

# EVALUIERUNG DER MESSMETHODEN ZUR BEWERTUNG DES THERAPEUTISCHEN NUTZENS VON ANTIDEKUBITUS-SYSTEMEN

D. Hochmann, P. Diesing, U. Boenick

Institut für Mikrotechnik und Medizintechnik, Technische Universität Berlin, Deutschland

hochmann@bmt1.kf.tu-berlin.de

**Abstract**— *Interface pressure measurement is today a most used technique for laboratory evaluation of support surfaces in prevention of pressure sores. This article describes the results of an experimental comparative evaluation of four modern pressure mapping systems (Tekscan, Xsensor, Novel and FSA) using a special loading device. The tests generated data on numerical accuracy, linearity and hysteresis. The results show that the accuracy of pressure mapping systems is still limited and results obtained from different systems can not be directly compared.*

**Keywords**— *pressure ulcer, pressure mapping, interface pressure, evaluation*

## Einleitung

Der Dekubitalulkus ist in Deutschland mit ca. 800.000 Neuerkrankungen pro Jahr und geschätzten jährlichen Behandlungskosten von ca. 2 Mrd. eines der größten Probleme im Bereich der stationären und häuslichen Pflege, insbesondere bei älteren Patienten [1].

Die Entstehung eines Dekubitus ist ein multifaktorielles Geschehen. Als Hauptursache wird eine anhaltende lokale Druckeinwirkung angesehen, die zur einer Komprimierung der Blutgefäße und somit zu einer Mangeldurchblutung (Ischämie) und einem nachfolgenden Absterben des betroffenen Gewebes (Nekrose) führt. Neben den patientenabhängigen (intrinsischen) Faktoren wie Hautbeschaffenheit, Zusatzkrankungen, Ernährung, Motivation beeinflussen äußere (extrinsische) Parameter wie Scher- und Reibungskräfte sowie Temperatur und Feuchtigkeit die Dekubitusentstehung. Ein wirksames Antidekubitus-System muss alle extrinsischen Faktoren auf ein Minimum reduzieren.

Auf Grund von Personaleinsparungen in den Krankenhäusern bei gleichzeitig steigender Patientenzahl ist der Bedarf an wirksamen technischen AD-Hilfsmitteln sehr groß und wird in der Zukunft weiter steigen. Umso notwendiger wird es für den Kostenträger, die therapeutische Wirksamkeit der auf dem Markt befindlichen AD-Systeme mit ihren zum Teil völlig unterschiedlichen Konstruktionskonzepten zu beurteilen. Heute beschränken sich Laboruntersuchungen zum Nachweis des therapeutischen Nutzens zumeist auf eine Druckverteilungsmessung mit Dummies oder Probanden. Ergänzende Messungen wie z. B. Mikroklimauntersuchungen werden nur vereinzelt durchgeführt. Ein Standard, an dem sich die Industrie bei der Entwicklung neuer Systeme orientieren kann, existiert bisher nicht.

An der TU Berlin wurde im Rahmen einer Diplomarbeit ein Messsystem zur Erfassung der extrinsischen Parameter der Dekubitusentstehung entwickelt, um die Voraussetzungen für die Ausarbeitung von Prüf- und Bewertungskriterien für AD-Systeme im Rahmen einer klinischen Studie zu schaffen. Dabei wurden die zur Verfügung stehenden messtechnischen Bewertungsverfahren untersucht. Eine besondere Bedeutung kam dabei der Genauigkeit von modernen Druckverteilungsmesssystemen zu, da die Druckverteilungsmessung heute von vielen als das „Qualitätssicherungsverfahren“ für AD-Systeme angesehen wird [2].

## Materialien

Zur Druckverteilungsmessung werden heute resistive und kapazitive Sensormatten eingesetzt, in denen mehrere mechanisch verbundene Sensorelemente in einer Matrix angeordnet sind (Abb. 1a).



Abbildung 1: Aufbau einer Druckverteilungsmessmatte (a) und Ergebnisdarstellung auf dem Bildschirm (b).

Die resistiven Sensormatten bestehen aus auf zwei Folien aufgedruckten Silberleiterbahnen, die durch eine halbleitende Polymerschicht (z.B. Carbonpulver) getrennt, in Sandwichform zusammengeklebt werden. Bei Krafteinwirkung werden die Folien zusammengedrückt, wodurch der Durchgangswiderstand zwischen den Leiterbahnen verringert wird. Die Widerstandsänderung ist proportional zum aufgebrachten Druck. Bei kapazitiven Sensormatten wird zwischen die Leiterplatten eine elastische Dielektrikumschicht angebracht, so dass die Kreuzungspunkte der Leiterbahnmatrix einen Kondensator bilden. Die Verformung des Dielektrikums unter Belastung bewirkt eine Vergrößerung der Kondensatorkapazität, die repräsentativ für den Druck gemessen werden kann. Die Signale der einzelnen Sensorelemente der Matrix werden erfasst und die Druckverteilung farbkodiert auf dem Bildschirm dargestellt (Abb. 1b).

In der Untersuchung wurden die vier kommerziell verfügbaren DVM-Sensormatten (ClinSeat, Pliance, FSA und Xsensor) hinsichtlich Messgenauigkeit, Linearität und Hysterese miteinander verglichen. Eine Übersicht der Eigenschaften dieser Systeme gibt Tab. 1. Die Hersteller wurden gebeten, die Messmatten im Vorfeld der Messung neu zu kalibrieren.

Tabelle 1: Übersicht der untersuchten DVM-Systeme.

Meßsystem	FSA	Xsensor	Tekscan	Novel
Meßprinzip	resistiv	kapazitiv	resistiv	kapazitiv
Meßbereich	0-200 mmHg	0-200 mmHg	0-300 mmHg	0-200 mmHg
Ortsauflösung	1,61 cm <sup>2</sup> ; 6,00 cm <sup>2</sup>	1,61 cm <sup>2</sup>	1,0 cm <sup>2</sup>	2,0 cm <sup>2</sup>
Maximale Abtastrate	3072 Sensoren/s	10000 Sensoren/s	18300 Sensoren/s	10000 Sensoren/s
Konfiguration	16x16 Sensoren; 32x32 Sensoren	32x32 Sensoren	48x43 Sensoren	32x32 Sensoren

Die Druckbeaufschlagung der Sensormatten erfolgte mit einer eigens dafür hergestellten Belastungsvorrichtung (Abb. 2). Sie besteht aus einem Positioniertisch (Rahmen), einem Druckapplikator mit auswechselbaren Druckköpfen und bekannten Gewichten. Der Druckapplikator ist mit Hilfe einer Positionierbuchse gleitend geführt. Um das Verkanten der Gleitführung und die damit verbundene Änderung der applizierten Druckkraft zu vermeiden, wird der Positioniertisch genau horizontal ausgerichtet. Der Betrag der Druckkraft wird mit Hilfe einer Präzisionswaage überprüft.

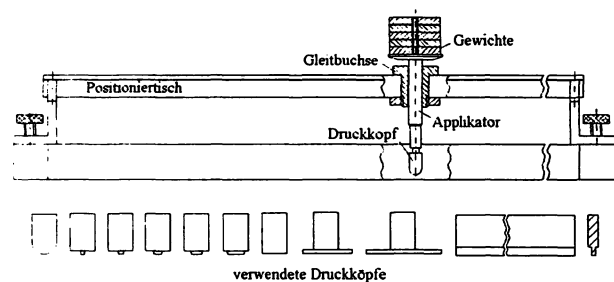


Abbildung 2: Belastungsvorrichtung.

Der Druckkopfdurchmesser variiert zwischen 2 und 40 mm. Dadurch wurde bewusst Abstand von einer großflächigen Druckbelastung genommen, um einerseits ein gegenseitiges Ausgleichen von Messabweichungen einzelner Sensoren zu vermeiden und andererseits den Einfluss der Kontaktform und -fläche auf die Genauigkeit der Kraftmessung zu untersuchen.

Durch Verwenden von Schaumstoffmatten, die durch ihr Raumgewicht (25-50 kg/m<sup>3</sup>) und ihre Stauchhärte (2,6-5,0 kPa) den Bereich der in der klinischen Praxis verwendeten Matratzen eingrenzen, wurde eine unter klinischen Bedingungen stattfindende Messung simuliert und der Einfluss von elastisch verformbaren Oberflächen auf das Messergebnis untersucht. Den kompletten Messaufbau mit der FSA-Messmatte zeigt Abb. 3.

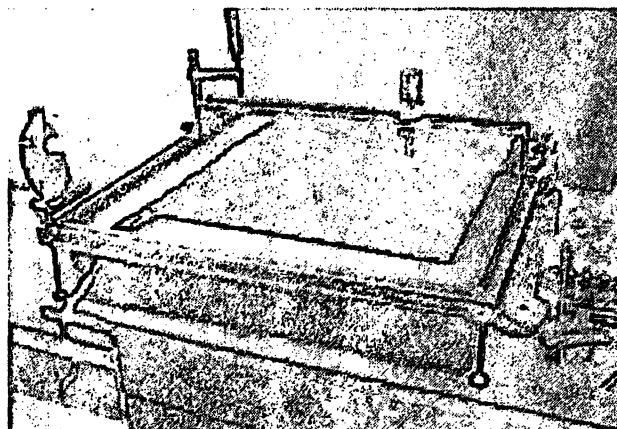


Abbildung 3: Messaufbau.

## Methoden

Für die Messung wurden drei unterschiedlich harte Unterlagen verwendet. Die erste Messung erfolgte auf der weichen Schaumstoffunterlage mit einem Raumgewicht von 25 kg/m<sup>3</sup> und einer Stauchhärte von 2,6 kPa. Die Höhe der Schaumstoffmatte betrug 10 cm. Der Positioniertisch wurde auf eingeschraubten Füßen montiert, um diese zusätzliche Höhe auszugleichen. Auf der Messmatte wurden drei zufällig ausgewählte Punkte auf der Mattendiagonale bestimmt und mit Aufklebern markiert. Jeder dieser Messpunkte wurde nacheinander mit einem bekannten Gewicht belastet, wobei die verwendeten Druckköpfe variiert wurden. Die dabei gemessene Druckverteilung wurde für die spätere Auswertung gespeichert.

Danach wurde die 2536-Schaumstoffunterlage durch eine härtere Schaumstoffmatte aus Kaltschaum HS5050 mit einem Raumgewicht von 50 kg/m<sup>3</sup> und einer Stauchhärte von 5,0 kPa ersetzt. Dabei wurde darauf geachtet, dass sich die einzelnen Layer der Messmatte nicht verschieben, da sonst die Punktezuordnung verfälscht worden wäre. Anschließend wurden die Messreihen wiederholt.

Für die dritte Messung wurde eine harte Unterlage (beschichtetes Holzbrett) verwendet. Die oben beschriebenen Messreihen wurden wiederholt. Zusätzlich wurden auf der harten Unterlage die Linearität der Kalibrierkurve und das Hystereseverhalten der Matte unter Verwendung eines 12mm-Applikators untersucht. Bei der Linearitätsprüfung wurden mehrere statische Messungen mit dem gleichen Druckkopf und variierenden Zusatzgewichten (100g, 200g, 300g, 400g, 500g) durchgeführt. Bei der Hystereseuntersuchung fand eine dynamische Messung statt. Die Zusatzgewichte wurden während der Messung auf den Druckapplikator gelegt (Belastungskurve) bzw. von diesem wieder entfernt (Entlastungskurve).

Da der angezeigte Druck von der Ortsauflösung abhängig ist, wird bei der Auswertung aus dem gemessenen Druck und der Sensorfläche die Normalkraft berechnet, um Systeme unterschiedlicher Ortsauflösung vergleichen zu können.

## Ergebnisse

**Linearität:** Die Abhängigkeit der gemessenen Normalkraft von der applizierten Gewichtskraft gibt Abb. 4. Alle Messsysteme mit Ausnahme von Tekscan zeigten eine näherungsweise lineare Kennlinie. Die Kennlinie von Tekscan ist nicht monoton wachsend, so dass die Messwerte als nicht valide angesehen werden müssen. Die Ursachen dafür können in der unzureichenden Kalibrierung liegen. Die Kennlinie des Novel-System zeigte einen fast idealen Verlauf.

Erhebliche Unterschiede im Kennlinienverlauf ergaben sich zwischen der niedrigauflösenden 16x16-FSA-Matte und der hochauflösenden 32x32-FSA-Matte. Es ist auffällig, dass die Meßsysteme gleicher Ortsauflösung einen ähnlichen Kennlinienverlauf aufweisen, wobei niedrigauflösende Meßsysteme (FSA 16x16 und Novel) näher am idealen Verlauf liegen als die hochauflösenden (FSA 32x32 und Xsensor).

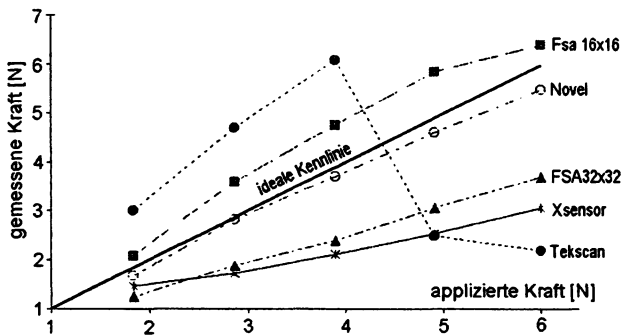


Abbildung 4: Ergebnisse der Linearitätsuntersuchung.

**Genauigkeit:** Die Untersuchung zeigte einen starken Einfluss des Applikatordurchmessers auf die Messgenauigkeit. Die Abb. 5 veranschaulicht die Messergebnisse in einem Balkendiagramm. Wie daraus zu erkennen ist, betrug die gemessene Druckkraft für kleine Durchmesser bei allen untersuchten Systemen nur einen Bruchteil der tatsächlich applizierten Gewichtskraft.

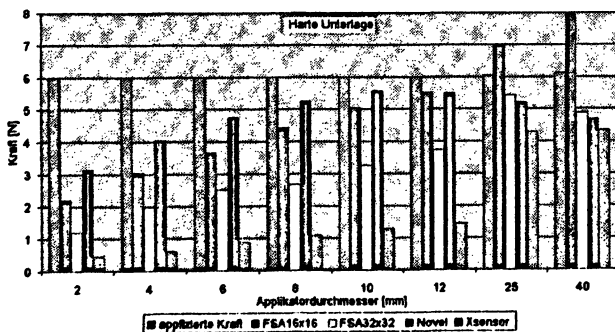


Abbildung 5: Applizierte und gemessene Kräfte in Abhängigkeit vom Applikatordurchmesser.

Es stellt sich die Frage, bei welcher Mindestapplikationsfläche die Messungen noch als valide angesehen werden können. Aus dem Verlauf des relativen Messfehlers (Abb. 6) ist ersichtlich, dass die genauesten

Messergebnisse mit einem Applikatordurchmesser zwischen 12 und 25 mm (Applikationsfläche von 4,5...19,6 cm<sup>2</sup>) erzielt wurden. Der relative Fehler lag dabei im Bereich -14%...+6%, also in etwa vergleichbar mit den von Nicholson et. al. am „Gelbutt“-Gesäßmodell erzielten Ergebnissen [3]. Die kleinsten Messabweichungen wurden beim Novel-System festgestellt.

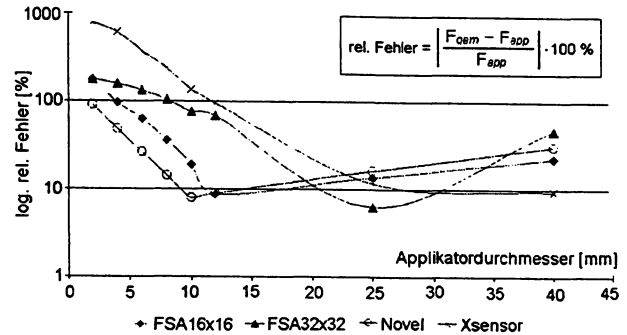


Abbildung 6: Relativer Messfehler in Abhängigkeit vom Applikatordurchmesser.

**Hysterese:** Die Untersuchung zeigte bei FSA und Novel kaum Unterschiede zwischen Be- und Entlastung. Der Hysterese-Fehler lag bei FSA unter 2% und bei Novel unter 5%. Die Hysteresekurve des Xsensor-Messsystems zeigte einen klassischen Verlauf (Abb. 7). Die gemessenen Hysteresewerte waren mit bis zu 14 % erheblich höher als in den anderen Studien [3].

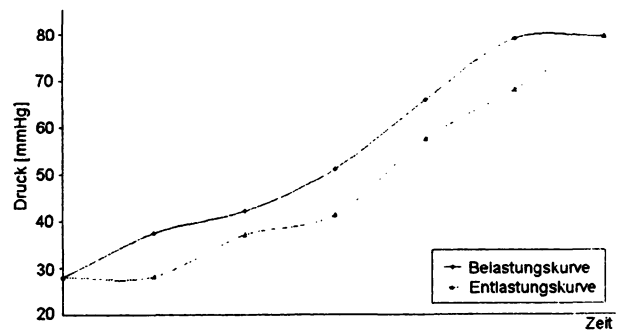


Abbildung 7: Hysteresekurve des Xsensor-Systems.

**Einfluss der Unterlage:** Es zeigte sich erwartungsgemäß, dass große Unterschiede zwischen den Messungen auf elastischen Unterlagen und der Kontrollmessung auf der harten Unterlage hinsichtlich der Anzahl der belasteten Sensoren bestanden. Beim Vergleich der Messgenauigkeit waren Unterschiede zwischen einzelnen Meßsystemen festzustellen. Beim FSA-System war die Genauigkeit der Messung auf der harten Unterlage durchgehend besser als auf den beiden elastischen Unterlagen. Bei kapazitiven Messmatten (Xsensor und Novel) war dagegen eine Abhängigkeit vom Applikatordurchmesser festzustellen. Bei kleinen Applikatordurchmessern war die Genauigkeit auf elastischen Unterlagen besser, beim 12mm-Applikator in etwa gleich und bei großen Applikatordurchmessern schlechter als die auf der harten Unterlage.

Der Vergleich zwischen den elastischen Unterlagen unterschiedlicher Stauchhärte hinsichtlich der gemessenen Druckkraft und der Anzahl der belasteten Sensoren zeigte bei allen Systemen keine signifikanten Unterschiede.

### Diskussion

Die Auswertung zeigt, dass bei modernen Druckverteilungsmesssystemen noch erhebliche Defizite hinsichtlich Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Messungen bestehen. Insbesondere bei kleinen Applikationsflächen muss die Validität der numerischen Messergebnisse angezweifelt werden. Es bedarf also weiterer Verbesserungen seitens der Hersteller, mit dem Ziel, die Messdaten unterschiedlicher Systeme untereinander vergleichbar zu machen. Bis dahin kann die Druckverteilungsmessung nur als eine Entscheidungshilfe für die Wahl geeigneter therapeutischer Strategien im klinischen Alltag angesehen werden. Als ein „Qualitätssicherungsverfahren“ für AD-Systeme ist die Druckverteilungsmessung zur Zeit nur bedingt geeignet.

Der Umfang der durchgeführten Messungen war aus organisatorischen Gründen begrenzt, so dass hinsichtlich der statistischen Bewertung der Ergebnisse Einschränkungen zu machen sind. Weitere Untersuchungen müssen folgen, um die Ergebnisse der Studie zu untermauern.

Auf Grund des starken Einflusses der Ortsauflösung auf die Genauigkeit der Druckmessung ist es dringend erforderlich, die Mindestortsauflösung sowie die klinisch optimale Ortsauflösung für verschiedene Regionen (Os Sacrum, Fersen, Ellenbogen) als Standard festzulegen und zu etablieren. Stellt sich die erreichbare Ortsauflösung heutiger Meßsysteme als für Fersen/Ellenbogen-Bereich unzureichend heraus, sollte über alternative Messverfahren nachgedacht werden.

Die gewonnenen Erkenntnisse beziehen sich auf die Druckverteilungsmessung auf ruhenden Unterlagen. Inwieweit sie sich auf die Messungen mit dynamischen Systemen (Wechseldrucksysteme, Pulsationssysteme) übertragen lassen, muss erst untersucht werden.

### Literaturverzeichnis

- [1] R. Pelka, „Expertise zur Kostensituation bei chronischen Wunden (Dekubitus und Ulcus cruris)“, Expertise im Auftrage der Initiative Chronische Wunden. München, 1997.
- [2] S. Roales-Welsch, „Studie zur Qualitätssicherung in der Prophylaxe und Therapie des Dekubitus durch Auflagedruckmessungen bei Probanden auf verschiedenen Weichlagerungs- und Wechseldrucksystemen“, *Pflege*, vol. 13-5, pp. 297-305, 2000
- [3] G. Nicholson, M. Ferguson-Pell, P. Lennon, D. Bain, „Comparative Evaluation of Pressure Mapping Systems. Bench Testing Results“, RESNA Annual Conference, Reno, Nevada USA, 2001.
- [4] M. Ferguson-Pell, M. Cardi, „Prototype development and comparative evaluation of wheelchair

pressure mapping system“, *Assistive Technology* vol. 5-2, pp. 78-91, 1993

- [5] A. McLaod, „Guidelines For The Measurement and Presentation Of Interface Pressure Data On Support Surfaces“, EPUAP Working Group II, 2002