruppen posttraumatisch, als Folge von Sprunggelenkfrakturen, rezidivierenden Bänderläsionen oder anderen Traumata bedingt. Am zweithäufigsten war die Arthrose primär idiopathischer Genese. In der MI-Gruppe war die postarthritisch bzw. rheumatisch bedingte Gelenkdestruktion der dritthäufigste Grund, varische oder valgische Rückfußfehlstellungen im Sinne einer sekundären OSG-Arthrose bildeten wie auch die Osteochondrosis dissecans nur einen kleinen Teil ab. In der FI-Gruppe kamen sekundäre Arthrosen durch varische bzw. valgische Rückfußfehlstellungen in etwa gleich häufig vor und waren die jeweils dritthäufigste Ursache. Eine Übersicht über die jeweiligen Häufigkeiten der Genese der OSG-Arthrose in den beiden Patientengruppen gibt das nachfolgende Diagramm 1:

Diagramm 1: Genese der OSG-Arthrose der MI- und FI-Gruppe



Bei einer Vielzahl der Patienten (38,2% der MI-Gruppe bzw. 56,8% der FI-Gruppe) bestanden präoperativ Deformitäten des betroffenen Fußes bzw. Rückfußes. In

besonders schweren Fällen von Rückfußdeformitäten konnten diese sogar als ursächlich für die Entwicklung einer sekundären OSG-Arthrose ausgemacht werden.

Eine neutrale Rückfußachse wurde im Folgenden als Abweichung von der anatomischen Neutral-Null-Stellung von 0° bis maximal 5° in der jeweiligen anatomischen Ebene angesehen.

Rückfußdeformitäten wurden dabei in der coronaren Ebene in varische und valgische Rückfußfehlstellungen unterteilt. Eine leichte Fehlstellung wurde als 6°-10°, eine schwere Fehlstellung als >10° Achsabweichung festgelegt.

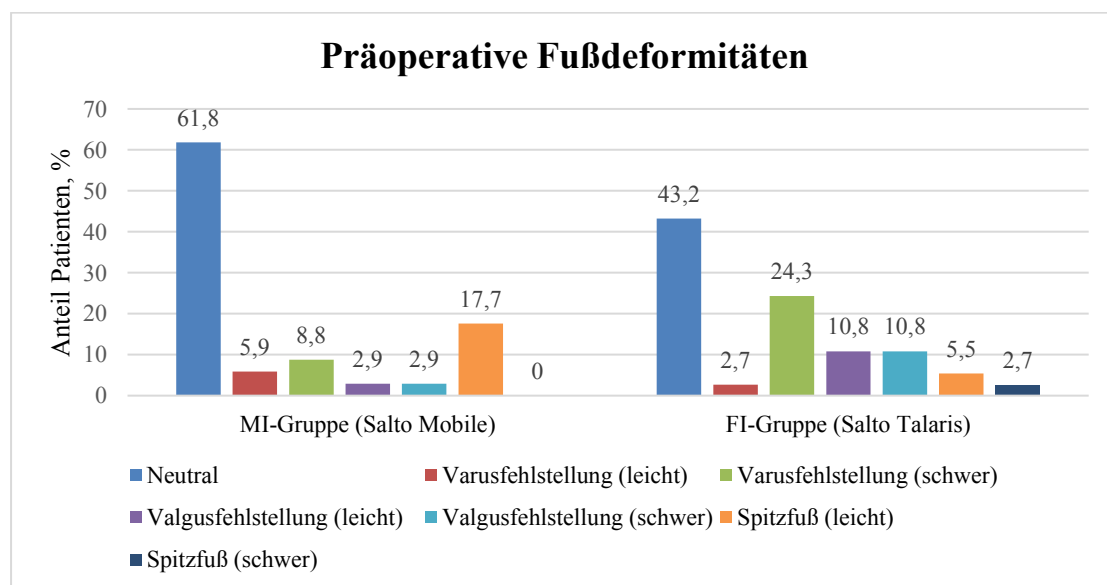
Eine Spitzfuß-Deformität (Pes equinus) beschreibt eine Fehlstellung des Fußes in geringer oder ausgeprägter Plantarflexion des OSG in der sagittalen Ebene. Eine leichte Fehlstellung wurde als 6°-10° und eine schwere Fehlstellung als >10° Achsabweichung festgelegt.

In der MI-Gruppe bestand präoperativ in 21 Fällen (61,8%) eine neutrale Rückfußachse, in 5 Fällen (14,7%) eine varische- und in 2 Fällen (5,8%) eine valgische Rückfußfehlstellung. Eine Spitzfuß-Deformität fand sich in 6 Fällen (17,7%).

In der FI-Gruppe bestand präoperativ in 16 Fällen (43,2%) eine neutrale Rückfußachse, in 10 Fällen (27,0%) eine varische- und in 8 Fällen (21,6%) eine valgische Rückfußfehlstellung. Eine Spitzfuß-Deformität fand sich in 3 Fällen (8,2%).

Das nachfolgende Diagramm 2 gibt einen Überblick über die präoperativen Fußdeformitäten in den jeweiligen Patientengruppen:

Diagramm 2: Präoperative Fußdeformitäten der MI- und FI-Gruppe



3.3 Verwendete Prothesenmodelle

Die beiden verwendeten Prothesenmodelle wurden zum Zeitpunkt der Implantation der Prothesen in diesem Patientenkollektiv jeweils von der Firma Tornier (Montbonnot-SAS, Frankreich) hergestellt.

Die „Salto“-OSG-Endoprothese ist eine anatomisch geformte, aus 3 Komponenten bestehende und zementfrei verankerte Prothese der dritten Generation mit mobilem Inlay, welche 1997 erstmals in Europa auf den Markt kam. Die tibiale Komponente enthält einen kranialen Dübel, welcher aufgrund seiner Konvergenz zur Platte durch Kompression des dazwischenliegenden Knochenmaterials die Integration in den Knochen gewährleistet. Am medialen Rand der Platte befindet sich eine Finne, welche die Subluxation des PE-Inlays nach medial und damit ein schmerzhaftes Impingement verhindern soll.

Das PE-Inlay ist in antero-posteriorer Translation und Rotation zur tibialen Gleitfläche frei beweglich und hat sowohl in maximaler Plantarflexion als auch Dorsalextension vollen Kontakt zur Oberfläche der talaren Komponente und ist somit voll kongruent zu dieser. Eine varische und valgische Restbeweglichkeit des Inlays von 4° in der Frontalebene ist gegeben (Cracchiolo & DeOrio, 2008).

Die talare Komponente hat ein anatomisch geformtes, konisches Design, mit von posterior nach anterior breiter werdender Oberfläche und nach medial ansteigendem Talusdom. Dies soll die natürliche Achsbewegung bei Plantarflexion und Dorsalextension simulieren und die Belastung des medialen und lateralen Kollateralbandapparates minimieren (Weber, Bonnin, Columbier, & Judet, 2004). Die talare Komponente enthält einen zylindrisch geformten Dübel zur Fixation.

Die tibiale und talare Komponente bestehen aus einem Cobalt-Chrom-Gemisch, welche zur besseren Osseointegration mit reinem Titan und Hydroxylapatit beschichtet sind (J. L. Besse, 2015; Bonnin et al., 2004; Gaudot et al., 2014; Wan et al., 2018).

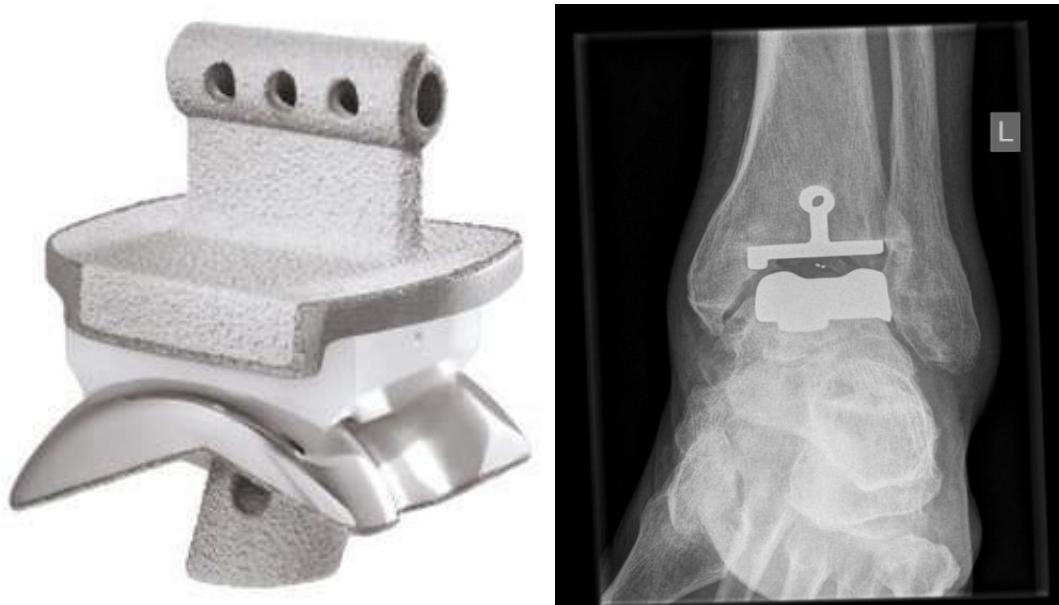


Abb. 6: Die „Salto“-OSG-Endoprothese der Firma Tornier (Links: modifiziert nach Bonnin, Donley, Judet, & Colombier, 2015; Rechts: Röntgenbild des linken OSG in a.p.-Aufnahme, Schön Klinik München Harlaching)

Die „Salto Talaris“-OSG-Endoprothese ist eine ebenfalls anatomisch geformte, aus 2 Komponenten bestehende und zementfrei verankerte Prothese der dritten Generation mit an der tibialen Komponente fixiertem Inlay, welche als Pendant zur Salto Mobile-Prothese ursprünglich für den US-amerikanischen Markt konzipiert und dort erstmals 2006 zugelassen wurde (Hofmann, Shabin, Ferkel, Jockel, & Slovenkai, 2016).

Das Design ähnelt dem der Salto Mobile-Prothese daher stark. Die tibiale Komponente besitzt denselben Verankerungsmechanismus per Dübel, nur die mediale Finne fehlt aufgrund des geringen Subluxationsrisikos bei fixiertem Inlay. Das PE-Inlay ist über eine Fassung an der tibialen Komponente befestigt und artikuliert weniger konform mit der talaren Komponente, um ein gewisses Translations- und Rotationsspiel zu gewährleisten (Morris, Christensen, Ching, Chan, & Schuberth, 2015). Die talare Komponente weist ebenfalls ein anatomisches, bikonvexes Design auf, welches den natürlichen Bewegungsvorgang simulieren soll (Brandão, Prissel, & Hyer, 2018). Dazu ist der anteriore Teil der Oberfläche breiter als der posteriore Teil. Außerdem steigt der Talusdom von lateral nach medial an, sodass eine konische Bewegungsachse entsteht. Die Befestigung erfolgt mittels eines zylindrisch geformten Dübels.

Die tibiale und talare Komponente bestehen aus einem Cobalt-Chrom-Gemisch, welche zur besseren Osseointegration mit reinem Titan beschichtet sind (J. L. Besse, 2015; Gaudot et al., 2014; Roukis & Elliott, 2015).

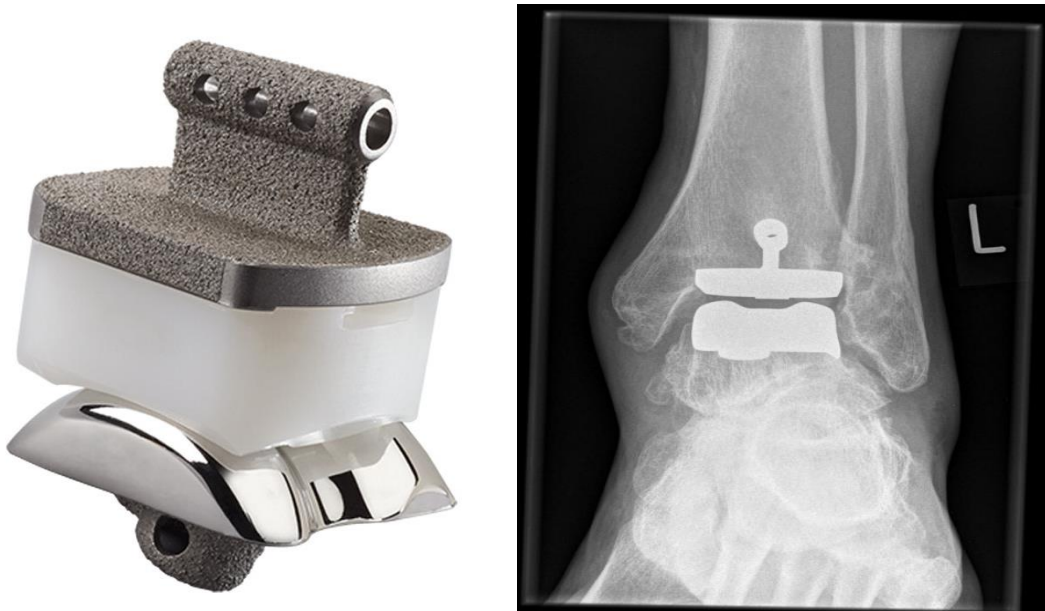


Abb. 7: Die „Salto Talaris“-OSG-Endoprothese der Firma Tornier (Links: www.integralife.com; Rechts: Röntgenbild des linken OSG in a.p.-Aufnahme, Schön Klinik München Harlaching)

3.4 Präoperatives Management und OP-Technik

Die durchgeführten Eingriffe wurden von insgesamt drei spezialisierten Fußchirurgen vorgenommen. Dabei waren alle grundlegenden Abläufe standardisiert. Zur präoperativen Diagnose und Beurteilung der Schwere der Arthrose, sowie zur Planung und zur Auswahl der Größe der Prothesenkomponenten, war die Anfertigung einer belasteten Röntgenaufnahme des zu operierenden Sprunggelenks in 2 Ebenen (a.p. und seitlich) sowie einer a.p.-Aufnahme des gesamten Beines samt Knie- und Hüftgelenk der betroffenen Seite zur Beurteilung der Beinachse notwendig.

Des Weiteren wurde zur genaueren Abbildung der subtalaren Gelenkachse sowie zur Beurteilung einer möglichen Rückfußdeformität zusätzlich eine p.a.-Aufnahme des Sprunggelenkes in Saltzman-Technik (Saltzman & El-Khoury, 1995) angefertigt. Durch diese lässt sich das Verhältnis der mechanischen Achse des Rückfußes zur Tibia unter Belastung darstellen (Valderrabano, Frigg, Leumann, & Horisberger, 2011).

Die folgende Abbildung 8 zeigt das a.p.- und laterale Röntgenbild einer Grad-IV-Arthrose des OSG, woraufhin die Indikation zur operativen OSG-Prothesen-Implantation gestellt wurde.



Abb. 8: Präoperatives Röntgenbild einer Grad IV-Arthrose des OSG in a.p.- (links) und seitlicher (rechts) Aufnahme (Röntgenbilder der Schön Klinik München Harlaching)

Zusätzliche Vor- oder Mittelfußdeformitäten bzw. -arthrosen wurden in belasteten Aufnahmen des Fußes in 3 Ebenen analysiert. Eine CT-Aufnahme war in der Regel nicht erforderlich. Eine MRT-Untersuchung wurde zusätzlich zum präoperativen Ausschluss großflächiger gelenknaher Zysten, welche die knöcherne Integration der Prothesenkomponenten bei zementfreier Implantation gefährden könnten bzw. zum Ausschluss großflächiger Vaskularisierungsstörungen des Talus, durchgeführt.

Die Operation erfolgte in Rückenlage des Patienten, zumeist in kombinierter allgemeiner und regionaler Anästhesie und mit 250 mm Hg angelegter Oberschenkelblutsperre.

Es wurde standardmäßig ein anteriorer Zugang zum OSG gewählt, wobei die Schnittführung zwischen den Sehnen des Musculus Tibialis anterior und des Musculus Extensor hallucis longus erfolgte. Die einzelnen Implantationsschritte erfolgten gemäß den Empfehlungen des Herstellers und nach den spezifischen anatomischen Gegebenheiten des jeweiligen Patienten. Die Implantation der Prothese wurde unter regelmäßigen intraoperativen Röntgenkontrollen durchgeführt. Nach Implantation erfolgte eine abschließende Röntgenkontrolle und Beweglichkeitsprüfung des OSG.

3.5 Durchgeführte Zusatzeingriffe

Es wurden bei 16 der 34 Patienten in der MI-Gruppe (47,1%) bzw. bei 17 der 37 Patienten der FI-Gruppe (45,9%) im Zuge der Implantation einer Totalendoprothese ein oder mehrere Zusatzeingriffe durchgeführt.

In der MI-Gruppe wurden bei 14 von 34 Patienten nur ein Zusatzeingriff, bei 2 Patienten zwei Zusatzeingriffe (insgesamt 18 Zusatzeingriffe) durchgeführt.

In der FI-Gruppe wurden bei 13 der 34 Patienten nur ein Zusatzeingriff, bei 4 Patienten zwei Zusatzeingriffe (insgesamt 21 Zusatzeingriffe) durchgeführt.

Bei keinem Patienten wurden mehr als 2 Zusatzeingriffe gleichzeitig durchgeführt.

Das Ziel der Zusatzeingriffe war dabei die Wiederherstellung einer Gelenkkongruenz im oberen Sprunggelenk und die Wiederherstellung einer physiologischen Rückfußstellung bei vorbestehenden Rückfußdeformitäten.

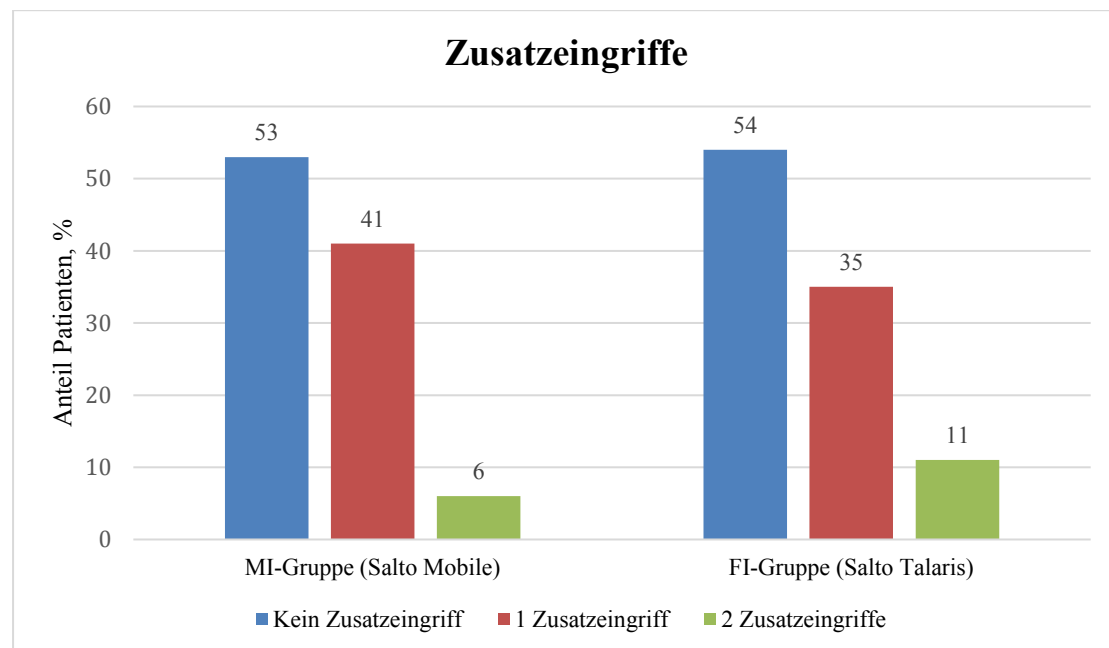
Dabei wurden Korrekturosteotomien, Bandstabilisierungen, Tenodesen und Achillessehnenverlängerungen einzeitig durchgeführt. Arthrodesen-Eingriffe benachbarter Gelenke, etwa des talonavicularen (TN-), talocalcanearen (TC-) oder calcaneokuboidalen (CC-) Gelenkes, wurden zweizeitig und meist vor der Implantation der OSG-Prothese vorgenommen. Einen Überblick über die durchgeführten Zusatzeingriffe geben Tabelle 3 und Diagramm 3:

Tabelle 3: Übersicht über durchgeführte Zusatzeingriffe

	MI-Gruppe (Salto Mobile)	FI-Gruppe (Salto Talaris)
<i>Achillessehnenverlängerung (offen)</i>	5	1
<i>Achillessehnenverlängerung (perkutan)</i>	1	2
<i>Release des Musculus Gastrocnemius</i>	0	2
<i>Arthrodesen TN-Gelenk</i>	1	1
<i>Arthrodesen TC-Gelenk</i>	3	0
<i>Double-Arthrodesen (TN- + TC- Gelenk)</i>	1	0
<i>Triple-Arthrodesen (TN- + TC- + CC-Gelenk)</i>	1	1
<i>Peroneus brevis-Tenodese</i>	2	6
<i>Fersenbeinosteotomie</i>	1	4
<i>Valgisierende supramalleoläre Tibiaosteotomie</i>	1	1
<i>Laterale Bandstabilisierung (nach Broström)</i>	1	1
<i>Auffüllung periprothetischer Zysten mit autologer Spongiosa</i>	0	1
<i>Stabilisierung des distalen Tibiofibulargelenks</i>	1	1
Gesamt	18	21

Das nachfolgende Diagramm 3 gibt einen Überblick über die Zusatzeingriffe in den jeweiligen Patientengruppen:

Diagramm 3: Zusatzeingriffe in der MI- und FI-Gruppe



3.6 Nachsorge und Rehabilitation

Postoperativ erfolgte die Hochlagerung des operierten Beines für 2 Wochen. Es wurde zur Verhinderung einer Inversion und Eversion bzw. einer Spitzfußstellung des Fußes eine pneumatische Unterschenkel-Fuß-Orthese mit elastokompressiver Wickelung angepasst, welche bei Operationen ohne Zusatzeingriff für 6 Wochen, bei Operationen mit Zusatzeingriff für 10-12 Wochen getragen werden sollte, zur Nacht wurde für 6 Wochen eine Unterschenkellagerungsschiene verordnet. Zur perioperativen Ossifikationsprophylaxe wurde unter Berücksichtigung von Kontraindikationen zweimal täglich Celecoxib 200 mg für insgesamt 2 Wochen verabreicht. Eine Mobilisation erfolgte bereits am ersten postoperativen Tag an Unterarmgehstützen mit einer Teilbelastung von 10 kg für die ersten 2 Wochen. Eine krankengymnastische Beübung des oberen Sprunggelenkes erfolgte bei trockenen Wundverhältnissen und

nach Fadenzug ab der 3. postoperativen Woche mit einer Limitierung der Dorsalextension bzw. Plantarflexion auf 10° - 0° - 20° bei erfolgten Zusatzeingriffen und ohne Limitierung bei isolierter Prothesenimplantation. Ab der 7. postoperativen Woche konnte eine Vollbelastung, volle Bewegung, aktive und passive Krankengymnastik, sowie eine Gangschulung im Konfektionsschuh erfolgen. Bei Patienten mit Zusatzeingriff verlängerte sich die Zeit der Mobilisierung an Unterarmgehstützen mit Steigerung der Teilbelastung nach initial 6 Wochen mit 10 kg Teilbelastung über weitere 6 Wochen mit einer Steigerung von 20 kg alle 2 Wochen bis hin zur Vollbelastung nach 10-12 Wochen. Eine Lymphdrainage wurde ab dem 1. postoperativen Tag bis zur guten Schwellungsreduktion durchgeführt. Die Anschlussheilbehandlung zur Kräftigung der umgebenden stabilisierenden Muskulatur, Verbesserung der Beweglichkeit und Wiedereingliederung des Patienten in den Alltag konnte bei Patienten ohne Zusatzeingriff nach 6 postoperativen Wochen, bei Patienten mit Zusatzeingriff nach 10-12 postoperativen Wochen begonnen werden.

3.7 Ablauf der Nachuntersuchungen

In postoperativen Abständen von 3 Monaten, 6 Monaten und dann jährlich wurden die Patienten beider Gruppen zur Nachuntersuchung gebeten. Relevant für die vorliegende Arbeit waren die postoperativen Nachuntersuchungen der Jahre 1-4. Dabei wurde neben Anamnese bezüglich Schmerzen und subjektiver klinischer Funktion der Prothese in alltäglichen Situationen und einer klinischen Untersuchung mit Bestimmung des Bewegungsausmaßes nach der Neutral-Null-Methode des betroffenen Sprunggelenkes auch ein Röntgenbild des oberen Sprunggelenkes in Frontal- und Sagittaleinstellung angefertigt. CT-Untersuchungen wurden nicht standardmäßig, sondern nur bei unklarem Röntgenbefund oder zur Klärung einer möglichen Lockerung bzw. bei vermuteter periprothetischer Zystenbildung durchgeführt. Die Erhebung der Daten fand zwischen 2012 und 2019 in der Schön Klinik Harlaching statt.

3.8 Auswertung der Röntgenbilder und radiologische Größendefinitionen

Die angefertigten Röntgenbilder wurden mittels des klinikeigenen PACS-Viewer (Picture Archiving and Communication System) analysiert und befundet. Dabei wurde in Anlehnung an die Nachuntersuchungsbögen des Endoprothesenregisters der Deutschen Assoziation für Fuß und Sprunggelenk e.V. (D.A.F.) auf die korrekte

Position des PE-Inlays, die Achsstellung des Rückfußes, potenzielle Anschlussarthrosen der dem OSG nachgeschalteten Gelenke, eine mögliche Sinterung oder Lockerung der Prothesenkomponenten und die Achsverhältnisse der metallenen Prothesenkomponenten zur Belastungsachse der Tibia (siehe Abbildung 9) geachtet.

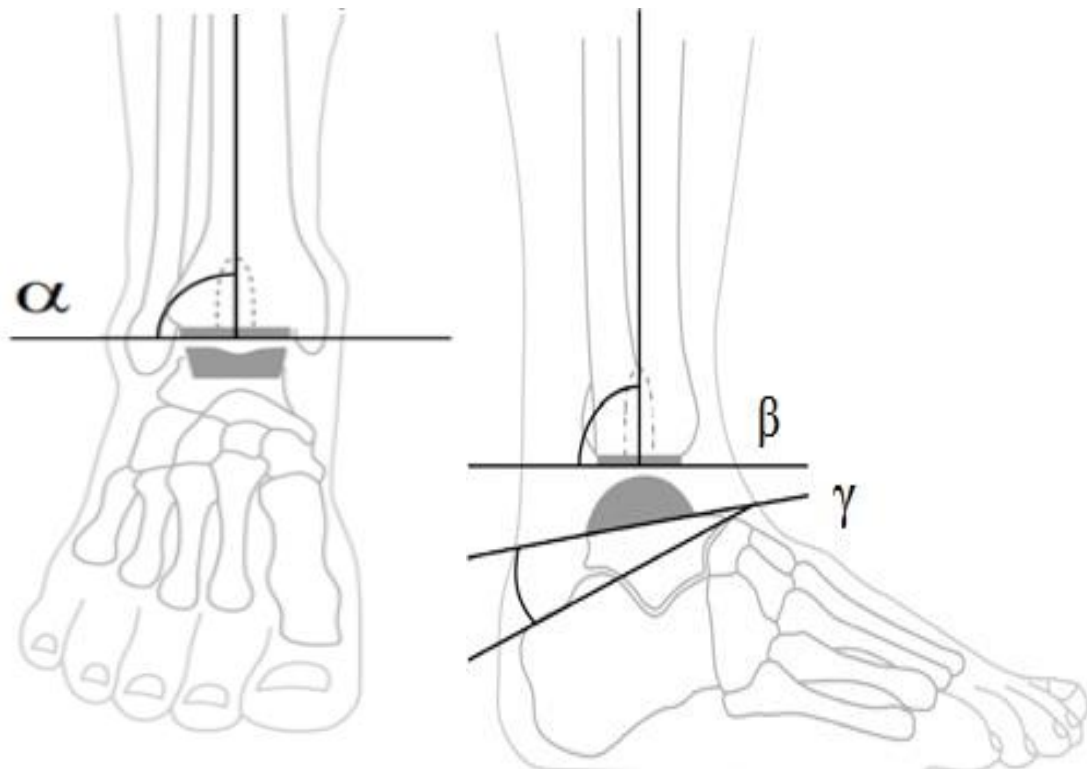


Abb. 9: Messwinkel zur Beurteilung der regelrechten Achsverhältnisse in a.p.- (links) und seitlicher Aufnahme (rechts), (www.memcms.memdoc.org)

Ein besonderes Augenmerk wurde außerdem auf etwaige Aufhellungen, zum einen im periprothetischen Bereich in Form von Lysesäumen, zum anderen in der angrenzenden Knochenmatrix von Tibia, Talus oder Fibula in Form von Resorptionszysten gelegt. Zur genaueren Einteilung der Lokalisation dieser periprothetischen Lysesäume, wurden die Röntgenbilder sowohl in a.p.-Aufnahme als auch in seitlicher Ansicht jeweils in vier imaginäre Zonen aufgeteilt. Diese Einteilung wurde anhand der Nachuntersuchungsbögen des Endoprothesenregisters der D.A.F. vorgenommen. Eine schematische Darstellung der Zoneneinteilung soll die nachfolgende Abbildung 10 geben:

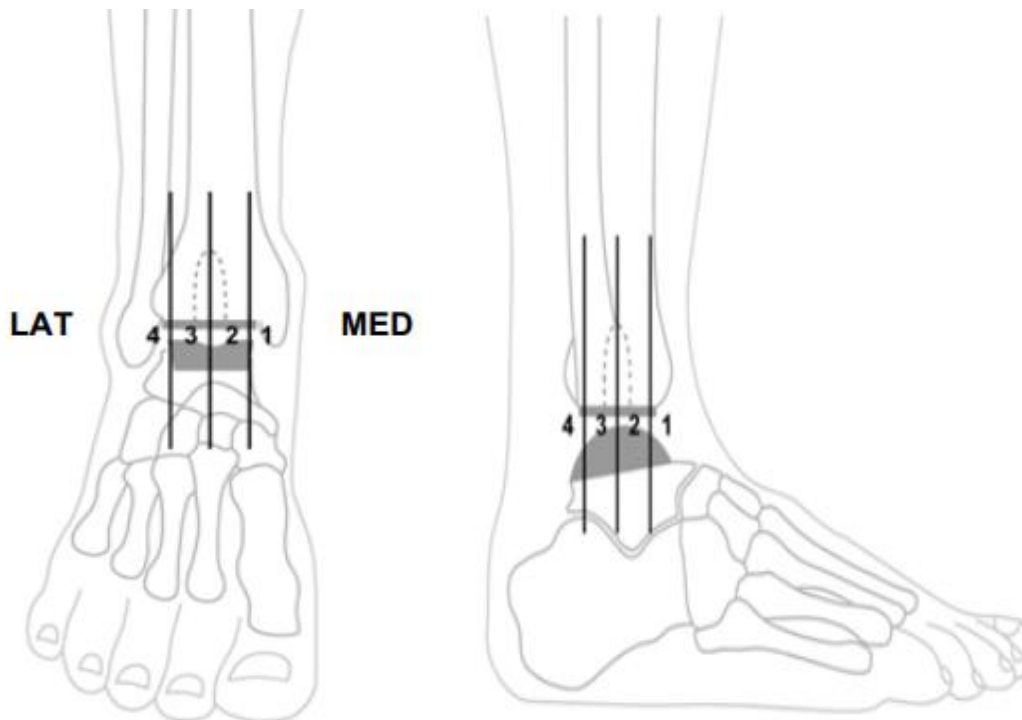


Abb. 10: Einteilung des periprothetischen Bereiches in Zonen in a.p.- (links) und seitlicher Aufnahme (rechts), (www.memcms.memdoc.org)

Ein bestehendes Problem in der aktuellen Literatur sind die unterschiedlichen und uneinheitlichen Definitionen von relevanten Lysesäumen und Zysten. Relevante periprothetische Lysesäume wurden im Folgenden als Aufhellungen von mindestens 1mm Breite im gesamten umgebenden Bereich, unmittelbar angrenzend an die Prothese (Radioluzenz-Linien) oder von $\geq 2\text{mm}$ Breite in mindestens einer periprothetischen Zone (siehe Abbildung 11) definiert (Bonnin et al., 2011; Koivu et al., 2009; Nodzo, Miladore, Kaplan, & Ritter, 2014).

Eine beispielhafte Darstellung eines relevanten periprothetischen Lysesaaumes soll die nachfolgende Abbildung 11 geben:



Abb. 11: Periprothetischer Lythesaum (roter Kreis) im medialen angrenzenden Bereich der tibialen Prothesenkomponente und des tibialen Verankerungsdübels (Stewart et al., 2017)

Subchondrale Zysten in Tibia, Talus oder Fibula wurden definiert als rundliche oder ovale, homogene Aufhellung mit scharfer Abgrenzbarkeit zur gesunden Knochenmatrix. Eine solche zystenförmige Auffälligkeit wurde ab $\geq 5\text{mm}$ Größe als relevant angesehen.

Diese Definitionsgrenzen wurden anhand der gängigsten bestehenden Literatur festgelegt (Bonnin et al., 2011; Day et al., 2020; Gaudot et al., 2014; Koivu et al., 2009; Koo, Liddle, Pastides, & Rosenfeld, 2019; Nodzo et al., 2014; Saito et al., 2018).

Die Größe der Veränderungen wurde anhand des Vermessungs-Tools des PACS-Viewers bestimmt.

Eine beispielhafte Darstellung einer relevanten zystischen Veränderung in der an die Prothese angrenzenden Knochenmatrix sowie im Bereich des Innenknöchels, soll die nachfolgende Abbildung 12 geben:



Abb. 12: Resorptionszysten (rote Kreise) im direkt angrenzenden periprothetischen Bereich der tibialen Prothesenkomponente bzw. im Bereich des Innenknöchels (Röntgenbild der Schön Klinik München Harlaching)

Zur genaueren Einteilung der Lokalisation von zystischen Veränderungen wurden die Röntgenbilder sowohl in a.p.- als auch in seitlicher Aufnahme in insgesamt 10 imaginäre Zonen aufgeteilt. Dabei wurde in a.p.-Aufnahme der tibiale Bereich in 3, die Fibula in 1 und der Talus in 1 Zone unterteilt. In seitlicher Aufnahme wurde die Tibia in 2, der Talus in 3 Zonen unterteilt.

Das vorgenannte Schema wurde nach der von Besse, Brito und Lienhart (2009) entworfenen und in Abbildung 13 dargestellten Einteilung erstellt und angewendet.

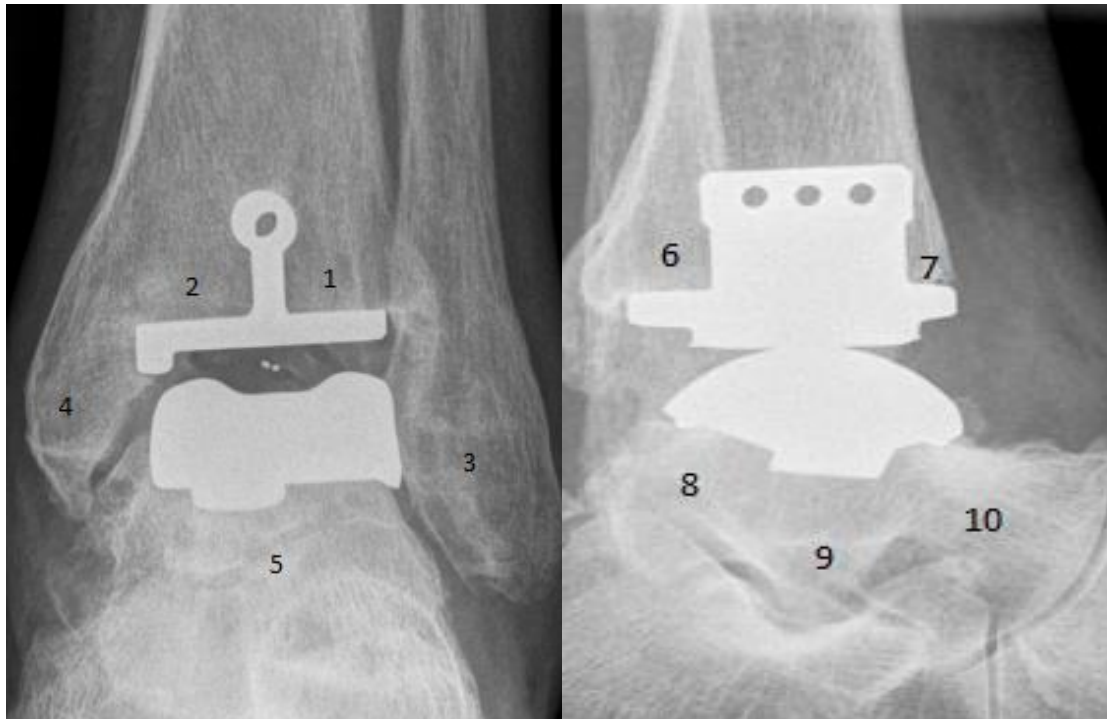


Abb. 13: Zonale Gliederung des OSG zur exakten anatomischen Einteilung aufgetretener Zysten in a.p.- (links) und seitlicher Aufnahme (rechts) nach Besse et al. (2009), (Röntgenbilder der Schön Klinik München Harlaching)

3.9 Intra- und postoperative Komplikationen

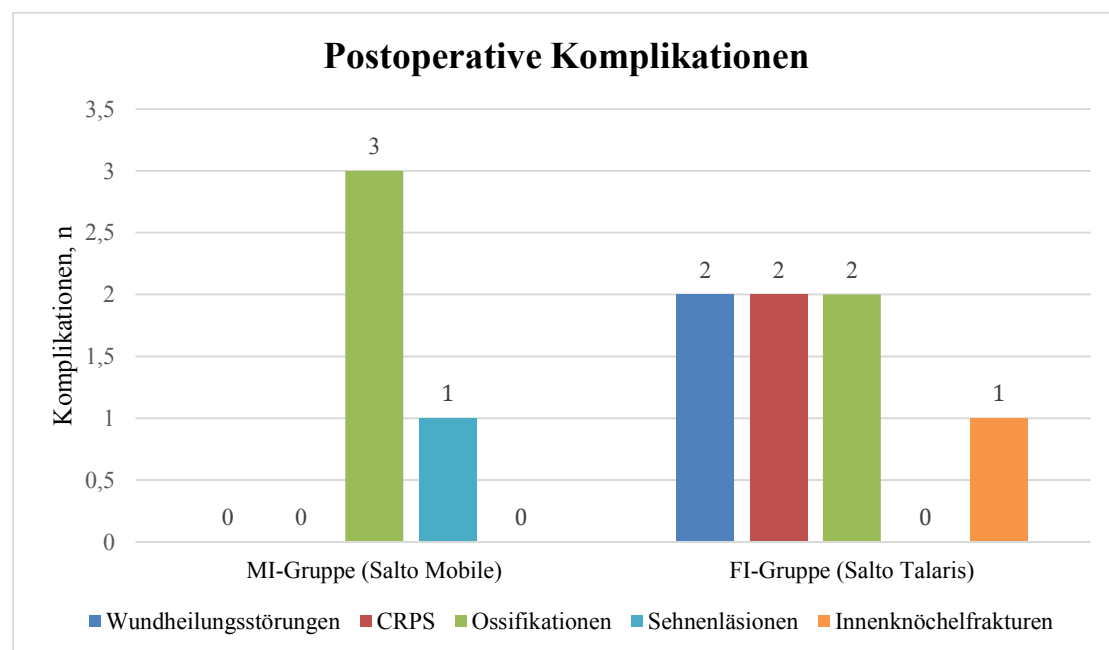
Intraoperative Komplikationen sind insgesamt selten und beinhalten unter anderem Frakturen, vor allem des Innenknöchels (Beickert, 2015; DiDomenico & Anania, 2011), des Außenknöchels oder des Talus oder Sehnenläsionen – insbesondere des Musculus Extensor hallucis longus durch den anterioren Zugang zum OSG und der dorsal gelegenen Sehne des Musculus Flexor hallucis longus.

Häufige frühe postoperative Komplikationen sind vor allem Wundheilungsstörungen, (Wund-)infektionen und – immobilitätsbedingt – tiefe Beinvenenthrombosen (TVT) mit konsekutiver Lungenarterienembolie. Im späten postoperativen Zeitraum kann es zu Bewegungseinschränkungen durch Ossifikationen, persistierenden Schmerzen (auch im Rahmen eines CRPS) oder andauernden sensorischen Defiziten kommen. Komponentenlockerungen oder Materialversagen werden zwar auch zu den späten postoperativen Komplikationen gerechnet, diese werden in diesem Fall jedoch gesondert im Abschnitt „Revisionen im Nachbeobachtungszeitraum“ thematisiert.

In der vorliegenden Studie kam es bei einem Patienten der FI-Gruppe zu einer intraoperativen Fraktur des Malleolus medialis, welche osteosynthetisch versorgt wurde, ein Patient der MI-Gruppe wurde bei Läsion der Sehne des Musculus Flexor hallucis longus mittels Sehnennaht versorgt.

Sowohl frühe als auch späte postoperative Komplikationen werden im nachfolgenden Diagramm 4 beschrieben:

Diagramm 4: Postoperative Komplikationen in der MI- und FI-Gruppe



In keiner der beiden Gruppen kam es zu einer tiefen Beinvenenthrombose oder einer Lungenarterienembolie.

3.10 Revisionen im Nachbeobachtungszeitraum

Im Nachbeobachtungszeitraum (mittleres Followup in der MI-Gruppe 31,6 Monate, in der FI-Gruppe 29,2 Monate) kam es in der MI-Gruppe zu insgesamt zwei Revisionseingriffen, in der FI-Gruppe kam es zu einem Revisionseingriff. Ein Revisionseingriff wird dabei definiert als Wechsel mindestens einer Komponente der betroffenen Endoprothese bzw. dem kompletten Ausbau derselben (Saltzman et al., 2003).

In der Mobile-Gruppe wurde bei einem Patienten ein Wechsel des PE-Inlays bei Abnutzung und eine periprothetische Zystenauffüllung mittels autologer

Beckenkammspongiosa 24 Monate nach Primärimplantation durchgeführt. Bei einem weiteren Patienten erfolgte ein Wechsel des PE-Inlays bei hochgradigem Verdacht auf Inlay-Bruch und -Luxation bei Z.n. Distorsionstrauma 28 Monate nach Primärimplantation (siehe Abb. 14).

In der Talaris-Gruppe wurde bei einem Patienten ein kompletter Ausbau der Endoprothese wegen aseptischer Lockerung der talaren Komponente bei Zustand nach sekundärer Instabilität mit Kraftausfall der Peronealsehnen nach Apoplex und vorbekannter rheumatoider Arthritis 15 Monate nach Primärimplantation vorgenommen.

Die folgende Abbildung 14 zeigt eine a.p.-Röntgenaufnahme einer „Salto“-Endoprothese mit luxiertem mobilem Inlay:



Abb. 14: a.p.-Röntgenbild einer „Salto“-OSG-Endoprothese mit luxiertem mobilem Inlay bei Z.n. Distorsionstrauma (Röntgenbild der Schön Klinik München Harlaching)

3.11 Statistische Auswertung der erhobenen Daten

Die Röntgenbilder der Patienten wurden gesichtet und die relevanten Ergebnisse jeweils in Microsoft Excel dem Nachbeobachtungszeitraum und der Patientengruppe zugewiesen. Die Auswertung der erhobenen Daten erfolgte mittels der statistischen Datenbearbeitungs- und -analyse-Software SPSS der Firma IBM. Dabei wurden die in Microsoft Excel gespeicherten Daten in SPSS eingeschleust und statistisch bearbeitet. Der Mittelwertvergleich in Bezug auf Patienten mit Zystenausbildung in den Gruppen „mobiles Inlay“ und „fixiertes Inlay“ sollte mithilfe eines t-Tests für unabhängige Stichproben berechnet werden.

Auf die gleiche Weise sollte der Mittelwertvergleich in Bezug auf Patienten mit Lysesaubildung in den beiden Gruppen berechnet werden. Dabei sollte für jedes Followup (12 Monate, 24 Monate, 36 Monate und 48 Monate) ein Mittelwertvergleich durchgeführt werden. Die Varianzhomogenität sollte mithilfe des Levene-Tests der Varianzgleichheit überprüft werden ($p > 0.05$). Aufgrund der kleinen Stichprobe mit $n < 50$ wurde mithilfe des Shapiro-Wilk-Tests die Verteilung der Gruppen überprüft. Da die Normalverteilung der Gruppen aufgrund eines signifikanten Ergebnisses angezweifelt werden konnte, wurde anstelle des geplanten t-Tests der vergleichbare Mann-Whitney-U-Test verwendet.

Bei der Analyse wurden Patientendaten, welche indirekt erhoben wurden, wie das angenommene Nicht-Vorliegen einer Zyste oder eines Lysesaaumes nach 24 Monaten ohne vorliegendes Followup bei jedoch stattgehabten Followups nach 12 sowie 36 Monaten – jeweils ohne radiologische Auffälligkeiten – ebenfalls in die Auswertung miteinbezogen. Im Gegenzug wurde bei Patienten, bei welchen beispielshalber nach 36 Monaten radiologisch Zysten oder Lysesäume entdeckt wurden und welche nach 48 Monaten nicht mehr zum Followup erschienen waren, dennoch das Vorliegen einer Zyste bzw. eines Lysesaaumes auch zum Zeitpunkt des 48 Monate-Followups angenommen und die Daten somit ebenfalls in die Auswertung miteinbezogen.

Zur Ermittlung der Survival Rate der MI- und FI-Gruppe wurde eine Überlebenszeitanalyse nach Kaplan-Meier und zum Vergleich der beiden Gruppen ein Log-Rank-Test durchgeführt.

Für das Signifikanzniveau wurde stets eine Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% angenommen ($p \leq 0,05$).

Die Auswertung wurde eigenständig durch den Autor dieser Arbeit durchgeführt.

4. Ergebnisse

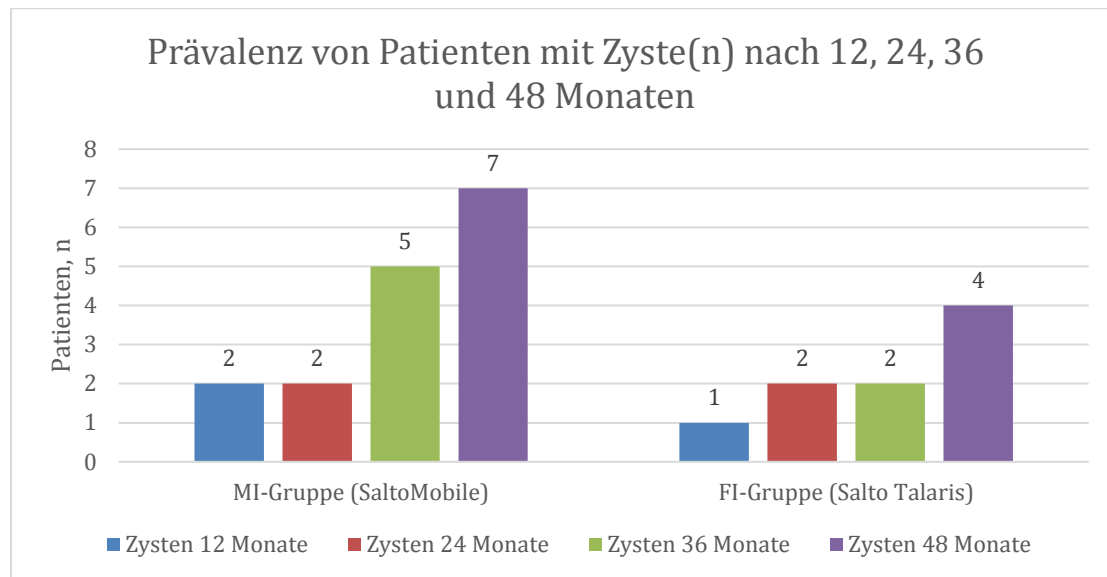
4.1 Zysten in der MI- und FI-Gruppe im jeweiligen Nachbeobachtungszeitraum

Im nachfolgenden Test sollte zu jedem Nachbeobachtungszeitpunkt die jeweilige Prävalenz von Patienten ermittelt werden, welche mindestens eine Zyste im periprothetischen Bereich von Tibia, Talus oder Fibula aufweisen. Dabei wurde für jeden Patienten, unabhängig von der Anzahl oder Lokalisation der Zysten, jeweils nur das erste Auftreten einer Zyste berücksichtigt, bei 2 Patienten der MI-Gruppe entwickelte sich im Verlauf jeweils eine zweite Zyste.

Zur Überprüfung des Vorliegens einer Normalverteilung der Werte hinsichtlich der Patienten mit Zystenausbildung nach 12, 24, 36 und 48 Monaten in der MI- und FI-Gruppe wurde der Shapiro-Wilk-Test durchgeführt. Sowohl für die MI- als auch für die FI-Gruppe war das Ergebnis des Tests für jeden Untersuchungszeitraum stets signifikant ($p < 0,05$) und die Nullhypothese des Vorliegens einer Normalverteilung wurde deshalb verworfen. Deshalb wurde zum Mittelwertvergleich der beiden Gruppen in Bezug auf Patienten mit Zystenausbildung nach 12, 24, 36 und 48 Monaten anstatt des t-Tests für ungepaarte Stichproben jeweils der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Der Wert für die asymptotische Signifikanz betrug $p = 0,525$ für die Variable „Zystenbildung nach 12 Monaten“. Für die Variablen „Zystenbildung nach 24 Monaten“, „Zystenbildung nach 36 Monaten“ betrug die Werte für die asymptotische Signifikanz $p = 0,970$ bzw. $p = 0,341$. Für die Variable „Zystenbildung nach 48 Monaten“ betrug der Wert für die exakte Signifikanz $p = 1,000$. Der Unterschied zwischen den beiden Gruppen wurde somit zu jedem Untersuchungszeitpunkt als nicht signifikant ($p > 0,05$) angesehen.

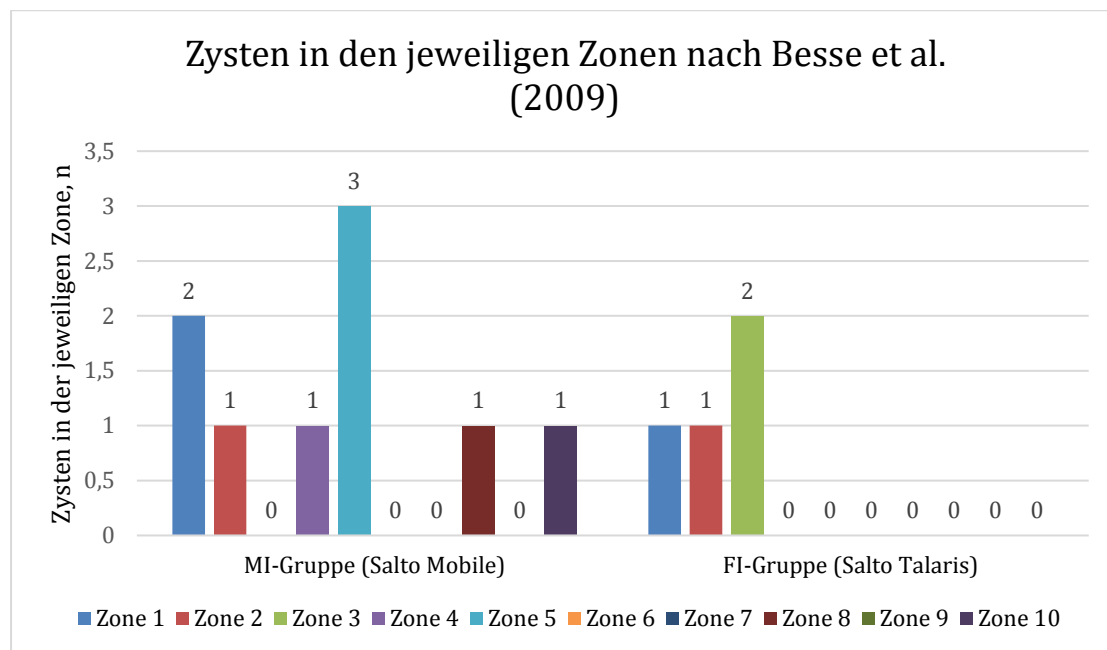
Bis zum ersten Auftreten einer Zyste vergingen in der MI-Gruppe nach der Primärimplantation der Prothese im Schnitt 32,57 Monate, in der FI-Gruppe betrug dieser Wert im Schnitt 33 Monate. Auch auf diese beiden Mittelwerte hin wurde ein Vergleich mittels Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Dieser ergab, dass sich die Mittelwerte der beiden Gruppen in Hinsicht auf das erste Auftreten von Zysten hin nicht signifikant unterscheiden ($p > 0,05$), der Wert für die exakte Signifikanz betrug $p = 0,844$.

Diagramm 5: Prävalenz von Patienten mit periprothetischer Zystenausbildung



Im nachfolgenden Test wurde eine Analyse der Gesamtanzahl der aufgetretenen Zysten in den jeweiligen Gruppen über den gesamten Nachbeobachtungszeitraum von 48 Monaten durchgeführt. Dazu wurden in beiden Gruppen alle aufgetretenen Zysten in den Zonen 1, 2, 4, 6 und 7 nach Besse et al. (2009) in „tibiale Zysten“, der Zone 3 als „fibulare Zysten“ und den Zonen 5, 8, 9 und 10 in „talare Zysten“ eingeteilt (siehe Abbildung 11). Zur Überprüfung des Vorliegens einer Normalverteilung der Werte hinsichtlich der Gesamtzahl der tibialen, fibularen und talaren Zysten in der MI- und FI-Gruppe wurde jeweils der Shapiro-Wilk-Test durchgeführt. Dabei war das Ergebnis stets signifikant ($p < 0,05$) und die Nullhypothese des Vorliegens einer Normalverteilung wurde somit verworfen. Im Anschluss wurde deshalb zum Mittelwertvergleich der MI- und FI-Gruppe hinsichtlich der Gesamtanzahl der tibialen, fibularen und talaren Zysten der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Aufgrund der geringen untersuchten Patientenzahl wurde jeweils die exakte Signifikanz berechnet. Das Ergebnis für den Mittelwertvergleich der Variable „tibiale Zysten“ lag bei $p = 0,920$, für die Variable „fibulare Zysten“ lag der Wert bei $p = 0,385$. Das Ergebnis für den Mittelwertvergleich der Variable „talare Zysten“ lag bei $p = 0,188$. Der Unterschied der beiden Gruppen in Hinsicht auf die Variablen „tibiale Zysten“ und „fibulare Zysten“ sowie „talare Zysten“ wurde somit jeweils als nicht signifikant gewertet ($p > 0,05$).

Diagramm 6: Aufgetretene Zysten in den jeweiligen Zonen nach Besse et al. (2009)



4.2 Periprothetische Lysesäume in der MI- und FI-Gruppe im jeweiligen Nachbeobachtungszeitraum

Der nachfolgende Test soll zu jedem Nachbeobachtungszeitpunkt die jeweilige Prävalenz von denjenigen Patienten in der MI- und FI-Gruppe überprüfen, welche im periprothetischen Bereich der Tibia- oder Taluskomponente einen relevanten Lysesaum aufweisen. Dabei wurde ein Lysesaum von 1mm Breite, welcher im gesamten angrenzenden Bereich an die Prothese zu sehen war, genauso bewertet wie ein Lysesaum von 2mm Breite, welcher sich in mindestens einem an die Prothese angrenzenden Bereich befand. Für jeden Patienten wurde dabei unabhängig von der Anzahl oder Lokalisation der Lysesäume jeweils nur das erste Auftreten eines Lysesaaumes berücksichtigt, bei einem Patienten der MI-Gruppe trat im Verlauf nach initialem Auftreten eines tibialen Lysesaaumes ein zweiter Lysesaum um die talare Komponente auf.

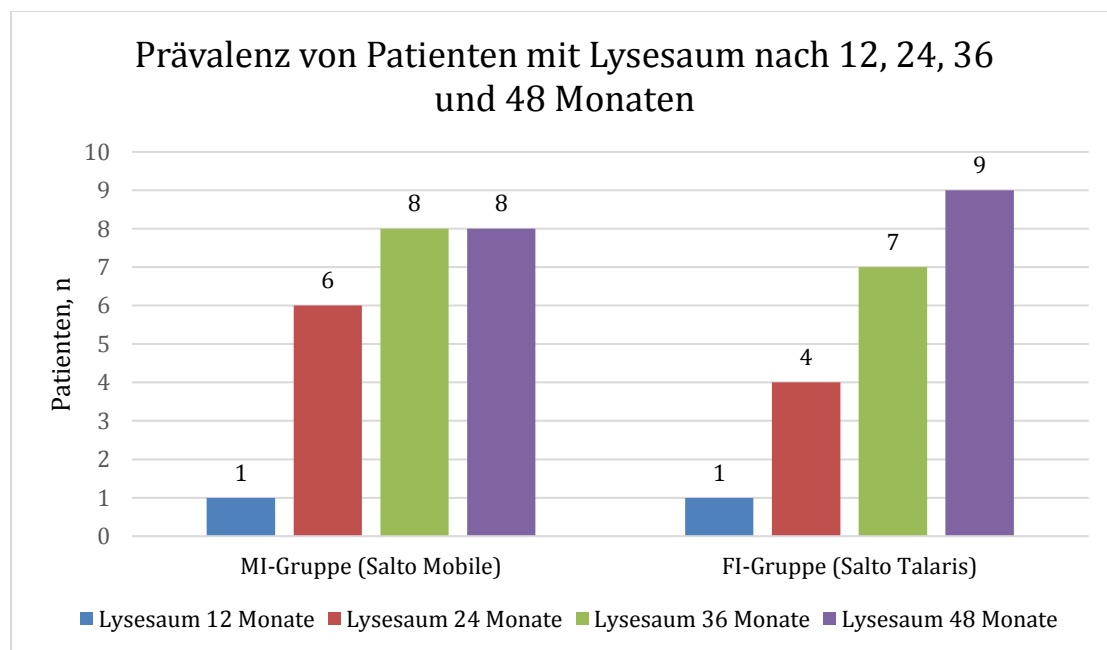
Zur Überprüfung einer Normalverteilung der Werte in Bezug auf Patienten mit Lysesaumausbildung nach 12, 24, 36 und 48 Monaten der MI- und FI-Gruppe wurde jeweils der Shapiro-Wilk-Test durchgeführt. Für alle Variablen konnte eine hohe

Signifikanz festgestellt werden ($p < 0,05$) und die Nullhypothese des Vorliegens einer Normalverteilung somit verworfen werden.

Deshalb wurde nachfolgend der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Der Wert für die Variable „Lysesaumausbildung nach 12 Monaten“ lag bei $p = 0,952$, die Werte für die Variablen „Lysesaumausbildung nach 24, 36 bzw. 48 Monaten“ lagen bei $p = 0,607$, $p = 0,677$ bzw. $p = 0,272$. Das Ergebnis des Mittelwertvergleiches beider Gruppen in Hinsicht auf diese Variablen wurde daher als nicht signifikant ($p > 0,05$) angesehen.

Bis zum Auftreten des ersten Lysesaaumes nach Primärimplantation der Prothese dauerte es in der MI-Gruppe durchschnittlich 25,5 Monate, in der FI-Gruppe durchschnittlich 32 Monate. Der Mittelwertvergleich dieser beiden Werte mittels Mann-Whitney-U-Test ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen ($p > 0,05$), der Wert für die exakte Signifikanz lag bei $p = 0,277$.

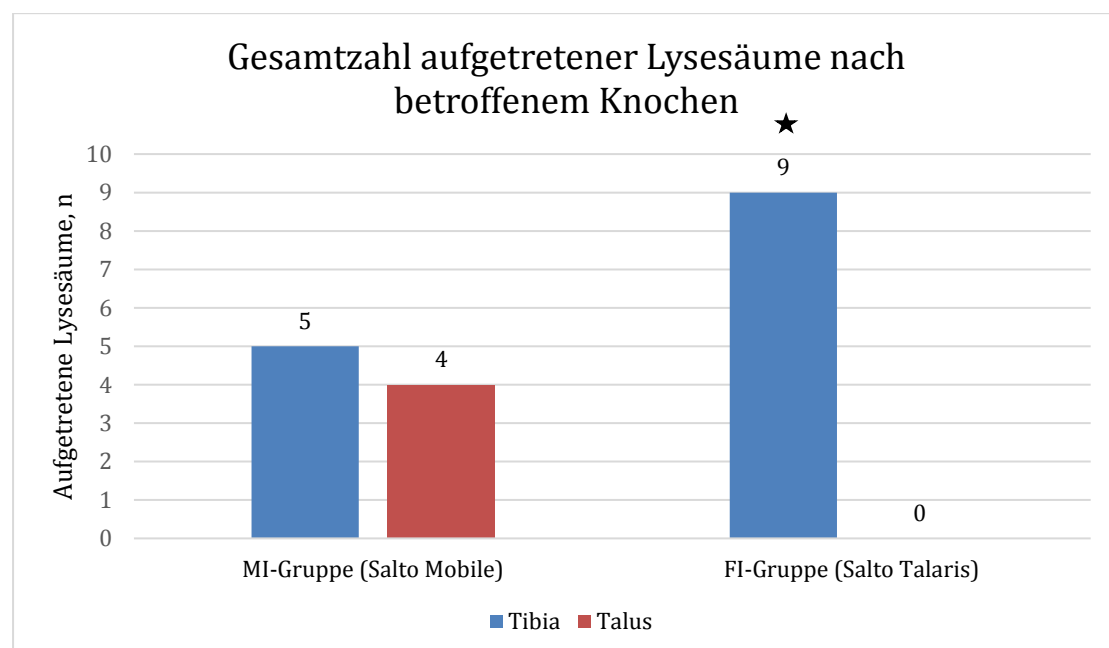
Diagramm 7: Prävalenz von Patienten mit periprothetischem Lysesaum



Der nachfolgende Test zeigt eine Analyse der Gesamtanzahl der aufgetretenen periprothetischen Lysesäume in entweder Tibia oder Talus in den jeweiligen Gruppen über den gesamten Nachbeobachtungszeitraum von 48 Monaten. Dazu wurden in beiden Gruppen alle aufgetretenen Lysesäume je nach betroffenem Knochen in „tibiale Lysesäume“ oder „talare Lysesäume“ eingeteilt. Zur Überprüfung des Vorliegens einer Normalverteilung der Werte hinsichtlich der Gesamtzahl tibialer und talarer Lysesäume

in der MI- und FI-Gruppe wurde jeweils der Shapiro-Wilk-Test durchgeführt. Dabei war das Ergebnis stets signifikant ($p < 0,05$) und die Nullhypothese des Vorliegens einer Normalverteilung wurde somit verworfen. Im Anschluss wurde daher an Stelle des t-Tests für unabhängige Stichproben zum Mittelwertvergleich der MI- und FI-Gruppe hinsichtlich der Gesamtanzahl tibialer bzw. talarer Lysesäume der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Das Ergebnis für den Mittelwertvergleich der Variable „talare Lysesäume“ lag bei $p = 0,063$ und wurde somit als nicht signifikant gewertet ($p > 0,05$). Das Ergebnis der asymptotischen Signifikanz für den Mittelwertvergleich der Variable „tibiale Lysesäume“ lag hingegen bei $p = 0,042$. Somit konnte diesbezüglich von einem signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) der beiden Gruppen ausgegangen werden (Sternchen in Diagramm 8). Nach Überprüfung der Effektstärke dieses signifikanten Ergebnisses ($r = 0,359$) konnte diese als mittelstark angesehen werden ($0,3 \leq r < 0,5$).

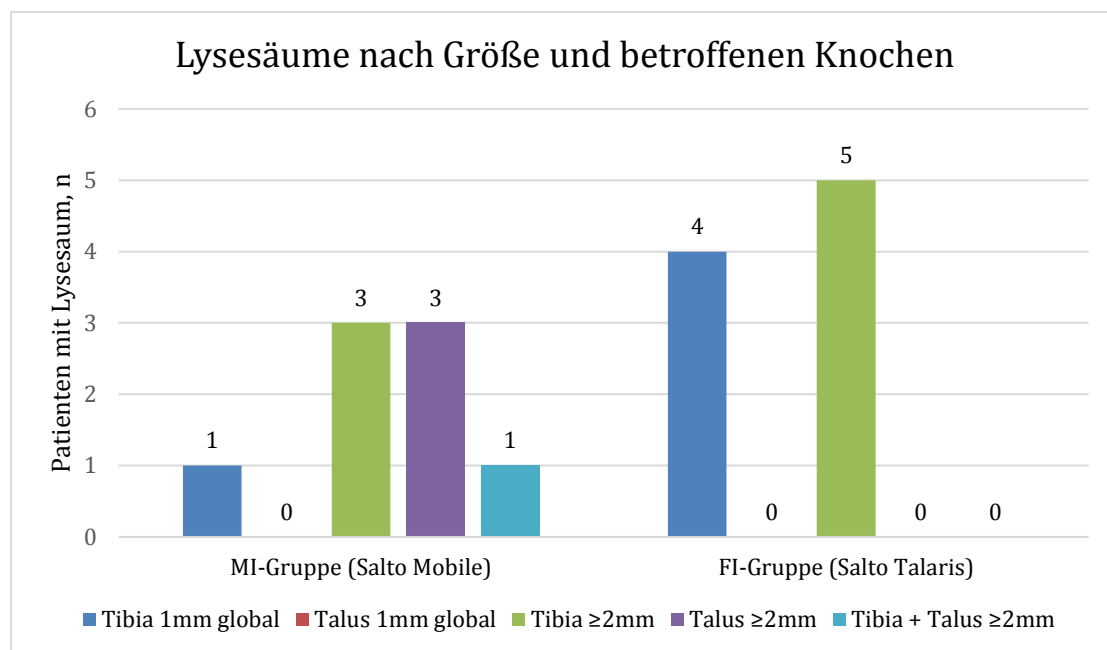
Diagramm 8: Gesamtanzahl der aufgetretenen Lysesäume nach betroffenem Knochen



In einem weiteren Test sollte untersucht werden, ob periprothetische Lysesäume – diesmal unterteilt in zum einen mindestens 1mm breit und global um die tibiale bzw. talare Komponente auftretend oder zum anderen mindestens 2mm breit und mindestens in einer Zone um die tibiale bzw. talare Komponente auftretend – über den gesamten Nachbeobachtungszeitraum in der MI- und FI-Gruppe gleich häufig auftreten.

Für beide Variablen wurde dafür zunächst jeweils der Shapiro-Wilk-Test zur Überprüfung der Normalverteilung durchgeführt. Für beide Variablen war das Ergebnis signifikant ($p < 0,05$) und die Annahme des Vorliegens einer Normalverteilung konnte somit verworfen werden. Im nachfolgend durchgeführten Mann-Whitney-U-Test wurde jeweils ein Mittelwertvergleich beider Gruppen für beide Variablen durchgeführt. Sowohl für mindestens 1mm breite, globale periprothetische Lysesäume („1mm breite Lysesäume“), als auch für die mindestens 2mm breiten, in mindestens einer Zone vorkommenden periprothetischen Lysesäume („2mm breite Lysesäume“) ergab sich dabei kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Für die Variable „1mm breite Lysesäume“ lag das Ergebnis bei $p = 0,080$. Für die Variable „2mm breite Lysesäume“ wurde ein Wert von $p = 0,856$ bestimmt.

Diagramm 9: Aufgetretene Lysesäume nach Größe und betroffenem Knochen



4.3 Survival Rates in der MI- und FI-Gruppe

Zur Ermittlung der mittleren Survival Rate der beiden Gruppen wurde eine Überlebenszeit-Analyse nach Kaplan-Meier durchgeführt.

Dabei wurde der Zeitraum bis zu einem Revisionseingriff in Monaten als ereignisfreies Überleben definiert. Der prozentuale Anteil der Prothesen, welcher bis 48 Monate nach Primärimplantation ohne Revisionseingriff in situ verblieb, wurde als Survival Rate definiert.

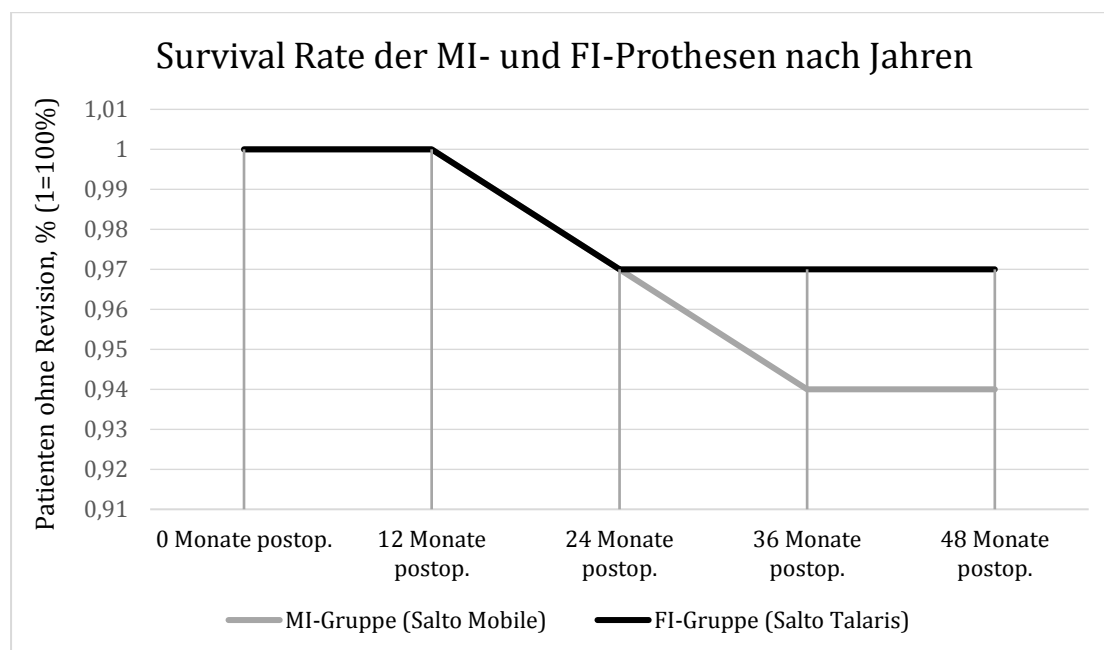
In der MI-Gruppe betrug die errechnete mittlere Überlebenszeit im beobachteten Nachuntersuchungszeitraum von 48 Monaten im Mittel schätzungsweise 46,94 Monate (45,44 - 48,44 Monate). Die Survival Rate der MI-Gruppe in demselben Zeitraum betrug 94,3%.

In der FI-Gruppe betrug die errechnete mittlere Überlebenszeit in demselben Nachbeobachtungszeitraum im Mittel schätzungsweise 47,35 Monate (46,09 – 48,60). Die Survival Rate der FI-Gruppe in demselben Zeitraum betrug 97,1%.

Zur Beurteilung, ob der Unterschied zwischen den beiden Kaplan-Meier-Überlebenskurven signifikant ist, wurde der Log-Rank-Test durchgeführt.

Aus dem Log-Rank-Test ergab sich, dass der Unterschied zwischen den Kaplan-Meier-Überlebenskurven beider Gruppen nicht signifikant war ($p = 0,512$).

Kaplan-Meier-Kurve der Prothesen-Survival Rate der MI- und FI-Gruppe



5. Diskussion

Das Studienziel war der Vergleich zweier – bis auf die Befestigungsart des Inlays – nahezu baugleicher OSG-Prothesen hinsichtlich ihres radiologischen Outcomes in festgelegten postoperativen Intervallen.

Die beiden Haupthypothesen postulierten, dass bei der Patientengruppe mit fixiertem Inlay sowohl prothesennahe Zysten als auch periprothetische Lysesäume signifikant weniger häufig auftreten als bei der Patientengruppe mit mobilem Inlay.

Sowohl in Bezug auf die Ausbildung von Zysten als auch von Lysesäumen lässt sich in beiden Gruppen zusammenfassend kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Prothesen erkennen. Die Nullhypothese konnte somit nicht verworfen werden.

5.1 Ausbildung periprothetischer Zysten

In Hinsicht auf die Ausbildung von relevanten prothesennahen Resorptionszysten nach 12, 24, 36 bzw. 48 Monaten postoperativ ließ sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden verwendeten Prothesenmodellen feststellen, auch wenn in der FI-Gruppe insgesamt etwas weniger Zysten auftraten. Auch in Hinsicht auf den von einer Zystenbildung betroffenen Knochen ließ sich im Vergleich der beiden Prothesenmodelle kein signifikanter Unterschied feststellen.

In der FI-Gruppe traten Zysten in Tibia und Fibula, jedoch nicht im Talus auf. In der MI-Gruppe waren talare Zysten minimal häufiger nachzuweisen als tibiale Zysten. Fibuläre Zysten konnten in der MI-Gruppe nicht nachgewiesen werden.

Arcângelo et al. (2019) stellten in einer großen Metaanalyse zur Inzidenz von Zysten bei verschiedenen Prothesenmodellen fest, dass Zysten vor allem tibial, seltener talar und äußerst selten fibular auftraten. Diese Erkenntnis deckt sich vor allem mit den vorliegenden Ergebnissen der FI-Gruppe. Auch in einer längerfristigen Followup-Studie der Salto Talaris-Prothese von Day et al. (2020) traten Zysten zu 83% im Bereich der Tibia auf.

Dementgegen kamen jedoch Müller, Walther, Röser und Krenn (2016) in ihrer Studie zu der Erkenntnis, dass talare Zysten häufiger als tibiale Zysten auftreten. Diese Tendenz zeigte sich angedeutet auch in der vorliegenden Studie bei der MI-Gruppe. Nunley et al. (2019) stellten in ihrer Studie zum direkten Vergleich von OSG-Prothesen mit fixiertem und mobilem Inlay ebenfalls eine signifikant höhere Zahl von talaren Zysten bei Prothesen mit mobilem Inlay fest. Die vorliegende Diskrepanz könnte auch

an der Analyse der radiologischen Veränderungen liegen, welche in den meisten Studien lediglich anhand konventioneller Röntgenbilder erfolgte. Laut Arcangelo et al. (2019) konnten bei zusätzlicher Durchführung einer Computertomographie vor allem initiale, kleinere Zysten im Talus detektiert werden, welche auf den konventionellen Röntgenbildern nicht darstellbar waren.

In der vorliegenden Arbeit erfolgte die retrospektive Auswertung ebenso anhand konventioneller Röntgenbilder, zum einen aufgrund der schnellen und unkomplizierten Durchführbarkeit, jedoch auch, um eine unnötige Strahlenbelastung für die Patienten zu vermeiden.

Insbesondere zur Detektion kleinerer Zysten, welche im Verlauf jedoch größenprogredient sein könnten, sollte in der Folge eine Verlaufskontrolle mittels CT-Untersuchungen erwogen werden.

Prospektiv könnte dabei auch die digitale Volumentomographie eine wichtige Rolle spielen. Der Vorteil dieser Methode ist die dreidimensionale Darstellung des Gelenkes, welche auch unter Belastung durchgeführt werden kann und somit einen wichtigen Beitrag zur Klärung der Stabilität und eventuell persistierender knöcherner Rückfußfehlstellungen liefern könnte. Problematisch ist dabei jedoch die potenziell eingeschränkte Beurteilbarkeit aufgrund der Metallunterdrückung bei vorhandener metallener Prothese (Malfroy Camine, Rüdiger, Pioletti, & Terrier, 2016).

Auch wenn in der vorliegenden Studie die Nullhypothese nicht verworfen werden konnte, so zeigte sich dennoch eine Tendenz zu einem etwas häufigerem Auftreten von Zysten bei Patienten der MI-Gruppe. Hierfür könnte, wie bereits im Abschnitt 1.8.1 erwähnt, eine immunogene Fremdpartikelreaktion auf Abriebteilchen, insbesondere des PE-Inlays, welche unter anderem durch einen erhöhten intraartikulären Druck durch die Synovialflüssigkeit in den angrenzenden Prothesen-Knochen-Spalt gelangen, hauptverantwortlich sein (Noordin & Masri, 2012; Ollivere et al., 2012; Schipper et al., 2017). Dabei wird häufig die Entwicklung kleinerer Abriebpartikel bei Prothesen mit mobilem Inlay aufgrund der freieren Führung und der konsekutiv höheren Beweglichkeit und Reibung im Vergleich zu Prothesen mit fixiertem Inlay als deutlich höher angesehen (Arcangelo et al., 2019; Gill, 2004).

Einen weiteren für die Zystenentstehung möglicherweise bedeutsamen Unterschied stellt die unterschiedliche Beschichtung der metallenen Prothesenoberflächen der Salto Mobile- und Salto Talaris-Prothese dar. Während die Salto Mobile-Prothese mittels

Titan und Hydroxylapatit doppelt beschichtet wurde, war die Salto Talaris-Prothese lediglich mit Titan beschichtet.

Prothesenbeschichtungen mit Hydroxylapatit allein oder in Kombination mit Titan standen in unterschiedlichen Studien im Verdacht, osteolytische Veränderungen zu begünstigen (Roukis & Elliott, 2015; Singh et al., 2016).

Besse (2015) postulierte, dass eine doppelte Beschichtung mit Titan und Hydroxylapatit zu einer unzureichenden Primärverankerung der Prothese führen könne und somit die Prothesen-Knochen-Grenze für die Synovialflüssigkeit, welche durch einen erhöhten intraartikulären Druck dorthin gelangen könne, zugänglich mache.

Theoretisch könnte so eine vergrößerte „Angriffsfläche“ für im Verlauf entstehende Abriebteilchen entstehen, wodurch eine immunologische Fremdpartikelreaktion im angrenzenden Knochen umso schneller in Gang kommen könnte.

Durch das mobile Inlay und die doppelte Beschichtung wäre die Salto Mobile-Prothese somit theoretisch anfälliger für die Entwicklung zystischer Veränderungen.

Diese entwickelten sich im Schnitt nach 32,57 Monaten (MI-Gruppe) bzw. nach 33 Monaten (FI-Gruppe).

Bonnin et al. (2011) unterscheiden zwischen im frühen postoperativen Zeitraum entstandenen osteolytischen Veränderungen, welche meistens nicht progredient sind und am ehesten tibial aufgrund biomechanischer Phänomene wie „stress-shielding“ und „micro-motion“ auftreten, und erst im späteren Verlauf auftretenden, oftmals größenprogredienten Zysten, welche aufgrund biochemischer, immunogener Reaktionen entstehen.

Auch Knecht et al. (2004), Pyevich, Saltzman, Callaghan und Alvine (1998) sowie Yoon, Lee, Choi und Lee (2014) unterstützen diese Theorie und bezeichnen die früh auftretenden Osteolysen als „ballooning lysis“, welche aufgrund einer verzögerten syndesmatischen Fusion durch „micro-motion“ auftreten, und die später auftretende „expansile lysis“, welche durch biochemische Prozesse als Reaktion auf Abriebteilchen entsteht und im Verlauf größenprogredient ist.

Die Tatsache, dass bei der vorliegenden Studie Zysten eher später nachgewiesen werden konnten, würde daher eine immunologische Genese unterstützen und könnte auch erklären, warum im bisher eher kurzen Nachbeobachtungszeitraum von 48 Monaten kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen in Bezug auf die Ausbildung von Zysten nachgewiesen werden konnte. Längere Followup-Zeiträume könnten in der Zukunft zu mehr nachgewiesenen Zysten und in der Folge

möglicherweise zu einem signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen führen.

Auch Gaudot et al. (2014) sowie Nunley et al. (2019) sehen längere Nachbeobachtungszeiträume bei vorliegenden Zysten mit klinischer Inappetenz in der Folge als notwendig an, um eine Befundprogredienz und mögliche Lockerung der Prothese frühzeitig erkennen zu können.

5.2 Ausbildung periprothetischer Lysesäume

In Hinsicht auf die Entstehung periprothetischer Lysesäume lässt sich zusammenfassend ebenfalls kein eindeutiger Unterschied nach 12, 24, 36, und 48 Monaten zwischen den beiden verwendeten Prothesenmodellen eruieren, ebenfalls nicht in Hinsicht auf die Qualität der beobachteten Lysesäume – ob 2mm breit und nur in einer Zone vorhanden bzw. nicht breiter als 1mm und global periprothetisch bestehend.

Betrachtet man hingegen den Knochen bzw. um welchen Prothesenteil sich besagte Lysesäume ausbilden, so kam es in der FI-Gruppe um den tibialen Prothesenteil signifikant häufiger zu einer Ausbildung von Lysesäumen als in der MI-Gruppe, die Gesamtzahl der aufgetretenen Lysesäume unterschied sich bei beiden Modellen jedoch nicht signifikant.

In einem systematischen Review von Roukis und Elliott (2015) zur Revisionsinzidenz beider Prothesen zeigte sich ebenfalls die Tendenz, dass sich periprothetische Lysesäume bei der Salto Talaris-Prothese am häufigsten entlang der tibialen Komponente ausbilden. Auch Nunley et al. (2019) und Gaudot et al. (2014) sahen die Entstehung von Lysesäumen bei der Analyse von Prothesen mit fixiertem Inlay nahezu ausschließlich tibialseitig.

Bei der Untersuchung der Infinity-Prothese, einer weiteren 2-Komponenten-Prothese mit fixiertem Inlay, zeigten sich die Lysesäume im Bereich der Tibia deutlich häufiger (Saito et al., 2018).

Ein Grund hierfür scheinen die am lateralen Rand der Prothese wirkenden Scherkräfte bei seitlich auf die Prothese einwirkendem Stress zu sein. Dieser Stress wird bei der Salto Talaris-Prothese aufgrund der Fixierung des PE-Inlays an der Tibiakomponente direkt auf die tibialseitige Prothesen-Knochen-Grenze übertragen und könnte somit aseptische Lockerungen in der Folge begünstigen (Nunley et al., 2019).

Auch Terrier, Fernandes, Guillemin und Crevoisier (2017) sehen ein höheres Maß an Führung („constraint“), wie sie bei der Salto-Talaris-Prothese gegeben ist, als ausschlaggebend für eine vermehrte Spannungsbelastung der trabekulären Knochenanteile an.

Eine weitere Theorie zur generellen Entstehung von Lysesäumen betrifft das bereits unter Abschnitt 1.8.4 erwähnte „stress-shielding“.

Knochenbereiche, welche durch ungleiche Belastungsanteile der Prothese, unter anderem durch Malalignment bedingt, weniger belastet werden, verändern demnach im Rahmen eines „bone-remodelling“ ihre Struktur im Sinne einer fortschreitenden Knochenresorption (Oh & Harris, 1978; van Wijngaarden et al., 2015).

Valderrabano, Hintermann und Dick (2004) sowie Wood, Clough und Jari (2000) halten radiologisch nachweisbare Luzenzlinien, also Lysesäume, für ein Resultat dieses „stress-shielding“, insbesondere wenn diese global im gesamten periprothetischen Bereich auftreten.

Prothesen mit mobilem Inlay bieten bei exaktem Alignment eine höhere Kongruenz bei verminderter Führung und sorgen somit – theoretisch – für eine gleichmäßigere Druckverteilung auf das PE-Inlay bei reduzierten Spitzendrücken (Easley et al., 2002; Espinosa et al., 2010; Gill, 2004). Bei einer Computeranalyse des Belastungsmusters der Salto Talaris-Prothese wurde eine im Vergleich zur Salto Mobile-Prothese höhere Inkongruenz festgestellt, welche zu Spitzendrücken in einzelnen Bereichen führte (Morris et al., 2015). Dies könnte in weniger belasteten Bereichen wiederum „stress-shielding“ begünstigen, welches sich dann möglicherweise als Lysesaum radiologisch nachweisen ließe.

Die Tatsache, dass in der vorliegenden Studie jedoch in der MI-Gruppe ebenso viele Lysesäume auftraten – wenn auch in heterogenerem Verteilungsmuster bezüglich des Knochens – könnte auch an der lediglich theoretisch höheren Kongruenz liegen. Aufgrund des mobilen Inlays ist die Salto Mobile-Prothese für ein Malalignment deutlich anfälliger als die Salto Talaris-Prothese. Selbst durch ein geringes Malalignment ändern sich durch Subluxation jedoch bereits die Belastungen in einem so kleinen Gelenk, sodass eher ein ungleiches Belastungsmuster mit sogenanntem „edge-loading“, also erhöhten Randbelastungen, entstehen kann, welches ebenso wie bei der Salto Talaris-Prothese zur Ausbildung von Lysesäumen führen kann (Nunley et al., 2019; Rodriguez et al., 2010).

Aggravierend könnte bei Vorliegen eines Malalignments zusätzlich das Phänomen der „micro-motion“ sein, welches, wie schon unter Abschnitt 1.8.3 beschrieben, als minimale Beweglichkeit der metallenen Prothesenkomponente gegenüber der Knochengrenze definiert wird und durch eine verzögerte Osseointegration bedingt sein kann.

Wahrscheinlich ist zudem auch, dass ähnliche Faktoren wie bei der Entstehung von Zysten einen Einfluss auf die Entstehung von Lysesäumen haben. So könnte die Beschichtung der metallenen Prothesenkomponenten wie auch Abriebteilchen des PE-Inlays oder der metallenen Komponenten ebenso eine Lysesaaumentstehung begünstigen. Durch ein Zusammenspiel all dieser Faktoren könnten in der Folge sekundäre Osteolysen entstehen (Espinosa et al., 2017).

Insgesamt sprächen einige Faktoren wie das „stress-shielding“ und die tibialseitig höheren lateralen Scherkräfte für ein vermehrtes Auftreten von Lysesäumen bei Prothesen mit fixiertem Inlay – wie in der vorliegenden Studie dann insbesondere tibialseitig – und wiederum andere Faktoren wie Malalignment mit „micro-motion“ und abriebinduzierte immunogene Fremdpartikelreaktionen – am ehesten im Zusammenspiel – für eine stärkere Ausprägung bei Prothesen mit mobilem Inlay.

In der vorliegenden Studie konnte zusammenfassend kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Prothesenmodellen in Bezug auf das Auftreten von Lysesäumen festgestellt werden.

Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen auch Gaudot et al. (2014). In deren Studie war das etwas häufigere Auftreten von Lysesäumen bei der Salto Mobile-Prothese im kurzfristigen Nachbeobachtungszeitraum ebenfalls nicht signifikant gewesen.

Roukis und Elliott (2015) beschrieben in einem systematischen Review zum Vergleich der beiden Prothesen im Verlauf eine höhere Inzidenz von Lysesäumen bei der Salto Mobile-Prothese, allerdings wurde nicht erwähnt, ob der Unterschied signifikant war.

Insbesondere für das Langzeitüberleben und das Begünstigen aseptischer Lockerungen bleibt die Rolle periprothetischer Lysesäume aktuell noch unklar. Viele Autoren sehen keinen besonderen Zusammenhang zwischen dem Vorliegen von Lysesäumen – insbesondere wenn diese nur partiell auftreten – und einem vermehrten Auftreten von Lockerungen (Marks, 2019; Nell & Hamel, 2013). Insgesamt scheinen Lysesäume ein sehr häufig zu beobachtendes Phänomen zu sein, welches lediglich in stark ausgeprägten Fällen zu Instabilitäten führt (Preyssas et al., 2012).

In der Folge werden weitere Studien notwendig sein, um vorhandene Lysesäume langfristig beobachten und mit klinisch-funktionellen Ergebnissen und möglichen Instabilitäten korrelieren zu können.

5.3 Survival Rates im Nachbeobachtungszeitraum

Die Nebenhypothese der vorliegenden Studie postulierte, dass die Salto Talaris-Prothese eine höhere Survival Rate nach 48 Monaten als die Salto Mobile-Prothese aufweisen würde. Zwar war dies nach 48 Monaten der Fall, der Unterschied zwischen den beiden Gruppen konnte jedoch nicht als signifikant gewertet werden.

In der MI-Gruppe betrug die mittlere Überlebenszeit schätzungsweise 46,94 Monate, in der FI-Gruppe 47,35 Monate. Die Survival Rate der MI-Gruppe betrug 94,3%, die der FI-Gruppe 97,1%. Umgekehrt betrug die Revisionsinzidenz 5,7% (Salto Mobile) bzw. 2,9% (Salto Talaris).

Die Tendenz der Ergebnisse deckt sich in etwa mit den Ergebnissen eines systematischen Reviews von Roukis und Elliott (2015), in welchem die Revisionsinzidenz bei Patienten mit Salto Mobile-Prothese mit 4% und bei Patienten mit Salto Talaris-Prothese mit 2,4% angegeben wird. Allerdings waren die Nachbeobachtungszeiträume mit durchschnittlich 55,2 Monaten (Salto Mobile) und 34,9 Monaten (Salto Talaris) unterschiedlich lang. Nunley et al. (2019) geben die Revisionsinzidenz mit 2,8% (Salto Mobile) bzw. 2,0% (Salto Talaris) an, wobei hier ausschließlich Daten zur Auswertung verwendet wurden, die nicht von den Erfindern der Prothesen erhoben wurden.

In einem mittelfristigen Nachbeobachtungszeitraum der Salto Talaris-Prothese berichtete Marks (2019) sogar über eine 100%-ige Survival Rate, Day et al. (2020) in einer langfristigen Nachbeobachtungsstudie von 82 mit der Salto Talaris-Prothese versorgten Patienten mit einem Mindest-Followup von 5 Jahren über eine Survival Rate von 97,6% nach 10 Jahren.

Insgesamt zeigt sich in der Literatur also eine Tendenz für eine höhere Survival Rate der Salto Talaris-Prothese.

Dies könnte an der Anzahl und auch an der Lokalisation auftretender Zysten liegen. Wan et al. (2018) sahen die Wahrscheinlichkeit eines Absinkens der Prothesenkomponente als frühes Zeichen einer Lockerung bei vorliegenden prothesennahen Zysten im Talus als wesentlich höher an als bei tibialen Zysten. Da

Zysten im Falle der Salto Talaris-Prothese vornehmlich im Bereich der Tibia auftreten, bei der Salto Mobile-Prothese jedoch eher heterogener verteilt sind, könnte dies einen Vorteil der Salto Talaris-Prothese in Bezug auf die Survival Rate darstellen.

Einen weiteren Einfluss auf die Survival Rate scheint auch die Erfahrung des jeweiligen Operateurs zu haben (Rodriguez et al., 2010; Röser et al., 2017). Da in der vorliegenden Studie die Eingriffe in beiden Gruppen durch dieselben Operateure erfolgten, ist dieser Faktor hier jedoch zu vernachlässigen.

Auch in Bezug auf die Survival Rate empfehlen sich also in der Folge längere Nachbeobachtungszeiträume, um spät entstehende Zysten früh genug erkennen zu können und rechtzeitig entsprechende Maßnahmen zur Erhaltung der Prothese treffen zu können.

In der vorliegenden Studie wurde in einem Fall der MI-Gruppe eine Revision zum Inlaywechsel bei Abnutzung und gleichzeitiger autologer Spongiosaauffüllung einer prothesennahen Zyste durchgeführt.

Die Kürettage von bestehenden Zysten mit anschließender Auffüllung mittels autologer Spongiosa, etwa aus dem Beckenkamm, gilt in den meisten Fällen bei nachgewiesenen größenproredienten Zysten als Standardtherapie (Arcangelo et al., 2019).

Einige Autoren wie Nell und Hamel (2013) sehen den Benefit der Zystenauffüllung mit autologer Spongiosa jedoch als bislang ungesichert an. Auch für Waizy et al. (2017) bleibt der Langzeitnutzen dieses Eingriffs unklar. Gross et al. (2016) halten das „bone cyst grafting“ jedoch für eine gute und effektive Methode, um die Stabilität der Prothese ohne Revisionseingriffe zu erhalten und die Survival Rate zu verlängern. Einen zusätzlichen Nutzen sehen die Autoren dabei insbesondere bei gleichzeitig oral verabreichten Bisphosphonaten. Auch Koivu et al. (2012) verabreichten nahezu allen Patienten mit osteolytischen Veränderungen Bisphosphonate. In einigen Studien konnte eine Korrelation zwischen der Gabe von Bisphosphonaten und einer niedrigeren Revisionsinzidenz bei Hüft- und Kniegelenkprothesen festgestellt werden (Khatod et al., 2015; Ro et al., 2019). Der langfristige Benefit bei der Versorgung von Patienten mit Endoprothesen des oberen Sprunggelenkes wird in der Folge noch geklärt werden müssen.

Sowohl die Auffüllung bereits bestehender Zysten mittels autologer Spongiosa als auch die orale Gabe von Bisphosphonaten könnten geeignete Maßnahmen zur Eindämmung von osteolytischen Veränderungen darstellen, zur primären Prävention könnte jedoch bereits die Auswahl des adäquaten Prothesenmodells ausschlaggebend sein.

Zusammenfassend kommt der Vermeidung, dem rechtzeitigen Erkennen und der zeitnahen Therapie von Osteolysen, insbesondere von Zysten, eine große Bedeutung für die Verlängerung der Survival Rate der Prothesen zu.

5.4 Limitationen und Ausblick

Die vorliegende Studie wurde als reine retrospektive klinische Nachbeobachtungsstudie konzipiert.

Das für die Studie herangezogene Patientengut war in Bezug auf Variablen wie Alter, Gewicht, Genese der Arthrose und Vorerkrankungen relativ heterogen und repräsentiert somit am ehesten das breite Patientenspektrum der alltäglichen Krankenversorgung.

Die relativ kleine Patientenzahl, welche in der Studie berücksichtigt wurde, erklärt sich aus der verhältnismäßig neuen Salto Talaris-Prothese und dem Bestreben, zeitnah kurz- bis mittelfristige Ergebnisse zu produzieren sowie dem Ansinnen, den Einfluss verschiedener Operateure mit unterschiedlichem Erfahrungsniveau, welcher beim Einschluss weiterer Patienten aus externen Zentren zwangsläufig vorläge, auszuschalten.

Es erfolgte kein Matching der Patienten nach Variablen wie Geschlecht, Gewicht, Alter, präoperativen Fehlstellungen, Genese der OSG-Arthrose oder anderweitigen Vorerkrankungen. Dies lag unter anderem an der Tatsache, dass einige Variablen wie das Geschlecht keinen signifikanten Einfluss auf das Outcome zu haben scheinen (Lee & Lee, 2020). Andere Variablen wie ein junges Patientenalter und ein hoher BMI sind, wie bereits unter 1.5 beschrieben, schon länger als Risikofaktoren für das Outcome bekannt. Aufgrund des relativ kleinen Patientengutes wäre eine homogene Aufteilung deutlich erschwert gewesen und hätte mutmaßlich keine signifikanten Ergebnisse hervorgebracht. Da laut Espinosa et al. (2017) multiple unterschiedliche Faktoren einen Einfluss auf die Entstehung von Osteolysen haben könnten, wurde das Hauptaugenmerk daher auf die prothesenbedingten Faktoren gerichtet. Dennoch sollte in zukünftigen Studien ein größeres Patientengut, mit Matching der Patienten nach weiteren mutmaßlichen Risikofaktoren, bei der Durchführung einer prospektiven klinischen Studie angestrebt werden. Idealerweise wäre sogar eine randomisierte Zuteilung des Prothesenmodells wie bei Nunley et al. (2019) denkbar.

Um die möglichen einflussnehmenden Faktoren weiter eingrenzen zu können, wäre es zudem interessant, zum einen die Beschichtung bei beiden Prothesen zu vereinheitlichen und in beiden Fällen beispielsweise eine Titanbeschichtung anzustreben und zum anderen – wie in dieser Studie der Fall – bei einer größer angelegten Studie Patienten beider Gruppen einzuschließen, die jeweils von denselben Operateuren versorgt wurden. Hierdurch ließen sich Faktoren, welche sich zwischen den beiden Gruppen unterscheiden, wie eine beschichtungsassoziierte immunogene Fremdpartikelreaktion oder das durch die Erfahrung des Operators bedingte Malalignment bei Prothesenimplantation, welches zu einer „micro-motion“ beitragen könnte, minimieren.

Des Weiteren wäre es sinnvoll, klinische Symptome mit den radiologischen Ergebnissen abzugleichen. So ließe sich herausfinden, in welchem Maße beispielsweise ein subjektives Instabilitätsgefühl oder auftretende Schmerzen mit radiologisch nachweisbaren Veränderungen korrelieren.

In diesem Zusammenhang wäre auch zu überlegen, bei der Nachbeobachtung CT-Untersuchungen regelhaft einzusetzen (Kohonen et al., 2013). Aufgrund der höheren Strahlenbelastung für die Patienten sowie der teureren und aufwendigeren Durchführung wurden CT-Untersuchungen bis dato nicht standardmäßig durchgeführt. Durch deren Einsatz könnten jedoch insbesondere initiale, kleinere Zysten im Talus womöglich leichter erkannt und behandelt werden.

Als Standard der Bildgebung wurden bislang aufgrund der schnellen Verfügbarkeit und Durchführbarkeit konventionelle Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen bei den Followup-Terminen eingesetzt. Ein Nachteil dieser Technik ist jedoch, dass kleinere initiale Zysten übersehen werden können.

Des Weiteren besteht bis dato keine einheitliche röntgenologische Definition von Zysten und Lysesäumen. In der aktuellen Studie wurden die in der Literatur gängigsten Definitionen angewandt, eine standardisierte Definition für die radiologische Auswertung wäre in der Folge jedoch anzustreben, um eine Vergleichbarkeit verschiedener Studien sicherzustellen.

Eine entscheidende Schwäche der Studie stellt der recht kurze Nachbeobachtungszeitraum dar. Konträr zu der oben hypothesierten Annahme, dass sich aufgrund einer fortschreitenden immunologischen Fremdkörperreaktion in der Folge signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen ausbilden, besteht natürlich die Möglichkeit, dass sich auch in einem länger angelegten

Nachbeobachtungszeitraum keine signifikanten Unterschiede zwischen den Patientengruppen in Bezug auf die Ausbildung von periprothetischen Zysten und Lysesäumen nachweisen lassen und das Prothesenmodell somit keinen entscheidenden Einfluss auf deren Entstehung ausübt.

Daher wäre es interessant, die obige Theorie – möglicherweise doch in einer multizentrischen Studie trotz des potenziellen Einflusses mehrerer Operateure mit unterschiedlicher Erfahrung – dann jedoch wie oben beschrieben mit denselben Operateuren für beide Patientengruppen – prospektiv in einem größeren Patientenkollektiv über einen längeren Nachbeobachtungszeitraum und mit standardisierten Nachuntersuchungsschemata, Bildgebungsverfahren und einem einheitlichen Schema zur Auswertung der Röntgenbilder zu überprüfen.

6. Zusammenfassung

Periprothetische osteolytische Veränderungen stellen aktuell eines der größten Probleme der Sprunggelenkendoprothetik dar. Insbesondere großenprogrediente Zysten und Lysesäume können im Verlauf zur aseptischen Lockerung der Prothesenkomponenten führen, einem der häufigsten Versagensgründe der Prothesen überhaupt. Über die Ätiologie solcher Veränderungen wird derzeit noch diskutiert.

Angenommen werden multifaktorielle Ursachen, von einer immunologischen Reaktion durch Abriebteilchen der Prothesenkomponenten oder deren Beschichtung im anliegenden Knochen, über biomechanische Ursachen wie das „stress-shielding“ als Knochenresorption bei ungleicher Belastung oder „micro-motion“, einer geringfügigen Beweglichkeit der Prothese gegenüber dem Knochen, bis hin zu individuellen Faktoren wie dem Aktivitätsniveau des Patienten oder der Erfahrung des Operateurs.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, zwei – bis auf die Befestigungsart des PE-Inlays – nahezu baugleiche Sprunggelenkprothesen in Hinsicht auf periprothetische radiologische Veränderungen sowie die Survival Rate im kurz- bis mittelfristigen postoperativen Intervall von 48 Monaten in einer retrospektiven klinischen Nachbeobachtungsstudie zu vergleichen. Die Auswertung erfolgte anhand konventioneller Röntgenbilder, welche zu den jeweiligen Followup-Terminen der insgesamt 71 in die Studie eingeschlossenen Patienten angefertigt wurden. Dabei zeigten sich im Wesentlichen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen. In Bezug auf die Ausbildung von Zysten waren die Unterschiede zwischen den beiden Gruppen nach 12, 24, 36 und 48 Monaten nicht signifikant. Zysten traten in der Gruppe mit mobilem Inlay vor allem im Bereich des Talus und der Tibia auf, in der Gruppe mit fixiertem Inlay lediglich in Tibia und Fibula.

Auch in Bezug auf die Ausbildung von periprothetischen Lysesäumen unterschieden sich die Gruppen zu den jeweiligen Nachbeobachtungszeiträumen nicht signifikant. Bei der Gruppe mit fixiertem Inlay traten Lysesäume jedoch signifikant häufiger im Bereich der Tibia auf.

Auch die Survival Rate unterschied sich zwischen beiden Gruppen nach 48 Monaten nicht signifikant.

Diese Arbeit bietet trotz der nicht signifikanten Ergebnisse einen wichtigen Erkenntnisgewinn – nämlich, dass sowohl die Salto Mobile- als auch die Salto Talaris-Prothese eine sichere Option zur Versorgung der fortgeschrittenen OSG-Arthrose

darstellen. Weitere prospektive Studien mit größeren Teilnehmerzahlen, gegebenenfalls auch als multizentrische Studie mit Matching der Patienten zum Ausschluss von Störvariablen, CT-Untersuchungen zur genaueren Detektion kleinerer Zysten im Verlauf und langfristigeren Verlaufskontrollen werden in der Zukunft nötig sein, um die Problematik periprothetischer osteolytischer Veränderungen genauer analysieren und adäquat behandeln zu können.

Bis auf Weiteres lässt sich jedoch sagen, dass beide Prothesenmodelle im kurz- bis mittelfristigen Nachbeobachtungszeitraum ein zufriedenstellendes Outcome vorweisen und daher, wie Terrier et al. (2017) es formulieren, „kein Grund zur Warnung“ vor der Verwendung der Salto Talaris-Prothese als Pendant mit fixiertem Inlay zur Salto Mobile-Prothese besteht.

7. Literaturverzeichnis

- Adams, S. B., Demetracopoulos, C. A., Queen, R. M., Easley, M. E., DeOrion, J. K., & Nunley, J. A. (2014). Early to mid-term results of fixed-bearing total ankle arthroplasty with a modular intramedullary tibial component. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume.*, 96(23), 1983-1989.
doi:10.2106/JBJS.M.01386
- Arcângelo, J., Guerra-Pinto, F., Pinto, A., Grenho, A., Navarro, A., & Martin Oliva, X. (2019). Peri-prosthetic bone cysts after total ankle replacement. A systematic review and meta-analysis. *Foot and Ankle Surgery*, 25(2), 96-105.
doi:10.1016/j.fas.2017.11.002
- Archibeck, M. J., Jacobs, J. J., Roebuck, K. A., & Glant, T. T. (2000). The Basic Science of Periprosthetic Osteolysis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 82(10), 1478.
- Aspenberg, P., & van der Vis, H. (1998). Fluid pressure may cause periprosthetic osteolysis. Particles are not the only thing. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 69(1), 1-4. doi:10.3109/17453679809002344
- Barg, A., & Hintermann, B. (2012). Implantate und Biomechanik des oberen Sprunggelenks. In H. W. Neumann (Ed.), *AE-Manual der Endoprothetik* (1st ed., pp. 29-45). Berlin: Springer.
- Barg, A., Wimmer, M. D., Wiewiorski, M., Wirtz, D. C., Pagenstert, G. I., & Valderrabano, V. (2015). Endoprothetischer Ersatz des oberen Sprunggelenks. *Deutsches Ärzteblatt International*, 112(11), 177-184.
doi:10.3238/arztebl.2015.0177
- Beickert, R. (2015). Arthrodesse vs. Prothese am oberen Sprunggelenk. *Trauma und Berufskrankheit*, 17(1), 54-60. doi:10.1007/s10039-012-1914-5
- Besse, J.-L., Brito, N., & Lienhart, C. (2009). Clinical Evaluation and Radiographic Assessment of Bone Lysis of the AES Total Ankle Replacement. *Foot & Ankle International*, 30(10), 964-975. doi:10.3113/fai.2009.0964
- Besse, J. L. (2015). Osteolytic cysts with total ankle replacement: Frequency and causes? *Foot and Ankle Surgery*, 21(2), 75-76. doi:10.1016/j.fas.2015.03.005
- Betz, M. M., Benninger, E. E., Favre, P. P., Wieser, K. K., Vich, M. M., & Espinosa, N. (2013). Primary stability and stiffness in ankle arthrodes—Crossed screws versus anterior plating. *Foot and Ankle Surgery*, 19(3), 168-172.
doi:10.1016/j.fas.2013.04.006
- Bolton-Maggs, B. G., Sudlow, R. A., & Freeman, M. A. (1985). Total ankle arthroplasty. A long-term review of the London Hospital experience. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume.*, 67(5), 785-790.
doi:10.1302/0301-620X.67B5.4055882
- Bonasia, D. E., Dettoni, F., Femino, J. E., Phisitkul, P., Germano, M., & Amendola, A. (2010). Total Ankle Replacement: Why, When and How? *The Iowa Orthopaedic Journal*, 39, 119-130.
- Bonnin, M., Donley, B., Judet, T., & Colombier, J.-A. (2015). The Salto and Salto-Talaris Total Ankle Arthroplasty. In S. W. Wiesel (Ed.), *Operative Techniques in Orthopaedic Surgery* (2nd ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Bonnin, M., Gaudot, F., Laurent, J.-R., Ellis, S., Colombier, J.-A., & Judet, T. (2011). The Salto Total Ankle Arthroplasty: Survivorship and Analysis of Failures at

- 7 to 11 years. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 469(1), 225-236. doi:10.1007/s11999-010-1453-y
- Bonnin, M., Judet, T., Colombier, J.-A., Buscayret, F., Graveleau, N., & Piriou, P. (2004). Midterm results of the Salto Total Ankle Prosthesis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 424, 6-18. doi:10.1097/01.blo.0000132407.75881.a0
- Brandão, R. A., Prissel, M. A., & Hyer, C. F. (2018). Current and Emerging Insights On Total Ankle Replacement. *Podiatry Today*, 31(4), 36-43. Retrieved from <https://www.podiatrytoday.com/current-and-emerging-insights-total-ankle-replacement>
- Castro, M. D. (2002). Ankle Biomechanics. *Foot and Ankle Clinics*, 7(4), 679-693. doi:10.1016/s1083-7515(02)00049-9
- Coester, L. M., Saltzman, C. L., Leupold, J., & Pontarelli, W. (2001). Long-Term Results Following Ankle Arthrodesis for Post-Traumatic Arthritis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume.*, 83(2), 219-228. doi:10.2106/00004623-200102000-00009
- Coetzee, J. C., & Deorio, J. K. (2010). Total Ankle Replacement Systems available in the United States. *Instructional Course Lectures*(59), 367-374. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20415392#>
- Cracchiolo, A., & DeOrio, J. K. (2008). Design Features of Current Total Ankle Replacements: Implants and Instrumentation. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 16(9), 530-540.
- Dalat, F., Barnoud, R., Fessy, M. H., & Besse, J. L. (2013). Histologic study of periprosthetic osteolytic lesions after AES total ankle replacement. A 22 case series. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 99(6), 285-295. doi:10.1016/j.otsr.2013.07.009
- Day, J., Kim, J., O'Malley, M. J., Demetracopoulos, C. A., Garfinkel, J., Sanders, A., . . . Ellis, S. J. (2020). Radiographic and Clinical Outcomes of the Salto Talaris Total Ankle Arthroplasty. *Foot & Ankle International*, 41(12), 1519-1528. doi:10.1177/1071100720947030
- DeHeer, P. A., Catoire, S. M., Taulman, J., & Borer, B. (2012). Ankle Arthrodesis: A Literature Review. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 29(4), 509-527. doi:10.1016/j.cpm.2012.07.001
- DiDomenico, L. A., & Anania, M. C. (2011). Total Ankle Replacements: An Overview. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 28(4), 727-744. doi:10.1016/j.cpm.2011.08.002
- Duan, X., Yang, L., & Yin, L. (2016). Arthroscopic arthrodesis for ankle arthritis without bone graft. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 11(1). doi:10.1186/s13018-016-0490-y
- Easley, M. E., Vertullo, C. J., Urban, W. C., & Nunley, J. A. (2002). Total Ankle Arthroplasty. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 10(3), 157-167. doi:10.5435/00124635-200205000-00002
- Espinosa, N., Klammer, G., & Wirth, S. H. (2017). Osteolysis in Total Ankle Replacement: How Does It Work? *Foot and Ankle Clinics*, 22(2), 267-275. doi:10.1016/j.fcl.2017.01.001
- Espinosa, N., Walti, M., Favre, P., & Snedeker, J. G. (2010). Misalignment of Total Ankle Components Can Induce High Joint Contact Pressures. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume.*, 92(5), 1179-1187. doi:10.2106/jbjs.i.00287

- Ewalefo, S. O., Dombrowski, M., Hirase, T., Rocha, J. L., Weaver, M., Kline, A., . . . Hogan, M. V. (2018). Management of Posttraumatic Ankle Arthritis: Literature Review. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 11(4), 546-557. doi:10.1007%2Fs12178-018-9525-9
- Fuchs, S., Sandmann, C., Skwara, A., & Chylarecki, C. (2003). Quality of Life 20 Years After Arthrodesis of the Ankle. A Study of Adjacent Joints. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume.*, 85(7), 994-998. doi:10.1302/0301-620x.85b7.13984
- Gaden, M. T., & Ollivere, B. J. (2013). Periprosthetic aseptic osteolysis in total ankle replacement: cause and management. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 30(2), 145-155. doi:10.1016/j.cpm.2012.10.006
- Gaedke, I. E., Wiebking, U., O'Loughlin, P. F., Krettek, C., & Gaulke, R. (2018). Clinical and Radiological Mid- to Long-term Outcomes Following Ankle Fusion. *In Vivo*, 32(6), 1463-1471. doi:10.21873/invivo.11400
- Gaudot, F., Colombier, J.-A., Bonnin, M., & Judet, T. (2014). A Controlled, Comparative Study of a Fixed-Bearing Versus Mobile-Bearing Ankle Arthroplasty. *Foot & Ankle International*, 35(2), 131-140. doi:10.1177/1071100713517094
- Gill, L. H. (2004). Challenges in Total Ankle Arthroplasty. *Foot & Ankle International*, 25(4), 195-207. doi:10.1177/107110070402500402
- Goodman, S. B. (1994). The effects of micromotion and particulate materials on tissue differentiation. Bone chamber studies in rabbits. *Acta orthopaedica Scandinavica (Suppl. 258)*, 65, 1-43. doi:10.3109/17453679409155227
- Goodman, S. B., & Gallo, J. (2019). Periprosthetic Osteolysis: Mechanisms, Prevention and Treatment. *Journal of Clinical Medicine*, 8(12), 2091. doi:10.3390/jcm8122091
- Gougoulias, N. E., Khanna, A., & Maffulli, N. (2008). History and evolution in total ankle arthroplasty. *British Medical Bulletin*, 89(1), 111-151. doi:10.1093/bmb/ldn039
- Gray, H. (1918). *Anatomy of the Human Body* (20th ed.). Philadelphia, PA: Lea & Febiger.
- Gross, C. E., Huh, J., Green, C., Shah, S., DeOrio, J. K., Easley, M., & Nunley, J. A. (2016). Outcomes of Bone Grafting of Bone Cysts After Total Ankle Arthroplasty. *Foot & Ankle International*, 37(2), 157-164. doi:10.1177/1071100715609055
- Guyer, A. J., & Richardson, G. (2008). Current Concepts Review: Total Ankle Arthroplasty. *Foot & Ankle International*, 29(2), 256-264. doi:10.3113/FAI.2008.0256
- Haddad, S. L., Coetzee, J. C., Estok, R., Fahrbach, K., Banel, D., & Nalysnyk, L. (2007). Intermediate and Long-Term Outcomes of Total Ankle Arthroplasty and Ankle Arthrodesis. A Systematic Review of the Literature. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume.*, 89(9), 1899-1905. doi:10.2106/JBJS.F.01149
- Hanna, R. S., Haddad, S. L., & Lazarus, M. L. (2007). Evaluation of Periprosthetic Lucency After Total Ankle Arthroplasty: Helical CT Versus Conventional Radiography. *Foot & Ankle International*, 28(8), 921-926. doi:10.3113/fai.2007.0921
- Hendrickx, R. P., Stufkens, S. A., de Bruijn, E. E., Sierevelt, i. N., van Dijk, C. N., & Kerkhoffs, G. M. (2011). Medium- to long-term outcome of ankle arthrodesis. *Foot & Ankle International*, 32(10), 940-947. doi:10.3113%2FFAI.2011.0940

- Hintermann, B. (2005). *Endoprothetik des Sprunggelenks* (1st ed.). Wien: Springer.
- Hofmann, K. J., Shabin, Z. M., Ferkel, E., Jockel, J., & Slovenkai, M. P. (2016). Salto Talaris Total Ankle Arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume.*, 98(24), 2036-2046. doi:10.2106/JBJS.16.00090
- Honnenahalli Chandrappa, M., Hajibandeh, S., & Hajibandeh, S. (2017). Ankle arthrodesis—Open versus arthroscopic: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 8, 71-77. doi:10.1016/j.jcot.2017.03.010
- Hvid, I., Rasmussen, O., Jensen, N. C., & Nielsen, S. (1985). Trabecular Bone Strength Profiles at the Ankle Joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 199, 306-312. Retrieved from https://journals.lww.com/clinorthop/Citation/1985/10000/Trabecular_Bone_Strength_Profiles_at_the_Ankle.44.aspx
- Jamal, B., Halai, M., & Pillai, A. (2013). The Evolution of Total Ankle Arthroplasty. *Orthopedic & Muscular System: Current Research*, 3(1). doi:10.4172/2161-0533.1000145
- Jonitz-Heincke, A., Lochner, K., Schulze, C., Pohle, D., Pustlank, W., Hansmann, D., & Bader, R. (2016). Contribution of human osteoblasts and macrophages to bone matrix degradation and proinflammatory cytokine release after exposure to abrasive endoprosthetic wear particles. *Molecular Medicine Reports*, 14(2), 1491-1500. doi:10.3892/mmr.2016.5415
- Karantana, A., Hobson, S., & Dhar, S. (2010). The Scandinavian Total Ankle Replacement: Survivorship at 5 and 8 Years Comparable to Other Series. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 468(4), 951-957. doi:10.1007/s11999-009-0971-y
- Khatod, M., Inacio, M. C., Dell, R. M., Bini, S. A., Paxton, E. W., & Namba, R. S. (2015). Association of Bisphosphonate Use and Risk of Revision After THA: Outcomes From a US Total Joint Replacement Registry. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 473(11), 3412-3420. doi:10.1007/s11999-015-4263-4
- Kitaoka, H. B., Patzer, G. L., Ilstrup, D. M., & Wallrichs, S. L. (1994). Survivorship Analysis of the Mayo Total Ankle Arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume.*, 67(7), 974-979. doi:10.2106/00004623-199407000-00003
- Knecht, S. I., Estin, M., Callaghan, J. J., Zimmerman, M. B., Alliman, K. J., Alvine, F. G., & Saltzman, C. L. (2004). The Agility total ankle arthroplasty. Seven to sixteen-year follow-up. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume.*, 86(6), 1161-1171. doi:10.2106/00004623-200406000-00007
- Kohonen, I., Koivu, H., Pudas, T., Tiusanen, H., Vahlberg, T., & Mattila, K. (2013). Does Computed Tomography Add Information on Radiographic Analysis in Detecting Periprosthetic Osteolysis After Total Ankle Arthroplasty? . *Foot & Ankle International*, 34(2), 180-188. doi:10.1177/1071100712460224
- Koivu, H., Kohonen, I., Sipola, E., Alanen, K., Vahlberg, T., & Tiusanen, H. (2009). Severe periprosthetic osteolytic lesions after the Ankle Evolutive System total ankle replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume.*, 91(7), 907-914. doi:10.1302/0301-620X.91B7.22434
- Koivu, H., Mackiewicz, Z., Takakubo, Y., Trokovic, N., Pajarinen, J., & Konttinen, Y. T. (2012). RANKL in the osteolysis of AES total ankle replacement implants. *Bone*, 51(3), 546-552. doi:10.1016/j.bone.2012.05.007

- Kokkonen, A., Ikävälko, M., Tiihonen, R., Kautiainen, H., & Belt, E. A. (2011). High Rate of Osteolytic Lesions in Medium-Term Followup After the AES Total Ankle Replacement. *Foot & Ankle International*, *32*(2), 168-175. doi:10.3113/FAI.2011.0168
- Koo, K., Liddle, A. D., Pastides, P. S., & Rosenfeld, P. F. (2019). The Salto total ankle arthroplasty — Clinical and radiological outcomes at five years. *Foot and Ankle Surgery*, *25*(4), 523-528. doi:10.1016/j.fas.2018.04.003
- Krause, F. G., & Schmid, T. (2012). Ankle Arthrodesis versus Total Ankle Replacement: How Do I Decide? *Foot and Ankle Clinics*, *17*(4), 529-543. doi:10.1016/j.fcl.2012.08.002
- Labek, G., Todorov, S., Iovanescu, L., Stoica, C. I., & Böhler, N. (2013). Outcome after total ankle arthroplasty - results and findings from worldwide arthroplasty registers. *International Orthopaedics*, *37*(9), 1677-1682. doi:10.1007/s00264-013-1981-7
- Lawton, C. D., Butler, B. A., Dekker, R. G., Prescott, A., & Kadakia, A. R. (2017). Total Ankle Arthroplasty Versus Ankle Arthrodesis—A Comparison of Outcomes Over the Last Decade. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, *12*(1). doi:10.1186/s13018-017-0576-1
- Leardini, A., O'Connor, J. J., Catani, F., & Giannini, S. (1999). A geometric model of the human ankle joint. *Journal of Biomechanics*, *32*(6), 585-591. doi:10.1016/s0021-9290(99)00022-6
- Lee, G. W., & Lee, K. B. (2020). Does gender influence the outcomes of total ankle arthroplasty in patients with ankle osteoarthritis? *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, *15*(1), 207. doi:10.1186/s13018-020-01731-5
- Li, Y., He, J., & Hu, Y. (2020). Comparison of the Efficiency and Safety of Total Ankle Replacement and Ankle Arthrodesis in the Treatment of Osteoarthritis: An Updated Systematic Review and Meta - analysis. *Orthopaedic Surgery*, *12*(2), 372-377. doi:10.1111/os.12635
- Ling, J. S., Smyth, N. A., Fraser, E. J., Hogan, M. V., Seaworth, C. M., Ross, K. A., & Kennedy, J. G. (2015). Investigating the Relationship Between Ankle Arthrodesis and Adjacent-Joint Arthritis in the Hindfoot: A Systematic Review. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume.*, *97*(6), 513-520. doi:10.2106/JBJS.N.00426
- Lord, G., & Marotte, J. H. (1980). Total Ankle Replacement (author's transl). *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur*, *66*(8), 527-530.
- Maffulli, N., Longo, U. G., Locher, J., Romeo, G., Salvatore, G., & Denaro, V. (2017). Outcome of ankle arthrodesis and ankle prosthesis: a review of the current status. *British Medical Bulletin*, *124*(1), 91-112. doi:10.1093/bmb/ldx042
- Malfroy Camine, V., Rüdiger, H. A., Pioletti, D. P., & Terrier, A. (2016). Full-field measurement of micromotion around a cementless femoral stem using micro-CT imaging and radiopaque markers. *Journal of Biomechanics*, *49*(16), 4002-4008. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.10.029
- Marks, R. M. (2019). Mid-Term Prospective Clinical and Radiographic Outcomes of a Modern Fixed-Bearing Total Ankle Arthroplasty. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, *58*(6), 1163-1170. doi:10.1053/j.jfas.2019.03.014
- Mehta, S. K., Donley, B. G., Jockel, J. R., Slovenkai, M. P., Casillas, M. M., Berberian, W. S., & Lin, S. S. (2010). The Salto Talaris Total Ankle

- Arthroplasty System: A Review and Report of Early Results. *Seminars in Arthroplasty*, 21(4), 282-287. doi:10.1053/j.sart.2010.09.010
- Meinecke, I., & Pap, G. (2012). Epidemiologie und Historie der Sprunggelenksarthrose. In H. W. Neumann (Ed.), *AE-Manual der Endoprothetik* (1st ed., pp. 23-28). Berlin: Springer.
- Mok, T. M., He, Q., Paneerselavam, S., Wang, H., Hou, H., Zheng, X., . . . Li, J. (2020). Open versus arthroscopic ankle arthrodesis: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 15(1), 187. doi:10.1186/s13018-020-01708-4
- Morris, C. H., Christensen, J. C., Ching, R. P., Chan, F., & Schuberth, J. M. (2015). Articular Congruency of the Salto Talaris Total Ankle Prosthesis. *Foot and Ankle Surgery*, 21(3), 206-210. doi:10.1016/j.fas.2015.01.003
- Müller, S., Walther, M., Röser, A., & Krenn, V. (2016). Endoprothesenversagen im oberen Sprunggelenk. *Der Orthopäde*, 46(3), 234-241. doi:10.1007/s00132-016-3372-4
- Nell, M., & Hamel, J. (2013). Periprothetische Zysten nach S.T.A.R.-Sprunggelenkendoprothese. *Fuß & Sprunggelenk*, 11(3), 117-129. doi:10.1016/J.FUSPRU.2012.12.001
- Nodzo, S. R., Miladore, M. P., Kaplan, N. B., & Ritter, C. A. (2014). Short to Midterm Clinical and Radiographic Outcomes of the Salto Total Ankle Prosthesis. *Foot & Ankle International*, 35(1), 22-29. doi:10.1177%2F1071100713510497
- Noordin, S., & Masri, B. (2012). Periprosthetic osteolysis: genetics, mechanisms and potential therapeutic interventions. *Canadian Journal of Surgery*, 55(6), 408-417. doi:10.1503/cjs.003711
- Norvell, D. C., Ledoux, W. R., Shofer, J. B., Hansen, S. T., Davitt, J., Anderson, J. G., . . . Sangeorzan, B. J. (2019). Effectiveness and Safety of Ankle Arthrodesis Versus Arthroplasty: A Prospective Multicenter Study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume.*, 101(16), 1485-1494. doi:10.2106/JBJS.18.01257
- Nunley, J. A., Adams, S. B., Easley, M. E., & DeOrio, J. K. (2019). Prospective Randomized Trial Comparing Mobile-Bearing and Fixed-Bearing Total Ankle Replacement. *Foot & Ankle International*, 40(11), 1239-1248. doi:10.1177/1071100719879680
- Oh, I., & Harris, W. H. (1978). Proximal strain distribution in the loaded femur. An in vitro comparison of the distributions in the intact femur and after insertion of different hip-replacement femoral components. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 60(1), 75-85.
- Ollivere, B., Wimbhurst, J. A., Clark, I. M., & Donell, S. T. (2012). Current Concepts in Osteolysis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume.*, 94(1), 10-15. doi:10.1302/0301-620X.94B1.28047
- Onggo, J. R., Nambiar, M., Phan, K., Hickey, B., Galvin, M., & Bedi, H. (2020). Outcome after total ankle arthroplasty with a minimum of five years follow-up: A systematic review and meta-analysis. *Foot and Ankle Surgery*, 26(5), 556-563. doi:10.1016/j.fas.2019.07.006
- Orthner, E. (2011). Komplikationen nach Sprunggelenkendoprothetik. *Fuß & Sprunggelenk*, 9(4), 202-215. doi:10.1016/j.fuspru.2011.09.004
- Overley Jr, B. D. (2012). Total Ankle Replacement: A Historical Perspective. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 29(4), 547-570. doi:10.1016/j.cpm.2012.07.003

- Pappas, M., Buechel, F. F., & DePalma, A. F. (1976). Cylindrical Total Ankle Joint Replacement: Surgical and Biomechanical Rationale. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®(118), 82-92.
- Preyssas, P., Toullec, É., Henry, M., Neron, J. B., Mabit, C., & Brillhault, J. (2012). Total ankle arthroplasty – Three-component total ankle arthroplasty in western France: A radiographic study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 98(4), S31-S40. doi:10.1016/j.otsr.2012.04.005
- Pyevich, M. T., Saltzman, C. L., Callaghan, J. J., & Alvine, F. G. (1998). Total ankle arthroplasty: a unique design. Two to twelve-year follow-up. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume.*, 80(10), 1410-1420.
- Rader, C. P., Sterner, T., Jakob, F., Schütze, N., & Eulert, J. (1999). Cytokine response of human macrophage-like cells after contact with polyethylene and pure titanium particles. *The Journal of Arthroplasty*, 14(7), 840-848. doi:10.1016/S0883-5403(99)90035-9
- Raikin, S. M., Sandrowski, K., Kane, J. M., Beck, D., & Winters, B. S. (2017). Midterm Outcome of the Agility Total Ankle Arthroplasty. *Foot & Ankle International*, 38(6), 662-670. doi:10.1177/1071100717701232
- Ro, D. H., Jin, H., Park, J. Y., Lee, M. C., Won, S., & Han, H. S. (2019). The use of bisphosphonates after joint arthroplasty is associated with lower implant revision rate. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*, 27(7), 2082-2089. doi:10.1007/s00167-018-5333-4
- Rodriguez, D., Bevernage, B. D., Maldague, P., Deleu, P. A., Tribak, K., & Leemrijse, T. (2010). Medium term follow-up of the AES ankle prosthesis: High rate of asymptomatic osteolysis. *Foot and Ankle Surgery*, 16(2), 54-60. doi:10.1016/j.fas.2009.05.013
- Röser, A., Altenberger, S., & Walther, M. (2017). Der ideale Kandidat für eine Sprunggelenksprothese. *MMW - Fortschritte der Medizin*, 159(16), 48-51. doi:10.1007/s15006-017-0066-8
- Roukis, T. S., & Elliott, A. D. (2015). Incidence of Revision After Primary Implantation of the Salto ® Mobile Version and Salto Talaris™ Total Ankle Prostheses: A Systematic Review. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 54(3), 311-319. doi:10.1053/j.jfas.2014.05.005
- Saito, G. H., Sanders, A. E., de Cesar Netto, C., O'Malley, M. J., Ellis, S. J., & Demetracopoulos, C. A. (2018). Short-Term Complications, Reoperations, and Radiographic Outcomes of a New Fixed-Bearing Total Ankle Arthroplasty. *Foot & Ankle International*, 39(7), 787-794. doi:10.1177/1071100718764107
- Saltzman, C. L., Amendola, A., Anderson, R., Coetzee, J. C., Gall, R. J., Haddad, S. L., . . . Younger, A. S. (2003). Surgeon Training and Complications in Total Ankle Arthroplasty. *Foot & Ankle International*, 24(6), 514-518. doi:10.1177/107110070302400612
- Saltzman, C. L., & El-Khoury, G. Y. (1995). The Hindfoot Alignment View. *Foot & Ankle International*, 16(9), 572-576. doi:10.1177/107110079501600911
- Saltzman, C. L., Salamon, M. L., Blanchard, G. M., Huff, T., Hayes, A., Buckwalter, J. A., & Amendola, A. (2005). Epidemiology of Ankle Arthritis: Report of a Consecutive Series of 639 Patients From a Tertiary Orthopaedic Center. *The Iowa Orthopaedic Journal*, 25, 44-46. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16089071>
- Schipper, O. N., Haddad, S. L., Pytel, P., & Zhou, Y. (2017). Histological Analysis of Early Osteolysis in Total Ankle Arthroplasty. *Foot & Ankle International*, 38(4), 351-359. doi:10.1177/1071100716682333

- Singh, G., Reichard, T., Hameister, R., Awiszus, F., Schenk, K., Feuerstein, B., . . . Lohmann, C. (2016). Ballooning osteolysis in 71 failed total ankle arthroplasties. *Acta Orthopaedica*, 87(4), 401-405. doi:10.1080/17453674.2016.1188346
- Stengel, D., Bauwens, K., Ekkernkamp, A., & Cramer, J. (2005). Efficacy of Total Ankle Replacement with Meniscal-Bearing Devices: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 125(2), 109-119. doi:10.1007/s00402-004-0765-3
- Stewart, M. G., Green, C. L., Adams, S. B., DeOrio, J. K., Easley, M. E., & Nunley, J. A. (2017). Midterm Results of the Salto Talaris Total Ankle Arthroplasty. *Foot & Ankle International*, 38(11), 1215-1221. doi:10.1177/21071100717719756
- Strauß, V., Scheer, A., & Andermahr, J. (2017). Pathogenese von Knochenzysten nach Sprunggelenksendoprothesen. *Fuß & Sprunggelenk*, 15(2), 97-107. doi:10.1016/j.fuspru.2017.04.001
- Suh, D. H., Han, K., Lee, J. W., Kim, H. J., Kim, B., Koo, B. M., . . . Choi, G. W. (2021). Risk factors associated with failure of total ankle arthroplasty: a nationwide cohort study. *Scientific Reports*, 11(1), 2878. doi:10.1038/s41598-021-82674-7
- Sundfeldt, M., Carlsson, L. V., Johansson, C. B., Thomsen, P., & Gretzer, C. (2006). Aseptic loosening, not only a question of wear: a review of different theories. *Acta Orthopaedica*, 77(2), 177-197. doi:10.1080/17453670610045902
- Terrier, A., Fernandes, C. S., Guillemin, M., & Crevoisier, X. (2017). Fixed and mobile-bearing total ankle prostheses: Effect on tibial bone strain. *Clinical Biomechanics*, 48, 57-62. doi:10.1016/j.clinbiomech.2017.07.009
- Townshend, D., Di Silvestro, M., Krause, F., Penner, M., Younger, A., Glazebrook, M., & Wing, K. (2013). Arthroscopic Versus Open Ankle Arthrodesis: A Multicenter Comparative Case Series. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume.*, 95(2), 89-102. doi:10.2106/JBJS.K.01240
- Valderrabano, V., Frigg, A., Leumann, A., & Horisberger, M. (2011). Sprunggelenkprothese bei Valgusarthrose. *Der Orthopäde*, 40(11), 971-977. doi:10.1007/s00132-011-1825-3
- Valderrabano, V., Hintermann, B., & Dick, W. (2004). Scandinavian Total Ankle Replacement: A 3.7-Year Average Followup of 65 Patients. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 424, 47-56. doi:10.1097/01.blo.0000132245.18548.09
- Valderrabano, V., Pagenstert, G. I., Müller, A. M., Paul, J., Henninger, H. B., & Barg, A. (2012). Mobile- and Fixed-Bearing Total Ankle Prostheses: Is There Really a Difference? *Foot and Ankle Clinics*, 17(4), 565-585. doi:10.1016/j.fcl.2012.08.005
- Van Der Plaat, L., & Haverkamp, D. (2017). Patient selection for total ankle arthroplasty. *Orthopedic Research and Reviews*, 9, 63-73. doi:10.2147/orr.s115411
- van Wijngaarden, R., van der Plaat, L., Nieuwe Weme, R. A., Doets, H. C., Westerga, J., & Haverkamp, D. (2015). Etiopathogenesis of osteolytic cysts associated with total ankle arthroplasty, a histological study. *Foot and Ankle Surgery*, 21(2), 132-136. doi:10.1016/j.fas.2015.02.004
- Vickerstaff, J. A., Miles, A. W., & Cunningham, J. L. (2007). A brief history of total ankle replacement and a review of the current status. *Medical Engineering & Physics*, 29(10), 1056-1064. doi:10.1016/j.medengphy.2006.11.009

- Waizy, H., Behrens, B.-A., Radtke, K., Almohallami, A., Stukenborg-Colsman, C., & Bouguecha, A. (2017). Bone cyst formation after ankle arthroplasty may be caused by stress shielding. A numerical simulation of the strain adaptive bone remodelling. *The Foot*, 33, 14-19. doi:10.1016/j.foot.2017.07.001
- Walther, M., & Röser, A. (2016). Therapie der posttraumatischen Arthrose am Sprunggelenk. *Trauma und Berufskrankheit*, 18(S3), 222-225. doi:10.1007/s10039-015-0069-6
- Wan, D. D., Choi, W. J., Shim, D. W., Hwang, Y., Park, Y. J., & Lee, J. W. (2018). Short-term Clinical and Radiographic Results of the Salto Mobile Total Ankle Prosthesis. *Foot & Ankle International*, 39(2), 155-165. doi:10.1177/1071100717737988
- Weber, M., Bonnin, M., Columbier, J. A., & Judet, T. (2004). Erste Ergebnisse der SALTO-Sprunggelenkendoprothese: Eine französische Multizenterstudie mit 115 Implantaten. *Fuß & Sprunggelenk*, 2(1), 29-37. doi:10.1007/s10302-004-0091-7
- Winson, I. G., Robinson, D. E., & Allen, P. E. (2005). Arthroscopic Ankle Arthrodesis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume.*, 87(3), 343-347. doi:10.1302/0301-620x.87b3.15756
- Wolff, J. (1892). *Das Gesetz der Transformation der Knochen* (1st ed.). Berlin: Hirschwald.
- Wood, P. L. R., Clough, T. M., & Jari, S. (2000). Clinical comparison of two total ankle replacements. *Foot & Ankle International*, 21(7), 546-550. doi:10.1177/107110070002100703
- Yalamanchili, P., Donely, B., Casillas, M., Ables, A., & Lin, S. (2008). Salto Talaris Total Ankle Replacement. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 469(1), 225-236. doi:10.1007/s11999-010-1453-y
- Yoon, H. S., Lee, J., Choi, W. J., & Lee, J. W. (2014). Periprosthetic Osteolysis after Total Ankle Arthroplasty. *Foot & Ankle International*, 35(1), 14-21. doi:10.1177/1071100713509247
- Younger, A., Penner, M., & Wing, K. (2008). Mobile-Bearing Total Ankle Arthroplasty. *Foot and Ankle Clinics*, 13(3), 495-508. doi:10.1016/j.fcl.2008.04.005

I Abkürzungsverzeichnis

AAOS = American Academy of Orthopedic Surgeons

a.p. = anterior-posterior

Abb. = Abbildung

CC-Gelenk = Calcaneokuboidales Gelenk

CRPS = Complex Regional Pain Syndrome

CT = Computertomographie

D.A.F. = Deutsche Assoziation für Fuß und Sprunggelenk e.V.

FDA = Food and Drug Administration

FI-Gruppe (Fixed Inlay-Gruppe) = Patientengruppe, welche mittels Prothese mit fixiertem Inlay (2-Komponenten-Prothese) versorgt wurde

Followup = Postoperative/-r Nachbeobachtung/Nachbeobachtungszeitraum

Lig. (Ligg.) = Ligamentum (-a)

M = Mean (= Durchschnitt)

mm = Millimeter

MI-Gruppe (Mobile Inlay-Gruppe) = Patientengruppe, welche mittels Prothese mit mobilem Inlay (3-Komponenten-Prothese) versorgt wurde

MRT = Magnetresonanztomographie

N = Newton

n = Anzahl

OSG = Oberes Sprunggelenk

OSG-TEP = Totalendoprothese des oberen Sprunggelenkes

pAVK = Periphere arterielle Verschlusskrankheit

PE-Inlay = Inlay aus Polyethylen

ROM = Range of Motion (Beweglichkeit des Gelenkes in ° in einer Ebene nach der Neutral-Null-Methode)

SD = Standard deviation (= Standardabweichung)

Survival Rate = prozentualer Anteil aller implantierter Totalendoprothesen, welche nach einem festgelegten Zeitraum weder revidiert noch ausgebaut wurden

TC-Gelenk = Talocalcaneares Gelenk

TEP = Totalendoprothese

TN-Gelenk = Talonaviculares Gelenk

Z.n. = Zustand nach

II Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Der mediale Bandapparat des Sprunggelenkes (Gray, 1918, Abb. 354)

Abbildung 2: Der laterale Bandapparat des Sprunggelenkes (Gray, 1918, Abb. 355)

Abbildung 3: Knöcherne Fusion 4 Jahre nach OSG-Arthrodese (Duan et al., 2016)

Abbildung 4: Lord & Marotte's OSG-Endoprothese von 1970 (Overley Jr, 2012)

Abbildung 5: Schematische Darstellung einer OSG-TEP der ersten Generation (Gougoulas, Khanna, & Maffulli, 2008)

Abbildung 6: Die „Salto“-OSG-Endoprothese der Firma Tornier (Links: modifiziert nach Bonnin, Donley, Judet, & Colombier, 2015; Rechts: Röntgenbild des linken OSG in a.p.-Aufnahme, Schön Klinik München Harlaching)

Abbildung 7: Die „Salto Talaris“-OSG-Endoprothese der Firma Tornier (Links: www.integralife.com; Rechts: Röntgenbild des linken OSG in a.p.-Aufnahme, Schön Klinik München Harlaching)

Abbildung 8: Präoperatives Röntgenbild einer Grad IV-Arthrose des OSG in a.p.- (links) und seitlicher (rechts) Aufnahme (Röntgenbilder der Schön Klinik München Harlaching)

Abbildung 9: Messwinkel zur Beurteilung der regelrechten Achsverhältnisse in a.p.- (links) und seitlicher Aufnahme (rechts), (www.memcms.memdoc.org)

Abbildung 10: Einteilung des periprothetischen Bereiches in Zonen in a.p.- (links) und seitlicher Aufnahme (rechts), (www.memcms.memdoc.org)

Abbildung 11: Periprothetischer Lysesaum (roter Kreis) im medialen angrenzenden Bereich der tibialen Prothesenkomponente und des tibialen Verankerungsdübels (Stewart et al., 2017)

Abbildung 12: Resorptionszysten (rote Kreise) im direkt angrenzenden periprothetischen Bereich der tibialen Prothesenkomponente bzw. im Bereich des Innenknöchels (Röntgenbild der Schön Klinik München Harlaching)

Abbildung 13: Zonale Gliederung des OSG zur exakten anatomischen Einteilung aufgetretener Zysten in a.p.- (links) und seitlicher Aufnahme (rechts) nach Besse et al. (2009), (Röntgenbilder der Schön Klinik München Harlaching)

Abbildung 14: a.p.-Röntgenbild einer „Salto“-OSG-Endoprothese mit luxiertem mobilem Inlay bei Z.n. Distorsionstrauma (Röntgenbild der Schön Klinik München Harlaching)

III Tabellen- und Diagrammverzeichnis

Tabelle 1: Eigenschaften der OSG-Endoprothesen (nach Hintermann, 2005)

Tabelle 2: Übersichtstabelle des Patientenkollektivs

Tabelle 3: Übersicht über durchgeführte Zusatzeingriffe

Diagramm 1: Genese der OSG-Arthrose der MI- und FI-Gruppe

Diagramm 2: Präoperative Fußdeformitäten der MI- und FI-Gruppe

Diagramm 3: Zusatzeingriffe in der MI- und FI-Gruppe

Diagramm 4: Postoperative Komplikationen in der MI- und FI-Gruppe

Diagramm 5: Prävalenz von Patienten mit periprothetischer Zystenausbildung

Diagramm 6: Aufgetretene Zysten in den jeweiligen Zonen nach Besse et al. (2009)

Diagramm 7: Prävalenz von Patienten mit periprothetischem Lysesaum

Diagramm 8: Gesamtanzahl der aufgetretenen Lysesäume nach betroffenem Knochen

Diagramm 9: Aufgetretene Lysesäume nach Größe und betroffenem Knochen

(Diagramm 10): Kaplan-Meier-Kurve der Prothesen-Survival Rate der MI- und FI-Gruppe

IV Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Professor Dr. med. Markus Walther, für die Überlassung des Themas und die freundliche Hilfe und Unterstützung bei der Fertigstellung dieser Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt außerdem meiner Betreuerin, Frau Dr. med. Anke Röser, für die geduldige Betreuung und fachliche Unterstützung.

Für die wertvollen Ratschläge und die Unterstützung bei der statistischen Auswertung der erhobenen Daten möchte ich mich ganz herzlich bei Frau Jennifer Remington, M.Sc. bedanken.

Des Weiteren möchte ich mich bei meiner gesamten Familie und meiner Freundin für die durchgehende Unterstützung, die vielen motivierenden Worte und den Rückhalt bedanken. Insbesondere möchte ich dabei meinen Eltern danken, dass sie mir nicht nur das Medizinstudium, sondern auch die Zeit nach dem Examen zum Voranbringen meiner Dissertation ermöglicht haben.

Frau Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Denitsa Docheva danke ich für die freundliche Übernahme des Koreferates.

Zudem möchte ich allen Teilnehmern dieser Studie danken, ohne die dieses Projekt nicht möglich gewesen wäre.