

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

Theoretische Aspekte und erste praktische Ergebnisse von
perkutanen Exoprothesen bei Oberschenkelamputationen

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



vorgelegt von
Oke Büll
aus Heide/Holstein
2006

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

Theoretische Aspekte und erste praktische Ergebnisse von
perkutanen Exoprothesen bei Oberschenkelamputationen

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

vorgelegt von
Oke Büll
aus Heide/Holstein
2006

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
Der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. W. Plitz

Mitberichterstatter: Prof. Dr. E. Euler

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 09.11.2006

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Aufgabenstellung	2
2	Literaturübersicht.....	4
3	Material und Methoden	8
3.1	Theoretisches Modell von perkutanen Prothesen.....	8
3.1.1	Die hautdurchdringende Komponente.....	8
3.1.2	Das Gebiet der Belastungsreduktion	9
3.1.3	Die Dreiphasenverbindungsstelle.....	9
3.1.4	Der subkutane Anker	10
3.1.5	Der Mikroanker	10
3.1.6	Die Deckschicht.....	10
3.2	Natürliche biologische perkutane Strukturen	11
3.2.1	Haare.....	11
3.2.2	Zehen - und Fingernägel.....	11
3.2.3	Zähne	12
3.3	Erklärung des theoretischen Modells an natürlichen Beispielen.....	13
3.4	Permanente perkutane osteointegrierte Endo-Exoprothesen.....	15
3.5	Implantatdesign	15
3.6	Operationstechnik.....	18
3.6.1	Erster Schritt: Intramedulläre und Weichteilgewebeverankerung.....	19
3.6.2	Zweiter Schritt: Implantation der perkutan kraftübertragenden Skeletterweiterung....	22
3.6.3	Weiterentwicklung des Implantats	24
3.6.4	Weiterentwicklung der Operationstechnik	26
4	Ergebnisse.....	30
4.1	Fallberichte	30
5	Diskussion	41
5.1	Grundsätzliche Anmerkungen	41
5.2	Vergleich der eigenen Ergebnisse mit früheren	42
5.3	Kritische Erörterung der eigenen Ergebnisse und Schlussfolgerungen.....	44
6	Zusammenfassung	47
7	Literaturverzeichnis	48
8	Abbildungsverzeichnis	52
9	Danksagung	53
10	Lebenslauf	54

1 Einleitung und Aufgabenstellung

Die Amputation verkörpert kein eigenes Krankheitsbild, sondern stellt die unausweichliche Endsituation bei verschiedenen Erkrankungen und Verletzungen, nicht selten nach vorangegangenen Behandlungen ohne Aussicht auf Rettung der betroffenen Extremität dar. Dabei werden Amputationen an der unteren Extremität etwa 20-mal häufiger durchgeführt als Amputationen der oberen Extremität (TAEGER (2000)).

Die Zahl der Amputationen der oberen und unteren Extremität werden in Deutschland auf insgesamt 35000 pro Jahr geschätzt. In über 90% der Fälle sind Amputationen Folge einer allgemeinen Gefäßerkrankung (Arteriosklerose) (MÜLLER (2001)).

Der Verlust einer Gliedmaße stellt für den betroffenen Patienten nicht nur ein offensichtliches physisches, sondern darüber hinaus auch ein nicht zu unterschätzendes psychisches Problem dar. Der Patient wird plötzlich nicht nur mit der schwer zu verbergenden körperlichen „Verstümmelung“ konfrontiert. Er muss sich ebenso mit tiefreichenden Veränderungen hinsichtlich des Berufs, der Freizeitgestaltung und der familiären und sozialen Integrität auseinandersetzen. Laut PARKES (1972, 1975) kommt die psychische Reaktion unmittelbar nach der Amputation der Trauer um einen verlorenen Ehegatten gleich, wobei die einzelnen, gegeneinander abgrenzbaren Phasen der Schmerzbewältigung vielfach ähnlich sind. Deshalb muss neben der medizinischen Versorgung eine psychologische Betreuung des Patienten und der Familie stattfinden. Durch diese sollte vermittelt werden, dass die Amputation nicht das Ende einer Krankheit darstellt, sondern den Beginn einer umfangreichen erforderlichen Rehabilitation, in die auch die Familie integriert werden muss.

Prothesen werden bis dato im allgemeinen auf dem Amputationsstumpf durch Prothesenköcher oder Schnürmanschetten befestigt. Die Kraftübertragung auf den Amputationsstumpf erfolgt dabei über die Stumpfweichteile. Dies führt häufig zu Stumpfproblemen im Sinne von Druckulzera und Atrophie im Bereich der Belastungszone, insbesondere durch schlecht oder nicht passende Prothesen infolge Veränderung der Weichteilsituation und Kraftverlust durch die Pufferwirkung der Weichteile am Amputationsstumpf. Unabhängig von den lokalen Haut- und Weichteilproblemen bleibt die Art und Weise der Prothesenfixation eine weiterhin nicht immer befriedigend gelöste Aufgabe, die oftmals zur Ablehnung der Prothese durch den Träger führt.

Vielfältige Erfahrungen im Bereich der Endoprothetik mit mittlerweile guter Belastbarkeit, dauerhafter Verankerung und geringem Infektionsrisiko ließen schon Mitte des letzten Jahrhunderts die Idee der intraossären Verankerung von Exoprothesen aufkommen. In

einzelnen Fällen am Menschen angewandt, kam dieses Verfahren im Gegensatz zur Endoprothetik bis auf die heutigen Tage nie über das experimentelle Stadium hinaus.

Ziel und Aufgabe der hier vorliegenden wissenschaftlichen Arbeit ist es, die einschlägige Literatur der perkutanen Extremitätenimplantate zusammenzustellen und im Hauptteil das entwickelte Verfahren und einige klinische Fälle, deren Verlauf und Ergebnisse zu beschreiben. Dabei sollte das mittelfristige Outcome der Patienten und der Umgang mit der Prothese auf Dauer im Alltag dargestellt werden.

2 Literaturübersicht

Aus der bestehenden Literatur geht hervor, dass die Idee der intraossären Verankerung von Exoprothesen bereits wissenschaftlich diskutiert und tierexperimentell überprüft worden ist. So führten CUTLER und BLODGETT (1946), HALL (1967), ESSLINGER (1970) und SCHMITT (1987) tierexperimentelle Untersuchungen zu diesem Thema durch. Von DÜMMER (1946) sowie MOONEY (1971) kamen intraossär verankerte Exoprothesen auch beim Menschen zum Einsatz, wobei es sich nur bei den Versuchen von SCHMITT um systematische Versuche handelte. MURPHY (1973) fasste erstmals die bis dato vorliegenden Ergebnisse zusammen ohne eigene Versuche beizutragen.

DÜMMER (1946) führte tierexperimentelle Versuche mit Schafen durch und übertrug als Erster das Prinzip der perkutanen intraossären Exoprothesenverankerung auf den Menschen (vier Patienten). Er implantierte die zu dieser Zeit verwendeten Marknägel, die er sozusagen aus dem Unterschenkelstumpf herausragen ließ und lediglich durch eine Tabaksbeutelnaht verschloss. Aufgrund einer septischen Komplikation wurde er von seinen Kollegen gezwungen bei den verbliebenen drei Patienten das Implantat ebenfalls zu entfernen. Leider publizierte DÜMMER seine Ergebnisse nicht.

CUTLER und BLODGETT (1946) befassten sich mit derselben Idee und führten ebenfalls tierexperimentelle Versuche mit 18 Hunden durch. Auch sie publizierten ihre Ergebnisse nicht. Beide Versuche fanden erst circa 25 Jahre später bei MURPHY (1973) Erwähnung.

Die erste wissenschaftliche Publikation, die sich mit dem Thema befasste, war die von HALL (1967). Er führte seine Versuche ebenfalls an Hunden durch, denen er eine perkutan penetrierende, belastbare Skeletterweiterung implantierte. Diese bestand aus einem perkutanen intramedullären Nagel, der mit einem Sockel in das distale Ende des Tibiamarkraums eingetrieben wurde. Der Nagel war mit einem Nylon-Velourüberzug versehen, der das Einwachsen der Haut in die Kontaktfläche erleichtern sollte. HALL (1967) berichtete bei allen fünf Tieren über Stumpfinfektionen.

ESSLINGER (1970) führte ebenfalls Tierversuche an Hunden durch, die aufgrund einer hohen Infektionsrate (75%) nicht weiterverfolgt wurden und auch nicht in einer Humanimplantation resultierten.

MOONEY (1971) berichtete, dass er bei einem Dreifachamputierten eine intraossär verankerte Oberarmprothese implantierte. Aufgrund einer nachfolgenden Sekundärinfektion musste die Prothese entfernt werden.

MURPHY (1973) fasste erstmals die vorliegenden Ergebnisse und Berichte als „Geschichte und Philosophie der skelettalen Befestigung“ zusammen. Dabei geht er vor allem auf die Pionierarbeiten in diesem Bereich ein. Eigene Versuche zur Lösung der bestehenden Probleme steuerte er hingegen nicht bei.

Auch WINTER (1974) sowie FERNIE und KOSTUIK (1977) berichteten über Misserfolge aufgrund von Infektionen an der Perforationsstelle und Schwierigkeiten bei der Aufrechterhaltung der Integrität der Haut-Implantat-Kontaktfläche.

FRIEDEMANN versuchte daraufhin durch Schleimhauttransplantation an die Kontaktfläche dieses Problem zu lösen, in der Hoffnung, dass Schleimhautgewebe gegen Infektion und Retraktion unempfindlicher sei. Er implantierte intramedulläre Metallstifte, die als Aufnahme für eine Exoprothese dienen sollten bei Hunden.

Erneute tierexperimentelle Versuche von HALL (1984) scheiterten wiederum am Infektionsproblem, nachdem er einer Ziege einen intramedullären Stab in den Amputationsstumpf implantiert hatte.

Eine Literatursuche in der deutschsprachigen Literatur ergab nur eine tierexperimentelle Arbeit von SCHMITT (1987) zum Thema der intraossären Verankerung von Exoprothesen. Hierbei wurden Hunde und Kaninchen nach experimenteller Unterschenkelamputation mit perkutan-ossären Prothesen versorgt. Dabei erfolgte die intraossäre Verankerung mit Knochenzement. Die Ergebnisse zeigten, dass trotz einiger primärer und sekundärer Infektionen überwiegend aseptische Verläufe (75% der Kaninchen, 66% der Hunde) erzielt werden konnten. Die Tiere belasteten die Prothesen von Anfang an zufriedenstellend.

Die Arbeitsgruppe um BRÅNEMARK prägte 1985 den Begriff Osteointegration, was per definitionem „eine direkte strukturelle und funktionelle Verbindung zwischen normal gewachsenem, lebendem Knochen und der Oberfläche eines krafttragenden Implantats“ darstellt.

Schon Ende der 70er Jahre berichtete BRÅNEMARK (1977) in zahlreichen Publikationen über die Methode der Osteointegration, anfangs vor allem im Mund-Kiefer- und Gesichtschirurgischen Bereich mit zum Teil großen Patientenzahlen und sehr guten Verlaufsergebnissen. Dabei verankerte er Titanschrauben in zahnlosen Kiefern und befestigte Zahnprothesen an diesen aus der Schleimhaut herausragenden Schrauben. Die Erfolge seiner Methoden führte BRÅNEMARK auf die verwendeten Implantate aus Titan,

eine nicht weiter spezifizierte „kniffelige“ und überaus gewebeschonende Operationstechnik und eine initiale Heilungsphase ohne Implantatbelastung zurück.

BRÅNEMARK postulierte eine zweizeitige Operation als Vorgehen der Wahl: Zunächst erfolgte die intraossäre Verankerung der Titanschrauben im Kiefer im Rahmen des ersten Operationsschrittes, dem eine anschließende Einheilungsphase von mindestens drei Monaten folgte. Während dieser Zeit sollte die Verankerung nicht belastet werden, um den Osteointegrationsprozess nicht zu gefährden. Anschließend wurde im zweiten Operationsschritt die perkutane Durchleitung hergestellt, an der das Implantat, in der Regel ein Kunstzahn, befestigt wurde.

Später empfahl BRÅNEMARK (1994) dieses zweizeitige Vorgehen auch für jegliche Art von perkutan-penetrierenden Prothesen im Gesichtsbereich, wie zum Beispiel bei künstlichen Ohren, als knochenverankerte Hörgeräte und im Bereich der plastischen und orthopädischen Chirurgie.

Seine ersten erfolgreichen Versuche mit knochenverankerten, perkutanen Hörgeräten veranlassten seinen Sohn Rickard BRÅNEMARK (2001) dazu, auch bei Extremitätenamputierten perkutan-penetrierende Prothesen zu implantieren. Es liegen, wenn auch lediglich „populär“-wissenschaftliche Berichte von BRÅNEMARK über perkutan-penetrierende Prothesen bei Finger-, Arm- und Oberschenkelamputierten vor. Vor allem bei den Oberschenkelamputierten legt er dabei jedoch keine konkreten Fallzahlen vor. Eine wissenschaftliche Auseinandersetzung mit seinen Ergebnissen ist daher nur schwer möglich.

Die Arbeitsgruppe von STAUBACH und GRUNDEI (2001) griff schließlich die schon durch SCHMITT (1987) tierexperimentell verfolgte Idee der Exoprothesenimplantation auf und entwickelte sie schrittweise zu einem standardisierten Verfahren weiter.

Bei der Prothesenstielkonstruktion konnte auf langjährige Erfahrungen aus der Endoprothetik der Firma ESKA Implants, Lübeck zurückgegriffen werden. Das Anschlussprinzip konnte ebenfalls aus bestehenden Modularsystemen übernommen werden.

Für das Prothesendesign lieferte das von GROSSE-SIESTRUP (1984) entwickelte Modell einer perkutanen Hautdurchleitung wichtige biologische Faktoren.

Trotzdem ist die Hautpenetration der Prothese weiterhin massiver Kritik ausgesetzt, obwohl es in der Natur genügend Beispiele für natürlich vorkommende Hautdurchleitungen gibt (Zähne, Haare, Fingernägel).

Auf dem 11. Weltkongress der „International Society for Prosthetics and Orthotics“ 2004 in Hongkong berichteten HAGENBERG und BRÅNEMARK (2004) in einer prospektiven Studie zum Verlauf von Mobilität und Problemen bei Oberschenkelamputierten von zehn mit Exoprothesen versorgten Patienten. Insgesamt sind laut BRÅNEMARK seit 1999 circa 80 Patienten mit vergleichbaren Prothesen in Schweden, England und Australien versorgt worden.

Auf selbigem Kongress stellte auch WARD (2004) seine Ergebnisse vor. Er berichtete von insgesamt 14 Patienten, von denen elf bereits mit einer perkutan penetrierenden Exoprothese versorgt wurden. Bei den restlichen drei Patienten stand zu diesem Zeitpunkt der abschließende zweite Operationsschritt noch aus.

In zwei Fällen berichtete WARD (2004) über eine Prothesenentfernung infolge von Infektion und Ostitis. Nur ein betroffener Patient kehrte zu einer konventionellen Prothese zurück. Am häufigsten kam es zu Materialermüdung und Bruch des perkutanen Prothesenadapters, so dass 15 Revisionseingriffe notwendig wurden.

In den bestehenden Operationslehren finden sich im Abschnitt über Amputationen keine Hinweise für mögliche intraossäre Verankerungen von Exoprothesen (BAUMGARTL (1980), WITT (1981, 1985), KOSTUIK (1985), LANGE (1986), DEDERICH (1987), BECKER (1990)).

Zusammenfassend lässt sich somit feststellen, dass die bisherige Studienlage unzureichend ist mit einem erheblichen Mangel an systematischen Untersuchungen. Verwunderlich ist, dass die viel versprechenden tierexperimentellen Ergebnisse von SCHMITT (1987) nicht weiterverfolgt wurden, kam er doch spekulativ zu dem Schluss, dass die Applikation von perkutan-penetrierenden Prothesen beim Menschen erfolgsversprechend erscheinen dürfte, zumal die hygienischen Stumpfverhältnisse beim Menschen postoperativ noch weniger Komplikationen als beim Versuchstier verursachen sollten.

3 Material und Methoden

3.1 Theoretisches Modell von perkutanen Prothesen

Die Vorstellung von kontinuierlich perkutan-penetrierenden Prothesen erscheint zunächst schwer realisierbar. Eine dauerhafte Verbindung zwischen dem Knochen und dem äußerem Milieu wirft scheinbar viele Probleme auf, die zum Prothesenverlust führen müssten. Hierbei stellt die Infektion trotz neuerer Biomaterialien und verbesserter Kenntnisse der Interaktion zwischen diesem und dem Gewebe das zu lösende Hauptproblem dar.

GROSSE-SIESTRUP und AFFELD (1984) haben schon früh das theoretische Modell einer idealen perkutanen Vorrichtung beschrieben. In ihrer Analyse erarbeiteten sie die folgenden zu lösenden Einzelprobleme:

1. die hautdurchdringende Komponente
2. das Gebiet der Belastungsreduktion
3. die Dreiphasenverbindungsstelle
4. der subkutane Anker
5. der Mikroanker
6. die Deckschicht

3.1.1 Die hautdurchdringende Komponente

Sie stellt zumeist ein kreisförmiges, oftmals hohles Implantat dar und kann elektrische oder optische Leiter enthalten, beziehungsweise der Zufuhr von sterilen Lösungen dienen.

Daneben kann diese perkutane Komponente natürlich auch eine feste Struktur zur Übermittlung mechanischer Kräfte darstellen, wie beispielsweise die oben genannten intraossären Verankerungsstiele von Exoprothesen.

Die hautdurchdringende Komponente der Prothese sollte einen kreisförmigen möglichst kleinen Durchmesser besitzen. Scharfe Kanten und Ecken sollten vermieden werden, da ansonsten sehr hohe mechanische Belastungen in den Hauträndern auftreten, wenn Kräfte von außen auf die Prothese einwirken, beziehungsweise die Haut mechanisch beansprucht wird.

3.1.2 Das Gebiet der Belastungsreduktion

Dieses Gebiet soll der Haut eine Verschiebung bei von außen einwirkenden Kräften ermöglichen, ohne dass an der Hautdurchtrittsstelle größere Belastungen auftreten. Zu große Belastungen würden zu Nekrosen am Übergang vom Gewebe zum Implantat führen und somit die Entstehung von Infektionen fördern.

Um die Integrität des Areals der Haut-Implantatverbindung zu gewährleisten und um Infektionen zu vermeiden, kann eine Belastungsreduktion an dieser Grenzschicht dadurch erreicht werden, dass das die Perforationsstelle umgebende Hautareal ein niedrigeres Elastizitätsmodul aufweist als die perforierende Komponente der Prothese selbst. Dies wird durch eine gewellte oder gefaltete Gewebestruktur der den hautdurchdringenden Anteil der Prothese umgebenden Haut gewährleistet. GROSSE-SIESTRUP (1984) hielt auch luft- oder flüssigkeitsgefüllte Kissen oder Ringe für denkbar, die sich aber in der Praxis nicht durchgesetzt haben.

Eine Alternative zu den oben genannten wäre die subkutane Implantation eines elastischen Ringes. Durch eine feste Gewebefixation könnte dieser Ring von außen einwirkende Belastungen aufnehmen und den perkutanen Anteil der Prothese unbelastet lassen.

3.1.3 Die Dreiphasenverbindungsstelle

An dieser Stelle kommen die Stumpfhaut, die perkutane Prothesenkomponente sowie die kontaminierte Umwelt in Kontakt. Dies macht diesen Bereich der Prothese zum sensibelsten Gebiet des Implantats, da die Zerstörung der Adhäsion an der Haut-Implantatgrenze durch hohe Belastungen eine sofortige Immigration von Bakterien und eine anschließende Infektion ermöglicht.

Das epidermale Gewebe bildet hierbei eine Grenzfläche zur perkutanen Vorrichtung.

Wesentlichen Einfluss auf den Erhalt oder den Verlust einer Prothese hat dabei die Größe der Dreiphasenverbindungsstelle. Die hautdurchdringende Komponente sollte einen möglichst kleinen kreisrunden Durchmesser haben und möglichst selbst mechanisch ruhig stehen, was eine intraossäre Fixation optimal erscheinen lässt. Hierdurch wird eine relative Formstabilität an der Dreiphasenverbindungsstelle bei einwirkenden Kräften erzielt.

Mechanische Beanspruchungen des die Prothese umgebenden Hautareals können wiederum mit einem subkutanen Netz oder Teller im unmittelbaren Umgebungsbereich des perforierenden Prothesenteils aufgefangen werden.

3.1.4 Der subkutane Anker

Der Zweck dieses subkutanen Ankers besteht in der Weiterleitung von mechanischen Kräften sowie Biege- und Drehmomenten an tiefere Gewebeschichten unter Umgehung der Haut. Deshalb sollte er möglichst nah an den lasttragenden Geweben (Muskeln, Knochen) liegen. Damit die Kraftweiterleitung funktioniert, muss das angrenzende Gewebe gut in die Ankerstruktur einwachsen.

GROSSE-SIESTRUP und AFFELD (1984) stellten sich den subkutanen Anker als eine Scheibe mit Löchern, einem maschendrahtartigen Netzwerk oder in Speichenradform vor.

3.1.5 Der Mikroanker

Der Mikroanker soll die Gewebefixation an seiner Oberfläche durch Einwachsen auf mikroskopischer Ebene ermöglichen. Er dient also ähnlichen Zwecken wie der subkutane Anker. Im Gegensatz zu diesem kann er aber nur kleine mechanische Belastungen absorbieren.

Als optimale Oberfläche von Mikroankern hat sich laut PAQUAY (1994) eine titanbeschichtete Tetrapodenstruktur erwiesen.

3.1.6 Die Deckschicht

Die Deckschicht dient dem Schutz der Dreiphasenverbindungsstelle, um sie vor Verschmutzung und äußeren Kräften zu schützen. Zu diesem Zweck dient ein Verband oder eine Schutzkappe.

3.2 Natürliche biologische perkutane Strukturen

Es gibt einige Beispiele von körpereigenen Strukturen des Menschen, die scheinbar die Haut durchdringen und somit die Kriterien perkutanen Wachstums erfüllen. Jedoch wachsen Haare und Zehen- und Fingernägel vom Boden einer epidermalen Invagination aus in die Dermis ein. In diesen Fällen bleibt die Kontinuität der Epidermis erhalten. Nur Zähne penetrieren tatsächlich die Epidermis und sind somit ein Beispiel echten natürlichen perkutanen Wachstums (von RECUM (1981), PAQUAY (1994)).

3.2.1 Haare

Haare sind epidermale Strukturen, die als epidermale Knospen ins Mesenchym eindringen. Histologisch betrachtet penetriert das Haar nicht die Epidermis, sondern wächst in der Wurzelscheide. Diese besteht aus einem bindegewebigem äußeren Anteil und aus einem epithelialen inneren Anteil und bildet eine trichterförmige Einstülpung der Epidermis. Das Stratum granulosum und die darüber liegenden Schichten der Epidermis finden sich in der epithelialen Wurzelscheide als Scheidencuticula, Huxleysche Schicht und Henlesche Schicht wieder. Im Haartrichter gehen diese Schichten ins Stratum granulosum und Stratum corneum der Epidermis über. Nutritive Gefäße ziehen an der Wurzelspitze in die Haarwurzel.

Es ist also zu erkennen, dass bei Haaren keine eigentliche Perforation der Haut vorliegt.

3.2.2 Zehen - und Fingernägel

Finger- und Zehennägel sind dünne Hornplatten der Epidermis, die in der Haut der Endphalangen liegen und am Periost der Phalangen befestigt sind. Gebildet wird der Nagel an der Nagelwurzel, die am proximalen Nagelende in einer Falte der Epidermis (Nagelfalz) liegt. Die Seitenränder befinden sich ebenso in Hautfalten. Der verhornende Nagel geht am proximalen Ende in die unverhornte Keimschicht (Stratum germinativum unguis) über.

Die Auflagefläche des Nagels, das Nagelbett, wird aus drüsenfreien Anteilen der Dermis gebildet. Der Nagel ist, bis auf sein distales Ende, mit dem Nagelbett fest verwachsen.

Auch hier wird deutlich, dass das Wachstum des Nagels nicht perkutan entsteht, sondern aus einer Hautfalte heraus erfolgt.

3.2.3 Zähne

Der Zahn ist phylo- und ontogenetisch eine epidermale Bildung. Er geht aus der embryonalen Zahnleiste hervor, die sich von der Epidermis löst und das versenkte Zahnsäckchen bildet, aus dem der eigentliche Zahn entsteht.

Die Hartsubstanzen des Zahnes entstehen unter Beteiligung des Schmelzorgans, das dem Mundhöhlenepithel entstammt. Das Schmelzorgan umfasst glockenartig die bindegewebige Zahnpapille, die die Anlage der Zahnpulpa darstellt. Am Schmelzorgan können äußeres Schmelzepithel, Schmelzpulpa und inneres Schmelzepithel unterschieden werden.

Schmelzorgan und Zahnpapille bilden gemeinsam mit dem sie umgebenden Zahnsäckchen die vollständige Zahnanlage.

Der fertige Zahn steckt mit jeder Wurzel in einem separaten Fach des Kieferknochens, den sogenannten Alveolen. Allerdings stecken die einzelnen Wurzeln nicht fest in der jeweiligen Alveole, sondern sind frei schwingend fixiert. Dies geschieht durch die Wurzelhaut (Peridontium), die den Alveolarknochen einerseits und den Zement der Zahnwurzel andererseits bindegewebig überzieht.

Die Wurzelhaut muss zum einen den Zahn fest in der Alveole befestigen, zum anderen dem beim Kauen entstehenden Druck entgegenwirken. Dies wird durch die Umwandlung von Kaudrücken in Zugkräfte erreicht. Zugkräfte stellen eine für die Hartsubstanzen günstigere Belastungsform dar. Diese Transformation wird dadurch erreicht, dass der Zahn durch von außen-cervical nach innen-apikal verlaufende Fasern (Sharpeysche Fasern) elastisch in seiner Alveole aufgehängt ist.

Quantitativ überwiegt bei den Zähnen das Dentin (Zahnbein), das die Pulpahöhle umgibt. Im Bereich der Zahnwurzel ist das Dentin von einer dünnen Schicht Zement, der zweiten Hartschicht, überzogen.

Der aus der Alveole herausragende Teil des Dentins ist von der dritten Hartschicht, dem Schmelz, überzogen. Der Schmelz stellt das härteste Gewebe im menschlichen Körper überhaupt dar.

Im Bereich des Zahnhalses stehen Schmelz und Zement in variabler Beziehung zueinander. Hier geht auch das Bindegewebe der Wurzelhaut in das Bindegewebe der Gingiva über. Die Gingiva besteht aus einem mehrschichtigen unverhornten Plattenepithel und ist durch die Lamina propria fest mit dem Kieferperiost verwachsen. Das äußere Saumepithel der Gingiva bedeckt den Alveolarfortsatz und zieht dann als inneres Saumepithel über den Rand der Alveole an den Zahnhals heran. Hier bedeckt es das Peridontium. Am Zahnhals ist die Gingiva eng mit dem Schmelzhäutchen verwachsen. Außerdem umgibt die Gingiva mit ihren sogenannten Ringfasern den Zahnhals (VOSS-HERLINGER(1974)).

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass der fertig ausgebildete Zahn ein echtes Beispiel für penetrierendes Wachstum darstellt, da die abgrenzende Schleimhaut dauerhaft perforiert wird. Im Grenzbereich (Zahnhals) ist der Zahn durch die Gingiva sehr gut abgedichtet. Diese biologisch gut gelöste Abdichtung ist jedoch anfällig für bakterielle Invasion (Parodontitis) und konsekutive pathologische Lockerung.

Ein besonderes Beispiel für das penetrierende Wachstum der Zähne sind die Eckzähne des Hirschebers oder Babirusa (*Babirusa babirusa*), einer seltenen Schweineart aus Südostasien (GROSSE-SIESTRUP (1984)).

Während normalerweise Zähne nur die Schleimhaut penetrieren, durchdringen die Eckzähne dieser Schweineart die Rüsseldecke und krümmen sich nach hinten, so dass sie bei manchen älteren Tieren zu ihrem Ausgangspunkt zurückkehren und wieder in den Oberkiefer einwachsen (FRÄDRICH (1982)).

Das Epithel wächst an dieser Stelle mit in die Tiefe, scheinbar ohne dass Infektionsprobleme entstehen. Der genaue Abdichtungsmechanismus ist jedoch bislang noch nicht bekannt.

3.3 Erklärung des theoretischen Modells an natürlichen Beispielen

Zur Erläuterung ihres Modells haben GROSSE-SIESTRUP und AFFELD (1984) die Konstruktionsprinzipien an natürlichen Strukturen beschrieben.

Betrachtet man Haare unter dem Gesichtspunkt einer perkutanen Prothesenverankerung, so bildet der Haarschaft die hautdurchdringende Komponente.

Mit der Dreiphasenverbindungsstelle kann man das Gebiet des Haares vergleichen, an dem die umliegenden Zellen noch gut am Haar befestigt sind.

Für die Belastungsreduktionszone ist nur schwer ein Vergleich zu finden, da die auftretenden Belastungen bedingt durch Größe und Flexibilität des Haares nur sehr gering sind.

Das Korrelat zum subkutanen Anker ist das Haarfollikel, das dicker und kräftiger als das Haar ist und somit gut mechanische Kräfte an das umliegende Gewebe weiterleiten kann. Den Mikroanker bildet die enge Verbindung zwischen dem umliegenden Gewebe und dem Haarfollikel.

Die Funktion der Deckschicht übernehmen die Drüsen, die Talg und ähnliche Substanzen absondern, die die Dreiphasenverbindungsstelle vor bakterieller Invasion schützen.

Der Nagel als hautdurchdringende Komponente weist sowohl am proximalen, als auch am distalen Nagelende eine Belastungsreduktionszone auf, so dass einwirkende Kräfte an tiefer liegende Schichten weitergeleitet werden.

Bei den Nägeln sind der subkutane Anker und der Mikroanker identisch. Die Nagelhaut, eine spezielle Hornschicht, bildet die Deckschicht. Sie werden von den Horn produzierenden Zellen gebildet, die dem Nagel anhaften.

Beim Zahn als hautdurchdringende Komponente stellt das Peridontium das Gebiet der Belastungsreduktion dar. Es befindet sich zwischen der Zahnwurzel und der Wand der knöchernen Kieferhöhle.

Die Dreiphasenverbindungszone liegt tief im Sulcus und wird vom Epithel und einer Basalschicht gebildet, die das weiche Gewebe am Zahnschmelz oder -zement befestigt. Bei den Zähnen handelt es sich um eine dynamische Dreiphasenverbindungsstelle, da das Zahnfleisch allmählich am Zahnschmelz nach außen wandert.

Der Zahnhalteapparat erfüllt die Aufgabe des subkutanen Ankers und der Belastungsreduktionszone zugleich.

Den Mikroanker stellen bei den Zähnen die Hemidesmosomen des Zahnfleischepithels dar. Der Speichel übernimmt die Aufgabe der Deckschicht, da durch ihn tote Zellen und Bakterien von der Dreiphasenverbindungsstelle entfernt und Infektionen vermieden werden.

3.4 Permanente perkutane osteointegrierte Endo-Exoprothesen

Die Definition eines perkutanen Implantats beinhaltet laut von RECUM (1981) ein Implantat aus alloplastischem biokompatiblen Material, das einen chirurgisch geschaffenen Hautdefekt permanent penetriert.

Hierdurch wird eine ständige künstliche Verbindung zwischen dem internen und externen Milieu des Körpers geschaffen. Für diese Art von Vorrichtungen gibt es in der Medizin bereits einige Anwendungsmöglichkeiten. Sie können im Rahmen von Diagnostik und Überwachung von Organfunktionen (blutige Blutdruckmessung, CO₂-Gehalt, O₂-Gehalt) (FRYER (1974), MILLER (1971), YEUNG (1978)), als Energiezuleitung für energieabhängige künstliche Organe wie zum Beispiel das Kunstherz, als permanente Dialyse-Katheter (PAQUAY (1994), im Rahmen der Befestigung von Hörgerät-Implantaten, zur Fixierung von Prothesen im Kopf- beziehungsweise Gesichtsbereich oder wie jetzt erstmalig standardisiert an den Extremitäten eingesetzt werden (HERBERTS (1968), MOONEY (1971, 1977), MLADEJOVSKY (1975), FERNIE (1977), HALL (1982), BRÅNEMARK (1994, 2001), WARD (2004)).

3.5 Implantatdesign

Gerade im unfallchirurgischen Bereich gehören perkutane Hautdurchleitungen schon lange zu Routineanwendungen. Täglich werden viele Fixateur externe angelegt und zum Teil für sehr lange Zeit belassen, ohne dass es zu erhöhten Infektionsraten kommt. Gerade in infizierten Gebieten oder bei Haut-Weichteilproblemen werden der Fixateur externe oder ein Ilizarov-Fixateur und keine anderen Implantate zur Stabilisierung des Knochens eingesetzt.

Zudem konnten deutliche Fortschritte bei der zementfreien intramedullären Prothesenverankerung erzielt werden.

Vor allem BRÅNEMARK (1977) ist es zu verdanken, nachdem er den Begriff der Osteointegration geprägt hatte, dass diverse oberflächenstrukturierte Implantate entwickelt wurden, um die zementlose Fixation im Gesichts - Kieferbereich zu optimieren (BOBYN (1980), CAMERON (1976), PILLAR (1980)).

Unsere Arbeitsgruppe konnte zeigen, dass eine standardisierte Tripodenstruktur wie sie in der Endoprothetik schon vielfach eingesetzt wird (Abbildung 1) als standardisierte Prothesenoberfläche mit einzelnen, nicht untereinander verbundenen Elementen

verschiedener Größe hocheffektiv ist, um mit dem umliegenden Knochen eine stabile Verbindung (Osteointegration) einzugehen und so eine große Verbundfestigkeit gewährleistet. Desweiteren zeigten Untersuchungen, dass geometrische Eigenschaften, Ausrichtung und der Kontakt der Oberflächenelemente am Implantat den Grad der Stabilität mehr beeinflussen als die Größe der Oberflächenelemente an sich (MITTELMEIER (1999)).

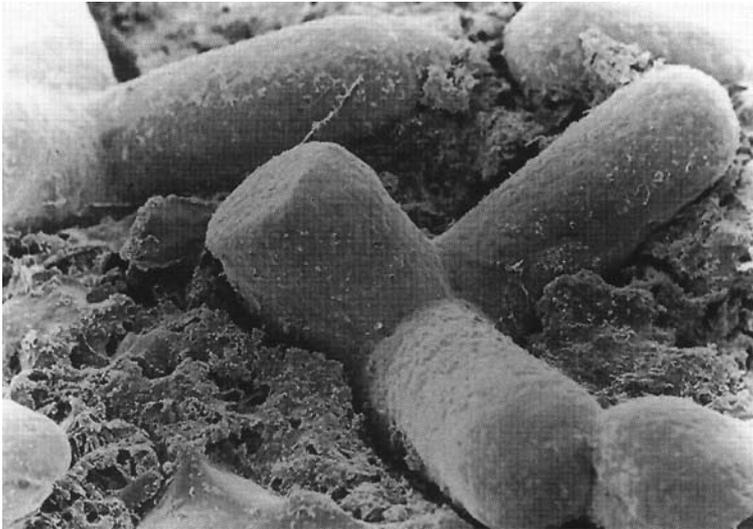


Abbildung 1: Osseointegration von vitalem Knochen

Elektronenmikroskopische Darstellung einer dreidimensional durchwachsenen Oberflächenstruktur

Hinsichtlich Festigkeit, Langlebigkeit und Biokompatibilität, werden von STAUBACH und GRUNDEI Implantate aus Chrom, Molybdän und Vanadium (eventuell titanisiert) mit Tripodenstruktur favorisiert (Abbildung 2).

Das verwendete Implantat besteht aus einem Metallstiel, der auf einem Metallflansch in das transsektierte Knochenende implantiert wird. Zur Verstärkung und Versiegelung des Knochengewebes nach distal dient eine Metallüberwurfhülse.

Die Oberflächenstruktur der hierfür verwendeten Prothesenteile besteht aus einer dreidimensionalen, interkonnektierenden Tripodenstruktur (siehe Abbildung 1 und 2). Diese Oberflächenstruktur garantiert eine optimale Osteointegration bezüglich der intramedullären Fixation einerseits sowie eine gute Befestigung von Muskeln oder Faszie, wenn beide Strukturen in Kontakt mit dieser speziellen Oberflächenstruktur treten (persönliche Mitteilung Dr. M. Grundei).

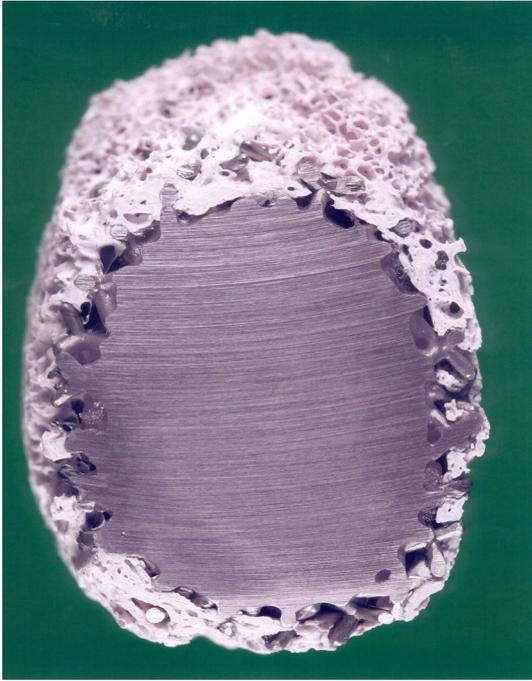


Abbildung 2: Tripodenstruktur auf der Oberfläche des Implantats

Querschnitt einer osteointegrierten dreidimensionalen Tripodenstruktur mit „eingewachsenem“ Knochengewebe

An das konisch hohle, distale Ende des Metallstiels (1 in Abbildung 4) schließt sich ein metallischer doppelkonischer Adapter (3 in Abbildung 4) an, der durch eine Metallschraube gesichert wird.

Der doppelkonische Metalladapter ist auf halber Länge mit einem Silikonzylinder verklebt (4 in Abbildung 4; Kleber NuSil Technology MED-1137). Dieser Silikonzylinder ist an seinem Ende im rechten Winkel gebogen. An seinem Rand beginnt ein von der Silikonverstärkung gestütztes Titanfasernetz (5 in Abbildung 4), das eine umgekehrte schirmartige Form besitzt. Die endgültige Größe dieser Silikon-Titanform kann während der Operation konfektioniert werden.

Den sichtbaren Abschluss der Prothese bildet ein perkutaner Metalladapter (6 in Abbildung 4), der mittels Schraubenfixation mit dem doppelkonischen Metalladapter verbunden ist (Abbildung 3).

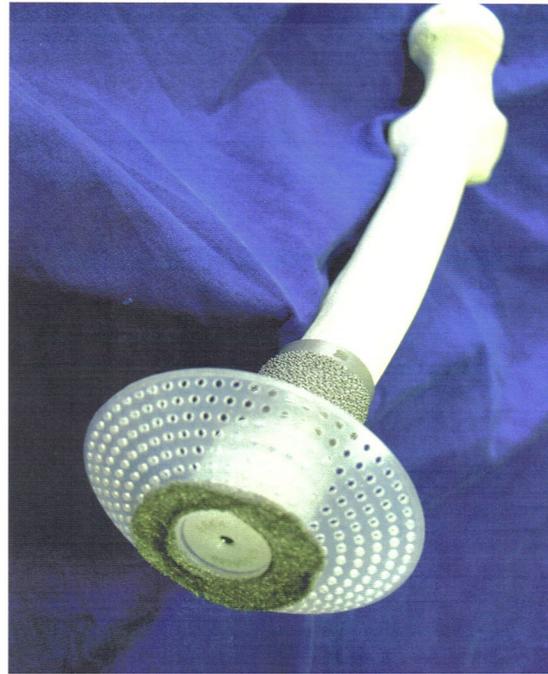


Abbildung 3: Modell der Prothese

Ursprüngliches Modell der Exo-Endoprothese

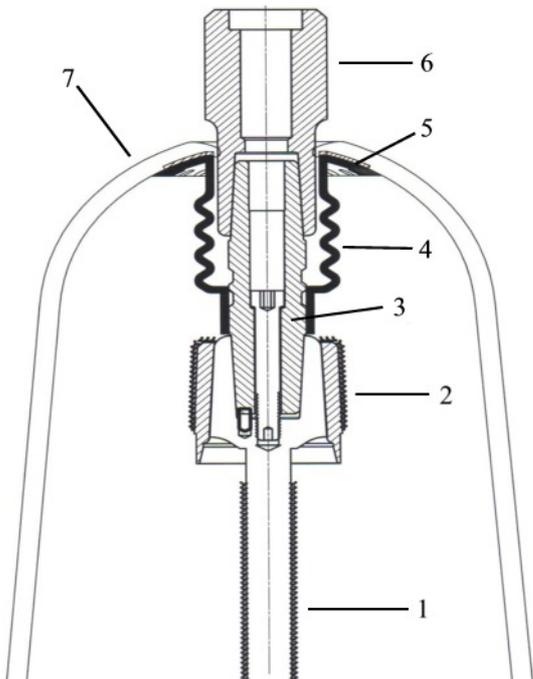


Abbildung 4: Konstruktionszeichnung der Exoprothese

3.6 Operationstechnik

STAUBACH und GRUNDEI (2001) empfehlen zur operativen Versorgung mit einer perkutanen Prothese eine zweizeitige Operationstechnik. Es wird eine Stumpflänge von

12-16 cm oberhalb des Tibiaplateaus angestrebt, um mit dem Implantat dann beiderseits die gleiche Höhe der Gelenklinie zu erreichen.

Erst wenn der Stumpf „reif“ ist, das heißt wenn jegliche Schwellung und Hautdefekte abgeklungen beziehungsweise abgeheilt sind, kann der erste Operationsschritt der Prothesenimplantation in Erwägung gezogen werden.

Bis dahin sollten sowohl die am Stumpf verbliebene Muskulatur, als auch die Muskulatur der erhaltenen Extremität trainiert und gekräftigt werden. Alle Gelenke sollten in ihrer vollen Bewegungsexkursion kontrolliert bewegt werden können. Frühes Training der Fähigkeit des Patienten auf einem Bein zu balancieren und die zwischenzeitliche Applikation einer konventionellen Prothese können erwogen werden.

3.6.1 Erster Schritt: Intramedulläre und Weichteilgewebeverankerung

Am Scheitel der Stumpfspitze erfolgt eine Inzision, die ventral parallel zu den Fasern des Quadrizepsmuskels nach cranial erweitert wird.

Die vorher vernähte antagonistische Muskulatur wird im Bereich der Inzision auseinandergedrängt und der distale Femurschaft vorsichtig dargestellt (Abbildung 5).

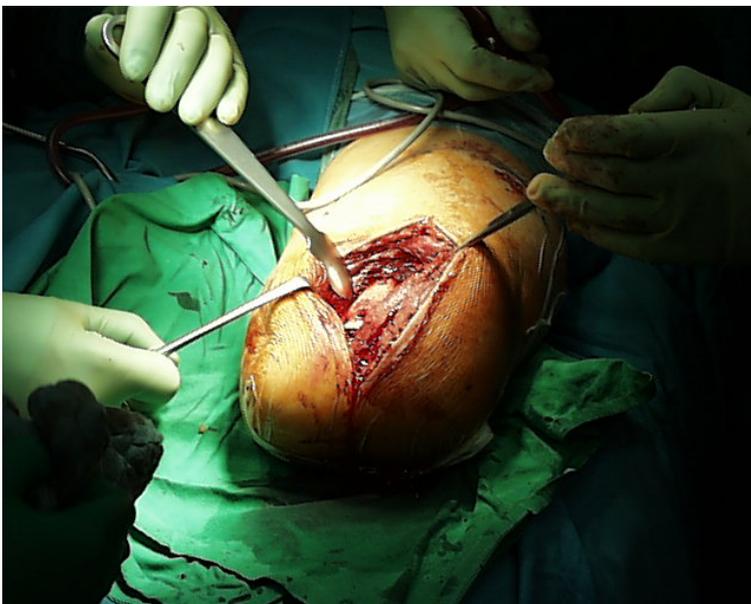


Abbildung 5: Operativer Zugang

Abbildung des operativen Zugangs mit Hautinzision nach stumpfem Auseinanderdrängen der Muskulatur

Die Weite des Markraums wird nach geringfügiger Erweiterung des Femurkanals mit einer hierfür speziell entwickelten Femurraspel ausgemessen. Der Femurstiel wird nachfolgend in Pressfit-Technik in das Femur eingetrieben (Abbildung 6).

Eine metallische Überwurfhülse (2 in Abbildung 4) versiegelt schließlich das femorale Knochenende. Die spezielle interkonnektierende Tripodenstruktur der Oberfläche der Überwurfhülse dient dem Muskel als Möglichkeit sich im Sinne einer Myodese anzulegen (Abbildung 7). In das hohle, distale Ende des Prothesenstiels (1 in Abbildung 4) wird der konische Adapter (3 in Abbildung 4) eingesetzt und mit einer Schraube gesichert. Das intraoperativ konfektionierte Titanfasernetz (5 in Abbildung 4) wird anschließend mit dem Weichteilgewebe vernäht. STAUBACH und GRUNDEI. gingen davon aus, dass so ein gutes Einwachsen des Gewebes und eine sichere Verankerung der Weichteile am zukünftigen Prothesenstoma erreicht werden kann.



Abbildung 6: Einbringen des Femurstiels

Abbildung des Einbringens des Femurstiels in das distale Femur

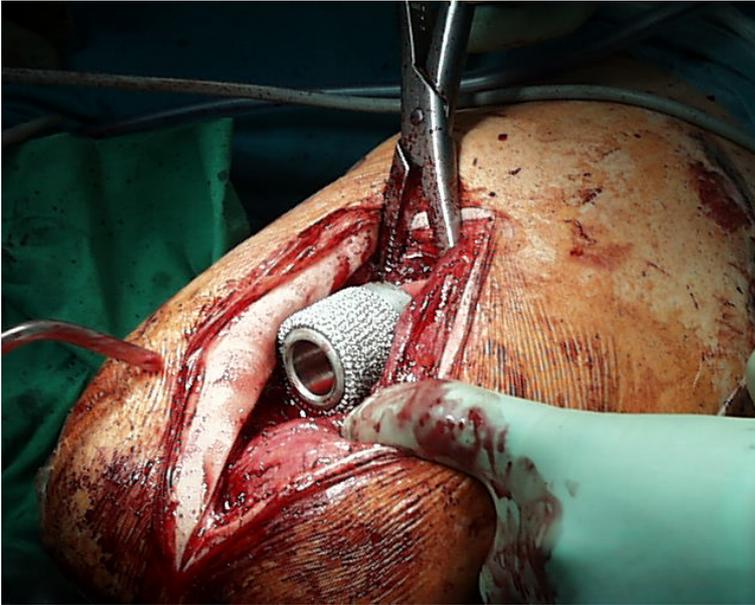


Abbildung 7: Überwurfhülse in situ

Lage der metallenen Überwurfhülse

Abschließend wird die distale Öffnung des Silikonzyinders vorübergehend mit einem Kunststoffstopfen verschlossen, das Subkutangewebe locker adaptiert und die Haut darüber vernäht (Abbildung 8, Abbildung 9).

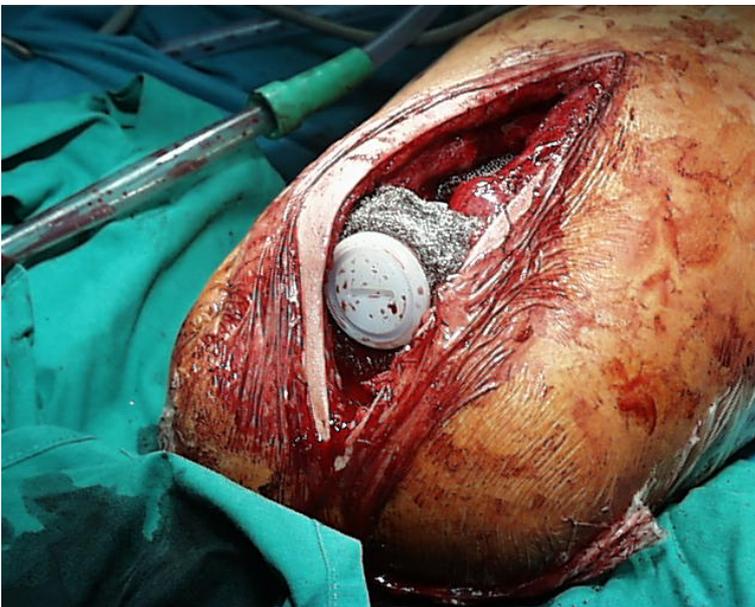


Abbildung 8: Titanfasernetz des modularen Exoprothesenmittelteils

Darstellung des Titanfasernetzes in den Weichteilen; der doppelkonische Adapter ist mit einem Kunststoffstopfen verschlossen



Abbildung 9: Operativer Verschluss des Hautweichteilmantels

Darstellung der abschließenden Hautnaht des ersten Operationsschrittes

Das postoperative Therapieregime beinhaltet weiterhin eine intensive Krankengymnastik zur Erhaltung der noch vorhandenen Muskulatur und der vollen Gelenksexkursion in der betroffenen Hüfte, allerdings unter Entlastung des Stumpfes.

Nach sicherem Einheilen der implantierten Prothesenteile und komplikationslosem Verlauf kann circa sechs bis acht Wochen später der zweite Operationsschritt erfolgen.

3.6.2 Zweiter Schritt: Implantation der perkutan kraftübertragenden Skeletterweiterung

Die ehemalige Inzision an der Stumpfspitze wird zunächst wieder eröffnet und das subkutane Gewebe durchtrennt. Der implantierte Kunststoffstopfen wird dargestellt und entfernt (Abbildung 10).

Der zur Fixation und letztendlichen Kraftübertragung dienende Anschlussadapter wird mit dem während des ersten Operationsschritts eingebrachten Metalladapter verbunden und mit einer Schraube gesichert (Abbildung 11).

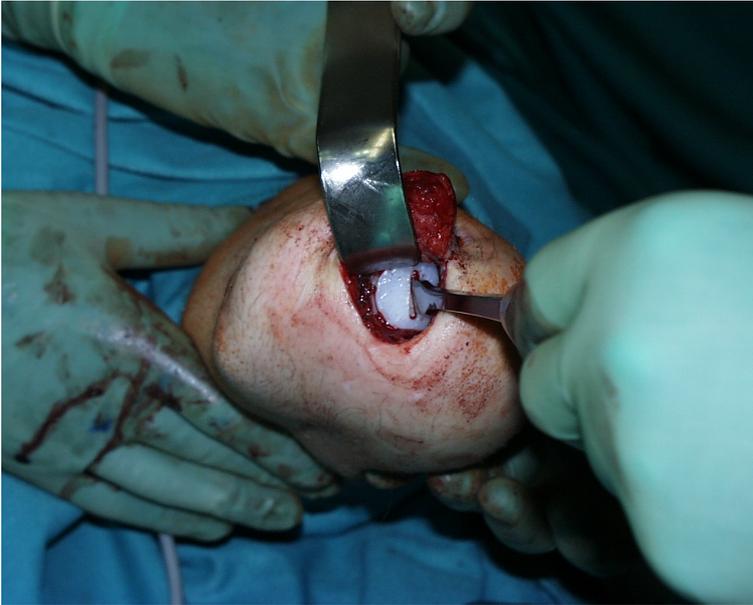


Abbildung 10: Operativer Zugang des zweiten Operationsschrittes

Zweizeitiger Zugang zur Darstellung des Exoprothesenmittelteils und Entfernung des Kunststoffstopfens



Abbildung 11: Perkutaner Anteil der Endo - Exoprothese

Operativer Abschluss des zweizeitigen Eingriffes mit perkutanem Anschlussadapter

Anschließend erfolgt der schichtweise Wundverschluss.

Der Bereich des trichterförmigen Weichteilgewebes, der die Skeletterweiterung umgibt, wird mit Haut ausgekleidet. Diese resultiert entweder aus einem durch die geschwungene

Inzision entstehenden Hautlappen oder kann mit einer Lappenplastik, beziehungsweise Meshgraft, erreicht werden. Ein täglicher Verbandswechsel mit Kompressen und elastischen Binden zur „milden“ Stumpfkompensation wird fortgeführt.

Der Patient wird möglichst schnell für weitere sechs Wochen ohne Belastung der Skeletterweiterung wie oben bereits beschrieben mobilisiert.

Der implantierte Anschlussadapter überragt den Prothesenstumpf um circa drei Zentimeter und wird in den Verband mitintegriert.

Per Schnellverschluss können verschiedene Prothesentypen an den Anschlussadapter angeschlossen werden, was einen schnellen, problemlosen Prothesenwechsel bei Belassung der intraossären Verankerung ermöglicht (Abbildung 12).



Abbildung 12: Konventionelle endgültige Prothesenversorgung

Darstellung einer an den perkutanen Exoprothesenadapter angeschlossenen konventionellen Prothesenversorgung

3.6.3 Weiterentwicklung des Implantats

Das Implantatdesign hat sich im Laufe der ersten klinischen Anwendungen maßgeblich verändert. So zeigte sich, dass der flexible Silikonzylinder und -schirm keinen relevanten Einfluss auf den Erfolg der Exoprothese hatte. Ebenso bot das Titanfasernetz zwar eine gute Weichteilintegration, wodurch es jedoch am Stoma zu Irritationen mit erheblicher

Narbenbildung kam. Der ehemalige Silikonzylinder wurde durch einen metallenen ersetzt und auf seiner Oberfläche mit der interkonnektierenden Tripodenstruktur versehen.

Auch die Überwurfhülse wurde daraufhin mit der dreidimensionalen, interkonnektierenden Tripodenstruktur versehen und mit einer Lasche verstärkt (Abbildung 13).

Außerdem wird der perkutane Prothesenanteil nun von einem Metallring umgeben und schützt das Prothesenstoma vor Scher- und Druckkräften (Abbildung 14).



Abbildung 13: Überwurfhülse mit Lasche

Abbildung der neu entworfenen metallenen Überwurfhülse mit Lasche



Abbildung 14: Perkutaner Metalladapter mit Metallring auf Hautniveau

Darstellung des Prothesenstomas mit modifiziertem perkutanen Prothesenanteil

3.6.4 Weiterentwicklung der Operationstechnik

Die Operationstechnik wurde im Verlauf der Anwendung ebenfalls erheblich modifiziert. Erfolgte zuerst die Inzision am Scheitel der Stumpfspitze, zeigte sich im Folgenden, dass eine laterale Inzision keinen Nachteil für die Implantation der intramedullären Prothesenkomponente brachte, wohl aber einen maßgeblichen Vorteil mit narbenfreiem Stumpfscheitel. Durch den lateralen Zugang bleibt dieser sozusagen unversehrt, so dass eine ungestörte Einheilung des später durchgeführten Prothesenstomas erfolgen kann (Abbildung 15, Abbildung 16).

Besonders wichtig erscheint, dass es im Verlauf am empfindlichen Stumpfende zu keiner Retraktion von Narbengewebe kommt. Die perkutane Inzision des zweiten Operationsschrittes erfolgt nunmehr durch eine kreisrunde Stanze. Hiermit werden Weichteile geschont und Scherkräfte im Bereich der Hautdurchleitung gering gehalten (Abbildung 17, Abbildung 18).



Abbildung 15: Lateraler Zugang zum Femur

Darstellung des modifizierten operativem Zugangs zum Femur

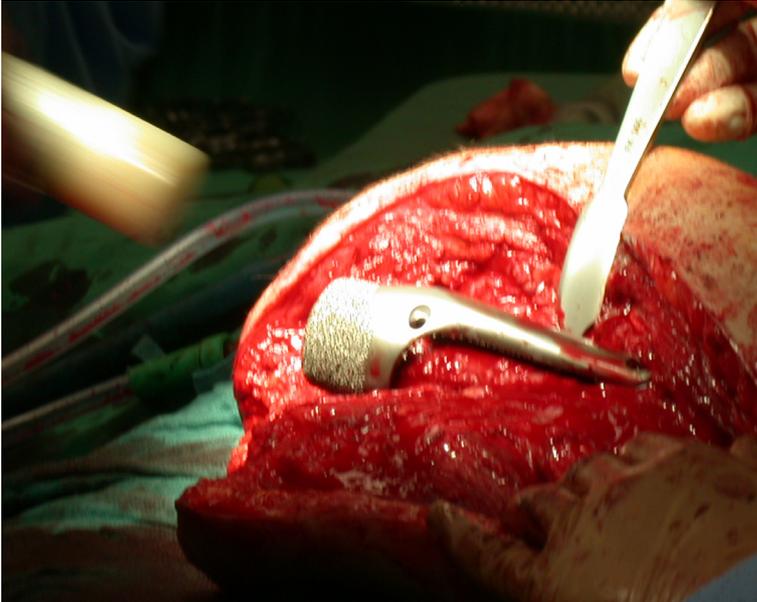


Abbildung 16: Intraoperative Lage der Überwurfhülse

Darstellung der modifizierten metallenen Überwurfhülse mit ventraler Knochenlasche in situ



Abbildung 17: Stanze zur Inzision

Darstellung des Zugangs des zweiten Operationsschrittes mittels Hautstanze



Abbildung 18: Entnahme des Hautweichteilzylinders

Abbildung der kutanen Inzision zur Schaffung des Prothesenstomas

Der perkutane Prothesenadapter wird schließlich mit einem Metallring versehen, der der Weichteilkonditionierung dient (Abbildung 19, Abbildung 20).

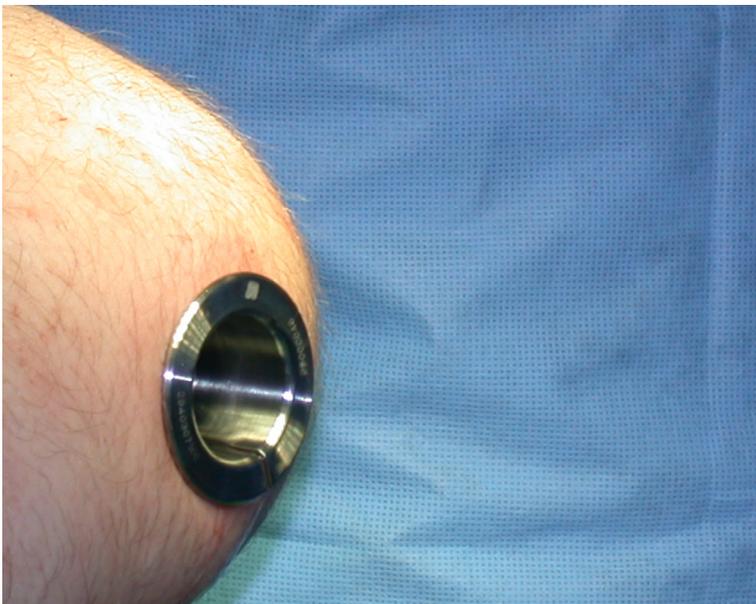


Abbildung 19: Prothesenstoma postoperativ

Reizfreier Hautweichteilzustand im Bereich des Prothesenstomas



Abbildung 20: Einbringen des perkutanen Endo/Exoprothesen - Adapters

Wie zuvor wird postoperativ eine sechswöchige Entlastung mit anschließender schrittweiser Belastung der Prothese empfohlen.

4 Ergebnisse

4.1 Fallberichte

Fall 1: Pat. M.K., 23 Jahre

Der Patient erlitt am 15.07.1999 als 17-jähriger eine III° offene Kniegelenksluxationsfraktur mit Verlust des Condylus femoralis lateralis. Er war als Mofafahrer mit einem LKW kollidiert; dabei wurde sein linkes Bein in den Radkasten des Fahrzeuges gezogen. Bei Aufnahme bestanden neben den knöchernen Verletzungen weiterhin ausgedehnte Weichteil- und Hautnekrosen des linken Beins, die ventral von der Leiste über den proximalen Oberschenkel bis zum mittleren Unterschenkel reichten.

Palpatorisch waren keine peripheren Fußpulse nachweisbar, jedoch konnte die Arteria tibialis posterior dopplersonographisch dargestellt werden.

Radiologisch bestätigte sich der Abriss des Condylus femoralis lateralis, weiterhin fand sich eine transkondyläre Femurfraktur, eine bikondyläre Tibiakopfmehrfragmentfraktur, eine Patellalängsfraktur sowie eine Fibulamehretagenfraktur.

Angiographisch konnte ein Abriss der Arteria tibialis anterior bestätigt werden.

Nach erfolgter Diagnostik wurde sofort ein operatives Debridement und die Stabilisierung der oben genannten Frakturen durchgeführt: im Bereich des Tibiakopfes erfolgte eine Minimalosteosynthese, die Patellalängsfraktur wurde mit einer Zugschraubenosteosynthese stabilisiert. Weiterhin wurde ein gelenküberschreitender Fixateur externe angebracht, der Außenmeniskus reseziert und eine partielle Rekonstruktion des Kapselbandapparates des linken Knies durchgeführt.

Trotz Stabilisierung am Aufnahmetag und täglichen Debridements in den folgenden Tagen entwickelte der Patient am zehnten Tag nach Unfall ein progredient septisches Krankheitsbild, ausgelöst durch bislang unerkannte Weichteilnekrosen im dorsalen Bereich des linken Kniegelenkes. Im Anbetracht einer zunehmend dekompensierenden septischen Situation wurde die Indikation zur Amputation gestellt.

Intraoperativ wurden dann allerdings nur der knöcherne Unterschenkel und Fuß amputiert. Der bestehende Weichteildefekt ventralseitig bis zur Leiste reichend, konnte durch eine „Umkehrplastik“ des dorsalseitigen Weichteilmantels des gesamten linken Beins bis zum

Fuß „gedeckt“ werden. Somit konnten der Oberschenkelstumpf und das Femur mit einem Verlust von lediglich 16 cm erhalten werden.

Im postoperativen Verlauf kam es zunächst zu einem Weichteilödem im Sinne eines gestörten Lymphabflusses. Kleinere Hautdefekte heilten in der Folgezeit nur sehr protrahiert ab.

Vier Wochen später am 26.08.1999 wurde der erste operative Schritt zur Implantation einer perkutanen osseointegrierten Exoprothese vorgenommen. Hierbei wurden wie zuvor als erster Schritt des zweizeitigen Eingriffs der intramedulläre Stiel sowie die Weichteilverankerung der Prothese implantiert.

Postoperativ kam es zu einer Wundheilungsstörung am ventro-lateralen Stumpfende, der im folgenden einer längerfristigen lokalen Behandlung bedurfte und den weiteren Verlauf der operativen Planung verzögerte.

Sieben Monate nach dem ersten Schritt folgte der zweite Schritt mit der Implantierung der perkutanen kraftübertragenden Skeletterweiterung.

Die endgültige Prothesenversorgung konnte wiederum sechs Wochen danach vorgenommen werden.

Auf die initial benutzten Unterarmgehstützen verzichtete der Patient selbst nach zwei Wochen und konnte seit dieser Zeit sicher laufen.

Die bereits oben geschilderte Wundheilungsstörung erforderte nachfolgend mehrere Debridments und Wundrevisionen.

Infolge von Retraktion des Hautweichteilmantels mit persistierender Wundheilungsstörung wurde am 26.09.2002 eine Revisionsoperation durchgeführt, bei welcher der Silikonzyylinder, das Titanmesh sowie der penetrierende Anteil der Prothese entfernt wurden. Der intramedulläre Anteil der Prothese konnte bei reizloser Osteointegration belassen werden.

Obwohl somit ein Totalverlust der Prothese verhindert und der Weichteilmantel entlastet werden konnte, kam es nach der erneuten Implantation eines perkutanen Adapters am 14.04.03 durch das retrahierende Narbengewebe immer wieder zu Wundheilungsstörungen im Bereich des ventralen Randes des Amputationsstumpfes.

Daraufhin wurde am 16.07.2003 eine Defektdeckung mit einem gestielten Latissimusdorsi-Lappen im ventralen Stumpfbereich durchgeführt, wodurch die Weichteilsituation nachhaltig entlastet beziehungsweise saniert werden konnte.

Der weitere postoperative Heilungsverlauf war regelrecht, so dass der Patient einer intensiven physiotherapeutischen Therapie zugeführt werden konnte, die, besonders nach

der endgültigen Prothesenversorgung, zur Restrukturierung der verbliebenen Stumpfmuskulatur führte.

Während der gesamten Wundheilungsphase erfolgte ein täglicher Verbandswechsel mit Fettgaze, zehn prozentiger NaCl-Lösung und sterilen Kompressen.

Der von außen zugängige Silikonzylinder wurde wöchentlich mit zwei prozentiger H₂O₂-Lösung gereinigt, um sich ansammelnde Verunreinigungen, wie etwa Haare und Hautschuppen zu entfernen.

Der Patient ist seit nunmehr 76 Monaten mit dieser neuartigen Endo-Exoprothese versorgt und in seinem privaten und beruflichen Leben wieder „vollwertig“ integriert und akzeptiert. Sein Gangbild ist bis auf ein leichtes Trendelenburg-Zeichen auf der betroffenen Seite nahezu regelrecht und damit der Umstand des partiellen Beinverlustes auf den ersten Blick nicht erkennbar.

Radiologisch zeigte das postoperativ erstellte Röntgenbild einen festen intramedullären Sitz des Metallstiels, allerdings reichte die Metallüberwurfhülse nicht zirkulär an den Knochenrand. In der Folgezeit kam es im Femur zu einer verminderten Kalksalzdichte. Dorsalseitig zeigte sich eine durch knöcherne Umbauvorgänge bedingte ossäre Ausziehung, die über den Rand der Überwurfhülse hinaus ragte. Diese war auch zehn Monate post implantationem nachweisbar. Zu diesem Zeitpunkt schien die Knochensalzdichte wieder zuzunehmen, obwohl um den Metallstiel ein diskreter radioluzenter Saum nachweisbar war.

Szintigraphisch war auf den unmittelbar vor dem zweiten Operationsschritt sowie acht Monate post operationem durchgeführten Dreiphasenskelettszintigraphien (³⁶⁰MBq ^{99m}Tc-MDP) die Perfusionsserien- und Blutpoolszintigramme eine homogene Nuklidmehrbelegung in der unmittelbaren Umgebung des Endoprothesenschaftes im Oberschenkelstumpf links zu erkennen. Die statischen Ganzkörperszintigramme und Detailszintigramme zeigten eine geringgradige Betonung des distalen Femurschaftes links sowie eine umschriebene, geringfügige Nuklidmehrbelegung in den lateralen Weichteilen auf Höhe der Überwurfhülse, die als eine leichte Periostitis bei ansonsten altersentsprechenden Skelettbefund interpretiert wurde (Abbildung 21, Abbildung 22).



Abbildung 21: Patient M.K. auf dem Laufband

Darstellung des nahezu regelrechtes Gangbildes des Patienten M.K.



Abbildung 22: Amputationsstumpf des Patienten M.K.

Darstellung des Amputationsstumpfes mit Übergang Endo-Exoprothese von dorsal

Fall 2: Pat. O.S., 63 Jahre

Bei einem Arbeitsunfall fiel dem Patienten am 23.08.01 eine ca. 3,5t schwere Betonfertigteilwand auf beide Unterschenkel. Dabei erlitt er eine offene Unterschenkeltrümmerfraktur rechts und eine offene Unterschenkelfraktur III° mit großflächigem Weichteildefekt links.

Als Erstversorgung erfolgte eine offene Kniegelenksexartikulation rechts und eine Fixateur externe-Anlage links unter Einschluss des linken Fußes.

Nach mehrfachen Debridements erfolgte am 11.09.01 eine Defektdeckung und Lappenplastik am linken Unterschenkel. Die Metallentfernung des Fixateurs schloss sich am 26.10.01 mit anschließender Ruhigstellung im Gips an, bis am 06.11.01 schließlich eine Osteosynthese mit Verriegelungsnagel der linken Tibia durchgeführt wurde.

Auf der rechten Seite konnte am 21.12.01 der erste Operationsschritt, die Implantation des intramedullären Prothesenstiels, durchgeführt werden. Die Wundheilung war regelrecht. In der Folgezeit wurde versucht den Patienten mit einer Interimsprothese zu mobilisieren, wobei eine deutliche Gangunsicherheit bestand, so dass er fast ausschließlich an den Rollstuhl gefesselt war.

Der zweite Operationsschritt war für den 27.02.02 geplant. Leider stürzte der Patient wenige Tage zuvor. Intraoperativ stellte sich als Folge des Sturzes ein Implantatbruch im Bereich des Silikonzylinders dar. Da dies zuvor nicht bekannt war, wurde ein neuer Mitteladapter implantiert.

Das neue Implantat musste wegen eines persistierenden Seroms, das sich superinfizierte, am 27.03.02 entfernt werden. Nach Einlage von vier Septopalketten heilte die Wunde reizfrei ab, so dass am 21.05.02 die Entfernung der Ketten erfolgen und erneut der mittlere Metalladapter implantiert werden konnte.

Nach Einheilung der Prothesenverankerung wurde schließlich am 10.07.02 das Prothesenstoma angelegt und der perkutane Adapter fixiert. Bei dieser Gelegenheit wurde sowohl ein Wundabstrich als auch eine Gewebeprobe entnommen, wobei keine Keime und kein Infekt nachgewiesen werden konnten.

Mutmaßlich muss der Patient im Vorfeld dieser Operation erneut gestürzt sein, da der Silikonzylinder erneut eingerissen war. Das umliegende Gewebe war bereits sehr gut in das den Silikonzylinder umgebende Titanmesh eingewachsen und wurde aus diesem Grund nicht erneut entfernt. Zur Abdichtung des Silikonzylinders wurde ein neu konzipierter

Dichtring eingebracht, der jedoch keine hundertprozentige Abdichtung gegenüber dem „Milieu externe“ gewährleisten konnte.

Das Prothesenstoma heilte in der Folgezeit gut ab, lediglich am dorsalen Rand kam es zu einer gewissen Geweberetraktion, so dass das Titanmesh halbzirkulär auf einer Fläche von zehn mal drei mm sichtbar wurde.

Bei weitgehend reizlosen Stumpfverhältnissen konnte im weiteren lediglich eine vermehrte Sekretion beobachtet werden. Ein chronischer Infekt konnte zwar nicht ausgeschlossen werden, klinisch, radiologisch und laborchemisch gab es dafür jedoch keinen Anhalt.

Eine weitere Revision wurde am 06.08.02 notwendig, da sich der perkutane Adapter trotz Kaltverschweißung und Schraubensicherung verbogen und gelockert hatte. Ein weiterer Sturz war wahrscheinlich, wurde vom Patienten aber negiert.

Bei einer Dreiphasenskelettszintigraphie ($_{360}\text{MBq}^{99\text{m}}\text{Tc-MDP}$) am 11.09.02 zeigte sich eine ausgeprägte Mehranreicherung im Bereich des körperfernen Oberschenkelstumpfes rechts im Knochenbereich in der Frühphase, die einer erhöhten Knochenumbauaktivität entsprach, letztlich aber ein Infekt nicht auszuschließen war.

Im Vorfeld der endgültigen Prothesenexplantation zeigte sich nativradiologisch ein schmaler Lysesaum um den unteren stumpfnahen Anteil des Implantates.

Nach Verlegung des Patienten in eine einer großen Klinik angeschlossenen Rehabilitationsabteilung wurde dort wegen maßgeblicher Ostitis das gesamte Implantat entfernt. Hierbei musste aufgrund der guten Osteointegration des Implantats das Femur bis Hüftnähe gespalten werden.

Nach Einlage von Maxiseptopalketten kam es im postoperativen Verlauf zur Ausprägung eines deutlichen Hämatoms, das eine erneute Stumpfrevision nötig werden ließ. Die intraoperativen Abradate ergaben am 19.09.02 angeblich Staphylococcus aureus, am 17.10.02 Enterococcus faecalis und Pseudomonas aeruginosa sowie am 29.10.02 alle drei genannten Keime.

Nach Infektberuhigung erfolgte eine stationäre Rehabilitation mit schrittweiser Mobilisation mittels konventioneller Prothese und Unterarmgehstützen. Der Patient wies weiterhin ein derart unsicheres Gangbild auf, dass er fast ausschließlich auf den Rollstuhl angewiesen war.

Die Entlassung erfolgte bei reizlosen Stumpfverhältnissen.

Fall 3: Pat. P.J., 40 Jahre

Bei der Patientin kam es anamnestisch nach erlittener Unterschenkelfraktur rechts zu einem Morbus Sudeck mit konsekutivem massivem Analgetikaabusus, woraufhin eine Oberschenkelamputation durchgeführt wurde. Diese erfolgte am 13.12.01 im Alter von 37 Jahren in Kombination mit dem ersten Operationsschritt der perkutanen Prothesenimplantation.

Sechs Wochen danach wurde das Prothesenstoma angelegt und nach weiteren zwei Wochen die endgültige Prothese angeschlossen. Leider kam es im weiteren Verlauf durch Selbstüberschätzung der Patientin nach Mobilisation zu einem Sturz mit komplettem Ausriss des Silikonzylinders. Es entwickelte sich nachfolgend ein Weichteilinfekt ohne Beteiligung der knöchernen Strukturen, so dass am 27.03.02 der gesamte Mitteladapter einschließlich Silikonzylinder und Titanmesh entfernt werden musste.

Nachfolgend verbesserte sich die Weichteilsituation deutlich. Am 04.06.02 konnte erneut der zweite Operationsschritt mit der zusätzlichen Reimplantation eines neuen Mittelteils durchgeführt und bei initial unauffälligen Heilungsverlauf die Patientin mit einer Unterschenkelprothese an Gehstützen mobilisiert werden. Anschließend konnte die Patientin die Prothese für 27 Monate beschwerdefrei nutzen.

Im weiteren Verlauf kam es jedoch nicht zuletzt aufgrund einer Adipositas per magna erneut zu einer Weichteilinfektion, ohne dass jedoch der intramedulläre Stiel betroffen war. Mehrfache operative Revisionen waren nötig, wobei die Titanmesh-Silikonzylinderkomponente mehrfach ausgetauscht wurde.

Letztendlich wurde während eines erneuten stationären Aufenthalts vom 09.09.04-08.12.04 unter multiplen Wundrevisionen und Debridements eine offene Wundbehandlung durchgeführt und die Infektsituation saniert. Danach wurde ein neu konzipierter Mitteladapter implantiert, der auf jegliches Silikon- und Titanmeshmaterial verzichtet. Abschließend konnte die Patientin am 26.11.04 wieder mit einem Prothesenstoma versorgt und mit einer Exoprothese mobilisiert werden. Sie ist seit dieser Zeit infektfrei und läuft seit nunmehr 19 Monaten erneut beschwerdefrei, wobei sie mehr als 30kg Körpergewicht verloren hat, gesellschaftlich reintegriert und ein nahezu „normales“ Leben führt.

Insgesamt ergibt sich daraus für die Patientin eine Gesamtstandzeit der Endo-Exoprothese von 46 Monaten.

Fall 4: Pat. M.W., 25 Jahre

Im Rahmen eines Verkehrsunfalls erlitt der damals 23-jährige Patient am 23.12.02 als Fahrer eines Pkws ein Polytrauma mit stumpfem Abdominal- und Thoraxtrauma, einer Oberschenkelfraktur links, einer traumatischen Unterschenkelamputation links sowie einer Acetabulumfraktur links, des weiteren einer Unterschenkelfraktur rechts, einer Claviculafraktur rechts, einer Dreietagenfraktur des Sternum mit retrosternalem Hämatom und Lockerungen III° der Denten 11 und 21 sowie ein Schädel-Hirntrauma I°. Im Rahmen der Primärversorgung des Patienten wurde die Unterschenkelfraktur rechts mit einem Marknagel sowie die Oberschenkelfraktur links mit einem Fixateur externe versorgt. Die Unterschenkelamputation musste suprakondylär nachamputiert werden.

Am 03.01.03 schloss sich die offene Reposition und Osteosynthese der Acetabulumfraktur links an, sowie am 23.01.03 die Metallentfernung des Fixateur externe und die Osteosynthese des Femur mit einer 9-Loch-LCDC-Titanplatte.

Nach der Entlassung aus der Universitätsklinik Lübeck schloss sich vom 19.02.03 bis zum 12.03.03 eine mehrwöchige Rehabilitation an, während der sich die Mobilität des Patienten deutlich verbesserte.

Am 24.09.03 konnte der erste Operationsschritt der perkutanen Prothesenimplantation durchgeführt werden. Der postoperative Heilungsverlauf verlief regelrecht.

Die Prothesenimplantation konnte am 29.10.03 mit dem zweiten Operationsschritt abgeschlossen und der Patient am 18.11.03 mit der endgültigen Prothese versorgt werden.

Der Patient war sofort an Unterarmgehstützen mobil.

Durch Überschätzung seiner Fähigkeiten erlitt der Patient zwölf Wochen nach der Prothesenimplantation infolge eines Sturzes eine pertrochantäre Oberschenkelfraktur des prothesenversorgten Beins, die am 22.01.04 mit einer dynamischen Hüftschraube versorgt wurde.

Seit Abschluss der Knochenheilung ist der Patient wieder voll mobilisiert, hat mittlerweile seine Ausbildung wieder aufgenommen und läuft seit insgesamt 30 Monaten beschwerdefrei. (Abbildung 23, Abbildung 24).



Abbildung 23: Übergang Amputationsstumpf und Endo-Exoprothese des Patienten M.W.
Darstellung des perkutanen Anschlussadapters mit angeschlossener konventioneller Prothese



Abbildung 24: Patient M.W. auf dem Laufband
Darstellung des flüssigen und raumgreifenden Gangbilds des Patienten M.W.

Fall 5: Pat. H.K., 58 Jahre

Der Patient erlitt am 24.10.02 als 55-jähriger einen Arbeitsunfall, bei dem es zu einer traumatischen Oberschenkelamputation kam.

Nach chirurgischer Stumpfversorgung wurde dem Patienten in der Folgezeit eine konventionelle Prothese verordnet. Trotz der raschen Prothesenversorgung klagte der Patient anschließend monatelang über chronische Stumpfbeschwerden, die sich vor allem als Umfangsveränderungen des Stumpfes und damit verbundenen Schmerzen manifestierten. Dies führte im Verlauf zum mehrmaligen Anpassen und Änderung der Prothese.

Nachdem der Patient von der Möglichkeit der Implantation einer Exo-Endoprothese gehört hatte und eine eingehende Beratung in diese Therapiemöglichkeit stattgefunden hatte, war er von dieser Therapieoption überzeugt. Am 05.11.03 wurde der erste Schritt der Prothesenimplantation durchgeführt. Dieser verlief komplikationslos.

Nach unauffälligem Heilungsverlauf konnte anschließend am 03.12.03 der zweite Operationsschritt ebenfalls problemlos durchgeführt werden.

Auch hierbei blieb der postoperative Heilungsverlauf komplikationslos, so dass der Patient sechs Wochen später voll belastete. Zunächst war er mit einem Hydraulikgelenk versorgt und wurde schließlich auf ein sogenanntes „C-leg umgestellt (STINUS (2000)). Seit nunmehr 29 Monaten ist der Patient praktisch beschwerdefrei und läuft problemlos (Abbildung 25, Abbildung 26).

Da es sich um einen Arbeitsunfall handelte, wurde seine Minderung der Erwerbsfähigkeit zunächst auf 60% festgelegt und im weiteren Verlauf aufgrund der nahezu „normalen“ Gehfähigkeit auf 40% herabgestuft.



Abbildung 25: Patient H.K. mit Prothesenstoma

Darstellung des Prothesenstomas mit reizfreien Hautweichteilverhältnissen



Abbildung 26: Gangbild der Patienten M.K., M.W. und A.K.

Darstellung eines sicheren und raumgreifenden Gangbildes aller drei Patienten

5 Diskussion

5.1 Grundsätzliche Anmerkungen

Trotz großer Fortschritte in der Traumatologie und der Replantationschirurgie ist es in manchen Fällen nicht mehr möglich eine Gliedmaße zu erhalten, so dass als letzte Maßnahme nur die Amputation bleibt.

Der Verlust einer Gliedmaße stellt für jeden betroffenen Patienten eine beträchtliche persönliche sowie soziale Beeinträchtigung dar.

Die Relevanz einer Amputation wird im Rahmen der von unseren Versicherungssystemen zugewilligten Erwerbsminderungen als Schwerbehinderter deutlich; dabei stellt sie eine nicht unerhebliche finanzielle Belastung nicht nur für den Betroffenen, sondern auch für die beteiligten Renten- und Versicherungsträger dar.

Hieraus wird ersichtlich, dass jede Verbesserung der Therapieoptionen von Amputierten von großer medizinischer und auch sozialer Bedeutung ist.

Seit alters her werden Versuche unternommen durch künstlichen Ersatz mit Exoprothesen sowohl eine funktionelle als auch optische Verbesserung der verlorenen Gliedmaße zu erreichen.

Wurde früher im Bereich der unteren Extremität Wert auf ein ausreichendes Geh- und Stehvermögen gelegt, so ist man heutzutage durch enorme Fortschritte im Bereich des Prothesenbaus und des Einsatzes von Mikroprozessortechnologie in der Lage, ein weitgehend normales Gangbild und damit eine verbesserte funktionelle Zufriedenheit und Akzeptanz des Patienten zu erlangen (STINUS (2000)).

Trotz aller Verbesserungen der Prothetik besteht die „moderne“ Prothese auch heutzutage im wesentlichen aus einem der Natur nachgeformten Gliedmaßenteil, das bislang mit Hilfe von Köchern oder Halteriemern am Körper befestigt wird. Dabei kommt dem Amputationsstumpf eine entscheidende Aufgabe zu: unter Vermittlung der Stumpfweichteile findet eine unphysiologische Kraftübertragung auf das Skelettsystem statt, die zu den bekannten Stumpfproblemen führt und das eigentliche Amputationsproblem mit allen Folgen darstellt.

Diese Probleme ziehen häufig eine Ablehnung der Prothese und eine damit verbundene funktionelle Einschränkung des Patienten nach sich.

Unbefriedigende Amputationsergebnisse machen oftmals operative Reinterventionen mit Nachamputation und Stumpfkorrekturen erforderlich. Nicht selten werden aufwendige

Prothesenänderungen notwendig, ohne dass immer ein durchschlagender Erfolg zu erzielen wäre.

Die Lösung all dieser Probleme ist nur dann möglich, wenn die auftretenden Kräfte direkt unter Umgehung und Schonung des Weichteilmantels auf das Skelettsystem übertragen werden. Dies allerdings kann nur dann funktionieren, wenn eine Exoprothese an einen perkutan penetrierenden, intraossären Verankerungsstiel befestigt wird, also zu einer Endo-Exoprothese wird.

5.2 Vergleich der eigenen Ergebnisse mit früheren

In fast allen Vorarbeiten wurde tierexperimentell mit nur niedrigen Fallzahlen gearbeitet, wobei die Untersuchungen an Hunden oder Kaninchen durchgeführt wurden (HALL (1967, 1984), ESSLINGER (1970), CUTLER (1973), SCHMITT (1987)).

Nur MOONEY (1971, 1977), DÜMMER (1973) und BRÅNEMARK (2001) berichteten auch über Implantationen am Menschen, wobei es bei MOONEY (1971) und DÜMMER (1973) während ihrer Heilversuche zu Stumpfinfektionen kam, die schließlich zum Abbruch der Versuche und zur Explantation der Prothesen führten .

BRÅNEMARK (2001) verfügt zwar über zahlreiche Erfahrungen mit perkutanpenetrierenden Prothesen, aber bislang publizierte er widersprüchliche Patientenzahlen, so dass sich die Überprüfung seiner Ergebnisse als äußerst schwierig darstellt.

Des weiteren sind seine Ergebnisse der intraossären Anwendung im Kieferbereich nicht ohne weiteres auf die intraossäre Verankerung von Endo-Exoprothesen im Bereich von Extremitäten zu übertragen, da hier grundsätzlich andere Gegebenheiten vorliegen (Speichelspüleffekt, langer Hebelarm, größeres Prothesengewicht, etc.).

Einzig SCHMITT (1987) erzielte mit seinen tierexperimentellen Untersuchungen viel versprechende Ergebnisse, woraufhin er die Implantation der Prothese am Menschen empfahl.

Die von uns konzipierte Endo-Exoprothese wurde bei fünf vorher oberschenkelamputierten Patienten, im einzelnen vier Männer und einer Frau, implantiert. Die Implantation wurde bei allen Patienten zweizeitig durchgeführt. Vier der fünf implantierten Prothesen befinden sich in situ. Die mittlere Standzeit beträgt bislang 45,25 Monate (Median), wobei die maximale Standzeit mit 76 Monaten und die minimale mit 29 Monaten angegeben werden muss.

Bei dem zweiten Patienten kam es durch mehrere Stürze während der postoperativen Phase zum Bruch des Implantats, Serombildung und Weichteilirritation. Nach Revision und Einheilung eines neuen Metalladapters und anschließendem Anlegen des Prothesenstomas trat eine Lockerung des perkutanen Adapters auf, mutmaßlich durch erneuten Sturz des Patienten, was eine weitere Revision nötig werden ließ.

Nach regelrechtem Abheilen des Prothesenstomas mit nur einer diskreten Geweberetraktion wurde das sehr gut osteointegrierte Implantat auswärts unter der Annahme einer Ostitis explantiert. Anhand des uns zur Verfügung stehenden Präparates war eine Lockerung beziehungsweise Infektion des Endoprothesenteils wenig wahrscheinlich.

Der erste Patient und die dritte Patientin entwickelten eine oberflächliche Weichteilproblematik, die auf den anfänglich im Mittelteil der Prothese verwendeten Silikonzyylinder und das Titaniummesh zurückgeführt wurde.

Insgesamt jedoch waren bei dem ersten Patienten infolge der veränderten Anatomie aufgrund der „Umkehrplastik“ schwierige Hautweichteilverhältnisse vorhanden.

Eine gestielte Latissimus-dorsi-Lappenplastik verbesserte schließlich die Haut-Weichteilsituation nachhaltig, so dass das Prothesenstoma spannungsfrei abheilen und die Prothese belassen werden konnte. Zeichen für eine Infektion konnten weder am intramedullären, noch am perkutanen Anteil nachgewiesen werden.

Bei der dritten Patientin kam es nach initial problemloser zweizeitiger Prothesenimplantation ebenfalls zu einem Sturz mit Bruch des Silikonzyinders, Serombildung und Superinfektion, so dass mehrere Revisionseingriffe notwendig wurden. Mittlerweile wurde auch bei ihr der Silikonzyylinder und das Titanmesh entfernt und durch einen metallenen Zylinder ersetzt. Auch sie konnte abschließend erneut mit einem Exoprothesenteil versorgt werden und ist seit insgesamt 46 Monaten mobilisiert.

Bei den beiden zuletzt operierten Patienten verlief die Implantation und Einheilung komplikationslos, was auf das modifizierte Prothesendesign und auf die veränderte Operationstechnik zurückgeführt wird. Lediglich der vierte Patient zog sich circa vier Monate nach Belastung der Endo-Exoprothese aufgrund eines Sturzes eine pertrochantäre Femurfraktur zu, die mit einer dynamischen Hüftschraube stabilisiert wurde und folgenlos ausheilte.

Die im Rahmen dieser Arbeit dargestellte Methode lässt eine stetige Weiterentwicklung sowohl des Prothesenaufbaus, als auch der Operationstechnik erkennen.

Die ersten Anwendungen der Prothese zeigten, dass sowohl der Silikonzyylinder, als auch das Titanmesh am Metalladapter ihren erwarteten Zweck nicht erfüllten und keinen Vorteil für den Erfolg der Prothese brachten, sondern eher zu Weichteilproblemen führten. Sie wurden daraufhin durch einen neu konzipierten Titanzyylinder mit Metallüberwurfhülse ersetzt. Es zeigte sich, dass dieses Prothesendesign bislang bessere Ergebnisse liefert. Die Gewebsadaptation erfolgt nun direkt an der Tripodenoberflächenstruktur des Metalladapters.

Auch der operative Zugang zum Femurschaft sowie die Anlage des Prothesenstomas wurde im Verlauf der Anwendung geändert. Wurde anfangs der Stumpf anterocranial eröffnet, also parallel zu der Faserrichtung des Musculus quadrizeps femoris am Scheitel des Stumpfes, so wurde der operative Zugang im Folgenden nach lateral verlagert. Dies gewährleistet einerseits einen übersichtlichen Zugang zum Femur, schont aber andererseits die Weichteile des Stumpfes, so dass das Prothesenstoma an einem völlig narbenfreien Hautareal angelegt werden kann. Die postoperativen Verlaufskontrollen zeigen, dass durch dieses Vorgehen das Prothesenstoma bislang keine Hautweichteilprobleme bietet.

5.3 Kritische Erörterung der eigenen Ergebnisse und Schlussfolgerungen

Die von uns bis dato erzielten Ergebnisse und Erfahrungen geben berechtigten Anlass zur Hoffnung, dass nach traumatischen Oberschenkelamputationen eine Endo-Exoprothesenversorgung entgegen den „chirurgischen Gesetzen“ durchaus gerechtfertigt ist.

Ging man bislang davon aus, dass eine direkte Verbindung zwischen dem Milieu externe und Knochen zwangsläufig zu ausgedehnten Entzündungen im Bereich der Hautdurchleitung führen muss, können unsere Erfahrungen als gegenteilig angesehen werden. Natürliche perkutan penetrierende Hautanhangsgebilde imitierend, erscheint unsere Endo-Exoprothese als ausreichend sicher, um unsere von der Ethikkommission genehmigten Heilversuche fortzuführen. Tiefe Infekte traten bei keinem der von uns behandelten Patienten auf. Oberflächliche Infekte wurden im Rahmen von Stürzen und teilweiser Zerstörung des Silikonzyinders und bei massiver Weichteilretraktion gesehen. Auffällig war die häufige Sturzfrequenz, die laut Angaben der Patienten durch Selbstüberschätzung zustande kam.

Den beiden oben genannten Risikofaktoren für oberflächliche Infekte wurde durch Änderungen des Implantatdesigns beziehungsweise der OP-Strategien begegnet. Das

Silikonnetz wie auch das Titanmesh wurden als Werkstoff vollständig aufgegeben, so dass auch bei einem etwaigen Sturz der nunmehr aus Titan bestehende Zylinder nicht mehr zerstört werden kann. Andererseits wurde der OP-Zugang nach lateral verlagert, um optimale Weichteilverhältnisse am Scheitel des Amputationsstumpfes für das spätere Stoma zu gewährleisten.

Die letzten zwei von uns in dieser Art versorgten Patienten wiesen eine völlig unauffällige Wundheilung auf und zeigen über einen Zeitraum von 29 beziehungsweise 30 Monaten ein völlig reizloses Prothesenstoma ohne jegliche Weichteilirritation auf. Insgesamt konnte bisher eine mittlere Standzeit von 45,25 Monaten (Median) beobachtet werden. Funktionell zeigt einmal mehr die Herabstufung der Minderung der Erwerbsfähigkeit durch einen unabhängigen Gutachter der Berufsgenossenschaft von 60% auf 40% des Patienten H.K., dass das Konzept der Endo-Exoprotheseversorgung einer kritischen Begutachtung sehr gut standhält.

Immunhistochemisch konnten HOLGERS und BRÅNEMARK (2001) zeigen, dass beim Vergleich von Weichteilreaktionen und Bakterienbesiedelung im Bereich der Hautdurchleitung von Hörerätimplantaten und perkutanen Exoprothesen an der unteren Extremität letztere signifikant bessere Ergebnisse aufwiesen.

Experimentell konnte erst SCHMITT (1987) im Tierversuch und BRÅNEMARK (2001) klinisch bei seinen mit Endo-Exoprothesen versorgten Patienten zeigen, dass perkutane Implantate bei schonendem Umgang mit den Stumpfweichteilen sehr wohl ohne tiefe Infektionen oder sonstige Weichteilirritationen einheilen können.

Zu den intrinsischen Störfaktoren gehören die Narbenretraktion an der Prothesenaustrittsstelle (Stoma) und die Epithelwanderung auf die Adapteroberfläche. Sie stehen in direktem Zusammenhang mit Gewebewachstum und Zellreifung.

Als extrinsische Störfaktoren bezeichnet man jene Kräfte, die durch die Umwelt auf die Prothese einwirken. Sie können von lateral, axial oder als Torsionskraft einwirken.

Beide Phänomene können nach unserer Meinung durch Imitation von biologischen perkutanen Hautanhangsgebilden, durch schonendes operatives Vorgehen sowie durch langsame postoperative Belastung verhindert werden. Weder die Marsupilation, das ist die Proliferation von Basalzellen auf das Implantat, noch die Avulsion, das ist die mechanische Zerstörung von Bindegewebszellen in unmittelbarer Nähe des Implantates, spielen bei den bisher vorliegenden Ergebnissen unserer Endo-Exoprothese eine Rolle.

Wichtig zu prüfen, bleibt die Frage nach der Möglichkeit in das bislang erreichte Konzept eine Sollbruchstelle zu integrieren.

Die einzige Prothesenexplantation eines unserer Patienten gestaltete sich laut Angabe der auswärtigen Klinik als derart schwierig, dass aufgrund der erzielten Osteointegration des intramedullären Prothesenstiels eine erhebliche Zerstörung des Femurs die Folge war. Dies bestätigt nicht zuletzt unser Konzept selbst nach Auftreten von oberflächlichen Infektionen allenfalls das Mittel- und Exoprothesenmodul zu entfernen und den intramedullären Femurstiel zu belassen (siehe Krankheitsverlauf der Patientin P.J.).

Zusammenfassend lässt sich somit feststellen, dass die ersten Versuche mit der vorliegenden Endo-Exoprothese entgegen der durchweg kritischen Einstellung von unbeteiligten Chirurgen im Gegensatz zu den Betroffenen weitgehend positiv bewertet werden kann. Insbesondere die Zufriedenheit der Patienten mit dieser neuartigen Prothesenversorgung gibt Anlass zur Hoffnung, dass sich das von uns entwickelte Prinzip langfristig durchsetzt und für ausgewählte Indikationen anerkannt wird.

Bis dahin gilt es natürlich weitere Erfahrungen zu sammeln, zu analysieren und Schwachpunkte kurzfristig zu korrigieren. Dies gilt sowohl für das Implantatdesign, für die operative Implantationsmethode als auch für die Patientenführung.

6 Zusammenfassung

Die neue Endo-Exoprothese der Firma ESKA Implants, Lübeck stellt ein völlig neues Konzept in der Versorgung von Oberschenkelamputierten dar.

Die Endo-Exoprothese besteht aus drei Komponenten, nämlich dem intramedullären Femurstiel, einem andockbaren Mittelteil, beide mit einer spongiös konfigurierten Reliefoberfläche versehen, sowie dem die Weichteile penetrierenden Exomodul mit glatter Oberfläche, an das schließlich die Knie-Unterschenkelprothese angeschlossen werden kann. Die Implantation erfolgt über einen zweizeitigen Eingriff, wobei zunächst die beiden ersten Prothesenteile (Endomodule) eingebracht werden, bevor nach Einheilung dieser schließlich das Exomodul implantiert wird. Im Beobachtungszeitraum wurden fünf Patienten mit diesem neuen Konzept versorgt. Die mittlere Standzeit beträgt bislang 45,25 Monate (Median), wobei die maximale Standzeit mit 76 Monaten und die minimale mit 29 Monaten angegeben werden muss.

Vier von fünf implantierten Prothesen befinden sich in situ; in einem Fall wurden in einem auswärtigen Krankenhaus bei angeblichem Infekt in einer aufwendigen Operation sämtliche Prothesenteile entfernt.

Während der gesamten Beobachtungszeit erfolgte eine zeitnahe Dokumentation sämtlicher Probleme und Komplikationen., die im Verlauf zur Modifikation und Verbesserung des Implantats und des OP-Verfahrens führte.

Mittlerweile kann in ausgesuchten Fällen dieses neu beschriebene Verfahren als richtungsweisende Alternative zur stumpfumfassenden Hülsenprothese nach Oberschenkelamputation angesehen werden, da die Rehabilitation eine wesentlich verbesserte Integration der Betroffenen in ihre Arbeits- und Privatsphäre ermöglicht, ohne dass es zwangsläufig zu gravierenden Komplikationen kommt.

7 Literaturverzeichnis

1. ALBREKTSSON T; ALBREKTSSON B: Osseointegration of bone implants. A review of an alternative mode of fixation. *Acta Orthop Scand*; 58(5):567-77 (1987)
2. ALBREKTSSON T; BRÅNEMARK PI; JACOBSSON M; TJELLSTRÖM A: Present clinical applications of osseointegrated percutaneous implants. *Plast Reconstr Surg*; 79(5):721-31 (1987)
3. ASCHOFF H; GRUNDEI H: Die Endo-Exo-Femurprothese. *S. - H. Ärzteblatt*; 11:56-9 (2004)
4. BAUMGARTL F; KREMER K; SCHREIBER HW: Spezielle Chirurgie für die Praxis. Band III, Teil 2, 470-489; Thieme, Stuttgart (1980)
5. BECKER H; NEUFELDT KH; FURGANI P; NIEDERMEIER H: Derzeitiger Stand der Amputationschirurgie. *Zentralbl Chir*; 115(14):857-63 (1990)
6. BOBYN JD; PILLIAR RM; CAMERON HU; WEATHERLY GC: The optimum pore size for the fixation of porous surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clin Orthop Relat Res*; 150:263-70 (1980)
7. BRÅNEMARK PI: Osseointegration in orthopaedic surgery. *In: DOLCI G; FAVERO GA: Proceedings of the first world congress of osseointegration. p. 17-18, Venedig (1994)*
8. BRÅNEMARK PI; HANSSON BO; ADELL R; BREINE U; LINDSTROM J; HALLEN O; OHMAN A: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 years period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*; 16:1-132 (1977)
9. BRÅNEMARK R; BRÅNEMARK PI; RYDEVIK B; MYERS RR: Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A review. *J Rehab Res Dev*; 38(2) :175-81 (2001)
10. CAMERON HU; PILLIAR RM; MACNAB I: The rate of bone ingrowth into porous metal. *J Biomed Mater Res*; 10(2):295-302 (1976)
11. CUTLER E; BLODGETT JB: Skeletal attachment of prosthesis for the leg. *zit. bei MURPHY EF: History and philosophy of attachment of prostheses to the muskulo-skeletal system and of passage through the skin with inert materials. J Biomed Mater Res*; 7(3):275-95 (1973)
12. DEDERICH R: Amputationen der unteren Extremität. Operationstechnik und prothetische Sofortversorgung. Buchreihe Technische Orthopädie. Thieme, Stuttgart (1987)

13. DÜMMER G: *zit. bei* MURPHY EF: History and philosophy of attachment of prostheses to the muskulo-skeletal system and of passage through the skin with inert materials. *J Biomed Mater Res*; 7(3):275-95 (1973)
14. ESSLINGER JO: A basic study in semi-buried implants and osseous attachments for application to amputation prosthetic fitting. *Bull Prosth Res*; 10(13):219-25 (1970)
15. FERNIE GR; KOSTUIK JP; LOBB RJ: A percutaneous implant using a porous metal surface coating for adhesion to bone and velour covering for soft tissue attachment: results of tails in pigs. *J Biomed Mater Res*; 11(6):883-91 (1977)
16. FRÄDRICH H: Schweine und Pekariss. *In: Grzimeks Tierleben. Band 13, Säugetiere 4, Kapitel 4, 74-103; dtv, München (1982)*
17. FRIEDEMANN L: *zitiert in 34.*
18. FRYER TB; SANDLER H: A review of implant telemetry systems. *Biotelemetry*; 1(6):351-74 (1974)
19. GROSSE-SIESTRUP C; AFFELD K: Design criteria for percutaneous devices. *J Biomed Mat Res*; 18:357-82 (1984)
20. HAGENBERG K; BRÅNEMARK R: Osseointegration - Preliminary Prospective Results on Prosthetic Use, Mobility, Problems and Global Health on Transfemoral Subjects. *In: Proceedings of the 11th World Congress of the International Society for Prosthetics and Orthotics, p. 104, Hong Kong (2004)*
21. HALL CW: Percutaneous load-bearing skeletal extensions (PLSE). *in* WILLIAMS DF: Biocompatibility of Orthopaedic Implants. *CRC Press, Boca Raton*, p.179-198 (1982)
22. HALL CW; COX PA; MCFARLAND SR; GHIODONI JJ: Some factors that influence prolonged interfacial continuity. *J Biomed Mater Res*; 18(4):383-93 (1984)
23. HALL CW; EPPRIGHT RH; ENGEN T; LIOTTA D: A permanently attached artificial limb. *Trans Amer Soc Artif Int Organs*; 13:329-31 (1967)
24. HERBERTS P; KADEFORS R; KAISER E; PETERSEN I: Implantation of micro-circuits for myo-electric control of prostheses. *J Bone Jt Surg Br*; 50(4):780-91 (1968)
25. HOLGERS KM; BRÅNEMARK PI: Immunohistochemical study of clinical skin-penetrating titanium implants for orthopaedic prostheses compared with implants in the craniofacial area. *Scand J Plast Reconstr Hand Surg*; 35(2):141-48 (2001)
26. KOSTUIK JP: Amputationschirurgie und Rehabilitation. Springer Verlag, Berlin (1985)
27. LANGE M; HIPPE E: Lehrbuch der Orthopädie und Traumatologie. 2. Aufl., Band III, Kapitel 3,1, 536-550; Enke, Stuttgart (1986)

28. MILLER J.: Problems related to the maintenance of chronic percutaneous electronic leads. *J Biomed Mater Res* 2:251ff (1971)
29. MITTELMEIER W; GRUNWALD I; SCHAFFER R; STEINHAUSER E; GRADINGER R: Vergleichende statistische biomechanische Untersuchungen zu Tripoden-Oberflächenstrukturen zementfreier Endoprothesen. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*; 137(2):122-28 (1999)
30. MLADJEVSKY MG; EDDINGTON DK; DOBELLE WH; BRACKMANN DE: Artificial hearing for the deaf by cochlear stimulation: pitch modulation and some parametric thresholds. *Trans Amer Soc Artif Intern Organs*; 21:1-7 (1975)
31. MOONEY V; PREDECKI PK; RENNING J; GRAY J: Skeletal extension of limb prosthetic attachments-problems in tissue reaction. *J Biomed Mater Res*; 2:143-59 (1971)
32. MOONEY V; SCHWARTZ SA; ROTH AM; GORNIOWSKY MJ: Percutaneous implant devices. *Ann Biomed Eng*; 5(1):34-36 (1977)
33. MÜLLER M: Chirurgie für Studium und Praxis. 6. Auflage, 316-17; Medizinische Verlags- und Informationsdienste, Breisach (2001)
34. MURPHY EF: History and Philosophy of attachment of protheses to the musculo-skeletal system and of passage through the skin with inert materials. *J Biomed Mater Res*; 7(3):275-95 (1973)
35. PAQUAY YC: Titanium fibre mesh anchorage for percutaneous devices applicable for peritoneal dialysis. Med. Diss. Nijmegen, Niederlande (1994)
36. PAQUAY YC; de RUITER JE; van der WAERDEN JP; JANSEN JA: Titanium fiber mesh anchorage for percutaneous devices applicable for peritoneal dialysis. *J Biomed Mater Res*; 28(11):1321-28 (1994)
37. PARKES CM: Components of the reaction to loss of a limb, spouse or home. *J Psychosom Res*; 16(5):343-49 (1972)
38. PARKES CM: Psycho-Social transitions: Comparison between reactions to loss of limb and loss of a spouse. *Br J Psychiatry*; 127:204-10 (1975)
39. PILLAR RM; BRATINA WJ: Micromechanical bonding at a porous surface structured implant interface. The effect of implant stressing. *J Biomed Eng*; 2(1):49-53 (1980)
40. SCHMITT E: Tierexperimentelle Untersuchungen zur intraossären Verankerung von Exoprothesen. Med. Habil. Schr. Saarbrücken (1987)
41. STAUBACH KH; GRUNDEI H: Die erste osteointegrierte perkutane Prothesenverankerung für Oberschenkelamputierte. *Biomed Technik*; 46(12):355-61 (2001)

42. STINUS H: Biomechanik und Beurteilung des mikroprozessorgesteuerten Exoprothesenkniegelenks C-leg. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*; 138(3):278-82 (2000)
43. TAEGER G; NAST-KOLB D: Amputationen und Prothesen-versorgung der unteren Extremität. *Unfallchirurg*; 103(12):1097-115 (2000)
44. von RECUM AF; PARK JB: Permanent percutaneous devices. *Crit Rev Bioeng*; 5(1):37-77 (1981)
45. VOSS-HERRLINGER: Taschenbuch der Anatomie. Band II, 15 Aufl., Gustav Fischer Verlag, Stuttgart (1974)
46. WARD DA; SOORIAKUMARAN S; ROBINSON KP: UK Clinical Experience of Transfemoral Osseointegration. *In: Proceedings of the 11th World Congress of the International Society for Prosthetics and Orthotics*; p. 251, Hong Kong (2004)
47. WINTER GD: Transcutaneous implants: reactions of the skin - implant interface. *J Biomed Mater Res*; 8(3):99-113 (1974)
48. WITT AN; RETTIG H; SCHLEGEL KF: Orthopädie in Praxis und Klinik. 2. Aufl., Band II, Kapitel 17, 17.1-17.29; Thieme, Stuttgart (1981)
49. WITT AN; RETTIG H; SCHLEGEL KF: Orthopädie in Praxis und Klinik. 2. Aufl., Band VII, Teil 2, Kapitel 7, 7.1-7.36; Thieme, Stuttgart (1985)
50. YEUNG HN; BERAN AV; HUXTABLE RF: Low impedance pH sensitive electrochemical devices that are potentially applicable to transcutaneous carbon dioxide tension measurements. *Acta Anaesthesiol Scan Suppl*; 68:137-41 (1978)

8 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Osseointegration von vitalem Knochen.....	16
Abbildung 2: Tripodenstruktur auf der Oberfläche des Implantats.....	17
Abbildung 3: Modell der Prothese.....	18
Abbildung 4: Konstruktionszeichnung der Exoprothese.....	18
Abbildung 5: Operativer Zugang.....	19
Abbildung 6: Einbringen des Femurstiels.....	20
Abbildung 7: Überwurfhülse in situ.....	21
Abbildung 8: Titanfasernetz des modularen Exoprothesenmittelteils.....	21
Abbildung 9: Operativer Verschluss des Hautweichteilmantels.....	22
Abbildung 10: Operativer Zugang des zweiten Operationsschrittes.....	23
Abbildung 11: Perkutaner Anteil der Endo - Exoprothese.....	23
Abbildung 12: Konventionelle endgültige Prothesenversorgung.....	24
Abbildung 13: Überwurfhülse mit Lasche.....	25
Abbildung 14: Perkutaner Metalladapter mit Metallring auf Hautniveau.....	25
Abbildung 15: Lateraler Zugang zum Femur.....	26
Abbildung 16: Intraoperative Lage der Überwurfhülse.....	27
Abbildung 17: Stanze zur Inzision.....	27
Abbildung 18: Entnahme des Hautweichteilzylinders.....	28
Abbildung 19: Prothesenstoma postoperativ.....	28
Abbildung 20: Einbringen des perkutanen Endo/Exoprothesen - Adapters.....	29
Abbildung 21: Patient M.K. auf dem Laufband.....	33
Abbildung 22: Amputationsstumpf des Patienten M.K.	33
Abbildung 23: Übergang Amputationsstumpf und Endo-Exoprothese des Patienten M.W.	38
Abbildung 24: Patient M.W. auf dem Laufband.....	38
Abbildung 25: Patient H.K. mit Prothesenstoma.....	40
Abbildung 26: Gangbild der Patienten M.K., M.W. und A.K.	40

9 Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt zunächst Herrn Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. W. Plitz für die Überlassung des Dissertationsthemas. Für seine kritischen Anmerkungen, seine wertvollen Ratschläge sowie die Korrektur der Arbeit möchte ich mich sehr bedanken.

Herrn Prof. Dr. med. Dipl. Ing. V. Jansson, Direktor der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München, danke ich für die Möglichkeit der Promotion an seiner Klinik.

Ebenso bedanken möchte ich mich bei Prof. Dr. med. K.-H. Staubach für die ständige Betreuung und Unterstützung bei der Durchführung der Doktorarbeit.

Mein weiterer Dank gilt Herrn Dr. H. Grudei und der Firma ESKA Implants, insbesondere hier Herrn I. Hartung für die freundliche Bereitstellung aller Fotos.

Herrn Dr. med. H. Aschoff von den Sana Kliniken Lübeck danke ich für die Zurverfügungstellung einiger Patientendaten.

Außerdem danke ich allen, die mich während der gesamten Zeit tatkräftig unterstützt haben, insbesondere Dr. med. S. Rummel für die Hilfe und Unterstützung bei technischen Problemen des „layouts“, meinen Eltern für die Hilfe bei der Korrektur dieser Arbeit und meiner lieben Frau Kathrin, die mir so manchen Motivationsschub zur Fertigstellung dieser Arbeit gegeben hat.

10 Lebenslauf

	PERSÖNLICHE DATEN
Name:	Oke Büll
Geburtsdatum:	11. Februar 1976
Geburtsort:	Heide/Holstein
Familienstand:	verheiratet
Nationalität:	deutsch
	AUSBILDUNGSDATEN
1982-1986	Grund - und Hauptschule Büsum
1986-1995	Nordseegymnasium Büsum
	Schulabschluss: Allgemeine Hochschulreife
1995-1996	Zivildienst beim Rettungsdienst Nordfriesland
	Ausbildung zum Rettungssanitäter
1996-2000	Medizinstudium an der Ernst - Moritz - Arndt Universität zu Greifswald
03.2000	Prüfung 1. klinischer Abschnitt
04.2000-11.2003	Medizinstudium an der Medizinischen Universität zu Lübeck
03.2002	Prüfung 2. klinischer Abschnitt
09.2002-09.2003	Praktisches Jahr: 8 Wochen Innere Medizin, WKK Heide 12 Wochen Orthopädie, MUL 16 Wochen Chirurgie, Concord General Hospital Sydney, Australien 8 Wochen Innere Medizin, Notaufnahme MUL
studienbegleitend seit 01.2004	Arbeiten als Extrawache Notaufnahme MUL Arzt in der Klinik für Anästhesie, Klinikum Neustadt
	PROMOTION
05.2000-05.2005	Datenerhebung
05.2005-05.2006	Niederschrift