

**Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson**

**Evaluation der tibialen Verankerungskomponente zweier
Sprunggelenksendoprothesenmodelle anhand einer spannungsoptischen
Oberflächenanalyse.**

**Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München**

vorgelegt von

Andreas Ficklscherer

aus

München

2009

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. Wolfgang Plitz

**Mitberichterstatter: Prof. Dr. Sigurd Kessler
Priv. Doz. Dr. Corina Schmidt
Prof. Dr. Hans Hertlein**

**Mitbetreuung durch
den promovierten Mitarbeiter: Priv. Doz. Dr. med. H.H. Trouillier**

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 23.04.2009

meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Indikation zur Sprunggelenksprothese	4
1.2	Arthrodese versus Endoprothese	6
1.3	Zielsetzung der Arbeit	7
2	Das obere Sprunggelenk	9
2.1	Anatomie des oberen Sprunggelenkes	9
2.1.1	Der subchondrale Aufbau der distalen Tibia	12
2.1.2	Die Spongiosaarchitektur der distalen Tibia	13
2.2	Biomechanik des oberen Sprunggelenkes	16
2.2.1	Kinematik	18
2.2.2	Kinetik	20
3	Die Endoprothetik am oberen Sprunggelenk	22
3.1	Geschichtlicher Überblick	22
3.2	Einteilung der Prothesen	23
3.3	Die untersuchten Prothesen	24
3.3.1	STAR Prothese Fa. LINK	24
3.3.1.1	Operationstechnik	25
3.3.1.2	Klinische Ergebnisse	26
3.3.2	Salto Prothese Fa. Tornier	27
3.3.2.1	Operationstechnik	28
3.3.2.2	Klinische Ergebnisse	29
3.4	Die Lockerungsproblematik	30
4	Material und Vorbereitung	32

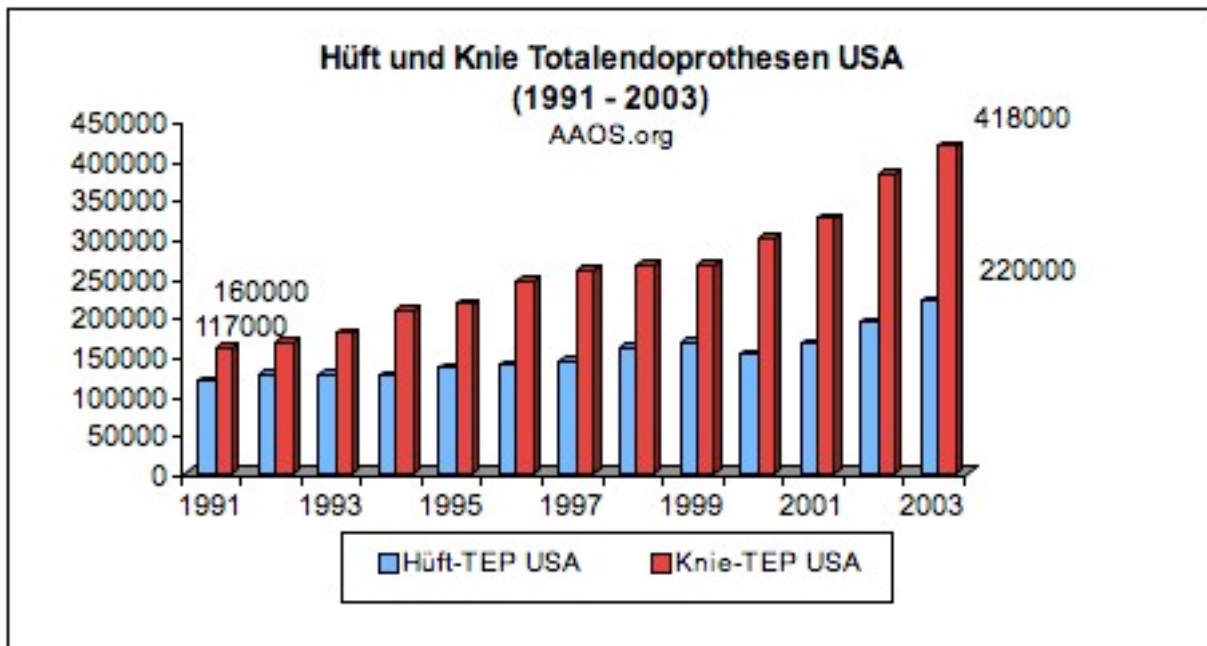
5	Methoden der Spannungsanalyse	33
5.1	Rechnerische Verfahren	33
5.1.1	Finite-Element-Methode	33
5.2	Analytisch-experimentelle Verfahren	33
5.2.1	Lackrissverfahren	33
5.2.2	Dehnungsmessung mittels mechanischer Wegmesser	34
5.2.3	Dehnungsmessung mit Dehnungsmessstreifen	34
5.2.4	Thermoelastische Spannungsanalyse	34
5.3	Die thermoelastische Spannungsanalyse	35
5.3.1	Geschichtlicher Hintergrund	35
5.3.2	Formelzeichen	36
5.3.3	Physikalische Grundlagen der Thermoelastik	37
5.3.4	Das Messsystem	38
5.3.4.1	Die Infrarotkamera	38
5.3.4.2	Der Korrelator	39
5.3.4.3	Die Software	40
6	Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung	41
6.1	Vorbereitung der Messung	41
6.2	Versuchsaufbau	41
6.3	Versuchsdurchführung	42
7	Ergebnisse der Messreihen	44
7.1	STAR-Prothese	44
7.1.1	humanes Präparat	44
7.1.2	Sawbones Präparat	45
7.2	Salto-Prothese	46
7.2.1	humanes Präparat	46
7.2.2	Sawbones Präparat	47
8	Diskussion	49
9	Zusammenfassung	53

10	Literaturverzeichnis	55
11	Danksagung	63
12	Lebenslauf	64

1 Einleitung

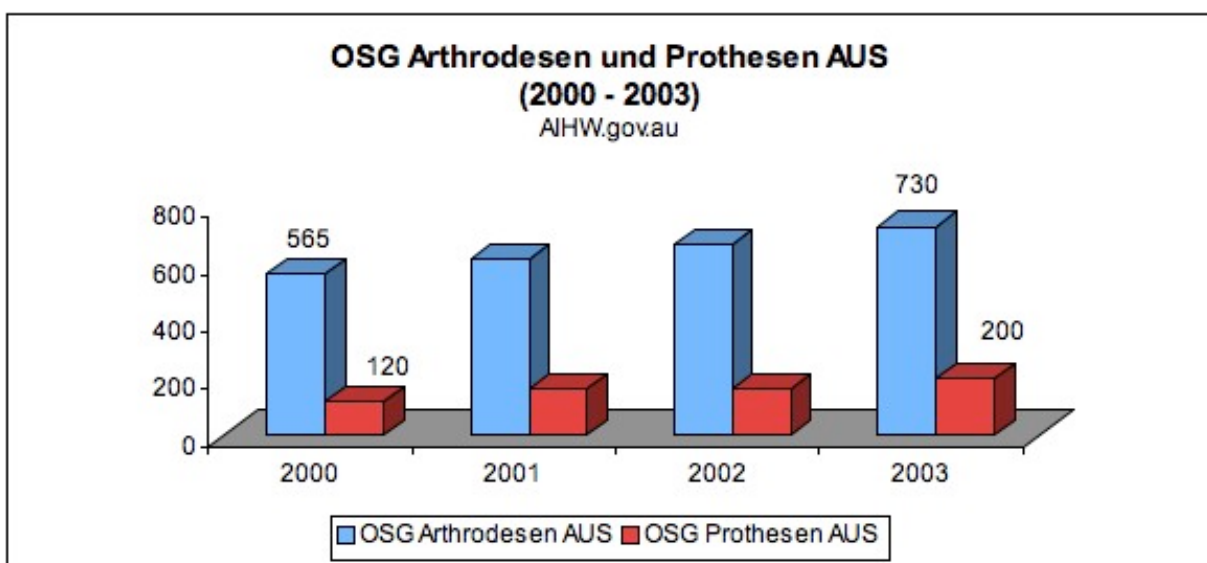
Der menschliche Bewegungsapparat, von der Natur vorgegeben und im Laufe der Evolution bis zu seinem heutigen Erscheinungsbild herangereift, ermöglicht uns die Fortbewegung in und Interaktion mit unserer Umwelt. Diese Interaktionsfähigkeit jedoch ist nicht angeboren, sie muss von klein auf erlernt werden und wird, einmal erlernt, im Alltag nicht mehr als besondere Leistung wahrgenommen. Dies ändert sich sobald Störungen auftreten und uns in unserer täglichen Routine behindern. Erst dann manifestiert sich der unschätzbare Wert eines intakten Bewegungsapparates.

Im Laufe des letzten Jahrhunderts wurden gewaltige Anstrengungen unternommen den menschlichen Bewegungsapparat in seinen Details zu verstehen. Ziel dieser Mühen war es von jeher korrektiv auf ihn einzuwirken und gipfeln seitdem im künstlichen Gelenkersatz. Die entsprechenden Eingriffe zählen mittlerweile zum Routine-Repertoire der Orthopädie. Ansteigende Operationszahlen spiegeln den anschwellenden Bedarf einer zunehmend älter werdenden Bevölkerung, mit gesteigerten Bedürfnissen an Mobilität und Individualität, wieder. So hat sich die Anzahl der implantierten Totalendoprothesen (TEP) am Kniegelenk in den USA von anfänglich 10.000 im Jahr 1975 auf 150.000 im Jahr 1990 verfünzfach. Wie in Tabelle 1.1 gezeigt, hält dieser Boom ungebrochen an und weist für die Hüft-TEP eine Verdoppelung der Operationszahlen innerhalb der vergangenen 13 Jahre auf (28;35;59). Für Schweden vorliegende Zahlen zeigen einen Zuwachs der Knie-TEP Operationen um das fünffache in den vergangenen 20 Jahren und prognostizieren ein weiteres Wachstum um 30% in den kommenden 30 Jahren. Für Deutschland liegen leider keine genauen Daten vor. Schätzungen gehen von etwa 50.000 bis 60.000 Knie-TEP Operationen pro Jahr aus (59). Die jährliche Zuwachsrate beträgt hier ca. 8%.



Tab. 1.1: Durchgeführte Knie- und Hüft-TEP Implantationen in den USA 1990 - 2003

Gelenkersetzende Eingriffe an Hüfte und Knie können den geforderten Ansprüchen unserer heutigen Gesellschaft entsprechen. Der endoprothetische Ersatz des oberen Sprunggelenkes scheint hierbei, im wahrsten Sinne des Wortes, noch „hinterher zu hinken“. Denn während die Anzahl oben genannter Eingriffe stetig zunimmt, stagniert der endoprothetische Ersatz des oberen Sprunggelenkes. Genaue Daten liegen auch hier nicht vor. Weder in den USA noch in Schweden erscheint die OSG-TEP in einer Statistik. Lediglich das *Australian Institute of Health and Welfare* berichtet über 200 OSG-Totalendoprothesen im Jahr 2003 (s. Tab 1.2).



Tab. 1.2 Durchgeführte OSG Arthrodesen und -Prothesen in Australien 2000 – 2003

Obwohl schon erste Sprunggelenksprothesen in den 70er Jahren des vergangenen Jahrhunderts zur Anwendung kamen, konnten bei weitem nicht die von der Hüft- und Knieendoprothetik erreichten Ergebnisse und Standards erzielt werden. Diese Tatsache gründet sich zum einen auf die schlechten Ergebnisse der OSG-Endoprothetik in den siebziger und achtziger Jahren (6;113) und andererseits auf die anspruchsvolle Operationstechnik, die es bis heute nur einigen wenigen Zentren erlaubt, diese anzubieten.

In der Frühphase der Sprunggelenksendoprothetik wurde wenig Augenmerk auf die Auswahl der Patienten gelegt. Die Indikationsstellung war sehr breit angelegt. Folglich standen vor allem Wundheilungsstörungen, Infekte und der Einbruch der talaren Prothesenkomponente in den Talus im Mittelpunkt der Kritik und dämpften somit den aufkommenden Enthusiasmus operativ tätiger Orthopäden (6;48;51;98;113). Gegenstand aktueller Diskussion ist die persistierend hohe Lockerungsrate der Prothesenkomponente in Tibia und Talus (2;53;89;93).

Bedingt ist dieser Wechsel der Komplikationen vor allem durch eine restriktivere Indikationsstellung sowie durch neue Prothesendesigns und hiermit einhergehend, längeren Prothesenstandzeiten (also der Zeit von Implantation der Prothese bis hin zum Prothesenversagen).

1.1 Indikation zur Sprunggelenksprothese

In einer Zeit die vor allem durch Mobilität und Individualität geprägt ist, zählt die Arthrose, also die primär nicht-entzündliche Destruktion des Bewegungsapparates, zu den häufigsten chronischen Erkrankungen des Menschen. Nach einer auf Befragungen beruhenden NHIS-Studie des *National Health Interview Survey* waren 1995 15% der US-Bevölkerung durch eine Form der Arthrose in ihrem täglichen Leben eingeschränkt. Das entspricht einer Anzahl von 40 Mio. US-Bürgern. Für das Jahr 2020 wird eine Zunahme um 3,2% auf 18,2%, respektive 59,4 Mio., prognostiziert (64). Im Rahmen dieser Grunderkrankung stellt der progrediente, therapieresistente Schmerz die häufigste Indikation für einen künstlichen Gelenkersatz dar. Nicht selten führt dieser aufgrund seiner immobilisierenden Wirkung zu finanziellen Einbußen und Einschränkungen im sozialen Umfeld bis hin zur sozialen Isolierung.

Für die Überlegungen dieser Arbeit ist es von Nutzen zwei Ätiologien dieser Erkrankung am oberen Sprunggelenk zu unterscheiden: chronisch-entzündlich und post-traumatisch. Patienten mit rheumatoider Arthritis, bei denen der chronisch-entzündliche Prozess der Synovialis zu einer Zerstörung des Gelenkknorpels führt, sind meist schon im fortgeschrittenen Alter (5. bis 7. Lebensjahrzehnt) und weisen auch an anderen Gelenken arthrotische Veränderungen auf. Häufig wurde bereits ein endoprothetischer Ersatz des Hüft- oder Kniegelenkes durchgeführt. Wörner und Jakubowski berichten in bis zu 52,2% der Fälle von einer Mitbeteiligung des oberen Sprunggelenkes bei adulten Rheumatikern (45;111). Diese Zahl liegt nach Böni bei der juvenilen chronischen Polyarthrits sogar bei 68% und stellt gleichzeitig den zweithäufigsten Lokalisationsort nach dem Kniegelenk dar (7). Diese beiden Gruppen stellen mit Abstand die größte Patientenkohorte im klinischen Alltag. Unmittelbar danach kommt der therapieresistente Schmerz bei posttraumatischen Veränderungen am oberen Sprunggelenk. Hierzu zählen vor allem Frakturen der distalen Tibia mit Gelenkbeteiligung (sog. Pilon Tibial Frakturen), Luxationsfrakturen am OSG und die Außenknöchelfrakturen nach Weber (die Prävalenz eine Arthrose zu entwickeln liegt bei einer Weber Typ A-Fraktur bei 4%, bei einer Typ C-Fraktur bei 33%). Anprallverletzungen des oberen Sprunggelenkes ohne knöcherner oder ligamentäre Beteiligung können ebenso degenerative Veränderungen bis hin zur Arthrose herbeiführen wie rezidivierende OSG-Distorsionen (39;85;105). Aufgrund

der oft sehr kurzen Zeit zwischen Verletzung und auftretender Arthrose ist man nicht selten mit jungen Patienten konfrontiert, welche in ihrem Aktivitätslevel bislang wenig Einschränkungen hinnehmen mussten.

Neben diesen beiden großen Gruppen gibt es noch eine Reihe anderer gelenkdestruierender Erkrankungen welche konservativ nicht beherrschbare Schmerzen im oberen Sprunggelenk nach sich ziehen (z.B. Hämophilie, Osteochondrosis dissecans u.a.).

Trotz der mittlerweile über 30-jährigen Erfahrung mit dem endoprothetischen Ersatz des oberen Sprunggelenkes, konnte noch immer kein Konsens über die Operationsindikationen gefunden werden. Während im Bereich der Hüft- und Kniegelenksendoprothetik in den letzten Jahren die Grenzen stetig erweitert und ergänzt wurden, besteht zu Fragen der Indikationsstellung für den künstlichen Gelenkersatz des OSG noch immer Zurückhaltung (52;73;113). Bestehende Indikationen sind noch immer vorsichtig formuliert und werden nach Thermann et al. (104) beispielsweise wie folgt angegeben: „Der ideale Patient für einen Sprunggelenkersatz ist eine ältere Person mit moderatem Aktivitätslevel, guten Knochen, normalem vaskulärem Status ohne Immunsuppression und einer normalen Rückfußachse“. Aktuellere Arbeiten fordern hingegen bereits die OSG-Endoprothetik als Therapie der Wahl der konservativ nicht beherrschbaren rheumatoiden Arthritis einzusetzen (8). Auch posttraumatische Arthrosen werden immer häufiger als Operationsindikation eingefordert (86). Das derzeitige Augenmerk richtet sich besonders auf die bislang vernachlässigten vorgegebenen Variablen wie etwa Alter (und das mit ihm einhergehende Aktivitätslevel), Bandstabilität, Knochenlager und Achsabweichungen. Hier lauten die Vorgaben nahezu einstimmig: intakte Bandverhältnisse (89;106), tibiotalare Varus-/Valgus-Achsabweichung von weniger 10° (86;89), erhaltene Korrekturmöglichkeiten der Rückfußfehlstatik (2;89;106).

Konsens herrscht weitgehend auch über bestehende Ausschlusskriterien. Zu diesen zählen aktive oder stattgehabte Infektionen, neuropathische degenerative Gelenkerkrankungen (z.B. Charcot-Erkrankung), sensorische oder motorische Dysfunktionen im Bereich des Fußes oder des Beines, schwere Weichteilprobleme im Bereich des Sprunggelenkes sowie Knochendefekte wobei hier insbesondere die Talusnekrose zu erwähnen ist (104;106).

Die Zukunft der Sprunggelenktotalendoprothetik hängt eng mit der Auswahl der Patienten zusammen, so dass aufgrund einer besseren Auswahl der Indikationen allein schon auf diesem Gebiet weitere Fortschritte zu erwarten sind.

1.2 Arthrodesese versus Endoprothese

Seit der Einführung der Sprunggelenktotalendoprothese werden deren Vor- und Nachteile in der Fachwelt heftig diskutiert. Gerade die Befürworter der Arthrodesetechnik führen gerne die unbefriedigenden Ergebnisse der siebziger Jahre auf und verweisen gleichzeitig auf fehlende Langzeitergebnisse neuerer Modelle. McGuire sah noch 1988 bei posttraumatisch, septisch oder neurogen veränderten oberen Sprunggelenken zur Arthrodesese „keine Alternative“ (69). Aber stellt die Gelenkversteifung tatsächlich den viel beschworenen Goldstandard in der Versorgung der progredienten und therapieresistenten OSG-Schmerzen dar und ist dieser Eingriff angesichts der Fortschritte der vergangenen Jahre noch zeitgerecht? Von den über 50 operativen Techniken der Gelenkversteifung haben sich in den letzten Jahren im wesentlichen 2 Techniken etabliert. Zum einen ist das die Versteifung mittels Schraubenarthrodese und zum anderen mit Hilfe des Fixateur externe. Die Überlegenheit der Schraubenarthrodese konnte im Hinblick auf Fusionsrate und Komplikationen mehrfach dargelegt werden (15;22;24;102;103). Dormann et al. (22) favorisiert zwar ebenfalls die Schraubenarthrodese wies allerdings darauf hin, dass bei voroperierten Patienten mit Weichteil- und Knochenatrophien die Fixateur-externe-Technik zu bevorzugen sei.

Die Vorteile dieser Methoden sind mehrfach in der Literatur beschrieben. Zu ihnen zählen eine vergleichsweise einfache Operationstechnik, eine rasch erzielte Schmerzfreiheit und die Möglichkeit einer stabilen und dauerhaften Versorgung. Voraussetzung für den letztgenannten Punkt ist allerdings die Einstellung des Fußes nach biomechanisch optimalen Gesichtspunkten (Neutralstellung mit 5° Valgus und 5-10° Außenrotation, (71;73;102;105)). Das diese Einstellungskriterien bereits schon definitiv gefunden wurden lassen langfristig angelegte Studien bezweifeln. Wie sonst lässt sich die relative hohe Pseudarthroserate erklären, die, je nach Literatur bis zu 35% oder sogar darüber liegen kann (5;29;62). Infektionsraten von 3-25% (31;69),

persistierende Schmerzen in 10–60% der Fälle sowie ein Anstieg des Sauerstoffverbrauchs und Außenrotationsfehler des Fußes zählen zu den weiterhin regelmäßig auftretenden Komplikationen. Bisher asymptomatische Arthrosen des Hüft- und Kniegelenkes können symptomatisch werden. Langfristig stellen sich zudem so genannte Transferarthrosen, insbesondere des Subtalargelenkes und im Bereich des Chopart-Gelenkes, ein (16;30;38;104).

Trotz der genannten Komplikationen ist die Arthrodesse des oberen Sprunggelenkes noch immer die am häufigsten angewandte Therapieoption zur Behandlung der schmerzhaften Arthrose. Sie ist weltweit als „Goldstandard“ anerkannt.

Die Endoprothetik am OSG erfuhr in den vergangenen Jahren durch neue Prothesendesigns einen erneuten Aufschwung. Es wurde in der Entwicklung der Prothesen mehr Augenmerk auf die Nachahmung der natürlichen Anatomie gelegt. Kinematische Aspekte wurden ebenso berücksichtigt wie die Stabilität der Bänder und die mechanische Ausrichtung im Gelenk. Die zementierten Prothesen wurden vollständig verlassen. Moderne Prothesen sind mit porösen Beschichtungen überzogen um eine biologische Verankerung im Knochen zu ermöglichen. Die Knochenresektion konnte hierbei verringert werden. Durch die neuen 2 und 3 Komponentenprothesen wurden neue Gleit- und Rotationsbewegungen freigegeben und entlasten zudem die Schnittstelle zwischen Prothese und Knochen. Aktuelle Studien konnten in kurz- und mittelfristigen Untersuchungen bereits erste Erfolge dieser Entwicklungen verzeichnen (2;8;41;53).

Die Zusammenschau der Fortschritte der letzten Jahre lässt für die Zukunft hoffen, dass der Durchbruch in der Endoprothetik des oberen Sprunggelenkes, ähnlich wie er an der Hüfte und am Knie schon vor Jahren erfolgte, doch noch gelingt.

1.3 Zielsetzung der Arbeit

Zunehmende Bedenken bezüglich der langfristigen Auswirkungen der Sprunggelenksarthrodesse bestätigen den Bedarf einer langfristig funktionstüchtigen Endoprothese für das obere Sprunggelenk (16;30). Gerade im Hinblick auf das jüngere Patientengut, welches einer Gelenkversteifung überwiegend ablehnend gegenübersteht und zudem unter den sekundär entstehenden Transferarthrosen zu

leiden hat, ist eine Fortsetzung bisheriger Anstrengungen erstrebenswert. Ein Erfolg ist allerdings nur dann zu erwarten wenn anatomische und biomechanische Eigenschaften dieses komplexen Gelenkes auch weiterhin berücksichtigt werden. Neue Prothesen müssen sich zudem an bisher gewonnenen Erfahrungen und Misserfolgen orientieren.

Trotz der Neuerungen im Prothesendesign persistiert eine weit reichende Komplikation der Endoprothetik am oberen Sprunggelenk. Aus den bisher veröffentlichten Langzeitergebnissen verschiedener Prothesenmodelle lässt sich eine bisher noch nicht zufrieden stellende Lockerungsproblematik der tibialen Komponente ableiten. Zudem geben radiologische Untersuchungen erste Hinweise auf das Vorliegen möglicher Lockerungszeichen („radiolucency lines“) in kurz- und mittelfristigen Studien (2;6;8;25;39;46;53;78;98;100;107;113).

Die vorliegende Arbeit liefert eine Aufarbeitung der aktuellen Literatur und möchte anhand eigener Untersuchungen veranschaulichen, wie die noch immer bestehende Lockerungsproblematik der tibialen Verankerungskomponente zu erklären und letztlich zu beheben ist. Der hierzu erdachte Versuchsaufbau basiert auf der spannungsoptischen Oberflächenanalyse. Dieses Verfahren, welches auf dem sogenannten Kelvin-Effekt basiert, ist in der industriellen Materialprüfung bereits etabliert. Die hieraus gewonnenen Ergebnisse werden schließlich in die Evaluation der getesteten Prothesenmodelle einfließen. Zuletzt werden die eigenen Erkenntnisse in Zusammenschau mit der vorliegenden Literatur diskutiert.

2 Das obere Sprunggelenk

2.1 Anatomie

Das obere Sprunggelenk als eines der zwei Hauptgelenke am Fuß wird gebildet durch die distalen Teile von Tibia und Fibula sowie dem Talus als Gegenlager. Als Scharniergelenk ermöglicht es das Heben und Senken der Fußspitze, welches wir analog zu den Verhältnissen der Hand, als Dorsalextension und Plantarflexion bezeichnen.

Tibia und Fibula sind in etwa gleich lang, jedoch gegeneinander versetzt angeordnet. Hierdurch tritt die den Malleolus lateralis bildende Fibula etwa 1 cm weiter nach kaudal. Beide Knochen sind durch die Membrana interossea cruris, einer straffen Kollagenfaserplatte und Bestandteil der Syndesmosis tibiofibularis, miteinander verbunden. Diese Membran setzt sich an den stärker beanspruchten Stellen in das Ligamentum tibiofibulare anterius et posterius fort. Durch den festen Zusammenschluss von Tibia und Fibula bildet sich die so genannte Malleolengabel. Diese umschließt den proximalen Anteil des Talus fest und artikuliert über insgesamt drei Gelenkflächen mit dem Sprungbein. Neben der Facies articularis malleoli lateralis des Wadenbeins möchte ich hier genauer auf die der Tibia zugehörigen Facies articularis inferior und Facies articularis malleoli medialis eingehen (Abb.2.1).

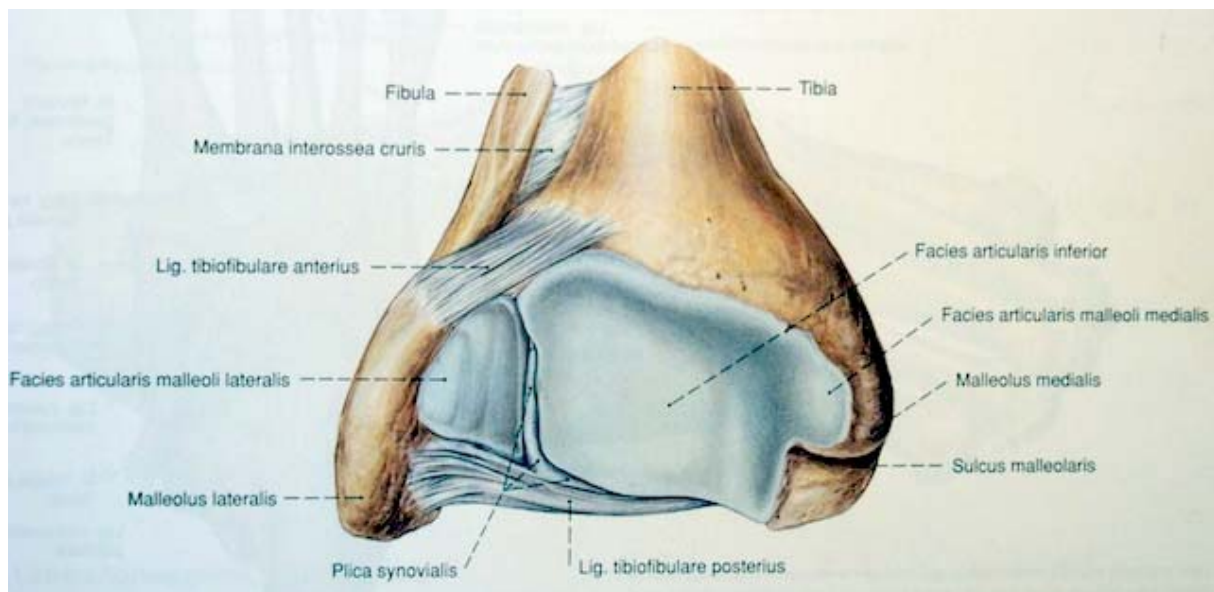


Abb. 2.1: Oberes Sprunggelenk, gesehen von kaudal (aus Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen, Band 2, 21. Auflage)

Die *Facies articularis inferior* ist in ihrer Gesamtheit eine schwach konkav ausgebildete trapezförmige Fläche welche sich von ventral nach dorsal verjüngt. Fick (27) gibt deren ventrale Breite mit 32 bis 40mm und den dorsalen Rand mit 28 bis 33mm an. Schmidt (90) misst die Gelenkfläche mit 71% des gesamten sagittalen Durchmessers der Tibia, respektive 28mm, und 56% des gesamten transversalen Durchmessers bzw. 30mm. Wie Schmidt ebenfalls nachweisen konnte, liegt keine gleichmäßige Kreisform vor. Vielmehr ist der mediale und laterale Flächenanteil stärker gekrümmt ($r = 20\text{mm}$) als der Mittelteil ($r = 24\text{mm}$). Dieser trägt zudem in sagittaler Richtung einen schwach erhabenen First welcher bei Dorsalextension und Plantarflexion in der Führungsrinne des Talus gleitet. Die durchschnittliche Größe der Gelenkfläche beträgt 703 mm^2 (21).

Die von der *Facies articularis inferior* in einem Winkel von ca. 110° nach unten abgehende *Facies articularis malleoli medialis* ist sagittal ausgerichtet und beschreibt eine enge Krümmung ähnlich eines Kommas. Die longitudinale Ausdehnung der dorsal etwas eingezogenen Gelenkfläche beträgt ca. 13 mm und besitzt eine sagittale Breite von ca. 24 mm. Die Gesamtfläche beträgt ca. 172 mm^2 (21).

Der Talus als Bindeglied zwischen Unterschenkel und Fußskelett artikuliert neben der Fibula und der Tibia auch mit dem Os naviculare und dem Calcaneus und ist somit Teil des oberen als auch des unteren Sprunggelenkes. Dem *Corpus tali* sitzt die *Trochlea tali* auf, welche sich von ventral nach dorsal um ca. 4–5 mm verschmälert und von der Malleolengabel umfasst wird. Die Höhe des Sprungbeines ist medial am größten und in der Mitte der *Facies superior* der *Trochlea tali* am geringsten (75). Die laterale Kante steht etwas mehr als 1 mm tiefer als die mediale. Als Gegenstück zu dem, die *Facies articularis inferior* der Tibia durchziehenden, First beherbergt die *Trochlea tali* eine flache, sagittal ausgerichtete Rinne. Diese Rinnenbildung kann mit Hilfe des „Talusprofilquotienten“ quantifiziert werden und entspricht bei Jugendlichen 0,1. Mit zunehmendem Alter nimmt dieser Quotient auf 0,01 ab, was einer Abflachung der Talusrolle entspricht (80;81).

Die *Facies superior* des Sprungbeines besitzt den größten Flächenanteil der talaren Gelenkflächen und misst in sagittaler Länge etwa 34 mm und hat im Mittelabschnitt ihre größte Breite mit ca. 30 mm. Die Gesamtfläche beträgt etwa 1150 mm^2 (21). Mit der Form eines Kommas tritt die *Facies malleolaris medialis* des Talus mit der *Facies articularis malleoli medialis* der Tibia in Kontakt. Die sagittale Ausdehnung entspricht

hier ca. 28 mm und in longitudinaler Ausdehnung ca. 14 mm. Betrachtet man die Längsausdehnung des Rollendaches, so stellt man fest, dass sie um fast 30% gegenüber der mittleren Trochlealänge verkürzt ist. Stellt man die mittleren Öffnungswinkel gegenüber, so ergeben diese für die Facies articularis inferior der Tibia Werte zwischen $62,5^\circ$ und $75,2^\circ$ und für die Trochlea tali Werte zwischen $99,5^\circ$ und $113,9^\circ$ (21;74).

Dem Bandapparat des oberen Sprunggelenkes kommt eine große Bedeutung zu betrachtet man die klinischen Aspekte bei insuffizienter, defekter Führung. Die Membrana interossea cruris sowie die Ligg. tibiofibularis anterior et posterior wurden bereits erwähnt. Des Weiteren kann eine Einteilung in mediale und laterale Bänder erfolgen. Die kräftigen Faserzüge, welche die Spitze des Malleolus medialis umgreifen, werden in ihrer Gesamtheit als Ligamentum deltoideum zusammengefasst. Im einzelnen besteht es aus einer Pars tibionavicularis und einer Pars tibiotalaris anterior, die entlang des Collum tali bis hin zur Trochlea tali inserieren. Die Pars tibiotalaris posterior zieht nach dorsal zum Tuberculum mediale des Processus posterior tali. Vervollständigt wird das Quartett von der Pars tibio calcanea, die bis zur Oberkante des Sustentaculum talare zieht. Zu dem lateralen Bandapparat, welcher in drei Anteile gegliedert ist, zählt das Ligamentum talofibulare anterius et posterius. Das anteriore Band hat seinen Ursprung zwischen dem Vorderrand der Spitze des Malleolus lateralis und der Kante seiner Gelenkfläche und setzt am proximalen Talushals an. Das posteriore Ligament entspringt ebenfalls nahe der Spitze des Malleolus an der Fossa malleoli und erstreckt sich bis zum Processus posterior tali. Beide Ligamenta sind nahezu in der Transversalebene angeordnet. An der Unterseite der Fibulaspitze entspringt das Ligamentum calcaneofibulare, welches zur Außenfläche des Calcaneus zieht. Die Spitze selbst ist frei von jeglicher Bandstruktur.

Aufgrund dieser breit gefächerten Anordnung der Kollateralbänder, bei der immer ein Anteil beider Seitenbänder gespannt bleibt, ist eine sichere Führung bei allen Bewegungen immer gewährleistet.

2.1.1 Der subchondrale Aufbau der distalen Tibia

Der subchondrale Knochen stellt das Fundament jeglicher Bemühungen der Endoprothetik am oberen Sprunggelenk dar. Durch ein besseres Verständnis seiner Struktur sind wahrscheinlich Fortschritte in dem Bereich der Implantatverankerung zu erzielen und Fragen bezüglich der Interaktion zwischen Implantat und Knochen besser zu klären. Die hier aufgeführten Erkenntnisse werden im weiteren Verlauf dieser Arbeit wieder aufgegriffen werden.

Die subchondrale Mineralisierung weist, als morphologisches Korrelat der auf das Gelenk wirkenden Kräfte, ein charakteristisches Verteilungsmuster auf. Zwei Dichtemaxima höchster Mineralisierung finden sich dabei am Übergang der Facies articularis inferior zur Facies articularis malleoli medialis sowie im Bereich der lateralen Gelenkfläche (bizentrisches Verteilungsmuster). Ebenso möglich, jedoch seltener, findet man ein monozentrisches Verteilungsmuster (Abb.2.2) (74). Ähnliche Verteilungsmuster liegen auch für das Sprungbein vor. Der Talusprofilquotient scheint hierbei mit dem Verteilungsmuster der Dichtemaxima zu korrelieren. Bei tiefer Führungsrinne liegt in der Mehrzahl ein bizentrisches Muster vor. Mit zunehmendem Alter und Abflachung der Führungsrinne scheint sich ein monozentrisches Verteilungsmuster auszubilden (75).

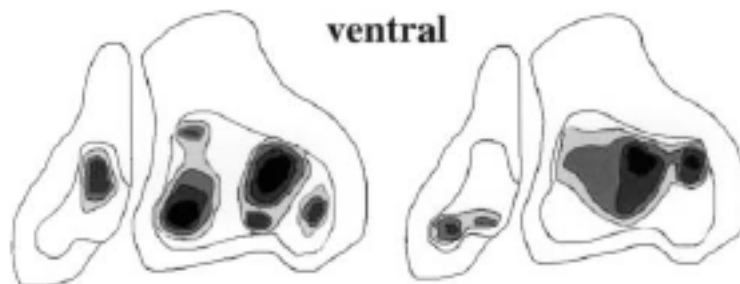


Abb. 2.2: Links Bizentrisches Rechts monozentrisches Verteilungsmuster, nach (Müller-Gerbl, 2001)

Wie Hvid (42) bereits 1985 nachweisen konnte, nimmt die Knochenfestigkeit der Tibia von distal nach proximal bereits auf den ersten 10 mm beträchtlich ab (Abb.2.3). Ähnlich wie Müller-Gerbl et al. postuliert er ebenfalls zwei Knochendichtemaxima, posterior und medial, und führt diese auf die Fußstellung in Supination bei Fersenkontakt und beim Abheben der Zehen (s. Gangzyklus) zurück. Ändert sich nun die mechanische Ausrichtung des oberen Sprunggelenks durch den

endoprothetischen Ersatz, können diese Knochenareale größter Festigkeit als Widerlager fungieren und so ein Verkippen der Prothese begünstigen.

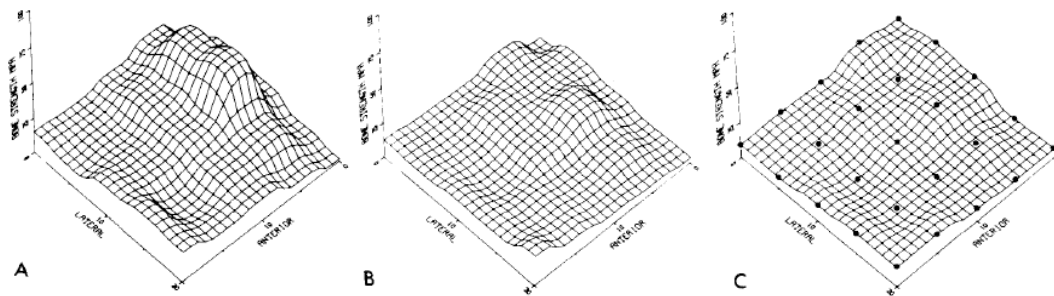


Abb. 2.3: Festigkeitsprofil der dist. Tibia nach Hvid. An der Z-Achse wurde die Knochenfestigkeit [in Mpa] aufgetragen. A) Level 1 = 2mm unter der Gelenkoberfläche. B) Level 3 = 6 mm unter der Gelenkoberfläche. C) Level 5 = 10 mm unter der Gelenkoberfläche.

Hvid führte die Untersuchungen sowohl an Tibia als auch am Talus durch und konnte so ein Festigkeitsmissverhältnis von durchschnittlich 40% zu Ungunsten der Tibia (42) aufdecken. Hierauf führt er zurück, dass es weit seltener zu einer Lockerung der talaren Prothesenkomponente kommt.

2.1.2 Die Spongiosaarchitektur der distalen Tibia

Die Spongiosa kann ihrem Aufbau nach als ein Netzwerk aus miteinander verbundenen Trabekeln (Stäbe, Balken) und Lamellen (Platten) beschrieben werden (26). Je nach Anzahl, Anordnung und Verteilungsverhältnis kann man verschiedene grundsätzliche Typen von Spongiosa unterscheiden. Am häufigsten jedoch findet sich der gemischte Typ, bestehend aus Trabekeln und Lamellen. Schon in der ersten Hälfte des 19. Jahrhunderts waren verschiedene Autoren der Auffassung, dass die Anordnung der Spongiosa und speziell der Trabekel nicht willkürlich sei, sondern bestimmten Gesetzmäßigkeiten unterliege und einen bestimmten Zweck erfülle. Das coxale Femurende und die proximale Tibia lagen dabei im größten Interesse der Forschungen.

Basierend auf den durchgeführten Untersuchungen wurden die unterschiedlichsten Theorien zur Entwicklung und Anordnung der Spongiosaarchitektur vertreten. 1867 veröffentlichte Meyer (70) seine Arbeit über „Die Architektur der Spongiosa“ und gemeinsam mit Culman stellte er die Theorie eines trajektorialen Aufbaus des

trabekulären Knochens auf. Das nach Meyer benannte Gesetz postuliert, dass sich die Innenstruktur des Knochens mit den Linien des größten Drucks und Zugs deckt und den größtmöglichen Widerstand bei kleinstmöglicher Materialmenge gewährleistet. Die Anordnung der Trabekel erfolgt somit entlang der Kräfte-trajektorien. Das bedeutet, dass die Orientierung der Trabekel davon abhängt, ob Kompressions- oder Zugspannungen herrschen.

Fiala und Hert (26) erkannten in frontalen Schnitten der distalen Tibia longitudinale Trabekel, die mit nur geringer Neigung vom subchondralen Knochen zur Diaphyse ziehen. Takechi et al. (101) beschrieben senkrechte Trabekel, die von der Gelenkoberfläche bis zur Epiphysenplatte reichen und nahe der Epiphysenplatte dicker und dichter sind, dort wo sie von queren Trabekeln rechtwinklig gekreuzt werden. Sie vermuteten, dass diese Trabekel dazu dienen, das Körpergewicht aufzufangen.

Die Struktur der Epiphysenplatte ist dicht und geschichtet. Den Malleolus medialis füllen unterschiedliche Arten von Trabekeln aus. Von der inneren Oberfläche des Malleolus medialis gehen kurze, quer liegende Trabekel aus, im äußeren Anteil des Malleolus medialis zeigten sich zur äußeren Kontur parallele Trabekel, welche die Epiphysenplatte erreichen. An der Basis des Malleolus medialis kommt es aufgrund der Inversion und Eversion des Talus zur Druck- und Zugbeanspruchung, es wurden dementsprechend Druck- und Zugtrajektorien identifiziert. An der Basis des Malleolus medialis haben dichte, quer laufende Trabekel Kontakt mit der Oberfläche und laufen zum äußeren Kortex hin auseinander (101). In sagittalen Schnitten der distalen Tibia zeigten sich senkrechte Trabekel, die unter einem größeren, aber immer noch spitzen Winkel vom subchondralen Knochen zur Kortikalis ziehen, um so die Belastung vom subchondralen Knochen aus auf den weitaus stärkeren Kortex zu übertragen (1;26). Takechi et al. unterschieden zentral dicke und grobe Trabekel, anterior und posterior hingegen dünne und dicht angeordnete Trabekel (101). Ab einer Entfernung von mehr als 3 cm von der subchondralen Knochenplatte waren fast keine Trabekel mehr zu sehen (1). In der Epiphyse fanden sich querliegende, zur Gelenkfläche parallele Lamellen (101), die zur subchondralen Knochenplatte hin immer dicker und dichter werden (26;101). Die von Takechi et al. angefertigten transversalen Schnitte des oberen Sprunggelenks stellten den Malleolus medialis und posterior der Tibia, den Malleolus lateralis der Fibula und den Talus dar. Dicke und dichte Trabekel zogen von der Gelenkoberfläche des Malleolus medialis entlang

der äußeren Kontur zum posterioren Kortex. Die zweite Trabekelgruppe, die vom Malleolus posterior ausging, zeigte eine antero-posteriore Orientierung. Diese Trabekel kreuzten die dritte Gruppe von Trabekeln, die entlang der posterioren Knochenkontur angeordnet sind. Wie drastisch sich das Netzwerk aus Trabekeln nach proximal ausdünn ist auf Abb. 2.7 zu erkennen.

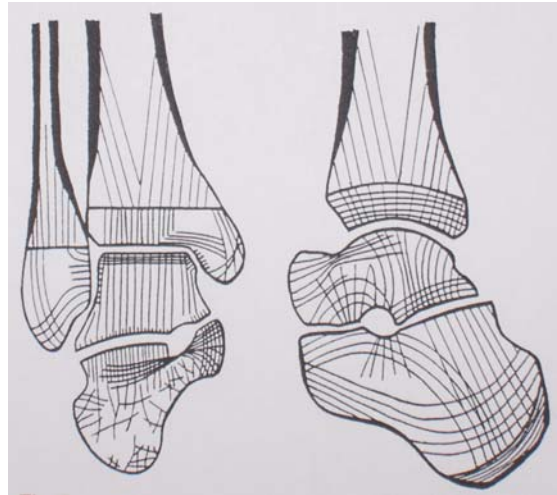


Abb. 2.4: Schematische Darstellung des Trabekelverlaufs, nach Takechi (101).

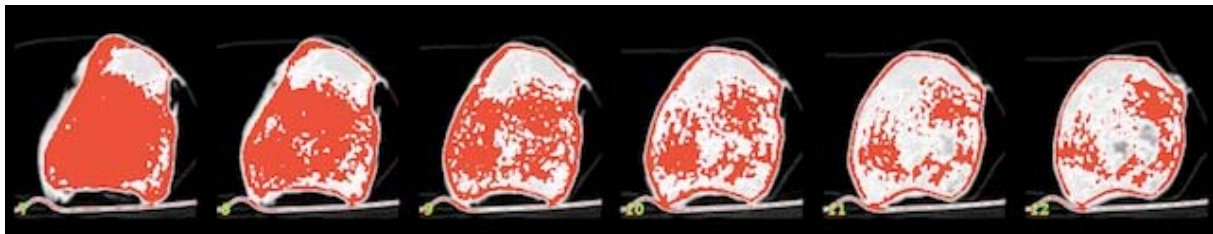


Abb. 2.5: CT-Aufnahme der distalen Tibia. Rot gefärbt zeigt sich das trabekuläre Netzwerk welches sich nach proximal ausdünn. Schnittdicke 2mm. (Bilder einer noch unveröffentlichten Arbeit von Meissner, J.)

2.2 Biomechanik des oberen Sprunggelenks

Die menschliche Fußform unterscheidet sich von allen anderen Lebewesen. Sie ist von allen Abschnitten des Armes und des Beines am stärksten vom Grundbauplan der ursprünglichen Gliedmaßen abgewichen und hat sich weitgehend spezialisiert (63). Durch die beiden hintereinander geschalteten Sprunggelenke stehen dem Fuß, im Gegensatz zur Hand, sämtliche Grade der Bewegungsfreiheit, wenn auch in geringerem Bewegungsumfang, zur Verfügung. Das obere Sprunggelenk ist hierbei ein überaus kongruentes Gelenk. Die Übereinstimmung der Gelenkflächen wird durch den komplexen Aufbau und die Interaktion des Bandapparates über den gesamten Bewegungsablauf gewährleistet (44).

Das *Articulatio talocruralis* entspricht zunächst einmal einem Scharniergelenk (*Ginglymus*). Die konkave Gelenkfläche wird dabei durch die Malleolengabel, die konvexe Gelenkfläche durch den Talus gebildet. Die Gelenkachse verbindet Innen- und Außenknöchel. Der Verlauf der Achse ist hierbei von ventral, medial, proximal nach dorsal, lateral, plantar und durchstößt auf ihrem Weg die Mitte der *Trochlea tali*. Durch sie sind Bewegungen in der Sagittalebene möglich. In der vorliegenden Literatur wird das normale Bewegungsausmaß des oberen Sprunggelenkes mit 23 – 56° Plantarflexion und 13 – 33° Dorsalextension angegeben (37;65;75). Gehen auf ebenen Grund erfordert ein Bewegungsausmaß (= Range of Motion, ROM) von etwa 10°–15° Plantarflexion und 10° Dorsalextension. Treppensteigen erfordert hingegen schon eine ROM von 37°, Treppabsteigen 56° (97). Abgesehen vom Treppensteigen ist somit ein Bewegungsausmaß von 30° zur Bewältigung des Alltages ausreichend und sollte aus diesem Grund Ziel einer prothetischen Versorgung sein.

Aufgrund der Anordnung der fibularen Bänder, des *Ligamentum deltoideum* und der schrägen OSG-Achse ist der Weg der Talusrolle bei Bewegungen in Plantar- und Dorsalflexion lateral größer als medial. Dies führt bei Dorsalflexion im oberen Sprunggelenk zu einer Innenrotation der Malleolengabel um ca. 5-12°. Dagegen ist die Tibia nach außen rotiert, wenn der Fuß beim Gehen in Plantarflexion den Boden erfasst. Ist das subtalare Fußskelett fest fixiert, so kann auch ein Vor- und Rückneigen des Unterschenkels erfolgen.

Seit Hippokrates gilt das obere Sprunggelenk als Scharniergelenk. Inman (43) postuliert eine monophasische Achse und baut hierauf sein bisher akzeptiertes

Kegelstumpfmodell auf (Abb.2.6). Ihm zufolge stellt die Trochlea tali den Ausschnitt eines Kegelmantels, dessen Spitze nach medial zeigt, dar. Während die laterale Gelenkfläche senkrecht zur Gelenkachse steht, ist die mediale um 8° ansteigend und um 6° nach vorne dazu geneigt. So kommt es, dass die laterale Talusrolle kreisförmig, die mediale ellipsoid ist.

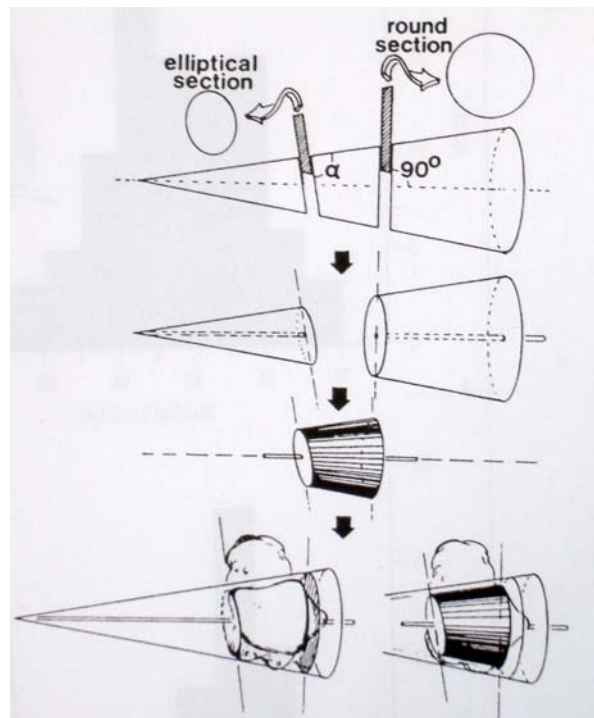


Abb. 2.6: Kegelstumpfmodell nach Inman (44). Aus Debrunner (19).

Bereits einige Jahre vor Inman konnten aber Barnett und Hicks (3;37) den biphasischen Achsenverlauf nachweisen. Reimann et al. (79) kann diesen Achsenverlauf bestätigen und anhand eigener Untersuchungen ein neues Talusmodell postulieren. Die Sprungbeinrolle wird demnach zunächst als Zylinder angesehen, dem medial ein flacher Kegel aufgesetzt wurde. An seiner lateralen Fläche wird er hingegen nicht durch eine Ellipse, sondern vielmehr durch eine Schraubenfläche begrenzt (Abb.2.7). Daraus folgt, dass nur die Dorsalflexion im oberen Sprunggelenk einer reinen Scharnierbewegung entspricht, dagegen die Plantarflexion einer Schraubenbewegung.

Um dauerhaft gute bis sehr gute Ergebnisse in der Sprunggelenksprothetik erzielen zu können, muss sich das Prothesendesign der im Kapitel Anatomie und Biomechanik genannten Besonderheiten anpassen um eine anatomische Rekonstruktion nach neuen Gesichtspunkten zu erzielen.

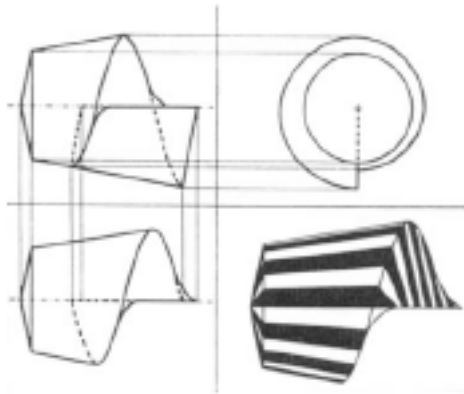


Abb. 2.7: Achsenmodell des OSG als Schraubenausschnitt, nach Reimann (79).

2.2.1 Kinematik

Um ein tieferes Verständnis der Biomechanik am oberen Sprunggelenk zu erlangen möchte ich als nächstes das Zusammenspiel aller dort wirkenden Komponenten ins Blickfeld holen um im nächsten Abschnitt die dort wirkenden Kräfte mit einzubeziehen.

Der Gangzyklus (Abb. 2.8), als Grundeinheit des Geh-Aktes, ist u.a. von Bordelon (9), Morris (72), Wright (112) und einer Reihe anderer beschrieben worden. Grundsätzlich wird er unterteilt in eine Stand- (60%) und eine Schwungphase (40%). Ein Zyklus (100%) entspricht hierbei einem Doppelschritt, also dem zweimaligem Auftreten einer Ferse desselben Fußes. Für unsere Betrachtungen am OSG ist die Standphase von vorrangiger Bedeutung. Wir teilen diese deshalb in weitere drei Phasen ein (72):

- Phase 1 (von Fersenkontakt bis Berührung des Bodens durch den Vorfußballen):

Es kommt zur Innenrotation und Inversion des Fußes. Durch die Inversion wird die Stabilität im Gelenk herabgesetzt, das Gehen auf unebenen Grund wird dadurch erleichtert. Es findet nahezu keine Muskelaktivität statt.

- Phase 2 (der Fuß liegt auf dem Untergrund flach auf):

Dieser Abschnitt ist geprägt durch kräftige Muskelaktivität. Der Fuß muss wieder in die ursprüngliche Stellung gebracht werden. Hierzu wird er

außenrotiert und evertiert. Zudem muss das Fußgewölbe gespannt werden um als Hebel beim Abstoßvorgang zu fungieren.

- Phase 3 (Fersenkontakt des kontralateralen Fußes bis Abheben der Zehen des ipsilateralen Fußes):

Mit dem Anheben der Ferse kommt es zur Inversion und Außenrotation des Fußes. Während der Schwungphase bleibt der Fuß in leichter Inversionsstellung.

Durch die Aufgliederung des Gangzyklus wird verständlich, dass die auftretenden Kräfte im Sprunggelenk differenziert betrachtet werden müssen. Diese setzen sich zusammen aus der axialen Druckkraft des Körpergewichtes, den Zugkräften der Muskeln und den Scherkräften.

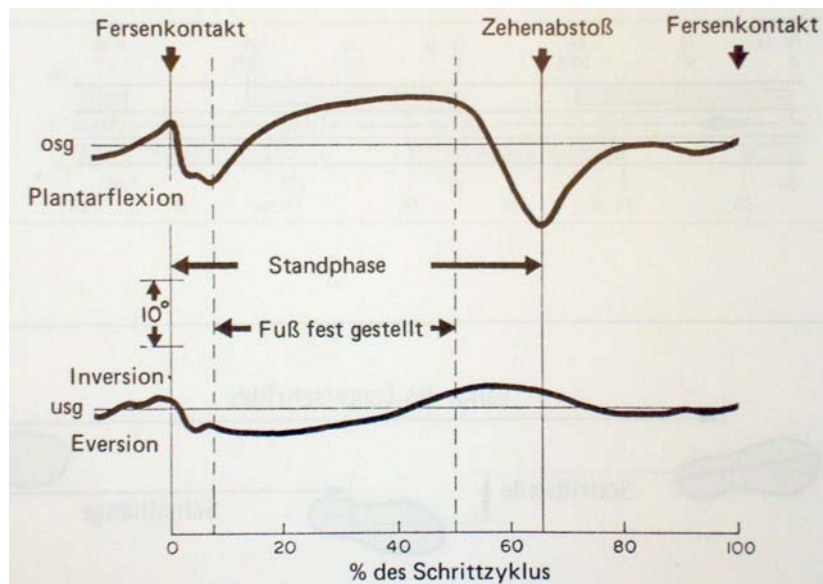


Abb. 2.8: Gangzyklus, aus Debrunner (19).

2.2.2 Kinetik

Die Krätemessung am Fuß ist von jeher ein schwieriges Unterfangen und hat eine lange Tradition. Angefangen bei der subjektiven Palpation der Sehnenspannung in ihrem zeitlichen Verlauf (88) über die Auswertung von EMG-Daten bis hin zur Kraftmessung mittels Dehnungselementen (10). Selbst in vivo Untersuchungen an menschlichen Achillessehnen wurden unter anästhetischer Wirkung durchgeführt (58). Als Erkenntnis bleibt jedoch, dass der einzig ohne weiteres durchführbare Weg zu den Muskelkräften zu gelangen die Analyse ist. Als Variablen dieser Berechnung sind die externe, unter dem Fuß gemessene Kraftverteilung und genaue Angaben zur Geometrie der Knochen, der Gelenkflächen und der räumlichen Relation der Sehnen zu den Drehachsen der Gelenke zu nennen. Die Berechnung erfolgt dann nach dem Prinzip des Kräfteparallelogramms, wonach sie die vorhandenen Kräfte im Gleichgewicht befinden müssen.

Roesler (83) führte 1976 umfangreiche Berechnungen am OSG durch und errechnete, unter der Prämisse, dass der Hüftgelenksdrehpunkt und der Körperschwerpunkt auf einer Wirkungslinie mit der momentanen Bodenkraft liegen, Belastungsmaxima vom 4–5 fachen des Körpergewichtes (KG). Procter (77) konnte 1982 anhand eigener Untersuchungen im Ganglabor die von Roesler vorgerechneten Kräfte reproduzieren und zudem ihre Verteilung über die Standphase aufzeigen (Abb.2.9).

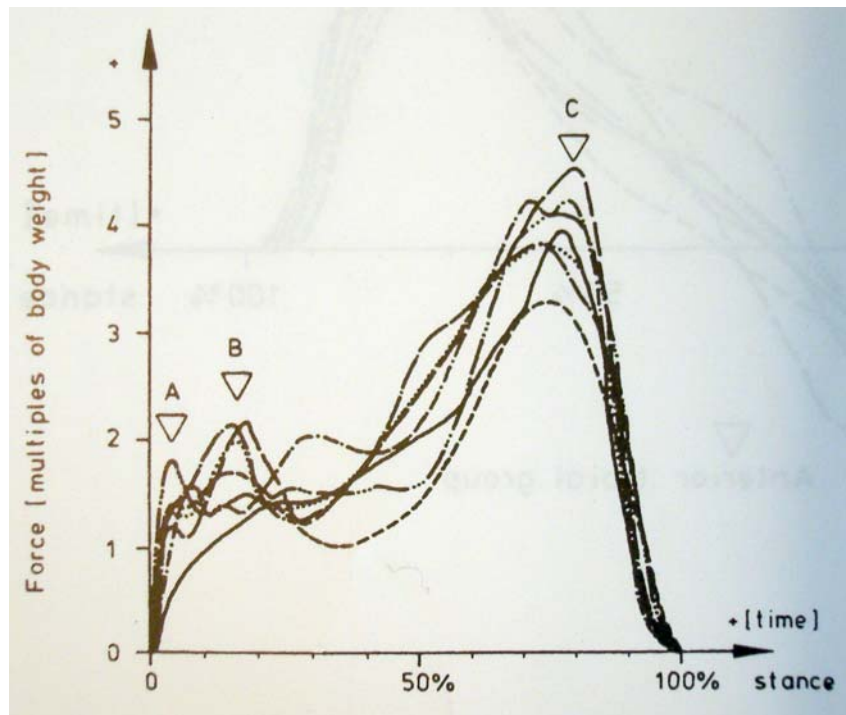


Abb. 2.9: Kräfte im OSG während der Standphase beim Gehen, nach Debrunner (19).

Der zweigipflige Kurvenverlauf zeigt einen ersten Peak mit dem 1,5 fachen KG bei ca. 10% der Standphase. Dies entspricht der Kontraktion der vorderen tibialen Muskelgruppe beim Bremsen der Plantarflexionsbewegung des Fußes nach erfolgtem Bodenkontakt der Ferse. Ein zweiter Peak mit dem 4,5–5-fachen des KG kommt bei etwa 90% und entspricht der beschleunigenden Wirkung der posterioren tibialen Gruppe wenn nur noch der Vorfußballen und die Zehen in Kontakt mit dem Boden sind (19;77).

3 Die Endoprothetik im oberen Sprunggelenk

3.1 Geschichtlicher Überblick

Erste Ansätze der Endoprothetik am oberen Sprunggelenk gehen auf das Jahr 1890 zurück. Themistocles Gluck (32) entwarf damals eine Prothese welche in Tibia und in den Fußwurzelknochen verankert werden sollte und somit den gesamten Gelenkapparat des Hinterfußes ersetzt hätte (Abb.3.1a). Es dauerte bis in die siebziger Jahre des 20. Jahrhunderts bis die erste Sprunggelenksprothese operativen Einsatz fand. Ausgehend von den guten Ergebnissen der Hüftendoprothetik entwickelten die Franzosen Lord und Marotte (66) die gleichnamige OSG-Prothese (Abb.3.1b). Der Gelenkersatz wurde dabei aber durch eine Arthrodese im USG erkaufte. Der tibiale Gelenkanteil aus Metall bestand aus einer Kugel und wurde über einen Schaft in die Tibia einzementiert. Der distale Gelenkanteil aus Polyethylen bildete die Gelenkpfanne und wurde unter fast vollständiger Resektion des Talus in den Calcaneus einzementiert. Nach Aufarbeitung der ersten 25 implantierten Prothesen mussten Lord und Marotte allerdings das Versagen ihrer Methode eingestehen, verließen die Endoprothetik am OSG und legten als Therapie der Wahl die Arthrodese nahe (67).

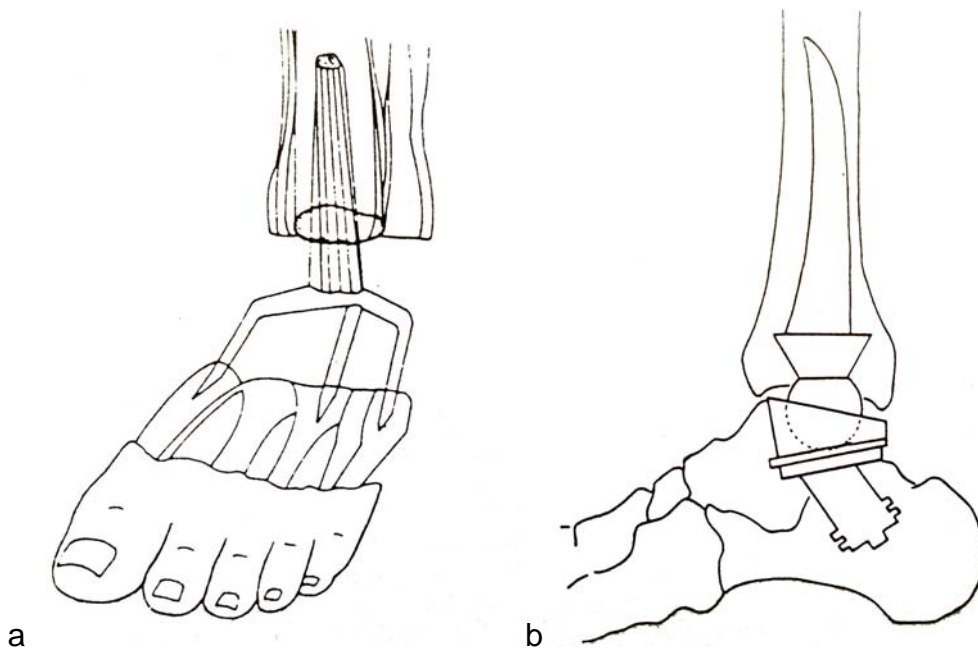


Abb. 3.1 a) Gelenkersatz nach Gluck. b) Sprunggelenksprothese nach Lord.

Unter dem Anspruch eine Prothese zu entwickeln, die nur minimale Knochenresektion erfordert und ein natürliches Gangbild imitiert, stellten 1972 Freeman (49) das Modell ICLH (Imperial College / London Hospital) und 1973 Buchholz (11) das Modell St. Georg vor. Beide Prothesen bestehen aus einer tibialen und einer talaren Gelenkkomponente und entsprechen somit dem 2-Komponentendesign. Sie bilden die Grundlage der heutigen Endoprothetik am oberen Sprunggelenk. Bis heute entstanden, vor allem in den USA, weit über 30 unterschiedliche Prothesenmodelle, deren Entwicklung an die Modelle von Buchholz und Freeman anknüpfte (106).

3.2 Einteilung der Prothesen

In der Literatur sind unterschiedliche Einteilungskriterien der Prothesen beschrieben (20;76). Für die vorliegende Arbeit ist folgende Einteilung ausreichend:

2-Komponenten-Prothese:

- constrained (unfrei, gekoppelt): das OSG wird als reines Scharniergelenk ersetzt, Rotation ist lediglich um eine Achse möglich. Die Talusradien sind medial und lateral gleich, z.B. Mayo- (95) ,Beck-Steffee-Prothese (113)
- semi-constrained (halbfrei): eine feste Rotationsachse ist weiterhin vorgegeben, unterschiedliche Talusradien oder eine sich nach hinten verjüngende Taluskappe ermöglichen jedoch weitere Bewegungen, z.B. ICLH 1985 (87), Mayo 1989 (96)
- non-constrained (frei): zu dieser Gruppe zählen Prothesen unterschiedlicher Gelenkflächenformen, z.B. Bath&Wessex (50)

3-Komponenten-Prothesen: die erste Prothese dieser Bauart wurde 1986 entwickelt (STAR.). Als Neuerung kommt bei ihnen ein meniskoidaler Polyethylen-Gleitkern zwischen tibialer und talarer Gelenkkomponente. Bewegungen sind jetzt zwischen Taluskappe und Gleitkern (Flexion/Extension) und Gleitkern und tibialer Komponente (Rotations-/Gleitbewegungen) möglich.

3.3 Die untersuchten Prothesenmodelle

3.3.1 STAR, Fa. Link

Die STAR (Scandinavian Total Ankle Replacement) Sprunggelenksprothese der Waldemar LINK[®] GmbH Hamburg wurde von Kofoed (54) 1986 entwickelt setzt sich aus folgenden drei Komponenten zusammen (Abb. 3.2):

- die tibiale Komponente besteht aus einer flachen Gelenkgleitplatte auf deren Rückseite zwei zylindrische Fixationsstege, zur Verankerung im subchondralen Knochen, angebracht sind. Beide Stege sind 20 mm lang, 6 mm breit und von 8 mm hoch. Die tibiale Komponente ist in fünf Größen von 30x30mm bis 33,5x45mm erhältlich.
- die talare Komponente entspricht einer Taluskappe, welche auf ihrer konkaven Seite einen mittig ausgerichteten Keil zur Verankerung besitzt. Die konvexe Seite führt mittig a.p.-verlaufend einen First der eine bessere Führung des Gleitkernes ermöglicht. Die Taluskappe liegt rechts und links in fünf Größen vor.

Beide Komponenten bestehen aus einer CoCrMo-Legierung, sind auf ihrer Artikulationsfläche mit Reintitan doppelbeschichtet. Die der Verankerung zugewandte Seite besitzt eine Kalziumphosphatbeschichtung.

- Der Polyethylen-Gleitkern besitzt eine plane Oberfläche zur Artikulation mit der tibialen Komponente und eine konkave, mit einer Rinne durchzogenen, der Taluskappe zugewandten Unterseite. Der Gleitkern ist in fünf Höhen von 6–10 mm erhältlich.



Abb. 3.2: STAR- Prothese der Fa. Link

Diese Konstruktion ermöglicht Flexion/Extension zwischen Gleitkern und Taluskappe sowie Rotations- und Gleitbewegungen zwischen Gleitkern und tibialer Komponente. Hierdurch sollen vor allem Kräfte, welche sich negativ auf die Verankerung auswirken können, neutralisiert werden.

3.3.1.1 Operationstechnik

Der Patient befindet sich in Rückenlage. Die Incision beginnt ca. 10cm oberhalb des OSG und wird bogenförmig nach medio-kaudal gezogen. Unter seitlichem Abdrängen der Gefäße und Nerven wird das Sprunggelenk anterior eröffnet. Wichtig ist hierbei die vorhandenen Bandstrukturen weder zu verletzen noch zu durchtrennen. Mit Hilfe des Instrumentariums erfolgt nun nacheinander die Resektion der tibialen und talaren Gelenkfläche (s. Abb. 3.3 a, b). Es ist darauf zu achten, die Gelenkfläche des Malleolus medialis zu erhalten. Im Anschluss kann die Taluskappe auf das Sprungbein aufgeschlagen werden. Für die Verankerungsstege der tibialen Komponente werden jetzt noch zwei Führungslöcher in das Schienbein eingebohrt. Danach kann die Tibiagleitplatte mit Hilfe eines Einschlaginstrumentes eingetrieben werden (s. Abb. 3.3 c). Ziel ist der bündige Abschluss der Tibiagleitplatte mit der ventralen Kortikalis. Anschließend wird der Polyethylen-Gleitkern eingesetzt und die Wunde verschlossen.

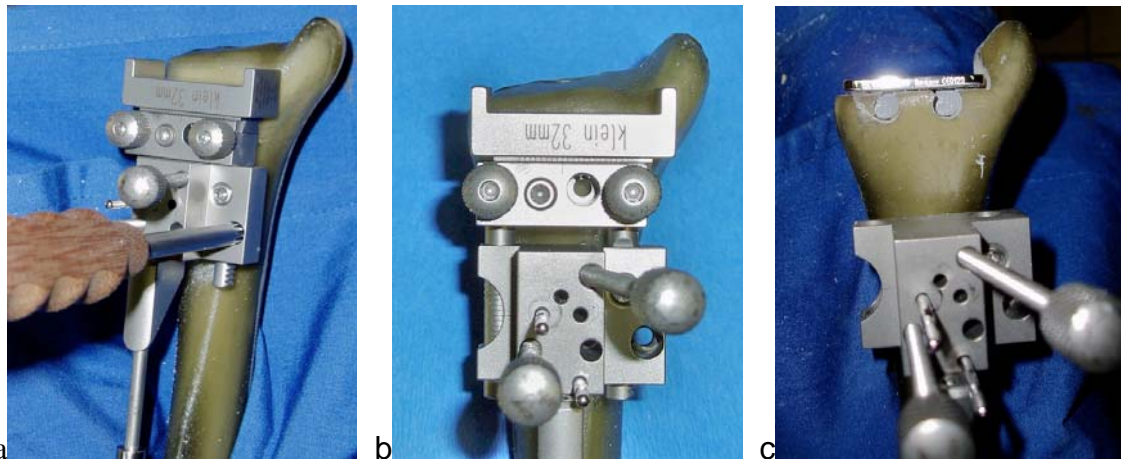


Abb. 3.3: a) und b) Anbringen der Resektionslehre. c) Bündiger Abschluss der tibialen Prothesenkomponente.

3.3.1.2 Klinische Ergebnisse

Zwischen 1990 und 1993 wurden von Kofoed 18 Patienten mit 20 STAR Sprunggelenksprothesen versorgt. Die Diagnosen teilten sich wie folgt auf: idiopathische Arthrose 4, posttraumatische Arthrose 14, Haemochromatose 2. Die Analyse der vorliegenden Daten wurde 1995 veröffentlicht (56). Der durchschnittliche Follow-up Zeitraum betrug 30 Monate. Die Prothesen wurden anhand eines von Kofoed entwickelten Scores nachuntersucht (die max. Punktzahl lag bei 100). Der präoperativ erhobene Score betrug $27,5 \pm 11,5$, der Score zum letztmaligen Follow-up Termin $91,8 \pm 10,2$ Punkte. 17 Prothesen wurden mit „exzellent“, eine „gut“ und zwei mit „inakzeptabel“ bewertet. In den postoperativen radiologischen Untersuchungen konnte bei 19 Prothesen die regelrechte Fixation im Knochen nachgewiesen und Zeichen der Lockerung ausgeschlossen werden. Eine Prothese zeigt auf den angefertigten Röntgenbildern einen Monat postoperativ, dass beide Komponenten axial eingesunken waren. Hierbei kam es aber nicht zur Progredienz.

Wood und Deakin (109) berichten von 200 implantierten STAR-Prothesen zwischen 1993 und 2000 welche alle über einen durchschnittlichen Zeitraum von 46 Monaten nachuntersucht werden konnten. In 146 Fällen wurde ein gutes klinisches sowie radiologisches Ergebnis erzielt. 14 Prothesen (7%) zeigten Zeichen der aseptischen Lockerung. In 9 Fällen (4,5%) erfolgte eine operative Revision, 5 Prothesen wurde

engmaschig kontrolliert. In einer weiteren Veröffentlichung im Jahre 2008 (110) berichten Wood et al. im Verlauf von insgesamt 25 (12,5%) aseptischen Lockerungen. 15 Prothesen mussten revidiert werden.

Anderson et al. (2) konnten zwischen 1993 und 1999 51 Sprunggelenke mit einer STAR-Prothese ersetzen. Die Indikation wurde bei Patienten mit rheumatoider Arthritis (28), primärer Arthrose (13) und posttraumatischer Arthrose (10) gestellt. In 10 Fällen (19,6%) musste aufgrund einer aseptischen Prothesenlockerung eine Revision durchgeführt werden. Fünf weitere Prothesen zeigten radiologische Anzeichen der Prothesenlockerung.

3.3.2 Salto Prothese, Fa. Tournier

Die von Judet et al. (8) zwischen 1994 und 1996 entwickelte Sprunggelenksprothese Salto der Fa. Tournier zählt ebenso wie die STAR Prothese zu den 3-Komponentendesigns und setzt sich wie folgt zusammen (Abb.3.4):

- die tibiale Komponente besteht aus einer flachen Gelenkgleitplatte, welche an der medialen Seite eine 3 mm hohe Finne zum Schutz vor Impingement besitzt. Der Rückseite sitzt mittig ein 8 mm hoher Steg auf, welchem ein 7 mm im Durchmesser großer Verankerungsbolzen aufliegt.
- die talare Komponente besitzt zwei unterschiedliche Krümmungsradien und simuliert dadurch eine physiologische Flexions-/Extensions-Achse. Über die gesamte Länge der Taluskappe verläuft in a.p.-Richtung eine Führungsrinne welche als Widerlager des PE-Gleitkerns dient. In die konkave Unterseite ist zentral ein Verankerungs-Plug eingebracht.

Beide Komponenten bestehen aus einer CoCr-Legierung und sind auf ihrer dem Gelenk zugewandten Seite mit Titan beschichtet. Auf die Oberseite der tibialen, sowie auf die Unterseite der talaren Komponente ist zur besseren Sekundärverankerung Hydroxylapatit aufgetragen. Die Implantate sind rechts wie links in den Größen 1–3 erhältlich.

- Der Polyethylen-Gleitkern besitzt eine plane Oberfläche zur Artikulation mit der tibialen Komponente. Tangentiale Kräfte auf die Tibiakomponente sollen durch diese zusätzliche Gleitfläche begrenzt werden. Die konkave Unterseite

des PE-Inlays fügt sich in die talare Rinne ein und wird durch diese geführt. Das PE-Inlay ist in den drei Größen 1–3 und in jeweils vier Höhen 3–6mm erhältlich.



Abb. 3.4: Sprunggelenksprothese Salto, Fa. Tournier.

3.3.2.1 Operationstechnik

Der Patient befindet sich in Rückenlage, es wird ein anteriorer Zugang zwischen der Sehne des M. tibialis anterior und des M. extensor hallucis longus gewählt. Unter Schonung der Gefäße und Nerven wird bis auf das Gelenk präpariert und eröffnet. Das Mess- und Resektionsinstrumentarium wird angebracht. Es folgt die Resektion der tibialen Gelenkfläche (s. Abb 3.5 a, b). Zusätzlich wird eine zentrale Aussparung für den Verankerungsdubel gebohrt. Im Anschluss kann die talare Gelenkfläche reseziert werden. Beide Prothesenteile können nun press-fit eingeschlagen werden. Nach dem Einsetzen des PE-Gleitkerns folgt der Wundverschluss.

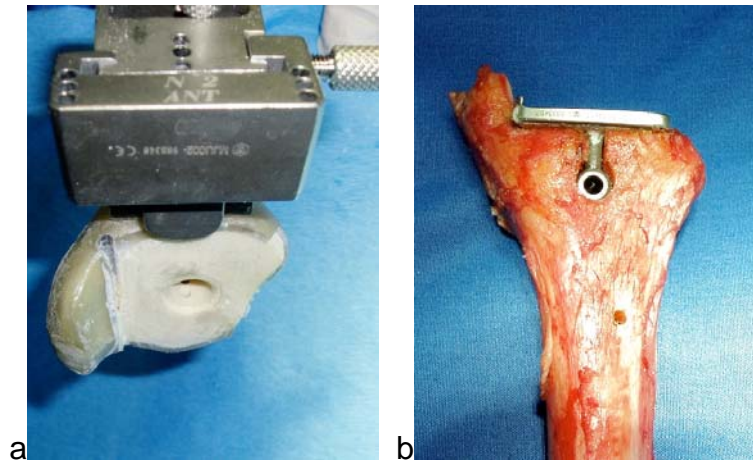


Abb. 3.5: a) Z.n. Resektion der distalen Gelenkfläche. b) press-fit Verankerung der tibialen Prothesenkomponente

3.3.2.2 Klinische Ergebnisse

2004 legten Bonnin und Judet eine Studie vor, in welcher die ersten Ergebnisse der Salto Sprunggelenksprothese präsentiert wurden (8). Zwischen 1997 und 2000 wurden von ihnen insgesamt 98 Prothesen implantiert. Die Diagnosen teilten sich wie folgt auf: posttraumatische Arthrose 43, idiopathische Arthrose 14, Arthrose aufgrund von Bandinsuffizienz 8, 4 infolge septischer Arthritis und rheumatoider Arthritis 29. 93 Prothesen konnten über einen durchschnittlichen Follow-up Zeitraum von 35 Monaten nachuntersucht werden. Der American Orthopaedic Foot and Ankle Society (AOFAS) Score betrug präoperativ $32,3 \pm 10$ Punkte, zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung $83,1 \pm 16$ Punkte. Der Bewegungsumfang konnte von präoperativ durchschnittlich $15,2^\circ$ auf postoperativ $28,3^\circ$ gesteigert werden. Zwei Prothesen wurden aufgrund weiterhin bestehender Schmerzen wieder entfernt. Zwei Prothesen zeigten in der radiologischen Untersuchung Zeichen der Lockerung und mussten revidiert werden. Eine weitere Prothese mit progredienten Zeichen der Lockerung, aber ohne Symptomatik, wurde nicht revidiert.

„Radiolucency-lines“ (s.u.) wurden beobachtet und gemäß ihres Auftretens in fünf Zonen eingeteilt (Abb.3.6). In wieweit diese mit einer möglichen Lockerungsproblematik zusammenhängen wurde von Judet et al. nicht diskutiert.

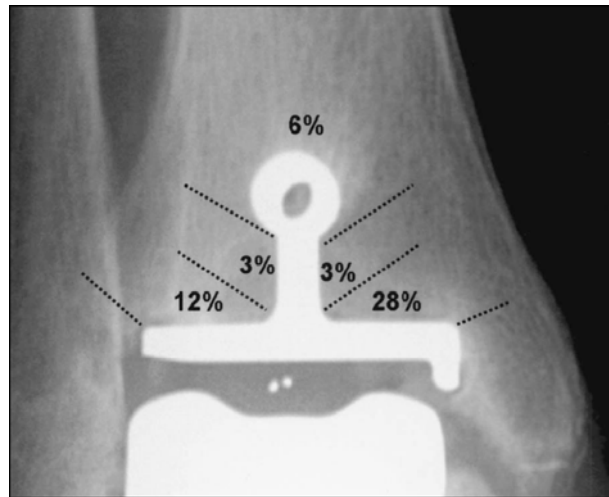


Abb. 3.6: Einteilung der tibialen Komponente in fünf Zonen nach der Häufigkeit von radiolucency-lines, nach Bonnin (8).

3.4 Die Lockerungsproblematik

Die aseptische Lockerung der Prothesenkomponenten stellt seit Beginn der Endoprothetik am oberen Sprunggelenk eines der größten Probleme dar. Mit Lockerungsraten von 60–90% innerhalb der ersten 10 Jahre lag die Anzahl der gescheiterten Systeme wesentlich höher als in der Knie- oder Hüftendoprothetik (6;20;113). Allein durch den Wechsel von zementierten auf zementfreie Prothesen konnten Fortschritte auf diesem Sektor erzielt werden und liegen nun zwischen 16% und 42% (12;57;78;89;100). Ob diese Tendenz weiterhin anhält ist fraglich und muss vor allem in langfristigen Studien belegt werden.

Seit langem wird das periprothetische Auftreten sog. „radiolucency lines“ als Zeichen der bevorstehenden Implantatlockerung gewertet (13;39;61;107). Radiologisch definiert sind diese Aufhellungszonen als Bereiche erhöhter Strahlungsdurchlässigkeit von >2mm (39;78). In den vorliegenden Untersuchungen liegt die Inzidenz dieser Aufhellungszonen um das Implantat/Knochen-Interface zwischen 15% und 76% (2;53;78). Somit ist ein erneuter Anstieg klinisch relevanter Lockerungen in späteren Follow-up's zu erwarten.

Achsabweichungen der tibialen Prothesenplatte von der Längsachse der Tibia um >2° werden ebenfalls als Kriterium der Implantatlockerung gewertet (2).

Da sich die auftretenden Kräfte am oberen Sprunggelenk nach korrekter prothetischer Versorgung prinzipiell nicht ändern, muss als Ursache der Prothesenlockerung u.a. eine „gestörte“ Interaktion zwischen mechanischen und biologischen Faktoren angenommen werden. Hierzu zählen auch Mikrobewegungen im Knochen/Prothesen-Interface (33). Die Prognose des Kunstgelenkes hinsichtlich der Lockerungsproblematik hängt somit ausschlaggebend von der physiologischen Lastübertragung auf die knöchernen Strukturen des Implantatlagers und der Verankerungstechnik ab.

Durch den Verzicht auf zementierte Prothesenmodelle wurden bereits erste Schritte in die richtige Richtung unternommen. Die Beschichtung der Verankerungssysteme mit Hydroxylapatit, zur Förderung der Osteokonduktion, sowie die Entwicklung einer neuen, „press-fit“ genannten, Implantationstechnik sind weitere Schritte um dem Prothesenversagen zu begegnen.

4 Material und Vorbereitung

Als Untersuchungsmaterial diente ein Paar frische humane Tibiae sowie ein Paar Sawbones® Verbundstoffknochen der dritten Generation. Die Grundvoraussetzungen für die Eignung der humanen Präparate waren wie folgt definiert:

- Alter nicht über 55 Jahre
- Keine Frakturen oder sonstige pathologische Veränderungen am Knochen
- Zeitspanne zwischen Tod und Entnahme weniger 48 Stunden.

Die verwendeten Tibiae stammen von ein und demselben Spender. Unmittelbar nach der Entnahme wurden die Präparate gänzlich von Weichteilen befreit, wobei besonders auf den Schutz der Kortikalis geachtet wurde. Direkt im Anschluss erfolgte die Implantation der Prothesen und die Lagerung bei -20°C. Zur Versuchsdurchführung erfolgte das schonende Auftauen. Dieses Procedere gilt als Standardverfahren um wesentliche Veränderungen der Elastizität des Knochens auszuschließen (14;91;108).

Als alloplastisches Testmaterial sind Verbundstoffknochen der Firma Sawbones® weltweit etabliert und werden bevorzugt in der Entwicklung und Testung neuer Materialien eingesetzt. In mehreren Studien konnte zudem ihre Wertigkeit im Vergleich mit humanen Knochen belegt werden (18;36). Für unsere Untersuchungen war insbesondere von Bedeutung, dass diese Kunstknochen eine vergleichbar konstante Knochenqualität bieten und somit reproduzierbare Daten liefern können.

Beide Knochenpaare wurden zur Versuchsdurchführung auf eine Gesamtlänge von 26 cm gekürzt und anschließend mit ihrem proximalen Ende in einen 9×12cm großen Aluzylinder einzementiert. Dieser Aluzylinder war mit einer Bodenplatte verbunden welche Verschraubungslöcher zur Befestigung des Zylinders auf den Prüfstand besaß. Zwei, den Modellen entsprechende, Taluskappen wurden ebenfalls in Zement fixiert und werden im Versuch als natürliches Widerlager dienen.

Vor der Durchführung der Versuchsreihe (s. 6.3) wurden von allen Knochen Röntgen-aufnahmen in a.p. und seitlicher Projektion angefertigt um einen korrekten Sitz der Implantate zu gewährleisten.

5 Methoden der Spannungsanalyse

Zahlreiche Methoden der Material- und Spannungsprüfung von Werkstoffen sind bekannt, nur wenige sind für die Spannungsanalyse am menschlichen Knochen Erfolg versprechend. Rohlmann (84) unterscheidet grundsätzlich zwei Hauptgruppen. Rechnerische und analytisch-experimentelle Verfahren. Nachfolgend soll kurz auf einige Vertreter diese Gruppen eingegangen werden.

5.1 Rechnerische Verfahren

5.1.1 Finite-Element-Methode

Das Grundprinzip dieser Methode ist die Zerlegung eines Körpers in einfach zu berechnende geometrische Teilgebiete, die sog. „finiten Elemente“, welche wiederum durch einzelne Knotenpunkte miteinander verbunden sind. Bei räumlichen Untersuchungen zerlegt man diesen Körper beispielsweise in Tetraeder, Quader oder Dreiecke. Für diese Elemente werden dann physikalische Näherungsannahmen getroffen, oder spezifische Materialdaten zugeteilt. Ziel ist, die Spannung und Verformung des Tragwerkes unter Belastung durch die rechnerische Analyse darzustellen.

Eines der Hauptprobleme der Finite-Element-Methode besteht darin, dass sehr viele Parameter im voraus bekannt sein bzw. abgeschätzt werden müssen. Somit stellt diese Methode nur ein Näherungsverfahren dar (84).

5.2 Analytisch-experimentelle Verfahren

5.2.1 Lackrissverfahren

Als erstes experimentelles Verfahren zur Ermittlung der Beanspruchungen am menschlichen Knochen wurde im Jahre 1885 von Roux das Lackrissverfahren angewandt. Das Messprinzip beruht auf dem Effekt, dass bei hoher Belastung senkrecht zur Spannungsrichtung Risse im Lacküberzug an den Stellen entstehen, wo höchste Beanspruchung herrscht. Die Zahl der Risse pro definierter Einheit ist

proportional zur aufgetragenen Kraft. Da die Dicke der aufgetragenen Lackschicht das Ergebnis direkt beeinflusst, liegt die Schwierigkeit in der gleichmäßigen Beschichtung des Knochens.

5.2.2 Dehnungsmessung mittels mechanischer Wegmesser

Dehnungsmesser wandeln die Dehnung eines Messobjektes mit mechanischen Mitteln in eine ablesbare Dehnungsanzeige um. Erste Experimente dieser Art gehen auf das Jahr 1936 zurück. Der Nachteil dieses Verfahrens ist, dass nicht die Dehnung, sondern vielmehr die Abstandsänderung zweier Punkte auf der Oberfläche des Messobjektes, gemessen wird. Bei stark gekrümmten Anteilen eines Messobjektes weicht somit das gemessene Ergebnis von der wahren Dehnung ab.

5.2.3 Dehnungsmessung mit Dehnungsmessstreifen

Grundlage dieses Verfahrens sind die Forschungen von Georg Simon Ohm, welcher die Eigenschaften elektrischer Schaltungen entdeckte und beschrieb. Nach Ohm verändert sich der Widerstand eines elektrischen Drahtes unter Dehnung. Heutige Dehnungsmessstreifen bestehen aus einer isolierten Kunststoffolie welche mit einem langen, dünnen, elektrischen Draht beschichtet ist. Hiermit lässt sich punktuell die Dehnung auf der Oberfläche messen. Dementsprechend kann ein Dehnungsverlauf nur mit Hilfe mehrerer Messstreifen dargestellt werden.

5.2.4 Thermoelastische Spannungsanalyse

In der industriellen Materialprüfung zählt die thermoelastische Spannungsprüfung zu den etablierten Messmethoden. Im Gegensatz dazu stellt sie bezüglich der Spannungsanalyse am menschlichen Knochen ein relativ neuartiges Verfahren dar. Die Vorteile liegen u.a. in der relativ einfach auszumessenden Spannungsverteilung

auch komplizierter Formen und Werkstoffe. Die theoretischen Grundlagen werden in den folgenden Abschnitten explizit dargelegt.

5.3 Die thermoelastische Spannungsanalyse

5.3.1 Geschichtlicher Hintergrund

William Thomson, besser bekannt als Baron Kelvin of Largs oder kurz Lord Kelvin, konnte durch seine Messungen zum thermoelastischen Effekt im Jahre 1853 einen Zusammenhang zwischen Spannungsänderung und der Oberflächentemperatur eines Materials herstellen. Seine Theorie leitete er dabei aus den Grundgesetzen der Thermodynamik ab. Die Entwicklungen der Thermoelastik setzten sich 1915 fort, als Compton und Webster hoch sensitive Thermometer benutzten, um durch direkten Kontakt des Thermometers zum zu messenden Element die Formeln Kelvin's zu verifizieren. Rocca et al. (82) wies 1950 den thermoelastischen Effekt von Eisen und Nickel um den Curie-Punkt nach (dieser Punkt ist definiert als Temperatur bei welcher der Ferromagnetismus eines Elementes spontan verloren geht; der Curie-Punkt für Eisen liegt bei 766°C , der für Nickel bei 360°C).

Fortschritte in der Entwicklung der Infrarottechnik ermöglichten 1967 die ersten kontaktfreien Untersuchungen. Die konsequente Weiterentwicklung dieser Infrarotmesssysteme erklärt den großflächigen Einsatz in industriellen Bereichen, wie z.B. Luft- und Raumfahrttechnik oder auch in der Automobilindustrie (Abb. 5.1).



Abb. 5.1: Thermoelastische Abbildungen einer Autofelge, eines Flugzeugs sowie eines Zahnrads (Abbildungen der Fa. Cedip Infrared Systems)

5.3.2 Formelzeichen

$\Delta\sigma$	[N/mm ²]	Hauptspannungsdifferenz im Messpunkt, positiv für einen wachsenden Zugspannungsanteil
σ_x / σ_y	[N/mm ²]	Hauptspannung im Messpunkt
$\varepsilon_x / \varepsilon_y$	[mm/m]	Hauptdehnung im Messpunkt
T	[K]	Absolute Durchschnittstemperatur im Messpunkt
ΔT	[K]	Temperaturänderung im Messpunkt
α	[1/K]	Thermischer Längenausdehnungskoeffizient des Prüfkörpermaterials
ρ	[kg/m ³]	Dichte des Prüfkörpermaterials
C_σ	[J/kg K]	Spezifische Wärmekapazität des Probematerials bei konstanter Spannung
ν	[-]	Querzahl
K_m	[mm ² /N]	Thermoelastische Konstante des Prüfmaterials $K_M = \alpha / \rho \times c_\sigma$
D		Messempfindlichkeit der Apparatur für Temperaturänderungen (= T / V)
E	[N/mm ²]	Elastizitätsmodul des Prüfkörpermaterials
V	[V]	Messanzeige des Korrelators
e		Emissionsvermögen der Prüfkörperoberfläche
ΔQ		Reversible adiabate Zustandsänderung

5.3.3 Physikalische Grundlagen der Thermoelastik

Der sog. Kelvin-Effekt stellt die Grundlage der thermoelastischen Spannungsanalyse dar. Dieser besagt, dass belastungsabhängige Dehnungsänderungen eines Körpers Temperaturänderungen hervorrufen. Metalle beispielsweise erwärmen sich unter allseitiger Druckbelastung und kühlen unter allseitiger Zugbeanspruchung ab.

Setzt man einen entsprechend schnellen Wechsel von Zug und Druck innerhalb eines Belastungszyklus voraus, so kann man von einer adiabaten Zustandsänderung ausgehen. Adiabat beschreibt hierbei eine Zustandsänderung eines thermodynamischen Systems, bei der mit der Umgebung Wärme weder zu- noch abgeführt wird. Die lokale Temperaturänderung ist dann proportional zur lokalen Spannungsänderung. Da die Temperatur T in der Einheit [K] gemessen wird und K_M sich nur unerheblich mit T ändert, ist keine strenge Umgebungstemperaturkontrolle notwendig, sofern die äußeren Bedingungen als normal angesehen werden können.

Gemäß Formel I ist das Verhältnis zwischen der reversiblen Temperaturänderung ΔT und der entsprechenden maximalen Änderung der Hauptspannungssumme unter adiabaten Umständen linear und dabei unabhängig von der Lastfrequenz:

$$\Delta T = -\alpha \cdot T \cdot \Delta \sigma / \rho \cdot C_{\sigma} - K_m \cdot T \cdot \Delta \sigma \quad (\text{Formel I})$$

Werkstoffe wie Metalle besitzen positive Werte für α und K_m . Wie bereits oben erwähnt werden diese somit bei Zug gekühlt und durch Druck erwärmt. Andere Materialien, wie beispielsweise Gummi, besitzen negative α und K_m -Werte und daher ein entgegengesetztes Verhalten.

Die Hauptspannungssumme $\Delta \sigma$ an dem zu messendem Volumenelement, welches durch die Infrarotkamera erfasst wird, setzt sich aus den drei einzelnen Hauptspannungen des Raumes $\Delta \sigma_x + \Delta \sigma_y + \Delta \sigma_z$ zusammen. Da sich senkrecht zur freien Prüfkörperoberfläche keine Spannung aufbauen kann, ist $\Delta \sigma_z = 0$.

$$\Delta \sigma = \Delta \sigma_x + \Delta \sigma_y + \Delta \sigma_z \quad (\text{Formel II})$$

Der erste Hauptsatz der Thermodynamik (Formel III) besagt, dass in einem geschlossenem System die Energie unverändert bleibt, in unserem Fall, also adiabate Verhältnisse herrschen. Somit kann $\Delta Q = 0$ gesetzt werden.

$$\Delta Q = \Delta U + \Delta W \quad (\text{Formel III})$$

Bei $\Delta\sigma_z = 0$ setzt sich aus Formel II und III die mit dem JADE-Messsystem gemessene Hauptspannungssumme wie folgt zusammen:

$$\Delta\sigma = \Delta\sigma_x + \Delta\sigma_y = (\varepsilon_x + \varepsilon_y) * E / 1 - \nu$$

5.3.4 Das Messsystem

Das in dieser Arbeit verwendete Messsystem der Firma *CEDIP Infrared Systems* misst die infrarote Strahlung, welche von einer definierten Oberfläche, aufgrund von spannungsabhängigen Temperaturwechseln in einem zyklisch belasteten Körper, abgestrahlt wird. Im folgenden sollen die einzelnen Bestandteile des Systems vorgestellt werden.

5.3.4.1 Die Infrarotkamera

Die Infrarotkamera *JADE MWIR* (Abb. 5.2) misst die von unserem Prüfkörper ausgehende, durch zyklische Belastung im Prüfstand hervorgerufene, Infrarotstrahlung in einem Wellenlängenmeßbereich von 3 – 5 μm , welche das Korrelat von sich ständig wechselnden Temperaturänderungen entspricht. Die gemessenen Temperaturdifferenzen bewegen sich hierbei im Bereich von tausendstel Grad Celsius.

Grundsätzlich unterscheidet sie sich dabei nicht von einer „normalen“ Fotokamera. An Stelle des CCD-Chips, oder Negativfilms, besitzen Infrarotkameras einen thermischen Widerstandsdetektor. Dieser setzt zum einen die Infrarotstrahlung in

Wärme um und ändert zugleich proportional zur Wärmemenge seinen Widerstandswert der durch eine Konstantstromquelle zu einer diesem Wert proportionalen Spannung führt. Damit die entstandene Wärme abgeführt werden kann, ist der Widerstandsdetektor wärmeleitend mit einem Temperaturstabilisator verbunden. Musste dieser bei älteren Geräten noch mit flüssigem Stickstoff gekühlt werden so erfolgt die Kühlung jetzt in der Regel mit Stirling Kühlern. Diese kühlen den Detektor auf eine Temperatur von 77K (= -196 °C).



Abb. 5.2: Infrarotkamera JADE MWIR, Fa. Cedip

5.3.4.2 Der Korrelator

Als wesentlicher Baustein des Messsystems verbindet der Korrelator das sinusförmige Messsignal, welches von der Infrarotkamera detektiert wird, mit einem Referenzsignal des Hydropulsers. Das Messsignal wird dem Referenzsignal nach Frequenz, Größe und Phase zugeordnet. Abweichungen des detektierten Signals vom Referenzsignal werden herausgefiltert. Diese Frequenzzuordnung gewährleistet, dass Umgebungsstörungen, wie z.B. Reflexionen von Strahlung anderer Herkunft, unterdrückt werden.

5.3.4.3 Die Software

Die Steuerung der Versuchsdurchführung und die Aufarbeitung der erhobenen Daten erfolgte unter Verwendung der Bildbearbeitungssoftware *Altair LI*, ebenfalls Fa. *Cedip Infrared Systems*.

Das Programm steuert die Infrarotkamera, zeichnet den gesamten Versuchsablauf auf und gewährleistet eine Auswertung der Daten in Echtzeit, so dass die Analyse der Spannungsbilder noch am Prüfstand erfolgen kann. Die digitalisierten Spannungswerte werden am Monitor farblich kodiert auf den Prüfkörper übertragen. Eine Farbsäule neben dem Spannungsbild gibt die Kalibrierskala für $\Delta\sigma$ an.

6 Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung

6.1 Vorbereitung der Messung

Im Vergleich zu den oben erwähnten Prüfverfahren benötigt die thermoelastische Spannungsanalyse nur sehr wenig Vorbereitung:

1. Die Umgebungstemperatur sollte zwischen 5° und 45°C liegen und muss möglichst auf einem konstanten Wert gehalten werden. Die Präparate wurden bereits am Vorabend des Versuches schonend aufgetaut und konnten sich am Prüfstand auf Raumtemperatur erwärmen.
2. Die relative Luftfeuchtigkeit darf nicht mehr als 80% betragen.
3. Die Wiederholungsfrequenz der Belastung muss so gewählt werden, dass eine Wärmeabgabe an die Umgebung oder angrenzendes Material vermieden wird (17;94). Für diesen Versuch wurde eine Frequenz von 10 Hz gewählt (60).
4. Ein geeigneter Hydropulser muss vorhanden sein. Dieser muss eine periodische (sinusoidale), störungsfreie und gleichförmige Last auf die Prüfkörper übertragen.

6.2 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau ist der Abbildung 6.1 zu entnehmen. Ganz rechts im Bild ist der Hydropulser (Nr.1) der Firma Schenk zu sehen. Links davon die auf einem Stativ angebrachte Infrarotkamera (Nr. 2). Links neben dieser der Korrelator (Nr. 3) sowie die Steuereinheit (Nr.4) der Kamera.

Nicht auf der Abbildung erfasst ist die Steuereinheit des Hydropulsers.

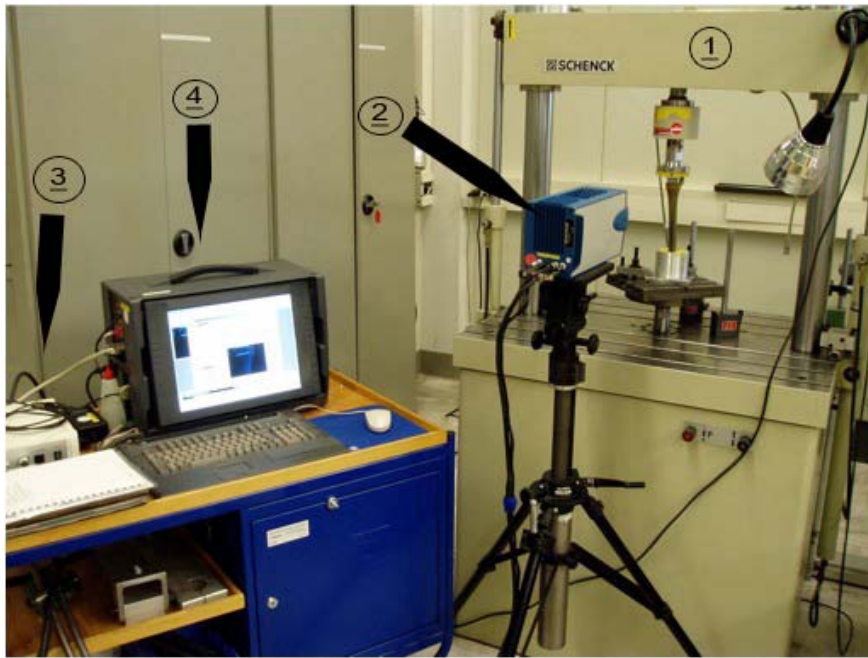


Abb. 6.1: Versuchsaufbau; 1: Hydropulser, 2: Infrarotkamera, 3: Korrelator, 4: Steuereinheit

6.3 Versuchsdurchführung

Nach Abschluss aller Vorbereitungen wurde an das zu untersuchende Präparat eine sinusoidale Schwingungsfrequenz von 10 Hz angelegt (60). Um die Vorspannung der Bandstrukturen im Sprunggelenk zu simulieren und gleichzeitig der Gefahr entgegenzuwirken, dass der Polyethylengleitkern bei kompletter Entlastung des Präparates luxiert, wurde eine Ausgangskraft von 0,100 kN eingeleitet. Die Belastungsspitze betrug maximal 0,700 kN (Abb. 6.2).

Zunächst wurde jedes Präparat einem Übersichts-Scan unterzogen um mögliche Fehlerquellen auszuschließen. Im Anschluss daran wurde die Infrarotkamera auf das Knochen-/Implantat-Interface fokussiert. Es wurden Aufnahmen von ventral, dorsal und seitlich angefertigt. Gemäß dem Versuchsaufbau stehen die Spannungsbilder auf dem Kopf (Abb. 6.3).

Die beigefügte Farbskala zeigt für positive Werte Zugspannung an, für negative Werte Druckspannung. Die Einheit ist in MPa angegeben und entspricht 1 N/mm^2 .

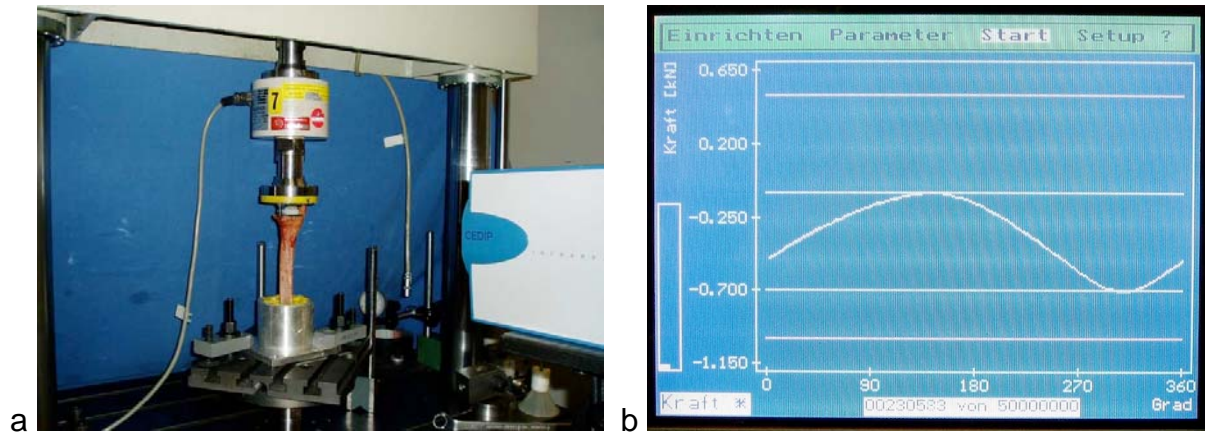


Abb. 6.2: a) Versuchsaufbau und b) Display der Steuereinheit des Hydropulsers

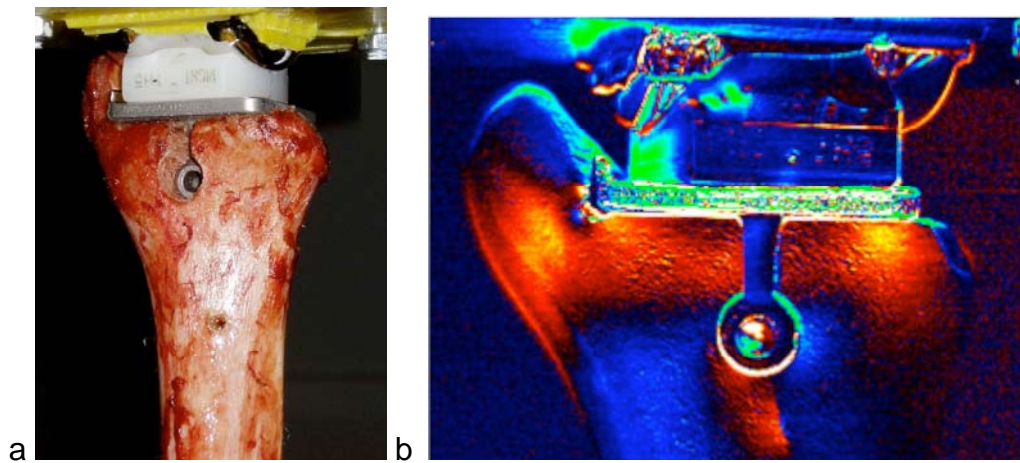


Abb. 6.3: a) Nahaufnahme des Knochen-/Implantat-Interface, b) Übersichtsscan

7 Ergebnisse der Messreihen

Die folgenden Abbildungen zeigen die thermoelastischen Untersuchungsergebnisse der STAR- und Salto-Prothese jeweils auf einem humanen und einem Sawbones Präparat.

7.1 STAR-Prothese

7.1.1 Humanes Präparat

Die Abbildung 7.1 zeigt die STAR – Prothese implantiert in ein humanes Tibia-Präparat. Die insgesamt unruhig erscheinende Oberfläche ist präparationsbedingt, die Druckverteilung jedoch klar erkennbar. Die eingeleitete Kraft verteilt sich nahezu gleichmäßig über die distale Tibia. Am lateralen Schaft wird die Druckspannung etwas weiter nach proximal weitergeleitet. Die Werte liegen zwischen -20 und -60 Mpa bzw. N/mm^2 . In Abbildung H_L010 und H_L013 sind die Verhältnisse an der Tibiahinterkante dargestellt. Hier erstreckt sich ein diffuses Netz an Spannungslinien von Werten um die -20 N/mm^2 . Eine Betonung der medialen oder lateralen Hälfte ist nicht auszumachen.

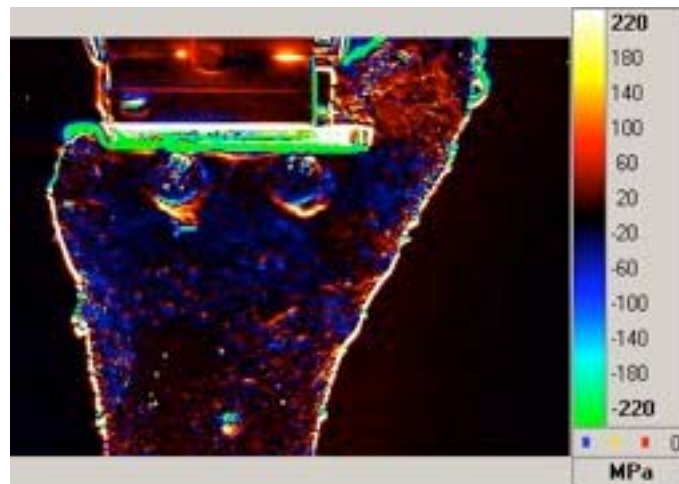


Abb. 7.1: STAR-Prothese im humanen Tibiaknochen, von ventral

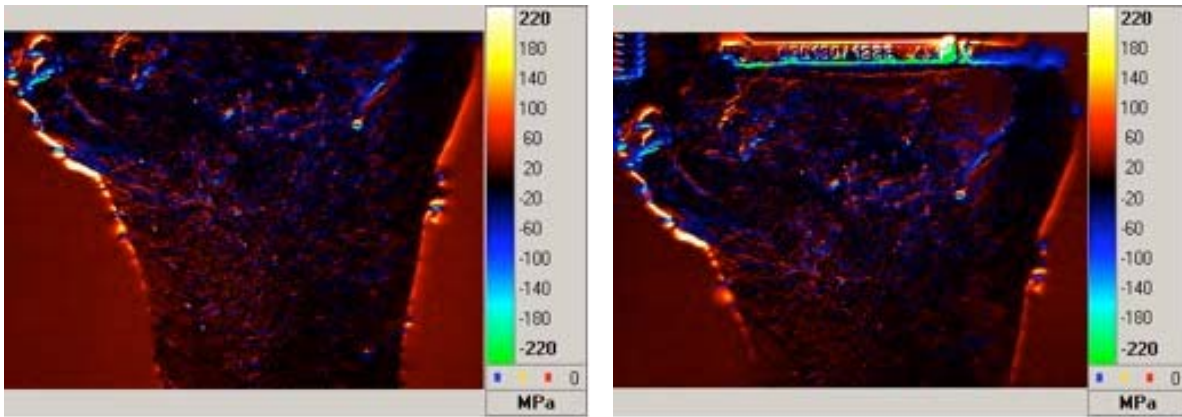


Abb. 7.2 und 7.3: STAR-Prothese in humanem Tibiaknochen, von dorsal

7.1.2 Sawbone Präparat

Die folgende Abbildung 7.4 zeigt die STAR Sprunggelenksprothese implantiert in einen Verbundstoffknochen. Die Druckverteilung umfasst die gesamte distale Tibia. Die laterale Hälfte der Tibia, hier links im Bild, zeigt ein unregelmäßiges, verwaschenes Verteilungsmuster mit Druckwerten um -30 N/mm^2 . Zirkulär um den medialen Verankerungssteg sind zwei kleinere, konfluierende Maxima erkennbar. Diese erstrecken sich auch weiter nach proximal als auf der kontralateralen Seite. Die Maxima liegen hier zwischen -30 und -80 N/mm^2 . In Abbildung 7.5 wurde näher an die Tibia fokussiert. Die zwei Druckmaxima sowie deren Ausziehung nach proximal sind deutlich zu erkennen.

Die folgenden Abbildungen E_L006, E_L009 und E_L008 zeigen das Präparat von medial, dorsal und lateral. Sehr anschaulich zeigt sich die fast homogene, bandförmige Druckverteilung entlang der gesamten distalen Tibia. Die Werte schwanken um -30 Mpa . Weitere Spitzenwerte treten nicht auf.

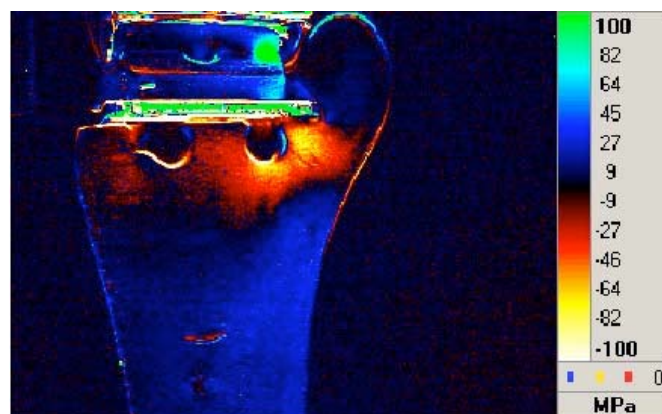


Abb. 7.4: STAR-Prothese implantiert in einen Verbundstoffknochen, von ventral

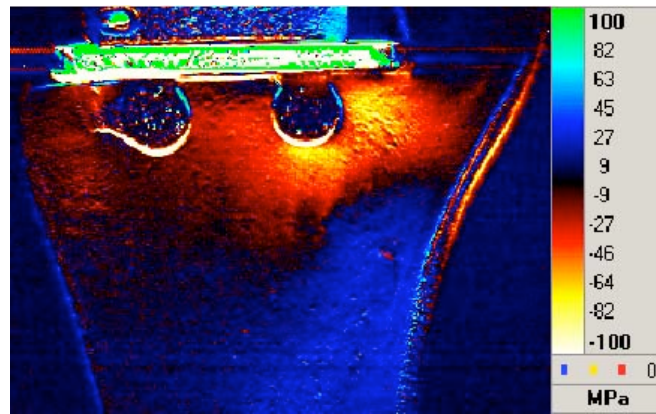


Abb. 7.5: STAR-Prothese implantiert in einen Verbundstoffknochen, von ventral; Nahaufnahme

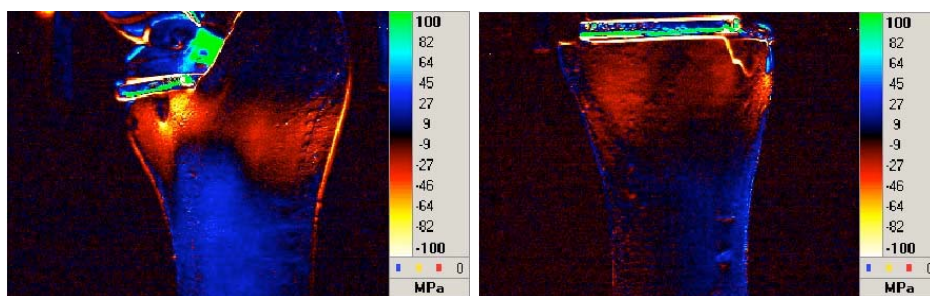


Abb. 7.6, 7.7: STAR-Prothese implantiert in einen Verbundstoffknochen, von medial und lateral.

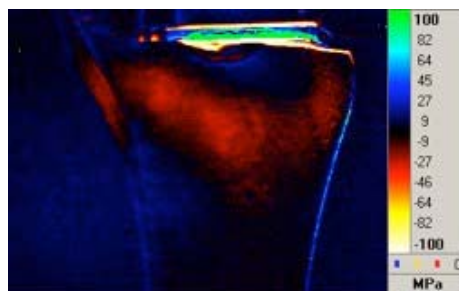


Abb. 7.8: STAR-Prothese implantiert in einen Verbundstoffknochen, von dorsal.

7.2 Salto-Prothese

7.2.1 Humanes Präparat

Die Abbildungen 7.9, 7.10 und 7.11 repräsentieren die Spannungsbilder der Salto Prothese in einer humanen Tibia. Eine eindeutige Spannungsverteilung ist nicht auszumachen. Lediglich ein blauer, gleichmäßig dünner Saum, mit Werten um die -20N/mm^2 , ist unmittelbar unter dem Prothesenplateau auszumachen. Dieser ist

sowohl ventral als auch, und hier sogar noch etwas deutlicher, an der Dorsalseite zu erkennen.

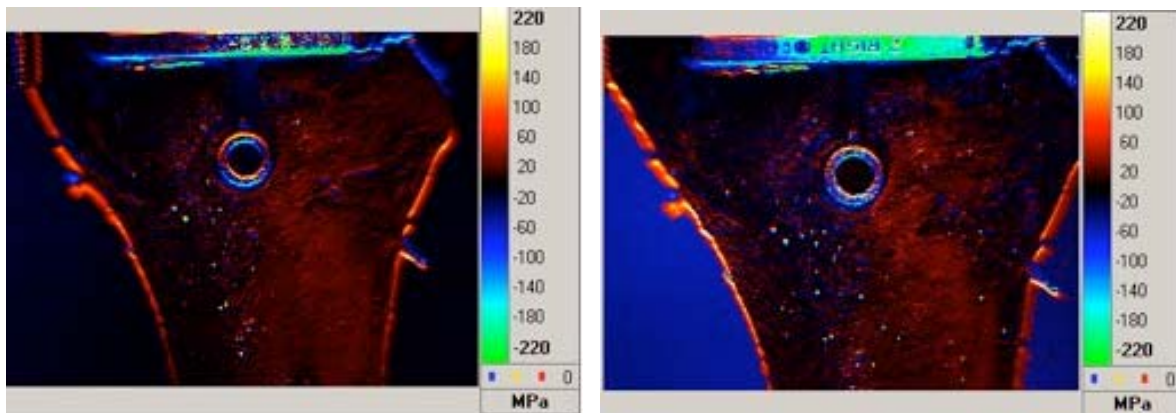


Abb. 7.9 und 7.10: Salto-Prothese implantiert in einen humanen Tibiaknochen, Ansicht von ventral

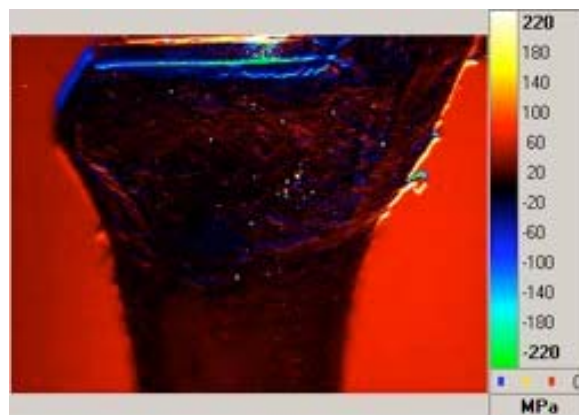


Abb. 7.11: Salto-Prothese implantiert in einen humanen Tibiaknochen, Ansicht von dorsal

7.2.2 Sawbone Präparat

Die folgenden Abbildungen 7.12, 7.13 und 7.14 zeigen die Salto Sprunggelenksprothese implantiert in das Sawbone Präparat. Die Druckverteilung umfasst gleichmäßig die gesamte distale Tibia. Die gemessenen Werte liegen um -25 N/mm^2 . Druckmaxima, ähnlich wie sie bei der STAR Prothese aufgetreten waren, sind hier nicht zu sehen. Auffällig ist jedoch die relativ flächige Verteilung des Druckes zirkulär um das Präparat. Der Malleolus medialis nimmt wie auf diesen Bildern gut sichtbar wesentlich mehr Stress auf bzw. wird von der Prothese mehr belastet. An der dorsalen Seite des Präparates ist knapp unterhalb des Verankerungsdübels ein roter Spot erkennbar welcher Werten um -40 Mpa

entspricht. Ein weiteres Druckmaximum zeigt sich am Malleolus medialis. Hier liegt dem Knochen unmittelbar die 3 mm hohe Finne an.

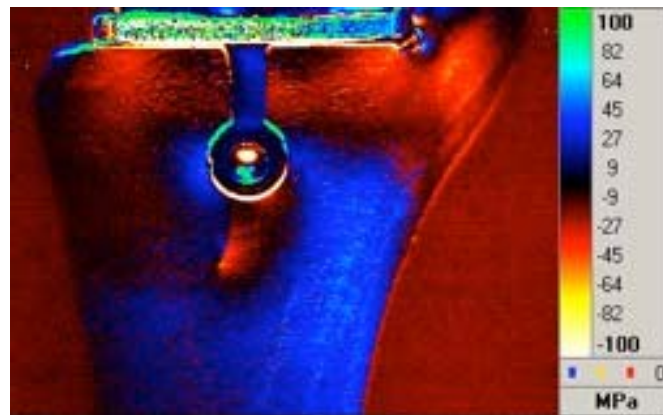


Abb. 7.12: Salto-Prothese implantiert in einen Verbundstoffknochen, Ansicht von ventral

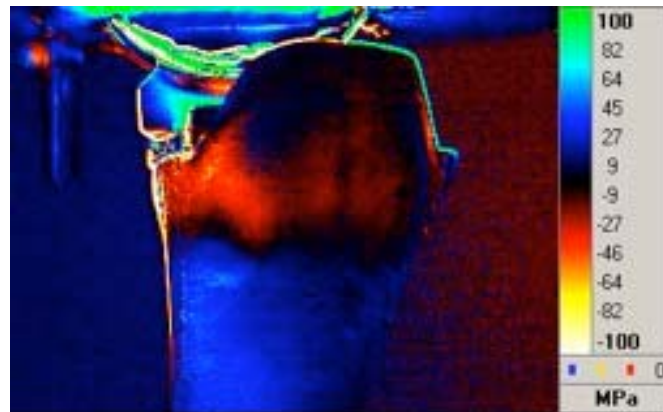


Abb. 7.13: Salto-Prothese implantiert in einen Verbundstoffknochen, Ansicht von medial

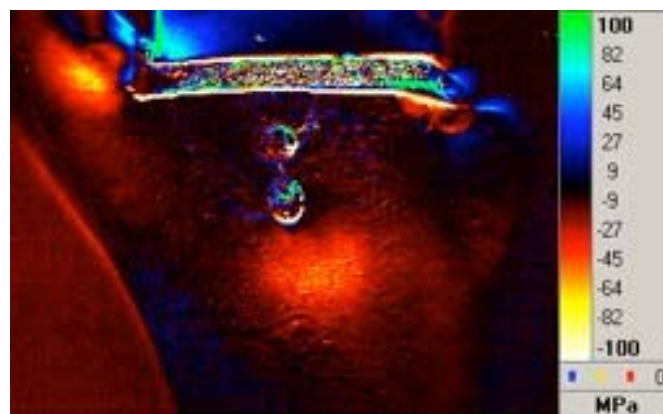


Abb. 7.14: Salto-Prothese implantiert in einen Verbundstoffknochen, Ansicht von dorsal

8 Diskussion

Die Endoprothetik am oberen Sprunggelenk ist, trotz seiner langjährigen Geschichte, welche bis auf das Jahr 1890 zurückreicht, noch immer das Stiefkind der Endoprothetik. Dies ist einerseits nicht besonders überraschend, hat man doch mit der Arthrodesis eine zufriedenstellende Therapie der Wahl gefunden. Unzählige Studien konnten die schnelle Schmerzreduktion, die Knochenkonsolidierung und die Patientenzufriedenheit belegen. Die Tatsache jedoch, dass die bestehende Arthrose des Sprunggelenks nach peripher verlagert wird und sich im Laufe der Zeit Anschlussarthrosen, mit weit schlechterer Behandlungsmöglichkeit, ausbilden, wird billigend in Kauf genommen. Hinzu kommt, dass gerade jüngere Patienten welche in Folge eines Unfalls eine Arthrose im OSG entwickeln, einer Versteifung ablehnend gegenüber stehen.

Andererseits muss die Frage erlaubt sein, weshalb es die Sprunggelenksendoprothetik nach all den Jahren intensiver Forschung noch immer nicht geschafft hat sich als echte Alternative zur Versteifung zu etablieren. Ein Anhaltspunkt hierfür ist die Lockerungsproblematik der tibialen Prothesenkomponente (2;6;8;25;39;46;53;78;98;100;107;113). Wie bereits weiter oben angeführt, durchspannt die distale Tibia ein Netzwerk filigraner Trabekel. Diese richten sich entlang den anliegenden Druck- und Zugkräften aus und gewährleisten so Stabilität bei kleinstmöglichem Gewicht bzw. Materialverbrauch. Die Endoprothetik des Hüft- bzw. Kniegelenks kann den Erfahrungen zufolge wohl weitestgehend auf diese Strukturen verzichten, so dass diese beim Einbringen der Prothesenkomponenten reseziert werden können. Die Krafteinleitung erfolgt direkt über den kortikalen Knochen. Abhängig vom Alter des Patienten oder den Nebendiagnosen kann Knochenzement verwendet werden. Diese Methodik ist am Sprunggelenk gescheitert (47;55;104). Die Modifikation des Prothesendesign, durch den Einsatz meniskoidaler Prothesen, welche – eingeschränkt – Rotationen und Gleitbewegungen ermöglichen, konnten die auftretenden Kräfte auf das Knochen-Prothesen-Interface reduziert werden (23). Die zusätzliche Minimierung der tibialen Fixationselemente führte ebenfalls zu einer Entlastung dieses Bereiches. Hierdurch konnte das kurz- und mittelfristige operative outcome verbessert werden (30a).

Nach Durchsicht der angegebenen Literatur stellte sich uns der Verdacht, dass es aufgrund des Prothesendesign zu einer fehlerhaften Krafteinleitung in die distale

Tibia kommt wodurch die frühzeitige Lockerungsproblematik zu erklären ist. Gegenstand der vorliegenden Arbeit war es aus diesem Grund die tibiale Komponente, und insbesondere deren Verankerungsmethodik in der distalen Tibia zu evaluieren.

Wurden die anatomischen und biomechanischen Aspekte des oberen Sprunggelenks in der Entwicklung neuerer Prothesendesigns mit einbezogen, stellt sich weiterhin die Frage, inwiefern Fixierungselemente im diaphysären Knochen der distalen Tibia sinnvoll sind. Wie u.a. durch Müller-Gerbl (75) gezeigt werden konnte, verlaufen die subartikulären Spongiosabälckchen über 2-3 cm dicht aneinander gelagert senkrecht zur Gelenkfläche ehe sie sich in einem flachen Bogen der Kortikalis annähern. Kommt es zur Kraftereinleitung in diesen Bereich, so muss davon ausgegangen werden, dass es hierbei zu einer Gefügestörung mit verminderter Belastbarkeit kommt, welche letztendlich zu einer aseptischen Lockerung führt. Hvid (39) beschreibt in seiner Arbeit eine rapide Abnahme der Knochenfestigkeit auf den ersten 10 mm gemessen von der Gelenkoberfläche. Bereits 1985 wies er darauf hin, dass die, zum Einbringen der Prothese notwendige, Resektionsoberfläche für die entstehenden Kräfte wohl zu schwach sei.

Fünf Jahre später ermahnte Loskutov (68), dass die Lockerungsproblematik auf die Resektionsfläche zurückzuführen sei und strukturellen Gegebenheiten (hier ist erneut der Verlust an Knochenfestigkeit gemeint) der distalen Tibia zu beachten seien.

Aus diesen Gründen legten beide Autoren eine alleinige Prothesenverankerung im subchondralen Knochen nahe.

Dieser Argumentation möchten wir uns anschließen und fordern ein neues Prothesendesign dessen Ziel es sein muss,

1. so wenig Knochen zu reseziieren als möglich und
2. eine homogene Kraftereinleitung ohne Stressmaxima in die distale Tibia zu gewährleisten.

Dies kann erreicht werden durch Minimierung der tibialen Prothesenkomponente unter Weglassen jeglicher Fixierungsstege.

Wie in unseren Versuchen gezeigt, können beide Verankerungssysteme der Firmen Tornier und Link eine solche Kraftübertragung nicht oder nicht ausreichend gewährleisten. Insbesondere die STAR-Prothese der Fa. Link weist einzelne

Spannungsmaxima mit Werten bis über 80 N/mm^2 auf. Weiterhin sticht ins Auge, dass durch die Fixierungsstege die Kraftübertragung weit in den meta- bis diaphysären Knochen getragen wird, welchem hierfür die notwendige Knochensubstanz fehlt.

Abbildung 8.1a zeigt repräsentativ ein Verteilungsmuster einer aseptischen Prothesenlockerung bei einer STAR-Prothese (nach Anderson et al. (2)). Abbildung 8.1 b weist eines unserer spannungsoptischen Messbilder aus auf welchem eine klassische Spannungsverteilung ersichtlich ist. Wie zu erkennen ist, deckt sich ein Großteil der gemessenen Spannungsmaxima in Abb. 8.1b mit den Osteolysen in Abb. 8.1a. Wir sehen das als Bestätigung unserer Arbeit.

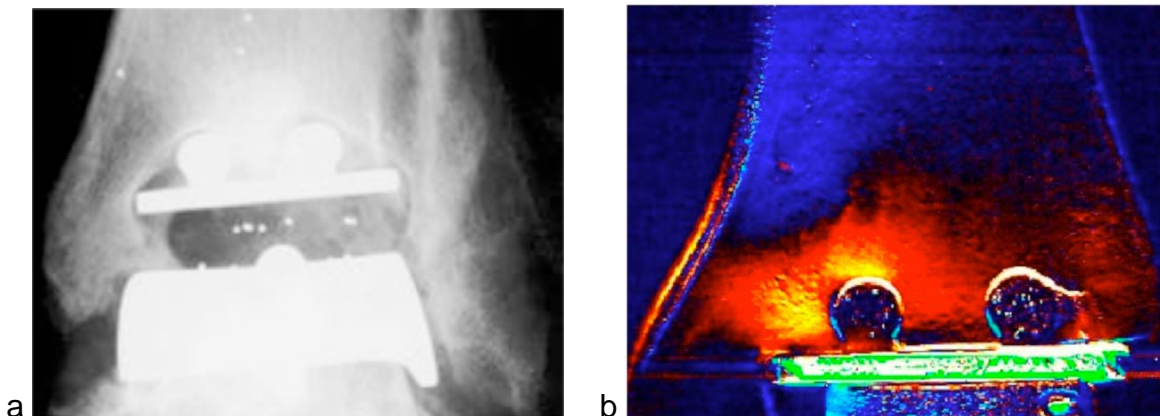


Abb. 8.1: (a) STAR-Prothese, 3 Jahre nach Implantation (2); (b) STAR-Prothese implantiert in einen Verbundstoffknochen, von ventral

Parallel zu dieser Arbeit wurde von Hintermann 2004 (40) die Hintegra Sprunggelenksprothese vorgestellt. Diese verzichtet im Hinblick auf die anatomischen Gegebenheiten der distalen Tibia auf jegliche Fixierungsstäbe oder Finnen. Um eine primäre Stabilität zu gewährleisten, insbesondere sollen Translations- und Rotationsbewegungen der Prothese vermieden werden, erfolgt eine Verankerung mit zwei Schrauben welche parallel in a.p.-Richtung eingebracht werden. Nur 2 – 3 mm Knochen muss reseziert werden. Die tibiale Prothesenkomponente liegt somit dem kortikalen Knochen direkt auf.

In einer Veröffentlichung von 2006 berichtet Hintermann (41) über die kurz- und mittelfristigen Ergebnisse der von ihm entwickelten Prothese. Hier konnten 271 Sprunggelenksprothesen über durchschnittlich 36,1 Monate klinisch und radiologisch

nachuntersucht werden. Eine Lockerung der tibialen Prothesenkomponente trat hierbei in lediglich zwei Fällen (0,7%) auf.

Zum Ende der Diskussion muss jedoch noch daraufhin gewiesen werden, dass es sich beim hier verwendeten Verfahren der thermoelastischen Oberflächenanalyse an menschlichen Knochen, obwohl in der industriellen Materialprüfung etabliert, um eine beispielhafte Oberflächenanalyse handelt, deren Ergebnisse keine generelle Aussagekraft besitzen.

9 Zusammenfassung

„Kann das Sprunggelenk ersetzt werden?“, lautete die Überschrift eines von Hamblen verfassten Editorials für die britische Ausgabe des Journal of Bone and Joint Surgery 1985 (34). Die Antwort konnte aufgrund der zu dieser Zeit vorliegenden Ergebnisse eindeutig mit „Nein“ beantwortet werden. 15 Jahre waren damals seit der ersten Implantation einer Sprunggelenksprothese durch Lord und Marotte (66) vergangen. Viel versprechende Entwicklungen waren aber nicht in Sicht.

23 Jahre sind seither vergangen. Während der künstliche Ersatz des Hüft- und Kniegelenkes weltweit Einzug gehalten hat und mittlerweile zum Repertoire eines jeden chirurgisch tätigen Orthopäden zählt, fristet die Endoprothetik am oberen Sprunggelenk noch immer ein Schattendasein.

Die Problematik der therapieresistenten Schmerzen bei Rheumapatienten und Patienten mit posttraumatischer oder idiopathischer Arthrose besteht hingegen noch immer. Die viel gepriesene, und noch immer als Therapie der Wahl geltende, Arthrodesis des oberen Sprunggelenkes wurde aber vor allem in langfristigen Untersuchungen ihren Erwartungen nicht gerecht (5;16;30;62;104). Zudem stehen gerade jüngere Patienten einem versteifenden Eingriff ablehnend gegenüber und fordern zu Recht eine langfristig zufrieden stellende Alternative.

Zu Beginn der Sprunggelenksendoprothetik standen vor allem oberflächliche und tiefe Infektionen sowie Wundheilungsstörungen im Vordergrund (6;11;92;113). Diese Komplikationen konnten durch einen einfachen Wechsel des operativen Zuganges minimiert werden. Posteriore und laterale Zugangswege werden aufgrund der Verletzungen von Band-, Weichteil- und knöchernen Strukturen nicht mehr gewählt. Dennoch wird die Inzidenz von Wundheilungsstörungen am OSG wahrscheinlich nie ein ähnliches Level wie in der Hüftendoprothetik erreichen. Dem steht der relativ dünne Weichteilmantel im Bereich des Sprunggelenkes entgegen.

In den vergangenen 10–15 Jahren wurde intensiv an der anatomischen Rekonstruktion des oberen Sprunggelenkes gearbeitet. Grundlegende Erkenntnisse, wie etwa die Achsverhältnisse im Talocruralgelenk, lagen zwar schon Anfang der fünfziger Jahre des vergangenen Jahrhunderts vor (4;37), fanden aber keinen Einzug in moderne Prothesendesigns. Diese Mängel konnten in der Entwicklung neuer Prothesenmodelle ebenso behoben werden wie die größtmögliche Wieder-

herstellung anatomischer Gelenkflächengeometrie. Zusammen mit der Hinwendung zu zementfreien Systemen und Operationstechniken, welche die vorhandenen Bandstrukturen besonders schonen, konnte wieder Interesse an der Sprunggelenksendoprothetik geweckt werden.

Die gesteigerten Hoffnungen werden allerdings noch immer durch die, im Vergleich zur Hüft- und Knieendoprothetik, zu hohen aseptischen Prothesenlockerungen gedämpft (2;23;73;99;105). Hierbei steht vor allem die tibiale Prothesenkomponente im Vordergrund.

Die thermoelastische Spannungsanalyse, ein in der industriellen Materialprüfung etabliertes Verfahren, basiert auf dem Effekt der Thermoelastizität, d.h. belastungsabhängige Dehnungsänderungen eines Körpers rufen Temperaturänderungen hervor (sog. Kelvin Effekt). Stoffe wie Metal kühlen unter Zugbeanspruchung ab und erwärmen sich unter Druckbeanspruchung. Bei entsprechend schnellem Wechsel von Zug und Druck kann während eines Belastungszyklus eine reversibel adiabate Zustandsänderung vorausgesetzt werden. Dies bedeutet, dass von außen thermische Energie weder zu- noch abgeführt wird. Somit ist die lokale Temperaturänderung proportional zur lokalen Spannungsänderung.

Die STAR-Prothese implantiert in eine menschliche Tibia zeigt eine nahezu gleichmäßige Druckverteilung entlang des Implantat-/Knochen-Interfaces mit Werten zwischen -20 und -60 N/mm². Nur am lateralen Gelenkanteil erfolgt eine Weiterleitung der Druckspannung in den metaphysären Knochenanteil. Die Ergebnisse der STAR-Prothese implantiert in einen Verbundstoffknochen verteilen sich ähnlich. Die Druckspannung liegt hier um -30 N/mm². Jedoch lassen sich hier Spannungmaxima von bis zu -80 N/mm² um den medialen Verankerungssteg erkennen welche zudem um den Malleolus medialis herumführen.

Die Spannungsverteilung der Salto-Prothese im humanen Knochen stellt sich gleichmäßig mit Werten um die -20 N/mm² dar. Auch im Verbundstoffknochen erfasst die Spannungsverteilung gleichmäßig die gesamte distale tibia. Die Spannungswerte liegen hier um die -25 N/mm². Deutlich erkennbar ist jedoch, dass der Malleolus medialis wesentlich mehr Stress aufnimmt bzw. von der Prothese mehr belastet wird. An der dorsalen Seite der Tibia wurden knapp unterhalb des Verankerungsdübels Spannungmaxima mit Werten um die -40 N/mm² gemessen.

Wie in dieser Arbeit gezeigt werden konnte, kommt es bei den etablierten Prothesendesigns, welche zur besseren Verankerung der Prothesenkomponente auf Fixierungsstege zurückgreifen, zu einer, teils stark ausgeprägten, inhomogenen Belastungsverteilung auf die distale Tibia. Die aufgrund des Prothesendesigns auftretenden Spannungsmaxima machen wir verantwortlich für die vorzeitig auftretende Prothesenlockerung.

Literaturverzeichnis

- (1) Aitken GK, Bourne RB, Finlay JB, Rorabeck CH, Andreae PR. Indentation stiffness of the cancellous bone in the distal human tibia. *Clin Orthop Relat Res* 1985 Dec;(201):264-70.
- (2) Anderson T, Montgomery F, Carlsson A. Uncemented STAR total ankle prostheses. Three to eight-year follow-up of fifty-one consecutive ankles. *J Bone Joint Surg Am* 2003 Jul;85-A(7):1321-9.
- (3) BARNETT CH, NAPIER JR. The axis of rotation at the ankle joint in man; its influence upon the form of the talus and the mobility of the fibula. *J Anat* 1952 Jan;86(1):1-9.
- (4) BARNETT CH, NAPIER JR. The axis of rotation at the ankle joint in man; its influence upon the form of the talus and the mobility of the fibula. *J Anat* 1952 Jan;86(1):1-9.
- (5) Bauer G, Kinzl L. Arthrodesis of the ankle joint. *Orthopade* 1996 Apr;25(2):158-65.
- (6) Bolton-Maggs BG, Sudlow RA, Freeman MA. Total ankle arthroplasty. A long-term review of the London Hospital experience. *J Bone Joint Surg Br* 1985 Nov;67(5):785-90.
- (7) Boni A. Long-term therapy of progressive chronic polyarthritis using physical therapy. *Z Gesamte Inn Med* 1973 Mar 1;28(5):71-3.
- (8) Bonnin M, Judet T, Colombier JA, Buscayret F, Graveleau N, Piriou P. Midterm results of the Salto Total Ankle Prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 2004 Jul;(424):6-18.
- (9) Bordelon R. ? In: Donatelli R, editor. *The biomechanics of the foot and ankle*. 1990. p. 32-63.
- (10) Brown TD, Sigal L, Njus GO, Njus NM, Singerman RJ, Brand RA. Dynamic performance characteristics of the liquid metal strain gage. *J Biomech* 1986;19(2):165-73.
- (11) Buchholz HW, Engelbrecht E, Siegel A. Complete ankle joint endoprosthesis type "St. Georg". *Chirurg* 1973 May;44(5):241-4.
- (12) Buechel FF, Pappas MJ. Survivorship and clinical evaluation of cementless, meniscal-bearing total ankle replacements. *Semin Arthroplasty* 1992 Jan;3(1):43-50.
- (13) Buechel FF, Pappas MJ, Iorio LJ. New Jersey low contact stress total ankle replacement: biomechanical rationale and review of 23 cementless cases. *Foot Ankle* 1988 Jun;8(6):279-90.
- (14) Burke DW, O'Connor DO, Zalenski EB, Jasty M, Harris WH. Micromotion of cemented and uncemented femoral components. *J Bone Joint Surg Br* 1991 Jan;73(1):33-7.

- (15) Chen YJ, Huang TJ, Shih HN, Hsu KY, Hsu RW. Ankle arthrodesis with cross screw fixation. Good results in 36/40 cases followed 3-7 years. *Acta Orthop Scand* 1996 Oct;67(5):473-8.
- (16) Coester LM, Saltzman CL, Leupold J, Pontarelli W. Long-term results following ankle arthrodesis for post-traumatic arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 2001 Feb;83-A(2):219-28.
- (17) Cox LJ, Holbourn PE, Oliver DE, Webber JMB. Stress analysis of complex structures using the thermoelastic effect. *VDI-Berichte Nr 439* 1982;165-6.
- (18) Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *Journal of Biomechanics* 2000 Mar;33(3):279-88.
- (19) Debrunner HU, Hilaire A.C.Jacob. *Biomechanik des Fusses*. 2. 1998. Bücherei des Orthopäden. Grifka J.
Ref Type: Serial (Book, Monograph)
- (20) Demottaz JD, Mazur JM, Thomas WH, Sledge CB, Simon SR. Clinical study of total ankle replacement with gait analysis. A preliminary report. *J Bone Joint Surg Am* 1979 Oct;61(7):976-88.
- (21) Dorenberg KO. Contact surfaces and anatomical joint surfaces of the upper ankle joint--methods for the determination of facet size and case representation. *Morphol Med* 1983 Sep;3(2):97-108.
- (22) Dormann H., Gierse H., Maaz B. Erfahrungsbericht über Arthrodesen des oberen Sprunggelenkes. *Das obere Sprunggelenk, angeborene und erworbene Schäden*. Süssenbach, Maaz, Gierse, Bergmann; 1996. p. 263-83.
- (23) Eberhardt O. Heutiger Stand der Endoprothetik im oberen Sprunggelenk - Modell einer neuen Sprunggelenksprothese 1994.
- (24) Endres T, Grass R, Rammelt S, Zwipp H. Ankle arthrodesis with four cancellous lag screws. *Oper Orthop Traumatol* 2005 Oct;17(4-5):345-60.
- (25) Endrich B, Terbruggen D. Endoprosthesis of the ankle joint. Indications and long-term results. *Unfallchirurg* 1991 Oct;94(10):525-30.
- (26) Fiala P, Hert J. Principal types of functional architecture of cancellous bone in man. *Funct Dev Morphol* 1993;3(2):91-9.
- (27) Fick R. *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke*, 1. Teil: Anatomie der Gelenke. Jena: Fischer; 1904.
- (28) Freund DA, Dittus RS, Fitzgerald J, Heck D. Assessing and improving outcomes: total knee replacement. *Health Serv Res* 1990 Dec;25(5):723-6.
- (29) Frey C, Halikus NM, Vu-Rose T, Ebramzadeh E. A review of ankle arthrodesis: predisposing factors to nonunion. *Foot Ankle Int* 1994 Nov;15(11):581-4.

-
- (30) Fuchs S, Sandmann C, Skwara A, Chylarecki C. Quality of life 20 years after arthrodesis of the ankle. A study of adjacent joints. *J Bone Joint Surg Br* 2003 Sep;85(7):994-8.
- (30a) Giannini, S.; Leardini, A.; and O'Connor, J. J.: Total ankle replacement: review of the designs and of the current status. *Foot and ankle Surgery*, 6(2): 77-88, 2000.
- (31) Glick JM, Morgan CD, Myerson MS, Sampson TG, Mann JA. Ankle arthrodesis using an arthroscopic method: long-term follow-up of 34 cases. *Arthroscopy* 1996 Aug;12(4):428-34.
- (32) Gluck Th. Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik. *Berl klin Wschr* 1890;33(752).
- (33) Goodman S, Aspenberg P, Song Y, Regula D, Lidgren L. Intermittent micromotion and polyethylene particles inhibit bone ingrowth into titanium chambers in rabbits. *J Appl Biomater* 1995;6(3):161-5.
- (34) Hamblen DL. Can the ankle joint be replaced? *J Bone Joint Surg Br* 1985;67:689-90.
- (35) Healy WL, Iorio R, Ko J, Appleby D, Lemos DW. Impact of cost reduction programs on short-term patient outcome and hospital cost of total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2002 Mar;84-A(3):348-53.
- (36) Heiner AD, Brown TD. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *J Biomech* 2001 Jun;34(6):773-81.
- (37) HICKS JH. The mechanics of the foot. I. The joints. *J Anat* 1953 Oct;87(4):345-57.
- (38) Hintermann B, Nigg BM. Influence of arthrodeses on kinematics of the axially loaded ankle complex during dorsiflexion/plantarflexion. *Foot Ankle Int* 1995 Oct;16(10):633-6.
- (39) Hintermann B, Valderrabano V. Total ankle joint replacement. *Z Arztl Fortbild Qualitatssich* 2001 Apr;95(3):187-94.
- (40) Hintermann B, Valderrabano V, Dereymaeker G, Dick W. The HINTEGRA ankle: rationale and short-term results of 122 consecutive ankles. *Clin Orthop Relat Res* 2004 Jul;(424):57-68.
- (41) Hintermann B, Valderrabano V, Knupp M, Horisberger M. The HINTEGRA ankle : Short- and mid-term results. *Orthopade* 2006 May;35(5):533-45.
- (42) Hvid I, Rasmussen O, Jensen NC, Nielsen S. Trabecular bone strength profiles at the ankle joint. *Clin Orthop Relat Res* 1985 Oct;(199):306-12.
- (43) Inman VT. *The joints of the ankle*. Baltimore: Williams&Wilkins; 1976.
- (44) Inman VT. The joint of the ankle. In: Inman VT, editor. *The joints of the ankle*. 2nd ed. Baltimore: Williams &Wilkins; 1991. p. 31-74.
- (45) Jakubowski S. Early synevectomy in rheumatoid arthritis. 1996. p. 149.

-
- (46) Jensen NC, Kroner K. Total ankle joint replacement: a clinical follow up. *Orthopedics* 1992 Feb;15(2):236-9.
- (47) Jerosch J, Fayaz H, Senyurt H. [Ankle arthrodesis versus ankle replacement: a comparison]. *Orthopade* 2006 May;35(5):495-505.
- (48) Kaukonen JP, Raunio P. Total ankle replacement in rheumatoid arthritis: a preliminary review of 28 arthroplasties in 24 patients. *Ann Chir Gynaecol* 1983;72(4):196-9.
- (49) Kempson GE, Freeman MA, Tuke MA. Engineering considerations in the design of an ankle joint. *Biomed Eng* 1975 May;10(5):166-71.
- (50) Kirkup J, Hall G, Kempson GE. The Bath & Wessex Ankle joint replacement, operative technique and Bath & Wessex ankle joint prosthesis. Howmedica GmbH, Western Avenue, London / England; 1982.
- (51) Kitaoka HB, Patzer GL. Clinical results of the Mayo total ankle arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1996 Nov;78(11):1658-64.
- (52) Kitaoka HB, Romness DW. Arthrodesis for failed ankle arthroplasty. *J Arthroplasty* 1992 Sep;7(3):277-84.
- (53) Knecht SI, Estin M, Callaghan JJ, Zimmerman MB, Alliman KJ, Alvine FG, et al. The Agility total ankle arthroplasty. Seven to sixteen-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 2004 Jun;86-A(6):1161-71.
- (54) Kofoed H. A New Total Ankle Joint Prosthesis. *The Foot*. Reprint from: *Material Sciences and Implant Orthopaedic Surgery*. 1994. p. 75-84.
- (55) Kofoed H. Scandinavian Total Ankle Replacement (STAR). *Clin Orthop Relat Res* 2004 Jul;(424):73-9.
- (56) Kofoed H, Danborg L. Biological fixation of ankle arthroplasty : A sequential consecutive prospective clinico-radiographic series of 20 ankles with arthrosis followed for 1-4 years. *The Foot* 1995 Mar;5(1):27-31.
- (57) Kofoed H, Sorensen TS. Ankle arthroplasty for rheumatoid arthritis and osteoarthritis: prospective long-term study of cemented replacements. *J Bone Joint Surg Br* 1998 Mar;80(2):328-32.
- (58) Komi PV. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *J Biomech* 1990;23 Suppl 1:23-34.
- (59) Konig A, Kirschner S. Long-term results in total knee arthroplasty. *Orthopade* 2003 Jun;32(6):516-26.
- (60) Kruger-Franke M, Heiland A, Plitz W, Refior HJ. [Thermo-elastic stress analysis of human bones]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1995 Sep;133(5):389-93.
- (61) Lachiewicz PF, Inglis AE, Ranawat CS. Total ankle replacement in rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 1984 Mar;66(3):340-3.

- (62) Lance EM, Paval A, Fries I, Larsen I, Patterson RL, Jr. Arthrodesis of the ankle joint. A follow-up study. *Clin Orthop Relat Res* 1979 Jul;(142):146-58.
- (63) Lang J, Wachsmuth W. *Praktische Anatomie - Bein und Statik. 2., neubearb. Aufl.* ed. Berlin [u.a.]: Springer; 1972.
- (64) Lawrence RC, Helmick CG, Arnett FC, Deyo RA, Felson DT, Giannini EH, et al. Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States. *Arthritis Rheum* 1998 May;41(5):778-99.
- (65) Lindsjo U, Danckwardt-Lilliestrom G, Sahlstedt B. Measurement of the motion range in the loaded ankle. *Clin Orthop* 1985 Oct;(199):68-71.
- (66) Lord G, Marotte JH. Total ankle prosthesis. Technic and 1st results. Apropos of 12 cases. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1973 Mar;59(2):139-51.
- (67) Lord G, Marotte JH. Total ankle replacement (author's transl). *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1980 Nov;66(8):527-30.
- (68) Loskutov AE. [Biomechanical substantiation of prosthetics of the ankle joint]. *Ortop Travmatol Protez* 1990 Sep;(9):21-4.
- (69) McGuire MR, Kyle RF, Gustilo RB, Premer RF. Comparative analysis of ankle arthroplasty versus ankle arthrodesis. *Clin Orthop* 1988 Jan;(226):174-81.
- (70) Meyer H. Die Architektur der Spongiosa. *Arch.f.Anat.Physiol.u.wissensch.Medizin* . 2008.
Ref Type: Generic
- (71) Morrey BF, Wiedeman GP, Jr. Complications and long-term results of ankle arthrodeses following trauma. *J Bone Joint Surg Am* 1980 Jul;62(5):777-84.
- (72) Morris JM. Biomechanics of the foot and ankle. *Clin Orthop* 1977 Jan;(122):10-7.
- (73) Muller EJ, Wick M, Muhr G. Surgical management of posttraumatic mal-alignments and arthroses in the ankle. *Orthopade* 1999 Jun;28(6):529-37.
- (74) Müller-Gerbl M, Putz R. Funktionsbezogene Anatomie des oberen Sprunggelenkes. In: Heim U, editor. *Die Pilon-tibial-Fraktur*. Berlin, Heidelber, New York: Springer; 1990.
- (75) Müller-Gerbl M. Anatomy and biomechanics of the upper ankle joint. *Orthopade* 2001 Jan;30(1):3-11.
- (76) Pappas M, Buechel FF, DePalma AF. Cylindrical total ankle joint replacement: surgical and biomechanical rationale. *Clin Orthop Relat Res* 1976 Jul;(118):82-92.
- (77) Procter P, Paul JP. Ankle joint biomechanics. *J Biomech* 1982;15(9):627-34.
- (78) Pyevich MT, Saltzman CL, Callaghan JJ, Alvine FG. Total ankle arthroplasty: a unique design. Two to twelve-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 1998 Oct;80(10):1410-20.

- (79) Reimann R, Anderhuber F, Gerold J. The geometry of the human trochlea tali. *Acta Anat (Basel)* 1986;127(4):271-8.
- (80) Riede UN, Muller M, Mihatsch MJ. Biometric studies elucidating the pathogenesis of arthrosis exemplified by the ankle joint (author's transl). *Arch Orthop Unfallchir* 1973 Dec 5;77(3):181-94.
- (81) Riede UN, Schenk RK, Willenegger H. Joint mechanical studies on post-traumatic arthroses in the ankle joint. I. The intra-articular model fracture. *Langenbecks Arch Chir* 1971;328(3):258-71.
- (82) Rocca R. The thermoelastic effect in iron and steel as a function of temperature. *Trans Am Inst Mech England* 1950;188:327-33.
- (83) Roesler H. [Biomechanical determination of loading on the ankle joint for free stable limb positions]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1976 Jun;114(3):397-427.
- (84) Rohlmann A. Rechnerische und experimentelle Spannungsanalyse am Femur. Eine vergleichende Untersuchung verschiedener Modelle und Methoden. Dissertation TU-Berlin; 1981.
- (85) Ruter A. Arthroses of the upper ankle joint after direct injuries to the joint. *Hefte Unfallheilkd* 1978;133:1-11.
- (86) Sailer R, Hackl W, Klestil T, Horbst W, Rangger C, Blauth M. Total endoprosthesis of the upper ankle joint after post-traumatic arthrosis. *Unfallchirurg* 2002 Feb;105(2):170-3.
- (87) Samuelson KM, Freeman MA, Tuke MA. Development and evolution of the ICLH ankle replacement. *Foot Ankle* 1982 Jul;3(1):32-6.
- (88) Scherb R. Kinetisch-diagnostische Analyse von Gehstörungen. Stuttgart: Enke; 1952.
- (89) Schill S, Biehl C, Thabe H. Ankle prostheses. Mid-term results after Thompson-Richards and STAR prostheses. *Orthopade* 1998 Mar;27(3):183-7.
- (90) Schmidt HM. Articulation area of the human ankle joint. *Adv Anat Embryol Cell Biol* 1981;66:1-79.
- (91) Schneider E, Kinast C, Eulenberger J, Wyder D, Eskilsson G, Perren SM. A comparative study of the initial stability of cementless hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res* 1989 Nov;(248):200-9.
- (92) Siegel A, Engelbrecht E, Buchholz HW, Rottger J. Prostheses of the upper ankle joint. *Hefte Unfallheilkd* 1978;133:119-37.
- (93) Spirt AA, Assal M, Hansen ST, Jr. Complications and failure after total ankle arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2004 Jun;86-A(6):1172-8.
- (94) Stanley P, Chan WK. Quantitative stress analysis by means of the thermoelastic effect. *J Strain Analysis* 1985;20(3):129-37.

- (95) Stauffer RN. Total ankle joint replacement. *Arch Surg* 1977 Sep;112(9):1105-9.
- (96) Stauffer RN. Current status of total ankle replacement. In: Hirohata K, Kurosaka M, editors. Berlin, heidelberg, New York: Springer; 1989. p. 84-93.
- (97) Stauffer RN, Chao EY, Brewster RC. Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint. *Clin Orthop Relat Res* 1977;(127):189-96.
- (98) Stauffer RN, Segal NM. Total ankle arthroplasty: four years' experience. *Clin Orthop Relat Res* 1981 Oct;(160):217-21.
- (99) Strohecker T, David A. [Prosthesis implantation in the proximal ankle joint--a real therapeutic alternative in post-traumatic arthrosis?]. *Unfallchirurg* 2002 Jul;105(7):619-23.
- (100) Takakura Y, Tanaka Y, Sugimoto K, Tamai S, Masuhara K. Ankle arthroplasty. A comparative study of cemented metal and uncemented ceramic prostheses. *Clin Orthop Relat Res* 1990 Mar;(252):209-16.
- (101) Takechi H. Trabecular Architecture of the Ankle joint. *Anatomia Clinica* 4. 2008. Ref Type: Generic
- (102) Thermann H, Huefner T. Screw fixation for ankle arthrodeses. *Foot and ankle Surgery* 1999;5:131-42.
- (103) Thermann H, Hufner T, Roehler A, Tscherne H. Screw arthrodesis of the ankle joint. Technique and outcome. *Orthopade* 1996 Apr;25(2):166-76.
- (104) Thermann H, Saltzman CL. Prosthetic replacement of the upper ankle joint. *Unfallchirurg* 2002 Jun;105(6):496-510.
- (105) Thomas RH, Daniels TR. Ankle arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 2003 May;85-A(5):923-36.
- (106) Tillmann K. Endoprostheses of the ankle joint. Indications, development, current status and trends. *Orthopade* 2003 Feb;32(2):179-86.
- (107) Unger AS, Inglis AE, Mow CS, Figgie HE, III. Total ankle arthroplasty in rheumatoid arthritis: a long-term follow-up study. *Foot Ankle* 1988 Feb;8(4):173-9.
- (108) Walker PS, Schneeweis D, Murphy S, Nelson P. Strains and micromotions of press-fit femoral stem prostheses. *J Biomech* 1987;20(7):693-702.
- (109) Wood PL, Deakin S. Total ankle replacement. The results in 200 ankles. *J Bone Joint Surg Br* 2003 Apr;85(3):334-41.
- (110) Wood PL, Prem H, Sutton C. Total ankle replacement: MEDIUM-TERM RESULTS IN 200 SCANDINAVIAN TOTAL ANKLE REPLACEMENTS. *J Bone Joint Surg Br* 2008 May;90(5):605-9.
- (111) Wörner A. Über den prozentualen Anteil der Kiefergelenksbeteiligung beim Krankheitsbild der chron. Polyarthrit. *Der rheumatische Fuß und seine Behandlung.* 1973.

- (112) WRIGHT DG, DESAI SM, HENDERSON WH. Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking. *J Bone Joint Surg Am* 1964 Mar;46:361-82.
- (113) Wynn AH, Wilde AH. Long-term follow-up of the Conaxial (Beck-Steffee) total ankle arthroplasty. *Foot Ankle* 1992 Jul;13(6):303-6.
- (114) Zink, A.; Mau, W.; and Schneider, M.: Epidemiological and public health aspects of inflammatory rheumatic systemic diseases. *Internist (Berl)*, 42(2): 211-6, 219-22, 2001.

11 Danksagung

Mein Dank geht in erster Linie an alle jene Personen, die mir diese Arbeit ermöglicht haben und mich tatkräftig und mental unterstützt haben. Es waren dies insbesondere das Labor für Biomechanik und experimentelle Orthopädie der LMU München unter der Leitung von Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. Wolfgang Plitz und Priv. Doz. Dr. med Hans Trouillier, Chefarzt der Chirurgie II im Franziskus Hospital Bielefeld.

Sehr herzlich möchte ich mich auch für das freundliche Entgegenkommen der BMW AG bedanken. Die großzügige Bereitstellung der Messapparatur haben die thermoelastischen Untersuchungen dieser Arbeit erst ermöglicht. Hierbei sei insbesondere Herrn Dipl. Ing. Gerhard Groll gedankt, der mir bei der Versuchsdurchführung ebenso wie bei der Auswertung der Daten sehr engagiert geholfen hat.

Des weiteren möchte ich den Firmen Tornier und LINK für die unkomplizierte Bereitstellung der Prothesen danken.

Zu guter Letzt möchte ich auch meinen Eltern für die jahrelange Unterstützung während meines Studiums danken.

12 Lebenslauf

Name: Andreas Ficklscherer
geboren: 12.10.1978 in München
Eltern: Marianne Ficklscherer, geb. Wagner und
Wolfgang Ficklscherer
Geschwister: Verena Ficklscherer
Familienstand: ledig
Konfession: römisch-katholisch

Schule

1985 – 1989 Grundschule am Dom-Pedro-Platz
1989 – 1998 Adolf-Weber-Gymnasium

Wehrdienst

09/1998 – 06/1999 Ausbildung zum Helfer im Sanitätsdienst, Bundeswehr
Sanitätsakademie München

Hochschulstudium

04 / 2000 – 09 / 2000 Studium der Mineralogie, Universität zu Köln
10 / 2000 – 03 / 2001 Studium der Humanmedizin, Julius-Maximilians-
Universität Würzburg
04 / 2001 – 11 / 2006 Studium der Humanmedizin, Ludwig-Maximilians-
Universität München
09 / 2002 Ärztliche Vorprüfung
09 / 2003 1. Staatsexamen
09 / 2005 2. Staatsexamen
11 / 2006 3. Staatsexamen
12/2006 Approbation

Beruflicher Werdegang

12 / 06 – 12 / 07 Wissenschaftlicher Assistent der Orthopädischen Klinik
und Poliklinik, Klinikum Großhadern, LMU München
01 / 08 – 12 / 09 Rotationsassistent Chirurgie und Unfallchirurgie,
Krankenhaus München-Perlach