

Exoskelettale Anbindung der Prothese an das Femurimplantat bei transfemorale Amputation (Step 3) – eine Arbeitshilfe

Exoskeletal Connection of the Prosthesis to the Femoral Implant in a Transfemoral Amputation (Step 3) – a Guideline

Im folgenden Artikel wird Schritt für Schritt die exoskelettale Anbindung der Prothese an das osseointegrierte Implantat erläutert. Diese Arbeitshilfe beschreibt insbesondere die Aufgabenstellung für die Orthopädietechnik in diesem Zusammenhang und erläutert wichtige technische Details, beginnend mit der Versorgungsplanung vor Step 2 (Operation zur Anlage des Stomakanals mit Einbringung des Doppelkonus) und den ersten Arbeiten am Patienten nach der Operation in Step 2. Die allgemeinen Konstruktionsprinzipien einer Prothesenversorgung nach Osseointegration (Endo-Exo-Prothese) sind dem einer herkömmlichen zwar ähnlich, aber allein das Fehlen des Prothesenschaftes mit seinen vielfältigen Adaptionsmöglichkeiten zur Justierung des distalen Bauabschnittes erfordert eine exakte Vorab-Konstruktion. Dazu sind in diesem Artikel hilfreiche Parameter und aussagekräftige Grafiken aufgeführt. Ergänzt wird er durch wichtige Empfehlungen zur Nachsorge, und er benennt vielfältige Möglichkeiten zur Optimierung dieser Versorgungsform.

Schlüsselwörter: TOPS, Osseointegration, Endo-Exo-Versorgung

This article provides a step-by-step explanation of the exoskeletal connection of the prosthesis to the osseointegrated implant. In particular, this guideline describes the orthopaedic technology tasks involved in this context and explains important

technical details, beginning with planning the treatment prior to step 2 (operation to create a stoma canal for inserting the double cone) and the first steps on the patient after the operation in step 2. While the general design principles of a prosthetic fitting after osseointegration (endo-exo prosthesis) are similar to those of a conventional prosthesis, the absence of a prosthetic socket with its numerous adaptation options for adjusting the distal segment requires that an exact design be determined in advance. This article includes useful parameters and informative diagrams to assist with this. It also includes important recommendations for aftercare and lists many different options for optimising this treatment form.

Key words: TOPS, osseointegration, endo-exo prosthesis

Einleitung

Knochengeführte Prothesensysteme haben sich in den letzten Jahrzehnten mehr und mehr etabliert. Ausgehend von den Ergebnissen in der Zahnmedizin begann man in den 90er Jahren des 20. Jahrhunderts mit der Erforschung und Erprobung solcher Systeme. Besonders bei Menschen mit Amputationen, die Probleme mit den Weichteilen bzw. mit ihren schaftgeführten Prothesen haben, stellen transkutane osseointegrierte Prothesensysteme (TOPS) mittlerweile eine sichere Versorgungsalternative dar [1–3]. Als Kontraindikationen gelten:

- maligne Erkrankungen,
- Diabetes mellitus,
- wachsendes Skelett,
- Immunsuppression,
- Chemotherapie,
- schlechte Compliance,
- operationstechnische Unmöglichkeit von Step 1 sowie
- Schwangerschaft [1].

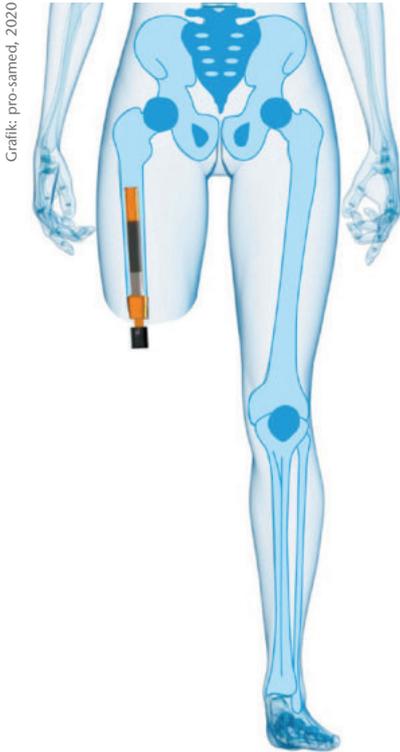
Eine Versorgung mit einem TOPS umfasst drei Schritte („Steps“):

- Step 1 besteht in der Implantation des Endomoduls;
- in Step 2 wird der kreisrunde Hautdurchgang gesetzt und der Doppelkonus (Brückenmodul) mit dem innenliegenden Femurstiel verschraubt (Abb. 1 u. 2);
- in Step 3 erfolgt die exoskelettale Verbindung zum Femurimplantat [1].

4 bis 8 Wochen nach Step 1 kann Step 2 erfolgen, mit Step 3 kann dann bereits nach 2 bis 5 Tagen fortgefahren werden; mit den Übungen zur dosierten Teilbelastung darf jedoch erst nach ärztlicher Freigabe begonnen werden. Die Anbindung der Exo-Prothese, bestehend aus den Hauptkomponenten Prothesenkniegelenk und Prothesenfuß, an das Femurimplantat steht im Mittelpunkt dieses Artikels.

Weltweit gibt es eine Reihe abweichender Konzepte zur Osseointegration von Beinprothesen:

- das OPRA-System („Osseoanchored Prosthesis for the Rehabilitation of Amputees“) in Schweden,



Grafik: pro-samed, 2020

Abb. 1 Transkutanes osseointegriertes Prothesensystem „ILP Aschoff/Grundei“ am transfemorale amputierten Patienten.

- das OPL-System („Osseointegrated Prosthetic Limb“) in Australien sowie
- das deutsche ILP-System („Integral Leg Prosthesis“) nach Aschoff/Grundei, das hier im Mittelpunkt steht.

Das Grundprinzip dieser Konzepte stimmt aber überein: Ein Implantat wird über Verbindungsmodule und Adapter mit einer Prothese verbunden [1]. Beim Endo-Exo-Prothesenkonzept nach Aschoff/Grundei (ILP) stellen folgende Hauptkomponenten die Verbindung zum Femurimplantat (Femurstiel) her:

- Doppelkonus (Brückenmodul),
- Brückenzyylinder und
- Knieanschlussadapter (Abb. 3).

Voruntersuchungen

Eine adäquate Versorgungsplanung erfolgt bereits vor Step 2. Dabei wird eine erste Vermessung der individuellen anatomischen Achsen des Patienten durchgeführt. Sie erfolgt bei ausgerichteter Becken- und Rumpfhaltung (geringe Lendenlordose, keine Beckenabkippung nach vorne). Dabei

wird vorrangig die initiale Femurflexion gemessen und das Hüftgelenk auf mögliche Kontrakturen untersucht. Zudem muss die ungefähre Länge vom Trochanter bis zur fiktiven Position des Brückenzyinders erfasst werden, auch wenn dabei Messungenauigkeiten nicht vermeidbar sind. Im Abgleich mit den Messergebnissen aus der radiologischen Diagnostik und der geplanten Längenauswahl des Doppelkonus (bzw. des Brückenmoduls), i. d. R. Größe 3, 4 oder 5, kann eine erste ungefähre Position des späteren Brückenzyinders ermittelt werden. Von dieser imaginären Position aus muss nun der Abstand zur Aufbaubezugslinie (Lotsenrechte in spezieller biomechanischer Position) gemessen werden; dieser Wert bestimmt den Anterior-posterior-Versatz bzw. die Länge des Knieanschlussadapters (Abb. 4). Im Rahmen dieser Konsultation sind auch die sonstigen Baulängen zur exoprothetischen Versorgung zu erfassen. Alternativ zu den üblichen anatomischen Maßen sind aus eigener Erfahrung folgende im Liegen gemessenen Maße zu empfehlen:

- SIAS (Spina iliaca anterior superior) bis Unterkante Taluskopf,
- Trochanter-major-Prominenz bis zur Tuberositas des V. Mittelfußknochen (Basis V).

Bei ungenau tastbarer Trochanter-major-Prominenz ist die deutlich mar-

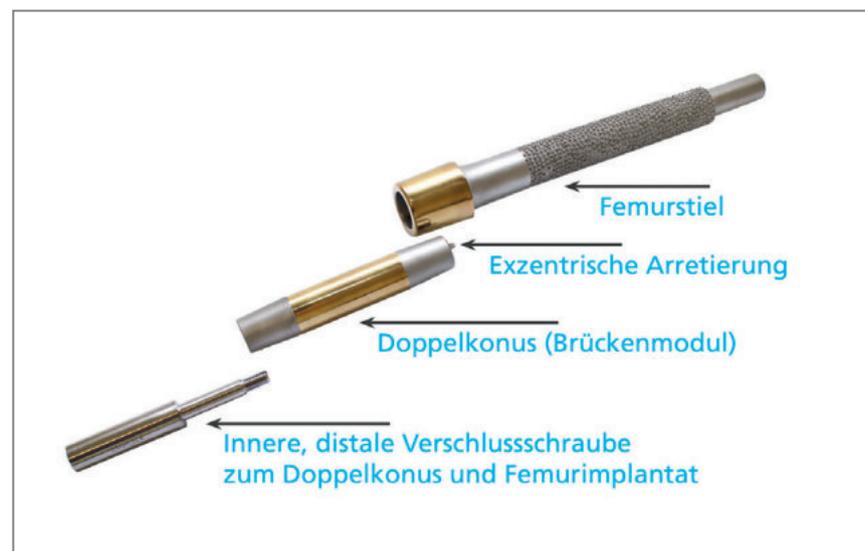
kantere Oberkante der Trochanter-major-Prominenz zu wählen. Verwendet man dieses zusätzliche Kontrollmaß, so ist immer auf eine identische Adduktionsstellung des Stumpfes zu achten – eine Abduktion des Stumpfes vergrößert dieses Längenmaß.

Durchführung der Versorgung

Die exoskeletale Anbindung (Step 3) kann in den meisten Fällen wenige Tage nach Step 2 erfolgen; nur in Ausnahmefällen ist eine längere Wartezeit erforderlich. In jedem Fall sollte zu dieser Zeit bereits mit Übungen zur dosierten Belastung des Implantats begonnen werden. Als Messmittel bzw. Übungsgegenstand hat sich dabei eine hygienisch versiegelte Personenwaage mit einem adäquaten Höhenausgleich bewährt. Im Folgenden werden die einzelnen Schritte beschrieben.

Montage des Brückenzyinders

Nach Entfernung des Kunststoffdummys wird am Doppelkonus (bzw. am Brückenmodul) der externe Konus des Doppelkonus (bzw. des Brückenmoduls) sichtbar (Abb. 5), auf den der mehrteilige Brückenzyylinder montiert wird. Zuvor muss jedoch der in Step 2 montierte Doppelkonus (bzw. das Brückenmodul) auf festen Sitz im Femurimplantat kontrolliert werden; dazu wird die distale innere Verschlusschraube (Abb. 2) mit



Foto/Grafik: Pro-Samed, 2020

Abb. 2 Technische Komponenten zur Osseointegration und zur transkutanen Durchführung.

Fotos/Grafiken [5]: Pro-Samed, 2020



Abb. 3 Femur-implantat mit montiertem Doppelkonus, Brückenzyliner in Einzelteilen und Knieanschlussadapter in drei unterschiedlichen Versionen (v. o. n. u.).



Abb. 4 Präoperative Vermessung eines TOPS-Patienten, hier Erfassung der Femurflexion und Bestimmung der ungefähren Position des Brückenzylinders.



Abb. 5 Amputationsstumpf unmittelbar nach Step 2 mit Doppelkonus, darauf gut sichtbar die Nut zur späteren Führung des Metallzylinders (Teil des Brückenzylinders) mittels Zylindersicherungsschraube.



Abb. 6 Funktionselemente des Brückenzylinders.

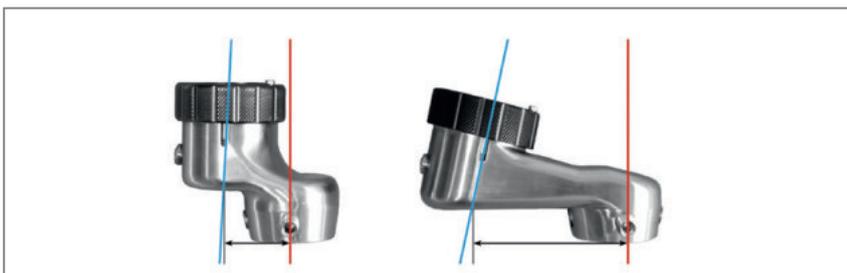


Abb. 7 Knieanschlussadapter: zwei Beispiele für unterschiedliche AP-Dimensionen. Der Dreh-Schnellverschluss wird mit dem breiten schwarzen Ring realisiert; die Sport-Spannschraube – sichtbar an den vorderen Flächen – sichert das Kopplungssystem zusätzlich.

dem vorschriftsmäßigen Drehmoment von 16 Nm nachgezogen. Dies ist ein Arbeitsschritt, der innerhalb der ersten 10.000 Schritte wiederholt zu kontrollieren ist und zukünftig bei jedem turnusmäßigen Wartungstermin vom Techniker vorzunehmen ist. Der Brückenzyliner ist das stumpfseitige Kopplungsstück; darüber hinaus fungiert er als primäres Sicherheitselement, und zwar in der Funktion einer Zahnscheiben-/Rutschkupplung (Abb. 6). Zusätzlich blockieren Sperrkörperstifte die Kupplungskomponenten, die im Falle einer Torsions-Überlastung brechen. Ferner ist hier die Rotation der Knieachse einstellbar. Denn an der Verbindung zwischen Doppelkonus (Brückenmodul) und Femurimplantat kann keine Rotationseinstellung vorgenommen werden; auch die Position des Brückenzylinders auf dem Doppelkonus (Brückenmodul) ist nicht justierbar. Um die technische Knieachse des Prothesenkniegelenkes zur Frontalebene funktionsgerecht ausrichten zu können, ist durch Lösen der Verschlusschraube und durch das Verdrehen der kombinierten Rotationssicherungsscheibe/Zahnscheibe eine Rotationsverstellung in 6°-Schritten möglich. Eine Rotationsverstellung um jeweils 3° ist mit einer separaten Rotationssicherungsscheibe möglich. Bei der Auswahl der Sperrkörperstifte werden Körpergewicht und Mobilität des Patienten berücksichtigt; dazu gibt es entsprechende Planungsvorgaben des Herstellers mit Torsionsmomenten von 50 bis 145 Nm.

Der Knieanschlussadapter ist das Kopplungselement am Exo-Prothesensystem; er verbleibt dort später dauerhaft verschraubt (Abb. 7). Dieser Adapter ermöglicht den individuellen Versatz zwischen dem Brückenzyliner und dem Prothesenkniegelenk bzw. einer zusätzlichen modularen Adaption (Verlängerung oder ggf. Drehadapter) über dem Prothesenkniegelenk. Im realen Versorgungsalltag ist der Versatz von 12 mm die kleinste angewendete Dimension des Knieanschlussadapters; erhältlich ist er in Abstufungen von jeweils 6 mm; das Sortiment endet mit einer Adapterlänge von 78 mm. Die intuitive Einhandbedienung des Knieanschlussadapters, realisiert durch den Dreh-Schnellverschluss, garantiert eine sichere und gut handhabbare Verbindung zum Brückenzyliner bzw. zum Femurimplantat.

Statischer Prothesenaufbau

An die Montage des Brückenzyinders schließt sich der statische Prothesenaufbau am Patienten an. Empfehlenswert ist jedoch eine Vorab-Konstruktion der Prothese sowie eine Voreinstellung des Exo-Systems mit einer simulierten Femureinheit unter Beachtung der Längenmaße und der technisch-biomechanischen Aufbauvorgaben (Abb. 8). Begonnen wird mit der Überprüfung der postoperativen Femurflexion. Dazu hat sich eine improvisierte Verlängerung des Implantates bewährt, auf der nun ein genauer Flexionswert gemessen werden kann; dieser ist maßgeblich für das weitere technische Procedere (Abb. 9). Beobachtungen des Autors zufolge kann dieser Wert jedoch nicht vollständig bzw. nicht unkritisch übernommen werden, weil der Zeitabschnitt nach Step 1 von Inaktivität, insbesondere für den Stumpf, geprägt ist. Bei ausbleibender Hüftextension reagieren die Hüftbeuger (insbesondere M. psoas major, M. iliacus und M. rectus femoris) mit einer Verkürzung. Aber auch bei einer Kontrollmessung innerhalb der ersten Wochen ist der gemessene Wert der Femurflexion i. d. R. deutlich höher, als er bei Belastung mit der Exo-Prothese wäre. Dafür gibt es vermutlich mehrere Gründe: Im einbeinigen Stand – ohne seine Prothese – wird der Anwender immer seine Körperspannung asymmetrisch aufbauen, wobei die verkürzte Hüftbeugemuskulatur (s. Hüftbeuger) die Femurflexion verstärken wird. Beim Belasten der Exo-Prothese ist eine stärkere Lordosehaltung im Bereich der Lendenwirbelsäule zu beobachten, denn die Mehrzahl der Prothesenanwender drückt den Stumpf unwillkürlich nach hinten, um damit zusätzlich das Prothesenkniegelenk zu sichern. Auch eine geschwächte Bauchmuskulatur (insbesondere M. obliquus externus abdominis, M. obliquus internus abdominis und M. rectus abdominis) begünstigt die Beckenkipfung nach vorn.

Um die Exo-Prothese für die statische Anprobe vorzukonstruieren, muss neben den Längenmaßen auch der AP-Versatz – also die Größe des Knieanschlussadapters – festgelegt werden. Mit der ersten präoperativen Vermessung konnte ein ungefährer AP-Versatz festgelegt werden; im An-

schluss an Step 2 gilt es nun, einen exakten Wert zu bestimmen. Dies ist mit Hilfe der genauen Stumpfänge (Trochanter – Brückenzyinder) und der korrekt messbaren Femurflexion deutlich besser möglich. Für die arithmetische Längenauswahl des Anschlussadapters (AP-Versatz) könnte man die Rechenregel für rechtwinklige Dreiecke (Satz des Pythagoras) anwenden: Um die unbekannte Kathete b zu berechnen, müsste die Wurzel aus $c^2 - a^2$ gezogen werden, also aus der quadrierten Stumpfänge c (Trochanter – Brückenzyinder) in adäquater Femurflexion und der quadrierten technischen Baulänge a (Lotsenrechte). Allerdings ist diese Vorgehensweise ungenau, denn die nach ventral verlaufende Femurkrümmung und die tatsächliche Position des Femurimplantats im Femurschaft machen im Allgemeinen eine exakte Maßangabe unmöglich. Trotzdem empfiehlt sich eine möglichst genaue Voreinstellung des AP-Versatzes. Dazu ist eine vereinfachte Längeneinteilung des Stumpfes nötig, um den Wert pro 1° Flexion daraus abzuleiten.

Konstruktion der Exo-Prothese

Das An- und Abnehmen der Exo-Prothese zum Zweck der Änderung sollte – insbesondere beim allerersten Mal – auf ein Minimum reduziert werden; das schafft Vertrauen und vermeidet unnötige Irritationen am Stoma. Dem Patienten sollten dabei die Wichtigkeit einer korrekten Vermessung und die Präzision des Prothesenaufbaus vermittelt werden, beispielsweise durch die Konstruktion der Prothese in dessen Gegenwart.

Die Auswahl des geeigneten Knieanschlussadapters sollte anhand der im Folgenden genannten Hinweise erfolgen:

- Einteilung der Stumpfänge (Trochanter bis Ende Brückenzyinder) im Verhältnis zur Länge von Trochanter major bis zur anatomischen Knieachse (kontralateral) (Abb. 10)
- $\frac{3}{4}$ Stumpf < 3 mm/ 1° Flexion (theoretisch, da technisch nicht sinnvoll)
- $\frac{2}{3}$ Stumpf < 3 mm/ 1° Flexion
- $\frac{1}{2}$ Stumpf 3 mm/ 1° Flexion
- $\frac{1}{3}$ Stumpf < 2 mm/ 1° Flexion (Abb. 11)

Anmerkung: Grundeis nennt in seiner Dokumentation zwar einen allge-



Abb. 8 Längenmaße an einem trans-femorale TOPS (kurzer Stumpf, Konstruktion der Prothese mit simulierter Femureinheit); Teillänge: Trochanter – Brückenzyinder (aus Maßblatt); Teillänge: resultierende Bauhöhe bis Brückenzyinder; Teillänge: Boden – Knieachse (aus Maßblatt); AP-Versatz aus reduzierter Femurflexion und Femurlänge nach Berechnungsgrundlage. Die Gesamtlänge Trochanter major – Boden ergibt sich aus der Addition der drei Teillängen und sollte identisch mit der kontralateralen Seite sein.



Abb. 9 Ist die Beckenkipfung physiologisch aufgerichtet, garantiert diese Messmethode eine exakte Wiedergabe der Femurflexion am Becken.

Fotos/Grafiken [4]: pro-samed, 2020

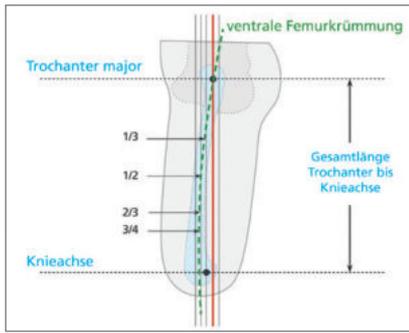


Abb. 10 Ventrale Femurkrümmung und daraus resultierende Positionsänderung der Mitte. Allgemein gebräuchliche Einteilung der Stumpflänge.

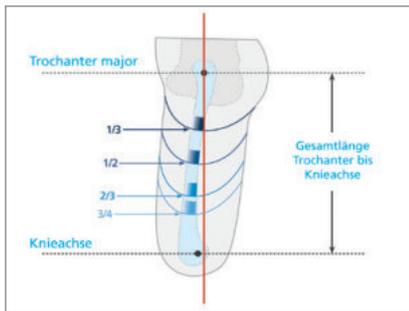


Abb. 11 Allgemein gebräuchliche Einteilung der Stumpflänge.

meinen Wert von 3 mm/1° Flexion, aber auch er verweist auf die Ungenauigkeit durch die Femurkrümmung [4].

Wird ein Prothesenkniegelenk verwendet, bei dem die Knieachse im Verhältnis zur Mitte des proximalen Pyramiden- oder Gewindeanschlusses rückverlagert ist, muss dieser Wert bei der Längenberechnung des Knieanschlussadapters subtrahiert werden. Nur bei Prothesenkniegelenken, bei denen die Mitte des proximalen Anschlusses identisch mit ihrem Aufbau Bezugspunkt ist, muss der theoretische AP-Versatz rein rechnerisch nicht reduziert werden (Abb. 12 u. 13). Die nachfolgende Beispielrechnung und die dazugehörige Grafik sollen dem besseren Verständnis dieses Zusammenhangs dienen:

- Der Messwert der Femurflexion muss um 3 bis 5° reduziert in die Berechnung aufgenommen werden.
- Abbildung 8 und Abbildung 14 veranschaulichen beispielhaft die Zusammenhänge: Für eine Stumpflänge (Trochanter – Brückenzyylinder) von 250 mm bei 400 mm Gesamt-

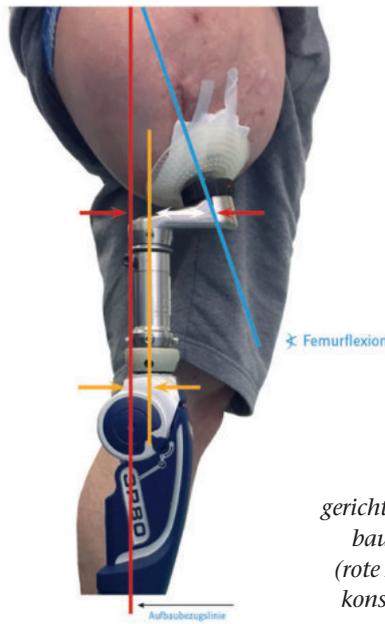


Abb. 12 Bei Prothesenkniegelenken mit vorverlagertem Zentrum des proximalen Pyramidenanschlusses im Verhältnis zum Aufbau Bezugspunkt ist dieser Wert (hier durch die zwei gelben gegeneinander gerichteten Pfeile verdeutlicht) bei der Berechnung des bautechnischen AP-Versatzes in Abzug zu bringen (rote Pfeile = theoretischer AP-Versatz, gelbe Pfeile = konstruktionsbedingter Minusbetrag, weiße Pfeile = bautechnischer AP-Versatz/Adapterlänge).

länge vom Trochanter bis zur anatomischen Knieachse des erhaltenen Beines bedeutet das $> \frac{1}{2}$ Stumpflänge und $< \frac{2}{3}$ Stumpflänge; damit ist der Faktor 2,5 oder 3 anzusetzen.

- Bei Verwendung eines Prothesenkniegelenkes vom Typ „Genium“ (Ottobock) ist die Knieachse (Aufbaubezugspunkt) im Verhältnis zur Mitte der proximalen Anschlussoption um 5 mm nach posterior verlagert.
- 12° Femurflexion (unbelastet), auf 9° reduziert, $9 \times 2,5 \text{ mm}$ (Wert aus Femurlänge und Femurkrümmung) = 22,5 mm - 5 mm (konstruktionsbedingter Minusbetrag) oder bei $9 \times 3 \text{ mm}$ (Wert aus Femurlänge und Femurkrümmung) = 27 mm - 5 mm (konstruktionsbedingter Minusbe-

trag) die dafür verfügbaren Adaptergrößen betragen demnach 18 mm und 24 mm.

Nach kurzer Einweisung in Funktion und Handhabung des Knieanschlussadapters (Aufstecken des an der Exo-Prothese montierten Knieanschlussadapters auf den stumpfseitig befestigten Brückenzyylinder, Verschließen des schwarzen Drehverschlusses und Sichern der Sport-Spannschraube an der Vorderseite des Knieanschlussadapters; Abb. 15) kann die Exo-Prothese angelegt und dosiert teilbelastet werden. Dazu sind zu diesem Zeitpunkt Unterarmgehstützen eine dringende Voraussetzung. Bei einer Teilbelastung von weniger als einem Drittel des Körpergewichtes sind



Abb. 13 Auswahl aktueller Prothesenkniegelenke – unterschiedliche Funktionsprinzipien erfordern verschiedene Spezifikationen bei den Konstruktionsmerkmalen. Ein wichtiges Merkmal ist die Position des Zentrums des proximalen Anschlusses im Verhältnis zum Aufbau Bezugspunkt des Gelenkes (siehe die eingezeichneten Pfeile).

die beiden Aufbaubezugslinien der Endo-Exo-Prothese zu prüfen:

- In der **Frontalebene** verläuft die Aufbaubezugslinie wie folgt: aus SIAS durch die Kniegelenkmitte (hier bis max. 20 mm lateralisiert) und durch die Mitte des Fußadapters (auch hier bis max. 20 mm nach lateral abweichend). Die Längsmarkierung, jeweils an beiden Seiten, lautet: Knieachse anatomisch/technisch, SIAS links/rechts, Trochanter links/rechts sind horizontal auf identischer Position.
- In der **Sagittalebene** sind die drei Aufbaubezugspunkte Trochanter major, Knieachse technisch und Fußgelenkachse technisch zueinander in einer lotgerechten Aufbaubezugslinie (Abb. 16a u. b) (Abb. 17).

Aufschlussreich ist auch eine visuelle Überprüfung der Rumpfausrichtung in beiden Ebenen (anterior/posterior, links/rechts) sowie ein Blick ins Gesicht des Patienten, denn dessen Augen und Mimik senden aussagekräftige Signale zum ersten Empfinden. In der Regel wird die erste Belastung des Knochens bzw. des Hüftgelenkes als ungewohnt, aber nicht als unangenehm empfunden. Auch das Gewicht der Prothese wird primär nicht wahrgenommen. In den



Abb. 14 Übernahme der Femurflexion und Festlegung des AP-Versatzes beim konstruktiven Prothesenaufbau.

darauffolgenden Tagen müssen die Übungen zur reduzierten statischen Teilbelastung unter Zuhilfenahme einer Personenwaage (Achtung: Höhenausgleich für die kontralaterale Seite erforderlich) fortgeführt werden. Für den Anwender gilt der Leitsatz: Die beginnende Mobilisierung hat sehr achtsam und diszipliniert zu erfolgen.

Nachsorge und Optimierung

Sollte die Kompressionsstrumpfversorgung des Stumpfes im bisherigen postoperativen Verlauf noch nicht erfolgt sein, ist diese Therapie nach erfolgreichem statischem Prothesenaufbau dringend indiziert. Die postope-



Fotos/Grafiken [3]: Pro-Samed, 2020

Abb. 15 Erstmaliges Anlegen der Versorgung am Patienten: Die Exo-Prothese wird mit dem endoprothetischen Abschnitt verbunden.

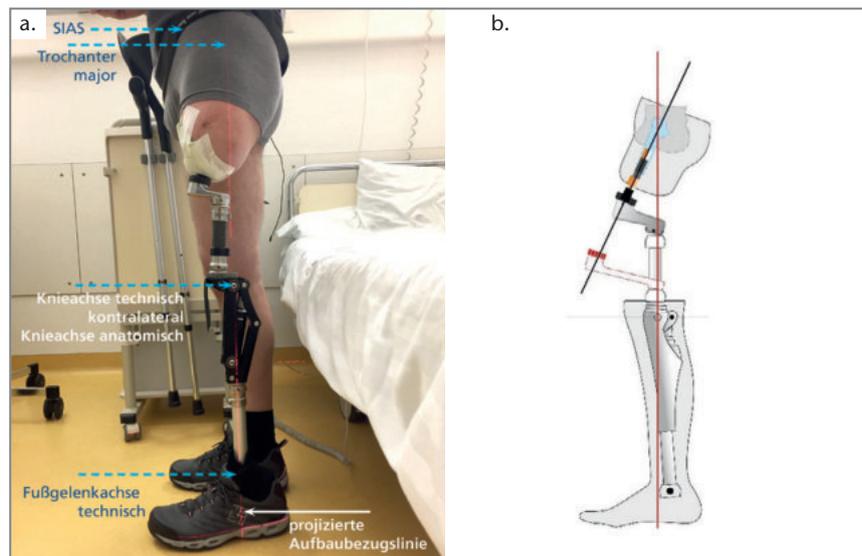


Abb. 16a u. b Finale Überprüfung des sagittalen statischen Prothesenaufbaus am Patienten (prothesenseitig in geringer Teilbelastung) mit einem Laserlot (a); die Grafik verdeutlicht, warum bei einem kurzen osseointegrierten Oberschenkel der Knieanschlussadapter idealerweise nach proximal zu montieren ist (b).



Abb. 17 Aufbaubezugslinie mit Aufbau-
bezugspunkten bei transfemorale Amputation. Die Aufbaubezugslinie ist eine
Lotsenkrechte, an der anatomische und
technische Gelenke je nach biomechanischen
Erfordernissen angeordnet sind. Auf dem schwarzen Rohrstück, das in
seiner Länge die osseointegrierte Femur-
einheit (Femurstiel mit Doppelkonus und
Brückenzyylinder sowie proximales Femur
bis Trochanter major) simuliert, ist eine
rote Markierung am oberen Rohrende
sichtbar. Diese stellt die gemessene Posi-
tion der Trochanter-major-Prominenz
dar. Sie markiert die quere Hüftachse,
das Hüftgelenk. Bei deutlicher Femur-
adduktion verlagert sich der Aufbau-
bezugspunkt für den Hüftgelenkdrehpunkt
nach oberhalb der Trochanterprominenz.
Die Knieachse des Prothesenkniegelen-
kes befindet sich auf identischer Posi-
tion wie der anatomische Kniegelenk-
drehpunkt des kontralateralen Beines.
Bei Prothesenfüßen mit deflektierenden
Bauteilen aus Faserverbundwerkstoffen
ist in der seitlichen Ansicht der imaginäre
Drehpunkt für das Knöchelgelenk vor
dem hinteren Drittel der Fußlänge einzu-
ordnen.

relative Kompressionsversorgung am
Stumpf dient der Ödembehandlung.
Bei dieser speziellen Versorgungsform
muss ergänzend die multidirektionale
Weichteilstabilität und die Vermeidung
einer frühzeitigen Weichteildezendenz
sichergestellt werden. Herkömmliche
zirkuläre Kompressionsstrumpfversor-
gungen am Oberschenkelstumpf, insbeson-
dere bei den insgesamt relativ tiefen
transkutanen Weichteiltunneln, sind nicht
befriedigend, da der Kompressionsstrumpf
an einem Amputationsstumpf stark
elongierend (also die Weichteile län-
gend, von der Extremität wegziehend)
wirkt. Daher hat der Autor bei mehre-
ren postoperativen Kompressionsver-
sorgungen die zirkuläre Kompression
durch einen distalen Anpressdruck
unterstützt. Die bisherigen Ergebnis-
se in Bezug auf die Kompressionswir-
kung und das Anwenderempfinden
lassen einen deutlichen Therapievor-
teil erahnen. Weitere Justierungen
an der Exo-Prothese werden erst mit
Beginn erhöhter Teilbelastung und
im Verlauf der rehabilitativen Maß-
nahmen vorgenommen. Die auf das
Hüftgelenk ausgerichtete Physiothera-
pie und die alltägliche Prothesen-
nutzung verringern die postoperative
Femurflexion – je nach Intensität der
Anwendung – zunehmend. Denn die
Vielzahl orthograde Schritte ohne
den blockierenden Schafttrand ermög-
licht eine Dehnung der verkürzten

Hüftbeugemuskulatur und bewirkt
eine Stärkung der hüftstreckenden
Muskulatur. Dieser Therapieerfolg
erfordert eine Nachjustierung bzw.
eine Änderung der Adapterdimension
(Abb. 18). Vorrangig ist dabei auf eine
ausreichende Standsicherheit und
das mühelose Einleiten der Schwung-
phase zu achten. Im Rahmen der da-
mit verbundenen Werkstatttermine
sollte analysiert werden, ob die kon-
struktive 4°-Valgität des definitiven
Knieanschlusses ausreicht – bei
einem höheren Adduktionswert
sollte der untere Bauabschnitt zu-
sätzlich nach lateral versetzt werden.
Eine solche Modifizierung erhöht die
Abduktorenspannung in der mittlere-
ren Standphase, wodurch sich die La-
teralflexion des Rumpfes verringert
(Abb. 19a–d).

Nach dem Wegfall eines Prothesen-
schaftes mit einem funktionssichernden
Sitzbein-Containment ist die physiologi-
sche Bein-Becken-Rotation im Hüftgelenk
wiederhergestellt, aber der Auffassung
des Autors zufolge noch nicht vollumfän-
glich. Denn eine langjährige sitzbein-
übergreifende Schaftgestaltung wird
muskuläre Dysbalancen in den Hüft-
rotatoren (insbesondere Mm. glutei
medius und minimus, M. piriformis,
Mm. gemelli, M. obturatorius internus,
M. tensor fasciae latae) und eine
Elastizitätsminderung im Kapsel-
Band-Apparat des Hüftgelenkes
hinterlassen haben.

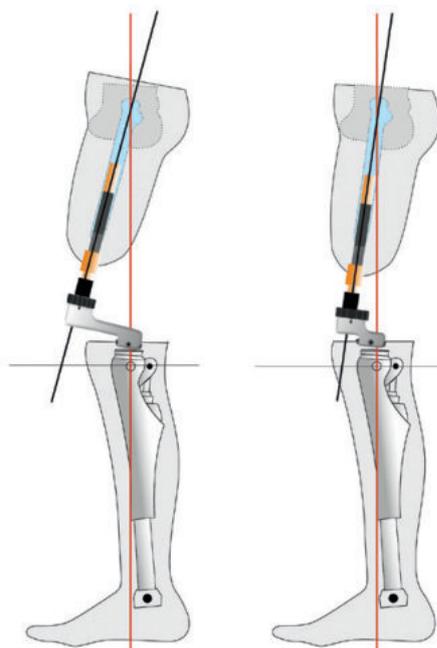


Abb. 18 Jeder Therapieerfolg er-
fordert eine Nachjustierung bzw.
eine Änderung der Adapterdimen-
sion. In der Regel sind dafür meh-
rere Nachjustierungen mit aus-
reichend Gelegenheit zum Testen
erforderlich.

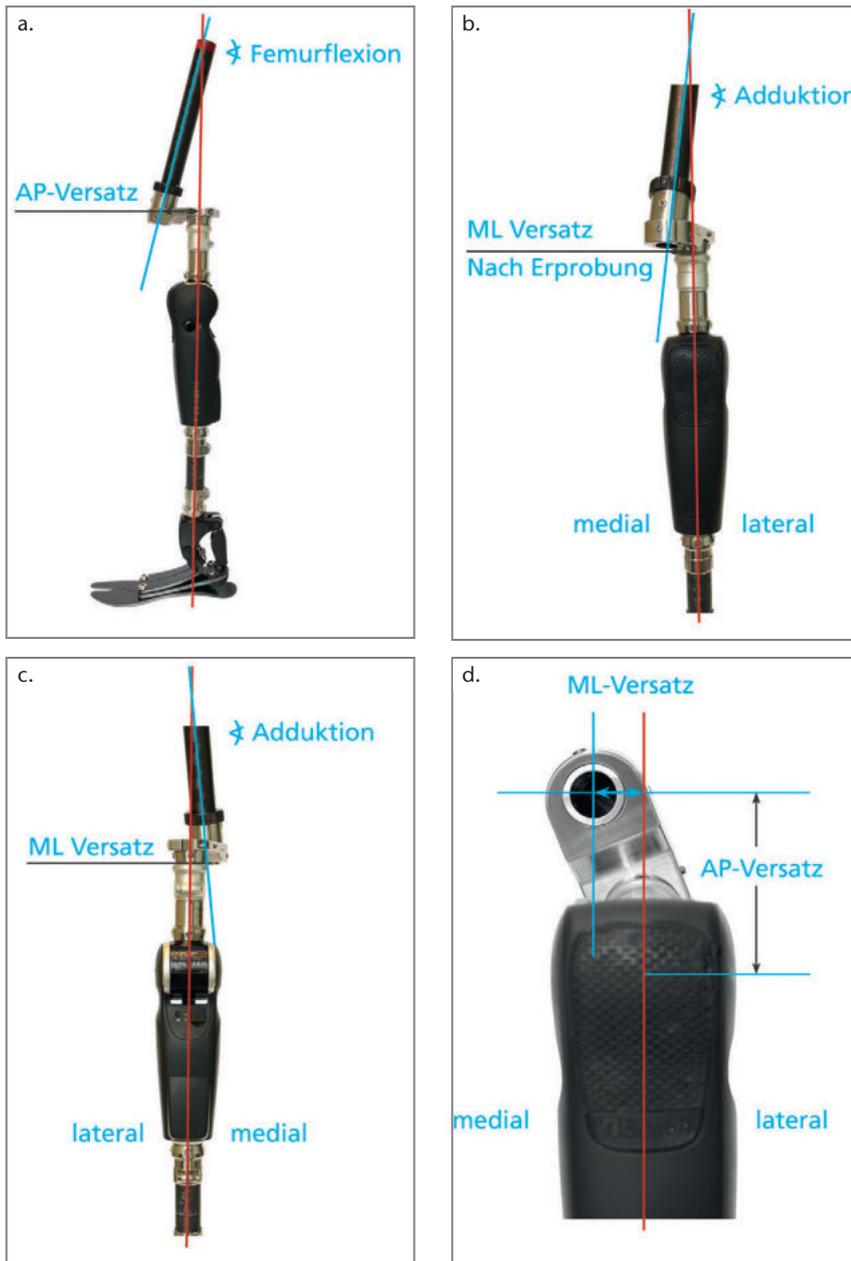


Abb. 19a–d Kombiniertes mediolateraler Versatz (ML-Versatz) größerer Dimension mit anterior-posteriorem Versatz (AP-Versatz) unter Verwendung eines Sonderadapters; **a)** Ansicht sagittal; **b)** Teilansicht anterior; **c)** Teilansicht posterior; **d)** Teilansicht anterior, proximales Kniegelenksegment in Flexion.

An einer künstlichen Extremität ohne Torsionselement fehlen die sonst anatomisch vorhandenen torsionsfähigen Abschnitte (insbesondere anatomisches Kniegelenk und Tibia/Fibula auf dem Talus) distal der Amputationslinie. Gerade aus diesem Grund muss auch weiterhin oder auch erstmals ein Torsionselement in die Konfiguration der Exo-Prothese integriert sein. Daher empfiehlt der Autor den Einsatz – zumindest testweise im Rahmen der Aufbauoptimierung – von Torsionsad-

aptern, also axialen Rotationsdämpfern mit automatischer Rückstellung und einstellbarem Torsionswiderstandsmoment. Sensibel eingestellte torsionsgewährleistende Komponenten fördern auch die Muskelarbeit der hüftgelenksichernden Muskulatur, insbesondere bei Einleitung der Standphase, der Lastübernahme und der einseitigen Körperunterstützung in der mittleren Standphase. Da aber ein schwammiger, rotierender Auftritt einen Unsicherheitsfaktor darstellt

und während der frühen Rehabilitationsphase ein zu hohes Maß an Konzentration erfordert, empfiehlt es sich, mit einem maximalen Widerstandswert zu beginnen.

Statikanalyse und Aufbauoptimierung

Nach einer 8- bis 12-wöchigen Rehabilitationsphase – je nach Reha-Fortschritt – sind eine apparative Statikanalyse und eine Aufbauoptimierung durchzuführen. Im Rahmen dieser Analysen zur Kontrolle der Belastungssituation wird eine Kraftmessplatte eingesetzt. Der exoskeletale Teil der TOPS-Versorgung ist dabei so auszurichten, dass die Kräfteinleitungspunkte an beiden Füßen, die Belastungslinien und die Neigung der Kraftvektoren den biomechanischen Referenzwerten [5] entsprechen und dass die Projektionslinien auch möglichst seitengleich verlaufen. Der direkte Vergleich links/rechts ist wichtig, da die osseointegrierte Extremität jetzt eine ähnlich direkte Kräfteinleitung erfährt wie die nicht amputierte Extremität (Abb. 20a–d).

Von mindestens gleicher Bedeutung ist eine Analyse der Dynamik. Diese wird bei definierter Gehstrecke mit wechselnden Gehgeschwindigkeiten und in fixierter Beobachtungsebene geprüft und digital aufgezeichnet und bewertet. Darüber hinaus sind ein direktes, nahes Mitlaufen mit dem Patienten und eine Bewertung aus wechselnden Distanzen und Perspektiven erforderlich. Die Expertise eines Ganganalytikers ist maßgebend, aber auch das subjektive Empfinden des Prothesenanwenders darf nicht unberücksichtigt bleiben. Experten für eine solche Ganganalyse können nur Mediziner, Physiotherapeuten und Techniker mit einer entsprechenden Zusatzqualifikation sein.

Fazit

Das Besondere des transkutanen osseointegrierten Prothesensystems gegenüber konventionell schaftgeführten Oberschenkelprothesen besteht darin, dass die Kraftübertragung nun zentral ins Skelett und nicht mehr nur randständig über den Prothesenschaft verläuft. Das TOPS zusammen mit dem exoskeletalen System

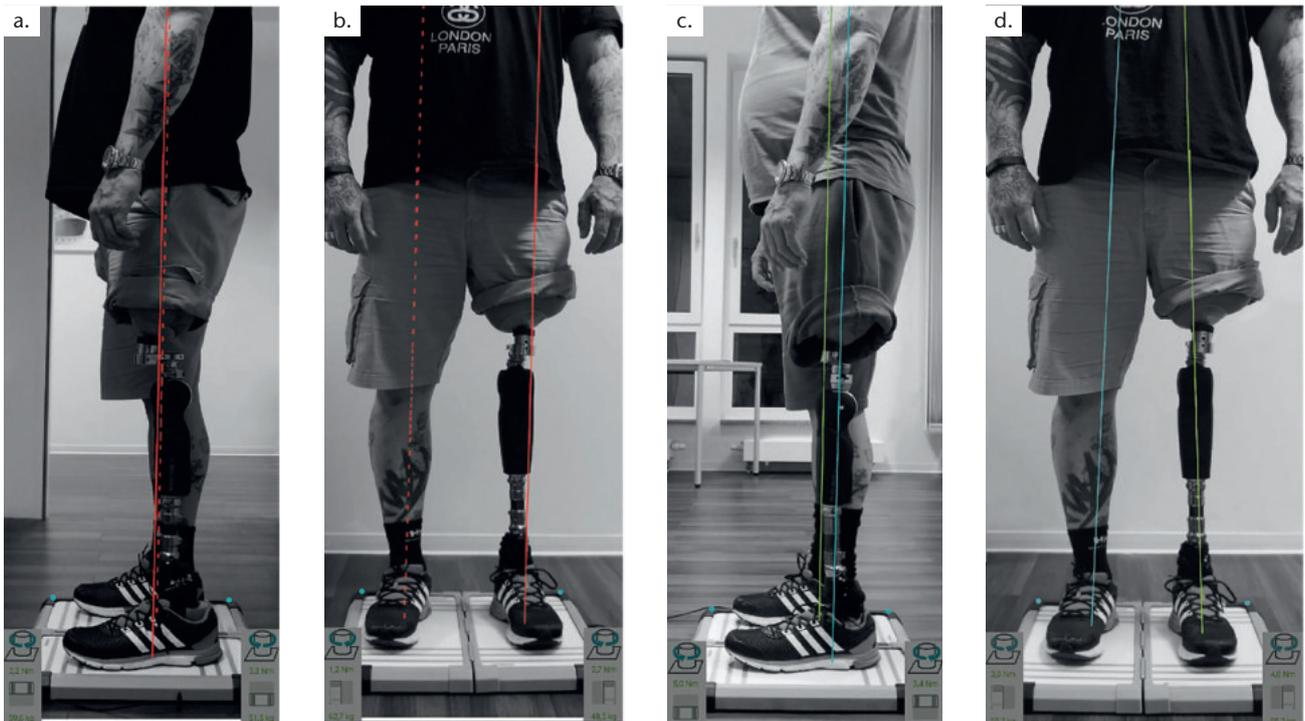


Abb. 20a–d TOPS-Patient auf dem 3D L.A.S.A.R. Posture; Beispiele für die Statikanalyse (Abweichungen und mögliche Optimierungen). Bei den Fotos handelt es sich um Screenshots; die farbigen Linien sind keine Aufbaubezugslinien oder Hilfslinien, sondern Messdaten, die softwareseitig angezeigt werden. **a) u. b)** Diese Screenshots zeigen die projizierten vertikalen Komponenten der Bodenreaktionskräfte, also die Belastungslinien mit den Kräfteinleitungspunkten an den Füßen. Die projizierte Belastungslinie in der sagittalen Ansicht (**a**) bestätigt einen nahezu korrekten Grundaufbau. Sollte sich durch Einnahme einer entspannten Körperhaltung die AP-Position nicht in anteriore Richtung ändern, so führen Optimierungen per Justierung der Plantarflexion und ggf. der Hüftflexion zur „perfekten“ Position. Die Positionen der beiden roten Linien (Punktlinie rechts und Linie links) in Abb. **b**) sind nicht identisch. Folgende Korrekturen könnten den Verlauf der frontalen Belastungslinien im Sinne der Referenzwerte [5] verbessern: 1. Vermutlich muss die osseointegrierte Seite mit annähernd 50 % des Körpergewichtes belastet werden, um auf beiden Seiten eine annähernd identische Position zu projizieren; 2. die Länge der Exo-Prothese sollte reduziert werden (< 10 mm). Die Abbildungen **c) u. d)** zeigen zwei Messungen im „3D Mode“. Hier sind die Kräfteinleitungspunkte an den Füßen zu weit posterior, und der Abstand der Linien zueinander ist zu groß. Daher ist der statische Grundaufbau unter Verwendung eines größeren AP-Versatzes erneut vorzunehmen. **d)** Insbesondere in der Frontalebene wird der Einfluss der Horizontalkräfte (siehe Neigung der Kraftvektoren) aufgrund der beidbeinigen Abstützung gut sichtbar. Die hier dargestellte Kraftvektoreneigung zeigt eine gute Belastungssituation bzw. eine ausgeglichene Spannung im Beckenbereich. Würden sich beispielsweise die Linien auf Höhe des Beckens kreuzen, wäre dort eine verstärkte Abduktion vorhanden; würden die Linien V-förmig auseinanderstreben, wäre eine zu starke Adduktion an der unteren Extremität ursächlich, die technisch optimiert werden müsste [5].

lässt den Anwender eine sensorische und osseoperzeptive Rückkopplung erfahren. Diese zusätzlichen Informationen verbessern die alltägliche Nutzungsqualität. Ist zudem der Kopplungsabschnitt Brückenzyylinder – Knieachse bzw. der gesamte prothetische Grundaufbau ausgewogen justiert und die Passteilauswahl adäquat, lässt sich laut der TOPS-Klientel des Autors die Exo-Prothese umso besser steuern und intuitiv belasten. Im weiteren Verlauf wird sich die Belastungsdauer linkes Bein/rechtes Bein angleichen und die Symmetrie während des Gangzyklus harmoni-

sieren. Hieraus resultiert schließlich die Fähigkeit, sich nicht nur mit mittlerer bis hoher Gehgeschwindigkeit bei effizienter Schrittlänge fortzubewegen, sondern auch bei geringem Tempo trotz minimaler Schrittlänge über eine funktionelle Knieflexion beim Gehen zu verfügen. Diese Funktionalität erscheint auf den ersten Blick unwichtig, ist aber insbesondere beim Aufenthalt in engen Räumen und beengten Alltagssituationen von Bedeutung (Bewegung in Menschenansammlungen, im Fahrstuhl, im eng „verbauten“ Büro, im Werkstattbereich, in öffentlichen Verkehrs-

mitteln). Kann man in diesen Situationen in „Tippelschritten“ nicht knieflektierend gehen, so werden die erhaltene Seite und die gesamte Körpersymmetrie überlastet.

Vollumfänglich erfolgreich wird eine TOPS-Versorgung dann, wenn es mit diesem System gelingt, einen kontinuierlichen Muskelaufbau des Glutealareals zu erreichen und die unterschiedlich ausgeprägte Weichteildeszendenz – insbesondere bei voluminösen Stümpfen – aufzuhalten bzw. zu verzögern. Für die Zukunft wäre ein zusätzlicher Sicherheitsmechanismus wünschenswert, der den Femur-Im-

plantat-Verbund auch bei kritischer anterior-posteriorer Biegelast bzw. bei Zug-Hebel-Belastungen schützt. Solche Kräfte treten im Falle eines abrupten Einknickens des Kniegelenkes auf – der Sturz wird durch den statischen Flexionsanschlag des Prothesenkniegelenkes abgefangen, was schlimmstenfalls eine periprothetische Fraktur zur Folge hat [6]. Derartige Stürze sind jedoch glücklicherweise aufgrund der weitentwickelten Sensortechnik in den aktuellen prozessorgesteuerten Kniegelenken äußerst selten.

Das hier vorgestellte Endo-Exo-Prothesensystem (ILP) ist ein durchdachtes und weltweit bewährtes Prothesensystem [7]; darüber hinaus bietet beispielsweise das schwedische OPRA-System in der nahen Zukunft ein enormes Gestaltungspotenzial.

Zu nennen ist hier das wegweisende Forschungsprojekt von Dr. Jörn Probst und Dr. Tobias Weigel vom Fraunhofer-Translationszentrum für Regenerative Therapien (TLZ-RT) in Würzburg in Zusammenarbeit mit Prof. Dr. Heike Walles, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, und dem Bundeswehrkrankenhaus Ber-

lin, vertreten durch Oberstarzt Prof. Dr. med. Christian Willy, zur Realisierung einer mechanisch belastbaren und bakterienichten Verbindung zwischen Implantat und kutanem Gewebe. Zu erwähnen ist darüber hinaus die visionäre Forschungsarbeit von Prof. Dr. med. univ. Oskar Aszmann, Teamleiter des Klinischen Labors für Bionische Extremitätenrekonstruktion an der Universitätsklinik für Chirurgie der Medizinischen Universität Wien, und seinen Partnern in London, Genua, Massachusetts und Göteborg mit dem Projekt „Natural BionicS“, dem weltweit ersten bidirektionalen voll implantierten System, das Nervensignale in die Prothese schickt und wieder zurückleitet [8].

Danksagung

An dieser Stelle dankt der Autor dem unermüdlichen TOPS-Initiator und -Operateur Dr. med. Horst H. Aschoff, Leiter der Sektion Endo-Exo-Prothetik der Unfallchirurgischen Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover, für sein Wirken zum Wohl der vielen ursprünglich „nicht prothesenfähigen“ Patienten und dafür, dass

er uns Orthopädietechniker für diese Versorgungsform begeistern konnte. Ein besonderer Dank gilt dem Team um Oberstarzt Prof. Dr. med. Christian Willy und Oberfeldarzt Dr. med. Dennis Vogt, Klinik für Unfallchirurgie und Orthopädie, Zentrum für Septische und Rekonstruktive Chirurgie des Bundeswehrkrankenhauses Berlin, für die wertvolle Zusammenarbeit auf dem Gebiet der TOPS und weiterer spannender Versorgungsthemen.

Der Autor:

Gernot Kretschmer, OTM
Pro-Samed Sanitätshaus e. K.
Greifswalder Straße 154-156
10409 Berlin
Gernot.Kretschmer@pro-samed.de

Sprechstunde für TOPS und Amputationsmedizin

in der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Septisch-rekonstruktive Chirurgie im Bundeswehrkrankenhaus Berlin
Termine: +49 (0) 30 2841 – 1901 und 1903
endoexoberlin@Bundeswehr.org

Begutachteter Beitrag/reviewed paper

Literatur:

- [1] Schröter P, Müller CH, Oelßner B. Transkutane osseointegrierte Prothesensysteme (TOPS). Orthopädie Technik, 2020; 71 (8): 30-36
- [2] van de Meent H, Leijendekkers RA, Warlé MC, Frölke JPM. Knochenverankerte osseointegrierte Prothesen für Patienten mit Ober- oder Unterschenkelamputation. Orthopädie Technik, 2019; 70 (8): 42-46
- [3] Hebert JS, Rehani M, Stiegelmar R. Osseointegration for lower-limb amputation: a systematic review of clinical outcomes. JBJS Reviews, 2017; 5 (10): e10
- [4] Grundei H. Bewegung ist Leben – Das ESKA stieladaptierte Endo-Exo Prothesenversorgungskonzept. Anleitung für den Orthopädietechniker [Blattsammlung]
- [5] Bellmann M, Blumentritt S, Pusch M, Schmalz T, Schönemeier M. Das 3D L.A.S.A.R. – eine neue Generation der Statik-Analyse zur Optimierung des Aufbaus von Prothesen und Orthesen. Orthopädie Technik, 2017; 68 (12): 18-25
- [6] Bunke S, Wulff W, Kraft M. Risikoanalyse im Gebrauch einer knochenverankerten Gliedmaßenprothese. Orthopädie Technik, 2011; (10): 800-804
- [7] Timmermann A, Grundei H. Das endostieladaptierte Exo-Prothesenversorgungskonzept „nach Dr. Grundei“. Erst- und Folgeversorgungen auch nach Jahrzehnten mit einer schaftgeführten Prothese. Orthopädie Technik, 2019; 70 (7): 22-25
- [8] Sturma A, Gstöttner C, Salminger St, Aszmann OC. Osseointegration bei transhumeraler Amputation: Vorteile, Herausforderungen und Limitationen. Orthopädie Technik, 2020; 71 (8): 46-51