

Asymmetrie der Haltung und der Rumpfmuskulatur nach einseitiger Armamputation – eine klinische, elektromyographische, haltungsanalytische und rasterphotogrammetrische Untersuchung

B. Greitemann, V. GÜth, R. Baumgartner
Klinik Münsterland

Zusammenfassung

Einseitige Armamputationen verursachen Asymmetrien der Haltung durch den Gewichtsverlust. Hieraus resultieren Änderungen der statischen Verhältnisse am Rumpf sowie Asymmetrien der Muskulatur. In der vorliegenden Arbeit wurden 34 Oberarmamputierte und 22 Unterarmamputierte auf Folgeerscheinungen nach einseitiger Armamputation klinisch, elektromyographisch, haltungsanalytisch und rasterphotogrammetrisch untersucht. Die Validität der Methodik war zuvor an einem Kontrollkollektiv von 30 Normalpersonen festgestellt worden. In Abhängigkeit von der Amputationshöhe und dem daraus resultierenden Gewichtsverlust zeigten einseitig Amputierte einen Rumpfüberhang zur amputierten Seite, einen Schulterhochstand auf der amputierten Seite und eine zur amputierten Seite hin konvex liegende Seitverbiegung der thorakalen Wirbelsäule mit lumbaler Gegenschwingung. Bei einem Großteil der Patienten lag eine Torsion des Rumpfes mit Vorbringen der amputationsseitigen Schulter und gegenläufigem Vorschub der gegenseitigen Beckenhälfte vor. Zeitabhängig vom Abstand zur Amputation kam es zu strukturellen Veränderungen mit Fixierungen der Deformitäten und dadurch bedingten Bewegungseinschränkungen des Achsorgans. In der elektromyographischen Unter-

suchung zeigten sich deutliche muskuläre Asymmetrien der Schultergürtel- und Rumpfmuskulatur, die in aller Regel bedingt waren durch den Funktionsverlust der verlorenen Extremität und die veränderten statischen Verhältnisse des Rumpfes, insbesondere der Verlagerung des segmentalen Körperschwerpunktes in den einzelnen Rumpfabschnitten. Auffällig war insbesondere die Überaktivität der lumbalen Rückenstrecker auf der Amputationsseite, eine Mehraktivität des M. obliquus und des M. gluteus medius auf der Amputationsseite. Dabei zeigten sich auffällige Differenzen zwischen der Gruppe der Oberarm- und der Unterarmamputierten, die Gewichtsverlust-bedingt gedeutet werden. In der Haltungs- und Schwerpunktanalyse konnte bei der Lastmomentberechnung eine Mehrbelastung des amputationsseitigen Hüftgelenkes festgestellt werden. Die muskulären und statischen Asymmetrien sowie die Fehlhaltungen waren bei noch nicht lang Amputierten durch Ausgleich des Gewichtsverlustes reversibel. Hieraus resultierend werden Überlegungen zur orthopädiotechnischen und zur krankengymnastischen Begleit- und Folgetherapie dargestellt.

Schlüsselwörter: Haltungsasymmetrie – Folgen einseitiger Armamputation – muskuläre Asymmetrie – Haltungsanalyse – Statik

Asymmetry of Posture and Trunk Musculature Following Unilateral upper Limb Amputation: A Clinical, Electromyographic, Posture-Analytical and Photogrammetric Study

Unilateral upper limb amputation causes changes in statics of the spine. As a result asymmetrical posture of the spine, muscular asymmetries follow. In this study a population of upper limb amputees (above and below elbow amputees) is examined by clinical, electromyographical analysis and gait analysis. Upper limb amputations cause in correlation to weightloss a shift of the trunk to the side of the amputation, a scoliosis with a bowing to the side of the amputation, an elevation of the shoulder on the amputation side and a torsion of the trunk. Muscular asymmetries result from loss of function (muscles of the arm, M. latissimus, M. trapezius) and by shifting of the center of gravity. In order to get the center of gravity over the legs, the amputee compensates the loss of weight by

shifting the upper trunk to the side of the amputation. As a result the shift of the segmental center of gravity at the lumbar height to the side of the normal arm with muscular asymmetry in the erector trunci lumbalis results. As well we saw an overactivity of musculus gluteus medius and resulting stress of the amputation sided hip joint. There was a remarkable difference between above and below elbow amputees caused by differences in weightloss. Muscular and static asymmetries in amputees who lost their arm only a short period before could be reduced by compensating the weightloss.

Results for technical orthopaedic fitting and stress on gymnastic procedures to compensate these statical problems are discussed.

Key words: Asymmetrical posture of spine – muscular asymmetry – unilateral amputation of upper limb

Einleitung

Eine einseitige Armamputation führt durch den Gewichtsverlust zu Veränderungen der Statik, die sekundäre Auswirkungen auf die Wirbelsäule und den Schultergürtel haben. Im Gegensatz zu den Auswirkungen einer einseitigen Beinamputation auf das Achsorgan liegen zu den Folgen dieser einseitigen Armamputation allerdings in der Literatur deutlich weniger Veröffentlichungen vor. *Karfiol* (1930) wies bereits auf Wirbelsäulenbeschwerden bei Beinamputierten hin und führte sie auf das Tragen des Beckengurtes und dadurch allmählich auftretende statische Überlastungen zurück. *Schrader* (1930) sah die Ursache für Wirbelsäulenbeschwerden bei einseitig Beinamputierten im mangelhaften Prothesenaufbau. *Jenny* und *Aufdermaur* (1950) entwickelten die Hypothese, daß durch das Tragen nicht ausgeglichener Kunstbeine es im Laufe der Zeit zu einer Bandscheibenschädigung auf der Innenseite der Wirbelsäulenkrümmung komme, und dort spondylotische Randzacken auftreten würden. Sie nannten diese Veränderungen „Inkongruenzarthrose“. Auch *Lange* (1952) und *Zuckschwerdt* (1955) betonten die Notwendigkeit eines Beinlängenausgleiches zur Prophylaxe degenerativer Veränderungen und auftretender Seitverbiegungen der Wirbelsäule. *Lange* stellte zudem heraus, daß diese Seitverbiegungen der Wirbelsäule zunächst kompensatorisch auftreten, innerhalb weniger Jahre allerdings fixiert sein könnten. Diese Theorie wurde von *Borgmann* (1959/1963) unterstützt, der eine Häufung und ein früheres Auftreten degenerativer Veränderungen an der Wirbelsäule bei Beinamputierten feststellte und ebenfalls zu der Aussage kam, daß bei fehlerhafter Prothesenlänge sich eine fixierte Seitabiegung mit sekundären Degenerationsfolgen entwickeln würde. *Holland* (1967) fand bei einer Untersuchung von Patienten mit einseitigen Beinamputationen ebenfalls einen hohen Anteil von Seitverbiegungen der Wirbelsäule. Nach seinen Aussagen waren diese allerdings meist gering und nur zu einem geringen Teil nicht aufrichtbar. Eine Häufung von Inkongruenzosteocondrosen konnte er nicht nachweisen. Auch *Imhäuser* (1967) fand es nicht erwiesen, daß spondylotische Veränderungen an der Wirbelsäule bei einseitig Beinamputierten gehäuft auftreten würden, insbesondere dann nicht, wenn „geeignete Prothesenlängen“ getragen würden. *Krämer* (1979) registrierte bei 71% der untersuchten Beinamputierten Lendenwirbelsäulenbeschwerden und bei 34% fixierte Seitabiegungen. Die Seitabiegungen waren bei 65% der Patienten zur Amputationsseite hin gerichtet. Die Beschwerden wurden dabei durch schmerzhaftes Muskelsuffizienzen bei fixierten Seitverbiegungen hervorgerufen. Im Hinblick auf die Beinamputation ist aus der Literaturübersicht zu entnehmen, daß in der Folge nicht korrekt ausgeglichener Prothesenlängen bei einseitiger Beinamputation es sekundär zu Wirbelsäulenverbiegungen zur Amputationsseite hin kommt. Abhängig von der Zeitdauer des Bestehens und der Fixation der Fehlstellung kann es zum Auftreten von degenerativen Veränderungen insbesondere an der Bogeninnenseite im Sinne einer richtungsweisen Verschlechterung kommen. Bei ausgeglichener Prothesenlänge werden Seitdeformierungen an der Wirbelsäule bzw. fortgeschrittene degenerative Veränderungen, verursacht durch die einseitige Beinamputation, eher bezweifelt.

Analysiert man die Literatur zu den Folgen einer einseitigen Armamputation, so handelt es sich zumeist um klinische und röntgenologische Befunde; elektromyographische und haltungsanalytische Untersuchungen fehlen. *Zur Verth* (1959) und *Freude* (1972) stellten fest, daß die Verschiebung des Gesamtkörperschwerpunktes zur nicht amputierten Seite bei einseitig Armamputierten durch eine Verziehung des gesamten Oberkörpers zur amputierten Seite hin wieder ausgeglichen wird. Durch diese Verlagerung würde der Oberkörper wieder über die Unterstützungsfläche gebracht. Beide Autoren fanden in ihren Kollektiven eine Lotabweichung des Oberkörpers zur amputierten Seite, abhängig von der Amputationshöhe, unabhängig von der Tragedauer der Prothese. *Zur Verth* wertete hierzu auch Röntgenbilder der Patienten aus und stellte häufig eine konvexe Verbiegung der Brustwirbelsäule zur amputierten Seite hin sowie einen Schulterhochstand auf der amputierten Seite fest. In bezug auf Folgeerscheinungen stellt er fest, daß spondylotische Veränderungen nicht zu finden waren und führt auch andere Beschwerdesymptomaten auf unabhängige Begleiterkrankungen zurück. *Jenny* (1950) führte den Schulterhochstand und die Oberkörperschiefhaltung nach der einseitigen Armamputation auf das Nichttragen der Prothese zurück. Eine abnorme Körperhaltung sei insbesondere bei klinischen Untersuchungen nach hohen Amputationen am Arm zu finden, zumal dann, „wenn der Versehrte seine Prothese nicht trägt“.

Löwe (1966) berichtete über die Folgen der Amputation interthoracoscapularis bei einem kleinen Kollektiv von nur 7 Patienten mit dieser hohen Amputation. Er konnte in seiner Untersuchung keine Abhängigkeit der Seitverbiegung, des Ausprägungsgrades, des Scheitels und der Konvexität der Seitverbiegung zur Amputation feststellen. Als Ursache für die Seitverbiegung der Wirbelsäule führt er aus, daß es denkbar sei, daß entweder die Zugkräfte der alten Muskulatur oder Narbenzüge der amputierten Seite diese Verbiegungen unterhalten bzw. verursachen könnten. *Solonen* (1965) berichtete in einer röntgenologischen Studie über sekundär degenerative Veränderungen in Form einer Osteochondrose, Spondylarthrose und einer Spondylosis deformans an der Wirbelsäule bei einseitigen Armamputationen in Abhängigkeit von der Amputationshöhe. *Zur Verth* (1959) und *Holland* (1970) hingegen konnten keine vermehrten degenerativen Veränderungen in ihren Kollektiven nachweisen. Alle Autoren führten klinische und röntgenologische Studien durch, die Auswirkungen auf die Rückenmuskulatur wurden dabei wenig beachtet. *Springorum* (1982) führte den Rumpfüberhang bei einseitig Armamputierten auf den Gewichtsverlust und eine zusätzliche Atrophie der Schulterweichteile sowie eine kompensatorische Zunahme der gegenseitigen Muskulatur zurück. Er beschrieb dabei bereits, daß die Seitauslenkung des Achsorgans im Lendenwirbelsäulenbereich beginnt. Beschwerden würden in aller Regel bei einer Fixierung der Verbiegung auftreten.

Es fällt bei der Beschäftigung mit derartigen Patienten auf, daß diese im Rahmen der Sprechstunde oft über Rückenschmerzen gerade im thorako-lumbalen Übergangsbereich klagen. Dies war Anlaß für die vorliegende Untersuchung. Wir konnten uns dabei neben der klinischen Untersuchung auf die vorhandenen Untersuchungsmethoden des Instituts für Gang- und Haltungsanalyse in der Klinik

für Allgemeine Orthopädie der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster (Leitung Prof. Dr. V. Güth; Direktor Prof. Dr. W. Winkelmann) stützen.

Material und Methodik

A) **Kollektiv:** Um die Validität der verwendeten Untersuchungsverfahren zu garantieren, wurde eine Voruntersuchung mit 30 Normalprobanden durchgeführt. Dabei wurde davon ausgegangen, daß es denkbar ist, daß bereits unter Normalprobanden je nach dominantem Arm ein Muskelungleichgewicht bzw. statische Asymmetrien bestehen. Um hier sichere Aussagen für die Wertung nach einseitiger Armamputation treffen zu können, wurde dieses Patientenkollektiv voruntersucht. Es wurde dabei Wert darauf gelegt, daß eine annähernd gleichmäßige Verteilung zwischen Rechts- und Linkshändern erreicht wurde. Wir konnten 20 Rechtshänder und 10 Linkshänder untersuchen. Es handelte sich um Sportstudenten mit teilweise auch betont einseitiger sportlicher Belastung (Tennis, Speerwurf). Das Durchschnittsalter der Vergleichsgruppe lag bei 24,9 Jahren (Median 23,5 Jahre), Standardabweichung 3,7 Jahre. Die Amputiertengruppe unterteilte sich in 22 Unterarmamputierte und 34 Oberarmamputierte. Der Altersdurchschnitt der Oberarmamputierten betrug 46,7 Jahre ($\pm 18,45$ Jahre), das der Unterarmamputierten 38,2 Jahre ($\pm 13,8$ Jahre). Das Geschlechtsverhältnis betrug bei beiden Amputiertenkollektiven im Verhältnis weiblich zu männlich 1:5. Wesentliche, die Statik mitbeeinflussende, Nebenerkrankungen lagen in beiden Untersuchungskollektiven nicht vor. Als Amputationsursache konnten mehrheitlich traumatische Amputationen in beiden untersuchten Amputiertenkollektiven festgestellt werden. Der durchschnittliche Abstand der Untersuchung zur Amputation lag bei Oberarmamputierten bei 22,2 Jahren ($s = 19,1$ Jahre), bei den Unterarmamputierten bei 15,5 Jahren ($s = 15,7$ Jahre). Das Alter zum Amputationszeitpunkt lag bei den Oberarmamputierten bei Median 21,4 Jahren ($s = 13,6$ Jahre), bei den Unterarmamputierten bei 19 Jahren ($s = 14,3$ Jahre). Der Unterschied zwischen den Kollektiven der Oberarm- und Unterarmamputierten ist im T-Test für unverbundene Stichproben nicht signifikant ($p > 0,05$). 29 oberarmamputierte Patienten (85%) und 19 Unter-

armamputierte (90%) waren vor der Amputation Rechtshänder gewesen. Unter den Oberarmamputierten wurde 19mal (56%) der nicht dominante Arm betroffen, 15mal der dominante Arm (44%). Bei den Unterarmamputierten war der dominante und nicht dominante Arm jeweils in 11 Fällen betroffen.

B) **Klinische Untersuchung:** Alle Patienten wurden ausführlich anamnestisch befragt, wobei insbesondere der Zeitpunkt der Amputation, die Amputationsursache, das Alter zum Amputationszeitpunkt, die Latenz zwischen Amputation und Prothesenversorgung, der Versorgungstyp, die Nutzung der Prothese bzw. des verbliebenen Armes im privaten und beruflichen Umfeld, das Auftreten von Rückenbeschwerden bzw. die Latenz zwischen Amputation und Auftreten der Rückenbeschwerden sowie die Händigkeit vor der Amputation von Interesse waren. Bei allen Patienten erfolgte eine ausführliche klinische Untersuchung mit besonderer Beachtung der Wirbelsäulenhaltung und der Beschaffenheit der Schultergürtel- und Rumpfmuskulatur. In bezug auf die Amputationshöhe wurde eine Einteilung der Amputationshöhen in Drittelbezirke an Ober- bzw. Unterarmen gewählt.

Zur Objektivierung des Beckenstandes wurde eine Wasserwaage nach *Kuhn* benutzt, die Beckenrotation wurde mit Hilfe des Differentiometers nach *Schilgen* bestimmt. Die Rotation wurde eingeteilt in geringe Rotation (bis ca. 5°), mittlere Rotation (bis 15°), starke Rotation ($> 15^\circ$).

C) **Elektromyographische Untersuchung:** Die Ableitung des Elektromyogrammes erfolgte mittels 14 Oberflächen-elektrodenpaaren, die mittels eines standardisierten Schemas über den gleichen Ableitungsarealen angebracht wurden.

Tab. 1 Einteilung der Amputationshöhen

- Schulterexartikulation (n = 7)
- Amputation oberes Drittel Oberarm (n = 13)
- Amputation mittleres Drittel Oberarm (n = 11)
- Amputation distales Drittel Oberarm (n = 3)
- Amputation oberes Drittel Unterarm (n = 8)
- Amputation mittleres Drittel Unterarm (n = 7)
- Amputation distales Drittel Unterarm (n = 7)

Amputationsursache

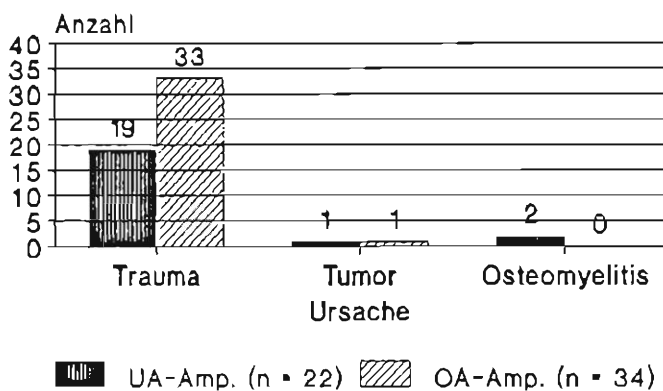


Abb. 1 Amputationsursache

Tab. 2 Abgeleitete Muskelgruppen

1 Musculus pectoralis re. (Ansatz)
2 Musculus pectoralis li. (Ansatz)
3 Musculus trapezius re. (Oberkante)
4 Musculus trapezius li. (Oberkante)
5 Musculus rhomboideus thorakaler Strecker re.
6 Musculus rhomboideus thorakaler Strecker li.
7 Musculus serratus anterior re.
8 Musculus serratus anterior li.
9 Lumbale Strecker re.
10 Lumbale Strecker li.
11 Musculus obliquus abdominis re.
12 Musculus obliquus abdominis li.
13 Musculus gluteus medius re.
14 Musculus gluteus medius li.
15 Musculus latissimus dorsi re.
16 Musculus latissimus dorsi li.

Die Ableitelektrode für den paarigen Musculus latissimus dorsi und gluteus medius wurde im Rahmen der Untersuchung ausgetauscht. Alle Muskelgruppen wurden während der Untersuchung auf ihre Maximalaktivität, auf ihre Aktivität beim Gehen ohne Prothese, mit Prothese und mit vollständigem Gewichtsverlustausgleich untersucht. Zur Beurteilung der Aktivitäten während des Gehens wurden möglichst viele aufeinanderfolgende Schrittfrequenzen ausgewertet, um ein valides Bild zu erhalten. Aufgrund der individuell unterschiedlichen Ableitbedingungen für die einzelnen Muskelgruppen wurden die berechneten Aktivitäten als Relativwerte angegeben, d.h. im Seitenvergleich. Die abgeleiteten Signale gelangten vorverstärkt über ein Schleppkabel zu einer Registereinheit. In einem sich anschließenden aktiven Hochpaßfilter wurden die niederfrequenten Artefaktanteile, die von mechanischen Schwingungen herrühren können, unterdrückt (Theysohn und Schuhmacher 1984). Nach Gleichrichtung und Integration wurden die Signale über einen Analogdigitalwandler und einen Zwischenspeicher einem PC zugeführt und ausgewertet (Güth 1988). Durch Division durch die Meßzeit bzw. die Aktivitätsphase rechnet sich der Mittelwert der Aktivität (Güth u. Mitarbeiter 1977, 1979). Artefakte, die außerhalb der dreifachen Standardabweichung des Mittelwertes lagen, wurden verworfen. Die Berechnung des Gewichtsverlustes durch den amputierten Arm erfolgte nach den bekannten Berechnungen von Braune und Fischer (1889/1909).

D) Optoelektronische Haltungs- und Bewegungsanalyse Schwepa II: Die Beurteilung von Körperhaltung und Bewegungsablauf erfolgte durch die Schwerpunktanalyse nach Klein und Güth (1986). Zur genauen Technik des Bewegungsabstastungssystems sei auf die entsprechende Veröffentlichung von Klein und Güth hingewiesen. Auch die Haltungsuntersuchung wurde ohne, mit Prothese und mit getragenem Gewichtsausgleich durchgeführt. Aus den Meßdaten der Haltungsuntersuchung konnte das Verhalten des Rumpfüberhanges im Stand und beim Einbeinstand quantitativ bestimmt werden. Zur Darstellung

der Belastung der Hüftgelenke wurde beim Gehen das „äußere Drehmoment“ unter Berücksichtigung von Körpergewicht und des auf die Körpergröße bezogenen Hüftgelenksabstandes berechnet (nach Güth und Klein 1990). Zur Berechnung der Lastmomente an den Hüftgelenken wurde der Kraftvektor und der Abstand des Vektors zur Drehachse bestimmt. Dabei wurde das Eigengewicht des Beines in der Berechnung vektoriell abgezogen. Von dem errechneten Betrag wurde vektoriell das Gewicht des Standbeines abgezogen, das mit $\frac{1}{6}$ des Körpergewichtes veranschlagt wurde. Auch hier wurde ein Quotient aus dem Drehmoment der gesunden und dem der amputierten Seite bzw. der dominanten Armseite zur Gegenseite gebildet (Vergleichsgruppe). Zur linearisierten Darstellung wurden alle Quotienten logarithmiert.

E) Dreidimensionale Rasterphotogrammetrie: Mit der dreidimensionalen Rasterphotogrammetrie ist eine Darstellung der Oberflächenform und von Rumpferschnitten möglich, Rumpferformungen können objektiviert und selbst leichte, klinisch noch unauffällige Veränderungen frühzeitig erkannt werden. Gegenüber herkömmlichen photographischen Verfahren, die zur Darstellung der Rumpfoberfläche entwickelt wurden, wie z.B. der Stereo-, der Raster oder Moiréphotographie, hat dieses Verfahren den Vorteil, daß aufgrund der beidseitigen Ansicht (Vorder- und Rückansicht) Fehlbeurteilungen durch Verdrehungen um die Körperlängsachse reduziert werden können (Klein und Güth 1990). Vor allem ermöglicht diese Methode nach rechnerischer Korrektur der Abbildungsfehler Rumpferschnitte und damit ein vollständiges Raummodell des Rumpfes zu rekonstruieren. Anhand dieses Raummodells läßt sich die Lage der Schwerlinie in verschiedenen Höhen des Rumpfes berechnen, sind Auswertungen möglich, die zeigen, ob eine Belastungsasymmetrie der Wirbelsäule durch asymmetrisch auftretende Biegemomente auftritt.

Zur Darstellung des Rumpfes aus verschiedenen Perspektiven werden dabei 4 Spiegelreflexkameras mit Winder

Aufbau und Strahlengang der optischen Einrichtungen (3D-Rasterfotografie)

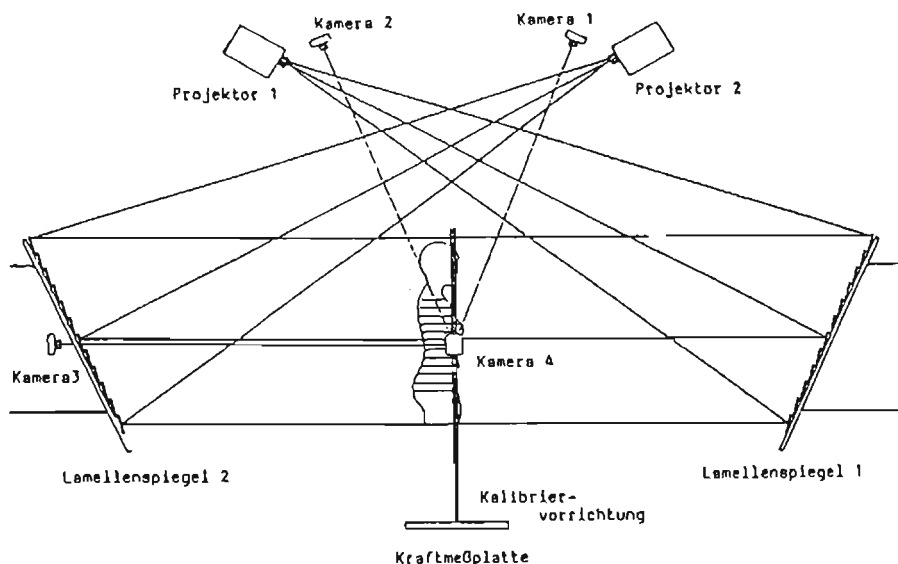


Abb 2 Schema des Versuchsaufbaues Rasterphotogrammetrie nach Klein 1990

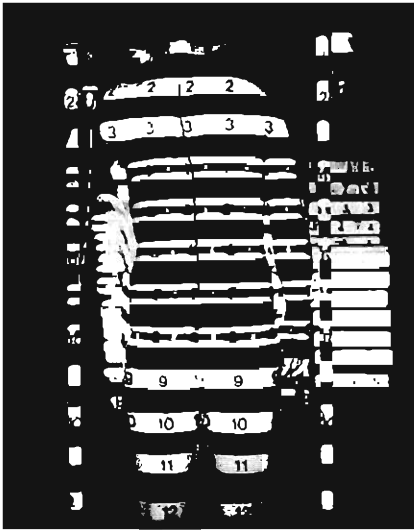


Abb. 3 Patient in der Rasteruntersuchung

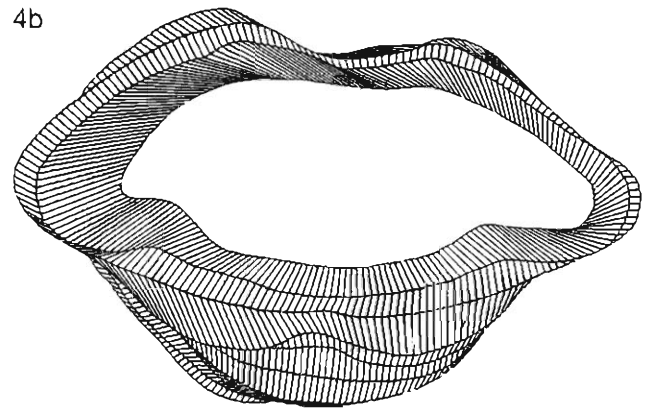
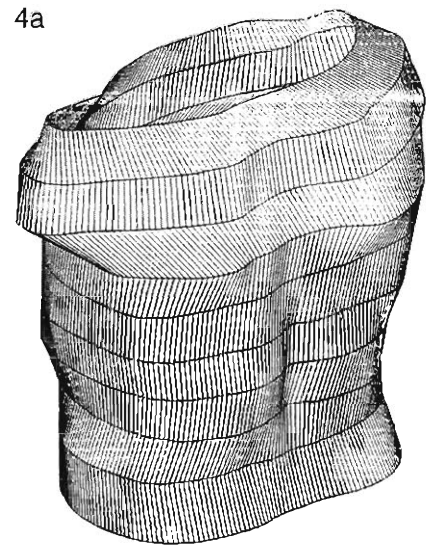


Abb. 4a/b Rumpfformrekonstruktion durch Rasterphotogrammetrie

eingesetzt. Für die Aufsicht aus vorderer und hinterer Perspektive sind an der Raumdecke jeweils eine Kamera in einem Winkel von 24° zur Senkrechten angebracht. Die Photographie der seitlichen Kontur und einer Rückenansicht erfolgt über 2 Kameras, die horizontal ausgerichtet und senkrecht zueinander im Raum angeordnet sind.

Mit Hilfe von Kleinbildprojektoren und speziellen Spiegelsystemen wird ein schwarzweißes Linienraster auf den Rumpf des Patienten projiziert. Dabei steht der Proband zwischen zwei Stangen auf einer Mehrkomponentenmeßplattform (Kistler), die den Verlauf der Gesamtschwerelinie des Körpers registriert. Die Stangen dienen zur Kalibrierung der Photos bei der Auswertung. Zur Kennzeichnung des Verlaufs der Dornfortsätze werden diese auf der Hautoberfläche mit einem schwarzen Klebeband markiert.

Nach Kalibrierung und Aufnahme der Koordinatenwerte des Eichsystemes als ASCII-Datensatz werden die Körperkonturen in Seit- und Rückenansicht sowie die Ober- und Unterkanten der einzelnen Rasterlinien auf einem Digitalisierbrett nachgezeichnet und markiert. Ein Konvertierungsprogramm korrigiert die perspektivisch verzeichneten Rasterlinien und fügt sie zu geschlossenen polygonalen Zügen zusammen. Zur weiteren Bearbeitung

wurde dann ein Konstruktionsprogramm (AUTOCAD-Software) eingesetzt. Dieses Programm ermöglicht die Betrachtung der Rumpfform aus verschiedenen Perspektiven sowie die Bestimmung der Koordinaten des jeweiligen Flächenschwerpunktes zu jedem einzelnen Querschnitt. Dieser wurde rechnerisch ermittelt. Die Untersuchungsdaten wurden mittels eines PC's mit dem Programm D-Base verarbeitet.

Gewichtsverlust in Prozent der Gegenseite

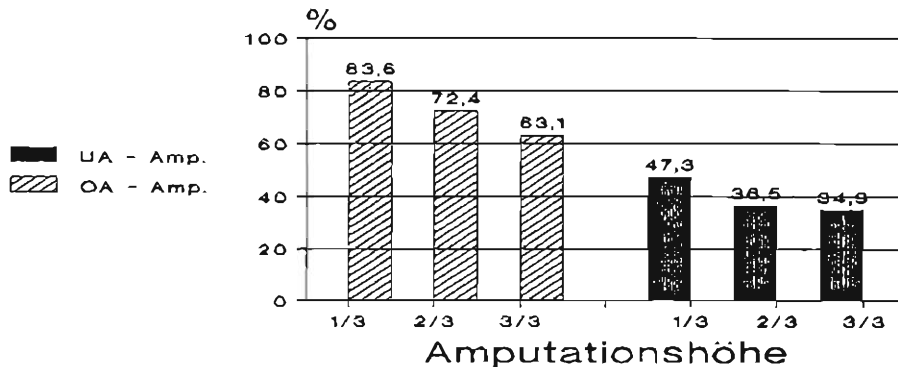


Abb. 5 Gewichtsverlust in % des Gewichtes des gesunden Armes bei Oberarm- und Unterarmamputierten

F) **Statistische Bearbeitung:** Der Vergleich der Korrelation verschiedener Parameter wurde mittels Berechnungen über das Statistikprogramm Statgrafiks erstellt. Zur Feststellung auf signifikante Seitendifferenzen wurden die Quotienten aus den Meßdaten der gesunden und der amputierten Seite gebildet, zur Linearisierung logarithmiert und anschließend im T-Test auf eine signifikante Abweichung gegen Null hin überprüft. Als signifikant galt eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,05$. Die Stichproben wurden durch den T-Test und den Paardifferenztest verglichen. Zur Feststellung von Veränderungen durch das Tragen von Prothesen bzw. Gewichten wurde der T-Test für verbundene Stichproben, für Unterschiede zwischen Rechts- und Linksamputierten der T-Test für unverbundene Stichproben verwendet. Die Grafiken wurden mit dem Programm Harvard-Grafiks verarbeitet.

Ergebnisse

A) **Vergleichsgruppe:** Bei der Vergleichsgruppe lag ein Untersuchungskollektiv vor, das im Hinblick auf die evtl. Asymmetrien durch Dominanz einer Armseite bzw. einseitiger Nutzung, besonders aussagekräftig war. Dies wurde insbesondere bedingt durch die teilweise sehr hohe einseitige sportliche Belastung. Durch diese einseitige Belastung zeigten sich im Durchschnitt der Gruppe im Seitenvergleich hochsignifikant ($p < 0,01$) Unterschiede der Armvolumina. Der jeweils dominante Arm zeigte ein geringfügig größeres Volumen. Rumpfasymmetrien waren nicht feststellbar. In der elektromyographischen Untersuchung fanden sich bei der Maximalkraft signifikante Unterschiede, allerdings nur für den Musculus latissimus dorsi ($p < 0,05$) sowie im Gehen ohne Gewichtsbelastung für den Musculus gluteus medius auf der Seite des dominanten Armes ($p < 0,05$). Alle anderen untersuchten Muskelgruppen wiesen keine Differenzen auf. Die Haltungs- und Bewegungsanalyse zeigte ebenfalls keine nachweisbaren Seitendifferenzen bzw. Auffälligkeiten. In der rasterphotogrammetrischen Untersuchung zeigte sich die Schwerpunktlage in Höhe von Thorakale 2 und Thorakale 4 leichtgradig zur Seite der dominanten Hand ver-

Prothesennutzung in Prozent

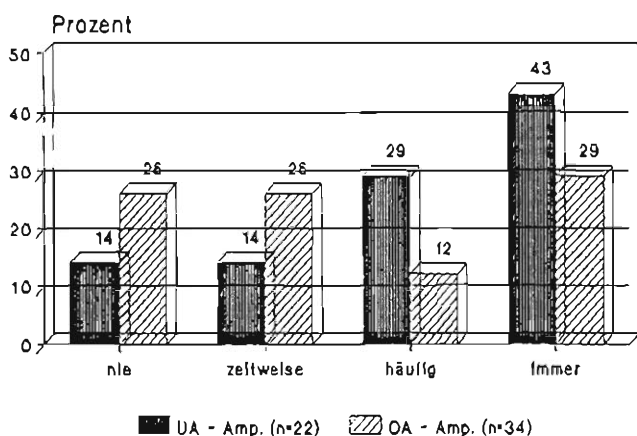


Abb. 6 Prothesennutzung

Rumpfüberhang durchschnittlicher

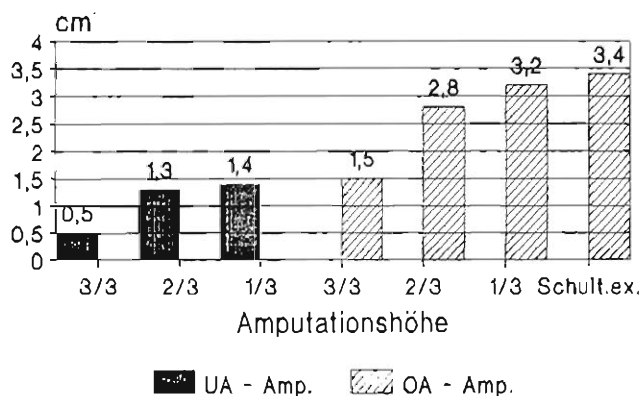


Abb. 7 Durchschnittlicher Rumpfüberhang in Abhängigkeit zur Amputationshöhe

Schulterhochstand Ausmaß

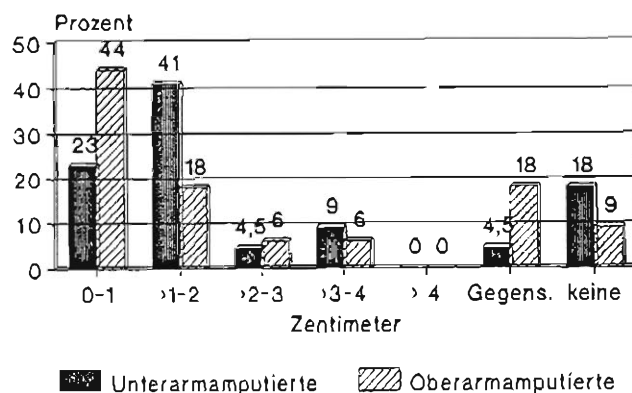


Abb. 8 Schulterhochstandausmaß

soben. Allerdings zeigten die Werte erhebliche Streubreiten, weshalb hier eine Wertung problematisch ist (mittlere Verschiebung 4 mm, $n=30$, Minimum -22,4, Maximum 20,4, $s 0 8,67$, $p < 0,02$).

B) **Amputierte:** Der Gewichtsverlust ist abhängig von der Amputationshöhe. Eine Angabe in kg ist nicht sinnvoll, da unterschiedliche Körperbauten, Körpergrößen und Armvolumina vorliegen. Aus diesem Grunde wählen wir eine Darstellung des Gewichtsverlustes in % des Gewichtes des gesunden Armes. Insgesamt wurden Gewichtsausgleiche zwischen 0,5 und 6 kg vorgenommen.

Im Hinblick auf die Prothesennutzung wurden subjektive Angaben der Patienten verwertet, wobei Einschätzungen in die Rubriken „nie“, „zeitweise“, „häufig“ und „immer“ angegeben wurden.

Es zeigt sich, daß die Akzeptanz der Prothesen, d.h. die Nutzung der Prothesen bei Unterarmamputierten deutlich besser ist als bei Oberarmamputierten.

Tab. 3 Fixierung im Vergleich zur Zeitdauer des Bestehens einer Amputation

Amputationsalter (in Jahren)	Durchschnitt	Min.	Max.	n
OA mit Fixierung:	29,4	0,3	49,6	18
OA ohne Fixierung:	14,1	0,7	48,0	16
UA mit Fixierung:	19,1	0,3	55,8	14
UA ohne Fixierung:	10,5	0,5	20,2	7

Unter den Kollektiven waren nur wenige Patienten nicht mit einer Prothese versorgt worden. Im Laufe der Zeit waren zwar einige Patienten versucht worden, in der Prothesenversorgung umzustellen (beispielsweise Wechsel Eigenkraft auf Fremdkraft), allerdings waren nur insgesamt 3 Wechsel erfolgreich, ansonsten nutzten die Patienten weiterhin ihre Primärversorgung.

Der durchschnittliche Rumpfüberhang zeigt eine hochsignifikante Korrelation ($p > 0,01$) zur Amputationshöhe. Allerdings ließ sich in der Korrelationsanalyse dieser Zusammenhang nicht im Einzelfall so darstellen, daß der Gewichtsverlust und der Rumpfüberhang in cm korrelierten. Es korrelierte vielmehr der durchschnittliche Rumpfüberhang.

Bei 25 der 34 Oberarmamputierten (73%) und bei 17 der 22 Unterarmamputierten (77%) zeigte sich ein Schulterhochstand auf der amputierten Seite. Dieser wies dabei keine statistisch nachweisbaren Differenzen zwischen den Oberarm- und Unterarmamputierten auf. Die Einzelwerte des Schulterhochstandes sind stark individuell streuend und nicht unbedingt der Amputationshöhe zuzuordnen.

Die auffällige Verbiegung der Wirbelsäule zur Seite der Amputation hin zeigten insgesamt 82% der Unterarmamputierten und 94% der Oberarmamputierten. Bei 85% der Patienten lag eine Gegenschwungung im lumbalen Bereich vor. Die Ausprägung der Wirbelsäulenseitverbiegung war abhängig vom Rumpfüberhang und dadurch wiederum abhängig von der Amputationshöhe. Interessant war hierbei jeweils die Feststellung, daß diese klinisch erkennbaren Haltungsveränderungen keine Korrelation zum Nutzungsgrad der Prothese, zur Seite des dominanten Armes bzw. zur beruflichen und sportlichen Belastung bzw. Betätigung vor und nach der Amputation erkennen ließen (p jeweils $> 0,05$). In bezug auf die Wirbelsäulenseitverbiegung fiel auf, daß bei einem größeren Anteil der Patienten Fixierungen von Wirbelsäulenabschnitten zeitabhängig vom Abstand zur Amputation auftreten.

Allerdings konnten derartige Fixierungen bereits, wie aus der Tabelle erkennbar, kurz nach der Amputation auftreten. Interessant war zudem, daß bei den oberarmamputierten Patienten, die eine Fixierung eines Wirbelsäulenabschnittes zeigten, 19 (56%) über Rückenschmerzen klagten, 16 nicht. Der durchschnittliche Zeitraum des Bestehens von Rückenschmerzen lag in der Gruppe der Patienten mit Fixierung bei 15,3 Jahren, in der Gruppe ohne Fixierung bei 8,8 Jahren. Im Hinblick auf die Lokalisation der Rückenschmerzen konnte festgestellt werden, daß die Schmerzareale hauptsächlich lumbal bzw. thorako-lumbal lagen. Eine Korrelation der Befunde zum Aus-

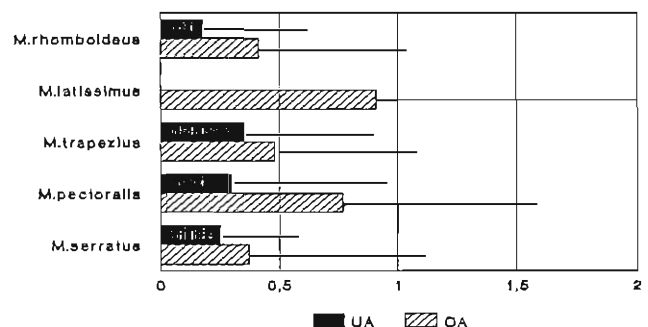
maß der klinisch festgestellten Veränderungen konnte nicht festgestellt werden. Es zeigte sich keine statistisch signifikante Abhängigkeit zum Alter zur Amputation bzw. zum Abstand zur Amputation, d.h. zur Dauer des Bestehens des Amputationszustandes. Der Großteil der Rückenbeschwerden wurde beiderseitig des Achsorgans angegeben, die Amputationsseite war mit 33 Nennungen (56%) geringgradig stärker betroffen als die Gegenseite.

Ein interessanter Befund, der bisher in der Literatur noch nicht beschrieben wurde, konnte zum Ausmaß der Schulterrotation bzw. Beckenrotation festgestellt werden. 88% der Oberarmamputierten zeigten eine Vorrotation der amputationsgegenseitigen Beckenhälfte sowie eine Vorwärtsrotation der amputationsseitigen Schulter in 85%. Es entsteht hierdurch der klinische Eindruck einer Rumpftorsion. In der Gruppe der Unterarmamputierten zeigte sich dieses Phänomen in deutlich geringerer Zahl. Hier wiesen 77% der Patienten keine Rotationsfehlstellung des Beckens und 68% eine unauffällige Rotationshaltung des Oberkörpers auf. Die Rotationsfehlhaltung zeigte somit eine klare Abhängigkeit ($p < 0,01$) vom Gewichtsverlust.

C) Elektromyographische Ergebnisse: Die EMG-Ergebnisse ergaben sich durch den direkten Vergleich der seitendifferenten Aktivitäten der unterschiedlichen Muskelgruppen. Es wurden jeweils nur die Mittelwerte der Gruppen herangezogen, um inter- und intraindividuelle Streubreiten zu minimieren. Der Quotient der Aktivität der gesunden zur amputierten Seite wurde berechnet und logarithmiert dargestellt. Erwartungsgemäß zeigte sich hierbei eine deutliche Asymmetrie im Hinblick auf die Maximalkraftuntersuchung für die Muskelpartien des Schultergürtels, die durch die Amputation weniger oder nicht mehr genutzt wurden.

Maximalkraftunterschiede, die statistisch sicher nachweisbar waren, fanden sich ansonsten im Bereich der Rumpfmuskulatur nicht. Hierfür zeigten sich allerdings auffällige Aktivitätsasymmetrien im Gehen unter dem Einfluß des Gewichtsverlustes. Im Bereich der thorakalen Strecker war, ohne getragene Prothese, ein Überwiegen der Aktivitäten auf der gesunden Seite festzustellen, differierend auch nach Amputationsgruppen. Durch den Gewichtsverlustausgleich ergibt sich im Bereich der Oberarmamputiertengruppe eine komplette Kompensa-

signif. Asymmetrien Max.Kraft Amput.
log.Quotient gesund/amputiert

**Abb. 9** Signifikante Unterschiede in der Maximalkraft

EMG-Ergebnisse Armamputierte - Gehen log.Quotient gesund/amputiert

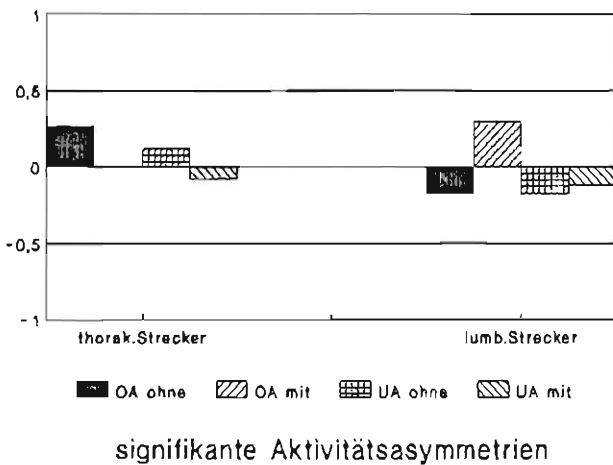


Abb. 10 Signifikante Asymmetrien im Gehen

tion, bei den Unterarmamputierten sogar eine Überkompensation. Konträr hierzu finden sich bei den lumbalen Streckern Überaktivitäten auf der Amputationsseite. Der Gewichtsverlustausgleich führt hier zur Überkompensation. Bei der Unterarmgruppe zeigt sich eine, durch den Gewichtsverlustausgleich bedingte, Reduktion der Aktivitätsasymmetrie.

Die lumbalen Rückenstrecker stabilisieren beim Gehen, durch die erhöhte Aktivität der amputationsseitigen Muskulatur, die Verlagerung der segmentalen Schwerelinie zur Gegenseite. Dies ist für die Statik, gerade im unteren Wirbelsäulenbereich, von entscheidender Bedeutung. Beim Gehen mit Gewichtsausgleich neigen die Amputierten zur Erhaltung des Gleichgewichts den Rumpf durch die ungewohnte Belastung dann teilweise verstärkt zur

Tab. 4 Aktivitätsunterschiede beim Gehen, Oberarmamputierte (log. Aktivitätsmittelwerte; - = Überaktivität, Amputationsseite, + = Überaktivität Amputationsgegenseite)

	Mittelwert ohne Prothese	Mittelwert mit Gewichtsausgleich
thorakaler Rückenstrecker	x = 0,27	x = 0,004
lumbaler Rückenstrecker	x = -0,28	x = 0,31
Musculus gluteus medius	x = -0,06	x = 0,06
Musculus obliquus	x = -0,23	x = -0,25

Tab. 5 Rumpfüberhang zur Amputationsseite

	Oberarmamputierte (n = 34)	Unterarmamputierte (n = 22)
ohne Prothese	26,5 mm	12,4 mm
mit Prothese	18,9 mm	2,0 mm
mit Gewichtsausgleich	7,8 mm	2,0 mm

amputierten Seite, was eine vermehrte Aktivierung der amputationsgegenseitigen Streckerguppe erforderlich macht und hiermit die Überkompensation der Ergebnisse im Gang erklärt. Ein interessantes Ergebnis zeigte der Musculus gluteus medius. Bei allen Untersuchungsarten war eine erkennbare Aktivitätssteigerung auf der Seite der Amputation zu sehen, sowohl bei den Oberarm- als auch bei den Unterarmamputierten, wobei dies bei den Oberarmamputierten deutlicher war. Signifikanzen waren allerdings aufgrund der größeren Standardabweichung nicht zu errechnen. Wir deuteten diese Überaktivität auf der Seite der Amputation als Folge des größeren Lastmomentes am Hüftgelenk der Amputationsseite beim Gehen, das wir in der Untersuchung der Schwerpunktanalyse feststellen konnten.

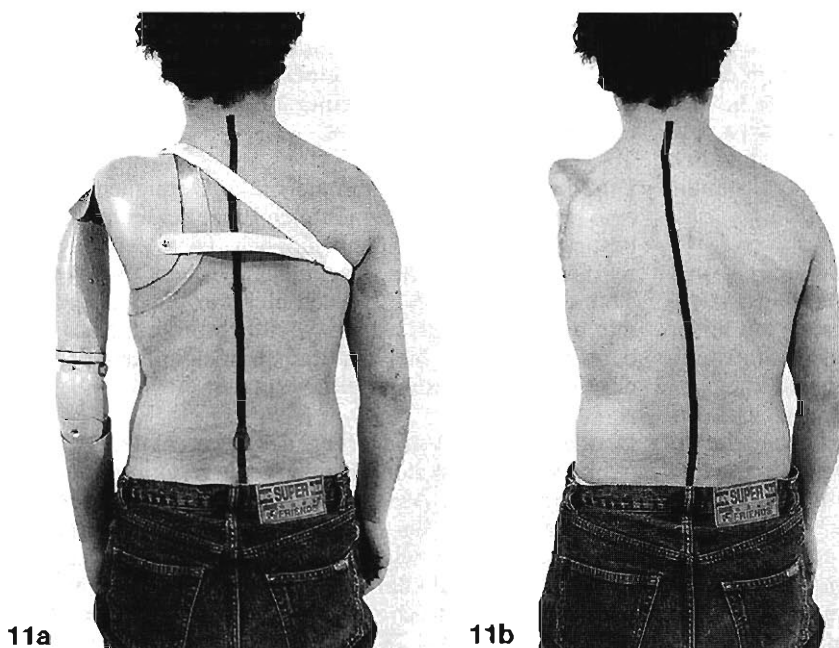


Abb. 11 a/b Klinisches Bild Haltung mit und ohne Prothese, Reduktion des Rumpfüberhangs und der Wirbelsäulenseitverbiegung, Patient H. A. Schulterexartikulation

Lastmoment am Hüftgelenk

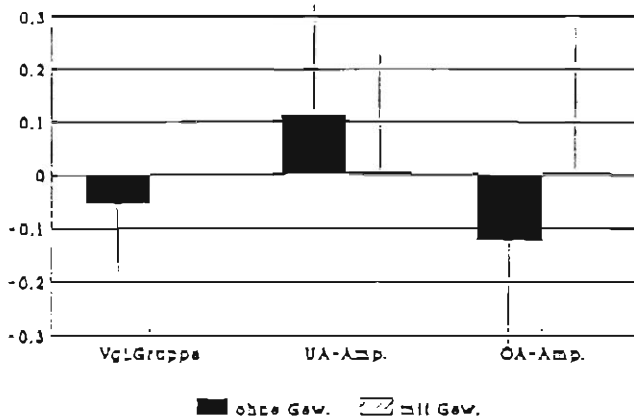


Abb. 12 Lastmomente der Hüftgelenke

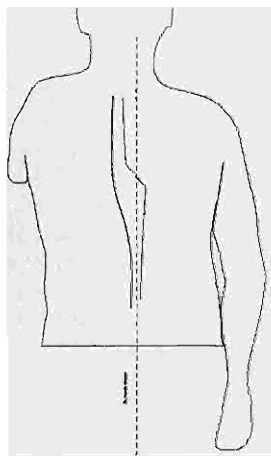


Abb. 13 Ergebnis der Schwerelinieanalyse (Beispiel)
 - - - - - = Gesamtschwerelinie
 ————— = Dornfortsatzlinieline
 ————— = Verbindungslinie der segmentalen Schwerpunkte

Insgesamt zeigte sich in den elektromyographischen Untersuchungen bei allen untersuchten Muskelgruppen eine deutliche Abhängigkeit vom Gewichtsverlust. Die aufgetretenen Asymmetrien, die allerdings nur bei den dargestellten Muskelgruppen aufgrund der doch recht großen interindividuellen Schwankungen signifikant waren, waren jeweils durch das Gehen mit Prothese deutlich, durch den vollständigen Gewichtsverlustausgleich vollständig reversibel.

D) Ergebnisse der Haltungs-, Bewegungsanalyse und Rasterphotogrammetrie: Auch in der Haltungsanalyse zeigte sich der deutliche Rumpfüberhang, auch mit hoher Korrelation zu den klinischen Ergebnissen. Statistisch hochsignifikant ($p < 0.01$) war der Unterschied zwischen Rumpfüberhang ohne und mit Gewichtsausgleich, d.h. auch hier bestätigte sich der klinische Aspekt, daß das ersetzte Gewicht zu einem Ausgleich des Rumpfüberhanges führt, wenn die Amputation noch nicht allzu lange zurückliegt.

Die Reduktion der Werte in den einzelnen Gruppen war jeweils signifikant ($p < 0.01$). Bei vollständigem Gewichts-ausgleich war der durchschnittliche Rumpfüberhang in

beiden untersuchten Gruppen nicht mehr signifikant unterschiedlich (> 0.05) gegen 0.

Die Berechnungen der Lastmomente an den Hüftgelenken wurden als logarithmierte Quotienten der gesunden zur amputierten Seite, bzw. in der Vergleichsgruppe der Seite des dominanten Armes gegen den nicht dominanten Arm, dargestellt.

Sowohl in der Vergleichsgruppe als auch unter den Amputierten sind Belastungsasymmetrien festzustellen. In der Vergleichsgruppe zeigt sich eine Mehrbelastung des Hüftgelenkes auf der nicht dominanten Armseite, die zwar gering, aber signifikant ausgeprägt ist. Diese Mehrbelastung erklären wir durch die geringere Verlagerung des Rumpfes und der Schwerelinie, wie wir sie auch in Abhängigkeit vom dominanten Arm vorgefunden haben. Da der segmentale Schwerpunkt in Höhe der Lendenwirbelsäule gering zur Seite des dominanten Armes verschoben ist, kommt es zu einer Verlängerung des Hebelarmes am Hüftgelenk auf der Gegenseite mit vergrößertem Drehmoment. Bei den Amputierten ist dieser segmentale Schwerpunkt zur Gegenseite der Amputation verschoben. Hierdurch kommt es wiederum zu einer Verlängerung des Hebelarmes am Hüftgelenk auf der Seite der Amputation mit Vergrößerung des Drehmomentes. Dieses Ergebnis ist abhängig vom entstandenen Gewichtsverlust und der daraus resultierenden Ausgleichshaltung und somit bei Oberarmamputierten stärker ausgeprägt. Zur Kompensation des größeren Drehmomentes ist eine Zunahme der Muskelkraft der Hüftabduktoren auf der Seite der Mehrbelastung erforderlich, weshalb wir entsprechend in den EMG-Ableitungen auch eine verstärkte Aktivität des M. gluteus medius fanden. Die asymmetrische Lokalisation des Rumpfes über dem amputationsseitigen Hüftgelenk, die vermehrte Muskelaktivität auf der Amputationsseite und das vergrößerte Drehmoment scheinen hier die Mehrbelastung zu verursachen. Ein zusätzlicher Grund scheint in der ungleichen Belastung der Hüftgelenke in der asymmetrischen Rumpfbewegung beim Gang zu liegen. Bei Ausgleich des Gewichtsverlustes war keine asymmetrische Belastung mehr feststellbar. Die Gewichtsasymmetrie und die daraus folgende Rumpfv-lagerung führt somit nicht nur zur Belastungsasymmetrie an der Muskulatur und zu einer Mehrbelastung der Wirbelsäule, sondern auch zu einer Mehrbelastung des amputationsseitigen Hüftgelenkes.

Durch die rasterphotogrammetrische Untersuchung war eine Berechnung der segmentalen Einzelschwerpunkte zu bestimmten Segmenthöhen möglich. Den Vergleich beschränkten wir auf die wesentlichen Höhen Thorakale 2, Thorakale 4 sowie S1/2. Auch hier war die Verlagerung durch den Gewichtsverlust deutlich erkennbar, noch deutlicher kommt hier der statistisch signifikante Effekt des Gewichtsverlustausgleiches zutage.

Deutlich ist die Verlagerung des segmentalen Schwerpunktes im thorakalen Abschnitt zur Amputationsseite hin, im lumbalen Abschnitt zur Amputationsgegenseite hin zu erkennen. Bei der Auswertung der Rumpfq-uer-schnitte zeigte sich bei den Amputierten in aller Regel ein „Rippenbuckel“ auf der Gegenseite der Hauptkrümmung im thorakalen Bereich. Dieser Befund war bei den Oberarmamputierten bei 28 Patienten (82%) bei den Unter-

armamputierten bei 14 Patienten (64%) zu finden. Dieser Rippenbuckel trat beim überwiegenden Teil der Patienten auf der Seite der muskulären Mehrbelastung auf und ist somit eher durch muskuläre Asymmetrien zu erklären, als durch Wirbelkörperrotationen und damit verursachte Prominenzen.

Diskussion

Die zur Untersuchung hinzugezogene Vergleichsgruppe aus jungen Sportlern mit starker sportlicher Betätigung war nicht als direkte Vergleichsgruppe zu den Armamputiertengruppen gedacht, sondern sollte der Kalibrierung der Wertigkeit der Untersuchungsmethodik dienen. Dies konnte mit der untersuchten Gruppe auch nachgewiesen werden. Man kann somit durch das junge Vergleichskollektiv noch keine Aussage zur Bedeutung der Häufigkeit von Rückenbeschwerden bei Armamputationen treffen. Dennoch sind die hier untersuchten Amputiertenkollektive erstmals im Rahmen einer größeren klinischen, elektromyographischen und haltungsanalytischen Untersuchung von Armamputierten dargestellt und untersucht worden.

Mehrere Autoren beschrieben bereits die Verziehung des gesamten Oberkörpers zur amputierten Seite hin bei einseitiger Armamputation (zur Verth, Freude, Storck, Jenny, Solonen, Pitzen, Holland, Imhäuser, Springorum, Lack). Es handelte sich bei diesen Untersuchungen jeweils nur um klinische und/oder röntgenologische Studien. Dabei unterschied sich unser Untersuchungskollektiv nicht entscheidend von den Kollektiven der Voruntersucher im Hinblick auf Altersverteilung, Geschlechtsverteilung, durchschnittlicher Abstand zur Amputation. Im Kollektiv von Stinus und Baumgartner waren nicht nur Amputationen, sondern auch Dismelien beinhaltet.

Interessanterweise lag in keiner der Vorstudien eine Aussage zur vorherigen Händigkeit vor. In unserem Kollektiv gaben 85 bzw. 90% der Patienten an, vorher Rechtshänder gewesen zu sein. Insgesamt war eine gering höhere Anzahl einer Amputation des dominanten Armes festzustellen (65%). Es konnte allerdings keine Abhängigkeit der Wirbelsäulenveränderungen von der vorherigen Armdominanzseite festgestellt werden.

In sämtlichen Untersuchungen konnte die klinische Trias Rumpfüberhang, Schulterhochstand und Seitverziehung jeweils auf der amputierten Seite bestätigt werden. Eine bisher nicht beschriebene Veränderung konnte in unserer Untersuchung bei fast allen unseren Oberarmamputier-

ten und bei einem Großteil der Unterarmamputierten, abhängig vom Gewichtsverlust, festgestellt werden, die beschriebene Rumpftorsion.

Die auftretende Gewichtsasymmetrie führt bereits relativ kurz nach der Amputation zu den dargestellten Veränderungen. Um die Statik der aufrechten Haltung zu garantieren und den Gesamtschwerpunkt über der Fläche zwischen den Füßen zu halten, wird durch die Verlagerung des Körperschwerpunktes im oberen Wirbelsäulenabschnitt die verlagerte Gesamtschwerelinie wieder über den Schwerpunkt gebracht. Zur Verth und Freude stellten fest, daß die Verschiebung des Gesamtkörperschwerpunktes zur nicht amputierten Seite durch eine Verziehung des gesamten Oberkörpers zur amputierten Seite hin wieder ausgeglichen wird. Durch diese Verlagerung wird der Oberkörper wieder über die Unterstützungsfläche gebracht. Zur Verth fand in seinen Untersuchungskollektiven diese Lotabweichung des Oberkörpers nur zur amputierten Seite, abhängig von der Amputationshöhe, allerdings unabhängig von der Tragedauer der Prothese. Storck benutzte in dieser Hinsicht das Bild des Artisten auf einer freistehenden Leiter. Wenn der Artist die Leiter besteigt, so muß diese zum Ausgleich gekippt werden, damit der Schwerpunkt von Leiter und heraufklettern dem Artisten insgesamt immer über der, in diesem Falle sehr kleinen, Unterstützungsfläche liegt.

Immer wieder diskutiert wird hierbei die Frage der Auswirkungen des Tragens der Prothese. Bereits Göcke wies 1930 auf den Umstand hin, daß die Prothesennutzung oft unzureichend ist. „In seinem Stumpf hat der Amputierte einen gefühlvollen Taster, den er oft vorzieht und dessen Gefühls wahrnehmungen ihm von keiner noch so gut erdachten Ersatzkonstruktion vermittelt werden können. Die Erfahrung lehrt, daß der Oberarmamputierte nur ausnahmsweise überhaupt sein Ersatzglied bei der Arbeit trägt, und daß nur wenige Schwerarbeiter, z. B. selbständige Landwirte, heute noch als Oberarmamputierte mit Arbeitsarmen tatsächlich regelmäßig praktisch mitarbeiten.“ Stinus (1992) untersuchte ein Kollektiv der Universitätsklinik Münster von insgesamt 307 armprothetisch versorgten Patienten und konnte zeigen, daß trotz optimaler Rehabilitation und Prothesenversorgung insgesamt etwa 35% der Patienten die Prothese nicht in dem Maße nutzten, wie man sich dies vorgestellt hatte. Je höher die Amputation war und je kürzer der Stumpf, um so schlechter wurden die Versorgungsaussichten. Auch Breslau (1956), Freude (1972) und Imhäuser (1982) wiesen auf die Bedeutung des fehlenden Gewichtsausgleiches durch das Nichttragen einer Prothese hin und machten dies für Verbiegungen der Wirbelsäule verantwortlich. Zur Verth (1958) hingegen konnte keine Beziehung des Tragens einer Prothese zur Wirbelsäulenverbiegung herstellen, über ähnliche Ergebnisse berichtete Hammond (1972). Auch in unserer Arbeit ist festzustellen, daß die Prothesennutzung bei den Unterarmamputierten deutlich besser ist als bei den Oberarmamputierten. Von den Oberarmamputierten nutzten insgesamt nur 41% der Patienten die Prothese häufig oder immer. Die Probleme in der Nutzung resultierten insbesondere aus Druckproblemen, verursacht durch enge Schäfte, enge Schultergürtelfassungen oder die Bewegungsfähigkeit beeinträchtigende Bandagen sowie Hygieneproblemen, insbesondere der Neigung des Stumpfes zu Hyperhidrosis und mangelnden Schaft-

Tab. 6 Geschlechtsverhältnis

	Geschlechtsverhältnis	Abstand zur Amputation	Ø Alter zur Amputation
Stinus	1:4		
Greitmann	1:5	4 Mo. bis 55 Jahre	24,6 bzw. 22,2 Jahre
zur Verth	k. A.	2 bis 59 Jahre	30 Jahre
Holland	k. A.	11 bis 53 Jahre	27 Jahre
Seyfarth	k. A.	8 bis 76 Jahre	k. A.
Löwe	k. A.	k. A.	17,6 Jahre
Lack	k. A.	41 bis 45 Jahre	23 Jahre

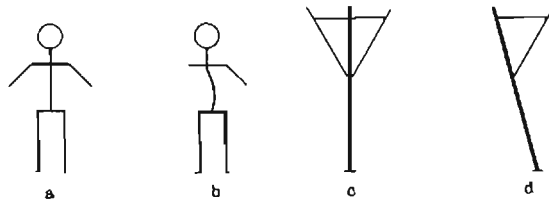


Abb. 14 „Leitermodell“ von Storck (aus Zur Vern, 1959)

a Wirbelsäule des Gesunden. b Wirbelsäule des Amputierten mit Verziehung des Oberkörpers zur amputierten Seite. c Vergleichende Leiter mit 2 Ärtisten. d Vergleichende Leiter mit 1 Ärtisten, Kippung der Leiter zur Erhaltung des Gleichgewichtes

halt. In neuerer Zeit ist durch die Entwicklung von silikonadhärenten Schäften gerade am Oberarm hier doch eine erhebliche Verbesserung in der Versorgungsqualität zu verzeichnen, so daß auch die Akzeptanz der Oberarmamputierten hiermit steigen sollte.

Die Art und Nutzung der Prothese hatte Auswirkungen auf die klinischen Veränderungen insofern, als daß Patienten, die schwerere Prothesen trugen, einen höheren Gewichtsverlustausgleich und in dessen Folge geringere Ausprägungen der klinischen Parameter zeigten. Diesem Umstand muß vor den Überlegungen zur orthopädiotechnischen Versorgung Rechnung getragen werden. Allerdings ist die Nutzung einer Prothese auch abhängig vom distalen Prothesengewicht, so daß nicht prima vista jeder Patient, der amputiert ist, mit einer möglichst schweren Prothese zum Gewichtsverlustausgleich versorgt werden kann. Möglichkeiten gibt es aber bei Extremfällen, wie beispielsweise der Schulterexarticulation, wo ggf. Gewichtsepauletten den Verlust reduzieren könnten. Ein wichtiges Ergebnis unserer Untersuchung war die Feststellung, daß nach entsprechender Gewichtsbelastung auf der Seite der Amputation, diese korrigiert und verhindert werden kann. Allerdings ist die Kompensation abhängig von einer fehlenden Fixierung, die wiederum zeitabhängig zur Amputation liegt. Die Kompensation war allerdings durch eine Nutzung der Prothese oder durch sportliche Betätigung der Patienten allein nicht möglich.

Durch die Verlagerung der segmentalen Körperschwerpunkte im oberen Wirbelsäulenabschnitt resultieren auch Mehrbelastungen der Muskulatur im Wirbelsäulen- und Rumpfbereich. Auf die muskuläre Bedeutung in der Entstehung von Fehlbildungen wies bereits *Pitzen* (1950) hin, der beschrieb, daß nach Armamputationen eine Skoliose infolge der ungleichmäßigen Belastung des Schultergürtels resultiere. „Der vorhandene Arm biegt den Rumpf zu sich hinüber. Auf seiner Seite sitzt die Konkavität der Verbiegung.“ *Springorum* (1982) führte den Rumpfüberhang auf den Gewichtsverlust einerseits und eine zusätzliche Atrophie der Schulterweichteile sowie kompensatorische Zunahme der gegenseitigen Muskulatur zurück. Er beschrieb die Beobachtung, daß die Seitenauslenkung des Achsorgans im Lendenwirbelsäulenbereich beginne. Erst später entwickelt sich nach seiner Meinung die weiter cranialwärts gelegene Gegenkrümmung. Auch in unserer Untersuchung zeigten sich deutliche Asymmetrien der Muskulatur, die sekundäre Folge der Amputation selbst und der damit verbundenen Mindernutzung der entsprechenden Muskulatur sind. Zudem resultieren Asymmetrien auch durch die Verlagerungen der segmentalen Körperschwerpunkte mit kompensatorischer Mehrbelastung der gegenseitigen Muskulatur. Besonders fiel hierbei die

Mehrbelastung und Überaktivität der lumbalen Rückenstrecker auf der Amputationsseite sowie die Mehraktivität des *Musculus obliquus* und *Glutaeus medius* auf der Amputationsseite auf. Die lumbalen Rückenstrecker stabilisieren beim Gehen durch die erhöhte Aktivität der amputationsseitigen Muskulatur die Verlagerung der segmentalen Schwerelinie im Lumbalbereich zur Amputationsgegensseite. Dies ist insbesondere für die Statik gerade im unteren Wirbelsäulenbereich von besonderer Bedeutung. *Güth* (1977) stellte eine Stabilisierung der Rumpfbewegung durch die Hüft- und Rückenstreckmuskulatur fest. Die Schwankungen beim Gehen sind um so geringer, je stärker die Aktivität der Muskulatur ist. Beim Gehen neigen die Amputierten zur Haltung des Gleichgewichtes den Rumpf verstärkt zur amputierten Seite. Der segmentale Körperschwerpunkt ist im oberen Thorakalbereich zur Amputationsseite hin verschoben, im Lumbalbereich geringgradig zur Amputationsgegensseite, wie wir in den rasterstereophotogrammetrischen Berechnungen nachweisen konnten. Hier muß dann kompensatorisch die amputationsseitige Muskulatur eine vermehrte Aktivität aufweisen. Somit ist die gesteigerte Aktivität dieser Muskelgruppen im EMG als physiologische Adaptation der Muskulatur an ungünstige Hebelverhältnisse zu betrachten. Aufgrund der Asymmetrien der Muskulatur muß therapeutisch sicher zusätzlich ein Ansatzpunkt darin liegen, daß die durch den Funktionsverlust verursachten Asymmetrien durch Training der Restfunktionen und Nutzung der amputationsseitigen Muskulatur so gering wie möglich gehalten werden. Hierzu unabdingbar erforderlich ist eine psychische Betreuung des Patienten. Gerade die Akzeptanz des Verlustes, das Vermeiden des „Verstecken des Stumpfes“ ist wichtig, da hieraus eine funktionelle Minderbenutzung höchsten Grades resultiert.

Zur Frage der Rückenbeschwerden selbst, die ggf. als sekundäre Folge einer einseitigen Armamputation andiskutiert werden, ist festzuhalten, daß immerhin 56% der Patienten in der Oberarmgruppe und 55% der Patienten in der Unterarmgruppe über lokalisierte Rückenschmerzen klagten. Dies ist ein hoher Anteil. Dabei konnten im Rahmen der jetzigen Untersuchung keine genauen Lagebeziehungen im Hinblick auf die Seite bzw. auf die Lokalisation in den Wirbelsäulenabschnitten in Korrelation zur Amputationshöhe festgestellt werden. Das Beschwerdebild äußerte sich in aller Regel im thorakolumbalen Übergangsbereich im Sinne muskulärer Überlastungsbeschwerden und Hypertonisierungen.

Hierzu ist festzustellen, daß die klinisch auffälligen Parameter wie der Rumpfüberhang, die Seitverbiegung, sowie die von uns erstmals beschriebene Torsionsfehlstellung

des Rumpfes mit Verschieben des amputationsgegenseitigen Beckens und der amputationsseitigen Schulter abhängig von der Amputationshöhe stärkergradig ausgeprägt waren. Bereits *Springorum* hatte bei seinem Kollektiv traumatisch Armamputierter festgestellt, daß die größeren Rumpfüberhänge in der Gruppe der Oberarmamputierten zu finden waren. Auch *Imhäuser* beschrieb die Seitenausbiegungen als am größten bei Oberarmamputierten. Diese Befunde konnten wir mit unseren Ergebnissen klar bestätigen, durch unsere Unterteilung der Amputationshöhen konnten wir sogar die Abhängigkeit von der Stumpflänge in den einzelnen Niveaus der Amputationen darstellen. Hierbei ließ sich allerdings leider kein Zusammenhang zwischen Nutzung der Prothese und dem Rumpfüberhang selbst darstellen. Auch die Rotationsfehlhaltungen waren bei höherem Gewichtsverlust in höherer Quote und stärkerer Ausprägung vorhanden. Einen ähnlichen Befund beschrieb bereits *Capozzo* 1982 mit der Feststellung, daß in dem von ihm untersuchten Kollektiv von Armamputierten die Rotation des Oberkörpers größer ist, als bei Normalprobanden. Er macht diese Rotation als Kompensationsmechanismus in der Folge des geänderten Gangbildes der Armamputierten geltend. In der Tat fiel auch in unseren Ganganalysen auf, daß im Gegensatz zu Gesunden bei den Armamputierten das Gangbild durch ein fehlendes Mitschwingen des verlorenen Armes deutlich verändert ist. Dies änderte sich erst bei getragener Prothese und bei Belastung mit angehängtem vollem Gewichtsausgleich. Hierbei fixierten die Untersuchten dann aktiv die Prothese oder das Gewicht am Rumpf und schoben die Schulter entsprechend weniger vor. Den Zusammenhang zwischen dem Mitschwingen der Arme und der Becken- und Schulterrotation beschrieb auch *Baumann* (1974). Das Mitschwingen unterstützt dabei die transversale Beckenrotation im Gang. Ähnliche Schulterrotationen zeigen sich auch bei hemiplegischen Cerebralparetikern, die ebenfalls die hemiplegische Armseite verschieben und damit eine Schultergürtelrotation zeigen.

Die entsprechenden Wirbelsäulenseitverbiegungen fixieren sich relativ schnell. Dies beschrieb bereits *Imhäuser* in seiner Untersuchung 1982. *Borgmann* (1961) war der Ansicht, daß fixierte Wirbelsäulenverbiegungen bereits 6 bis 15 Jahre nach der Amputation auftreten können, abhängig vom Alter des Untersuchten. Auch *Rompe* (1982) meinte, daß sich lange bestehende Veränderungen mit Seitenausbiegungen sekundär am Skelettsystem selbst manifestieren können und führt aus: „Es ist damit zu rechnen, daß auch außerhalb des Wachstumsalters bei lang anhaltenden Seitenausbiegungen der Wirbelkörper, einerseits durch funktionelle Anpassung an geänderten Kraftfluß und andererseits durch Verschleißerscheinungen bei Fehlbelastungen, so erhebliche Veränderungen einstellen können, daß eine Unterscheidung gegenüber einer strukturellen Skoliose Schwierigkeiten bereitet.“ *Matthias* (1989) stellte fest, daß „so lange diese primäre Krümmung durch eine Gegenbewegung aktiv oder passiv ausgeglichen werden kann“ man von einer nicht strukturellen Kurve sprechen sollte. Blicke die nicht strukturelle Kurve längere Zeit bestehen, käme es in aller Regel zu strukturellen Veränderungen. „Jede strukturelle Krümmung hat eine nicht strukturelle Vorphase.“ Diese Fixierung der entsprechenden Fehlhaltungen in Abhängigkeit vom zeitlichen Abstand zur Amputation, d. h. zum Bestehen der

Fehlhaltung konnten wir ebenfalls in unserem Patientenkollektiv finden. *Krämer* (1979) wies dabei darauf hin, daß insbesondere die fixierten Wirbelsäulenverbiegungen schmerzhaft Muskelverspannungen und Insuffizienzen hervorrufen können. Diese mußten nicht immer sehr ausgeprägt sein. Dabei fand sich in unserem Kollektiv, daß Rückenbeschwerden bereits schon nach kurzer Zeit nach der Amputation, abhängig von scheinbar individuellen Faktoren, auftreten können. Demgegenüber können allerdings auch Patienten lange nach zurückliegenden Amputationen ohne Rückenbeschwerden sein. Einen sicheren Einfluß des Alters, des Alters zum Amputationszeitpunkt konnten wir nicht feststellen. Allerdings fiel auf, daß Oberarmamputierte über stärkere Rückenbeschwerden klagten. Wir deuteten dies als Folge der größeren Gewichtsasymmetrien und der damit verbundenen Mehrbelastungen der Muskulatur.

Eine andere Erklärung für auftretende Rückenbeschwerden bei einseitig Armamputierten könnte bereits durch die Seitverbiegungen gegeben werden. Einerseits kann es bei einer Seitverbiegung zu einer Verengung des Recessus lateralis durch Ineinanderschieben der Facetten, die konisch geformt sind, kommen. Hierdurch verengt sich der der Nervenwurzel zur Verfügung stehende Reserveraum. Im Falle vorbestehender degenerativer Veränderungen kommt es dann zum Aufbrauchen dieses Reserveraumes. Andererseits kann es allerdings auch zur Lockerung der gegenseitigen Facettenverbindung durch Dehnung kommen, die dann wiederum vermehrt anfällig gegenüber Kapseldehnungen bzw. Blockierungen ist. Drittens kommt es zudem zu einer Überdehnung der jeweils konvexseitigen Muskulatur.

Die Rückenschmerzen fanden sich in unserem Kollektiv in Abhängigkeit vom Abstand zur Amputation, d. h. ihre Auftretenswahrscheinlichkeit stieg mit der Zeitdauer des Bestehens des Gewichtsverlustes und war wie dargestellt abhängig von der Amputationshöhe. Aus Untersuchungen zur Skoliose ist allerdings auch bekannt, daß selbst Patienten mit hochgradiger struktureller Thorakal-Skoliose nur zu einem erstaunlich geringen Prozentsatz unter Rückenschmerzen leiden. Dem entsprechend ist die Zuweisung von Schmerzursachen in dieser Hinsicht nicht immer einfach. Ein schlüssiger Beweis wäre erst durch eine signifikant höhere Schmerzhäufigkeit im Vergleich zu einem gleichaltrigen Vergleichskollektiv zu erbringen. Dies ist allerdings aufgrund der intraindividuellen Unterschiede äußerst problematisch. Dennoch meinen wir, daß aus den festgestellten klinischen, elektromyographischen und rasterphotogrammetrischen Veränderungen doch die Tendenz abzusehen ist, daß sich die beschriebenen Veränderungen bei einseitig Armamputierten sekundär durch eine höhere Anzahl von Rückenbeschwerden manifestieren können, wie dies auch der klinische Eindruck bei der Behandlung einer größeren Anzahl derartiger Patienten ist.

Zusammenfassend ist festzustellen, daß die Veränderungen beim Armamputierten doch ausgeprägt komplexer sind, als bisher in der Literatur, speziell der Gutachtenliteratur, festzustellen war. Diesem Problem muß durch prophylaktische Therapieansätze, aber auch durch komplexere Untersuchungen und durch eine individuell sehr differenzierte, gutachterliche Beurteilung Rechnung getragen werden.

Literatur

- Baumann, J. U., R. Baumgartner: Gangstörungen: kombinierte photooptische und elektromyographische Ganganalyse. Orthop. Praxis 10 (1974) 459
- Borgmann, F.: Über den Einfluß der Oberschenkelamputation auf den Bewegungs- und Stützapparat. Z. Orthop. 91 (1959) 502
- Borgmann, F.: Über den Einfluß der Oberschenkelamputation auf Spondylose und Spondylolisthesis. Z. Orthop. 97 (1963) 57
- Braune, W., O. Fischer: Über den Schwerpunkt des menschlichen Körpers mit Rücksicht auf die Ausrüstung des deutschen Infanteristen. Hirzel, Leipzig (1889)
- Braune, W., O. Fischer: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke. 2. Teil. Fischer, Jena (1909)
- Breslau, W. J.: Grote Amputaties en Revalidatie. Sociale Verzekeringsbank, Amsterdam (1956)
- Brussatis, F.: Elektromyographische Untersuchungen der Rücken- und Bauchmuskulatur bei idiopathischen Skoliosen. Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis Bd. 24 (1962)
- Freude, A., A. Scholz: Untersuchungen über das Auftreten von Skoliosen nach Armamputationen. Zb. Chir. 94 (1972) 300–303
- Göcke, F.: Das Schicksal der Armamputierten. Verh. dtsch. orthop. Ges. 40 (1930) 152
- Güth, V., F. Abbink, H. Theysohn, W. Heinrichs: Kinesiologic and electromyographic methods for functional analysis of the muscles of the hip and trunk. J. human Movement Studies 3 (1977) 110–119
- Güth, V., F. Abbink, H. Theysohn: Electromyographic investigations on gait. Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 19 (1979) 305–323
- Güth, V., F. Abbink: Vergleichende elektromyographische und kinesiologische Untersuchungen an kongenitalen und idiopathischen Skoliosen. Z. Orthop. 118 (1980) 165–172
- Güth, V.: Elektromyographische Diagnostik bei infantiler Zerebralparese. In: Feldkamp, M., H. H. Matthiä: Diagnose der infantilen Zerebralparese im Säuglings- und Kleinkindesalter. Thieme, Stuttgart (1988)
- Güth, V., D. Klein: Systemvereinfachung für die klinische Routineuntersuchung – dargestellt am Beispiel „SCHWEPA II“. Int. Symp. „Ganganalyse“ Berlin (1990)
- Hammond, N., R. Levitt, J. Hunter: Scoliosis combined with congenital deficiencies of the upper limb – the effect of prosthesis-wearing. Inter-Clin. Info. Bull. 12,3 (1972) 30
- Holland, C.: Oberschenkelamputation und Wirbelsäulenstatik. Arch. Orthop. Unfallchir. 62 (1967) 325
- Holland, C., W. Reiter: Oberarmamputation und die Wirbelsäulenstatik. H. Unfallheilk. 102 (1970) 277–283
- Imhäuser, G.: Spätschäden bei Beinamputierten. Verh. Dtsch. Orthop. Ges. 53 (1967) 440
- Imhäuser, G.: Verursachen Amputationen Spätschäden am Bewegungssystem? Orthop. Praxis 9 (1982) 655–676
- Jenny, F.: Über die großen Amputationen an den Extremitäten. Hefte Unfallheilkunde 39 (1950) Springer, Berlin
- Jenny, F., M. Aufdermaur: Über die Spondylosis deformans der Lendenwirbelsäule bei Beinamputierten. Z. Unfallmed. Berufskr. 43 (1950) 303
- Karfiol, G.: Über Wirbelsäulenbeschwerden bei Oberschenkelamputierten. Münch. Med. Wschr. 77 (1930) 1356
- Klein, D., V. Güth: Ein opto-elektronisches Verfahren zur Bewegungs- und Haltungsanalyse. Z. Orthop. 124 (1986) 57–62
- Klein, D., V. Güth: Real surface presentation of the whole trunk by 3-D-Rasterfotogrammetrie. 7th Int. Con. on Cotrel-Dubousset Instr. GICD (1990)
- Krämer, J.: Zur Beurteilung von Sekundärschäden am Bewegungsapparat nach Oberschenkelamputationen. Med. Sachverst. 72 (1979) 801
- Lack, W., T. Kelariadis: Oberarmamputation und Skoliose. Orthop. Praxis 3 (1989) 131–133
- Longe, M.: Spätschäden bei Versehrten und deren Behandlung. Verh. Dtsch. orthop. Ges. 40 (1952) 146–172
- Löwe, H., W. Pasold: Die Amputatio interthoracoscularis und ihre orthopädische Versorgung im Spiegel der Rehabilitation. Arch. orthop. Unfallchir. 60 (1966) 230–247
- Pitzen, P.: Kurzgefäßtes Lehrbuch der orthopädischen Krankheiten. Urban u. Schwarzenberg, Berlin (1950)
- Schrader, E.: Über Wirbelsäulenbeschwerden bei Oberschenkelamputierten. Münch. Med. Wschr. 77 (1930) 1356
- Solonen, K., H. Rinne, M. Viikari, E. Karvinen: Late sequelae of amputation – the health of Finnish amputated war veterans. Ann. Chir. Gynaecol. Fenn. Suppl. 138 (1965) 1–47
- Springorum, H. W., U. Banniza von Bazan: Wirbelsäulenveränderungen bei Armgeschädigten und Prothesenträgern. Z. Orthop. 120 (1982) 578
- Springorum, H. W., U. Banniza von Bazan: Wirbelsäulenveränderungen bei Armgeschädigten und Prothesenträgern. Orthop. Techn. 2 (1982) 26–27
- Storck, H.: Die Anwendung der Statik auf den menschlichen Bewegungsapparat. Enke, Stuttgart (1951)
- Stinus, H., R. Baumgartner, S. Schüling: Über die Akzeptanz von Armprothesen. Med. Orthop. Techn. 1 (1992) 7–13
- Storck, H.: Über die Kräfte in der Orthopädie. Enke, Stuttgart (1954)
- Theysohn, H., J. Schumacher: Verbesserung der Artefaktunterdrückung beim Oberflächenmyogramm durch aktive Hochpaßfilter mit variabler Grenzfrequenz bei möglichst kleinem Nutzsignalverlust. Biomed. Techn. 29 (1984) 175–1980
- Verth, J. zur: Zur Nachuntersuchung von 152 Amputierten unter besonderer Berücksichtigung der Wirbelsäulenveränderungen. Arch. orthop. Unfallchir. 50 (1958) 508–521
- Zuckschwerdt, L.: Beeinflussen traumatisch entstandene Gangstörungen Heilungsvorgänge und Statik der Wirbelsäule? Med. Klin. 50 (1955) 1163

Priv.-Doz. Dr. Bernhard Greitemann

Klinik Münsterland
Auf der Stöwwe 11
D-49214 Bad Rothenfelde