

Belastungsermittlung von Prothesen beim Gehen

Kaltenborn, S. (Otto Bock HealthCare GmbH, Duderstadt)



Amputationen von Gliedmaßen sind dann erforderlich, wenn durch Krankheit oder nach Unfällen (traumatisch) das Leben des Betroffenen gefährdet ist. In Deutschland liegt die Zahl aller Amputationen zwischen 50.000 und 60.000 pro Jahr /1/. Nach dem Verlust von Gliedmaßen sind die Betroffenen auf die Nutzung von Prothesen angewiesen, um die körperlichen, psychischen und sozialen Folgen auf ein Minimum zu beschränken.

Für die Entwicklung neuer Prothesen ist es von Interesse, welche Belastungen auf das Bauteil wirken, um daraus Anforderungen an die Gestaltung und die Festigkeitsanforderungen abzuleiten. Bisher war die Ermittlung der Belastung nur im Ganglabor auf relativ kurzer, ebener und gerader Strecke möglich. Mit einem neu konzipierten Messsystem sollen nun im Alltag auftretende Belastungen ermittelt werden.

Amputations of the human limb can result from diseases in which the health of the patient is otherwise threatened or may be the result of accidental traumatic injury. The number of amputations in Germany ranges between 50,000 and 60,000 per year. Following amputation, the patient relies on a prosthesis to regain functional capability and to support social rehabilitation and reintegration.

When developing a new prosthetic device, the loading conditions which act upon the device are of particular interest. Given these loading conditions, new products can be designed more effectively. Until recently, the loading conditions acting upon a prosthetic device could only be effectively measured in a gait lab and then only under relatively short distances and on level surfaces. A new mobile measuring system is able to identify prosthetic loading conditions in normal everyday situations and environments.

1 Problemstellung

In der Prothetik ist die Ermittlung der wirkenden Belastung auf Prothesen der unteren Extremität mit Hilfe der instrumentierten Ganganalyse Stand der Technik. Der Patient geht dabei eine definierte Strecke im Ganglabor. Wie in **Bild 1** dargestellt werden für einen

Doppelschritt die kinetischen und kinematischen Daten erfasst, die der Proband beim Gehen generiert.

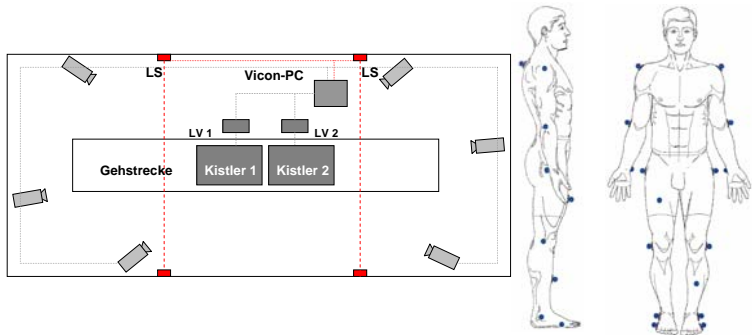


Bild 1: Ganganalysesystem der Otto Bock HealthCare GmbH; Ganglabor Göttingen /2/

Die beim Gehen wirkenden äußeren Kräfte (orthogonale Komponenten F_x , F_y und F_z) werden aus der Bodenreaktionskraft mit 2 hintereinander angeordneten piezoelektrischen Kraftmessplatten (Kistler, Winthertur, CH, 1080 Hz) einzeln für jedes Bein ermittelt. Die digitalisierten Daten erfasst ein PC, der daraus den Vektor der Kraft bildet.

Ein Kamerasystem (Vicon 460, ViconPeak, Oxford, GB; 120 Hz) bestimmt die kinematischen Daten der Bewegung. Dabei werden Marker, die an Gelenken des Probanden befestigt sind verfolgt, deren Bewegung im Raum bestimmt und mit den auftretenden Kräften synchronisiert /2/.

Aus bekannten Kraftvektoren und dem Abstand zum jeweiligen Gelenk, werden die wirkenden Momente bestimmt. Der auftretende Belastungsverlauf variiert mit dem Körpergewicht, der Gangdynamik und auch mit der Untergrundsituation. Für das Gehen in der Ebene ist dieses System etabliert, auch das Gehen auf Schrägen und Treppen wird im Ganglabor untersucht, dies ist jedoch aufwändig und erfordert erfahrenes Fachpersonal. Wie in **Bild 2** dargestellt wirken beim Gehen auf Schrägen oder auf Treppen andere Momente um die Knieachse als beim Gehen in der Ebene.

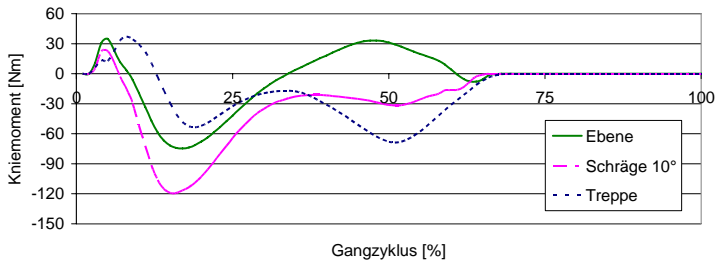


Bild 2: Ergebnisse der Ganganalyse beim Gehen in der Ebene, Schräge runter und Treppe runter (Proband - 100 kg) /4/

Die Möglichkeiten, Belastungen in verschiedensten Alltagssituationen mit der Ganganalyse im Labor zu ermitteln, sind begrenzt. Schon das Aufbauen von Schrägen und Treppen auf die Kraftmessplatten ist durch die Deckenhöhe des Labors limitiert. Weiterhin behindern Geländer und Aufbauten die Markerverfolgung durch das Kamerasystem. Auch die Probanden können durch diese Versuchsanordnung beeinträchtigt werden, und anders als gewohnt gehen.

2 Lösungsansatz

Zur Ermittlung der Belastungsverläufe im Alltag des Probanden wurde für Prothesenträger ein mobiles Messsystem konzipiert. Durch ein Sensorkonzept, das 6 Freiheitsgrade bestimmt, und ein angepasstes System zum Aufzeichnen der Daten sind damit auch Langzeitmessungen möglich.

2.1 Sensorkonzept

Den Kern des Systems bildet ein mobiler Sensor der DMS-basiert, 3 Kräfte (Axialkraft sowie 2 Querkräfte) und 3 Momente (Torsionsmoment und 2 Biegemomente) erfasst. Dieser kann bei Bedarf durch Winkelsensoren ergänzt werden. Der Sensor muss in den Kraftfluss der Beinprothese integriert werden, ohne die Funktion oder das Gewicht unzulässig zu beeinflussen. Weiterhin musste das System für 2 kN Druckkraft, 200 Nm Biegung, 100 Nm Torsion sowie 1 kN Schubkraft dimensioniert werden. Es darf sich unter Last nicht plastisch verformen, muss aber genügend elastische Verformung zur Bestimmung der Kräfte und Momente ermöglichen. Umwelteinflüsse dürfen die Messergebnisse nicht verfälschen /3/. Wie in **Bild 3** zusehen, ist der Sensor mit 22 mm Höhe und 45 mm Breite sehr kompakt.

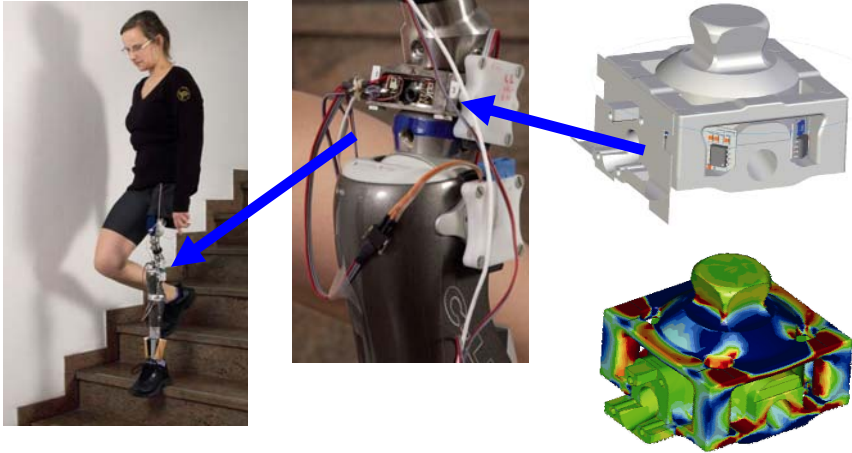


Bild 3: Mobiles Sensorkonzept für Prothesen /3,4/

Die Struktur des Sensorkörpers wurde durch FEM optimiert. Durch Verwendung des Pyramidenanschlusses (ein Standardverbindungselement in der Prothetik), kann der Sensor in unterschiedliche Prothesensysteme und an verschiedenen Positionen eingebaut werden.

2.2 Messdatenspeicherkonzept

Für die Aufzeichnung der Sensorsignale kommt ein bei der Otto Bock HealthCare GmbH entwickelter MicroLogger zum Einsatz. **Bild 4** zeigt die kompakte Bauform.



Bild 4: Mobiles MicroLogger (65 mm x 45 mm x 10 mm – l x b x h) /4/

Durch diesen Miniaturdatenlogger werden die Sensorspannungen mit einem integrierten Spannungsteiler und einem einfachen Tiefpass vorkonditioniert, dann mit einem AD-Wandler digitalisiert und auf Micro-SD Karten aufgezeichnet. **Tabelle 1** beschreibt den MicroLogger detaillierter.

Anzahl der Eingänge	14
Filter	RC Tiefpass, anpassbar
Eingangsspannungsbereich	Über Spannungsteiler anpassbar
Auflösung	12 Bit
Sample-Rate	1 Hz bis 1,6 kHz (je nach Kanalzahl)
Stromverbrauch	ca. \leq 8mA, je nach Samplerate und Kanalzahl
Versorgung	4-16 V
Prozessorfrequenz	8 MHz
EMV	Der Logger ist auf Störaussendung, Störeinstrahlung und ESD geprüft.

Tabelle 1: Spezifikation des Otto Bock MicroLoggers /4/

Die aufgezeichneten großen Datenmengen, die auf Micro-SD Karte gespeichert sind, können am PC mit Hilfe des Programms Otto Bock DATAL abgefiltert, klassifiziert, verarbeitet, zusammengeführt und visualisiert werden. Dabei hilft die Mustererkennung aus der Datenflut z. B. Bereiche zu selektieren, die Gehen repräsentieren oder Bereiche mit hohen Belastungen.

Für die Belastungsermittlung von Prothesen beim Gehen wird eine Abtastrate von 256 Hz genutzt. Dies ermöglicht mit einer 512 MB Speicherkarte die Belastung bei Prothesennutzung über einen Tag aufzuzeichnen. Durch das tägliche Übertragen der Messdaten auf den PC kann die Belastung über einen längeren Zeitraum im Alltag bestimmt werden.

3 Ergebnisse

Die Überprüfung der Messsignale erfolgt durch einen Vergleich des mobilen Sensorkonzeptes (mobil) mit den Ergebnissen der instrumentierten Ganganalyse (gait). **Bild 5** veranschaulicht die Einsatzfähigkeit des mobilen Systems nach Durchführung der Koordinatentransformation.

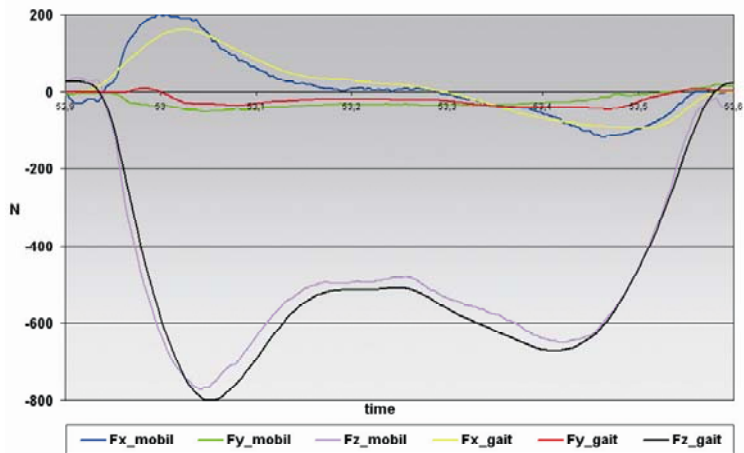


Bild 5: Vergleich des mobilen Messsystems mit den Daten der Ganganalyse – Bodenreaktionskräfte und Kräfte in der Prothese F_x , F_y und F_z beim Gehen in der Ebene /3/

Die Entwicklung hat einen Stand erreicht, der das Sammeln von Messdaten unter Alltagsbedingungen über mehrere Monate erlaubt. Kräfte und Momente können zuverlässig erfasst und neue Erkenntnisse über den Belastungsverlauf auf die Prothese gewonnen werden. Diese Erkenntnisse können auch in die Festlegung von Prüfkriterien einfließen.

4 Zusammenfassung

Das beschriebene mobile Messsystem bietet die Möglichkeit, unter Alltagsbedingungen auftretende Belastungen auf Prothesen über einen längeren Zeitraum aufzuzeichnen. Damit können Aussagen über wirkende Kräfte und Momente getroffen werden, die in die Entwicklung, Konstruktion und Prüfung neuer Prothesen einfließen. Das System ist so konzipiert, dass auf einer Micro-SD Karte die Daten eines Tages gespeichert werden. Aus der Zusammenstellung der Einzeltage kann durch Analysetools auf die Höhe und die Häufigkeit der maximalen Belastung sowie auf Belastungsverläufe im Alltag geschlossen werden, was in dieser Form mit der instrumentierten Ganganalyse im Labor nicht möglich ist. Somit kann dieses System die Ganganalyse ergänzen.

Interessierte können sich für weitere Informationen an Herrn Dr. Sven Kaltenborn bei der Otto Bock HealthCare GmbH in Duderstadt wenden.

(kaltenborn@ottobock.de)

5 Literatur

- /1/ Heller, G.; Günster, C.; Swart, E.: Über die Häufigkeit von Amputationen unteren Extremitäten in Deutschland, DMW 2005 Jul 15
- /2/ Schmalz, Th.; Blumentritt, S.; Altenburg, B.: Biomechanische Analyse des Schrägen- und Treppabgehens mit aktuellen Kniepassteilen, Orthopädie-Technik 9/06
- /3/ Oehler, S.; Pusch, M.; Kraft, M.: Mobilitätsmessungen an Oberschenkelamputierten, Vortrag Orthopädie+Reha-Technik, Leipzig 2008
- /4/ interne Informationen der Otto Bock HealthCare GmbH, 2008