

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Technische Orthopädie
und Rehabilitation

Direktor: Univ.-Prof. Dr. H.H. Wetz

Aktivitätsklassen und Verlauf im Zeitraum von zehn Jahren:
Retrospektive Analyse von 69 einseitig
beinamputierten Patienten aus der Klinik und Poliklinik
für Technische Orthopädie und Rehabilitation in Münster von 1998 - 2008

INAUGURAL – DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae dentium

der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von Can Elio,

geb. Demirdag

aus Izmit

2010

Gedruckt mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms – Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. W. Schmitz

1. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. H.H. Wetz

2. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Dr. Dr. h.c. U. Joos

Tag der mündlichen Prüfung: 25.10.2010

Für meine Eltern

Edibe und Ilyas

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Technische Orthopädie
und Rehabilitation

Direktor: Univ.-Prof. Dr. H.H. Wetz

Referent: Univ.-Prof. Dr. HH Wetz

Koreferent: Univ.-Prof. Dr. Dr. Dr. h.c. U. Joos

Zusammenfassung:

Aktivitätsklassen und Verlauf im Zeitraum von zehn Jahren:

Retrospektive Analyse von 69 einseitig

beinamputierten Patienten aus der Klinik und Poliklinik

für Technische Orthopädie und Rehabilitation in Münster von 1998 - 2008

Elio, Can

Das Patientengut der Klinik und Poliklinik für technische Orthopädie und Rehabilitation der Universitätsklinik Münster wurde bezüglich einseitig beinamputierter Patienten, die durchgehend im Zeitraum von 1998 bis 2008 in der Klinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation behandelt wurden, untersucht. Die Studie umfasst die retrospektive Analyse von Daten aus Krankenblättern von 69 aktiven bzw. gehfähigen amputierten Patienten. Ziel der Arbeit ist es, bestimmende Faktoren der Aktivitätsklasse darzustellen und Veränderungen bzw. Verläufe in Zeitraum von zehn Jahren aufzuzeigen. Die prothetische Versorgung des Patientenguts wurde ebenfalls untersucht. Die Validität der ermittelten Aktivitätsklasse wurde anhand eines telefonisch ermittelten Profilerhebungsbogens überprüft.

Die Untersuchungen zeigten, dass Amputationshöhe, Geschlecht, Amputationsursache, Alter und Mehrfachbehinderungen entscheidende Einflussfaktoren für die Zuordnung zu Aktivitätsklassen darstellen. Bei einem Fünftel der Patienten fanden Änderung der Aktivitätsklasse statt. Der größte Anteil an Veränderungen betraf Patienten der Aktivitätsklasse 2, wobei der Anteil an Verschlechterungen doppelt so hoch war wie an Verbesserungen. Grundsätzlich haben Unterschenkelamputierte eine bessere Voraussetzung für langfristige Mobilität als Oberschenkelamputierte.

Tag der mündlichen Prüfung: 25.10.2010

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1 Einführung	1
1.2 Ziel der Arbeit	1
2. Grundlagen	2
2.1 Amputation unterer Extremitäten in Deutschland	2
2.2 Amputationshöhe	3
2.3 Rehabilitation und Mobilität	4
2.4 Mobilitätsklassen/ Aktivitätsklassen	4
2.5 Prothetische Versorgung/ Hilfsmittel	8
2.5.1 Unterschenkelprothese	9
2.5.2 Oberschenkelprothese	10
2.5.3 Kniepassteile	11
2.5.4 Fußpassteile	14
3. Patienten und Methodik	16
3.1 Patientenauswahl	16
3.2 Datenerfassung	18
3.3 Verlauf	19
3.4 Validität	20
4. Ergebnisse	22
4.1 Struktur der Patienten	22
4.2 Geschlechterverteilung	22
4.3 Seitenlokalisation	23
4.4 Altersstruktur und Amputationszeit	23
4.5 Amputationsursache	24
4.6 Stumpflänge	25
4.7 Aktivitätsklassen	25
4.7.1 Aktivitätsklasse und Amputationshöhe	28
4.7.2 Aktivitätsklasse und Geschlecht	30

4.7.3 Aktivitätsklasse und Seitenlokalisierung	30
4.7.4 Aktivitätsklasse und Körpergewicht	31
4.7.5 Amputationsursache und Aktivitätsklasse	32
4.7.6 Aktivitätsklasse und Altersverlauf	33
4.7.7 Aktivitätsklasse und Amputationsalter	35
4.7.8 Aktivitätsklasse und Stumpflänge	36
4.8 Einfluss von Mehrfachbehinderungen und Begleiterkrankungen	38
4.9 Prothetische Versorgung	40
4.9.1 Prothetische Versorgung Oberschenkelamputierter	40
4.9.1.1 Kniepassteile	40
4.9.1.2 Fußpassteile	43
4.9.2 Prothetische Versorgung Unterschenkelamputierter	46
4.9.2.1 Fußpassteile	46
5. Diskussion	49
5.1 Einleitung	49
5.2 Auswertung der Basisdaten	50
5.2.1 Amputationshöhe	50
5.2.2 Geschlechterverteilung	51
5.2.3 Seitenlokalisierung	52
5.2.4 Altersstruktur und Amputationszeit	52
5.2.5 Amputationsursache	53
5.2.6 Stumpflänge	54
5.3 Aktivitätsklassen	55
5.3.1 Aktivitätsklasse und Amputationshöhen	55
5.3.2 Änderung der Mobilitätsklasse	55
5.3.3 Aktivitätsklasse und Geschlecht	57
5.3.4 Aktivitätsklasse und Seitenlokalisierung	57
5.3.5 Aktivitätsklasse und Körpergewicht	58
5.3.6 Aktivitätsklasse und Amputationsursache	59
5.3.7 Aktivitätsklasse und Altersverlauf	59

5.3.8 Aktivitätsklasse und Amputationsalter/ -zeit	60
5.3.9 Aktivitätsklasse und Stumpflänge	61
5.4 Einfluss von Mehrfachbehinderungen und Begleiterkrankungen	61
5.5 Prothetische Versorgung	62
5.5.1 Oberschenkelamputierte	62
5.5.1.1 Kniepassteile	62
5.5.1.2 Fußpassteile	63
5.5.2 Unterschenkelamputierte	64
5.5.2.1 Fußpassteile	64
6. Zusammenfassung	65
7. Literaturverzeichnis	67
Abbildungsverzeichnis	77
Tabellenverzeichnis	78
Lebenslauf	79
Danksagung	80
I. Anhang	
Fragebogen/ Profilerhebungsbogen	

1. Einleitung

1.1 Einführung

Der Verlust einer Extremität, unabhängig von welcher Ursache, bedeutet für den betroffenen Menschen sowohl körperlich als auch psychisch eine sehr schwere Belastung [21]. Untrennbar mit dem chirurgischen Eingriff der Amputation verbunden ist der Ersatz des verlorenen Gliedmaßenabschnitts durch eine Prothese [20]. Als wichtigste Ursache für die Ausprägung von psychischen Störungen zeigte sich in Studien die Akzeptanz der Prothese [21]. Viele Patienten erhoffen sich von der Prothese die gleiche Mobilität und Beweglichkeit wie vor der Amputation.

Die Wiedergewinnung der körperlichen und psychischen Integrität stellt das höchste Maß orthopädischer Technik dar.

Die Art der Prothesenversorgung richtet sich nach dem zu erwartenden Rehabilitationsziel und dem Rehabilitationspotenzial. Zur Bestimmung der Aktivitätsklasse bzw. des Mobilitätsgrades ist vom Medizinischen Dienst der Spitzenverbände MDS ein Profilerhebungsbogen ausgearbeitet worden. Anhand des Profilerhebungsbogens kann der Patient einer Aktivitätsklasse zugeordnet werden, aus der sich die Grundforderungen an die Prothese und die Paseteilkonfiguration ergeben [58]. Die Einstufung in die Aktivitätsklassen 0 bis 4 ist weit verbreitet und von Kostenträgern, Versorgern und der Industrie allgemein anerkannt [106].

1.2 Ziel der Arbeit

Die Bestimmung der Aktivitätsklasse eines Patienten ist eine Momentaufnahme, die nicht für alle Zeit Gültigkeit besitzt [8]. Die Einstufung in Aktivitätsklassen ist weit verbreitet und im klinischen Gebrauch gängig. Die Zuteilung bzw. Verordnung von Hilfsmitteln beruht auf die Einstufung in die jeweilige Mobilitätsklasse. Ziel der Arbeit ist es den Verlauf der Mobilitätsgrade von Oberschenkel- und Unterschenkelamputierten Patienten der Technischen Orthopädie Münster im Zeitraum von 1998 bis 2008 zu verfolgen und eine allgemeine Zusammenfassung über Aktivitätsklassen zu schaffen. Dieses beinhaltet die Untersuchung verschiedener Faktoren, die den Verlauf von Mobilitätsklassen beeinflussen und Aufschluss geben über die prothetische Versorgung in der Technischen Orthopädie Münster.

2 Grundlagen

2.1 Amputation unterer Extremitäten in Deutschland

Ohne Zweifel gehört die Entscheidung zur Amputation mit zu den schwierigsten Aufgaben des behandelnden Arztes. Ursachen für eine Amputation können starke Verletzungen, arterielle Durchblutungsstörungen, Diabetes mellitus, schwere Infektionen oder Tumore sein [6, 31, 68].

„Vor 30 Jahren hat der Anteil der Beinamputationen infolge arterieller Durchblutungsstörungen nur 50 Prozent, vor 60 Jahren gar nur 30 Prozent betragen. Der heutige Anteil von 80-90 Prozent hält sich seit gut 20 Jahren konstant und dürfte sich auch in Zukunft kaum ändern.“

[6]

Dabei bezieht sich Baumgartner auf die jährlich durchgeführten Amputationen in Industrieländern. In einer statistischen Auswertung des Wissenschaftlichen Instituts der AOK lag 2002 bei 68,6 Prozent der Patienten, bei denen Amputationen und Revisionen an den unteren Extremitäten durchgeführt wurden, ein Diabetes mellitus in der Krankengeschichte vor [45]. Trotz verbesserter medizinischer Versorgung ist die Rate der Amputationen konstant geblieben, da Durchblutungsstörungen und Mikro- bzw. Makroangiopathien bei Diabetes mellitus zunehmen [50]. In der AOK-Statistik wird ebenfalls ersichtlich, dass 2002 in Deutschland 44.252 Amputationen an den unteren Extremitäten durchgeführt wurden, von denen 19.079 (43,11%) im Bereich des Ober- bzw. Unterschenkels, mit Einschluss der Knieexartikulation, stattfanden. Amputationen der unteren Extremitäten sind etwa 20-fach häufiger als Amputationen der oberen Extremitäten [100].

Das Statistische Bundesamt führt seit 1985 alle zwei Jahre eine Bundesstatistik über schwerbehinderte Menschen durch. Im Rahmen der Schwerbehindertenstatistik wird der aktuelle Anteil von Menschen mit einer Amputation in der Gesamtbevölkerung wiedergegeben. Es werden Menschen erfasst, bei denen ein Grad der Behinderung (GdB) von 50 oder höher festgestellt wurde. Das Statistische Bundesamt [94] hat folgende Hauptursachen für den Verlust oder Teilverlust eines Beines, bezogen auf die Bundesrepublik Deutschland, herausgegeben: Amputation nach Trauma 39,52 Prozent (18,13% Kriegs-

versehrte und 21,39% Unfälle); Allgemeinerkrankheiten, die nicht weiter differenziert wurden, 44,12 Prozent. Diese Daten beziehen sich auf die Summe der Menschen, die zum Zeitpunkt 31.12.2007 in Deutschland einseitig beinamputiert waren. Nach Angaben des Statistischen Bundesamtes [94] nahm die Anzahl der Kriegs-, Wehrdienst oder Zivildienstbeschädigten deutlich ab. Ende 1997 wurden 212.286 Kriegs-, Wehrdienst oder Zivildienstbeschädigte registriert, Ende 2007 nur 76.989. Das ist ein Rückgang von 63,73 Prozent in zehn Jahren. Im Korrelat sank die Anzahl der einseitig Beinamputierten. 1997 waren 67.272 Menschen in der Bundesrepublik Deutschland einseitig amputiert, 2007 nur noch 44.181, ein Rückgang von 34,32 Prozent.

Diese sinkende Tendenz der Anzahl von Amputierten ist einerseits mit einer verbesserten medizinischen Prävention und andererseits mit dem Ableben von älteren infolge des Zweiten Weltkriegs amputierten Menschen zu begründen.

In Bezug auf die Amputationsursachen waren 1999 34,87 Prozent aller einseitig amputierten Menschen Kriegs- Wehrdienst oder Zivildienstbeschädigte, 2003 26,61 Prozent und Ende 2007 nur noch 18,13 Prozent. Im Gegensatz dazu nahm der Anteil der Allgemeinerkrankungen als Amputationsursachen zu. 1999 waren 40,53 Prozent der Betroffenen auf Grund von Allgemeinerkrankungen einseitig amputiert, 2003 42,51 Prozent und 2007 44,12 Prozent [93].

2.2 Amputationshöhe

Die vorliegende Studie beschränkt sich auf Patienten mit einseitiger Unterschenkelamputation, Knieexartikulation oder Oberschenkelamputation. Die Amputationshöhe mit der geringsten Auswirkung stellt die eines Zehenendglieds dar, die mit der größten Auswirkung im Bereich der unteren Extremität die Hemikorporektomie [104]. Das Rehabilitationsergebnis ist von der Amputationshöhe abhängig. Die Wiederherstellung der Mobilität bei Menschen mit einer Oberschenkelamputation ist auf Grund der geringeren Stumpflänge und des Fehlens des Kniegelenks mit größeren Schwierigkeiten verbunden als bei denen mit einer Unterschenkelamputation. Mit Verlust beider Kniegelenke sinkt die Chance auf Wiedergewinnung der Gehfähigkeit mit Prothesen drastisch ab [74]. Der Unterschenkelamputierte hat eine signifikant bessere Prognose bezüglich der Gehfähigkeit [21]. Das Amputationsniveau sollte so weit wie möglich distal liegen, um ein Höchstmaß an Mobilität zu gewährleisten [60, 23]. Es gilt das Prinzip: je peripherer die Amputation, desto geringer die Behinderung des Betroffenen.

2.3 Rehabilitation und Mobilität

Die Rehabilitation eines beinamputierten Patienten ist nur durch eine ganzheitliche interdisziplinäre Zusammenarbeit möglich [38, 68]. Das Rehabilitationsteam besteht aus Ärzten, Physiotherapeuten, Psychologen, Pflegern, Orthopädietechnikern und Ergotherapeuten. Das gemeinsame Ziel lautet, die größtmögliche Selbstständigkeit des Patienten im privaten, gesellschaftlichen und beruflichen Leben zu erreichen [47]. Um den Erfolg zu gewährleisten, ist eine suffiziente operative Versorgung obligat. Dabei gehört die Wahl der richtigen Amputationshöhe, die Stumpfbeschaffenheit bzw. Stumpfbelastbarkeit und somit eine gute Stumpfqualität, etwa durch gute Weichteildeckung und Lage der Narbe zu den wichtigsten chirurgischen Zielen [8]. Die Rehabilitation und die Prothesenversorgung sind eng miteinander verbunden. Die Rehabilitationsversorgung besteht aus der präoperativen und der postoperativen Phase [49, 67, 68, 99], wobei die präoperative Phase dem Patienten hilft, postoperativ mit seiner Situation besser fertig zu werden [68]. Die präoperative Phase beinhaltet die Erfassung des allgemeinmedizinischen Zustandes, sowie die Behandlung von Grund- und Begleiterkrankungen. Weitere wichtige Aspekte bilden Gespräche und Aufklärung des Patienten, die eine realistische Einschätzung des Rehabilitationszieles entsprechend der individuellen Leistungsfähigkeit beinhalten [10, 27]. Die postoperative Phase besteht aus Wiederherstellung des Allgemeinzustandes, Transferübungen, der allgemeinen Kräftigung, der Stumpfbandage und der Stumpfpflege [49, 68]. Die Leitlinien der DGOOC (Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie) und des Berufsverbandes der Ärzte für Orthopädie (BVO) empfehlen eine Prothesenversorgung in der Rehabilitationsklinik [4]. Das frühestmögliche Prothesentraining ist anzustreben [1]. Sie zielt auf das Formen des Stumpfes und bietet weitere Vorteile wie die Frühmobilisation, geringere Muskelatrophie, exakte Ödemkontrolle mit besseren Heilungsbedingungen und die Verringerung der Wundheilungsstörung [10, 24, 82].

2.4 Mobilitätsklassen/ Aktivitätsklassen

Die Versuche, die Leistungsfähigkeit von Patienten in Kategorien einzuteilen, haben eine lange Historie. Man wünschte sich eine von Kostenträgern, Versorgern und der Industrie allgemein anerkannte Mobilitätsklassifizierung und erhoffte sich eine besonders bedarfsgerechte und individuelle Mobilitätseinstufung. Das Ziel war es, die Pass-
teilauswahl durch objektivierte Kriterien auch individuell zu erleichtern und zu vereinfachen [86]. Auf der Suche nach einem solchen Hilfsmittel, das sowohl den berechtigten Ansprüche des Patienten gerecht wird als auch diese realistisch einschätzt, wurden Leistungs-Scores, Aktivitätseinteilungen und Profilerhebungen entwickelt [59].

Das sogenannte LPAD-System (nach den Orthopädietechnikern Löhr, Pille und Anker benannt) wurde bereits 1993 eingeführt [10]. Die Einstufung erfolgte nach einem Punkteschema in drei Versorgungsstufen: die Geriatric-, Jedermann- und dynamische Versorgung. Dabei wurden die drei Kategorien Familie (Gesellschaft) (max. 60 Punkte), Beruf (max. 80 Punkte) und Freizeit (max. 80 Punkte) beurteilt und gescort [1, 64]. Es zeigte sich, dass diese einfache Einteilung für spezielle Fragestellungen, besonders in Bezug auf die prothetische Versorgung, nicht ausreichend war [101]. Eine Weiterentwicklung ist die Einteilung nach Funktionsklassen bzw. Mobilitätsgraden. 1995 führte die US Health Care Financing Administration (HCFA) eine Klassifikation für beinamputierte Menschen ein. Die HCFA ist eine öffentliche Verwaltungs- und Überwachungsbehörde des US-amerikanischen Medicare- und Medicaid-Programms. Diese Programme repräsentieren die öffentliche Krankenversicherung in den USA, die für ältere (ab 65 Jahren), behinderte und sozial schwache Amerikaner entstehen. Die sogenannte MFCL (Medicare Functional Classification Level) besteht aus der Zuordnung in fünf Funktionslevel K0 („nonambulator“) bis K4 (high-lever user), die sich an den Fähigkeiten oder dem Potenzial eines Amputierten orientieren [32]. Dabei bezieht sich die Einteilung oft nur auf das Gehpotential eines Patienten und stützt sich meist auf subjektive Patientenberichte. Die tatsächliche täglich mögliche Aktivität bleibt unberücksichtigt [30]. Weitgehend wurde die heutige Definition der Aktivitätsklassen 0 bis 4 vom Versorgungssystem in den USA übernommen [34]. Die Ermittlung der Aktivitätsklasse bzw. des Funktionslevels selbst wurde stark modifiziert.

Grundsätzlich sind klinische Instrumente, nach denen der funktionelle Status der Patienten erfasst wird, oft im Gebrauch. Die ADL-Skalen wurden bereits 1963 von Katz et al. [55] entwickelt, um die Pflegebedürftigkeit von kranken älteren Menschen zu ermitteln. Das ADL-System (activities of daily living) überprüft in Kombination mit dem Barthel-Index [5] die Selbstständigkeit bzw. Abhängigkeit des geriatrischen Patienten in den Aktivitäten des täglichen Lebens [48, 85]. Der Barthel-Index ist ein Verfahren zur systematischen Erfassung grundlegender Alltagsfunktionen [85, 88]. Mit diesem System wird die Basis für die individuelle Therapieplanung gestellt. Der Medizinische Dienst der Krankenversicherung (MDK) gründet primär auf diesem Messinstrument seine Empfehlung über Genehmigung oder Ablehnung einer Maßnahme [85]. In Anlehnung an solche Verfahren wurden Scores entwickelt, die den funktionellen Aspekten des Prothesenträgers gerecht werden sollten.

Der Ampu-Pro-Score, zum Beispiel, ist ein Instrument zur Verlaufs- und Ergebniskontrolle von Rehabilitationsmaßnahmen. Der Score verfügt über 13 Items, die in die drei Kategorien Schmerz, Aktivitäten des täglichen Lebens und Prothesengebrauch gegliedert sind. In die Gesamtwertung gehen die drei Kategorien in gleicher Wertigkeit ein [37, 70]. Er wird von einem Expertenteam aus Arzt, Therapeut und Orthopädietechniker in Zusammenarbeit mit dem Patienten ausgefüllt [37]. Modifikationen solcher Scores

sind durch Autoren beschrieben und zur Bestimmung des Aktivitätsgrades benutzt worden. Durch Änderung der Gewichtung der Kategorien und durch das Verändern oder Zusetzen verschiedener Items wurden diese benutzt, um verschiedene spezifische Fragestellungen zu beantworten. Die Höhe der erreichten Punktzahl bestimmt die Zuordnung in ein Aktivitätsniveau. Dabei bezieht sich der Score nur auf die aktuelle Aktivität des Patienten, das Potenzial bleibt unberücksichtigt.

Die Ermittlung der Aktivitätsklasse über Erhebungsbögen wurden 1996 beschrieben [86]. Auf diesem Erhebungsbogen sind tabellarisch Tätigkeiten des täglichen Lebens vorgegeben, denen Aktivitätsgrade zugeordnet wurden. Alle Tätigkeiten, die der Patient voraussichtlich ausführen kann, werden angekreuzt. Der höchste Aktivitätsgrad ergibt die Aktivitätsklasse [34].

Die Idee, aus den aktuellen Fähigkeiten das Potenzial bzw. Therapieziel eines Patienten festzulegen, spiegelt sich in den aktuellen Mobilitätsklassen bzw. Aktivitätsklassen wieder. Die Einteilung verläuft in fünf Mobilitätsgrade, ähnlich der MFCL, und bildet die Grundlage für die Wahl des Prothesentyps [10]. Der Mobilitätsgrad muss den momentanen und realistisch zu erwartenden Fähigkeiten bzw. Mobilitätserwartungen des Patienten entsprechen. Um geeignete Erhebungsmaßnahmen zu treffen und damit eine realistische Einteilung vorauszusetzen, wurde der Profilerhebungsbogen erstellt. Der Profilerhebungsbogen wurde von der Technischen Orthopädie Münster in Zusammenarbeit mit dem Bundesinnungsverband und der Bundesfachschule für Orthopädie-Technik im Auftrag des MDS 2001 erarbeitet. Anhand dieses Fragenbogens werden Angaben zum Patienten, zur Amputation, zum Gesundheitszustand, zur prothetischen Versorgung und zur zu versorgenden Extremität gemacht, sowie die Fähigkeiten und Mobilitätsmerkmale ermittelt [37]. Der Profilerhebungsbogen ist wie folgt gegliedert [59]:

1. Personendaten
2. Angaben zur Amputation
3. Angaben zur Versorgung
4. Spezielle Angaben zum prothetisch zu versorgenden und zum kontralateralen Bein
5. Fähigkeiten/ Mobilitätsmerkmale des Patienten (am Tag der Erhebung)
6. Beurteiler
7. Anhang (Maßblätter)

Vorraussetzung für Punkt 5 ist eine klinische Untersuchung der Fähigkeiten [8, 10, 59]. Die Zuordnung der Patienten in die jeweiligen Aktivitätsklassen erfolgte nach den allgemeinen Definitionen des MDS:

Beschreibung des Therapieziels unter Berücksichtigung der momentanen und realistisch zu erwartenden Fähigkeit des Patienten:

0. Nichtgehfähiger

Der Patient besitzt aufgrund des schlechten physischen und psychischen Zustandes zur Zeit selbst mit fremder Hilfe nicht die Fähigkeit, sich mit einer Prothese fortzubewegen oder sie zum Transfer zu nutzen. Eine kosmetische, nicht mobilisierende Prothesenversorgung zur Wiederherstellung des äußeren Erscheinungsbildes kann angezeigt sein.

Therapieziel: Wiederherstellung des äußeren Erscheinungsbildes, Mobilisierung mit dem Rollstuhl

1. Innenbereichsgeher

Der Patient besitzt die Fähigkeit oder das Potenzial, eine Prothese für Transferzwecke oder zur Fortbewegung auf ebenen Böden mit geringer Gehgeschwindigkeit zu nutzen. Gehdauer und Gehstrecke sind aufgrund seines Zustandes stark limitiert.

Therapieziel: Wiederherstellung der Stehfähigkeit und der auf den Innenbereich limitierten Gehfähigkeit

2. Eingeschränkter Außenbereichsgeher

Der Patient besitzt die Fähigkeit oder das Potenzial, sich mit einer Prothese mit geringer Gehgeschwindigkeit fortzubewegen und dabei niedrige Umwelthindernisse, wie Bordsteine, einzelne Stufen oder unebene Böden, zu überwinden. Gehdauer und Gehstrecke sind aufgrund seines Zustandes limitiert.

Therapieziel: Wiederherstellung der Stehfähigkeit, der auf den Innenbereich und auf den Außenbereich limitierten Gehfähigkeit

3. Uneingeschränkter Außenbereichsgeher

Der Patient besitzt die Fähigkeit oder das Potenzial, sich mit einer Prothese mit mittlerer bis hoher, auch veränderlicher Gehgeschwindigkeit fortzubewegen und dabei die meisten Umwelthindernisse zu überwinden. Er besitzt außerdem die Fähigkeit, sich im freien Gelände zu bewegen und kann berufliche, therapeutische und andere Aktivitäten ausüben, die die Prothese nicht überdurchschnittlicher, mechanischer Beanspruchung aussetzt. Ggf. besteht ein erhöhter Sicherheitsbedarf aufgrund Sekundärbedingungen (zusätzliche Behinderung, besondere Lebensbedingungen) in Verbindung mit einem

mittleren bis hohen Mobilitätsanspruch. Gehdauer und Gehstrecke sind im Vergleich zum Unbehinderten nur unwesentlich limitiert.

Therapieziel: Wiederherstellung der Stehfähigkeit, der im Innenbereich nicht und im Außenbereich nur unwesentlich limitierten Gehfähigkeit

4. Uneingeschränkter Außenbereichsgeher mit besonders hohen Ansprüchen

Der Patient besitzt die Fähigkeit oder das Potenzial, sich mit einer Prothese wie der uneingeschränkte Außenbereichsgeher fortzubewegen. Zusätzlich können aufgrund der hohen funktionellen Anforderungen hohe Stoßbelastungen, Spannungen, Verformungen auftreten. Gehdauer und Gehstrecken sind nicht limitiert.

Therapieziel: Wiederherstellung der Stehfähigkeit, der im Innenbereich nicht und im Außenbereich unlimitierten Geh- und Mobilitätsfähigkeit.

Entsprechend der Mobilitätsgrade steigt der Anspruch an die prothetische Versorgung. Wichtige Aussagen werden nicht nur über aktuelle Fähigkeiten getroffen, sondern auch über Mobilitätserwartungen, die direkten Bezug zur Versorgung haben [59].

2.5 Prothetische Versorgung/ Hilfsmittel

In der Definition der gesetzlichen Krankenversicherungen sind Hilfsmittel Körperersatzstücke zum Ausgleich eines körperlichen Funktionsdefizits [83]. Die Rechte und Pflichten von Arzt, Krankenkasse und Leistungserbringer sind bei der Verordnung von Hilfsmitteln gesetzlich geregelt. Zu den Rechten des Arztes zählt die Verordnung von Hilfsmitteln mit entsprechender Begründung. Zu seinen Pflichten gehört die Abnahme und Prüfung des Produktes. Die Krankenkassen prüfen den Versorgungsanspruch und entscheiden über die Genehmigung der Verordnung unter Beachtung des Wirtschaftlichkeitsgebots, d.h. dass bei Hilfsmitteln und Leistungen, die über das Maß des Notwendigen hinausgehen, der Versicherte die Mehrkosten trägt [22]. Dass dieser Sachverhalt zu gerichtlichen Auseinandersetzungen geführt hat und noch führt, ist sowohl Ärzten, Krankenkassen und einigen Patienten bekannt. Um die Diskussion mit dem Kostenträger über das „medizinisch Notwendige“ möglichst zu erleichtern, wurde das Anforderungsprofil des Patienten über den Profilerhebungsbogen definiert [90] und im Hilfsmittelverzeichnis in der Produktgruppe 24 verankert.

In der modernen Orthopädietechnik der unteren Extremitäten sind Prothesensysteme in Modular-Bauweise der allgemeine Versorgungsstandard. Die Idee der Pussteil-Prothese geht auf Otto Bock 1919 zurück, der die Prothese in drei Bauabschnitte teilte. 1969 ordnete Max Näder die Priorität der Bauelemente. Die funktionelle Rohrskelett-Prothese

mit kosmetischer Verkleidung fand verstärkt Einzug in die Beinprothetik [71, 72]. Die tragenden Elemente liegen innerhalb der kosmetischen Schaumstoff-Verkleidung. Die Prothesenpassteile oder -module bestehen aus vier grundsätzlichen Elementen: Oberschaft, Kniegelenk, Prothesenfuß und Kosmetik. In den heutigen Standardkonstruktionen werden die Prothesensäfte individuell und die übrigen Passteile industriell hergestellt.

2.5.1 Unterschenkelprothese

Die Modularbauteile bestehen aus einem Schaft, einem Rohr, einem Fußpassteil und Adapter, die individuell auf den Patienten abgestimmt werden. Bei der Unterschenkelprothese stehen prinzipiell zwei Versorgungsmöglichkeiten zur Wahl [8, 36]:

1. Prothese mit Oberschaft
2. Unterschenkelkurzprothese

Die Unterschenkelkurzprothese ist heutiger Standard. Das Indikationsspektrum für Unterschenkelprothesen mit Oberschaft ist heutzutage sehr eng und bildet die Ausnahme, da die Nachteile einer solchen Versorgung deutlich überwiegen. Mindestens 95% aller Unterschenkelamputierten sind mit Kurzprothesen versorgbar [10]. Das Funktionsprinzip der Kurzprothese beruht auf einer exakten Einbettung des Unterschenkelstumpfes in den Prothesenschaft [9].

Die erste Prothese ohne Oberhülse war die an der Universität von Kalifornien entwickelte PTB-Prothese (Patella-Tendon-Bearing). Die 1963 von Radcliff entwickelte PTB-Einbettung ist die einfachste Form der Kurzprothese, die über eine Abstützung am Ligamentum patellae und einen Gegenhalt in der Kniekehle verfügte. Diese suprakondyläre Aufhängung verhindert das Abrutschen der Prothese am Stumpf während der Schwungphase [9, 12, 92].

Die Weiterentwicklung des PTB Prinzips ist die KBM-Prothese (Kondylen-Bettung Münster) durch Kuhn. Die KBM-Prothese ist der PTB-Prothese ähnlich, jedoch mit einer Umgreifung der Femurkondylen. Das Patellaband der PTB-Prothese wird durch einen medialen und lateralen Schaftaufbau ersetzt [12] und durch einen von medial her eingebrachten Verriegelungskeil fest mit den Kondylen verbunden.

Eine weitere Modifikation ist die PTS-Einbettung (Prothese Tibiale Supracondylienne). Der Schaftaufbau umfasst nicht nur medial und lateral die Kondylen, sondern auch die Kniescheibe.

Die aktuellen Prothesensysteme sind mit Linern ausgestattet, die die Stumpfhftung erhöhen. Zielsetzung ist ein großflächiger Kontakt zwischen Stumpf und Schaft. Die

Versorgung mit Linern hat sich als Alternative zum Weichwandinnenschaft durchgesetzt [10]. Grundsätzlich unterscheidet man Silikonliner und Gelliner aus Polyurethan, die verschiedene Indikationsspektren besitzen [14]. Der Schaft wird durch die Haftung des Silikonmaterials auf der Haut fixiert. Mit einem Verschlussstück (Shuttle-Lock, Clutch-Lock) wird das Silikoninnenteil an den Prothesenschaft angekoppelt und kann durch einen Entriegelungstift wieder gelöst werden.

Einen ganz neuen Ansatz verfolgt das Harmony-System der Firma Otto-Bock. Das System wird als VASS (Vacuum Assisted Socket-System) bezeichnet. Über einen Unterdruckmechanismus wird die Haftung am Stumpf erzeugt. Dies erfolgt durch eine Pumpe und ein Ausstoßventil. Der benötigte Unterdruck kann entweder mechanisch oder elektronisch geregelt werden.

2.5.2 Oberschenkelprothese

Die Oberschenkelprothese besteht aus einem Schaft, einem Kniegelenk, einem Rohr und einem Fußpassteil. Wie in der Unterschenkelprothetik gibt es viele Schaft- und Prothesensysteme aus unterschiedlichen Materialien und in unterschiedlichen Variationen und Kombinationen.

Im wesentlichen unterscheidet man drei Schaftformen:

1. Die querovale Schaftform (tuberunterstützendes System)
2. Die längsovale Schaftform (tuberumgreifendes System)
3. Der M.A.S.-Schaft (Marlo Anatomical Socket)

Die traditionelle querovale Schaftform wurde von der längsovalen Schaftform als Standard abgelöst. Grundsätzlich sollte in der modernen Orthopädie die Querovaltechnik nicht in Betracht gezogen werden [80].

Das tuberunterstützende System hielt sich trotz seiner vielen negativen Eigenschaften, wobei sich die negativen Auswirkungen erst nach Jahren bemerkbar machen. Erste dokumentierte Forderungen einer tuberumgreifenden Stumpfeinbettung erfolgten bereits 1911 durch Riedel [105], der Durchbruch gelang aber erst durch Long und Sabolich 1985. Ein querovaler Schaft verformt viel stärker die Weichteile als ein längsovaler Schaft, der eher den anatomischen Verhältnissen entspricht. Die Kompression der Weichteile beeinflusst negativ die Durchblutung [80]. Außer der Behinderung der Zirkulation sind Schädigungen an Weichteilen, die Gefahr der Osteoporose und Zuspitzen des Knochens programmiert [7]. In einer aktuellen Studie der Technischen Orthopädie Münster wird belegt, dass der Prothesenhub, der Beckenschiefstand und die Druckver-

hältnisse durch die Verwendung von tuberumgreifenden Schäften signifikant verringert werden [111].

Der M.A.S.-Schaft wurde 1999 von Marlo Ortiz Vazquez del Mercado, Mexiko, entwickelt. Der M.A.S.-Schaft, eine Weiterentwicklung des tuberumgreifenden Schaftes, umgreift Sitzbein und Ramus, dabei liegt die Beckenumfassung so weit anterior wie möglich über der medialen Ansicht des ischio-pubischen Ramus [75]. Das Ziel ist es, den Patienten eine bessere Steuerung der Prothese und höhere Bewegungsfreiheit zu bieten. Die Patientenaussagen stimmen sehr positiv, stellen den Orthopädietechniker aber vor eine große Herausforderung. Klinische Studien und Langzeitergebnisse fehlen bislang.

2.5.3 Kniepassteile

Das Kniegelenk ist nicht nur das größte Gelenk des menschlichen Körpers, sondern auch ein äußerst komplexes. Die Mobilität und Stabilität des Kniegelenks sind für das normale Gangbild überaus wichtig. In der Standphase ist das Knie für die Stabilität entscheidend. Dazu muss es blockiert werden. In der Schwungphase bestimmt die Beweglichkeit, ob das Bein ungehindert vorschwingen kann. Das Kniegelenk verfügt über vier Freiheitsgrade. Die Hauptbewegung findet in der Sagittalebene statt: Flexion und Extension. In der Frontal- und Horizontalebene besitzt das Gelenk nur kleine Bewegungsradien. Die Freiheitsgrade mit den geringeren Bewegungsausmaßen korrelieren mit der Flexion und Extension. Beim Gehen wirken auf das Kniegelenk Kräfte, die dem Dreifachen des Körpergewichts entsprechen. Das künstliche Kniegelenk muss die Muskulatur ersetzen, welche beim Nichtamputierten die Gelenkkontrolle übernimmt. Aus orthopädisch-technischer Sicht stellt die Wahl des richtigen Kniepassteils mit seinen spezifischen funktionellen Eigenschaften einen wesentlichen Schritt zum Erreichen des Rehabilitationsziels Oberschenkelamputierter dar.

Die große Vielfalt der Kniepassteile zu klassifizieren stellt sich als große Herausforderung dar. Eine einfache Möglichkeit ist die Einteilung in ein- oder mehrachsige Kniepassteile, mit und ohne Sperre. Die Schwungphasendämpfung kann eingeteilt werden in mechanisch, pneumatisch und hydraulisch und von Hand einstellbar oder elektronisch [8].

Die Frage der funktionalen Bedarfsdeckung des Amputierten bleibt bei dieser einfachen Gliederung unbeantwortet. In einer Veröffentlichung von Kaphingst [53] im Jahre 2003 ist in Anlehnung an die Aktivitätsklassen des MDS eine erste Zuordnung von Prothesenkomponenten, speziell Fuß- und Kniepassteilen, durchgeführt worden. Dabei standen die funktionalen Bewertungskriterien im Vordergrund.

Zur Zuordnung der auf dem Markt befindlichen Kniepassteile in die passenden Mobilitätsgrade des MDS wurde 2003 ein Kniegelenkskatalog in der Klinischen Prüfstelle in Münster entwickelt. Ziel des Katalogs ist die Zuordnung von Kniepassteilen in Indikationsgruppen und die Möglichkeit des Vergleichs von Prothesenkniepassteilen miteinander [71]. Der Katalog dient als Arbeitshilfe, um geeignete Kniepassteile herauszusuchen und ebenfalls bedarfsgerechte Entscheidungen zu vereinfachen.

In einer Veröffentlichung von Blumentritt werden die biomechanischen Gelenkeigenschaften zur Indikation von Prothesenkniegelenken diskutiert [16]. Die Kriterien Standphasensicherung, die Möglichkeit der Kniebeugung unter Last und die Stumpfleistungsfähigkeit setzen eine biomechanisch orientierte Klassifizierung fest. Somit werden nicht nur die mechanischen Eigenschaften von Kniegelenken berücksichtigt, sondern auch die Regulierungsprozesse des Gelenks und die Leistungsfähigkeit des Patienten. Dabei gilt die Annahme, dass die Stumpfleistungsfähigkeit mit dem Mobilitätsgrad des Patienten korreliert. In der Studie erfolgt die Zuordnung der Kniepassteile nach diesem biomechanischen Konzept.

Standicherheit

Die Standicherheit wird wesentlich mit dem Prothesenaufbau erreicht und ist somit vom Kniemechanismus unabhängig [110]. Die Position des Prothesenkniees zwischen dem Schaft und dem Prothesenfuß nimmt dabei entscheidenden Einfluss auf die Standicherheit. Die sagittale Lotebene des Prothesenaufbaus läuft durch die quere Hüftachse, den physiologischen Kniegelenksdrehpunkt und den Sprunggelenksdrehpunkt. Je weiter das Kniegelenkspasteil nach dorsal aus der Lotebene gebracht wird, umso sicherer ist die Statik und umso ungünstiger ist die Beweglichkeit in der Schwungphase [6, 68].

Standphasensicherheit

Die Standphasensicherheit, also die Verhinderung der Kniegelenkbewegung in der Stützphase, wird durch drei Faktoren bestimmt [16]:

- Prothesenaufbau
- Eigenschaften der Prothesenpassteile (Fuß und Knie)
- Stumpfleistungsfähigkeit

Je niedriger die Leistungsfähigkeit des Patient, umso mehr Sicherheit muss über die verwendeten Passteile gewährleistet werden. Während der Schwungphase muss die Bewegung des Prothesenunterschenkels harmonisch gesteuert werden. Harmonisch bedeutet hier, dass die Bewegung des Unterschenkels der Ganggeschwindigkeit des Prothesenträgers entspricht und der benötigte Energieaufwand gering ist. Patienten höherer

Aktivitätsklasse ermöglichen sie eine große Variationsbreite und auch höhere Gehgeschwindigkeit als Patienten niedriger Aktivitätsklassen. Dies erfordert aber auch einen größeren Krafteinsatz des Stumpfes. Der Einsatz leistungsstarker Steuerungstechniken kann den erforderlichen Kraftaufwand minimieren und ermöglicht gute Variabilität der Gehgeschwindigkeit.

Schwungphase

Die Einleitung der Schwungphase ist in erheblichem Maße von der Leistungsfähigkeit des Patienten bzw. des Stumpfes abhängig und wird von der Charakteristik des Kniegelenkes unterstützt [110]. Durch pneumatische oder hydraulische Schwungphasensteuerungen soll die natürliche Kniebewegung simuliert werden [25].

Kniebewegung bei Belastung

Die Kniebewegung ist nicht nur von der Körperhaltung und Gangart, sondern auch von Gehgeschwindigkeit, Schrittweite, Patientenstatur und anderen Parametern abhängig. In der Schwungphase, in der sich der Fuß nicht auf dem Boden befindet, muss das Prothesenkniegelenk keine bzw. wenig Last tragen. Die Kniebewegung ohne Belastung wird durch die Schwungphasensteuerung des Kniegelenks realisiert. Blumentritt teilt die Kniegelenke bezüglich ihrer Bewegung unter Belastung in drei Gruppen ein [16]. Die biomechanische Wertung liegt darin, in wie weit das Gehen durch das Prothesenbein unterstützt wird und somit ein physiologisches Konzept vorliegt:

- keine Kniebeugung
- Kniebeugung limitiert (Bouncing)
- Kniebeugung nicht limitiert (Yielding)

Die einzigen Kniegelenke in der Studie, die eine limitierte Beugung unter Last erlauben, waren das 3R60 der Firma OTTO BOCK und das Total Knee 1900 der Firma ÖSSUR. Der sogenannte Bouncing-Mechanismus ermöglicht durch ein Pufferelement im Kniegelenk ein definiertes primäres Einbeugen ohne Knieflexion [63]. Das EBS-Kniegelenk (Elastische Beuge-Sicherung) des 3R60 beugt sich bei der Fersenbelastung. Durch eine Standphasenbeugung bis zu 15° wird das Gehen auf Schrägen mit geringer Neigung möglich. Das 3R60 und das TK 1900 sind polyzentrische Kniegelenke. Das 3R60 ist ein Fünffachskniegelenk mit einer hydraulischen Schwungphasensteuerung, das Total Knee eine siebenachsige Polyzentrik [15, 16, 86].

Die nicht limitierte Kniebeugung unter Last kann nur durch sogenannte yieldende Systeme realisiert werden. „Yielding“ bedeutet, dass das Kniegelenk die Möglichkeit besitzt, eine gedämpfte bzw. gebremste Beuge- und anschließende Streckbewegung im

Kniegelenk während der Standphase durchzuführen. Dies geschieht durch eine kontrollierte Flexion hydraulischer Elemente. Durch das gebremste Einbeugen des Kniegelenks kann das Schrägen- und Treppenabgehen ermöglicht werden [63, 78]. In diese Gruppe fallen die beiden Kniegelenke 3R80 und 3C100, besser bekannt als C-Leg, der Firma OTTO BOCK und von der Firma ÖSSUR das Mauch XG und Rheo Knee. Eine Differenzierung dieser hydraulischen Systeme erfolgt in „situationsbedingt“, „lastabhängig“ und „elektronisch“. Die elektronische Gangphasenerkennung des C-Leg ist von der Stumpfleistungsfähigkeit weniger abhängig und deshalb für Patienten der Aktivitätsklasse 2 geeignet, solange diese sowohl kognitive als auch muskulär koordinative Voraussetzungen erfüllen [41].

2.5.4 Fußpassteile

Der Prothesenfuß beeinflusst die biomechanischen Eigenschaften einer Prothese und sollte mit besonderer Sorgfalt ausgesucht werden. Die Leistungsfähigkeit des natürlichen Fußes ist gekoppelt an einen sehr komplexen Bewegungsvorgang aus mehreren Gelenkgruppen. Im oberen Sprunggelenk findet im wesentlichen eine Scharnierbewegung in der Sagittalebene als Dorsal- und Plantarflexion statt. Die Pronations-/ Supinationsbewegung läuft sowohl im unteren Sprunggelenk als auch an den kleinen Gelenken des Mittelfußes ab [6]. Damit besitzt der Fuß, zusammen mit den Knöchelgelenken, sechs Freiheitsgrade in drei Ebenen. Vom Prothesenfuß sind, nach Prüfung der Patientenanforderung, diese Bewegungen zu erwarten. Der Einfluss unterschiedlicher Prothesenfüße auf den Gang wurde von verschiedenen Autoren verstärkt untersucht. Prothesenfüße mit hoher Beweglichkeit verfügen über die Möglichkeit der Pronation, Supination und Rotation. Transfer- und Kosmetikfüße brauchen keine aufwendige Beweglichkeit. Der Bundesverband für Orthopädie-Technik hat in der Leitlinie „Fuß- und Vorfußprothese“ 2003 folgende Kriterien für die Auswahl von Fußpassteilen herausgegeben:

- Biomechanische/ funktionelle Kriterien
- Sicherheit
- Patientenzufriedenheit
- Wirtschaftlichkeit

Dabei galt der Grundsatz, die spezifischen Anforderungen und die individuellen Gegebenheiten eines Patienten im Rahmen einer Profilerhebung zu ermitteln. Nach einem MDK-Expertenforum im Jahre 2007 wurden folgende Fußpassteile nach Mobilitätsgraden eingeteilt:

- Aktivitätsklasse 1: Prothesenfuß mit Dorsal- und Plantarflexion
- Aktivitätsklasse 2: Gelenkiger Prothesenfuß mit Dorsal- und Plantarflexion; geringer Energierückgabe im Vorfuß
- Aktivitätsklasse 3: Prothesenfuß mit Energierückgabe im Vorfuß
- Aktivitätsklasse 4: Prothesenfuß mit Energierückgabe im Vorfuß und an der Ferse

Die Zuordnung entspricht den funktionellen Bewertungskriterien von Kaphingst 2003 [53]. Bei der Verordnung von Passteilen dürfen die subjektiven Eindrücke des amputierten Menschen nicht vernachlässigt werden. Für die meisten Patienten liegt der Aspekt der Sicherheit an erster Stelle [3].

3 Patienten und Methodik

Bei dieser Arbeit handelt es sich um die retrospektive Erfassung von Daten einseitig ober- und unterschenkelamputierter Patienten, die zwischen 1998 und 2008 in der Klinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster behandelt worden sind. Die Fragestellung befasst sich im wesentlichen mit dem Verlauf der Aktivitätsklassen von Ober- und Unterschenkelamputierten Patienten in diesem Zeitraum.

Die Erfassung der Daten setzt sich aus vier Hauptaufgaben zusammen:

3.1 Patienten auswählen

3.2 Daten eruieren

3.3 Den Verlauf der Aktivitätsklassen an Hand der Krankenakten ermitteln

3.4 Die Validität der zuvor in Punkt drei ermittelten Aktivitätsklassen mit Hilfe eines telefonisch erhobenen Profilerhebungsbogen prüfen.

3.1 Patientenauswahl

Das Zusammenstellen des Patientenguts erfolgte retrospektiv aus dem Aktenarchiv der Klinik für Technische Orthopädie Münster. In der TO Münster sind die Patientenakten auf drei Räume verteilt. Die Sortierung der Akten auf diese Räume verläuft nach der Aktualität des letzten Besuchs in der Technischen Orthopädie. Das Patientengut wurde systematisch durch Prüfung aller Akten aus den ersten beiden Räumen zusammengestellt. Nach der Erkennung des Befundes „Unterschenkelamputation“ oder „Oberschenkelamputation“, wurden, um eine vergleichbare Gruppe von Patienten und im Sinne der Fragestellung auszuwerten, folgende Ausschlusskriterien angewendet:

- Patienten, deren Amputation nach 1999 stattfand.

Durch dieses Kriterium wurde gewährleistet, dass der Aktivitätsklassenverlauf mindestens acht Jahre verfolgt werden konnte.

- Patienten, die vor 2008 verstorben sind.

Um die Mobilitätsklassenentwicklung der letzten zehn Jahre zu beobachten, wurde diese Ausschlusskriterium gewählt. Die telefonische Befragung fand im Jahr 2008 statt.

- Beidseitig Amputierte Patienten

Beidseitig Amputierte wurden in der Studie nicht berücksichtigt. Die Fähigkeit, mit zwei Prothesen zu gehen, hängt im Vergleich zum einseitig Amputierten viel stärker vom Gesundheitszustand, von den Amputationshöhen (ausschlaggebend ist meist der Erhalt von wenigstens einem Kniegelenk) und der Persönlichkeit des Patienten ab und davon, ob er vor dem Verlust des zweiten Beins bereits ein Prothesenträger war [61]. Die Aktivitätsmöglichkeiten sind bei diesen Patienten viel stärker eingeschränkt.

- Patienten mit weniger als sechs Akteneinträgen im Zeitraum von 1998 bis 2008

Das Patientengut sollte aus Patienten bestehen, die regelmäßig die TO in Münster besuchen. Ebenfalls wurden Patienten ausgeschlossen, deren Krankenblätter keine Information über Mobilität bzw. Aktivität hervorbrachten. Aufgrund der Unvollständigkeit des dokumentierten Verlaufs mussten zahlreiche Akten ausgeschlossen werden.

- Patienten der Aktivitätsklasse 0, „Nichtgehfähig“

Nichtgehfähige Patienten nutzen die Prothese bestenfalls als kosmetischen Ausgleich. Die Nutzung einer Prothese zu Gehzwecken ist auf Grund des Mangels an Körperkraft und Koordination nicht gegeben. Patienten der Aktivitätsklasse 0 wurden grundsätzlich ausgeschlossen. Eine nachhaltige Verbesserung der Aktivitätsklasse war nicht zu erwarten, eine Verschlechterung ist definitionsgemäß nicht möglich.

- Geistig behinderte Menschen

Menschen mit amputationsunabhängiger, vorbestehender gravierender geistiger Behinderung oder psychischer Störung.

- Gutachten der MDS, objektive Befunde, Prüfstellenberichte bezüglich der Mobilität bzw. Mobilitätsklasse
- Verordnungen und deren Begründung
 - Schaftneuversorgungen
 - prothetische Versorgungen

Die zuvor aus den Akten ermittelte prothetische Versorgung wurde zusätzlich mit Hilfe von Patientenkarteien aus der Werkstatt der Technischen Orthopädie überprüft. In diesem mit Excel erstellten Verzeichnis sind die prothetischen Versorgungen der Patienten seit 2003 chronologisch geordnet. Die Artikelnummer aller verwendeten Passteile sind hier vermerkt.

3.3 Verlauf

Die Zuordnung der Patienten in die jeweiligen Aktivitätsklassen erfolgte nach den allgemeinen, bereits oben genannten Definitionen des MDS:

- Aktivitätsklasse 0: Nichtgehfähiger
- Aktivitätsklasse 1: Innenbereichsgeher
- Aktivitätsklasse 2: Eingeschränkter Außenbereichsgeher
- Aktivitätsklasse 3: Uneingeschränkter Außenbereichsgeher
- Aktivitätsklasse 4: Uneingeschränkter Außenbereichsgeher mit besonders hohen Ansprüchen

Als zusätzliche Hilfe für die Einteilung waren Gutachten, Prüfstellenberichte und die ärztliche Beurteilung bezüglich der Mobilität nützlich. Die Akten wurden nach Hinweisen bezüglich Mobilität studiert und die jeweilige Aktivitätsklasse während der Behandlungen ermittelt. Der in einem frühen Quartal ermittelte Mobilitätsgrad setzte die Einteilung für die weiteren Monate bzw. Jahre fest. Es galt die Erwartung, dass jede weitreichende Veränderung in der Mobilität auch dokumentiert worden war. Bei 15 (21,74%) Patienten waren Gutachten und Prüfstellenberichte nützlich, um die zuvor ermittelte Aktivitätsklasse zu prüfen.

3.4 Validität

Um die Validität der zuvor ermittelten Aktivitätsklasse zu prüfen, wurde Ende 2008 der Profilerhebungsbogen, der von dem Medizinischen Dienst der Spitzenverbände MDS unter Mitwirkung der Klinik und Poliklinik für Technische Orthopädie Münster erarbeitet worden war, telefonisch erhoben. Im Vordergrund der Prüfung standen die aktuellen Fähigkeiten der Patienten. Im Gegensatz zum Profilerhebungsbogen des MDS wurde in der Studie ein dichotomer Index verwendet, um die Befragung zu vereinfachen. Wurden mehr als die Hälfte der Mobilitätsklassenmerkmale positiv beantwortet, lag die korrekte Mobilitätsklasse vor. Dabei wurden stichpunktartig Mobilitätsmerkmale verschiedener Aktivitätsklassen abgefragt, um dann eine klare Zuordnung zu treffen. Der größte Teil der Patienten war eindeutig einer Aktivitätsklasse zuzuordnen. Zusätzlich wurden allgemeine Personendaten, Angaben zur Amputation, versorgungsrelevante Erkrankungen, Fähigkeiten und Mobilitätsmerkmale und zusätzlich Angaben bezüglich des Verlaufs der Mobilität in den letzten zehn Jahren erfragt. Im Abschnitt 6 des erstellten Profilerhebungsbogen wurde explizit auf den Verlauf der Mobilität eingegangen. Die zuvor aus den Patientenakten ermittelten Aktivitätsklassenveränderungen wurden im Gespräch mit dem Patienten vertieft. Entsprachen die Aussagen der Patienten nicht sicher den ermittelten Aktivitätsklassen, wurden Korrekturen vorgenommen, insofern diese eindeutig nachvollziehbar waren. Eine Gesprächsbeurteilung fand nach dem Gespräch statt, indem der Interviewer die Patientenaussage gegebenenfalls in der Wertung korrigieren und kommentieren konnte.

Die Validitätsprüfung ergab folgenden Sachverhalt:

		Nicht erreicht	Verweigert	Verstorben	Prüfung	AK Verändert
OSA	28	1	4	0	23	0
USA	41	4	1	2	34	3
Gesamt	69	5	5	2	57	3

Tabelle 1 Validitätsprüfung 2008

Von den 69 Patienten konnten fünf Patienten (7,25%) nicht befragt werden. Trotz intensiver Recherche konnte der Kontakt nicht aufgenommen werden. Aus verschiedenen Gründen wollten vier der 28 Oberschenkelamputierten und einer der 41 Unterschenkelamputierten nicht an der Befragung teilnehmen. Zwei unterschenkelamputierte Patienten sind Ende 2008 verstorben. Somit nahmen an der Befragung 57 Patienten (82,61%) teil.

Hierbei gab es bei drei Patienten (5,26%) Abweichungen bezüglich der zuvor aus der Akte ermittelten Aktivitätsklasse. Alle drei Patienten waren unterschenkelamputiert. Bei einem Patienten war die Aktivitätsklasse in der Akte zu hoch und bei einem anderen zu niedrig gewählt. Bei dem dritten Patienten ist nur der für 1998 ermittelte Mobilitätsgrad zu hoch eingeschätzt.

4 Ergebnisse

Die Studie erfasst sämtliche Daten, die aus den Patientenakten im Zeitraum 1998 bis 2008 in der Klinik für Technische Orthopädie Münster eruierbar waren.

4.1 Struktur der Patienten

Das Patientenkollektiv stellt sich aus insgesamt 69 Patienten zusammen, die im oben genannten Zeitraum versorgt werden konnten. Von den 69 Patienten waren 28 Oberschenkel- und 41 Unterschenkelamputierte. In der Studie eingeschlossen wurden zwei knieexartikulierte Patienten, die im weiteren in der Oberschenkelamputierten-Gruppe geführt werden.

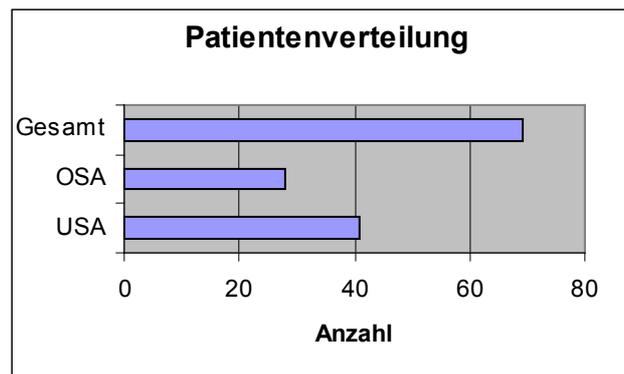


Abbildung 2 Patientenverteilung

4.2 Geschlechterverteilung

Von insgesamt 69 Patienten sind 25 (36,23%) weiblich und 44 (63,77%) männlich. Das ergibt ein ungefähres Verhältnis von 1 zu 2 (weiblich/männlich). Die Geschlechterverteilung bei den Oberschenkelamputierten ist ausgeglichen. Von den 41 Unterschenkelamputierten sind 11 (26,83%) weiblich und 30 (73,17%) männlich.

Patienten	Anzahl	M	W
Oberschenkelamputation	28	14	14
Unterschenkelamputation	41	30	11
Gesamt	69	44	25

Tabelle 2 Geschlechterverteilung

4.3 Seitenlokalisierung

Die Seitenlokalisierung ergibt, dass 37 (53,62%) Patienten des gesamten Kollektivs rechtsseitig, 32 (46,38%) linksseitig amputiert worden sind.

Patienten	Anzahl	M	W	Seite re	Seite li
Oberschenkelamputation	28	14	14	16	12
Unterschenkelamputation	41	30	11	21	20
Gesamt	69	44	25	37	32

Tabelle 3 Seitenlokalisierung

4.4 Altersstruktur und Amputationszeit

Die Altersstruktur der Patienten ist bei den Unterschenkel- und Oberschenkelamputierten etwa gleich. Das durchschnittliche Alter Oberschenkelamputierter lag Ende 2008 bei 56,3 Jahren, das von Unterschenkelamputierten bei 55,4 Jahren. Das Durchschnittsalter aller Patienten betrug zum Zeitpunkt der Untersuchung 55,7 Jahre.

Das Amputationsalter wurde als Differenz zwischen Untersuchungsjahr und Amputationsjahr ermittelt und betrug zum Zeitpunkt der Amputation im Durchschnitt 29,7 Jahre. Bei den zwei jüngsten Patienten waren Fehlbildungen Grund für den Verlust eines Beines, der älteste Patient war 72 Jahre alt. Das Alter zum Zeitpunkt der Amputation variierte auf Grund der unterschiedlichen Ursachen der Amputationen deutlich. Das Amputationsalter war bei den Unterschenkelamputierten signifikant höher als bei den Oberschenkelamputierten.

Patienten	Alter	Minimum	Maximum	Amputationsalter	Minimum	Maximum
Oberschenkelamputationen	56,3	21	85	23,7	0	61
Unterschenkelamputationen	55,4	14	89	34,0	0	71
Gesamt	55,7	14	89	29,7	0	71

Tabelle 4 Altersstruktur und Amputationsalter

4.5 Amputationsursache

Unter den Amputationsursachen im Patientenkollektiv dominiert eindeutig die Amputation nach Trauma, zu denen 35 (50,72%) der 69 Patienten gehörten. Die Verteilung ist nicht repräsentativ und bezieht sich ausschließlich auf das zur Verfügung stehende Patientenkollektiv.

In der Studie sind unter den verschiedenen Unfallarten die Kriegsversehrten mit eingeschlossen, denen heute eine untergeordnete Bedeutung zukommt.

Als zweithäufigste Ursache im Patientenkollektiv ist die Amputation nach einem Tumor (15,94%), an dritter Stelle die arterielle Verschlusskrankheit (14,49%), an vierter Stelle die Amputation nach Osteomyelitis und die Fehlbildung (jeweils 8,7%). Die Thromboembolie wurde bei einem Patienten als Ursache für die Amputation in der Krankenakte vermerkt.

Die arterielle Verschlusskrankheit ist in der Gruppe der Unterschenkelamputierten deutlich höher vertreten (19,51%) als in der Gruppe der Oberschenkelamputierten (7,14%).

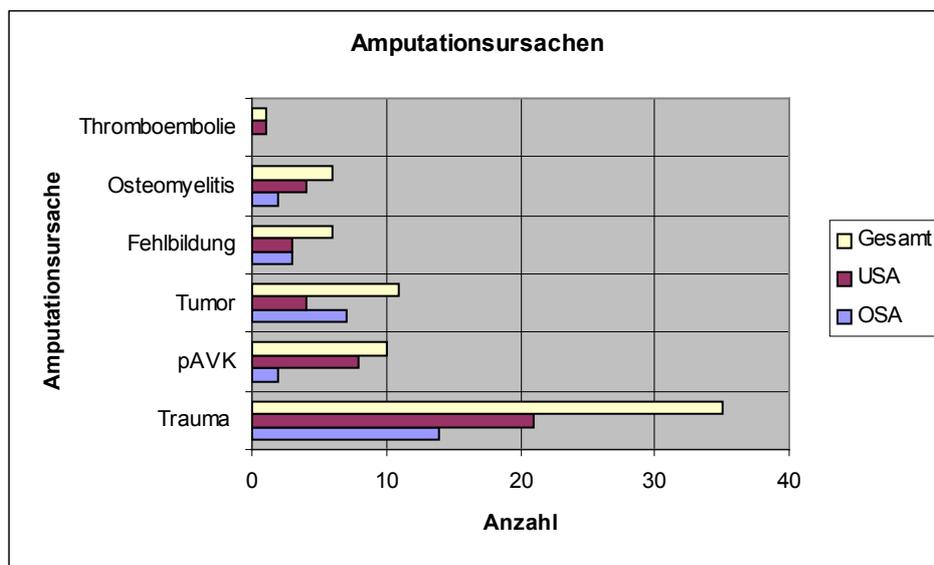


Abbildung 3 Amputationsursachen

4.6 Stumpflänge

Bei 41 (59,4%) der 69 Patienten wurden Amputationen im Bereich des Unterschenkels durchgeführt. Bei 28 (40,6%) der 69 Patienten wurde im Bereich des Oberschenkels amputiert. Weiterhin wurde differenziert zwischen kurz, mittel und lang. Bei acht Patienten war auf Grund mangelnder Angaben keine weitere Differenzierung möglich.

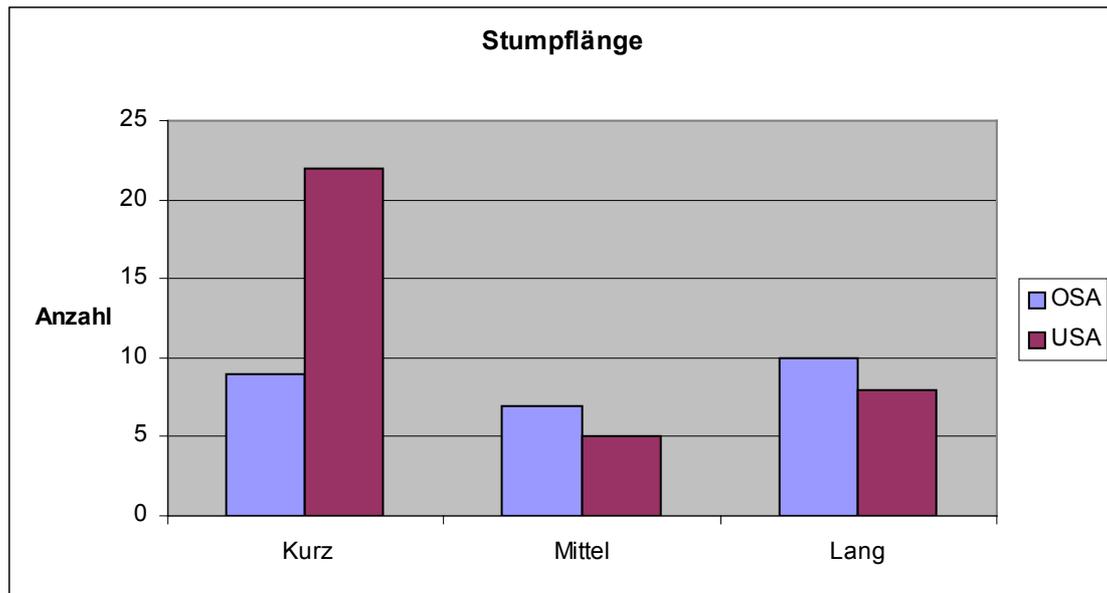


Abbildung 4 Stumpflänge

Das Diagramm macht deutlich, dass die Differenzierung der Stumpflänge bei den Oberschenkelamputierten relativ ausgeglichen ist, wohingegen bei den Unterschenkelamputierten der kurze Stumpf (62,9%) überwiegt. Dies ist auf die typischen Amputationstechniken bei gefäßbedingten Unterschenkelamputation zurückzuführen.

4.7 Aktivitätsklassen

Die Einteilung der Patienten in die Aktivitätsklasse erfolgte für das Jahr 1998 und das Jahr 2008 separat. Die folgende Tabelle zeigt die Verteilung der Patienten in die jeweiligen Aktivitätsklassen.

Aktivitätsklassen	OSA	1998	2008	USA	1998	2008	Gesamt	1998	2008
AK 1		1	3		1	3		2	6
AK 2		8	7		6	7		14	14
AK 3		19	16		31	27		50	43
AK 4		-	2		3	4		3	6
		28	28		41	41		69	69

Tabelle 5 Einteilung in Aktivitätsklassen

Im Liniendiagramm wird die Anzahl der Patienten in den zugehörigen Aktivitätsklassen dargestellt. Bei den untersuchten Patienten fanden in den letzten 10 Jahren Veränderungen bezüglich ihrer Mobilität statt. In der Aktivitätsklasse 3 fand die größte Bewegung zu Ungunsten der Aktivitätsklassen 1 und zu Gunsten der Aktivitätsklasse 4 statt.

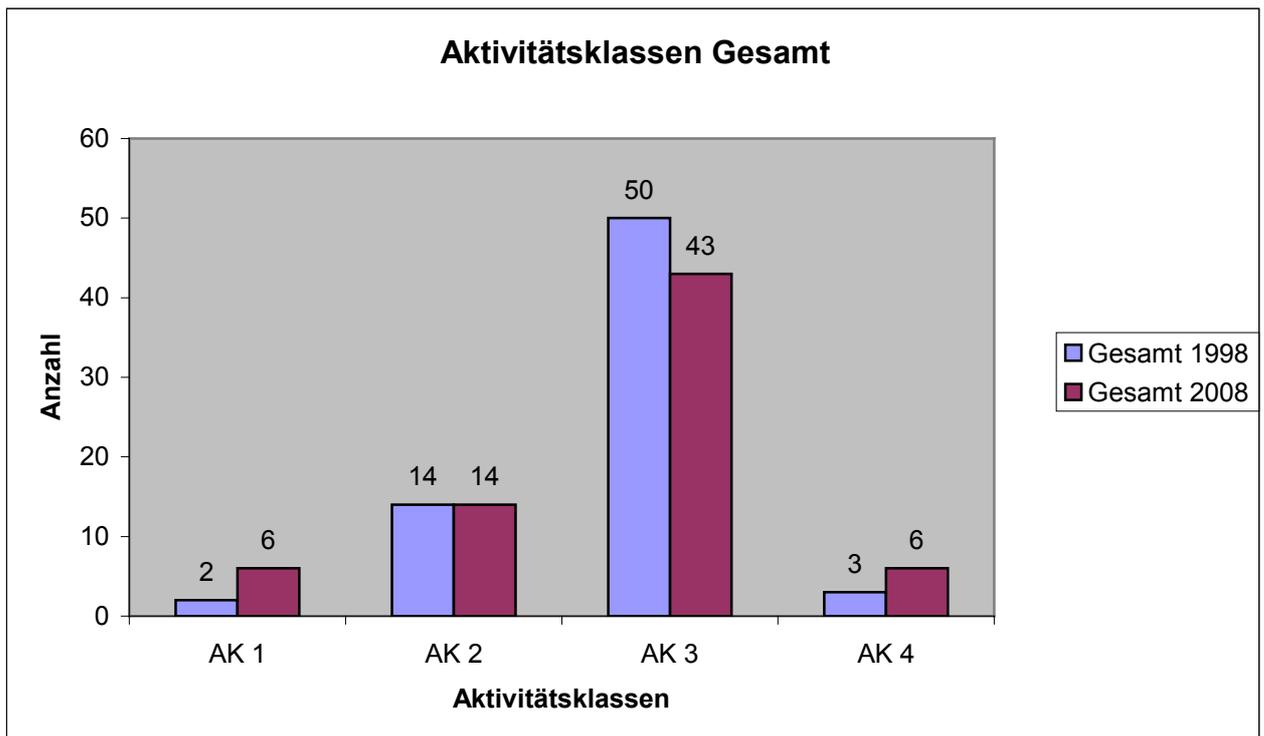


Abbildung 5 Einteilung in Aktivitätsklassen

In den zehn Jahren gab es bei 15 (21,74%) Patienten Veränderungen bezüglich ihrer Mobilität bzw. Aktivitätsklasse. Bei 54 (78,26%) Patienten blieb die 1998 ermittelte Aktivitätsklasse gleich. Die Veränderungen aus den jeweiligen Aktivitätsklassen stellt sich wie folgt dar:

	OSA	Patienten	negativ	positiv	Gesamt	USA	Patienten	negativ	positiv	Gesamt
AK 1		1	-	-	-		1	-	-	-
AK 2		8	2	1	3		9	2	1	3
AK 3		19	2	2	4		27	2	2	4
AK 4		-	-	-	-		4	1	-	1
Gesamt		28	4	3	7		41	5	3	8

Tabelle 6 Veränderungen der Aktivitätsklassen

Insgesamt gab es bei neun Patienten eine Verschlechterung des Aktivitätslevels, bei sechs Patienten eine Erhöhung ihres Aktivitätsniveaus. Der Anteil der Veränderungen ist bei Oberschenkelamputierten (25%) höher als bei Unterschenkelamputierten (19,5%). Die Tabelle zeigt deutlich, dass die beiden Patienten der Aktivitätsklasse 1 keine Veränderung in ihrer Mobilität erfahren haben. Bei den insgesamt 17 Patienten der Aktivitätsklasse 2 gab es bei vier Patienten Änderungen, zwei positive in die Aktivitätsklasse 3 und vier negative in die Aktivitätsklasse 1. In der Aktivitätsklasse 3 fiel ein Patient in die Aktivitätsklasse 1, zusätzlich drei Patienten in die Aktivitätsklasse 2. Vier Patienten der Aktivitätsklasse 3 konnten ihre Mobilität auf das Maximum steigern und erreichten die höchste Aktivitätsklasse. Von den drei Patienten der Aktivitätsklasse 4 musste ein Patient in die Aktivitätsklasse 3 zurückgestuft werden. Hierbei handelte es sich um einen sehr jungen Patienten im Alter von zwölf Jahren, dem wiederholte Stumpf-Ulzerationen und Begleiterkrankungen das dauerhafte Tragen einer Prothese unmöglich machten.

Die Gründe für eine Verschlechterung der Aktivitätsklasse wurden wie folgt angegeben:

Gründe für Verschlechterung		
Durchschnittsalter	Allg. Erkrankungen	3
72,6 Jahren	Stumpfbeschwerden	2
	Implantation eines künstlichen Hüftgelenkes	2
	Verschlechterung von Körperkraft und Koordination	2

Tabelle 7 Gründe für die Verschlechterung der Aktivitätsklasse

Die Allgemeinerkrankungen, die zum Verlust der Mobilität führten, waren Schlaganfall und Herzerkrankungen, die das Leistungsniveau der betroffenen Patienten deutlich senkten. Bei den Stumpfbeschwerden handelt es sich um Schmerzen des Stumpfes, die

zu einem zunehmenden Prothesenkonflikt führten und somit die Mobilisation deutlich einschränkten. Die Implantation eines künstlichen Hüftgelenks war bei zwei Patienten ausschlaggebend für den Verlust der Aktivität. Die Verschlechterung von Körperkraft und Koordination ist im wesentlichen durch das Altern bedingt.

Die positiven Entwicklungen des Aktivitätszuwachses wurden bei sechs Patienten festgestellt. Dabei wurden jeweils zwei Patienten (11,76%) der Aktivitätsklasse 2 und vier Patienten (8,70%) der Aktivitätsklasse 3 eine Klasse höher eingestuft. Die Gründe für die Verbesserung wurden wie folgt ermittelt:

Gründe für Verbesserung	Operative Korrekturen	3
Durchschnittsalter	Proth. Versorgung	2
38,8 Jahren	Sportliche Aktivitäten	1

Tabelle 8 Gründe für die Verbesserung der Aktivitätsklasse

Zu den operativen Korrekturen wurden eine Stumpfverlängerung, die Klammerung der medialen Femurepiphysenfuge und eine zusätzlich Korrektur der Valgusfehlstellung und die operative Aufhebung einer Beugekontraktur gezählt. Alle operativen Eingriffe wurden in der Technischen Orthopädie Münster durchgeführt.

Durch die prothetische Versorgung wurde bei zwei Patienten eine Steigerung des Mobilitätsniveaus erreicht. Ein Patient konnte durch den Wechsel auf ein C-Leg-Kniepassteil die maximale Aktivitätsklasse erreichen. Dem zweiten Patienten wurde mittels Schaftverengung ein besser Halt der Prothese gewährt und ein effektiveres Nutzen der Prothese ermöglicht.

Bei einem der sechs Patienten wurde durch Zuwachs der sportlichen Aktivität die Aktivitätsklasse erhöht. Dabei wurde durch regelmäßigen Sport die Körperkraft und die physische Koordination gestärkt und ein maximales Mobilitätsniveau erreicht.

4.7.1 Aktivitätsklasse und Amputationshöhe

In der folgenden Tabelle wurde die Verteilung der Oberschenkeamputierten und Unterschenkelamputierten Patienten in die jeweiligen Aktivitätsklassen gegenübergestellt. Das Symbol „+“ bezeichnet Patienten, deren Aktivitätsklasse sich in den letzten zehn Jahren positiv entwickelte und „-“ Patienten, die eine Verschlechterung der Aktivitätsklasse erfahren hatten. Diese Benennung wird in den folgenden Kapiteln beibehalten.

	OSA	USA
AK 1	1	1
AK 2	5	6
AK 3	15	23
AK 4	-	3
+	3	3
-	4	5

Tabelle 9 Aktivitätsklasse und Amputationshöhe 2008

Die prozentuale Verteilung sieht wie folgt aus:

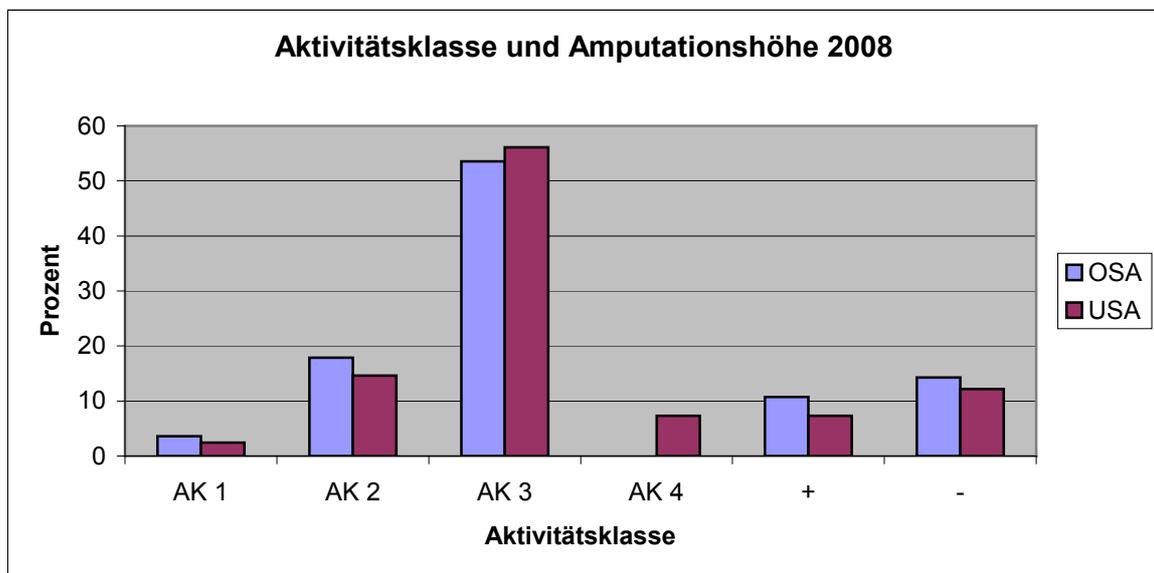


Abbildung 6 Aktivitätsklasse und Amputationshöhe 2008

In den unteren Aktivitätsklassen sind relativ mehr Oberschenkelamputierte als Unterschenkelamputierte. Im Gegensatz dazu sind in der höheren Aktivitätsklasse 3 weniger Oberschenkelamputierte. In der Aktivitätsklasse 4 sind Oberschenkelamputierte nicht vertreten. Bei Patienten, die positive und negative Verläufe in der Mobilität erfahren haben, ist die prozentuale Verteilung in der Gruppe der Oberschenkelamputierten höher als in der Gruppe der Unterschenkelamputierten.

4.7.2 Aktivitätsklasse und Geschlecht

Bezieht man das Geschlecht in die Verteilung der Aktivitätsklassen mit ein, ergibt sich folgendes Bild:

	w	m
AK 1	1 (4 %)	1 (2,3 %)
AK 2	6 (24 %)	5 (11,4 %)
AK 3	10 (40 %)	29 (65,9 %)
AK 4	-	3 (6,8 %)
+	2 (8 %)	4 (9,1 %)
-	6 (24 %)	2 (4,5 %)
	n=25 (100 %)	n=44 (100 %)

Tabelle 10 Aktivitätsklasse und Geschlecht 2008

Die Verteilung der 25 Frauen in die Aktivitätsgruppen zeigt eine deutliche Verschiebung in die unteren Aktivitätsklassen. 72,7% der Männer sind in der höheren Aktivitätsklassen 3 und 4. Bei den Frauen sind es nur 40%. Von den Patienten, die Verbesserungen des Aktivitätsniveaus erreichten, sind zwei weiblich und vier männlich. Im Gegensatz sind von den Patienten, die eine Verschlechterung der Aktivitätsklasse erfahren haben, sechs weiblich und nur zwei männlich.

4.7.3 Aktivitätsklasse und Seitenlokalisation

Aufgrund der geringen Fallzahl sind sinnvolle Aussagen nicht möglich, extrem auffällige Ungleichheiten der Verteilung wurden nicht registriert.

4.7.4 Aktivitätsklasse und Körpergewicht

Das Körpergewicht wurde über den Body Mass Index (BMI) bewertet. Vorrangig wird der BMI zur Bestimmung des Ideal-, Normal- oder Übergewichts herangezogen. Die BMI- Berechnung erfolgt durch die Division von Körpergewicht in kg durch die Körpergröße in Meter zum Quadrat. Bei Amputationen muss das Körpergewicht um einen Korrekturwert geändert werden. Der Korrekturfaktor wird im Nenner subtrahiert und beträgt bei Unterschenkelamputierten 7,1 und bei Oberschenkelamputierten 18,7 [107].

Der Bezug zwischen BMI und Mobilitätsklasse wird im folgenden Schema dargestellt:

	Gewicht	Größe	BMI
	Mittelwert	Mittelwert	Mittelwert
	In kg	in m	in kg/m²
AK 1	70	1,64	28
AK 2	71,3	1,733	26,8
AK 3	85	1,794	30
AK 4	86	1,74	30,6
+	78	1,78	30,3
-	69	1,665	26,6

Tabelle 11 Aktivitätsklasse und Körpergewicht 2008

In den niedrigen Aktivitätsklassen und bei den Patienten mit Verschlechterung der Mobilität liegt der BMI durchschnittlich bei 27,1 kg/m² und bei den höheren Aktivitätsklassen und Verbesserungen bei 30,1 kg/m².

4.7.5 Amputationsursache und Aktivitätsklasse

Die Amputationsursachen lassen sich auf die Aktivitätsklassen wie folgt verteilen:

	Trauma	Tumor	pAVK	Osteomyelitis	Fehlbildung	Sonstige
AK 1	1		1			
AK 2	3		5	2	1	
AK 3	23	7	3	1	3	1
AK 4	1	1			1	
+	4	1		1		
-	3	2	1	2	1	

Tabelle 12 Amputationsursache und Aktivitätsklasse 2008

Die Verteilung der Amputationsursachen zeigt, dass die Amputation nach Traumata in allen Gruppen vertreten ist. Die Amputationsursache pAVK betrifft größtenteils Patienten niedriger Aktivitätsklassen. Die tumorbedingten Amputationen sind in den niedrigen Aktivitätsklassen kaum vertreten.

4.7.6 Aktivitätsklasse und Altersverteilung

Tabelle 13 setzt Alter und Aktivitätsklasse in Bezug:

	OSA	Anzahl	Alter Mittelwert	USA	Anzahl	Alter Mittelwert	Gesamt	Anzahl	Alter Mittelwert
AK 1		1	70		1	84		2	77
AK 2		5	70,6		6	72		11	71,4
AK 2 - AK 1		2	87,5		2	76,5		4	82
AK 2 - AK 3		1	56		1	43		2	49,5
AK 3		15	48,1		23	52,4		38	50,7
AK 3 - AK 1		-	-		1	72		1	72
AK 3 - AK 2		2	75		1	89		3	79,7
AK 3 - AK 4		2	24,5		2	42,5		4	33,5
AK 4		-	-		3	31		3	31
AK 4 - AK 3		-	-		1	14		1	14

Tabelle 13 Aktivitätsklasse und Alter

Das Durchschnittsalter beider Patienten der Aktivitätsklasse 1 ist mit 77 Jahren deutlich höher als das des Gesamtkollektivs (55,7 Jahre). Patienten der Aktivitätsklasse 4 sind deutlich unter dem Durchschnittsalter (31 Jahre).

Die Anzahl der Patienten in den Altersklassen mit ihrer jeweiligen Aktivitätsklasse wurde für das Jahr 1998 und 2008 ermittelt. Hierbei wurde der rechnerische Mittelwert der Aktivitätsklasse in Bezug zum Alter gesetzt.

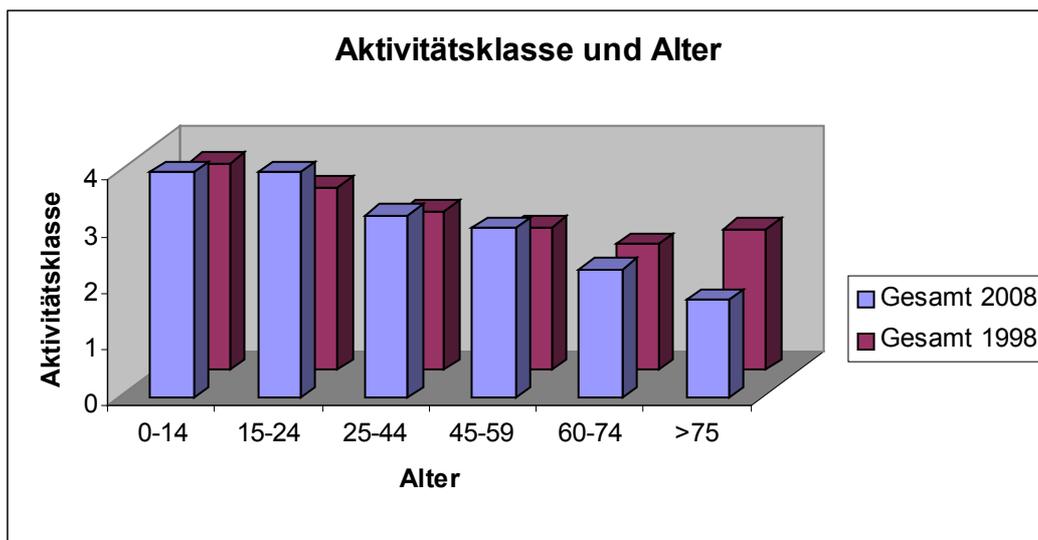


Abbildung 7 Aktivitätsklasse und Alter 1998 und 2008

Durch die Summation der rechnerischen Mittelwerte für die Jahre 1998 und 2008 ergibt sich ein typischer Verlauf der Aktivitätsklasse in Bezug zum Alter.

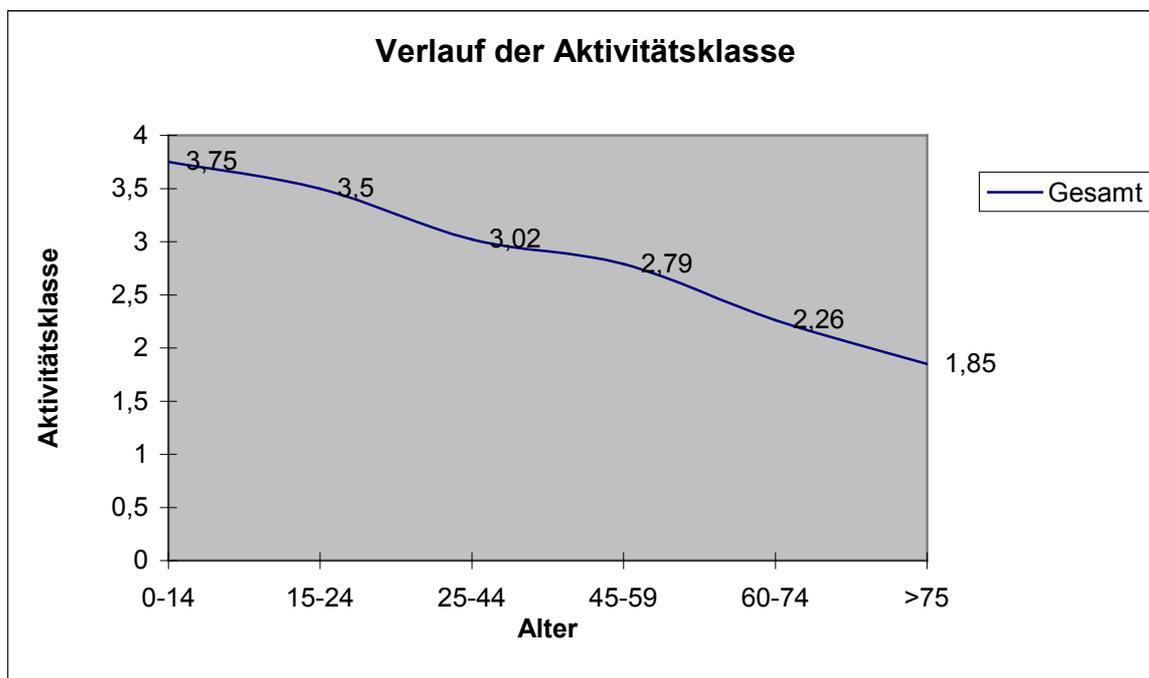


Abbildung 8 Verlauf der Aktivitätsklasse im Bezug zum Alter

Zwischen der Altersgruppe der 15-24 und 25-44 Jährigen fällt das mittlere Aktivitätsniveau um eine halbe Stufe, ebensoviel in der Gruppe der nächsten zehn Lebensjahre. Der Verlust auf der Aktivitätsskala ist mit 0.23 Punkten extrem gering. Der Verlust an Aktivitätsgrad ist wesentlich höher in der Altersgruppe ab 60 Jahren.

4.7.7 Aktivitätsklasse und Amputationsalter

Die Aktivitätsklasse verhält sich im Bezug zum Amputationsalter wie folgt:

	Anzahl n	Alter Mittelwert	Amputationsalter Mittelwert	Amputationszeitraum Mittelwert
AK 1	2	77	65,5	11,5
AK 2	11	71,4	46,7	24,7
AK 3	38	50,7	24,6	26,1
AK 4	3	31	9,3	21,7
+	6	41,5	20	21,5
-	9	61,9	36,6	25,3

Tabelle 14 Aktivitätsklasse und Amputationsalter/ –zeit 2008

Das mediane Alter zum Zeitpunkt der Amputation nimmt von der Aktivitätsklasse 1 bis hin zur Aktivitätsklasse 4 kontinuierlich ab. Patienten mit niedrigem Amputationsalter können eher Verbesserungen der Mobilität erreichen als Patienten mit hohem Amputationsalter.

Der Amputationszeitraum ist die Differenz zwischen Amputationsalter und Zeitraum der Untersuchung.

Die Abbildung 9 zeigt die erreichte mediane Aktivitätsklasse im Bezug zum Amputationsalter:

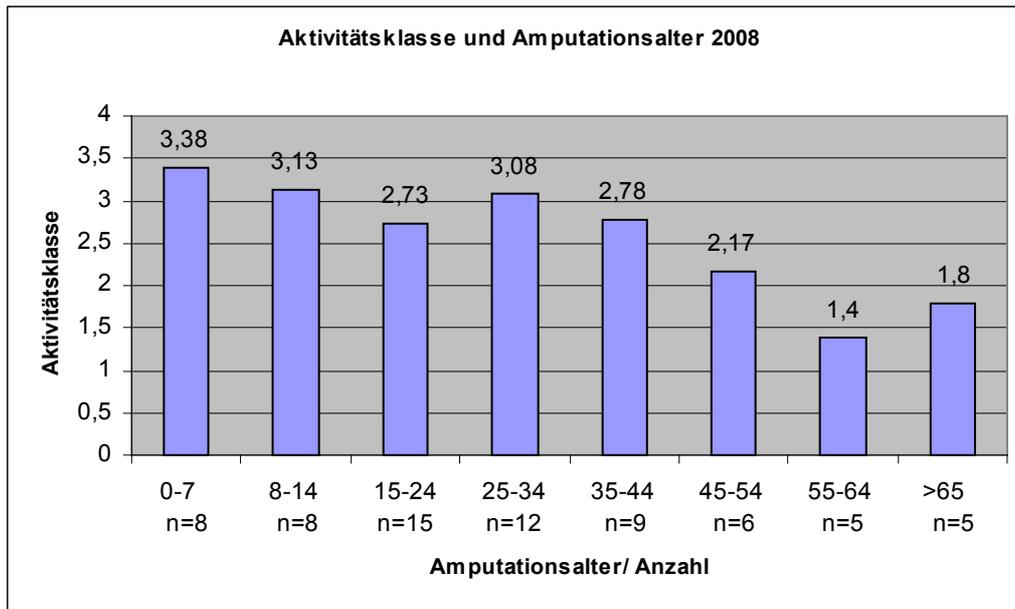


Abbildung 9 Aktivitätsklasse und Amputationsalter 2008

Die Abbildung 9 verdeutlicht das Menschen die in jüngeren Lebensjahren die Amputation erleiden ein höheres Aktivitätsniveau erreichen können.

4.7.8 Aktivitätsklasse und Stumpflänge

Die Beziehung zwischen Stumpflänge und Aktivitätsklasse sieht bei den Unterschenkelamputierten wie folgt aus:

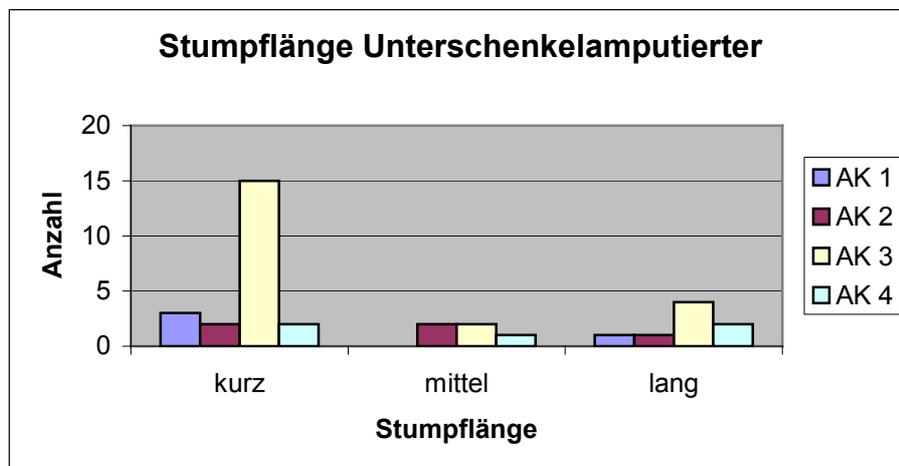


Abbildung 10 Aktivitätsklasse und Stumpflänge Unterschenkelamputierter 2008

Unterschenkelamputierte mit kurzen Stümpfen (62,9%) waren deutlich öfter vertreten als Patienten mit mittleren und langen Stümpfen. Patienten mit kurzen Stümpfen konnten die Aktivitätsklasse 3 und 4 erreichen. Unterschenkelamputierte mit langen Stümpfen sind in allen Aktivitätsklassen zu finden.

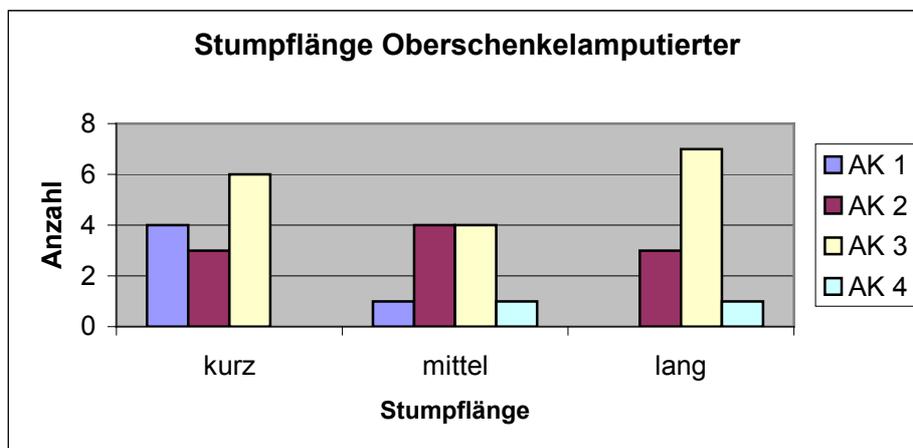


Abbildung 11 Aktivitätsklasse und Stumpflänge Oberschenkelamputierter 2008

In der Aktivitätsklasse 3 der Oberschenkelamputierten Patienten ist das Verhältnis von kurzen zu langen Stümpfen annähernd ausgeglichen. Kein Patient mit kurzem Stumpf erreichte die Aktivitätsklasse 4 und kein Patient mit langem Stumpf die Aktivitätsklasse 1.

Verbesserung	OSA	Anzahl	USA	Anzahl	
AK 2 – 3	kurz	1	AK 2 - 3	kurz	1
	lang	1	AK 2 - 3	lang	1
AK 3 – 4	mittel	1	AK 3 - 4	mittel	1
	lang	1	AK 3 - 4	lang	1

Verschlechterung	OSA	Anzahl	USA	Anzahl	
AK 3 – 2	mittel	1	AK 4 - 3	kurz	1
	lang	1	AK 3 - 2	lang	1
AK 2 – 1	kurz	1	AK 3 - 1	lang	1
	mittel	1	AK 2 - 1	kurz	2

Tabelle 15 Stumpflänge und Veränderung der Aktivitätsklasse

Bei den Patienten, deren Aktivitätsniveau sich innerhalb der zehn Jahre veränderte, zeigte die Amputationshöhe in den niedrigen Mobilitätsklassen keine hervorzuhebende Bedeutung. Die Stumpflänge Unterschenkelamputierter wirkt sich nicht auf die Aktivitätsklasse aus. Eine Verbesserung in das höchste Mobilitätsniveau (Aktivitätsklasse 4) gelang Oberschenkelamputierten der Aktivitätsklasse 3 mit kurzem Stumpf nicht. Ein Zugewinn an Aktivitätsniveau Oberschenkelamputierter aus der Aktivitätsklasse 2 ist mit kurzem Stumpf möglich.

4.8 Einfluss von Mehrfachbehinderungen und Begleiterkrankungen

Die Multimorbidität bezeichnet das gleichzeitige Auftreten von einer zusätzlichen Behinderung und Begleiterkrankung. Als häufigste Begleiterkrankungen wurden die Adipositas und der Diabetes mellitus genannt.

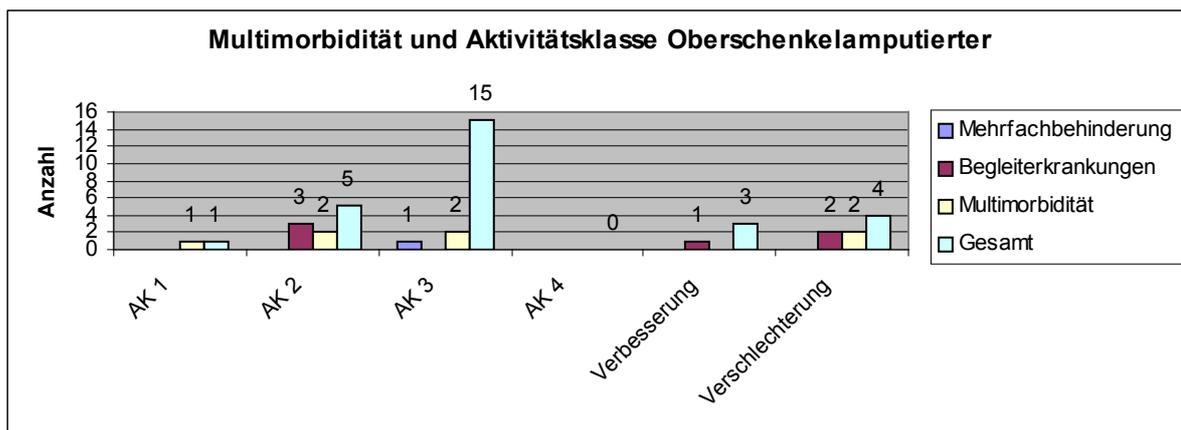


Abbildung 12 Aktivitätsklasse und Multimorbidität Oberschenkelamputierter 2008

Bei allen Oberschenkelamputierten der Aktivitätsklassen 1 und 2 wurden Mehrfachbehinderungen und/ oder Begleiterkrankungen festgestellt, ebenso alle bei den sich die Aktivitätsklasse verschlechterte. Aber nur etwa ein Fünftel der Patienten der Aktivitätsklasse 3 wiesen Mehrfachbehinderungen bzw. Begleiterkrankungen auf.

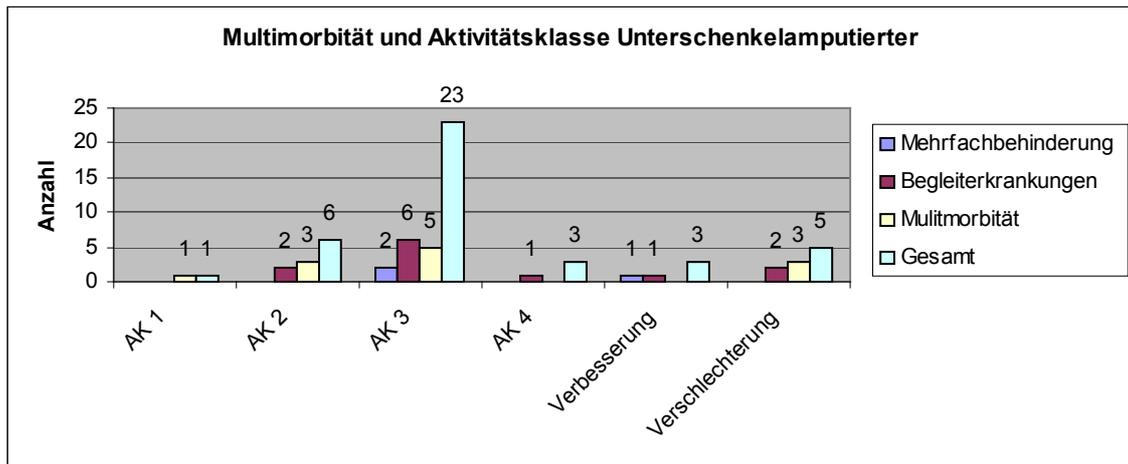


Abbildung 13 Aktivitätsklasse und Multimorbidität Unterschenkelamputierter 2008

In der Patientengruppe der Unterschenkelamputierten liegt die Verteilung von Begleiterkrankungen und Mehrfachbehinderungen in der Aktivitätsklassen 1 und 2 bei 100% bzw. 83,3%. Alle Patienten, die eine Verminderung der Aktivitätsklasse in den letzten zehn Jahren erfahren haben, sind ebenfalls betroffen. In der Aktivitätsklasse 3 sind im Vergleich zu den Oberschenkelamputierten bei deutlich mehr Patienten (13 von 23) Begleiterkrankungen und/ oder Mehrfachbehinderungen vorhanden.

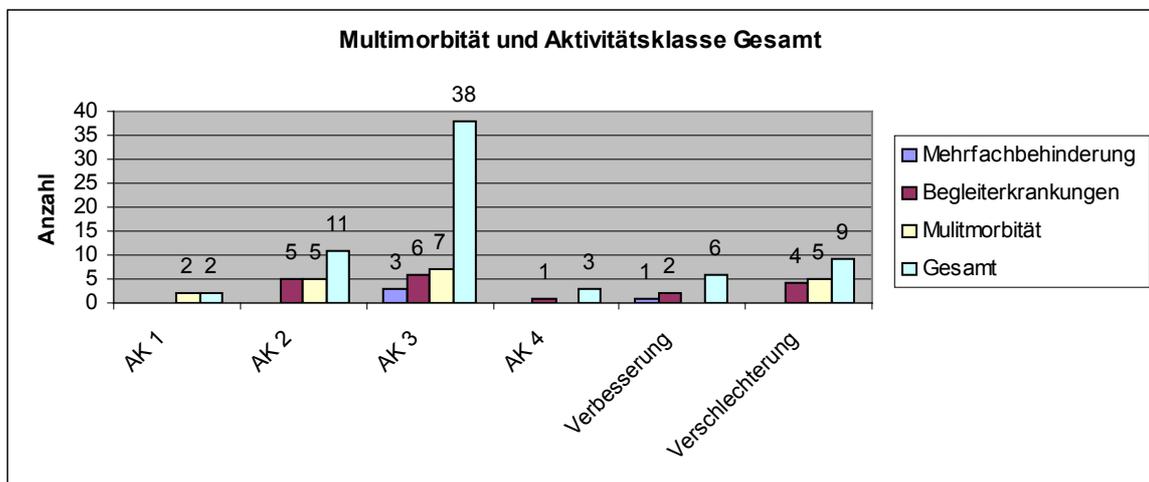


Abbildung 14 Aktivitätsklasse und Multimorbidität 2008

Der Anteil von Begleiterkrankungen und/ oder Mehrfachbehinderungen ist bei den Patientengruppen der Aktivitätsklasse 1 und 2 und Verschlechterung ihres Aktivitätsniveaus wesentlich höher (95,5%) als in den höheren Aktivitätsklassen 3 und 4 und Patienten mit Verbesserung des Aktivitätslevels (45,6%).

4.9 Prothetische Versorgung

4.9.1 Prothetische Versorgung Oberschenkelamputierter

Die Studie differenziert Patienten, die in den zehn Jahren durchgehend innerhalb der Technischen Orthopädie (Gruppe A) und Patienten, die in einer auswärtigen Werkstatt (Gruppe B) versorgt wurden. Dabei fand die ärztliche Versorgung teilweise in der Technischen Orthopädie statt, die rein technische Versorgung durchgehend außerhalb der Klinik Münster. Die dritte Gruppe (Gruppe C) bilden Patienten, die sowohl in der klinischen Werkstatt des UKM, als auch auswärts prothetisch versorgt wurden.

		AK3	AK2	AK1	+	-
Innerhalb (A)	22	11	5	1	3	2
Außerhalb (B)	4	3				1
Inner -und außerhalb (C)	2	1				1

Tabelle 16 Differenzierung des Versorgungsortes Oberschenkelamputierter Patienten 2008

Die Tabelle verdeutlicht, dass Patienten niedriger Mobilität ausnahmslos in der Technischen Orthopädie behandelt wurden. Im Patientenkollektiv der Oberschenkelamputierten erreichten Aktivitätsniveausteigerungen nur Patienten, die in der Technischen Orthopädie therapiert wurden.

4.9.1.1 Kniepassteile

Die Klassifizierung der Kniegelenke erfolgte nach dem Schema von Blumentritt [16]. In der Klassifizierung ist die Kniebeugung unter Last, Standphasensicherung und Stumpfleistungsfähigkeit berücksichtigt.

	Kniebeugung unter Last	Standphasensicherung	Stumpfleistungsfähigkeit
A1	nicht möglich	Feststellung	AK 1
A2		Bremse	AK 1-2
A3		Vier-Achs-Polyzentrik	AK 1-4
A4		Monozentrik	AK 3-4
B	Limitiert	Polyzentrik (mehr als Vier-Achsen)	AK 2-3
C1	nicht limitiert	Hydraulik: Situationsabhängig	AK 4
C2		Lastabhängig	AK 3-4
C3		Elektronisch	AK 2-4

Tabelle 17 Klassifizierung von Kniepassteilen nach Blumentritt [16]

Die im Patientenkollektiv verwendeten Kniepassteile wurden der obigen Tabelle zugeordnet. Die Empfehlung des Herstellers bzw. der Technischen Orthopädie bezüglich der Aktivitätsklasse ist in der folgenden Tabelle 18 aufgeführt.

<u>Kniepassteile</u>	<u>Zuordnung</u>	<u>Kniepassteile</u>	<u>Zuordnung</u>
Otto Bock		Teufel Teh Lin	
3R40 AK 1	A1	Carbon Mini Pneumatik AK 2-3	A3
3R49 AK 1-2	A2	Carbon 4-Achs Pneumatik AK 3	A3
3R92 AK 2-3	A2	Össur	
3R106 AK 2-3	A3	TK 1900 AK 1-2	B
3R60 AK 2-3	B	Mauch XG AK 3-4	C1
3R80 AK 3-4	C2	Rheo Knee AK 2-3	C3
3C100 AK 3-4	C3	Medi	
		OP1 AK 2	A3
		KP3 AK 2	A3

Tabelle 18 Zuordnung verwendeter Kniepassteile

Die Versorgung von 26 Patienten mit Kniepassteilen wird in der folgenden Tabelle 19 dargestellt. Zwei Patienten konnten aufgrund mangelnder Angaben nicht berücksichtigt werden.

2008	Innerhalb (A)	Versorgung	Anzahl	Außerhalb (B)	Versorgung	Anzahl	Beides (C)	Versorgung	Anzahl
AK 4	2	C3	2						
AK 3	11	A3	4	3	A3	2	1	A3	1
		B	1		C3	1			
		C3	6						
AK 2	6	A1	1						
		A2	1						
		A3	3						
		C3	1						
AK 1	2	A1	2	1	A1	1			

Tabelle 19 Versorgung mit Kniepassteilen 2008

In der Technischen Orthopädie wurden mit hydraulisch elektronischen Kniepassteilen (C3) Patienten der Aktivitätsklasse 4 durchweg, Patienten der Aktivitätsklasse 3 zu 54,55% und Patienten der Aktivitätsklasse 2 zu 16,67% versorgt. Ein Patient der Aktivitätsklasse 3, dessen Versorgung außerhalb der Technischen Orthopädie stattfand, ist mit einer C3 Prothese versorgt worden. Im gesamten Patientenkollektiv wurde nur ein Patient mit einer Prothese der Gruppe B ausgestattet. Mit der Vier-Achs-Polyzentrik sind Patienten der Aktivitätsklasse 2 und 3 versorgt worden. Von den insgesamt 15 Patienten der Aktivitätsklasse 3 sind sieben mit einer A3 Prothese ausgestattet worden.

	Innerhalb Anzahl	Versorgung	Außerhalb Anzahl	Versorgung
Zunahme (+)				
AK 3-4	2	A3 - C3		
AK 2-3	1	A2 - B		
Abnahme (-)				
AK 3-2	1	A3 - A2		
AK 2-1	1	A1 - A1	1	A3 - A1

Tabelle 20 Änderung von Kniepassteilen bei Zu- oder Abnahme der Aktivitätsklasse

Bei Patienten, bei denen eine Zunahme bzw. Abnahme des Mobilitätsniveaus in den zehn Jahren zu beobachten war, gab es Umstellungen der Kniepassteile. Patienten, die die höchste Aktivitätsklasse erreicht haben, hatten von A3 auf C3 Prothesen gewechselt. Patienten, die in die niedrigste Aktivitätsklasse fielen, waren ausnahmslos mit Feststellknien versorgt.

4.9.1.2 Fußpassteile

Die Zuordnung von Prothesenfußteilen erfolgt nach den Angaben der jeweiligen Hersteller. Die Herstellerempfehlungen wurden den Buchstaben A-F zugeordnet.

Aktivitätsklasse	Zuordnung
AK 1	A
AK 1-2	B
AK 2	C
AK 2-3	D
AK 3	E
AK 3-4	F

Tabelle 21 Systematisierung der Zuordnung von Fußpassteilen

Die im Patientenkollektiv verwendeten Fußteile, die Herstellerempfehlungen und die Zuordnung sind in der folgenden Tabelle 22 dargestellt.

	Zuordnung		Zuordnung
Otto Bock		Össur	
1H34 Normgelenk AK 1	A	Sure-Flex AK 2	C
1G9 Pedilan-Normgelenk-Fuß AK 1	A	Elation-Fuß AK 2-3	D
1H40 Normgelenk AK 1-2	B	Ceterus AK 3	E
1S66 SACH-Fuß AK 1-2	B	Talux AK 3	E
1D10/11 Dynamik AK 1-2	B	Flex-Walk AK 3-4	F
1D35 Dynamic Motion Fuß AK 2-3	D	Vari-Flex AK 3-4	F
1A29 Greisinger-Plus AK 2-3	D	Flex-Foot-Modular 3 AK 3-4	F
1C30 Trias AK 2-3	D	Ohio Willow Wood	
1D25 Dynamik-Plus-Fuß AK 2-3	D	Earthwalk AK 1-2	B
1C40 AK 3-4	F	Carbon Copy HP AK 3-4	F
1E61 Springlite Fuß AK 3-4	F	Carbon Copy 2 Fuß AK 3-4	F
Bauerfeind		Streifeneder	
Endolite Multiflex AK 2-3	D	Trés Dynamik-Fuß AK 1-3	A - D
Kingsley		TruStep-Multiaxial AK 2,5-3,5	D - F
Seattle-Light AK 2-3	D	Neuhof	
		Quantum Truestep AK 2-3	D

Tabelle 22 Zuordnung von Fußpassteilen

Die folgende Tabelle 23 zeigt die Versorgung der Patienten im Jahre 2008:

2008	Innerhalb (A)	Versorgung	Anzahl	Außerhalb (B)	Versorgung	Anzahl	Beides (C)	Versorgung	Anzahl
AK 4	2	F	2						
AK 3	12	A	1	3	D	1	1	D	1
		B	2		F	2			
		D	3						
		E	1						
		F	5						
AK 2	5	B	2						
		D	3						
AK 1	1	A	1	1	B	1			

Tabelle 23 Versorgung mit Fußpassteilen Oberschenkelamputierter 2008

Alle Patienten der Aktivitätsklasse 4, und fünf der zwölf (41,67%) Patienten der Aktivitätsklasse 3 in der Gruppe A wurden mit Fußpassteilen der Klasse F versorgt. Drei Patienten der Aktivitätsklasse 3 in der Gruppe A wurden mit Klasse A und B Fußpassteilen versorgt. Patienten der Aktivitätsklasse 3 in der Gruppe B und C sind durchweg mit Fußpassteilen der Klassen D und F versorgt.

	Innerhalb Anzahl	Versorgung	Außerhalb Anzahl	Versorgung
Zunahme				
AK 3-4	2	D – F B – F		
AK 2-3	1	B		
Abnahme				
AK 3-2	1	B – A		
AK 2-1	1	A	1	D – B

Tabelle 24 Änderung von Fußpassteilen bei Zu- oder Abnahme der Aktivitätsklasse Oberschenkelamputierter

Bei Patienten mit einer Zunahme bzw. Abnahme des Mobilitätsniveaus in den zehn Jahren gab es Umstellungen der Fußpassteile. Patienten, die die höchste Aktivitätsklasse erreicht haben, sind von B und D auf F Fußpassteile gewechselt. Bei Patienten, die in niedrigere Aktivitätsklassen fielen, gab es Umstellungen der prothetischen Versorgung.

4.9.2 Prothetische Versorgung Unterschenkelamputierter

4.9.2.1 Fußpassteile

In der Studie beschränkt sich die Betrachtung der prothetische Versorgung Unterschenkelamputierter auf Fußpassteile. Analog zu der Versorgung Oberschenkelamputierter findet hier eine Differenzierung des Versorgungsortes statt:

		AK4	AK3	AK2	AK1	+	-
Innerhalb (A)	21		11	4	1	1	4
Außerhalb (B)	13	2	7	2		1	1
Beides (C)	7	1	5			1	

Tabelle 25 Differenzierung des Versorgungsortes unterschenkelamputierter Patienten

Im Gegensatz zu den Oberschenkelamputierten (21,43%) wurde ein weit größerer Anteil (48,78%) unterschenkelamputierter Patienten außerhalb bzw. in Verbindung mit der Werkstatt der Technischen Orthopädie behandelt. Neun der 21 (42,86%) Patienten der Gruppe A wiesen entweder ein niedriges Aktivitätsniveau oder negative Aktivitätsklassenverläufe auf. Bei den Patienten der Gruppe B und C ist diese Verhältnis weitaus geringer (23,08 % und 0 %).

Die folgende Tabelle 26 zeigt die Versorgung mit Fußpassteilen der Patienten im Jahre 2008:

2008	Innerhalb Anzahl	Versorgung	Anzahl	Außerhalb Anzahl	Versorgung	Anzahl	Beides Anzahl	Versorgung	Anzahl
AK 4	1	F	1	3	E F	1 2	1	F	1
AK 3	12	B D F	2 5 5	7	D E F	1 1 5	6	B D D - F F	1 2 1 2
AK 2	4	B D	2 2	2	B C	1 1			
AK 1	4	A A - D B	1 1 2						

Tabelle 26 Versorgung mit Fußpassteilen Unterschenkelamputierter 2008

Patienten der Aktivitätsklasse 4 wurden mit Fußpassteilen der Klassen E und F versorgt. Patienten der Aktivitätsklasse 3 wurden versorgt mit Fußpassteilen der Klassen B bis F. Die Klasse B wurde bei zwei von zwölf Patienten der Gruppe A und bei einen von sechs Patienten der Gruppe C verordnet.

	Innerhalb Anzahl	Versorgung	Außerhalb Anzahl	Versorgung	Beides Anzahl	Versorgung
Zunahme						
AK 3-4	1	B - F	1	B - F		
AK 2-3					1	B - F
Abnahme						
AK 4-3	1	B - F				
AK 3-2			1	D		
AK 3-1	1	B - (A-D)				
AK 2-1	2	B				

Tabelle 27 Änderung von Fußpassteilen bei Zu- oder Abnahme der Aktivitätsklasse Unterschenkelamputierter

Bei den Patienten, bei denen sich die Aktivitätsklasse änderte, wurden die Fußpassteile dem Aktivitätsniveau angepasst. Patienten mit positiver Entwicklung wechselten von der Klasse B zur Klasse F Fußpassteilen. Bei den Patienten mit negativer Entwicklung des Mobilitätsniveaus waren die Anpassungen weniger deutlich. In einem Fall gab es ein Wechsel durch ein Fußpassteil empfohlen für höhere Aktivitätsklassen. Bei zwei Patienten fand keine Umstellung statt.

5. Diskussion

5.1 Einleitung

Die Ergebnisse der Untersuchung enthalten die Basisdaten aus den Krankenakten und zugleich die chronologische Ermittlung der Aktivitätsklassen mit Hilfe eines telefonisch erhobenen, standardisierten Profilerhebungsbogens. Bei der Bewertung sind die Einschränkungen einer solchen Untersuchung zu berücksichtigen. Die Patientenakten enthalten eine objektive und der Profilerhebungsbogen eine subjektive Einschätzung der Mobilitätsklasse. Positiv zu bedenken ist, dass nicht nur eine geringe Anzahl von ermittelten Aktivitätsklassen aus den Patientenakten abweicht, sondern auch die Zuhilfenahme von Prüfstellenberichten und Gutachten die Auswertung nicht im Übermaß verzerren und Extremeinschätzung sich durch die Fallzahl von 69 Patienten relativieren.

Die Einteilung von beinamputierten Patienten in die fünf Mobilitätsklassen des MDS hat sich beim größten Teil der Kostenträger, Orthopäden, Orthopädie-Techniker und den Herstellern von Prothesenpassteilen durchgesetzt. Für die Prothesenversorgung muss ein optimales Verhältnis zwischen technischen Möglichkeiten und den individuellen Fähigkeiten des Patienten bestehen. Grundsätzlich spielt die Rückgewinnung von Lebensqualität, Reintegration in den Alltag und das soziale Umfeld, einschließlich der Wiedereingliederung in das Erwerbsleben, heute eine entscheidende Rolle. Die individuellen Fähigkeiten werden anhand des Profilerhebungsbogen ermittelt, die technische Möglichkeiten anhand der Passteilzuordnung in die Mobilitätsklassen. In der Literatur wird das Thema Aktivitätsklassen anhand des Profilerhebungsbogen allenfalls nur am Rande behandelt. Die Aktivitätsgrade klassifizieren die mögliche Leistung eines Amputierten, d.h. nicht nur den Zustand bzw. Fähigkeit des Patienten, sondern insbesondere auch das Potenzial und damit das Therapieziel. Inwiefern eine solche ausgedehnte Klassifizierung den Bedingungen einer immer komplexeren und vielfältiger werdenden prothetischen Versorgung gerecht werden kann, lässt sich nicht sicher klären. In Prüfauftrag der Klinischen Prüfstelle für Orthopädische Hilfsmittel zur Versorgung mit dem „C-Leg“ wurde, um das Indikationsspektrum des Prothesenpassteils zu konkretisieren, innerhalb einer Aktivitätsklasse eine Binnendifferenzierung durchgeführt [106]. Die Anzahl der im Profilerhebungsbogen erfüllten Kriterien deutete auf den mobileren Patienten innerhalb eines Mobilitätsgrades. Besonders die Aktivitätsklasse 3 unterscheidet sich vielfältiger in den Bereichen Gehleistung und Gehbeschränkung als die unteren Aktivitätsklassen [30]. Dabei ist die richtige Einschätzung der Leistungsfähigkeit eines Amputierten für die Wahl des Prothesentyps und für die Passteilkonfiguration entscheidend [53]. Standardisierte Verfahren sind hierbei anzustreben. Eine breite Palette an Instrumenten, die das Mobilitätsniveau des Amputierten quantitativ bzw. qualitativ er-

fassen, sind in der Literatur beschrieben. Wie weit sich ein Messinstrument in der Praxis durchsetzt, hängt von der Kompatibilität und der Durchführbarkeit ab.

Wesentliches Assessment für Gesundheit ist die „International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF)“, die seit 2001 die „International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps (ICIDH)“ von 1980 abgelöst hat. Die ICF weist neben der Körperfunktion bzw. -struktur, besonders dem Aktivitätsniveau und der Teilhabe (Partizipation) des Patienten am sozialen Leben eine zentrale Bedeutung für die Gesundheit zu [4]. Dabei sind unter Körperfunktionen die physiologischen und psychischen Funktionen des Körpersystems und unter Körperstruktur anatomische Körperteile wie Organe, Gliedmaßen und ihre Bestandteile zu verstehen. Damit stehen nicht die Krankheiten (Diagnose und Befunde) selbst im Vordergrund der Betrachtung, sondern die einhergehende Beeinträchtigung [17]. Die Prothesenversorgung nimmt entscheidenden Einfluss auf die Beeinträchtigung eines Amputierten. Das nahe Ziel sollte sein, ein einheitliches Klassifizierungssystem der Fähigkeiten und Beeinträchtigungen des Patienten zu schaffen, das nicht nur eine objektive Beurteilung ermöglicht, sondern auch einen einheitlichen internationalen Standard bietet. Die Kategorisierungen der ICF sind prädestiniert für die Grundlage einer solchen weltweit akzeptierten internationalen Klassifikation [101]. Der Plan, ICF-Core Sets für Menschen mit Amputationen zu entwickeln, wurde bereits in der zweiten Hälfte des Jahres 2007 und Anfang 2008 in zahlreichen Sitzungen und Diskussionen mit Ärzten und Experten gefasst [60]. ICF-Core Sets sind praktische Hilfsmittel für die Beschreibung verschiedener Funktionen bzw. Klassifikationen. In einem Phasenmodell soll stufenweise ein ICF-Core Set entstehen, der nach der Prüfung der Validität eine Klassifikation internationalen Standards bieten soll [60].

5.2 Auswertung der Basisdaten

5.2.1 Amputationshöhe

Das Patientenkollektiv setzt sich aus 69 Patienten zusammen, die in der Technischen Orthopädie Münster versorgt wurden. 28 Patienten waren im Ober- und 41 im Unterschenkel amputiert. Die zwei Patienten mit Knieexartikulationen wurden zu der Gruppe der Oberschenkelamputierten gezählt. Die Aufnahme von Knieexartikulationen in die Gruppe der Oberschenkelamputierten ist aufgrund der geringen Fallzahl und durch die Notwendigkeit eines Kniegelenkersatzes erfolgt. Die Vorteile des Knieexartikulationsstumpfes gegenüber dem Oberschenkelstumpf sind in der Literatur hinreichend beschrieben und allgemein anerkannt [10, 39, 97]. Grundsätzlich muss mit einer höheren

Amputationsrate im Bereich des Oberschenkels gerechnet werden als in dieser Studie ersichtlich. Die Verteilung in der Studie ist anders als in der AOK-Statistik [45]. In der AOK-Statistik von 2001 dominiert die Oberschenkelamputation. Demnach sind 2001 23,4% der Amputationen an den unteren Extremitäten in Höhe des Oberschenkels, nur 2,9% Knieexartikulationen und 15,9% im Unterschenkel durchgeführt worden. In der vorliegenden Studie sind 59,4 % der ausgewählten Patienten in der Kategorie Ober-/Unterschenkelamputation unterschenkelamputiert. In der Studie ist der hohe Anteil an Unterschenkelamputierten, durch die Wahl der Ausschlusskriterien zu begründen. Die AOK-Statistik erfasst alle Menschen, für die die Amputation als verschlüsselte Operationsprozedur abgerechnet wurde. In der Studie wurden nur Menschen erfasst, die zehn Jahre mit Prothesen versorgt wurden. Oberschenkelamputierte haben eine höhere Letalitätsrate [46] als Unterschenkelamputierte und der Anteil an „Nichtgehfähigen“ ist ebenfalls erhöht. Die Letalitätsrate und die Schwierigkeiten einer Rehabilitation steigen mit zunehmender Amputationshöhe [8, 46, 73, 88, 98]. Daraus erklärt sich zwanglos, dass die prozentuelle Verteilung unterschiedlich ist.

5.2.2 Geschlechterverteilung

In der vorliegenden Arbeit ist die Geschlechterverteilung bei den Oberschenkelamputierten ausgeglichen. Bei den Unterschenkelamputierten sind überwiegend Männer (73,17%). Im gesamten Patientenkollektiv liegt ein Verhältnis von 1:1,8 (weiblich/männlich) vor.

Eine aussagekräftige Information über die Struktur der Geschlechterverteilung der Menschen mit einer Amputation liefert das Statistische Bundesamt [94]. In der Fachserie Sozialleistungen Schwerbehinderter Menschen 2007 sind 6,9 Millionen schwerbehinderte Menschen erfasst, ein Anteil von 8,4 Prozent der Gesamtbevölkerung Deutschlands. Knapp über die Hälfte waren Männer (51,9%). In einer Untergruppe der Statistik wird die Art der schwersten Behinderung in Verlust oder Teilverlust von Gliedmaßen differenziert. 44.181 Menschen leiden am Verlust eines Beines, 8.077 beider Beine und 1.643 eines Armes und eines Beines und zusätzlich 1.671 am Verlust von drei oder vier Gliedmaßen. Die Summe entspricht damit 55.572 Menschen mit dem Verlust mindestens eines Beines. Die Zahlen müssen kritisch bewertet werden, da beinamputierte Menschen nur erfasst werden, wenn ein Grad der Behinderung von mindestens 50 festgestellt wurde. Die tatsächliche Anzahl von Beinamputierten in der Gesamtbevölkerung ist daher höher.

Die in der Studie relevanten Patienten sind die einseitig Beinamputierten. Das entspricht nach Angaben des Statistischen Bundesamtes Ende des Jahres 2007 44.181 Menschen.

Davon sind nur 11.645 weiblich (26,36%). Das entspricht einem Verhältnis von 1:2,8 (weiblich/ männlich).

5.2.3 Seitenlokalisation

Von den 69 Patienten waren 37 (53,62%) rechtsseitig und 32 (46,38) linksseitig amputiert. Beidseitige Amputationen waren ausgeschlossen. Maßgebliche Rückschlüsse, inwieweit eine Amputationsseite überwog, sind in der Literatur nicht ausfindig zu machen. Je nach Patientenkollektiv überwog eine andere Amputationsseite. In einer Studie aus der Unfallklinik Murnau [81] war auffallend häufig die linksseitige Beinamputation mit 57,26%. Hierbei handelt es sich um posttraumatisch bedingte Amputationen. In einer weiteren Studie aus der Klinik Münsterland [21] überwog ebenfalls die linksseitige Amputation (65,15%). Hinweise in der Literatur auf unterschiedliche Seitenlokalisation je nach Ätiologie waren nicht zu ermitteln.

5.2.4 Altersstruktur und Amputationszeit

Das Durchschnittsalter aller untersuchten Patienten betrug zum Zeitpunkt der Untersuchung Ende 2008 55,7 Jahre. Die jüngste Patientin war 14 und die älteste 90 Jahre alt. Betrachtet man die Verteilung der einseitig beinamputierten Menschen in Deutschland, sind fast 40 Prozent über 75 Jahre alt [94]. Nichtgehfähige Patienten nahmen an der Studie nicht teil. Eine Änderung der Mobilität war nicht zu erwarten. Hierdurch ist das jüngere Patientenkollektiv zu erklären. Ein weiterer Aspekt ist die erhöhte Mortalitätsrate älterer Patienten. Nach Amputationen der Gliedmaßen sterben 50 Prozent der Patienten innerhalb von drei Jahren. Diese Zahlen steigen mit fortschreitendem Lebensalter stark an [76].

Das im Durchschnitt jüngere Alter zum Zeitpunkt der Amputation von 29,7 Jahren steht ebenfalls im Korrelat zu diesem Ausschlusskriterium. Hierbei ist die Altersspanne Unterschenkelamputierter (34,0 Jahre) gegenüber Oberschenkelamputierter (23,7 Jahre) deutlich erhöht. Eine mögliche Begründung ist, dass als Amputationsursache die arterielle Verschlusskrankheit bei den Unterschenkelamputierten (22,50%) deutlich höher ist als bei den Oberschenkelamputierten (7,41%). In einer Untersuchung von Schwitalle und Brückner [91] lag das Durchschnittsalter bei 72 auf Grund von AVK unterschenkelamputierten Patienten bei 69,7 Jahren. In einer Kohortenstudie von Dillingham und Pezzin [26] lag die Ein-Jahres Mortalitätsrate älterer (Durchschnittsalter 74,6 Jahre), auf Grund von AVK majoramputierter Menschen bei 40 Prozent. In einer Studie von Pozo et al. über den Zeitpunkt posttraumatischer Amputation betrug das Durchschnittsalter 29

Jahre [81]. Die Studien machen deutlich, dass die posttraumatische Amputation eher jüngere Patienten und die AVK vor allem ältere Patienten betrifft. In der vorliegenden Arbeit ist die Amputation nach Traumata bei 15 (53,57%) von 28 Oberschenkelamputierten und bei 39,02% der Unterschenkelamputierten Ursache der Amputation, dies steht im Einklang mit dem relativ jungen Amputationsalter und erklärt die gefundenen Werte für das mittlere Lebensalter.

5.2.5 Amputationsursache

Analysiert man die Amputationsursache im Patientenkollektiv, stellt man fest, dass bei Patienten, die konstant zehn Jahre prothetisch versorgt wurden und dementsprechend mobil sind, die Ätiologie der Amputationen stark von den statistisch häufigsten Amputationsursachen in Deutschland abweicht.

In dieser Studie überwiegt die Anzahl der Amputationen nach Trauma (50,7 %), wohingegen in Industrienationen arterielle Durchblutungsstörungen die Hauptursache darstellen (80 bis 90 %) [6]. Die nicht repräsentative Verteilung der Amputationsursachen im Patientenkollektiv lässt sich durch die Ausschlusskriterien begründen. Eine zehn jährige Betrachtung von Patienten und deren Mobilität setzt ein jüngeres Patienten Klientel voraus. Die pAVK betrifft zum größten Teil ältere Menschen und besitzt eine hohe Mortalitätsrate [26], deshalb ist diese Amputationsursache verhältnismäßig gering vertreten. In einer Studie von Stepien et. al. [96], die sich mit der Aktivität beinamputierter Menschen beschäftigt, überwiegt ebenfalls die posttraumatische Amputation (50,6 %).

In der Literatur, die sich mit der Mobilität von Beinamputierten befasst, überwiegt die Amputation nach Traumata. Die pAVK, die eine Hauptursache für Amputation darstellt, betrifft ältere Patienten, die schwierig oder gar nicht zu mobilisieren sind. Die Mortalitätsraten nach Amputation sind deutlich erhöht [26]. Als Fazit muss gelten, dass Langzeitbehandlung bzw. die anhaltende Nutzung von prothetischem Ersatz am häufigsten die Patienten angehen, deren Grunderkrankung nicht die arterielle Verschlusskrankheit ist. In der vorliegenden Untersuchung finden sich in absteigender Reihenfolge Traumata, Tumore, AVK, gefolgt von Fehlbildungen und Infektionen.

Die pAVK ist in der Gruppe der Unterschenkelamputierten deutlich höher vertreten als in der Gruppe der Oberschenkelamputierten. Acht von 41 (19,5 %) unterschenkelamputierte Patienten waren auf Grund von pAVK amputiert. Nur zwei von 28 (7,1 %) Oberschenkelamputierte gaben als Amputationsursache die pAVK an. Bei den langzeitversorgten Gefäßpatienten sind Unterschenkelamputierte häufiger als Oberschenkelamputierte, dies jedoch wohl weniger deshalb, weil primär häufig im Unterschenkelamputiert wird, was Experten fordern, sondern weil der Erhalt des Kniegelenks bessere Voraus-

setzungen für langfristige Versorgung mit Prothesen bietet. Die Hälfte der betroffenen Gefäßpatienten wies als Vorerkrankung Diabetes mellitus auf.

Als zweithäufigste Ursache im Patientenkollektiv ist die Amputation nach einem Tumor (15,9 %). Der Anteil von tumorbedingten Amputationen in den Gruppen Oberschenkel- bzw. Unterschenkelamputierter ist annähernd gleich. Die Amputationshöhe bei Tumoroperierten ist meist sehr proximal. 50 Prozent der tumorbedingten Amputationen sind in der Höhe der Hüfte (Hüftexartikulation, Hemipelvektomie) [10]. Die angeborenen Fehlbildungen und die Osteomyelitis sind mit jeweils sechs Patienten an vierthäufigster Stelle (8,7 %) vertreten.

5.2.6 Stumpflänge

Mit jeder Kürzung verliert der Stumpf an Kraft, Hebelarmwirkung, Oberfläche und Muskelvolumen. Die Länge des Stumpfes ist für die Übertragung der Kräfte verantwortlich [19] und beeinflusst als Hebelarm die Prothesenführung. Die Differenzierung der Stumpflänge erfolgt anhand der Krankenakte in kurz, mittel und lang.

Bei den Unterschenkelamputationen überwiegt der kurze Stumpf (bis 8cm distal des Kniegelenks), (62,9%). Der lange Stumpf, d.h. länger als die Mitte des Unterschenkels, ist bei acht von 35 (22,9%) Patienten vertreten. Im allgemeinen gilt, umso länger der Stumpf, umso besser die biomechanischen Eigenschaften. Bei den Gefäßpatienten favorisiert man, aufgrund der mangelhaften Durchblutung, die Unterschenkelamputation bei etwa einem Drittel bzw. einem Viertel der Tibialänge [18, 58, 82]. Vergleicht man im Patientenkollektiv, spiegelt sich der Sachverhalt wieder. Keiner der acht Patienten mit langen Stumpf hat als Amputationsursache die pAVK. Bei zu kurzen Unterschenkelstümpfen wird die Funktion des Kniegelenks nicht voll ausgenutzt [103]. Wie weit die Stumpflänge als „zu kurz“ zu bezeichnen war, konnte im Patientengut nicht ermittelt werden.

Bei Oberschenkelamputierten ist das Verhältnis relativ gleichmäßig. Der kurze Stumpf ist bei weniger als einem Drittel (neun von 26) und der lange Stumpf bei zehn von 26 Patienten vertreten. Im Oberschenkel ist jeder Zentimeter an Stumpflänge wertvoll [3]. Bei den Patienten mit kurzen Stümpfen sind Tumor und Traumata als Amputationsursachen genannt.

5.3 Aktivitätsklassen

Die Patientenverteilung nach Aktivitätsklassen ist im Patientenkollektiv nicht repräsentativ. Fast 70 Prozent der Patienten sind den Aktivitätsklassen 3 (59,4%) und 4 (10,1%) zugeordnet. Im Grunde muss man durchschnittlich mit weniger aktiven beinamputierten Menschen rechnen. Der in der Studie verhältnismäßig hohe Anteil an aktiveren Patienten lässt sich durch die Ausschlusskriterien begründen. In einer Veröffentlichung des Bamberger Gesundheitszentrums stellt sich die Verteilung der Patienten nach Mobilitätsklassen wie folgt dar [87]: Aktivitätsklasse 1 und 4 je 10 Prozent, Aktivitätsklasse 2 und 3 je 40 Prozent. Dies entspricht einer realistischen Einschätzung von aktiven bzw. gehfähigen beinamputierten Patienten nach Aktivitätsklassen. Vergleichbare Studien, in denen eine dokumentierte und nicht spezifische Verteilung in Mobilitätsgrade durchgeführt wurden, sind nicht bekannt.

5.3.1 Aktivitätsklasse und Amputationshöhen

Betrachtet man die Verteilung nach Aktivitätsklassen für Unter- und Oberschenkelamputierte Patienten, ergibt sich eine klare Verschiebung des Aktivitätsniveau zu Gunsten Unterschenkelamputierter. In einer Studie von Stepien et. al. [96] zeigten sich Unterschenkelamputierte deutlich aktiver. Oberschenkelamputierte Patienten sind durchschnittlich niedriger in der Aktivitätsklasse eingestuft als Unterschenkelamputierte. In der vorliegenden Auswertung sind 64,3 % der Oberschenkel- und 73,2 % der Unterschenkelamputierten in die höheren Aktivitätsklassen 3 und 4 eingestuft worden. Die Wahl der Amputationshöhe wirkt sich auf die Aktivitätsklasse aus. Eine mögliche Begründung ist, dass der Erhalt des Kniegelenks den Energieaufwand beim Gehen bis zu 50% reduziert [6, 37]. Die hohe Amputation vermindert die Rehabilitation und die Geheleistung. Die Studie belegt die bereits von mehreren Autoren geforderte möglichst periphere Amputation.

5.3.2 Änderung der Mobilitätsklasse

Amputierte und nicht amputierte Menschen ändern ihren Mobilitätsgrad entsprechend ihres Leistungsniveaus. Eine Änderung der Mobilitätsklasse nach den Kriterien des MDS setzt immer einen gravierenden Verlust bzw. Gewinn des Aktivitätsniveaus voraus.

„Es ist eine Momentaufnahme, die nicht für alle Zeit und Ewigkeit gilt.“

[Baumgartner 2002]

Bei einem Fünftel der Patienten (21,7%) gab es bezüglich der Aktivitätsklasse Veränderungen in den letzten zehn Jahren. Dabei gab es bei neun (13,0%) eine Verschlechterung und bei sechs Patienten (8,7%) eine Verbesserung des Mobilitätsgrades. Der Anteil an Veränderungen ist bei Patienten der Aktivitätsklasse 2 am höchsten. Bei 35,3% der Aktivitätsklasse 2 Patienten fanden gravierende Änderungen des Mobilitätsniveaus statt. Dabei ist der Anteil an Verschlechterungen doppelt so hoch wie an Verbesserungen. In der Aktivitätsklasse 3 beträgt der Anteil an Veränderung 17,4% und die Patientenzahl an Verbesserungen oder Verschlechterungen der Aktivitätsklasse halten sich die Waage. In der Aktivitätsklasse 1 gab es keine Veränderungen. Dabei lässt die geringe Fallzahl keine eindeutige Aussage, sondern lediglich eine Aussage zur Tendenz zu. Eine Steigerung aus der Aktivitätsklasse 1 konnte bei keinem der beiden Patienten erreicht werden. Negative Verläufe der Aktivitätsklasse 1 wurden durch die Studie nicht erfasst, da Patienten der Aktivitätsklasse 0 grundsätzlich ausgeschlossen waren.

Die in den Krankenakten vermerkten Gründe für Verbesserungen waren operative Stumpfkorrekturen, die prothetische Versorgung und der Zuwachs an sportlicher Aktivität. Durch den telefonisch erhobenen Profilerhebungsbogen wurden die Angaben aus den Akten bestätigt.

Eine unzureichende Qualität des Amputationsstumpfes ist häufig die Ursache dafür, dass amputierte Patienten in ihrer Mobilität eingeschränkt bleiben [40]. Durch stumpfverbessernde Operationen erhält der Patient einen brauchbaren Amputationsstumpf und damit einen Zugewinn an Mobilität. Dies war in drei Fällen für den Aktivitätsklassenzuwachs ausschlaggebend. Die Anpassung bzw. der Wechsel der prothetischen Versorgung sorgte bei zwei Patienten für eine Verbesserung der Mobilitätsklasse. Ein Patient konnte durch den Wechsel auf ein C-Leg Kniepassteil die maximale Aktivitätsklasse erreichen. Durch den subjektiven Gewinn an Sicherheit wurden mehr Mobilitätsmerkmale des Profilerhebungsbogen erfüllt und somit eine Steigerung von der Aktivitätsklasse 3 in die 4 erreicht. Das amputierte Patienten von einem elektronischen gesteuerten Kniepassteil profitieren, wurde in mehreren Studien belegt [54, 110]. Dem zweiten Patienten wurde mittels Schaftverengung ein besserer Halt und damit ein effektiveres Nutzen der Prothese ermöglicht. Ein guter Sitz des Schaftes ist entscheidend für den Tragekomfort und die Leistungsfähigkeit des amputierten Patienten. Der Gewinn an Körperkraft führte bei einem Patient zur Mobilitätsklassensteigerung. Der Verlust von Körperkraft und Koordination, also das Altern im engeren Sinne, war für zwei Patienten entscheidend für die Verschlechterung der Mobilität. Schlaganfall und Herzerkrankungen verminderten das Leistungsniveau der betroffenen Patienten erheblich. Die Implan-

tation eines künstlichen Hüftgelenks war bei zwei Patienten die Ursache für den Aktivitätsklassenverlust. Verallgemeinern lässt sich die Verschlechterung der Mobilität durch Implantation eines Hüftgelenks nicht, da zwei Patienten in der Studie trotz oder wegen HTEP ihre Aktivitätsklasse halten konnten. Stumpfbeschwerden machten bei zwei Patienten ein dauerhaftes Tragen der Prothese unmöglich.

5.3.3 Aktivitätsklasse und Geschlecht

Die Geschlechterverteilung in die jeweiligen Aktivitätsklassen zeigt eine deutliche Häufung der Frauen in unteren Aktivitätsklassen. Zehn von 25 (40%) Frauen und 32 von 44 (72,7%) männlichen Patienten sind in den höheren Aktivitätsklassen vertreten. Auch was den Anteil an Verbesserungen und Verschlechterungen des Aktivitätsniveaus angeht, sind Frauen deutlich im Nachteil. Frauen sind vom Mobilitätsverlust stärker betroffen als Männer. Das wird in der vorliegenden Arbeit deutlich. Nach Bestandserhebung des Deutschen Sportbundes 2002 organisieren sich bundesweit in Sportvereinen 7,2 Millionen Bürger, 38% Frauen und 62% Männer [29]. Zwar ist die Mobilitätsklasse eines amputierten Menschen nicht gleichzusetzen mit sportlicher Aktivität, doch zeigt sich hier eine grundsätzlich stärkere bzw. engagiertere Aktivität der Männer. In einer Bonner Altenheim-Studie wurde die Aktivität und die körperliche Verfassung von Altenheimbewohnern ermittelt [79]. In den Bereichen höherer Mobilität und Aktivität war der prozentuale Anteil der Männer höher als der der Frauen. Frauen verfügen über weniger Muskelmasse und Muskelkraft als Männer, dies wirkt sich nach der Amputation stärker auf die Mobilität aus. Um Rückschlüsse aus dem Vergleich zwischen Frauen und Männer zu ziehen, muss beachtet werden, welche Altersspanne untersucht wird, da die Mobilität mit zunehmendem Alter kontinuierlich abnimmt [65].

5.3.4 Aktivitätsklasse und Seitenlokalisation

Die Amputationsseite zeigt keine wesentlichen Unterschiede zwischen den einzelnen Aktivitätsklassen. Die Verteilung ist gleichmäßig und unterscheidet sich nicht wesentlich. Das maßgebliche Kriterium der Gehfähigkeit beinamputierter Menschen ist die Unterscheidung zwischen unilateraler und bilateraler Amputation [10, 37, 61, 68].

5.3.5 Aktivitätsklasse und Körpergewicht

Regelmäßige körperliche Aktivität bzw. Sport in Kombination mit einer ausgewogenen Ernährung sind entscheidende Faktoren gegen Übergewicht. Übergewicht und Adipositas betreffen in Deutschland je nach Altersgruppe 25–70% der Bevölkerung, 15–20% der Erwachsenen sind adipös [44]. Die Verwendung der einfach messbaren Parameter Körpergröße und Körpergewicht und des daraus abgeleiteten Body Mass Index (kg/m^2), wird seit den 1990er Jahren eingesetzt und hat sich weltweit zur Bestimmung von Übergewicht und Adipositas durchgesetzt. Gemäß den Empfehlungen der WHO wird eine moderate Adipositas (Grad I) definiert als ein Body-Mass-Index $\geq 30 \text{ kg}/\text{m}^2$ und eine starke Adipositas (Grad II) als ein Body-Mass-Index $\geq 35 \text{ kg}/\text{m}^2$. Von 1985 bis 2002 stieg die Prävalenz der moderaten Adipositas bei den Männern von 16,2 auf 22,5 % und bei den Frauen von 16,2 auf 23,5 % [44].

Das Normalgewicht liegt zwischen $18,5$ und $25 \text{ kg}/\text{m}^2$. Hierbei handelt es sich nicht um das durchschnittliche Gewicht innerhalb einer Bevölkerungsgruppe, sondern um das Gewicht, bei dem am seltensten Begleit- und Folgekrankheiten auftreten und bei dem die Sterblichkeit am geringsten ist. Der BMI nimmt mit dem Alter deutlich zu. Ältere Personen sollten demnach einen BMI von 23 - $29 \text{ kg}/\text{m}^2$ anstreben. Die in der vorliegenden Arbeit ermittelten Werte sind in den hohen Aktivitätsklassen höher als in den niedrigen. Bei Patienten der Aktivitätsklasse 3 und 4 und Patienten mit einer Erhöhung des Mobilitätsniveaus in den zehn Jahren (des weiteren Gruppe 1 ($n=47$) genannt) ist der durchschnittliche BMI $30,1 \text{ kg}/\text{m}^2$ und bei Patienten der Aktivitätsklasse 1, 2 und Verschlechterung der Mobilitätsklasse (des weiteren Gruppe 2 ($n=22$) genannt) $26,8 \text{ kg}/\text{m}^2$. Die mobileren Patienten der Gruppe 1 sind laut Wert und entsprechendem Alter als leicht übergewichtig zu bezeichnen und die der Gruppe 2 liegen im Normbereich. Dieses Ergebnis ist durchaus verblüffend, da die Annahme gelten müsste, dass ein höherer Mobilitätsgrad eine geringes bzw. gesünderes Körpergewicht voraussetzte. In einer Studie von Dudek et al. [30] lag der mediane BMI bei Amputierten mit K-Level 3 [s.S. 5] bei $28,3 \text{ kg}/\text{m}^2$. Als häufigste Komorbidität in der Patientengruppe wurde die Adipositas Grad I bewertet.

Die Gruppe 1 ist vergleichbar mit Menschen ohne Amputation, da diese die Fähigkeit besitzen, sich in physiologischer Normalität zu bewegen. Der ermittelte BMI ist nicht weit höher als der durchschnittliche Wert in der Gesamtbevölkerung (in der Altersgruppe 50 bis 59 ca. $28 \text{ kg}/\text{m}^2$) [35]. Eine Neigung zur Adipositas besteht demnach bei den aktiven Amputierten nicht. In einer Studie des Landesversorgungsamtes Schleswig-Holstein wurde dies 1956 an 1100 kriegsversehrten Oberschenkelamputierten überprüft [69]. Hierbei war die Adipositas nicht häufiger aufgetreten als im Durchschnitt der Gesamtbevölkerung. Das bei Patienten geringerer Mobilität im Vergleich der BMI niedri-

ger ausfällt, könnte sich durch die stärker vertretenen Allgemeinerkrankungen und den damit verbundenen Gewichtsverlust erklären. Eine Schwachstelle des BMI ist, dass Menschen mit erhöhtem Körpergewicht aufgrund einer erhöhten Muskelmasse falsch charakterisiert werden, da Übergewicht nur über Gewicht-Längen-Indizes, nicht jedoch über die Körperfettmasse definiert wird [109]. Wie weit dieser Sachverhalt gerade beinamputierte Personen betrifft ist unklar.

5.3.6 Aktivitätsklasse und Amputationsursache

Die Amputationsursache periphere arterielle Verschlusskrankheit ist größtenteils bei Patienten niedriger Aktivitätsklasse vertreten (sieben von zehn Patienten). Hierbei handelt es sich meist um ältere Patienten, die aufgrund des langwierigen Krankheitsverlaufes bereits seit langer Zeit an Bewegungseinschränkungen und Beschwerden leiden. In vielen Fällen führt die Krankheit zum Verlust von Mobilität [13]. Bei Patienten mit Verbesserung der Mobilitätsklasse war die Amputationsursache pAVK nicht vertreten. Die Studie bestätigt die schlechteren Aussichten auf eine vollständige Rehabilitation an pAVK erkrankter Patienten. Mögliche Gründe für diese schlechteren Rehabilitationssichten sind einerseits die Grunderkrankung selbst, welche in der Regel beide Beine betrifft, und der Multimorbiditätsfaktor. Tumor- bzw. Traumata- bedingte Amputationen sind größtenteils in den höheren Mobilitätsklassen vertreten (neun von elf Patienten).

5.3.7 Aktivitätsklasse und Altersverlauf

Der Verlust an Mobilität ist ein entscheidender Risikofaktor für Hilfsbedürftigkeit im Alter. Das erhöhte Durchschnittsalter der Patienten mit Verschlechterung des Mobilitätsniveaus ist hervorzuheben. Dies betrifft amputierte sowie nichtamputierte Menschen. Eine demographische Studie aus der Schweiz ergab, dass ab dem 80. Lebensjahr mehr als ein Drittel der Menschen sich nicht mehr außerhalb der Wohnung bewegen, und über 40 Prozent können nicht mehr Treppen steigen [51]. In der vorliegenden Studie erreichen Patienten ab dem 75. Lebensjahr eine rechnerisch gemittelte Aktivitätsklasse von 1,85, also einen Bereich zwischen „eingeschränkter Außenbereichsgeher“ und „Innenbereichsgeher“. Verschlechterungen der Aktivitätsklasse betreffen häufiger ältere Patienten. Das Alter eines Betroffenen bringt zusätzlich medizinische Probleme. Doch darf das Alter nicht das Hauptkriterium für die Prothesenversorgung sein. In einer immer älter werdenden Gesellschaft müssen funktionsadäquate Kriterien die prothetische

Versorgung bestimmen. Die Anwendung des Profilerhebungsbogens ist ein wertvolles Instrument für die funktionsgerechte Versorgung.

Verfolgt man die Aktivitätsklasse im Bezug zum Alter, wird ersichtlich, dass in den ersten 24 Lebensjahren das Mobilisationsvermögen der betroffenen Menschen konstant auf einem durchschnittlich hohen Aktivitätsniveau verläuft. Die Erfahrung zeigt, dass Kinder im Alter bis zu 12 Jahren der Aktivitätsklasse 4 zugehören, da sie meist ohne Sorge die Prothese stoßbelasten und sich durch hohe körperliche Aktivität auszeichnen. Die geringe Anzahl von vier Patienten in dieser Altersgruppe erklärt den relativ niedrigen rechnerisch gemittelten Wert (3,75) für die Aktivitätsklasse. In der Altersgruppe der 15 bis 44 jährigen fällt das mittlere Aktivitätsniveau leicht um eine halbe Aktivitätsstufe ab. Verfolgt man die Altersgruppe zwischen 15 und 59 Jahren liegt innerhalb dieser 44 Jahre der mediane Verlust der Aktivitätsklasse deutlich unter 1 (0,71). Der durchschnittliche Verlust in der Altersspanne zwischen 60 und über 75 Jahren jedoch bei 0,94. Ein deutlicher Verlust der Mobilitätsklasse tritt bei amputierten Menschen ab dem 60. Lebensjahr auf.

5.3.8 Aktivitätsklasse und Amputationsalter/ -zeitraum

Patienten niedriger Mobilitätsklasse wurden in höheren Lebensalter amputiert als Patienten der Aktivitätsklasse 3 und 4. Demzufolge führt ein hohes Amputationsalter zu einer niedrigen Mobilitätsklasseneinstufung und ein jüngeres Amputationsalter zu einer hohen Aktivitätsklasse. Auf Grund des Aufbaus der Studie lässt sich hier aber keine definitive Aussage treffen, sondern lediglich eine Tendenz. In der Studie korreliert das Amputationsalter mit dem Lebensalter, d.h. dass Patienten mit höherem Lebensalter ein höheres Amputationsalter aufweisen als Patienten mit niedrigem Lebensalter.

Der Amputationszeitraum liegt im Mittel zwischen 21 und 26 Jahren. Die Aktivitätsklasse 1 weicht mit elf Jahren deutlich von den anderen Gruppen ab, was auf die niedrige Fallzahl zurückzuführen ist. Der Amputationszeitraum ist zwar in der Aktivitätsklasse 4 und Patienten mit Verbesserung der Mobilität, nach Ausschluss der Aktivitätsklasse 1, am geringsten, doch lässt sich dies nicht verallgemeinern, da in der Aktivitätsklasse 3 der Amputationszeitraum höher ist als in der Aktivitätsklasse 2 und Patienten mit Verschlechterung der Mobilität. Demzufolge variiert der Amputationszeitraum in den einzelnen Gruppen ohne besondere Tendenz.

Eine konkrete Aussage bezüglich Amputationsalter und Amputationszeitraum lässt sich auf Grund der geringen Fallzahl nicht treffen. Die Tendenz, dass Betroffene die in jüngeren Lebensjahren die Amputation erleiden, ein höheres Aktivitätsniveau erreichen, ist hervorzuheben. Literatur diesbezüglich fehlt.

5.3.9 Aktivitätsklasse und Stumpflänge

Es gilt die Annahme, je länger der Hebelarm, desto besser die Kontrolle über die Prothese und desto geringer der Energieaufwand für den Prothesengang. Zusätzlich sind bei kurzen Unterschenkelstümpfen die Möglichkeiten des Kniegelenks beschränkt [62]. In der Untersuchung wirkte die Stumpflänge Unterschenkelamputierter sich nicht auf die Mobilitätsklasse bzw. Mobilitätserwartung aus. Bei Unterschenkelamputierten sind auch hohe Aktivitätsklassen mit kurzen Stümpfen erreichbar, sogar nachhaltig. Die Belastbarkeit des Stumpfes wurde nicht untersucht.

Eine Verbesserung in das höchste Mobilitätsniveau wurde bei Oberschenkelamputierten der Aktivitätsklasse 3 mit kurzem Stumpf nicht beobachtet, demzufolge auch nicht in der Aktivitätsklasse 4. Dieser Sachverhalt spiegelte sich ebenfalls im Prüfauftrag der Klinischen Prüfstelle zur Indikation mit dem C-Leg [106]. Der Zugewinn in eine höhere Mobilitätsklasse aus der Aktivitätsklasse 2 ist mit kurzem Oberschenkelstumpf möglich. Trotz kurzem Stumpf erreichte ein Patient durch Umstellung der prothetischen Versorgung die Aktivitätsklasse 3. Studien, die sich mit der Stumpflänge beschäftigen, sind nicht bekannt. In den Ergebnissen von Matsen et. al. wurde nicht die Höhe der Amputation vom Betroffenen als Beeinträchtigung wahrgenommenen, sondern die Stumpfqualität und die prothetische Versorgung [66].

Bei den Patienten, deren Aktivitätsniveau sich innerhalb der zehn Jahre veränderte, zeigt die Amputationshöhe in den niedrigen Mobilitätsklassen keine hervorzuhebende Bedeutung.

5.4 Einfluss von Mehrfachbehinderungen und Begleiterkrankungen

Die Begleiterkrankungen und Mehrfachbehinderungen beeinflussen das Niveau der Aktivitätsklasse. Darüber hinaus korreliert der Grad der Prothesennutzung mit der Schwere der Co-Morbiditäten [33]. In den niedrigen Aktivitätsklassen ist der Anteil an Patienten mit Begleiterkrankungen und Mehrfachbehinderungen deutlich höher als in den höheren Aktivitätsklassen. Unterschenkelamputierte können trotz Begleiterkrankungen eher an Prothesen mobil bleiben als Oberschenkelamputierte. Das steigende Alter der Patienten ist mit zunehmender Morbidität und er daraus resultierenden deutlichen Einschränkung der Koordination der Bewegungsabläufe verbunden. Deutlich wird, dass in den niedrigen Aktivitätsklassen ca. 95 Prozent der Betroffenen an Begleiterkrankungen und/oder Mehrfachbehinderungen leiden. Der Altersdurchschnitt dieser Patientengruppe liegt bei fast 70 Jahren. Im höheren Alter spielen bei den meist chronisch und multimorbid erkrankten Patienten Funktionseinbußen eine wesentliche Rolle. Dieser Sach-

verhalt bedarf adäquater und effizienter Versorgungsstrukturen, die es ermöglichen, die älteren Patienten spezifisch prothetisch zu behandeln und der Entwicklung von Hilfs- und Pflegebedürftigkeit entgegenzuwirken.

5.5 Prothetische Versorgung

5.5.1 Oberschenkelamputierte

5.5.1.1 Kniepassteile

In den letzten zehn Jahren entwickelten sich die technischen Möglichkeiten der Kniepassteile mit einer rasanten Geschwindigkeit, wobei die Grundvoraussetzung für eine gute Prothese immer noch ein perfekt sitzender Schaft ist. Die prothetische Versorgung stellt hohe Anforderungen an Ärzte und Orthopädietechniker. Oberschenkelamputierte niedriger Mobilitätsklasse wurde ausnahmslos in der Technischen Orthopädie Münster versorgt, was die Komplexität dieser Patientengruppe im Bereich Versorgung wieder spiegelt. Mit einem hydraulisch elektronischen bzw. aktiven Kniepassteilen wurden zehn von 26 Patienten versorgt. Die 2008 im Patientenkollektiv verwendeten hydraulisch magnetorheologischen bzw. elektronischen Kniepassteile waren das Rheo Kniegelenk der Firma Össur und das C-Leg der Firma Otto Bock. Beides sind aktive Systeme, die in der Lage sind, den Gehstil zu analysieren und sich dem individuellen Gangprofil anzupassen. Das Rheo Kniegelenk benutzt dazu ein magnetorheologisches Fluid, das über Viskositätsänderung die Widerstände im Kniegelenk reguliert. Der Anteil der C3-Versorgung variierte in den verschiedenen Aktivitätsklassen deutlich. Bei zwei dieser zehn Patienten kam das Rheo Knee zum Einsatz. Beide Patienten gehörten in die Aktivitätsklasse 3. Die Vorteile des C-Legs wurden bereits in vielen Studien belegt und das Indikationenspektrum für eine Versorgung festgelegt [106]. Der funktionelle Zugewinn diente als Bezugswert für das Indikationsspektrum. Grundsätzlich steigt weder die Leistungsfähigkeit noch die tägliche Aktivität mit dem C-Leg an [76], jedoch das subjektive Empfinden der Gangsicherheit und der Gewinn an Funktionalität [28, 43, 106] und die damit verbundene Verbesserung der Lebensqualität [43, 56, 77]. In einer Studie von Klute et. al. [57] wurde ein Vergleich zwischen Mikroprozessor- und nicht Mikroprozessor gesteuerten Kniegelenken in Bezug zur täglichen Aktivität mittels Schrittzähler durchgeführt. Es zeigte sich keine signifikante Erhöhung der Schrittzahl oder Dauer der Aktivität nach Verwendung des C-Legs. Demzufolge erreicht man mit dem computer-gesteuerten Kniegelenk keinen quantitativ aktiveren Patienten. Hier fehlt aber die Prüfung erhöhter qualitativer bzw. anspruchsvoller Aktivitätsmöglichkeiten und damit der Vergleich der Funktionalität. Im direkten Prothesenvergleich erreicht das C-Leg höhere Patientenzufriedenheit als andere Prothesensysteme [28, 56]. Die beiden Patienten der Aktivitätsklasse 4 waren mit dem C-Leg erfolgreich versorgt. Hierbei handelt es

sich um Patienten, die ihre Aktivitätsklasse von 3 auf 4 steigern konnten. Die Gründe für die Verbesserung des Aktivitätsniveaus war bei einem die operative Korrekturen des Amputationsstumpfes und bei dem anderen der Wechsel von 4-Achs Pneumatik Kniegelenk zum C-Leg. In einer Studie von Hafner und Smith [42] gelang durch die Umstellung von einem passiven auf ein aktives Kniegelenk, dem C-Leg, Prozent der MFCL 2 und 33% der MFCL 3 Patienten der Übergang in ein höheres Aktivitätsniveau. Diese Zahlen ließen sich hier nicht bestätigen. Der Zuwachs in eine höhere Aktivitätsklasse konnte nur bei einem der acht C-Leg versorgten Patienten (12,5%) erreicht werden. Eine Begründung ist die MFCL-Zuteilung, die nur im Grundsatz vergleichbar mit den Aktivitätsklassen ist. Die Zuteilung in der Studie von Hafner und Smith verläuft rein objektiv visuell, ohne klinische Befundung bzw. Ermittlung anhand eines Erhebungsboogens. Zudem waren Allgemeinerkrankungen und Stumpfprobleme Ausschlusskriterien der Studie. Eine Verschlechterung des Aktivitätsniveaus ist bei keinem der C-Leg versorgten Patienten eingetreten.

Untersucht man die Versorgung der vier Patienten, die außerhalb der TO prothetisch versorgt wurden, zeigt sich nur bei einem von vier Patienten die Versorgung mit dem C-Leg.

5.5.1.2 Fußpassteile

Je nach funktionellen Patientenbedürfnissen muss die Auswahl der Fußpassteile erfolgen. Die Stumpfleistungsfähigkeit steht im direkten Zusammenhang mit der Auswahl des prothetischen Kniegelenks und der damit verbundenen Abhängigkeit von den Eigenschaften des Prothesenfußes. In der Studie wurde dieser Zusammenhang nicht erläutert, sondern die aktivitätsklassengerechte Versorgung. Patienten der Aktivitätsklasse 4 sind mit entsprechenden Hochleistungsprothesenfüßen versorgt worden. In der Aktivitätsklasse 3 wurde insgesamt 18,8 Prozent der Patienten mit Prothesenfüßen niedriger Mobilitätsklassen ausgestattet. Diese Patienten wurden ausschließlich in der Technischen Orthopädie versorgt. Die Verwendung von Prothesenfüßen niedriger Herstellerempfehlungen spricht für die hohe Variationsbreite an Mobilitätsunterstufen in dieser Klasse. Eine Binnendifferenzierung innerhalb der Aktivitätsklasse 3 wäre erstrebenswert. In den Aktivitätsklassen 1, 2 und 4 entsprachen die verwendeten Prothesenfüße den Herstellerempfehlungen.

5.5.2 Unterschenkelamputierte

5.5.2.1 Fußpassteile

Ein weit größerer Anteil unterschenkelamputierter Patienten (48,8%) wurden außerhalb bzw. in Verbindung mit der Werkstatt der Technischen Orthopädie behandelt. Im Vergleich zu den Oberschenkelamputierten ist der Anteil deutlich höher (21,4%). Dieser Sachverhalt spiegelt die komplexere Versorgung Oberschenkelamputierter Patienten. Aus der Untersuchung geht hervor, dass Patienten niedriger und negativ verlaufender Mobilitätsentwicklung im Verhältnis häufiger in der Technischen Orthopädie versorgt werden als Betroffene höherer Mobilitätsklassen. Dieses spricht für die zeitaufwendige und anspruchsvolle Versorgung von Patienten niedriger Aktivitätsklassen.

Heute stehen viele Arten von Prothesenfüße zur Verfügung. Es ist zunehmend schwieriger für Kliniker und Orthopädietechniker, Schritt zu halten mit den verschiedenen Komponenten und ihren Eigenschaften. Die Ziele der Versorgung können je nach Mobilitätsgrad, sozialem Umfeld und persönlicher Lebenseinstellung des Betroffenen völlig unterschiedlich sein. In der vorliegenden Untersuchung wurde überprüft, ob die verwendeten Prothesenfüße der Aktivitätsklasse des Patienten entsprechen. In der Aktivitätsklasse 4 ist nur einer von fünf Patienten mit einem Fuß entsprechend einer niedrigeren Mobilitätsklasse versorgt worden. Dabei handelte es sich um einen Patienten, dessen prothetische Versorgung außerhalb der Werkstatt der Technischen Orthopädie Münster durchgeführt wurde. Bei Patienten der Aktivitätsklasse 3 sind 8,3 Prozent mit Fußpassteilen niedriger Mobilitätsklassen versorgt, wobei der Anteil bei der Patientengruppe, die innerhalb der Technischen Orthopädie versorgt wurde deutlich höher ist (24%). Hierbei fand eine weitere Differenzierung nicht statt und sollte Inhalt weiterer Untersuchungen werden. In den unteren Mobilitätsklassen 1 und 2 wurden die Herstellerangaben berücksichtigt. Auch hier wird deutlich, dass die Amputierten der Aktivitätsklasse 3 weitaus differenter sind als diejenigen anderer Mobilitätsklassen. Im Gesamten muss festgestellt werden, dass nur bei ca. 10 Prozent der Patienten den Herstellerempfehlung nicht gefolgt wurde. Bei den Patienten, die einen Zuwachs in der Aktivitätsklasse erfahren haben, fand eine entsprechende Anpassung der Fußpassteile statt. Bei Betroffenen mit negativem Verlauf erfolgte keine bzw. eine unerwartete Umstellung insofern, dass bei zwei der fünf Patienten trotz Verlust der Mobilität eine Umstellung auf ein Passteil mit Herstellerempfehlung für höhere Aktivitätsansprüche durchgeführt wurde. Inwiefern durch eine Umstellung auf ein höheres Passteil mit Herstellerempfehlung für höhere Aktivitätsansprüche eine Verhinderung des Mobilitätsverlustes bzw. dem Betroffenen eine Anpassung erleichtert wurde, kann hier nicht geklärt werden, auch wegen zu geringer Fallzahlen.

6. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit ist es, bestimmende Faktoren der jeweiligen Aktivitätsklasse darzustellen und Veränderungen bzw. Verläufe der Aktivitätsklassen von unilateral beinamputierten Patienten aufzuzeigen. Die prothetische Versorgung des Patientenguts wurde ebenfalls untersucht. Diese Studie umfasst die retrospektive Analyse von Daten aus Krankenblättern von aktiven bzw. mobilen Patienten, die durchgehend im Zeitraum von 1998 bis 2008 in der Klinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster behandelt wurden. Zusätzlich wurde die Validität der ermittelten Daten anhand eines telefonisch ermittelten Profilerhebungsbogens überprüft.

Die Untersuchungen zeigten, dass Amputationshöhe, Geschlecht, Amputationsursache, Alter und Mehrfachbehinderungen entscheidende Einflussfaktoren jeweiliger Aktivitätsklassen darstellen. Bei einem Fünftel der Patienten fanden Änderung der Aktivitätsklasse statt. Der größte Anteil an Veränderungen betraf Patienten der Aktivitätsklasse 2, wobei der Anteil an Verschlechterungen doppelt so hoch war wie an Verbesserungen.

Unterschenkelamputierte haben eine bessere Voraussetzung für langfristige Mobilität als Oberschenkelamputierte.

Unterschenkelamputierte können trotz Begleiterkrankungen eher an Prothesen mobil bleiben als Oberschenkelamputierte.

Unterschenkelamputierte erreichen durchschnittlich höhere Aktivitätsklassen als Oberschenkelamputierte. Eine möglichst periphere Amputation ist anzustreben.

Die Geschlechterverteilung in den Aktivitätsklassen zeigte, dass 60% Frauen und 27% der Männer in den unteren Aktivitätsklassen 1 und 2 vertreten sind. Es wird deutlich, dass Frauen vom Mobilitätsverlust stärker betroffen sind als Männer.

Eine Neigung zur Adipositas besteht bei aktiven Amputierten nicht.

Die arterielle Verschlusskrankheit ist bei den Unterschenkelamputierten häufiger vertreten als bei Oberschenkelamputierten. Die arterielle Verschlusskrankheit ist größtenteils in den niedrigen Aktivitätsklassen als Amputationsursache vermerkt. Die Aussichten für pAVK erkrankte Patienten auf eine vollständige Rehabilitation sind ungünstig.

Verschlechterungen der Aktivitätsklasse betreffen häufiger ältere Patienten. Die Aktivitätsklasse korreliert mit dem Lebensalter. Die erreichte Aktivitätsklasse ist in jüngeren Lebensjahren erst hoch und bleibt lange konstant, erst ab dem 60. Lebensjahr fällt sie rasch ab.

Menschen die in jüngeren Lebensjahren die Amputation erleiden erreichen langfristig ein hohes Aktivitätsniveau.

Die Stumpflänge Unterschenkelamputierter wirkt sich nicht auf die Mobilitätsklasse bzw. Mobilitätserwartung aus. Der Zugewinn in eine höhere Mobilitätsklasse ist für Oberschenkelamputierte der Aktivitätsklasse 2 mit kurzen Stumpf möglich, jedoch nicht für Patienten der Aktivitätsklasse 3. Der kurze Oberschenkelamputationsstumpf ist in der Aktivitätsklasse 4 nicht vertreten.

Alle Patienten der Aktivitätsklasse 4, der Aktivitätsklasse 3 zu 46,7 Prozent und der Aktivitätsklasse 2 zu 16,7 Prozent sind mit Kniegelenken der Gruppe C3 versorgt.

Eine adäquate Umstellung von Prothesenkniegelenken und Prothesenfüßen fand bei Oberschenkelamputierten mit Veränderung der Mobilitätsklasse statt.

Die Versorgung mit Prothesenfüßen wird den Herstellerangaben gerecht. Nur in der Aktivitätsklasse 3 werden, aufgrund des breitgefächerten Patientenguts, teilweise Fußpassteile niedrigerer Mobilitätsempfehlung verwendet.

7. Literaturverzeichnis

1. **Aaron M.**, Flaherty E. (2001): The Encyclopedia of Elder Care: The Comprehensive Resource on Geriatric and Sozial Care. Kapitel: Prosthetics: Lower Extremity. Verlag Springer Publishing Co Inc ISBN 0826113680 pp. 533-534
2. **Ascherl R.**, Gradinger R. (1997): Traumatologische Praxis – Standards in Diagnostik und Therapie für alle Fachgebiete. Kapitel: Amputationen, Exartikulationen und Prothesenversorgung. Schattauer Verlag ISBN 3-7945-1587-0 pp. 93-107
3. **AWMF-Leitlinien-Register**, Nr. 004/027: Die amputationsbedrohte Extremität; Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Gefäßchirurgie (DGG).
4. **AWMF-Leitlinien-Register**, Nr. 033/044: Rehabilitation nach Amputationen an der unteren Extremität; Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie (DGOOC) und des Berufsverbandes der Ärzte für Orthopädie (BVO).
5. **Barthel D.W.**, Mahoney F. (1965): Functional Evaluation: The Barthel Index. State Medical Journal 1965 (14) pp. 61-65
6. **Baumgartner R.**, Botta P. (1995): Amputation und Prothesenversorgung der unteren Extremitäten, 2. neu bearb. und erw. Auflage. Ferdinand Enke, Stuttgart ISBN 3-432-97502-3
7. **Baumgartner R.** (1997): Die sitzbeinumgreifende Schafttechnik aus medizinischer Sicht. Orthopädie-Technik August 1997 pp. 650-656
8. **Baumgartner R.**, Greitmann B. (2002): Grundkurs Technische Orthopädie 2., überarbeitete Auflage. Kapitel: Amputation und Prothesenversorgung; Thieme, Stuttgart ISBN 978-3-13-125072-8
9. **Baumgartner R.** (2007): Praxis der konservativen Orthopädie. Kapitel: Technische Orthopädie. Thieme, Stuttgart ISBN 3131424613 pp. 230-255
10. **Baumgartner R.**, Botta P. (2008): Amputation und Prothesenversorgung, 3. vollst. überarbeitete Auflage. Thieme, Stuttgart ISBN 978-3-13-136153-0
11. **Baumgartner R.**: Amputation als Komplikation – Komplikationen bei Amputationen. Medizinisch Orthopädische Technik
http://motmagazin.de/component?option=com_alphacontent/section,4/cat,141/task,view/id,251/Itemid,93/
12. **Beckers D.**, Deckers J. (1997): Ganganalyse und Gangschulung. Kapitel: Transtibiales Amputationsniveau. Springer Verlag, Berlin ISBN 354061902X pp. 120-129

-
- 13. Becker G.J.** (2002): The Importance of Increasing Public and Physician Awareness of Peripheral Arterial Disease, *Journal of Vascular and Interventional Radiology* 2002; 13: pp. 7-11
 - 14. Becker K., Radtke P.** (1998): Praktische Erfahrungen mit Linern für Unterschenkelprothesen. *Orthopädie-Technik* Juni 1998 pp. 458-462
 - 15. Blumentritt S., Scherer H.W., Wellershaws U., Michael J.W.** (1997): Design Principles, Biomechanical Data and Clinical Experience with a Polycentric Knee Offering Controlled Stance Phase Knee Flexion: A Preliminary Report. *Journal of Prosthetics & Orthotics* 9(1): pp. 18-24 1997
 - 16. Blumentritt S.** (2004): Biomechanische Aspekte zur Indikation von Prothesenkniegelenken. *Orthopädie-Technik* Juni 2004 pp. 508-521
 - 17. Bork H.** (2005): Rehabilitation in Orthopädie und Unfallchirurgie. Kapitel: Methodische Bewertung der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation. Springer Verlag Berlin Heidelberg. ISBN 978-3-540-20008-6 pp. 313-328
 - 18. Brückner L.** (2000): Amputationsprinzipien an den unteren Extremitäten bei arteriellem Verschluss. *Orthopädie-Technik* Juni 2000 pp. 514-528
 - 19. Brückner L.** (2003): Stumpfbildung und Lebensqualität – immer wieder ein leidiges Problem. *Orthopädie-Technik* März 2003 pp. 2-4
 - 20. Bühren V.** (2004): Unfallchirurgie 2. Auflage. Kapitel: Amputation; Verlag Urban & Fischer, München ISBN 3-437-21850-6 pp. 435-441
 - 21. Bui-Khac H.**, (2006): Med. Dissertation: Angst und Depression im Zusammenhang mit Amputationen der unteren Extremität. Münster
 - 22. Bundesverband Medizintechnologie** (2009): Die Verordnung von Hilfsmitteln – Rechte, Pflichten und Informationen für Beteiligte im Überblick. Pressemitteilungen 24.04.2009 34/09
 - 23. Cox R.A.F., Nugent I.M.** (2007): Fitness for Work – The medical Aspects. Kapitel: Orthopaedics and trauma of the limbs. Verlag Oxford University Press ISBN 0-19-921565-0 pp. 261-290
 - 24. Dederich R.** (1987): Amputationen der Gliedmaßen. Thieme, Stuttgart New York ISBN 3136946104
 - 25. Dietl H., Kaitan R., Pawlik R., Ferrara P.** (1998): C-Leg – Ein neues System zur Versorgung von Oberschenkelamputationen. *Orthopädie-Technik* März 1998 pp. 197-211

-
- 26. Dillingham T.**, Pezzin L. (2008): Rehabilitation Setting and Associated Mortality and Medical Stability Among Persons With Amputations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* Vol 89, June 2008 pp. 1038-1045
- 27. Drabiniok T.**, Heisel J.: Stationäre Rehabilitation nach Major-Amputation im Bereich der unteren Extremitäten. *Medizinisch-Orthopädische Technik*
http://motmagazin.de/component/option,com_alphacontent/section,4/cat,128/task,view/id,126/Itemid,9/
- 28. Drerup B.**, Bitterle K., Wetz H.H., Osada N., Schmidt R. (2006): Langzeitergebnisse mit dem C-Leg-Kniegelenksystem - Ergebnisse einer Patientenbefragung. *Medizinisch-Orthopädische Technik Sonderdruck* Mai 2006
- 29. DSB (DEUTSCHER SPORTBUND)** (2001): Veltins-Sportstudie 2001.
- 30. Dudek N.L.**, Khan O.D, Lemaire E.D., Marks M.B., Saville L. (2008): Ambulation monitoring of transtibial amputation subjects with patient activity monitor versus pedometer. *Journal of Rehabilitation Research & Development* Vol. 45, Num. 4, 2008 pp. 577-586
- 31. Engstrom B.**, Van de Ven C. (1999): *Therapy for Amputees Third Edition*. Kapitel: Introduction; Verlag Churchill Livingstone ISBN 978-0443059759 pp. 1-11
- 32. Gailey R.S.**, Roach K.E., Brooks Applegate E., Cho B., Cunniffe B., Licht S., Maguire M., Nash M.S. (2002): The Amputee Mobility Predictor: An Instrument to Assess Determinants of the Lower-Limb Amputee's Ability to Ambulate. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* Vol. 83, Mai 2002 pp. 613-627
- 33. Geertzen J.H.B.**, Bosmans J.C., Van der Schans C.P., Dijkstra P.U. (2005): Claimed walking distance of lower limb amputees. *Disability and Rehabilitation*, 2005; 27(3) pp. 101-104
- 34. Gentz R.** (1996): Belastungsorientierte Zuordnung von Prothesenkomponenten im Zuge des Medizinproduktgesetzes. *Orthopädie-Technik* Oktober 1996 pp. 799-803
- 35. Gesundheitsberichterstattung des Bundes** (2008): Body-Mass-Index im Bundes-Gesundheitssurvey 1998 in Deutschland
- 36. Greitemann B.** (1998): *Gegenstandskatalog Technische Orthopädie*. Kapitel: Prothesenversorgung an den unteren Extremitäten; Schöningh Verlag, Münster ISBN 3-930962-59-4 pp. 45-53
- 37. Greitemann B.**, Bork H., Brückner L. (2002): *Rehabilitation Amputierter – Anforderungen, Methoden, Techniken*. Kapitel: Qualitätssicherung in der Rehabilitationsklinik; Gentner Verlag Stuttgart ISBN 3-87247-557-6

-
- 38. Greitemann B.** (2005): Rehabilitation in Orthopädie und Unfallchirurgie. Kapitel: Rehabilitation nach Amputation; Springer Verlag Heidelberg ISBN 3-540-20008-8 pp. 231-240
- 39. Grünther R.-A.** (2009): Knieexartikulation – Warum immer noch verpönt? Orthopädie-Technik März 2009 pp. 139-142
- 40. Haas F.** (2003): Stumpfverbessernde Maßnahmen. Orthopädie-Technik Oktober 2003 pp. 720-723
- 41. Hafkemeyer U., Wühr J., Linkemeyer L., Drerup B., Kretschmer T., Müller-Gliemann C., Gurk M., Bieringer S., Gisbertz D., Wetz H.H.** (2004): Bericht der Klinischen Prüfstelle für orthopädische Hilfsmittel zum Prüfauftrag: Festlegung von Indikationen für eine Versorgung mit dem C-Leg-Kniegelenksystem der Fa. Otto Bock. Teil 1: Zwischenbericht 2004 zum Prüfgutachten. ISBN: 3-9808952-1-1
- 42. Hafner B.J., Smith D.G.** (2009): Differences in function and safety between Medicare Functional Classification Level-2 and -3 transfemoral amputees and influence of prosthetic knee joint control. Journal of Rehabilitation Research & Development. Volume 46, Number 3, 2009 pp. 417-434
- 43. Hafner B.J., Willingham L.L., Buell N.C., Allyn K.J., Smith D.G.** (2007): Evaluation of Function, Performance, and Preference as Transfemoral Amputees Transition From Mechanical to Microprocessor Control of the Prosthetic Knee. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation Vol. 88, Feb 2007 pp. 207-217
- 44. Helmert U., Strube H.** (2004): Die Entwicklung der Adipositas in Deutschland im Zeitraum von 1985 bis 2002. Gesundheitswesen 2004; 66: pp. 409-415 Thieme Stuttgart/ New York
- 45. Heller G., Günster C., Swart E.** (2005): Über die Häufigkeit von Amputationen unterer Extremitäten in Deutschland; Deutsche Medizinische Wochenschrift, 130, pp. 1689-90
- 46. Heyde C.-E., Jungmichel D., Neumann W.** (2001): Majoramputationen bei arterieller Durchblutungsstörung an der unteren Extremität: Klinische und frühfunktionelle Ergebnisse. Orthopädie-Technik August 2001 pp. 552-557
- 47. Heyen I.** (1999): Fachpflege Rehabilitation. Kapitel: Prothesenversorgung und Gehschulung nach Beinamputation. Urban & Fischer ISBN 3-437-55080-2 pp. 233-247
- 48. Hirsch A.** (2009): Exaplan - Das Kompendium der klinischen Medizin Band 2. 3.Auflage Kapitel: Medizin des Alterns. Urban & Fischer ISBN 3437424629 pp. 2519-2537
- 49. Holly N., Kessler T.J., Böni Th., Kissling** (2002): Aktuelle Physiotherapie nach Amputation der unteren Extremität. Orthopädie-Technik 5/02 pp. 436-439

-
- 50. Homann H.**, Lehnhardt M., Langer S., Steinau H. (2007): Stumpferhalt und Stumpfverlängerung an der unteren Extremität. Springer Verlag Berlin/ Heidelberg. Zeitschrift: Der Chirurg, Volume 78, Number 4 /April 2007
- 51. Höpflinger F.**, Stuckelberger A. (1999): Demographische Alterung und individuelles Altern. Ergebnisse aus dem Nationalen Forschungsprogramm. Seismo Verlag ISBN 3908239699 pp. 3-7
- 52. ICF** Internationale Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit. Stand Oktober 2005. Herausgegeben vom Deutschen Institut für Medizinische Dokumentation und Information, DIMDI. WHO-Kooperationszentrum für das System Internationaler Klassifikation. ISBN 3873600463
- 53. Kaphingst W.** (2003): Funktionale Bewertungskriterien zu Prothesenbauteilen (Teil 1 bis 3). Orthopädie-Technik Oktober 2003 pp. 698-702. Orthopädie-Technik November 2003 pp. 814-818. Orthopädie-Technik Dezember 2003 pp. 879-884.
- 54. Kahle J.T.**, Highsmith M.J., Hubbard S.L. (2008): Comparison of nonmicroprocessor knee mechanism versus C-Leg on Prosthesis Evaluation Questionnaire, stumbles, falls, walking tests, stair descent, and knee preference. Journal of Rehabilitation Research & Development 2008; 45(1): pp. 1-14
- 55. Katz S.**, Moskowitz R.W., Jackson B.A. (1963): The Index of ADL. Journal of the American Medical Association 185 pp. 914-919
- 56. Kaufman K.R.**, Levine J.A., Brey R.H., McCrady S.K., Padgett D.J., Joyner M.J. (2008): Energy Expenditure and Activity of Transfemoral Amputees Using Mechanical and Microprocessor-Controlled Prosthetic Knees. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation Vol. 89, July 2008 pp. 1380-1385
- 57. Klute G.K.**, Berge J.S., Orendurff M.S., William R.M., Czerniecki J.M. (2006): Prosthetic Intervention Effects on Activity of Lower-Extremity Amputees. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation Vol. 87, May 2006 pp. 717-721
- 58. Koester B.** (2007): Praxiswissen Halte- und Bewegungsorgane, Diabetisches Fußsyndrom. Kapitel: Physiotherapie und Rehabilitation; Thieme Stuttgart ISBN 3-13-140821-9 pp. 199-201
- 59. Kokegei D.**, (2003): Funktionslevel und Indikation der prothetischen Versorgung. Orthopädie-Technik Oktober 2003 pp. 704-710
- 60. Kohler F.**, Cieza A., Stucki G., Geertzen J., Burger H., Dillon M.P., Schiappacasse C., Esquenazi A., Kistenberg R.S., Kostanjsek (2009): Developing Core Sets for persons following amputation based on the International Classification of Functioning, Disability and Health as a way to specify functioning. Prosthetics and Orthotics International June 2009; 33(2): pp. 117-129

-
- 60. Koller A.,** Wetz H.H. (2003): Die Operation nach Link - Witzel beim Diabetiker. Springer Verlag Berlin/ Heidelberg. Zeitschrift: Der Orthopäde. Volume 32, Number 3/ März 2003
- 61. Kostuik J.P.** (1981): Amputation Surgery and Rehabilitation. The Toronto Experience. Verlag Churchill Livingstone ISBN 0-443-08024-0
- 62. Kushekin A.P.** (2001): Biomechanische Bewertung des Unterschenkelprothesengehens mit einer zusätzlichen Kniebeuge-Vorrichtung. Orthopädie-Technik Juli 2001 pp. 510-512
- 63. Linkemeyer L.,** Kretschmer T., Ridder A., Guttman A. (2003): Mitteilungen der Klinischen Prüfstelle für orthopädische Hilfsmittel: Kniegelenkscatalog der Klinischen Prüfstelle. ISBN 3-980-8952-3-8
- 64. Löhr H.,** Pille M., Anker T. (1993): System zur Ermittlung und Einordnung der Aktivitäten eines Behinderten. Med. Orth. Tech 113 (1993) pp. 24-25
- 65. Martin B.W.,** Mäder U., Calmonte R. (1999): Einstellung, Wissen und Verhalten der Schweizer Bevölkerung bezüglich körperlicher Aktivität: Resultate aus dem Bewegungssurvey 1999. Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie, 47 (4): pp. 165-169
- 66. Matsen S.L.,** Malchow D., Matsen F.A. (2000): Correlations with patients' perspectives of the result of lower-extremity amputation. Journal of Bone and Joint Surgery American 2000 August; 82-A(8) pp. 1089-1095
- 67. Meier R.H.,** Weed R.O. (2004): Life Care Planning and Case Management Handbock Second Edition. Kapitel: Life Care Planning for the Amputee. Verlag CRC Press ISBN 0849315115 pp. 281-313
- 68. Mensch G.,** Kaphingst W. (1998): Physiotherapie und Prothetik nach Amputation der unteren Extremität. Springer Verlag Berlin Heidelberg ISBN 3-540-62769-3 pp. 20-21
- 69. Meyeringh H.,** Stefani H. (1956): Besteht nach einer Amputation des Oberschenkels eine Neigung zur Adipositas und zur Hypertension? Thieme, Stuttgart Deutsche medizinische Wochenschrift 1956; 81: pp. 10-13
- 70. Middeldorf S.** (2003): Verlaufs- und Ergebnisevaluation von Rehabilitationsmaßnahmen bei beinamputierten Patienten. Orthopädie Technik Oktober 2003 pp. 724-731
- 71. Milde L.** (2001): Geschichte konservativer Verfahren an den Bewegungsorganen. Kapitel: Entwicklung der OTTO BOCK Modular-Beinprothesen. Steinkopff Dr. Dietrich Verlag. ISBN 3798512671 pp. 111-118

-
- 72. Näder M.** (1969): Die Rohrskelett-Prothese als kosmetische Beinprothese. *Medizinische Technik* 89(7) pp.182-185
- 73. Neff, G.** (1987): Knieexartikulation versus Oberschenkelamputation- Operationstechnik, prothetische Versorgung und Rehabilitation, *Med. Orthop. Tech.* 107/1987, pp. 92-95
- 74. Nuhr M.,** Wiesinger G. (2005): *Kompodium der Physikalischen Medizin und Rehabilitation 2.* überarb. und erw. Auflage. Kapitel: Rehabilitation nach Amputation; Springer Verlag Wien ISBN 978-3-211-20667 pp. 249-259
- 75. Ortiz R.M.** (2007): M.A.S.-Konstruktion für Oberschenkelprothesen. *Orthopädie-Technik* April 2007 pp. 240-247
- 76. Palumbo P.J.,** Melton L.J. (1985): Peripheral vascular disease and diabetes; Diabetes Data. *Diabetes in America.* Washington D.C.: US Government Printing Office, 1985:chap.15 pp. 1-21
- 77. Pasquina P.F.,** Bryant P.R., Huang M.E., Roberts T.L., Nelson V.S., Flood K.M. (2006): Advances in Amputee Care. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* Vol. 87, Suppl 1, March 2006 pp. 34-43
- 78. Pawlik R.** (2001): Ganganalytische Beurteilung von Kniegelenkseinstellung und Prothesenaufbau unter Nutzung der im Kniegelenk C-Leg integrierten Sensorik. *Orthopädie-Technik* Juli 2001 pp. 505-509
- 79. Pauly L.** (2008): Dissertation: Die Bonner Altenheim-Studie: Integrierte Betrachtung der Ernährungssituation von Altenheimbewohnern. Bonn
- 80. Pohlig K.** (1997): Prothesenschaftsysteme und deren Gestaltungsvarianten für zirkulationsgestörte Oberschenkelamputierte. *Orthopädie-Technik* August 1997 pp. 657-663
- 81. Pozo J.L.,** Powell B., Andrews B.G., Hutton P.A., Clarke J. (1990): The timing of amputation for lower limb. *The Journal of bone and joint surgery* 1990 Mar; 72(2): pp. 288-92
- 82. Probst J.** (2003): *Tscherne Unfallchirurgie Weichteilverletzungen und –infektionen* Kapitel: Amputationen. Springer Verlag Berlin ISBN 3540632859 pp. 410-470
- 83. Pschyrembel** (2002). *Klinisches Wörterbuch.* 259. Auflage. de Gruyter Verlag, Berlin ISBN 3-11-017213-5
- 84. Rack A.** (2003): Med. Dissertation: Psychosoziale Auswirkungen posttraumatischer Amputationen an der unteren Extremität – eine retrospektive Evaluierung der Bedeutung des Amputationszeitpunktes. München

-
- 85. Rollnik J.D.**, (2008): Die Intensivmedizin überarb. und erw. Aufl. Kapitel: Neurologische und neurochirurgische Frührehabilitation. Springer Verlag Berlin ISBN 3540722955 pp. 708-709
- 86. Scherer H.W.**, Milde L. (1996): Einsatz neuer Konstruktionen in der Beinprothetik. Orthopädie-Technik Juli 1996 pp. 531-536
- 87. Schrödel B.** (2008): Alle sollten an einem Strang ziehen. Sani-Special. Beinprothesen MTD Mai 2008
- 88. Schuler M.**, Oster P. (2008): Geriatrie von A bis Z – Der Praxis-Leitfaden. Kapitel: Barthel-Index. Schattauer Verlag ISBN 379452523 pp. 27-31
- 89. Schulze Ch.J.**, Neff G. (1996): Amputation und postoperative Versorgung bei Durchblutungsstörung. Orthopädie-Technik März 1996
- 90. Schüring H.W.** (2001): Beinprothesen im Hilfsmittelverzeichnis. Orthopädie-Technik Dezember 2001 pp. 884-889
- 91. Schwitalle M.**, Brückner L. (1999): Die standardisierte Unterschenkelamputation nach Brückner: Langzeitbeobachtung von Patienten mit AVK IV. Orthopädie-Technik Juni 1999 pp. 504-505
- 92. Seymour R.** (2002): Prosthetics and Orthotics: Lower Limb and Spinal. Kapitel: Transtibial Components; Verlag Lippincott Williams & Wilkins ISBN 0781728541 pp. 176-205
- 93. Statistisches Bundesamt** (2003): Statistik der Schwerbehinderten Menschen <http://www.destatis.de/jetspeed/portal/cms/Sites/destatis/Internet/DE/Content/Publikationen/Fachveroeffentlichungen/Sozialleistungen/SozialSchwerbehinderte2003pdf,property=file.pdf>
- 94. Statistisches Bundesamt** (2007): Statistik der Schwerbehinderten Menschen <http://www.destatis.de/jetspeed/portal/cms/Sites/destatis/Internet/DE/Content/Publikationen/Fachveroeffentlichungen/Sozialleistungen/SozialSchwerbehinderte2007pdf,property=file.pdf>
- 95. Statistisches Bundesamt** (2007): Schwerbehinderte – Fachserie 13 Reihe 5.1 – 2007
<https://wwwec.destatis.de/csp/shop/sfg/bpm.html.cms.cBroker.cls?cmspath=struktur,vollanzeige.csp&ID=1024338>
- 96. Stepien J.M.**, Cavenett S., Taylor L., Crotty M. (2007): Activity Levels Among Lower-Limb Amputees: Self-Report Versus Step Activity Monitor. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation Vol. 88, July 2007 pp. 896-900

-
- 97. Stinus H.** (2000): Biomechanik und Beurteilung des mikroprozessorgesteuerten Exoprothesenkniegelenkes C-Leg. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 2000; 138(3) pp. 278-282
- 98. Stirnemann P.,** Althaus U. (1984): Die transgeniculäre Amputation: Eine Alternative zur Oberschenkelamputation ?, Chirurg 54/1984 pp. 170-174
- 99. Subbarao J.V.,** Clark G.S. (2003): Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation Basics. Kapitel: Amputations; Lippincott Raven ISBN 0781744342 pp. 24-35
- 100. Taeger G.,** Nast-Kolb G. (2000): Amputation und Prothesenversorgung der unteren Extremität. Springer Verlag Berlin/ Heidelberg. Zeitschrift: Der Unfallchirurg, Volume 103 Number 12/ November 2000
- 101. Theole P.,** Boltze W.H. (2003): Oberschenkel-Amputations-Score Entscheidungshilfe zur Versorgung mit dem C-Leg. Orthopädie-Technik 05/2003 pp. 324-329
- 102. Tober H.,** Tscheuschner R. (2005): Objektivierung der Prothesenversorgung mittels Ganganalyse. Orthopädie-Technik September 2005 pp. 640-645
- 103. Van der Linden M. L.,** Solomonidis S. E., Spence W. D., Li N., Paul J. P. (1999): A methodology for studying the effects of various types of prosthetic feet on the biomechanics of transfemoral amputee gait. Journal of Biomechanics 32 (1999), pp. 877-889
- 104. Weaver J.,** Flynn M. (2000): Hemicorporectomy. Journal of Surgical Oncology 2000 Feb; pp. 117-124
- 105. Wetz H.H.,** Gisbertz D. (2000): Geschichte der Exoprothetik an der unteren Extremität. Springer Verlag Berlin/ Heidelberg. Zeitschrift: Der Orthopäde, Volume 29, Number 12/ Dezember 2000
- 106. Wetz H.H.,** Bieringer S., Drerup B., Linkemeyer L., Schmidt R. , Veltmann U., Wühr J. (2006): Endbericht zum Prüfauftrag „Festlegung von Indikation für eine Versorgung mit dem „C-Leg“ Kniegelenksystem der Fa. Otto Bock, Duderstadt“ für das Bundesministerium für Arbeit und Soziales. Münster ISBN 3-9808952-6-2 pp. 10-11
- 107. Williams R.M.,** Turner A.P., Orendurff M., Segal A.D. (2006): Does Having a Computerized Prosthetic Knee Influence Cognitive Performance During Amputee Walking? Archives of Physical Medicine and Rehabilitation Vol. 87, July 2006
- 108. Winter D.A.** (1990): Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Second Edition. Published by John Wiley & Sons, New York, 1990.
- 109. Wirth A.** (2003): Adipositas-Fibel. Springer Verlag Berlin ISBN 3-540-43424-0 pp. 4-26

110. Wühr J., Linkemeyer L., Drerup B., Wetz H.H. (2008): Vergleichende klinische biomechanische Prüfung elektronisch gesteuerter Kniepassteile für Oberschenkelprothesen. Orthopädie-Technik März 2008 pp. 162-166

111. Wühr J., Linkemeyer L., Barsch K., Drerup B., Wetz H.H. (2008): Vergleich tuberumgreifender und tuberunterstützender Schäfte: klinische und biomechanische Untersuchungen. Orthopädie-Technik November 2008 pp. 826-833

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Excel Aktivitätsklassenverlaufstabelle	18
Abbildung 2: Patientenverteilung	22
Abbildung 3: Amputationsursachen	24
Abbildung 4: Stumpflänge	25
Abbildung 5: Einteilung in Aktivitätsklassen	26
Abbildung 6: Aktivitätsklasse und Amputationshöhe 2008	29
Abbildung 7: Aktivitätsklasse und Alter 1998 und 2008	34
Abbildung 8: Verlauf der Aktivitätsklasse im Bezug zum Alter	34
Abbildung 9: Aktivitätsklasse und Amputationsalter 2008	36
Abbildung 10: Aktivitätsklasse und Stumpflänge Unterschenkelamputierter 2008 ...	36
Abbildung 11: Aktivitätsklasse und Stumpflänge Oberschenkelamputierter 2008	37
Abbildung 12: Aktivitätsklasse und Multimorbidität Oberschenkelamputierter 2008	38
Abbildung 13: Aktivitätsklasse und Multimorbidität Unterschenkelamputierter 2008	39
Abbildung 14: Aktivitätsklasse und Multimorbidität 2008	39

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Validitätsprüfung 2008	20
Tabelle 2: Geschlechterverteilung	23
Tabelle 3: Seitenlokalisierung	23
Tabelle 4: Altersstruktur und Amputationsalter	24
Tabelle 5: Einteilung in Aktivitätsklassen	26
Tabelle 6: Veränderungen der Aktivitätsklassen	27
Tabelle 7: Gründe für die Verschlechterung der Aktivitätsklasse	27
Tabelle 8: Gründe für die Verbesserung der Aktivitätsklasse	28
Tabelle 9: Aktivitätsklasse und Amputationshöhe 2008	29
Tabelle 10: Aktivitätsklasse und Geschlecht	30
Tabelle 11: Aktivitätsklasse und Körpergewicht 2008	31
Tabelle 12: Amputationsursache und Aktivitätsklasse 2008	32
Tabelle 13: Aktivitätsklasse und Alter	33
Tabelle 14: Aktivitätsklasse und Amputationsalter/ –zeit 2008	35
Tabelle 15: Stumpflänge und Veränderung der Aktivitätsklasse	37
Tabelle 16: Differenzierung Versorgungsort Oberschenkelamp. Patienten 2008	40
Tabelle 17: Klassifizierung von Kniepassteilen nach Blumentritt	41
Tabelle 18: Zuordnung verwendeter Kniepassteile	41
Tabelle 19: Versorgung mit Kniepassteilen 2008	42
Tabelle 20: Änderung von Kniepassteile bei Zu- oder Abnahme der Aktivitätsklasse	42
Tabelle 21: Systematisierung der Zuordnung von Fußpassteilen	43
Tabelle 22: Zuordnung von Fußpassteilen	44
Tabelle 23: Versorgung mit Fußpassteilen Oberschenkelamputierter 2008	45
Tabelle 24: Änderung Fußpasst. bei Zu- oder Abnahme der AK Oberschenkelamp.	45
Tabelle 25: Differenzierung des Versorgungsortes Unterschenkelamp. Patienten	46
Tabelle 26: Versorgung mit Fußpassteilen Unterschenkelamputierter 2008	47
Tabelle 27: Änderung von Fußpasst. bei Zu- oder Abnahme AK Unterschenkelamp.	47

Lebenslauf

Can Elio, geb. Demirdag

geboren am 21.07.1979 in Izmit, Türkei

1986 – 1990	Grundschule Agatha, Bottrop
1990 – 2000	Josef-Albers-Gymnasium, Bottrop
08.06.2000	Abitur
2000 – 2003	Ausbildung Zahntechniker, Fa. Henrici, Bottrop
28.06.2003	Gesellenbrief
2003 – 2004	Beschäftigt als Zahntechniker, RD Dental, Gladbeck
2004 – 2009	Studium der Zahnmedizin Westfälische Wilhelms-Universität Münster
15.03.2005	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
12.10.2006	Zahnärztliche Vorprüfung
02.07.2009	Approbation als Zahnarzt
Seit 01.10.2009	Assistenz Zahnarzt Praxis Dr. J.A. Runge, Bottrop

Bottrop, den 25.03.2010

Danksagung

Für die Überlassung des anspruchsvollen und interessanten Themas und die wohlwollende Betreuung, verbunden mit der Aufrechterhaltung des notwendigen Optimismus bei der Arbeit bedanke ich mich bei Herrn Professor Wetz, Leiter der Abteilung für Technische Orthopädie, Münster.

Mein Dank gilt auch Herrn Professor Drerup, Leiter der Klinischen Prüfstelle für Orthopädische Hilfsmittel, Münster und allen Mitarbeitern der Technischen Orthopädie.

Besonders bedanken möchte ich mich bei Herrn Dr. Schüling für seine umsichtige Betreuung der Arbeit, seine zahlreichen, wertvollen formalen und inhaltlichen Hinweise.

Ein persönlicher und herzlicher Dank gilt meiner Familie, besonders meinen Eltern, die mir das Studium ermöglicht haben und mich auch darüber hinaus immer unterstützten.

Meiner Lebensgefährtin Iryna Shevchenko möchte ich dafür danken, dass sie nie die Geduld mit mir verloren hat.

Linda Demirdag und Hanna Aykil möchte ich für das Korrekturlesen und die konstruktive Kritik danken.

I. Anhang

Fragebogen

Personendaten

Vor- und Zuname des Patienten:

Geburtsdatum:

Angaben zur Person:

Gewicht: kg Größe:cm

Bezeichnung des ausgeübten Berufs:
.....

Angaben zur Amputation

Allgemeine Angaben

Amputationsgrund

Datum der Amputation

Wo wurde die Amputation durchgeführt

Versorgungsrelevante Erkrankungen, Behinderungen und Therapien

Allgemeine Erkrankungen mit Auswirkungen auf das Tragen der Prothese:
.....
.....
.....

Fähigkeiten/ Mobilitätsmerkmale des Patienten

Mobilitätsgrad 1:

Mobilitätsmerkmale/ Fähigkeiten:

Können Sie:

- alleine sitzen trifft zu () entfällt ()
- auf dem erhaltenen Bein im Gehbaren stehen trifft zu () entfällt ()
- das Stehgleichgewicht im Gehbaren halten trifft zu () entfällt ()
- im Gehbaren oder Gehwagen gehen trifft zu () entfällt ()
- mit fremder Hilfe aus sitzender Position aufstehen trifft zu () entfällt ()
- sich mit fremder Hilfe aus stehender Position hinsetzen trifft zu () entfällt ()
- die Prothese mit fremder Hilfe an- und ablegen trifft zu () entfällt ()
- der Einweisung in den Gebrauch der Prothese geistig folgen trifft zu () entfällt ()
- sich weitgehend alleine an- und ausziehen trifft zu () entfällt ()
- sich im häuslichen Bereich mittels Prothese fortbewegen und sich mobil halten trifft zu () entfällt ()
- in einförmig, langsamer Geschwindigkeit gehen trifft zu () entfällt ()
- die Prothese geringfügig stoßbelastent trifft zu () entfällt ()
- kleine hausinterne Hindernisse überwinden trifft zu () entfällt ()
- es lernen, Prothese weitgehend selbständig an-/abzulegen trifft zu () entfällt ()

Mobilitätsgrad 2:

Mobilitätsmerkmale/ Fähigkeiten:

Können Sie:

- auf dem erhaltenen Bein mit Gehstützen stehen trifft zu () entfällt ()
- das Stehgleichgewicht mit Gehstützen halten trifft zu () entfällt ()
- mit Gehstützen gehen trifft zu () entfällt ()
- selbständig aus sitzender Position aufstehen trifft zu () entfällt ()
- sich selbständig aus der stehender Position hinsetzen trifft zu () entfällt ()
- die Prothese selbständig an- und ablegen trifft zu () entfällt ()
- sich weitgehend alleine an- und ausziehen trifft zu () entfällt ()
- mit der Prothese bis zu 15 Minuten gehen trifft zu () entfällt ()
- Bordsteinkanten/30 Stufen mit Pause bewältigen trifft zu () entfällt ()
- kleine Umwelthindernisse überschreiten trifft zu () entfällt ()
- auf leichten Bodenunebenheiten gehen trifft zu () entfällt ()
- selten Ihre Gehgeschwindigkeit wechseln trifft zu () entfällt ()
- öffentliche Transportmittel (mit Hilfe) benutzen trifft zu () entfällt ()
- die Prothese moderat stoßbelasten trifft zu () entfällt ()
- sich therapeutisch/gehschulisch trainieren trifft zu () entfällt ()
- Kleinstenkäufe selbständig erledigen trifft zu () entfällt ()

Mobilitätsgrad 3:

Mobilitätsmerkmale/ Fähigkeiten:

Können Sie:

- auf dem erhaltenen Bein stehen trifft zu () entfällt ()
- das Stehgleichgewicht halten trifft zu () entfällt ()
- Treppen/ Stufen (..... Stufen) bewältigen trifft zu () entfällt ()
- fast alle Umwelthindernisse bewältigen trifft zu () entfällt ()
- auf Bodenunsicherheiten (wie Schlamm,Nässe, Schnee, Eis) gehen trifft zu () entfällt ()
- häufig die Gehgeschwindigkeit wechseln trifft zu () entfällt ()
- alle öffentlichen Transportmittel benutzen trifft zu () entfällt ()
- eigene Transportmittel (Auto etc.) benutzen trifft zu () entfällt ()
- Ihren Beruf ausüben trifft zu () entfällt ()
- Ihre Familie/Haushalt versorgen trifft zu () entfällt ()
- andere Personen versorgen, z.B. pflegen trifft zu () entfällt ()
- die Prothese stoßbelasten trifft zu () entfällt ()
- Aktivitäten mit körperlicher Belastung ausüben trifft zu () entfällt ()
- sich durch die Amputation und Prothesenversorgung, in der Durchführung beruflicher-, sozialer-, familiärer, Aktivitäten nicht wesentlich einschränken lassen und sich mit nahezu "physiologischer Normalität" bewegen trifft zu () entfällt ()

Mobilitätsgrad 4:

Mobilitätsmerkmale/ Fähigkeiten:

Können Sie:

- sich mit der Prothese ohne Limitation und ggf. in bergiger Umgebung oder auf unebenem Untergrund unlimitiert und mit "physiologischer Normalität" bewegen trifft zu () entfällt ()
- sich in allen Geschwindigkeitsbereichen bewegen und diese ständig wechseln trifft zu () entfällt ()
- die Prothese im täglichem Einsatz zeitlich unlimitiert beanspruchen trifft zu () entfällt ()
- durch hohe körperlicher Aktivitäten die Prothese überdurchschnittlich stoßbelasten und mechanisch beanspruchen trifft zu () entfällt ()

