

Über die prothetische Versorgung nach Gliedmaßenamputation – von der Stelze zum intramedullären Kraftträger

H. – H. Aschoff, H. Grundei

Einleitung und Historie

Die prothetische Rehabilitation nach Gliedmaßenamputation stellt seit jeher eine Domäne der technischen Orthopädie dar. Dabei umfasst diese Aufgabe einerseits in die passgenaue Herstellung Stumpf umfassender Schäfte, welche andererseits als Kraftbrücke zu dem mechanischen Gliedmaßenersatz dienen. Sowohl durch die rasante Entwicklung mannigfaltiger Werkstoffe für die Ausarbeitung form- und funktionsgerechter Schaftprothesen als auch die Bereitstellung technologisch anspruchsvoller Gelenk- und Gliedmaßenkomponenten seitens der Industrie können mittlerweile erstaunlichste Ergebnisse hinsichtlich Frührehabilitation und dauerhaftem Patientenkomfort erreicht werden.

Orthopädische Hilfsmittel sind aus der seit Jahrhunderten bestehenden engen Bindung zwischen dem chirurgisch/orthopädisch tätigen Arzt und dem orthopädischen Mechaniker entstanden. Die Ursprünge der konservativen Orthopädie reichen zurück in die Antike, Hippokratès, der 460 v. Christi wirkte, gilt als einer der Väter der wissenschaftlichen Orthopädie. Archäologische Funde aus dieser Zeit haben gezeigt, dass es Versorgungen von Gliedmaßendefekten mittels prothetischen Hilfsmitteln schon damals gab. Mit Ende des 15. und Beginn des 16. Jahrhunderts finden sich Aufzeichnungen über Amputationstechniken von Gliedmaßen sowie deren Ersatz mittels dafür geeigneter Materialien [1]. Da bis zum Ende des 19. Jahrhunderts nur wenige Patienten die Amputation einer Großgliedmaße überhaupt überlebten, war eine Prothesenversorgung danach eine völlig nebensächliche und äußerst provisorische Ausnahme. Versorgungen für den Oberschenkel bestanden zumeist aus einer Holzstelze, die an den Oberschenkelstumpf geschnallt wurde. Unterschenkelamputierte winkelten ihren Stumpf nach hinten ab und knieten auf einem Stelzbein, das um den Unterschenkelstumpf geschnallt wurde. Nach der Jahrhundertwende bemühte man sich, durch das Erreichen einer verbesserten Narbenbildung einen prothesentauglichen Stumpf zu bilden, der dem Patienten eine Rückkehr in den Alltag ermöglichen sollte. Eine Prothesenversorgung war jedoch weiterhin nicht selbstverständlich. Erst die stetige Verbesserung der prothetischen Versorgung mittels dafür geeigneter Materialien und Fertigungstechniken führten zu einer Steigerung der Lebensqualität der Amputierten. Der Übergang vom Holzbein zu Prothesenpassteilen aus Metall oder Kunststoff und die dadurch mögliche Gewichtsreduktion der Prothesen brachten im Laufe der vergangenen Jahrzehnte eine deutlich leichtere Handhabung und weniger Einschränkungen für den Anwender. Allerdings bestehen weiterhin hartnäckig und regelhaft auftretende Probleme bei der prothetischen Versorgung von Amputationsstümpfen vor allem Schaftführung und optimale Kraftübertragung betreffend. So führen allfällige Hautirritationen zu Diskomfort bis hin zu chronischen Ulcera an den Hauptbelastungsstellen, vermehrte Schwitzneigung kann das längere Tragen einer Prothese unmöglich machen, Gewichtsveränderungen können immer wieder einen Fehlsitz der Schaftprothese hervorrufen. Diese und weitere Umstände behindern eine verlustfreie Kraftübertragung vom Amputationsstumpf auf die Prothetik und können dadurch das Rehabilitationsergebnis vollständig gefährden.

Die bestechende Idee der direkten Knochenverankerung einer Gliedmaßenverlängerung, welche, durch die Haut nach außen geleitet, zur Kraftübertragung auf die nachgeordneten

exoprothetischen Bauteile dienen kann, wäre in der Lage, die eingangs geschilderten Probleme zu eliminieren. Von einer solchen Anordnung ist über den direkten Kraftfluss vom Knochen zur Exoprothese zum einen eine wesentlich effizientere Energiebilanz bei der Verrichtung einer definierten Arbeit im Vergleich zur Weichteil geführten Schaftprothese zu erwarten, zum anderen besteht aber auf umgekehrten Wege auch die Möglichkeit der direkten Osseoperception durch Einleitung unterschiedlicher Lageinformationen des Gliedmaßenersatzes in den Knochen (Abb. 1 u. 2).

Erste Berichte über knochenverankerte und percutan ausgeleitete Endoprothesen reichen zurück bis in das 19. Jahrhundert (Malgaigne) [1] und führten über Steinmann (1911) [2] hin zu Dümmer (1950) [3], welcher die erste perkutane Skeletterweiterung am Menschen unterhalb des Kniegelenkes implantierte. Sowohl in den USA als auch andernorts erschienen sporadische Berichte über Versuche mit transcutan ausgeleiteten Implantaten bei Tieren (Cutler und Blodgett, Esslinger, Friedemann). Diese o.g. Arbeiten fanden 1973 in einer Abhandlung von Murphy mit dem Titel „History and philosophie of attachment of prosthesis to the musculo-skeletal system and of passage through the skin with inert materials“ im Journal of Biomedical Materials Research ihre Erwähnung [4]. In der deutschsprachigen Literatur berichtete erstmals Schmitt [5] über die intraossäre Applikation von Exo-Prothesen bei unterschenkelamputierten Hunden und Kaninchen, die Implantate selbst wurden hier zementiert eingebracht. Seitens Mooney et al (1971 und 1977) [6 u. 7] und Murphy (1973) [4] wurde hingegen auch über den Einsatz von Haut durchdringenden Prothesen beim Menschen berichtet. Als wegweisend für diese Entwicklung müssen die Arbeiten von P.I. Branemark (1977) [8] in Schweden angesehen werden, welcher schon während der 60er Jahre mit zementfreien Titanimplantaten als Zahnwurzelersatz experimentierte und als Ergebnis eine dauerhafte Einbettung der Implantate in die Spongiosa des Kiefers bei gleichzeitigem komplikationsarmen Hautdurchtritt dokumentierte. Branemark prägte für dies Art der Implantateinbettung den Begriff Osseointegration, welcher jedoch heutzutage angesichts des gewachsenen Wissens über Biokompatibilität und dreidimensionale Knochenverankerung eher noch differenzierter gesehen werden muss.

Insgesamt stellt also diese als „Endo-Exo- Prothetik“ (EEP) plastisch umschriebene Anordnung einen Paradigmenwechsel sowohl in der technischen Orthopädie und mehr noch in der operativen Orthopädie dar, müssen doch dabei zwei sich bisher als gegenseitig ausschließende grundlegende Erfordernisse miteinander vereinbart werden. An erster Stelle muss eine stabile und dauerhafte Verankerung eines intramedullären Implantates im Knochenrohr gewährleistet sein, darüber hinaus muss die Möglichkeit eines aufsteigenden Infektes, ausgehend von der Durchtrittsstelle des Implantates durch den Hautmantel, auf ein Minimum begrenzt oder sogar unmöglich gemacht werden. Ausgehend von den überzeugenden Erfahrungen in der Zahnimplantologie wurde 1990 erstmals von R. Branemark [9] in Göteborg das Prinzip der osseointegrierten, percutan ausgeleiteten Prothetik bei einem bilateral Oberschenkel amputierten erfolgreich umgesetzt. Im Jahre 1999 erfolgte in Lübeck durch Staubach [10] die Implantation der ersten sog. Endo-Exo-Femurprothese (EEFP) bei einem jungen Mann nach traumatischem Oberschenkelverlust. Mittlerweile bestehen Erfahrungen in Schweden mit dieser Technik bei über 200 Patienten, in Lübeck wurden 47 Patienten mittels Endo-Exo-Prothesen versorgt, weltweit bereits weit über 60 Patienten. Die bisherigen Erfahrungen sind dabei trotz eines gelegentlich mühevollen Lernprozesses überaus ermutigend.

Theoretische Aspekte / praktische Erkenntnisse

Bezeichnenderweise war es in Deutschland ein Unfallchirurg, welcher sich dieses Verfahrens annahm und auch zu jetzigem Zeitpunkt sind die Vorbehalte der Orthopädie gegen den oben beschriebenen Paradigmenwechsel deutlich spürbar.

Hinsichtlich der Forderung einer stabilen und dauerhaften Verankerung eines intramedullär eingebrachten Implantates lagen zum Zeitpunkt der Erstimplantation der EEP bereits erschöpfende Erkenntnisse über die hierfür notwendige dreidimensionale knöcherne Durchdringung der Implantatoberfläche vor. Voraussetzung für eine schnellst möglich Osseointegration ist dabei eine hohe Primärstabilität des Implantats nach Einbringung in das Knochenrohr. Dieses geschieht in zementfreier Technik im Press-fit-Verfahren. Grundei entwickelte hierfür das sog. Spongiosa Metall mit einer zunächst unregelmäßigen, dreidimensional fonfigurierten Oberflächenstruktur. In die so vorgegebenen Hohlräume dieser Struktur erfolgt regelhaft des Ein- und Durchwachsen durchbluteten Knochengewebes, was zu einer sicheren Knochenverankerung der Implantate führte. Im Jahre 1990 erfolgte die Patentierung des Spongiosa Metall 2® (Abb. 3), welches durch eine regelmäßige und stetig reproduzierbare Tripodenoberfläche gekennzeichnet ist. Die Implantate werden dabei als jeweils ein singuläres Werkstück im Gussverfahren aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung hergestellt und die Bauhöhe der Tripoden kann den Erfordernissen angepasst werden. Solcher Art Implantate werden mit Erfolg seit 1990 sowohl in der Endoprothetik großer und kleiner Gelenke als auch in der Extremitäten erhaltenden Tumorchirurgie eingesetzt. Die hohe Verlässlichkeit dieser Endoprothesen hinsichtlich ihrer ossären Integration beruht dabei auf der tatsächlichen dreidimensionalen knöchernen Durchdringung der Tripodenstruktur mit der sich daraus ergebenden Erhöhung der Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochengewebe um ein Vielfaches gegenüber glatten oder lediglich angerauten Oberflächen. Diese innige Verzahnung lässt nur noch minimale Relativbewegungen zwischen Knochen und Metall zu, darüber hinaus führt die Geometrie der Tripodenstruktur zu einer Fraktionierung unidirektional eingeleiteter Kraftvektoren in den Metallstiel in nunmehr multidirektional gerichtete Kraftvektoren. Diese Umstände werden als verantwortlich dafür angesehen, dass die Ausbildung eines bindegewebigen Interfaces zwischen Implantat und Knochen unterbleibt, was wiederum als Voraussetzung für eine infektresistente Versiegelung des Markraumes angesehen wird (Abb. 4).

Die Forderung einer verlässlichen Vermeidung aufsteigender Infektionen, ausgehend von der Hautdurchtrittsstelle des Implantates in den Markraum des Knochens hinein erscheint also eng mit der dreidimensionalen Oberflächenstruktur der Implantate und dem daraus resultierenden räumlichen Knochenwachstum in und durch die Struktur verknüpft. Entsprechend traten zu Beginn der Anwendung der EEP zwar vermehrt relevante Weichteilirritationen im Bereich der Durchtrittsstelle des Implantates auf, hieraus ergaben sich jedoch in keinem Fall intramedulläre Infektionen. Wohl zwangen die z.T. heftigen und langwierigen Weichteilinfektionen zu einer Anzahl nicht geplanter operativer Revisionen, ein hierauf basierender endgültiger Implantatverlust wurde jedoch nicht beobachtet. Allerdings zwangen die anfänglich gehäuften Weichteilprobleme im Bereich des Stoma zu Korrekturen und Designänderungen an den die Haut durchdringenden Bauteilen der EEP. Zusammengefaßt hat sich gezeigt, dass entgegen der ursprünglichen Vermutung, Länge und Durchmesser des Weichteilkanals, der vom äußeren Hautrand bis zum distalen Knochenrand reicht, auf ein Minimum begrenzt bleiben sollte. Anzustreben ist die Epithelisierung dieser mit „Inner lining“ beschriebene innere Wundfläche dieses Kanals, der das nach außen führende

Metallbauteil umschließt, dessen Oberflächenbeschaffenheit wiederum glatt und poliert sein sollte.

Praktisches Vorgehen und Ergebnisse

Bei den Amputationen von großen Gliedmaßen bilden Oberschenkelamputationen mit Abstand das größte Kontingent, gefolgt von Unterschenkel-, Oberarm- und Vorderarmamputationen. Ein datensicheres Register über die jeweilige Indikation zur Amputation existiert nicht, es wird jedoch geschätzt, dass von den jährlich etwa 25000 Oberschenkelamputationen maximal 5-10% zu Lasten einer traumatischen Genese gehen, bei den übrigen Gliedmaßen ergeben sich deutlich geringere Fallzahlen. Patienten mit Gliedmaßenverlusten auf dem Boden arterieller Verschlusskrankheiten oder als Folge einer Diabetes Erkrankung wurden von vornherein wegen der genuin als erhöht angesehenen Komplikationsgefahr als mögliche Endo-Exo-Probanden excludiert, ebenso Patienten mit mangelnder Compliance oder einer psychischen Begleiterkrankung. So erstaunt es nicht, dass die ersten Endo-Exo-Anwendungen nach traumatisch bedingtem Oberschenkelverlust durchgeführt wurden, erst im Laufe der vergangenen 18 Monate wurden bisher auch 4 Unterschenkelamputationen an 3 Patienten mittels Endo-Exo-Tibiaprothesen (EETB) versorgt.

Die Implantation des Endomoduls der Prothese und die Stomaeröffnung mit Andockung der Haut durchdringenden Bauteile werden zweizeitig ausgeführt. Zwischen den beiden Operationsschritten wird in der Regel eine 6-wöchige Ruhephase abgewartet, um eine störungsfreie Osseointegration des Implantates im Markraum zu ermöglichen. In Abhängigkeit von der intraoperativ zu beurteilenden Knochenfestigkeit, kann dann nach dem 2. Operationsschritt innerhalb weniger Tage mit einem aufsteigenden Belastungstraining begonnen werden, so dass Vollbelastung 8-10 Wochen nach dem Ersteingriff erreicht wird. Allerdings kann eine extrem entkalkifizierte Knochensubstanz mit ausgedünnter Corticalis auf Grund langjähriger Entlastung des Femurstumpfes hier zu einer deutlichen Ausweitung des Rehabilitationszeitraumes zwingen. Die Einzelheiten der Op-Vorbereitung, der Op-Technik und des postoperativen Managements wurden bereits an anderer Stelle ausführlich beschrieben, so dass an dieser Stelle darauf verwiesen wird [11].

Die Erstimplantation einer EEFP (Abb. 5 u. 6) erfolgte im Jahre 1999. Mittlerweile sind in Lübeck 47 Patienten auf diese Weise versorgt worden, 3 Patienten davon mittels EETP, in einem Fall nach hoher Unterschenkelamputation mittels gleichzeitigem endoprothetischen Kniegelenksersatz und angedocktem Endo-Exo-Bauteil (Abb. 7 u. 8) und in einem weiteren Fall nach bilateraler Unterschenkelamputation (Abb. 9 u. 10). Des weiteren wurden 2 Patienten nach bilateraler Oberschenkelamputation mittels EEFP's versorgt (Abb. 11). 10 Jahre nach Erstimplantation einer EEP hat es bisher lediglich einen gesicherten Fall eines intramedullären Prothesenlagerinfektes gegeben. Wohl aber treten immer wieder revisionspflichtige Weichteilinfektionen im Stomabereich am distalen Pol des Oberschenkelstumpfes auf. Die Entstehung solcher Infekte ist eo ipso abhängig von der Ausdehnung der Grenzfläche zwischen den Weichteilen und den extraossär liegenden Anteilen des Implantates. Vermehrte Relativbewegungen an dieser Grenzschicht durch vermehrte Mobilität führen regelhaft zu vermehrtem Sekretfluss bis hin zur inflammatorischen Weichteilinfektion. Erst durch Versiegelung dieser Grenzfläche durch Vernarbung und Ephetisierung tritt eine endgültige Beruhigung dieser Problematik ein.

Hinsichtlich Handhabung und Tragekomfort der EEFP beschrieben alle Patienten deutliche Vorteile gegenüber der Schaft umfassenden Prothese. Die im Rahmen einer Promotion über Ganganalysen bei Oberschenkelamputierten Patienten mit Schaft umfassenden Prothesen und

EEFP- Träger versus gesunden Probanden erhobenen Daten konnten zeigen, dass sich Gangsicherheit und Gangsymmetrie der TrägerInnen einer EEPF weniger von der einer gesunden Person unterscheidet als dies bei herkömmlich versorgten Patienten der Fall war [12]. Interessante erste Hinweise aus dem Ganglabor gibt es hinsichtlich des Energieverbrauchs ausgewählter Probanden. Dabei erfolgte die Bestimmung der Energiebilanz der jeweiligen Patienten mittels Sauerstoffverbrauchsmessung, sowohl vor und nach Versorgung mittels EEPF bei definierten Geschwindigkeiten und Zeiten auf einem Laufband. Offensichtlich lässt sich der benötigte Energieaufwand zur Bewältigung einer bestimmten Strecke in einer bestimmten Zeit mittels der knochengeführten Prothese im Vergleich zur Schaftprothese signifikant senken. Diese Untersuchungen stehen jedoch noch am Anfang, weitere Ergebnisse werden mitgeteilt.

45 von 47 operierte Patienten würden rückblickend der Versorgung mittels EEPF gegenüber einer Schaft umfassenden Prothese erneut den Vorzug geben.

Diskussion und Ausblick

Für die Patienten stellt die EEP einen deutlichen Vorteil hinsichtlich subjektivem Tragekomfort und objektiver Stumpfsituation dar. Die leicht erhöhte Aufmerksamkeit, die der Weichteil- und Stomapflege zu widmen ist, wird durch Vorteile, wie die deutlich verkürzte Anlegezeit, der Unabhängigkeit von bestehenden Narben, wechselndem Körpergewicht und daraus resultierender veränderter Stumpfform, ausbleibenden Hautirritationen und Druckschäden durch die Abstützung des Prothesenschaftes, aufgewogen. Alle Patienten beschreiben eine deutlich verbesserten Mobilität, längere Belastungszeiten und eine erhöhte Gangsicherheit im Vergleich zur Schaftprothese. Letztere erklärt sich durch die Wiedergewinnung der osseoperceptiven Fähigkeiten durch die Knochenführung der Prothese. Hieraus resultiert zum einen ein verbessertes Gangbild, zum anderen ein verminderter energetischer Aufwand bei der Bewältigung definierter Wegstrecken. Nicht zuletzt berichten alle Patienten über einen entscheidend verbesserten Komfort beim Sitzen durch Wegfall des störenden Köchers der Schaft umfassenden Prothese. Dieser Vorteil hat bei mehreren unserer Fälle zum Erhalt bzw. zur Wiedergewinnung eines Arbeitsplatzes geführt, soweit uns bekannt, ist in Schleswig-Holstein der bundesweit einzige Busfahrer im öffentlichen Nahverkehr nach Oberschenkelamputation beschäftigt.

Die Infektsituation an der Grenzzone kann als beherrschbar angesehen werden. Regelmäßig ist eine Keimbefestigung im Stomabereich zu beobachten, überwiegend finden sich Keime der natürlichen Hautflora. Interventionsbedürftige Infekte sind seit der Einführung hochglanzpolierter Oberflächen im Weichteilbereich zur Ausnahme geworden. Das häufig diskutierte Risiko intramedullärer Infekte ist unter Betrachtung der bisherigen Ergebnisse als vernachlässigbar anzusehen. Durch die dreidimensionale Osseointegration des Prothesenstiels erfolgt bereits 2 – 3 Wochen postoperativ eine suffiziente Versiegelung des Markraums gegen aufsteigende Infekte. Diese These wird dadurch gestützt, dass auch bei den ersten Patienten, deren Verlauf teilweise durch ausgedehnte Weichteilinfekte (teils mit MRSA) geprägt war, keine Prothesenlockerungen oder intramedulläre Infekte zu beobachten waren.

Hinsichtlich der Indikationstellung hat sich gezeigt, dass insbesondere Patienten, die auf Grund von Begleitverletzungen, des Lokalbefundes o.ä. mit einer herkömmlichen Schaftprothese nur unbefriedigend bis gar nicht versorgt werden können, am meisten von diesem neuartigen Konzept profitieren. Die weitere Ausdehnung der Indikation auf Patienten mit Gliedmaßenverlusten der oberen Extremität wird nur eine Frage der Zeit sein.

Insbesondere in Anbetracht der sich hieraus ergebenden high-tech Möglichkeiten hinsichtlich der exoprothetischen Versorgung. So ist bei fester Verbindung der Ellenbogen-Vorderarm Prothese zum intramedullären Kraftträger im Humerus eine kabelfreie Steuerung der peripheren Erfolgsorgane über myoelektrische Transducer vorstellbar.

Weltweit befassen sich Arbeitsgruppen in Schweden, Großbritannien und Deutschland mit dieser Thematik und können vergleichbare Ergebnisse bei allerdings sehr unterschiedlichen Implantaten vorweisen. Ohne Zweifel sind auch die Amerikaner angesichts ihres hohen Patientenaufkommens aus dem Irakkrieg an dem Konzept der EEP interessiert. Im Bone and Joint Research Lab der Universität von Utah beschäftigt man sich derzeit intensiv mit der Grenzonenproblematik und ist auf der Suche nach einem Werkstoff, der Implantat und Weichteilmantel an der Durchtrittsstelle gleichermaßen zu einer infekteresistenten, biologischen Einheit verschweißt. Bis zur Lösung dieses Problems erscheint der Lübecker Gruppe der oben beschriebene Weg allerdings am gangbarsten.

Das im Jahre 2006 durch Zertifizierung nach dem Medizinproduktegesetz zur Marktreife gelangte Implantat wurde im gleichen Jahr auf Antrag der Sana Kliniken Lübeck bei der „InEK GmbH“ (Institut für das Entgeltsystem im Krankenhaus) als NUB (Neue Untersuchungs- und Behandlungsmethode) zugelassen - als Vorbereitung zur Schaffung einer für die EEP gültigen DRG. Dieser Schritt wurde mit Aufnahme der EEP in das systematische Verzeichnis des Operations- und Prozedurenschlüssels OPS 2009 im Oktober 2008 vollzogen [13]. Angesichts der Besonderheit des Verfahrens und des ohnehin beschränkten Patientenaufkommens sollte die Implantation der EEP und die Nachsorge zumindest mittelfristig nur von hierfür spezialisierten Zentren durchgeführt werden. Die Schaffung einer elektronischen Datenvernetzung der an diesem Verfahren beteiligten Kliniken ist derzeit in Vorbereitung, nur die enge Kooperation der Zentren gewährleistet die Sicherstellung der jeweils optimalen Lösung für die uns anvertrauten Patienten.

Dr. med. Horst - H. Aschoff
CA der Klinik für
Plastische, Hand- und Rekonstruktive Chirurgie
Sana Kliniken Lübeck
Kronsforder Allee 71-73
23560 Lübeck

Dr. Hans Grundei
ESKA Medical Corporation
Grapengießerstr. 21
23556 Lübeck

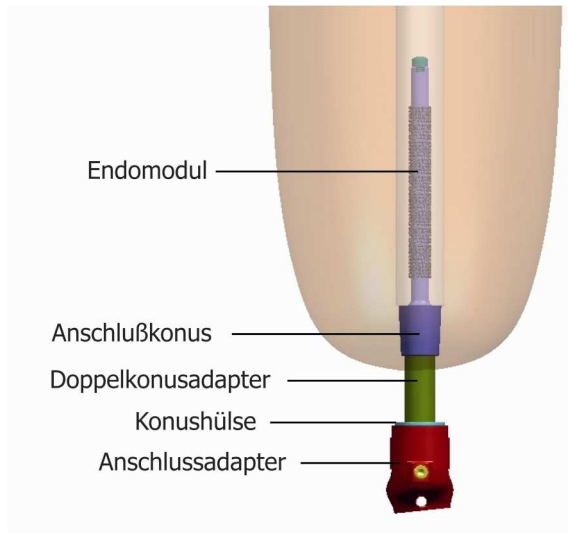


Abb. 1

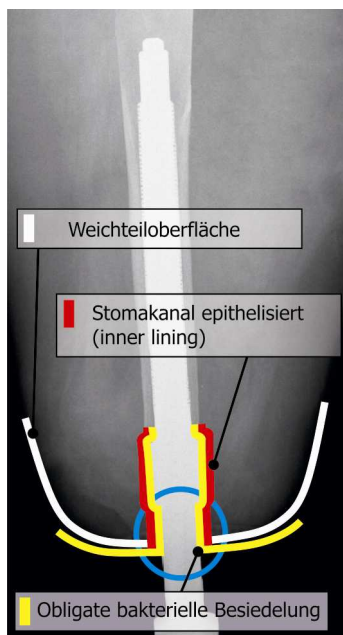


Abb. 2



Abb. 3



Abb. 4



Abb. 5

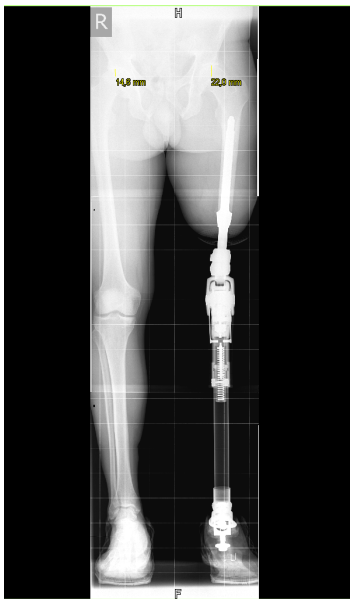


Abb .6

Legenden zu den Abbildungen

- Abb. 1 schematische Darstellung e. EEP
- Abb. 2 Röntgenologischer Befund e. EEP in situ
- Abb. 3 Spongiosa Metall 2®
- Abb. 4 dreidimensionales Durwachsen durch die tripodstruktur
- Abb. 5 Endo-Exo-Femurprothese li
- Abb. 6 Ganzbeinaufnahmen im Stehen bds. nach EEFP li
- Abb. 7 endoprothetischer Kniegelenksersatz mit Endo-Exo-Tibiaprothese
Nach hoher Unterschenkelamputation re.
- Abb. 8 Röntgenbefund im ap Strahlengang zu Abb. 7
- Abb. 9 EETB bds. n. traumatischer bilateraler US-Amputation
- Abb. 10 Röntgenbefund im ap Strahlengang zu Abb. 10
- Abb. 11 EEFP bds. n. traumatischer bilateraler OS-Amputation
- Abb. 12 Röntgenbefund im ap Strahlengang zu Abb. 11

Literatur

- [1] Wetz HH, Gisbertz D: Geschichte der Exoprothetik an der unteren Extremität
Der Orthopäde 29 / 12, 1018-1032 (2000)
- [2] Malgaigne JF: Traite' des Fractures et des Luxations
Bailliere, Paris (1847)
- [3] Steinmann F: Zur Geschichte der Nagelextension
Z Orthop Chirurg 29, 96-114 (1911)
- [4] Dümmer G: zitiert in KüntscherG: die Marknagelung, Saenger, Berlin 1950
- [5] Murphy EF: History and Philosoph of attachment of prostheses to the musculoskeletal
system and of passage through the skin with inert materials
J Biomed Mater Res 7 (3), 275-295 (1973)
- [6] Schmitt E: Tierexperimentelle Untersuchungen zur intraossären Verankerung von
Exoprothesen, Med Habil Schr. Saarbrücken (1987)
- [7] Mooney V, Predecki PK, Renning J, Gray J: Skeletal extension of limb prosthetic
attchments – problems in tissue reaction, J Biomed Mater Res. 2, 143-159 (1971)
- [8] Mooney V, Schwartz SA, Roth AM, Gorniowski MJ: Percutaneous implant devices
Ann Biomed Eng 5 (1), 34- 36 (1977)
- [9] Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohmann A:
Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, Experience from a
10 years perios, Scand J Plast Reconstr. Surg Suppl 16, 1-132 (1977)
- [10] Branemark R, branemark PI, Rydevik B, Myers RR: Osseointegration in skeletal
reconstructions and rehabilitation: a review, J Rehab Res Dev. 38 (2) 175-181 (2001)
- [11] Staubach KH, Grundeil H. Die erste osteointegrierte Prothesenverankerung für
Oberschenkelamputierte, Biomed Technik 46 (12), 355-361 (2001)
- [12] Aschoff HH, Clausen A, Hoffmeister T: Die Endo-Exo-Femurprothese – ein neues
Konzept zur knochengeführten, prothetischen Versorgung von Oberschenkel-
amputierten Patienten, Z Orthopädie und Unfallchirurgie 5/2009 610-615 (2009)
- [13] Juhnke DL: Über die Endo-Ex- Femurprothese – Erarbeitung von Konzepten für die
Qualitätssicherung knochengeführter Oberschenkelprothesen durch ganganalytische
Bestimmungen und Auswertungen von druckverläufen unter dem Fuß, Diss. Med.
Fak. d. LMU München (2010)
- [14] OPS 2009. Systematisches Verzeichnis – Operationen- und Prozedurenschlüssel,
Version 2009, Stand 20.10.2008, Deutscher Arzt-Verlag Köln, 515, (2009)

