

FORSCHUNGSBERICHTE FÜR DIE PRAXIS

Herausgeber: Prof. Dr.-Ing. U. Boenick

- | | | |
|--------|-----------------------|--|
| BAND 1 | Christian Boosfeld | Messung der Belastung von Rollstühlen im Labor und Feld mit einem ortsunabhängigen Mikrocomputer-System
1988 · 184 Seiten · Kartoniert
€ 15,30 · SFr. 31,-
ISBN 3-7949-0493-1 |
| BAND 2 | Curt Kranz | Beitrag zur Entwicklung eines elastisch angepaßten Hüftendoprothesenschafftes
1989 · 152 Seiten · 65 Abbildungen · Kartoniert
€ 15,30 · SFr. 31,-
ISBN 3-7949-0501-6 |
| BAND 4 | Wolfram Rossdeutscher | Kommunikationshilfen für Schwerstbehinderte – Untersuchungen zum Einsatz von technischen Kommunikationshilfen unter besonderer Berücksichtigung von Personal Computern
1992 · 317 Seiten · 48 Abbildungen · Kartoniert
€ 24,60 · SFr. 49,90
ISBN 3-7949-0544-X |
| BAND 5 | Christian Klinger | Betriebsfestigkeitsprüfung von Rollstühlen auf einer wirklichkeitsnah profilierbaren Fahrbahnoberfläche
1993 · 172 Seiten · 80 Abbildungen · 12 Tabellen · Kartoniert
€ 15,30 · SFr. 31,-
ISBN 3-7949-0571-7 |
| BAND 6 | Karl-Heinz Götz | Beitrag zur rechnergestützten sicherheitstechnischen Prüfung von Geräten für die extrakorporale Blutreinigung
1995 · 150 Seiten · Zahlreiche Abbildungen · Kartoniert
€ 15,30 · SFr. 31,-
ISBN 3-7949-0600-4 |
| BAND 7 | Peter Kitzenmaier | Entwicklung verbesserter Verfahren für die Ableitung und Verarbeitung myoelektrischer Signale zur Steuerung von Rehabilitationshilfen
1994 · 180 Seiten · Zahlreiche Abbildungen · Kartoniert
€ 19,50 · SFr. 39,20
ISBN 3-7949-0591-1 |
| BAND 8 | Olaf H. Neubert | Knochenumbau nach Implantation von Femurhohlschaftprothesen
1996 · 85 Seiten · Zahlreiche Abbildungen · Kartoniert
€ 19,50 · SFr. 35,-
ISBN 3-7949-0616-0 |
| BAND 9 | Marc Kraft | Entwicklung eines multifunktionalen Prüfstandes und Durchführung vergleichender Untersuchungen an Ballonkathetern zur Dilatation von Koronararterien
2000 · 213 Seiten · Zahlreiche Abbildungen · Kartoniert
€ 24,60 · SFr. 44,50
ISBN 3-7949-0653-5 |

- | | | |
|---------|----------------|---|
| BAND 10 | Michael Kühler | Methoden zur Entwicklung und Evaluierung von koronaren Implantaten mit Hilfe von konstruktionsmethodischen und qualitätssichernden Verfahren
2001 · 186 Seiten · Zahlreiche Abbildungen
€ 24,60 · SFr. 44,50
ISBN 3-7949-0668-3 |
|---------|----------------|---|

Schiele & Schön

Das Wissen für morgen. Heute bei uns.

Fachverlag
 Schiele & Schön GmbH
 Berlin

Postfach 610280
 D-10924 Berlin

Telefon: (030) 25 37 52 – 25

Telefax: (030) 2 51 72 48

E-Mail: pavelec@schiele-schoen.de

Internet: www.schiele-schoen.de

Biomedizinische Technik

Gemeinschaftsorgan der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik im VDE, der Schweizerischen und der Österreichischen Gesellschaften für Biomedizinische Technik

Organ of the German Society for Medical and Biological Engineering in VDE and the Austrian and Swiss Societies for Medical and Biomedical Engineering

Herausgeber/Editors:

Prof. Dr.-Ing. U. Boenick, Fachgebiet Biomedizinische Technik, Technische Universität Berlin, Dovesstr. 6, D-10587 Berlin

Prof. Dr. rer. nat. A. Bolz
Institut für Biomedizinische Technik, Universität Karlsruhe (TH)
Kaiserstr. 12, D-76128 Karlsruhe

Redaktion/Editorial Staff:

Prof. Dr.-Ing. U. Boenick
Fachgebiet Biomedizinische Technik
Technische Universität Berlin
Dovestraße 6, D-10587 Berlin
Tel. 030/31423388 (geschäftsführend)

Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. H. Pessenhofer
Institut für Physiologie
Karl-Franzens-Universität Graz
Harrachgasse 21/5, A-8010 Graz
Telefon: +43 316 380 4267

Prof. Dr. phil. P. Bösigler
Universität und ETH Zürich
Institut für Biomedizinische Technik
Gloriastr. 35
CH-8092 Zürich

Wissenschaftlicher Beirat/Editorial Board:

Prof. Dr. rer. nat. G. Artmann, Aachen
OA Dr. med. B. Clasbrummel, Bochum
Prof. Dr. rer. nat. O. Dössel, Karlsruhe
Prof. Dr.-Ing. H. Ermert, Bochum
Prof. Dr. med. W. Friesdorf, Berlin
Prof. Dr. phil. H. Gilly, Wien
Prof. Dr.-Ing. J.-P. Güttler, Ulm
Prof. Dr. med. Hahn, Erlangen
Prof. Dr.-Ing. G. Henning, Ilmenau
Prof. Dr. techn. H. Hutten, Graz
Priv.-Doz. Dr. rer. physiol. T. Penzel, Marburg
Prof. Dr.-Ing. H.-D. Reidenbach, Köln
Prof. Dr.-Ing. K.-P. Schmitz, Rostock
Prof. Dr. med. J. Scholz, Berlin
Dr. med. M.-O. Schurr, Tübingen
Prof. Dr.-Ing. J. Werner, Bochum
Prof. Dr. med. Dr.-Ing. habil. E. Wintermantel, München
Prof. Dr. med. W. Wolf

Verlag/Publishing Company:

Fachverlag Schiele & Schön GmbH
Markgrafenstraße 11, D-10969 Berlin
Telefon 030/253752-0, Telefax 030/2517248

Inhalt/Contents:

Seite/Page

J. Harms, A. Schneider:
Optoelektronisches Displaysystem für minimal-invasive laparoskopische Operationen: erste Erfahrungen mit einer neuen Face-Mounted-Display-Video-brille38
Optoelectronic Display System for Minimal Invasive Laparoscopic Surgery: First Experiences with a new Face-Mounted-Display Video Screen

R. A. Blechschmidt-Trapp, O. Hohlfeld, R. Müller, R. Werthschützky:
Piezoresistive Sensoren für medizinische Anwendungen am Beispiel einer Sonde zur Druckmessung im Enddarm43
Piezoresistive Sensors in Medical Applications – A Sensor Probe for Rectal Manometry

L. Abdelmalek, E. Hempel, A. Schmack, H. Fischer, A. Bolz:
Entwicklung eines optischen 3-D-Positionsmeßsystems für die simultane Erfassung von 6 Freiheitsgraden48
Development of an Optical 3-D-Position Measuring System for the Simultaneous Registration of 6 Degrees of Freedom

U. Meier:
The Grading of Normal Pressure Hydrocephalus 54
Die Graduierung des Normaldruckhydrozephalus

Th. R. Knösche:
Transformation of Whole-Head MEG Recordings Between Different Sensor Position 59
Transformation von Ganzkopf-MEG-Messungen zwischen verschiedenen Sensorpositionen

D. Mateja, L. P. Müller, H. Hely, J. Degreif, P. M. Rommens:
Der HEPFIEx-Simulator, eine Apparatur zur Bestimmung der Reibzahlen zwischen Hüftkopf-Prothesen und Knorpel 63
The HEPFIEx Simulator, an Equipment to Determine the Friction Between Hip Head-Prostheses and Cartilages

Kongresse/Veranstaltungen67

Hinweise für Autoren/Hints for Authors:

Eine Kurzfassung der Hinweise für Autoren befindet sich auf der 3. Umschlagseite dieses Heftes. Die ausführliche Fassung kann beim geschäftsführenden Redakteur oder beim Verlag angefordert werden.

Biomed. Technik
47 (2002), 38-42

J. Harms
A. Schneider

Optoelektronisches Displaysystem für minimal-invasive laparoskopische Operationen: erste Erfahrungen mit einer neuen Face-Mounted-Display-Videobrille

Optoelectronic Display System for Use in Minimally Invasive Laparoscopic Surgery: Initial Experience with a New Face-mounted Video Display

Technische Universität München, Klinikum r. d. Isar

Schlüsselwörter: Videobrille, Ergonomie, minimal-invasive Chirurgie, optische Hilfssysteme

Ein wichtiges Ziel bei der Verbesserung minimal-invasiver Operationsmöglichkeiten ist die Optimierung der Visualisation, die derzeit noch aufgrund der begrenzten Anzahl der Bildpunkte verwendeter Monitore und durch die Abhängigkeit von der optischen Achse unbefriedigend ist. Mit handelsüblichen und mit Verspiegelungstechnik ausgestatteten optischen Hilfssystemen konnte bisher weder eine Steigerung der optischen Qualität noch eine signifikante Erleichterung bzw. Verbesserung der chirurgischen Präzision während der diagnostischen Endoskopie bzw. laparoskopischer Operationen nachgewiesen werden [2, 3]. Innovationen im „Consumer-Videobereich“ mit der Verwendung einer neuartigen Prismentechnologie und einer hochauflösenden Bildschirmmatrix (180 000 Bildpunkte) ermöglichen eine hochwertige Wiedergabe der Bildqualität bei zudem begrenzter Verblendung des natürlichen Gesichtsfeldes (FMD-Eye-Trek 700°, Fa. Olympus Optical Co, Europe GmbH, Hamburg, Deutschland). Aufgrund obengenannter Problematik mit herkömmlichen optischen Hilfssystemen erfolgte erstmalig die Erprobung des FMD-Eye-Trek 700° während laparoskopischer Operationen ($n = 14$) und kombiniert laparoskopisch-endoskopischer Eingriffe ($n = 7$). Neben der optimierten Bildwiedergabequalität konnte während laparoskopischer und kombinierter laparoskopisch-endoskopischer Eingriffe eine dem physiologischen Wahrnehmungs-, Handlungs- und Untersuchungsablauf annähernd ähnliche Qualität der sensorischen und motorischen Freiheitsgrade nachgewiesen werden.

Key words: Face-mounted display - Ergonomics - Minimally invasive surgery - Optical devices

A major aspect of efforts to improve minimally invasive surgery is the optimization of visualization, which is currently unsatisfactory due to the limited number of pixels in the monitors used, and inadequate alignment of the optical axis. Optical systems provided with commercially available head-mounted displays have failed to improve optical quality and significantly facilitate or improve laparoscopic surgery [2,3]. Innovations in the field of consumer video using a new optical prism and a high-resolution matrix (180,000 pixels) are the core elements of a new face-mounted display (FMD-Eye-Trek 700°, Olympus Optical Co, Europe GmbH, Hamburg, Germany) that provides high image quality. This device has now been tested for the first time during laparoscopic procedures ($n=14$) and combined laparoscopic-endoscopic procedures ($n=7$) under clinical conditions. Impressive optical, ergonomic and surgeon-related benefits were established.

1 Einleitung

Die Visualisation des Operationssitus bei laparoskopischen Eingriffen ist auch heute noch u. a. durch die begrenzte Bildauflösung und die Anzahl verfügbarer Chip-Pixel handelsüblicher Monitore sowie durch die Abhängigkeit von der Übereinstimmung zwischen Sichtlinie und Arbeitsrichtung geprägt. Da es nicht immer möglich ist, den (die) verfügbaren Monitor(e) ideal zu platzieren, muß derzeit eine Abweichung zwischen optischer und motorischer Achse zwangsläufig akzeptiert werden. Für die resultierende sensomotorische Koordinationsstörung, die durch eine nicht zielgerechte und eine asynchrone manuelle Umsetzung charakterisiert ist, konnte bisher weder auf technischer noch auf optischer Ebene eine zufriedenstellende Approximation der Bezugsebenen realisiert werden

[1, 2, 3]. Ergonomische Untersuchungen haben gezeigt, daß Arbeitseffektivität und Präzision in der diagnostischen Endoskopie und der laparoskopischen Chirurgie verbessert werden können, wenn das repräsentative Videobild in freier Körperhaltung und in der optischen Verlängerung der Arm- und Instrumentenachse unterhalb der Hand des Endoskopikers bzw. Operators dargestellt wird [1, 2, 5]. Zu diesem Zweck wurden zahlreiche optische Hilfssysteme wie ViewSite®, OptiVu®, Direct Retinal Imaging® und Suspended Image® entwickelt und getestet [2]. Eine Entwicklung ist das FMD-Eye-Trek 700° (Fa. Olympus Optical Co, Europe GmbH, Hamburg, Deutschland), das hier erstmals unter klinischen Bedingungen bei laparoskopischen Eingriffen und während kombinierter laparoskopisch-endoskopischer Operationen eingesetzt wurde. Bei der Erprobung interessierte, ob mit dieser neuen Videob-



Bild 1. Videobrille „FMD-700 Eye-Trek®“ (Fa. Olympus Optical Co, Europe GmbH, Hamburg, Deutschland).

rille auf der Basis subjektiver Kriterien eine zumindest vergleichbare oder verbesserte Darstellung des Operationsgebietes im Vergleich zur herkömmlichen Monitorabbildung erzielt und ob auf die Aufstellung zusätzlich erforderlicher Monitorsysteme verzichtet werden kann bzw. ob ein erkennbarer ergonomischer Komfort für den Nutzer resultiert.

2 Material und Methoden

Die Videobrille wurde bei $n = 14$ laparoskopischen Eingriffen (Cholecystektomie $n = 5$, Fundoplikatio $n = 2$, erweiterte diagnostische Laparoskopie $n = 5$ und Dickdarmeringriffe $n = 2$) sowie bei laparoskopisch-endoskopisch assistierten Kombinationsverfahren am Kolon ($n = 7$) eingesetzt. Bei laparoskopischen Eingriffen trug der kameraführende Assistent die Videobrille, während bei Kombinationseingriffen der Endoskopiker mit dem FMD-Eye-Trek 700® ausgerüstet wurde.

Die Vielzahl technischer Hilfssysteme resultiert gerade bei den endoskopisch-laparoskopischen Kombinationseingriffen, verglichen mit der alleinigen laparoskopischen Operationstechnik, in einem deutlich erhöhten Platzbedarf am OP-Tisch. Die räumliche Beschränkung kann die gegenseitige Abstimmung, die visuelle Perzeption, die Gerätehandhabung und die

Durchführung der laparoskopischen und insbesondere der endoskopischen Maßnahmen erheblich beeinträchtigen. Wenn eine optoelektronische Sehhilfe geeignet wäre, einen Monitorturm zu ersetzen, wäre ein erheblicher Platzgewinn unmittelbar am OP-Tisch zu erzielen. Da bei Kombinationseingriffen dem Operateur und dem zusätzlich erforderlichen Endoskopiker zwei Videoquellen simultan zu Verfügung gestellt werden müssen, wurde auch die praktische Einsetzbarkeit des sogenannten Bildsplittings unter Verwendung der integrierten PIP-(Picture in Picture-)Technologie erprobt. Das FMD-Eye-Trek 700® mit einem Eigengewicht von 105 g ist ein in Brillenform tragbares Videomonitorsystem mit zwei LC-Displays zur virtuellen Vergrößerung von Videobildsignalen. Das Bild des Operationssitus wird mit einem Abstand von 23 mm (Abstand Netzhaut-Display) direkt über eine Videoschnittstelle projiziert. Das Brillensystem ist über eine Kabelverbindung mit einer externen Steuereinheit verbunden, über die individuell Bildkontrasteinstellung, Helligkeitsregelung, Negativdarstellung (Weißabbildung auf schwarzem Grund), Farbbalance und Bildschärferregulation entsprechend den individuellen Erfordernissen, auch bei Brillenträgern, ermöglicht werden. Analoge (PAL/NTSC) und digitale Signale können empfangen und dargestellt werden. Die Prismenoptik mit zweifacher Refraktionsebene anstelle von Konkavspiegelsystemen und die Darstellung von 180 000 Bildpunkten pro Display ermöglichen eine hohe Bildauflösung und Bildschärfe, mit der eine zweidimensionale Wahrnehmung des Operationsgebietes in der optischen Hauptachse des Operateurs ermöglicht wird. Den Nutzern wurde nach einer 10 Minuten andauernden Eingewöhnungszeit freigestellt, für die weitere Operationszeit entweder die Videobrille weiter zu verwenden oder aber die herkömmliche Monitorbetrachtung zu nutzen.

3 Ergebnisse

Die technische Funktion der Videobrillen war zu jedem Zeitpunkt der Erprobung gewährleistet. In allen Fällen verwendeten die Nutzer nach der Eingewöh-

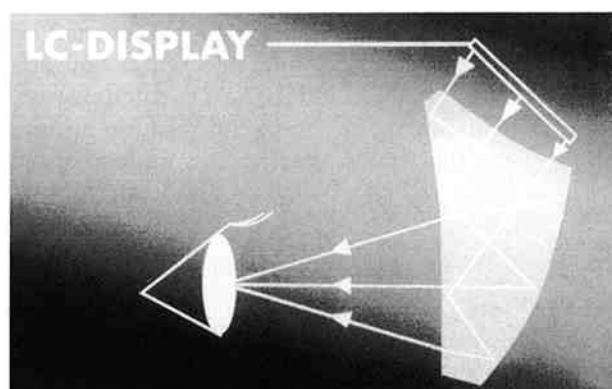
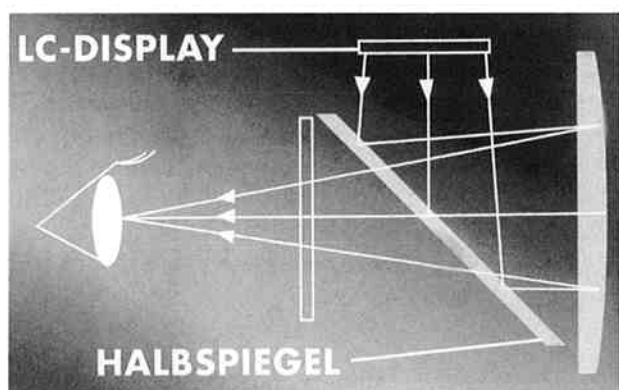


Bild 2. Darstellung des optischen Strahlengangs optoelektronischer Displaysysteme mit Konkavspiegel- (a) und Prismentechnologie (b).

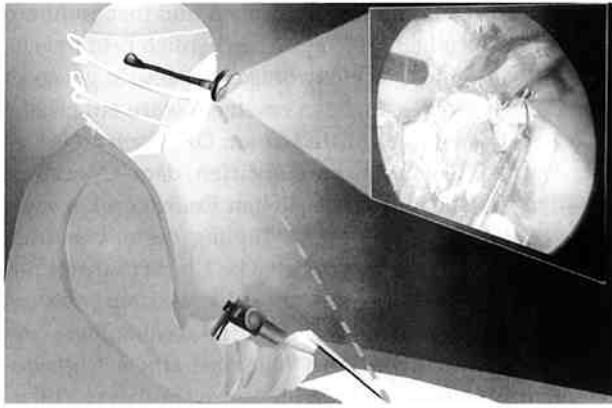


Bild 3. Idealierte Darstellung der intraoperativen Situation für den Operateur. Bei der Verwendung der FMD-Videobrille ermöglicht die unvollständige Abdeckung des Gesichtsfeldes neben der videoskopischen Betrachtung des Situs die notwendige Kontrolle des extrakorporalen Operationsfeldes.

nungsphase die Videobrille weiter. Die Bilddarstellung mit Nutzung des FMD-Eye-Trek 700[®] wurde gegenüber der herkömmlichen Videomonitordarstellung bevorzugt. Aufgrund der hohen Akzeptanz konnte nach den ersten 12 Fällen im Rahmen der weiteren Nutzung gänzlich auf die Aufstellung eines Zusatzmonitors verzichtet werden. Bis zu diesem Zeitpunkt noch direkt am OP-Tisch positionierte Endoskopie- bzw. Laparoskopie-Gerätetürme konnten folglich vom OP-Tisch disloziert und in der Peripherie aufgestellt werden. Durch das wesentlich größere Sichtfeld wurde das Einspiegeln des Zusatzbildes (Bildsplitting) auf dem FMD-Eye-Trek 700[®] im Gegensatz zu der Abbil-

dung auf einem zusätzlichen externen Monitor nicht als störend empfunden.

Andererseits erscheint jedoch aus Gründen der medizinischen Sicherheit zumindest die unmittelbare Verfügbarkeit eines Videomonitors erforderlich. Obwohl im System integriert, konnte wegen medizintechnischer Gründe die Option einer Funkübertragung des Videosignals nicht genutzt werden. Bezüglich der weiterführenden Entflechtung des Arbeitsfeldes oder aber der Tele- bzw. der Videopräsenz wäre hier bei Nutzung ein weiterer Zugewinn an Komfort mit Unabhängigkeit von der zentralen Versorgungsstation möglich.

Auch im Rahmen der diagnostischen Laparoskopie konnte von seiten des Operateurs bei der Durchführung der intraoperativen Ultraschalluntersuchung mit dem FMD-Eye-Trek 700[®] ein Zugewinn beobachtet werden. Unter Gewährleistung einer ständigen Kontrolle des Operationssitus entfällt bei der Betrachtung und der On-line-Beurteilung die bisher erforderliche Akkomodation auf das Ultraschall-B-Bild mit körperlicher Hinwendung auf den externen Monitor des Laparoskopieturms bzw. des Ultraschallgerätes.

Sämtliche ergonomischen Vorteile bezüglich einer Verbesserung der sensomotorischen Koordination bestätigten sich bei der praktischen Anwendung. Die in nur 23 mm Distanz dargestellte Videoabbildung des Operationsfeldes erscheint dem Betrachter auf einem Gesichtsfeld von 30 Grad mit einer virtuellen Distanz von 2 m. Das entspricht nach Vermessungen näherungsweise der realen Distanz von Operateur- und Instrumentenspitze einerseits bzw. Operateur- und Vi-

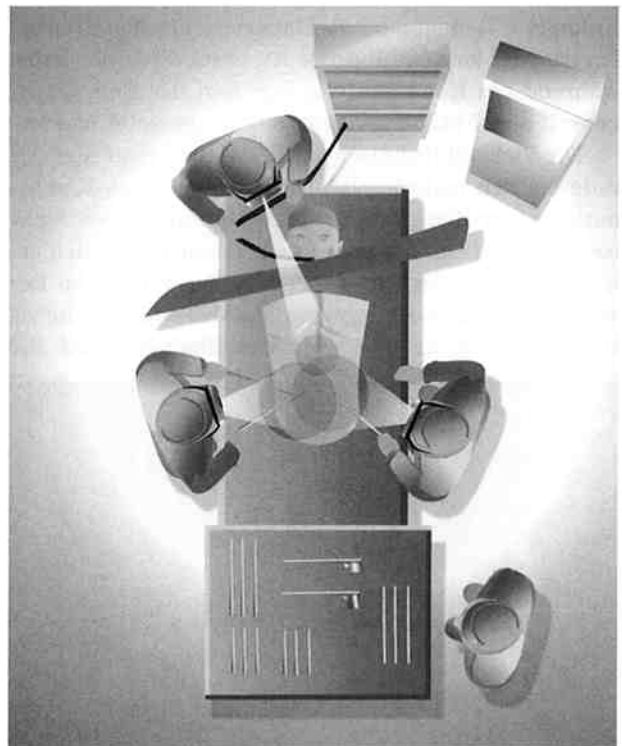
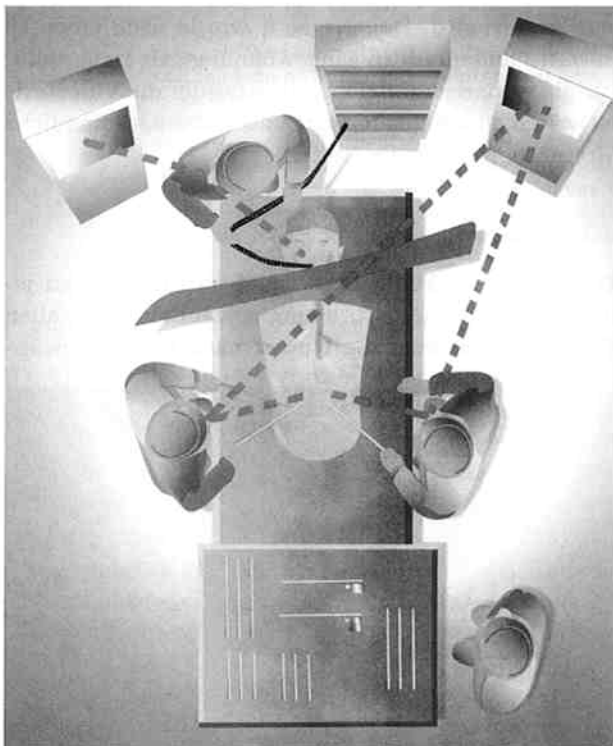


Bild 4. Vergleichende Darstellung des intraoperativen „Settings“ bei kombinierten „endoskopisch-laparoskopischen“ Eingriffen (a) ohne und (b) mit der Verwendung der videoskopischen Sehhilfe. Neben dem räumlichen Zugewinn resultiert bei Verwendung der Sehhilfen für alle beteiligten Akteure eine Approximation von optischer und motorischer Arbeitsachse.

deomonitor auf einem 130 cm × 130 cm (52 Zoll) großen Bildschirm andererseits. Mit der Nutzung der Videobrille durch den Operateur konnten die aus der Wahrnehmung der Bildinformation resultierenden instrumentellen Bewegungen harmonisiert und in physiologischer Arbeitsposition mit paralleler visueller und motorischer Achse durchgeführt werden. Von besonderem Vorteil für den Nutzer war, daß die den Arbeitsfluß unterbrechenden, störenden Blickabwendungen vom Operationsfeld und von den Instrumenten auf den Videomonitor nahezu vollständig entfallen. Andererseits war bei endoskopisch-laparoskopischen Eingriffen von seiten des Endoskopikers von Nachteil zu vermerken, daß die zeitliche Latenz und die Auflösung der LCD-Technologie insbesondere bei schnellen Uwendungsbewegungen als nicht zufriedenstellend empfunden wurden. In diesem Rahmen wurde bei der interventionellen Endoskopie und im Gegensatz zu den Feststellungen des laparoskopischen Operateurs auch kritisch bemerkt, daß gerade dann und bei zusätzlichen Manipulationen am Arbeitskanal des Endoskops (z. B. Einführen zusätzlicher Instrumente) insbesondere der Blick und die Kontrolle erforderlicher Module bei der Benutzung der optischen Sehhilfe eingeschränkt sind.

4 Diskussion

Optoelektronische Displays wurden ursprünglich für die Raumfahrt und für militärische Zwecke entwickelt. Neuerdings werden auch Einsatzmöglichkeiten in der Medizin untersucht. Über die Verwendbarkeit der hier eingesetzten Videobrille in der Medizin wurde erstmals im Rahmen der endoluminalen Endoskopie berichtet [6].

Die initiale endoskopische Erprobung zeigte, daß die Abbildungsqualität des Face-Mounted-Displays über derjenigen konventioneller Videomonitore liegt und daß bei Einsatz der Videobrille die Blickwinkelabhängigkeit von räumlichen Gegebenheiten entfällt [6]. Dies konnte insbesondere im Rahmen eigener Erfahrungen respektive o.g. Kritikpunkte von seiten des Endoskopikers bei kombinierten laparoskopisch-endoskopischen Kombinationseingriffen bestätigt werden. Als optische Systemlösung ermöglicht das FMD-Eye-Trek 700[®] dem Chirurgen eine von Haltings- und Untersuchungsposition unabhängige Wahrnehmung des Operationsfeldes entsprechend den Erfahrungen in der endoluminalen Endoskopie [6]. Herkömmliche Nachteile einer wiederholten Blickabwendung vom Operationsfeld mit der resultierenden Bildverzerrung und Einschränkung der sensomotorischen Koordination können vermieden werden. Das FMD-Eye-Trek 700[®] ist mit einem Gewicht von 105 g leicht und komfortabel auch über eine längere Operationszeit tragbar. Eigenen Eindrücken zufolge entfällt mit dem System im Vergleich zu anderen kommerziell angebotenen optoelektronischen Unterstützungssystemen z. B.

die als Beeinträchtigung empfundene Systemfixierung über einen zusätzlich erforderlichen Kopfbügel.

Die virtuelle Abbildungsebene des Displays in der optischen Hauptachse des Anwenders entspricht der Wahrnehmung der realen Distanz zwischen dem Nutzer und dem üblicherweise verwendeten (externen) Videomonitor einer- und der intrakorporalen Instrumentenspitze andererseits. Größenverhältnisse werden auch ohne direkte optische Vergrößerungsfunktion real und mit entsprechender Tiefenschärfe dargestellt. Durch die unvollständige Verdeckung des Gesichtsfeldes ist die reale Betrachtung des extrakorporalen Operationsfeldes bei einer Inklination um -30 bis -40 Grad von der optischen Horizontalen garantiert (Bild 3) [3, 4, 5].

Die dynamische Führung der Laparoscops durch den Assistenten (FMD-Eye-Trek 700[®]) kann von Nachteil für den Operateur sein, wenn er die Sehhilfe nicht benutzt, da wiederum synchrone korrigierende Kopfwangshaltungen erforderlich sind, um eine Diplopie bei der Betrachtung des externen Videobildes ohne Sehhilfe zu vermeiden. Dieses Problem kann nur durch die gleichzeitige Verwendung der Videobrille auch durch den Operateur ausgeschlossen werden.

Die aus der aktuellen Situation des „operativen Settings“ resultierende Dissoziation von optischer und motorischer Achse kann durch die Winkelfusion bei der Benutzung des FMD-Eye-Trek 700[®] auch durch den Operateur reduziert werden. Mit der Fusion von Blickrichtung und Instrumentenausrichtung für den Operateur werden die Ursachen wahrnehmungsbedingter und instrumenteller Fehlkoordination minimiert und die Arbeitsachsen parallelisiert.

Es muß festgestellt werden, daß auch die Entwicklungen optoelektronischer Hilfssysteme im „Consumer-Videobereich“ für die minimal-invasive Chirurgie von Gewinn sind. Unseren Erfahrungen zufolge ist das hier erprobte FMD-Eye-Trek 700[®] mit seiner hohen optischen Qualität, dem Benutzerkomfort und dem nur geringen Aufwand an individueller Umstellung und Anpassung im Vergleich zu anderen durch die Medizinindustrie vertriebenen optischen Hilfssystemen ein Zugewinn.

Mit der universellen Schnittstellenfähigkeit z. B. im Bereich der konventionellen bildgebenden Diagnostik und z. B. bei minimal-invasiv chirurgischen Tumorableitungsverfahren können fakultative Anwendungen resultieren, vor allem in den Fällen, in denen der Bedarf an zusätzlichen Gerätschaften und Raum zum limitierenden Faktor wird.

5 Zusammenfassung

Minimal-invasive chirurgische Therapieverfahren sind in der Medizin akzeptiert. Mit dem Ziel einer weiteren Reduktion des Eingriffstraumas und auch zur Ausweitung des Indikationspektrums erfolgt die instrumentelle Kombination intra- und extraluminärer Verfah-

ren im Sinne endoskopisch-laparoskopisch gestützter Interventionen. Bemühungen mit dem Ziel einer Verbesserung der Ergonomie treten bei dem erforderlichen technischen und instrumentellen Aufwand in den Hintergrund. Aufgrund des steigenden Technologiebedarfs resultiert zwangsläufig ein erhöhter Raumbedarf. In diesem Zusammenhang stellt die optimale individuelle und ergonomische Repräsentation des Videobildes für den Endoskopiker und den laparoskopisch tätigen Chirurgen ein ungelöstes Problem dar. Untersuchungen zur Ergonomie haben gezeigt, daß die Arbeitseffektivität und die Präzision in der diagnostischen Endoskopie und der laparoskopischen Chirurgie verbessert werden können, wenn das repräsentative Videobild in freier Körperhaltung und in der optischen Verlängerung der Arm- und Instrumentenachse unterhalb der Hand des Endoskopikers bzw. Operateurs dargestellt werden [1, 2, 5]. In Gebrauch befindliche optoelektronische Videosysteme tragen einerseits zu einer Vermehrung des technologischen Bedarfs bei, andererseits werden sie bisher durch ihr Design in der praktischen Anwendung als aufwendig und unkomfortabel bewertet. Mit der Hinwendung auf den „Consumer-Videobereich“ wurde unter obengenannten Gesichtspunkten als direkte optische Video-Sichthilfe das FMD-Eye-Trek 700® (Fa. Olympus Optical Co, Europe GmbH, Hamburg, Deutschland) während konventioneller und endoskopisch-laparoskopischer Operationen erprobt. Die Erfüllung der Zielkriterien einer optimalen individuellen Anpassung der Abbildungsqualität, einer Minimierung der sensomotorischen Fehlkoordination, einer Einsparung zusätzlicher externer Videobildquellen und einer Minimierung des Dyskomforts respektive obengenannter Einschränkungen kann aufgrund der eigenen Erfahrungen bei der Verwendung des FMD-Eye-Trek 700® als erwiesen gelten. Hiervon unberührt bleiben erforderliche Untersuchungen zur chirurgischen und endoskopischen Präzisionssteigerung bei Verwendung „optoelektronischer Videobrillen“. Im Rahmen der weiterführenden

Reduktion des Eingriffstraumas und der Hinwendung z. B. zu gänzlich intraluminal gestützten Therapieverfahren läßt sich mit Wahrscheinlichkeit davon ausgehen, daß die vorgestellte Technologie Gegenstand der Routineanwendung werden kann.

Danksagung

Für die Bereitstellung des Systems und die Durchführung der Erprobungen danken die Autoren der Fa. Olympus Optical Co, Europe GmbH, Hamburg, Deutschland, der FE Miti, der Chirurgischen und der II. Medizinischen Klinik, der Technischen Universität München, Klinikum r. d. Isar.

Literatur:

- [1] Breeveld, P., Stassen, H. G., Meijer, D. W., Stassen, L. P. S. (1999): Theoretical background and conceptual solution for depth perception and eye-hand coordination problems in laparoscopic surgery. *Min. Invas. & Allied Technol.*; 8 (4): 227.
- [2] Cuschieri, A. (2001): Neue Technologien in der laparoskopischen Chirurgie. *Chirurg.* 3: 252.
- [3] Geis, W. P. (1996): Head mounted video monitor for global visual access in mini-invasive surgery. An initial report. *Surg. Endosc.* 10 (7): 768.
- [4] Herron, D. M., Lanatis, J. C. 2nd, Maykel, J., Basu, C., Schwaitzberg, S. D. (1999): The 3-D monitor and head-mounted display. A quantitative evaluation of advanced laparoscopic viewing technologies. *Surg. Endosc.* 13 (8): 751.
- [5] Levy, M. L., Chen, J. C., Moffitt, K., Corber, Z., McComb, J. G. (1988): Stereoscopic head-mounted display incorporated into microsurgical procedures: technical note. *Neurosurg.* 43 (2): 392.
- [6] Yoshida, T., Inoue, H., Iwai, T. (2000): A new face-mounted display system: a pilot trial of clinical application in therapeutic endoscopy. *Endoscopy* 32 (12): 974.

1053

Korrespondenzanschrift:
Dr. J. Harms
Chirurgische Klinik und Poliklinik
Technische Universität München
Ismaningerstraße 22
D-81675 München
Tel.: 089/41 40 21 15
Fax: 089/41 40 48 23

Biomed. Technik
47 (2002), 43-47

R. A. Blechschmidt-
Trapp
O. Hohlfeld
R. Müller
R. Werthschützky

Piezoresistive Sensoren für medizinische Anwendungen am Beispiel einer Sonde zur Druckmessung im Enddarm

Piezoresistive Sensors for Medical Applications - A Sensor Probe for Rectal Manometry

*Technische Universität Darmstadt, Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik,
Institut für Elektromechanische Konstruktionen*

Schlüsselwörter: Druckmessung, Druckprofil Enddarm, piezoresistive Sensoren, Diagnose Motilitätsstörungen

In diesem Beitrag wird eine Sonde zur Messung des dynamischen Druckprofils im Enddarm vorgestellt. Sie besteht aus 10 in einer Low-temperature-co-fired-Keramik montierten piezoresistiven Sensoren. Die Sensoren wurden zum Schutz vor Korrosion mit einem biokompatiblen Silikon vergossen. Die Keramik hat eine Grundfläche von 4,5 mm × 5,5 mm und eine Höhe von 1,4 mm. Die Sonde hat einen Durchmesser von 9 mm und eine Länge von 20 cm. Eine gesunde Testperson wurden untersucht. Die experimentellen Daten und die Analyse wichtiger Kennwerte wie Linearitäts- und Hysteresefehler, Temperaturabhängigkeit und Reproduzierbarkeit werden diskutiert. Die vorgestellte Sonde erweitert die bisherige anorektale Druckmessung, insbesondere im Hinblick auf die Diagnose von Motilitätsstörungen des Enddarmes.

Key words: Pressure measurement - Rectal pressure profile - Piezoresistive sensors - Motility disorders - Diagnosis

We described a pressure sensor probe suitable for assessing dynamic rectal pressure profiles. It comprises 10 piezoresistive sensors mounted in low-temperature co-fired ceramic. To protect against corrosion, the sensors are coated with a biocompatible silicone elastomer. The ceramic measures 4.5x5.5x1.4 mm. The entire probe has a diameter of 9 mm and a length of 20 cm. A healthy test subject was submitted to rectal manometry. The experimental data and analysis of linearity, hysteresis errors, temperature dependence and reproducibility are discussed. The sensor probe extends classical anorectal manometry, in particular with regard to the diagnosis of rectal motility disorders.

1 Einleitung und Motivation

Störungen der Mastdarmentleerung wie Stuhlinkontinenz und Obstipation belasten eine große Zahl von Menschen. Inkontinenz schränkt Patienten im täglichen Leben erheblich ein und kann zu völliger sozialer Isolation führen. Die Prävalenz der Inkontinenz in Deutschland liegt zwischen 12 % und 20 % [6]. Zuverlässige Angaben existieren kaum, da viele Patienten keine ärztliche Hilfe suchen.

Wie entstehen Störungen der Mastdarmentleerung?

Die Physiologie der Mastdarmentleerung besteht aus einem komplexen Zusammenspiel zwischen der Darmmuskulatur und dem analen Schließmuskel. Tritt Stuhl in den Mastdarm ein, wird die Darmwand gedehnt bzw. der intraluminaler Druck steigt an. Beide Effekte lösen den Entleerungsreflex aus: Die Darmmuskulatur beginnt sich systematisch zu kontrahieren und befördert den Darminhalt in Richtung Anus. Der

Vorgang – eine abwechselnde Kontraktion von Längs- und Quermuskulatur – wird peristaltische Welle genannt (Bild 1). Gleichzeitig erschlafft der Schließmuskel, und der Darminhalt wird entleert (Defäkation). Wesentlich für den koordinierten Ablauf ist ein gesundes Nervengeflecht in der Darmwand (Auerbach- und Meißner-Plexus).

Es existieren eine Reihe von pathologischen Störungen der Defäkation. Zum einen kann das Nervengeflecht betroffen sein (angeboren: Morbus Hirschsprung). Die resultierenden, unkoordinierten Darmkontraktionen befördern den Inhalt nicht mehr gezielt in eine Richtung oder führen sogar zu einer Verengung des Darmes mit folgendem Rückstau und massiver Dilatation.

Andererseits kann sich die Darmwand auf Grund einer Gewebeschwäche im Bereich des Enddarmes ausbeulen. In einer Ausbeulung verbleibt nach der Entleerung immer ein Rest Stuhl, der zu einer erhöhten Stuhlfrequenz führen kann und ein Nachschmieren begünstigt (Bild 3).

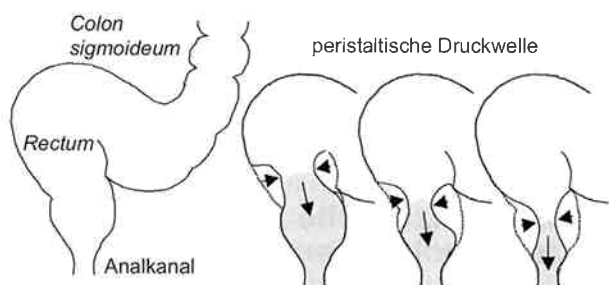


Bild 1. Ablauf einer peristaltischen Welle zur Darmentleerung.

Wie werden die genannten Störungen diagnostiziert?

Zur Zeit bieten die rektoanale Druckmessung, die Darmspiegelung (Rektoskopie), die Ableitung der Schließmuskelpotenziale (EMG des Sphincter ani), die bildliche Darstellung der Mastdarmentleerung (Defäkögraphie durch Röntgen oder Kernspintomographie) und die Ultraschallbildgebung (Endosonographie) ein breites Spektrum an Untersuchungen. Fürst et al. gibt eine Übersicht der aktuellen Beckenbodendiagnostik [4].

Wozu wird die hier vorgestellte Sonde benötigt?

Die Sonde erweitert das Diagnosespektrum der bisherigen rektoanal Druckmessung, die sich weitgehend auf Drücke des Schließmuskels und des gemittelten Druckes im Rectum beschränkt. Es gibt nur sehr wenige Forschergruppen, die sich mit dem Druckprofil des gesamten Rectums befassen [9]. Aus diesem Grund soll der dynamische Druckverlauf im Darm dargestellt werden, um so die obengenannten Störungen der Darmmotilität zu diagnostizieren. Besonders hervorzuheben ist, daß mit dem dynamischen Druckprofil Darmanteile identifiziert werden sollen, die nicht zur peristaltischen Welle beitragen bzw. diese stören, wie eine Rectocele.

Eine wesentliche Motivation für die Aufgabenstellung war die Bearbeitung der Thematik von Studierenden in vier Projektseminaren. PEM-Projektseminare bilden ein zentrales Element der Ausbildung am Institut für Elektromechanische Konstruktionen. PEM

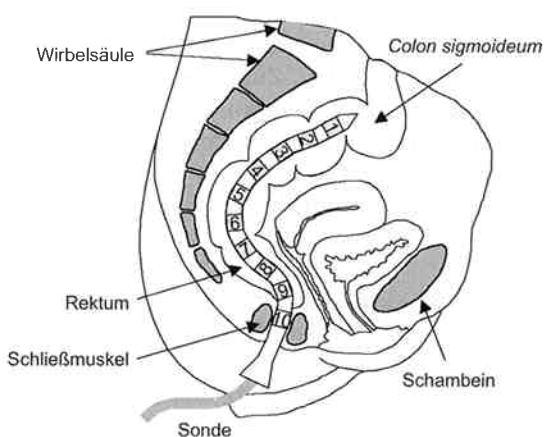


Bild 2. Anatomie des Beckens.

Tabelle 1. Anforderungen an die Sonde.

Anforderung	Wert
Größe	Durchmesser " 9 mm, Länge ≥ 20 cm
Druckbereich	0...100 kPa
Meßstellen	≥ 10
Gesamtfehler	$< 2,5$ % FS
Temperaturbereich	20 °C...45 °C
Abtastfrequenz	< 20 Hz
Biegeradius	5 cm
Gehäusung	Beständig gegenüber Darminhalt und sterilisierbar

FS = full-scale

steht dabei für Praktische Entwicklungsmethodik. In einem Team von mehreren Studierenden ist gemeinsam mit einem wissenschaftlichen Mitarbeiter oder Professor als Betreuer während eines Semesters eine Entwicklungsaufgabe zu bearbeiten und die erarbeitete Lösung zu realisieren. Die Schwerpunkte sind Teamarbeit bei der Lösung technischer und wissenschaftlicher Probleme, Anleitung zum methodischen Entwickeln, Erarbeiten von theoretischen und praktischen Fähigkeiten sowie die Präsentation und Dokumentation von Arbeitsergebnissen. Die Aufgabenstellung erwies sich als ideale Kombination von Elektronik, Sensorik, Mechanik, Technologie und Software.

2 Konstruktion der Sonde

Ziel dieses Projektes ist es, eine Sonde zur Darstellung der dynamischen Druckverläufe im Darm (Rectum und Colon sigmoideum, Bild 2) zu entwickeln. Die Sonde soll an 10 Meßstellen verteilt über 20 cm den Druck im Darm messen. Bei der Entwicklung eines solchen Medizinproduktes spielen vielfältige Anforderungskategorien eine Rolle. Die wichtigsten Kategorien sind meßtechnische, mechanisch-anatomische und sicherheitsrelevante Anforderungen (Tabelle 1). Im Folgenden soll, gegliedert nach den genannten Kategorien, die Umsetzung der Anforderungen beschrieben werden.

2.1 Meßtechnische Anforderungen

Nach Analyse aller in Frage kommenden Sensorprinzipien wurden Dehnungsmeßstreifen (DMS) und pie-

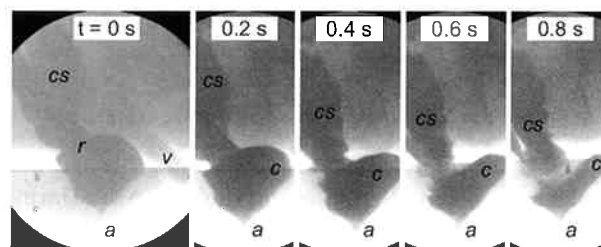


Bild 3. Defäkögraphie visualisiert die Darmbewegungen mit einem Kontrasteinlauf im Röntgenbild (schwarz). Die Bilder zeigen den Zeitverlauf der Darmentleerung über 0,8 Sekunden: r Rectum, cs Colon sigmoideum, a Analkanal, v Vagina. Im letzten Bild zeigt sich deutlich eine Ausbuchtung nach vorn (c Rectocele).

Tabelle 2. Kennwerte des Siliziumdrucksensors (SMI, analog microelectronics).

Kennwert	Bereich
Druckbereich (absolut)	0...200 kPa
Linearitätsfehler	0,05 %FS
Temperaturkoeffizient Nennsignal	-22 % FS/100 K
Temperaturkoeffizient Nullsignal	± 7 % FS/100 K
Antwortzeit	1 ms

FS = full-scale, Zahlenwerte: Angaben vom Hersteller

zoesitive Siliziumsensoren näher untersucht. Grundsätzlich sind beide Prinzipien geeignet, sowohl statische als auch dynamische Drücke der geforderten Genauigkeit zu messen. Aufgrund geometrischer Vorzüge der Siliziumsensoren, eines geringeren Temperaturfehlers und vorliegender Erfahrungen in der Gehäusung wurde dieser Sensortyp ausgewählt. In bezug auf die Anforderungen aus Tabelle 1 wurde ein piezoresistiver Absolutdrucksensor mit dem Druckbereich 0...200 kPa gewählt. Relativdrucksensoren konnten wegen der schwierigen Zuleitung eines Referenzdruckes nicht eingesetzt werden. Die Kennwerte des ausgewählten Sensors sind in Tabelle 2 angegeben.

Siliziumsensoren sind empfindlich gegenüber korrosiven Medien, zu denen auch ionenhaltige Darmflüssigkeit gehört. Um sie davor zu schützen, wurden die Sensoren mit einem biokompatiblen Silikonelastomer vergossen. Voruntersuchungen haben gezeigt, daß der Einfluß des Silikons auf die Druckübertragung und das Temperaturverhalten von Null- und Nennsignal vernachlässigbar ist [5].

Um die Silizium-Dice zu kontaktieren, wurden sie auf einem Keramikträger mit Dünnschichtleiterbahnen montiert und gebondet. Die Größe der Keramik mit Sensor beträgt 5 mm × 7 mm mit einer Höhe von 1,8 mm. Die Bondverbindungen waren jedoch wegen ihrer Länge so empfindlich gegen über mechanischer Belastung, daß einige bei ersten In-vivo-Messungen zerstört wurden (Bild 4). Dieses Problem konnte durch den Einsatz einer Low-temperature-co-fired-Keramik (LTC-Keramik) gelöst werden. Die LTC-Keramik enthält eine Vertiefung, in die die Sensor-Dice geklebt werden. Innerhalb der Keramik können Leiterbahnen gefertigt werden, die die Bondpads auf der Oberseite mit den Löt pads auf der Unterseite verbinden. Der entscheidende Vorteil dieser Technologie ist, daß die Bondpads des Sensors und der Keramik auf einem Niveau liegen. Somit führen die Bonddrähte nur kurze Schleifen aus. Außerdem erlaubt diese Technologie

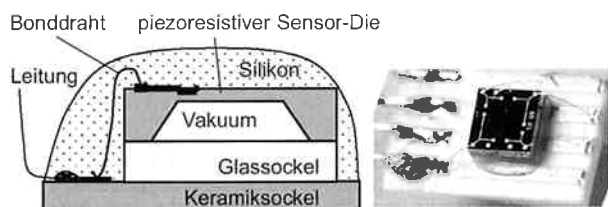


Bild 4. Sensor mit Keramiksockel.

Tabelle 3. Meßfehler im Vergleich zwischen unvergossenem Referenzsensor und den vergossenen Sensoren in der Sonde.

Fehler	vergossen	unvergossen
Linearitätsfehler ∇	<0,36 %	<0,38 %
Hysteresefehler ∇	<0,61 %	<0,61 %
Temperaturkoeffizient Nennsignal	-25 % FS/100 K	
Reproduzierbarkeit (48 h) ∇	<1,25 %	
Mechanische Biegung	<2,5 %	

FS = full-scale, ∇ = bei 35 °C, 10 % relative Luftfeuchte

sehr kleine Gehäuseabmessungen von 4,5 mm und 5,5 mm mit einer Höhe von 1,4 mm (Bild 5) [5].

2.2 Anforderungen an die Mechanik

Der zu untersuchende Teil des Darmes ist s-förmig gebogen (Bild 2). Daher muß sich die Sonde dieser Form anpassen. Bezogen auf die Anforderungen, wurde ein Aufbau mit zehn starren Segmenten gewählt, die die Sensoren aufnehmen und schützen. Die starren Segmente werden auf einem Schlauch montiert, der auch alle Zuleitungen führt. Danach wurde der gesamte Strang mit Silikon vergossen, so daß sich zwischen den Segmenten elastische Elemente ergaben und über den Sensoren eine zweite Schutzschicht entstand (Bild 6).

3 Ergebnisse

Es wurden zwei Sonden aufgebaut. Sechs Sensoren der Sonde mit den einfachen Keramiksockeln wurde bei In-vivo-Messungen zerstört, so daß nur die weiterentwickelte Sonde mit den LTC-Keramiken im Folgenden beschrieben wird. Wichtige Kennwerte dieser Sonde sind in Tabelle 3 dargestellt.

Die Ergebnisse erster Messungen an einer gesunden Versuchsperson sind vielversprechend. Nach einem Einlauf mit Wasser (500 ml) wurde die Sonde eingeführt und die Druckaufzeichnung gestartet. Bedingt durch den Einlauf, fühlte die Testperson in regelmäßigen Abständen einen Drang zur Entleerung, der in der Meßkurve als Druckerhöhung um etwa 5 kPa erkennbar war. Zusätzlich wurde der Druck im Bauchraum willentlich durch Anspannen der Bauchmuskulatur und gleichzeitigen Verschuß der Stimmritzen erhöht. Dies entspricht dem typischen Pressen zur Entleerung des Darmes, was unter anderem bei Obstipation angewendet wird. Es konnte gezeigt werden, daß der willentlich erzeugte Druckanstieg mit bis zu 20 kPa um ein Vielfaches größer ist als der darmeigene durch den

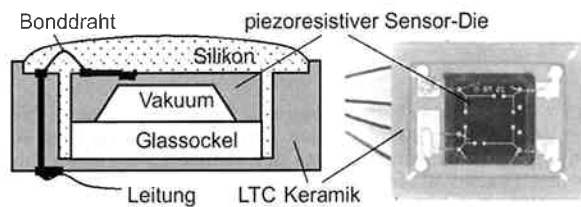


Bild 5. Sensor mit LTC-Keramiksockel.

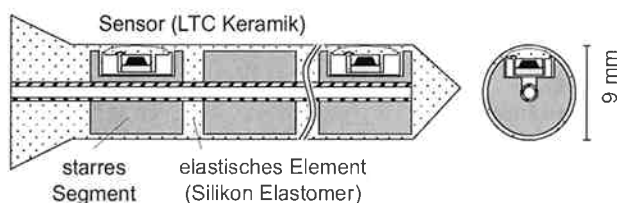


Bild 6. Skizze der Sonde.

Entleerungsreflex. Nach 90 Sekunden entleerte die Versuchsperson den Darm vollständig. Der aufgezeichnete Druckverlauf ist in Bild 7 dargestellt. Bild 8 zeigt ein Foto der Sonde mit einem Detailausschnitt von zwei Segmenten.

4 Diskussion

Es gibt zahlreiche Studien, die den Druck im Kanal des Schließmuskels (Canalis analis) untersuchen. Dies ist durch die allgemeine Annahme begründet, daß der Schließmuskel wesentlich für eine Entleerungsstörung verantwortlich ist. Die Darmmotalität wird im allgemeinen nur durch die visuelle Darstellung der Entleerung durch Defäkographie untersucht (Bild 3). Der Druckverlauf im Darm ergänzt die visuelle Darstellung und bietet eine verbesserte Diagnostik. Das ist dann besonders wichtig, wenn entschieden werden muß, ob und welcher Teil des Darmes chirurgisch entfernt werden soll [3].

Nur wenige Forschergruppen haben bisher die Druckverteilung im gesamten Enddarm untersucht. Shafiq et al. untersuchten die Ableitung von elektrischen Potentialen in der Darmwand und die zugehörige Druckverteilung im Darm an gesunden Hunden [9]. Sie konnten zeigen, daß Druckwellen im Darm eine Amplitude von 1,8 bis 2,6 kPa aufweisen bei einer Auftretensfrequenz von 5 bis 14 Druckwellen pro Minute. Amplitude und Frequenz waren abhängig von der Dehnung des Darmes und vom intraluminalen Druck. Im Vergleich dazu konnten wir bei der Versuchsperson einen Druckanstieg von 4 bis 5 kPa feststellen. Zusätzlich konnte nachgewiesen werden, daß durch eine bewußte Druckerhöhung im Bauchraum eine solche Welle ausgelöst werden konnte. Die Bedeutung der Druckwellen ist bis heute nicht eindeutig ge-

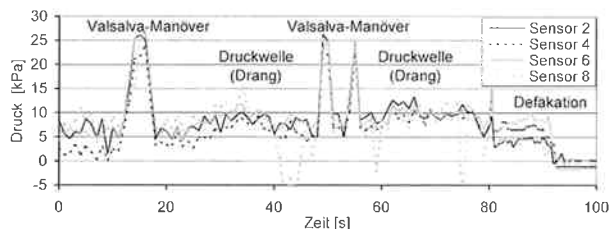


Bild 7. Druckverlauf einer gesunden Versuchsperson nach einem Einlauf von 500 ml Wasser. Durch willentliche Druckerhöhung im Bauchraum konnte der Druck um 20 kPa erhöht werden (Valsalva-Manöver). Dazwischen sind Druckwellen erkennbar ($\Delta p = 5$ kPa), die mit einem Entleerungsdrang der Versuchsperson korrelieren.

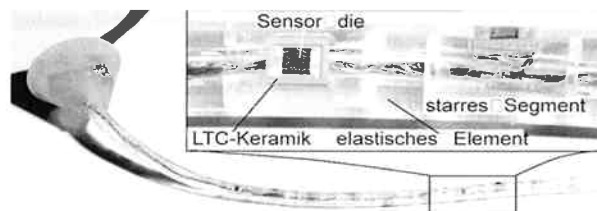


Bild 8. Foto der Sonde mit Detailansicht eines Segmentes.

klärt [8]. Trotzdem vermuten Bell et al., daß eine Änderung des Druckes im Enddarm einen signifikanten Einfluß auf die Darmfunktion hat [1].

Ziel dieses Projektes ist es auch, den peristaltischen Charakter der Druckwellen zu zeigen (Bild 1). Die Peristaltik war bisher nicht so deutlich nachweisbar, wie erwartet wurde. Ein stuhlähnlicher, visköser Einlauf (z.B. Kartoffelbrei, wie bei der Defäkographie verwendet) könnte hilfreich sein, die peristaltischen Wellen deutlicher zu messen.

Der Durchmesser der vorgestellten Sonde ist mit 9 mm so klein, daß keine wesentlichen subjektiven Irritationen nach dem Einführen bestanden. Eine weitere Reduktion des Durchmessers erscheint jedoch sinnvoll und auch möglich. Dann könnten auch Kleinkinder bei Verdacht auf Morbus Hirschsprung untersucht werden. Im Vergleich zu unserer Sonde entwickelten Johnson et al. eine Sonde mit 15 mm Durchmesser und nur 4 Sensorelementen (DMS) [7]. Die meisten anderen Forschergruppen verwenden Katheter mit integrierten Sensoren, deren Durchmesser bei 2 mm und darunter liegt. Dafür enthalten sie nur bis zu 3 Meßstellen. Vergleichend damit, stellt unsere Sonde einen guten Kompromiß zwischen Anzahl der Meßstellen und Durchmesser der Sonde dar.

Die gemessenen Kennwerte zeigen, daß der Unterschied zwischen vergossenen und unvergossenen Sensoren nur marginal ist. Daraus kann geschlossen werden, daß ein Vergießen piezoelektrischer Sensoren für medizinische Anwendungen sinnvoll ist.

5 Schlußfolgerungen

Piezoresistive Sensoren eignen sich in Verbindung mit einer LTC-Keramik für den Einsatz in Medizinprodukten, insbesondere, wenn kleine Abmessungen nötig sind. Ein Vergießen der Sensoren mit einem elastischen Silikonelastomer hat keinen wesentlichen Einfluß auf die Druckübertragung. Die Sonde erweitert die bisherigen Diagnosetechniken um das dynamische Druckprofil im Darm über eine Länge von 20 cm. Das Projekt war gut für die Bearbeitung von Studierenden in Projektseminaren geeignet.

6 Literatur

- [1] Bell, A. M., Pemberton, J. H., Hanson, R. B., Zinsmeister, A. R.: Variations in muscle tone of the human rectum: recordings with an electromechanical barostat. *Am. J. Physiol.* 260: 1 (1991) Pt 1, G17-25.

- [2] Bhedwar R. : Low temperature co-fired ceramic tape system – an overview. 1st International SAMPE electronics conference (1987) S. 720–734.
- [3] Blechschmidt, R., Hohlfeld, O., Müller, R., Werthschützky, R.: Sensor Probe for Rectal Manometry. Proc. Sensor 2001 II, 10th International Conference, 8.–10. Mai, Nürnberg (2001) S. 16–22.
- [4] Fürst, A., Hutzler, L., Rentsch, M., Beham, A., Spatz, H., Jauch, K.-W.: Koloproktologische Erkrankungen des Beckenbodens. *Der Radiologe* 40 (2000) S. 446–450.
- [5] Hohlfeld, O., Schuster, G., Werthschützky, R.: Evaluation of stress produced by the tongue movements onto the palate. 7th Mechatronics Forum Int. Conf., Atlanta Ga (2000).
- [6] Johanson, J. F., Lafferty, J.: Epidemiology of fecal incontinence: the silent affliction. *Am. J. Gastroenterol.* 91: 1 (1996) S. 33–36.
- [7] Johnson, G. P., Pemberton, J. H., Neß, J., Samson, M., Zinsmeister, A. R.: Transducer manometry and the effect of body position on anal canal pressures. *Dis. Colon. Rectum* 33: 6 (1990) S. 469–475.
- [8] Sangwan, Y. P., Coller, J. A., Schoetz, D. J., Roberts, P. L., Murray, J. J.: Relationship between manometric anal waves and fecal incontinence. *Dis. Colon. Rectum* 38: 4 (1995) S. 370–374.
- [9] Shafik, A.: Study of the electrical and mechanical activity of the rectum: an experimental study. *Eur. Surg. Res.* 26: 2 (1994) S. 87–93.

1050

Korrespondenzanschrift:

Dr. med. Ronald A. Blechschmidt-Trapp
Technische Universität Darmstadt
Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik
Institut für Elektromechanische Konstruktionen
Merckstraße 25
D-64283 Darmstadt
Tel. 0 61 51/16-54 96
r.blechschmidt@emk.tu-darmstadt.de

Biomed. Technik
47 (2002), 48-53

L. Abdelmalek¹
E. Hempel¹
A. Schmack¹
H. Fischer¹
A. Bolz²

Entwicklung eines optischen 3-D-Positionsmeßsystems für die simultane Erfassung von 6 Freiheitsgraden

Development of an Optical RD Position Measuring System for the Simultaneous Determination of 6 Degrees of Freedom

¹Institut für Medizintechnik und Biophysik, Forschungszentrum Karlsruhe
²Institut für Biomedizinische Technik, Universität Karlsruhe

Schlüsselwörter: Positionssensor, MRT, CT, Robotersystem

Durch die Kopplung von medizinischer Bildgebung wie Computertomographie (CT) und Magnetresonanztomographie (MRT) mit minimal invasiver Chirurgie gelingt es seit einigen Jahren, auch komplizierte Eingriffe am menschlichen Körper mit der geforderten Präzision auszuführen. Die beengten räumlichen Verhältnisse im Inneren dieser Tomographen und die damit verbundenen Ungenauigkeiten beim manuellen Führen von Instrumenten verlangen zunehmend den Einsatz von Positioniersystemen bis hin zu assistierenden Robotersystemen, die ihrerseits positionskontrolliert ausgelegt werden müssen. Für ein Robotersystem zum bildgesteuerten Einstich von Injektionskanülen und gleichzeitiger Verabreichung unterschiedlicher Medikamente wurde ein Positionssensor entwickelt. Die Bestimmung der 3-D-Positionskoordinaten erfolgt dabei nach einem berührungslosen optischen Funktionsprinzip und erlaubt die simultane Erfassung aller 6 grundlegenden Freiheitsgrade des Robotersystems (3 translatorische und 3 rotatorische). Basierend auf einem Flächenbildsensor, werden das Abbild einer geometrisch definierten Struktur im Strahlengang zwischen Sensor und Lichtquelle vermessen und die Positionskoordinaten nahezu in Echtzeit berechnet. Besonderes Augenmerk wurde auf die Auslegung des Sensorsystems für einen ausreichend großen Arbeitsraum gelegt, um so mit nur einem Sensor das gesamte Interventionsgebiet abzudecken. Der vorgestellte Sensor ermittelt die Positionskoordinaten in einem Volumen von 10 cm × 10 cm × 10 cm mit einer Auflösung von bis ca. 1 mm für die Translationen und ca. 1° für die Rotationen.

Key words: Position sensor - MRI - CT - Robotics

A few years ago it became possible to carry out complicated surgical procedures in humans with the required precision by combining medical imaging (MRI, CT) with minimally invasive surgery. The confined space within these imaging systems and the resulting inaccuracies associated with the manual use of instruments increasingly make necessary the help of aids ranging from positioning systems to robotic devices, which themselves must be position controlled. A position sensor has been developed for a medical robotic system allowing the image-controlled insertion of injection needles and the simultaneous administration of different drugs. The 3D position coordinates are determined by a noncontact optical principle, which also enables simultaneous determination of all 6 basic degrees of freedom of the robotic system (3 translational, 3 rotational). On the basis of an area image sensor and the measurement of a geometrically defined structure in the path of the rays between sensor and light source, the position coordinates are calculated almost real time. Special emphasis was placed on designing the sensor system to cover a sufficiently large workspace to enable it to cover the entire intervention area. The sensor described herein determines the position coordinates in a volume of 10x10x10 cm at a resolution of up to 1 mm for translations and 1 degree for rotations.

1 Einleitung

Seit Anfang der 90er Jahre zeigt sich besonders in den medizinischen Gebieten Chirurgie und Orthopädie eine rege Entwicklung von Manipulatoren und Robotersystemen. Im Mittelpunkt stand die Erhöhung der Positioniergenauigkeit der Endeffektoren, unterstützt durch eine 3-D-Visualisierung des Operationsfeldes [7, 16, 17, 19].

Nachdem sich die Roboter- und Führungssysteme in den genannten Gebieten erfolgreich behaupten konnten, dringt die Entwicklung und Auslegung sol-

cher assistierenden Systeme auch in weitere medizinische Gebiete vor, die ein hohes Maß an Präzision bei der Handhabung medizinischer Instrumente und Geräte erfordern.

Jüngste Veröffentlichungen berichten über die robotergestützte interventionelle Radiologie, wie etwa die MR-Mammographie mit Biopsie und eingeleiteter Therapie oder die MR-geführte periradikuläre Therapie [5].

Medizinische Navigationssysteme dienen in erster Linie zur Patientenregistrierung und zum Tracking von medizinischen Instrumenten, so daß neben dem

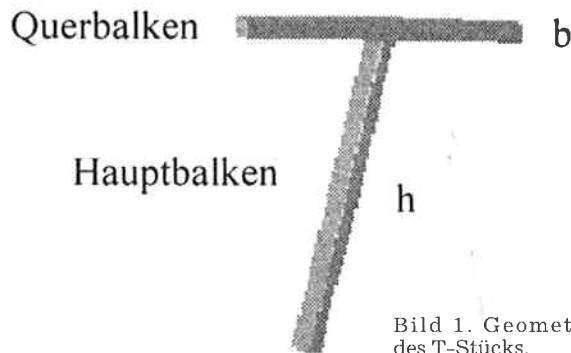


Bild 1. Geometrie des T-Stücks.

realen Operationsfeld zusätzliche detaillierte Informationen aus präoperativ gewonnenen CT- oder MRT-Datensätzen genutzt werden können. Ziel der Navigation ist es, die Schichtführung innerhalb der Datensätze kontinuierlich und möglichst in Echtzeit der aktuellen Instrumentenposition und -ausrichtung anzupassen und gegebenenfalls die Spitze des Instruments im hochaufgelösten bzw. mit morphologischen Informationen überlagerten Schichtbild zu visualisieren.

Derzeit liegen die Haupteinsatzgebiete von Navigationssystemen in den Bereichen Neurochirurgie am Hirn, Operationen an der Wirbelsäule und interventioneller Radiologie. Der Einsatz von Navigationssystemen in der medizinischen Robotik ist bisher noch wenig verbreitet, wächst aber in den letzten Jahren aufgrund der zunehmenden Verfügbarkeit der Robotersysteme stetig an [12]. Grundsätzlich unterscheiden sich die verfügbaren Navigationssysteme bezüglich des physikalischen Funktionsprinzips, der Orientierungs- und Positionsauflösung, der Größe des Arbeitsraumes, der Anzahl der gleichzeitig berechneten Punkte, der Meßfrequenz und der Verzögerung zwischen Meßzeitpunkt und Informationsverarbeitung.

Die zur Zeit genutzten physikalischen Grundprinzipien sind passiv optisch, aktiv optisch, Laser-Tracking, mechanisch, magnetisch und Ultraschall.

Mechanische Navigationssysteme arbeiten in der Regel auf der Grundlage eines in sechs räumlichen Ebenen frei zu bewegenden ausbalancierten Arms. Dieser mechanische Arm wird z. B. am Operationstisch befestigt und manuell im Raum geführt. Richtungsänderungen des mechanischen Arms werden adäquat registriert.

Während sich mechanische und Ultraschall-basierte Navigationssysteme aufgrund ihrer Anfälligkeit und unzureichenden Genauigkeit nicht durchsetzen konnten, bauen nahezu alle derzeit erhältlichen Geräte auf optischen Wirkprinzipien auf: Passiv-optische Systeme orientieren sich fast ausschließlich am Stereoprinzip. Eine Stereokamera beobachtet eine Szene, wobei Teile des linken und des rechten Bildes eindeutig einander zugeordnet werden müssen. Anhand des daraus berechneten Triangulationswinkels und der lateralen Position auf dem Sensor kann auf die 3-D-Koordinaten eines Bildteiles geschlossen werden [11].

Bei aktiv-optischen Systemen werden Emitter –

z. B. Infrarot-LEDs – benutzt, die von einer Stereokamera beobachtet werden [1, 8–10, 13, 14]. Da die aktiven Emitter auch zeitlich versetzt angesteuert werden können, ist die Zuordnung im allgemeinen einfacher als bei passiven optischen Systemen.

Derzeit verfügbare Laser-Tracking-Systeme arbeiten mit z. T. unterschiedlichen Funktionsprinzipien. Bekannt sind Anwendungen mit strukturiertem Licht oder aber solche, die auf dem Modulations- oder Laufzeitverfahren aufbauen [2, 4].

Magnetische Navigationssysteme bestehen grundsätzlich aus einem dreiachsigen Sender und einem dreiachsigen Empfänger. Aus der Stärke der gemessenen Feldkomponenten kann auf je drei Translationen und Rotationen zur Bestimmung von Position und Orientierung des Instruments geschlossen werden [2, 18]. Die Genauigkeit optischer Navigationssysteme hängt von mehreren Faktoren ab; dies sind vor allem die Genauigkeiten der verwendeten Kamerasensoren, die Positionierung der Marker, die Positionsbestimmung der Marker im Bild und die Kalibrierung [21, 6]. Vergleichende Untersuchungen zur Gesamtpositioniergenauigkeit unterschiedlicher erhältlicher Navigationssysteme wurden von mehreren Gruppen publiziert, die angegebenen Werte streuen dabei von 0,17 bis 0,54 mm [20] bis zu 1,2 bis 18,6 mm [3]. Im klinischen Gebrauch von optischen Navigationssystemen werden vor allem die notwendige Markerpositionierung, die großen räumlichen Abmessungen der Systeme und die Störanfälligkeit kritisiert [6].

Entgegen den bereits beschriebenen Systemen wird nachfolgend eine Sensoranordnung vorgestellt, bei der sich die lichtempfindliche Komponente, z. B. ein CCD- (Charge Coupled Device-), CMOS- (Complementary Metal Oxide Semiconductor-) oder PSD-Array (Position Sensitive Device) direkt an der zu beobachtenden Kinematik, z. B. einem Roboterarm, befindet. Durch einen hohen Grad an Miniaturisierung und die Verwendung hochauflösender Sensorarrays sowie einen einfachen Gesamtaufbau wird versucht, den hohen Anforderungen eines Positionsmeßsystems im klinischen Gebrauch gerecht zu werden.

Erste Berechnungen haben gezeigt, daß das CCD- und das PSD-System unterschiedliche mathematische Grundlagen und verschiedene Signalverarbeitungen benötigen. In dieser Arbeit wird das CCD-System näher beschrieben.

2 Methodik

2.1 Mathematisches Modell

Das Sensorsystem besteht aus Lichtquellen, die einen Schattengeber bestrahlen, dessen Abbild auf dem Bildsensor vermessen wird. Dadurch kann auf die Position des Sensors bezüglich der Lichtquellen rückgeschlossen werden.

Die Anzahl der Lichtquellen und die Geometrie des

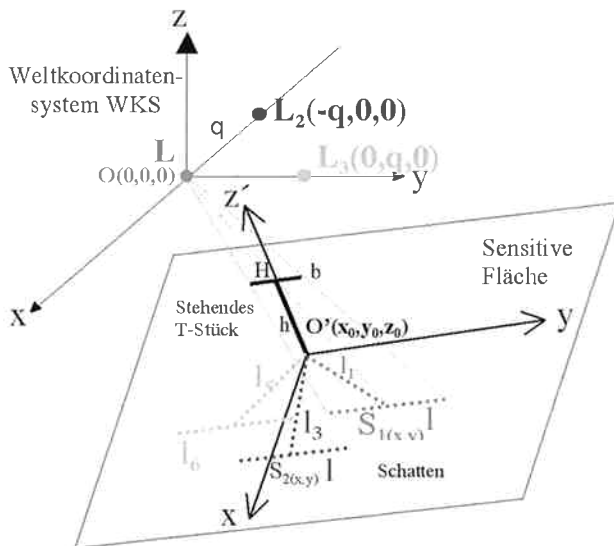


Bild 2. Abbildungsprinzip des Sensorsystems für eine beliebige Raumausrichtung.

Schattengebers sind maßgebend für die erhaltenen Gleichungen. Für die Erfassung von 6 Freiheitsgraden werden mindestens 6 Gleichungen benötigt. Die geforderte Echtzeitfähigkeit des Systems legt die Verwendung möglichst einfacher mathematischer Beziehungen nahe. Berechnungen und die Computersimulation haben ergeben, daß ein T-Stück, das mit drei festen Lichtquellen bestrahlt wird, die gewünschten Ergebnisse liefert (Bild 1).

Die Schattenposition auf der sensitiven Fläche verändert sich dabei in Abhängigkeit von der Lage des Sensors bezüglich der Lichtquellen. Die jeweiligen Schatten werden erfaßt, und anhand der ermittelten Längen und Winkel auf der sensitiven Fläche wird die Lage des Sensors im Raum bestimmt.

Bild 2 veranschaulicht das gesamte Abbildungsprinzip. Dargestellt sind die drei Lichtquellen L_1 , L_2 und L_3 , die sensitive Fläche sowie das stehende T-Stück (Breite b , Höhe h) und die zu L_1 , L_2 und L_3 zugehörigen Schatten:

- $O'S_1$ bzw. $O'S_2$: Schatten von $O'H$ durch L_1 bzw. L_2 der Länge l_1 bzw. l_2 ;
- l_3 , l_4 , l_6 : Längen der Schatten des Querbalkens (Breite b) durch L_1 , L_2 und L_3 .

Die Schatten sind die Bilder des T-Stücks, die durch zentrale Projektionen auf der Sensorfläche abgebildet werden. Die Zentren der Projektionen sind die jeweiligen Lichtquellen.

Mit Koordinatentransformation – wobei o' der Fußpunkt des T-Stückes und der Ursprung des Sensorkoordinatensystems (x' , y' , z') ist – und anhand der ermittelten Endpunktkoordinaten der Schatten erhält man die gesuchten Positionswerte des Fußpunktes des T-Stückes im Weltkoordinatensystem: x_0 , y_0 , z_0 , θ (Winkel um die x -Achse), γ (Winkel um die y -Achse) und φ (Winkel um die z -Achse).

Die nachfolgenden Beziehungen sind aus dem Strahlensatz und aus der Formel für den Schnittpunkt

zwischen Ebene und Gerade abgeleitet [15] und stellen das für die Gewinnung der Positionskoordinaten notwendige Gleichungssystem dar:

$$\sin \gamma = \frac{z'_0(h-l_4) + hl_4}{q(l_4-h)}$$

$$\tan \varphi = \frac{S_{2y}(h-z'_0 - q \sin \gamma) - h y'_0}{-S_{2x}(h-z'_0 - q \sin \gamma) + h x'_0}$$

$$\sin \theta = \frac{z'_0(h-l_6) + hl_6}{q(h-l_6) \cos \gamma}$$

$$x_0 = -x'_0 \cos \gamma \cos \varphi + y'_0 \cos \gamma \sin \varphi + z'_0 \sin \gamma$$

$$y_0 = x'_0 (\sin \theta \sin \gamma \cos \varphi - \cos \theta \sin \varphi) - y'_0 (\sin \theta \sin \gamma \sin \varphi + \cos \theta \cos \varphi) + z'_0 \sin \theta \cos \gamma$$

$$z_0 = -x'_0 (\cos \theta \sin \gamma \cos \varphi + \sin \theta \sin \varphi) + y'_0 (\cos \theta \sin \gamma \sin \varphi - \sin \theta \cos \varphi) - z'_0 \cos \theta \cos \gamma$$

wobei

$$z'_0 = \frac{l_2 h}{l_2 - h}$$

$$x'_0 = \frac{S_{1x}(h-z'_0)}{h}$$

$$y'_0 = \frac{S_{1y}(h-z'_0)}{h}$$

Zur Überprüfung der hergeleiteten Formeln und zur Bestimmung der optimalen Geometrie des Schattengebers wurde eine Simulation mit MatLab 5.2 durchgeführt. Dabei wurden die optimalen Abmessungen des T-Stückes (b und h), der Lichtquellenabstand q und die Lage des Arbeitsbereiches optimiert. Anschließend wurden mit den ermittelten Werten die verschiedenen Auflösungen für die jeweiligen Achsen berechnet.

2.2 Sensor

Wie in den Vorüberlegungen bereits erwähnt, soll für die technische Umsetzung der schattenaufnehmenden Fläche ein lichtempfindliches Element zum Einsatz kommen. Aus der Elektronik ist eine Vielzahl von lichtsensitiven Bauteilen bekannt. Allerdings eignen sich nur die wenigsten für die Realisierung des beschriebenen Systems, da nicht die absolute Lichtmenge, sondern die Geometrie des Schattens relevant ist. Besonderes Augenmerk gilt daher den Bildsensoren, wie sie z. B. in der digitalen Fotografie und vielen anderen technischen Anwendungen vorkommen: CCD- und CMOS-Bildsensoren [22].

Um die Entwicklungszeit zu reduzieren, wurde ein kommerziell erhältliches Kamerasystem gewählt. Es handelt sich dabei um das VC67-Kamerasystem der Firma Vision Components. Es baut auf dem

ICX085AL-CCD-Sensor (1280×1024 Pixel) der Firma Sony auf und enthält einen ADSP2181 DSP (Digitaler Signalprozessor mit 40 MHz, 16 Bit, Festkomma), 8 MB DRAM Datenspeicher, 2 MB Flash-Speicher (für Programme und Betriebssystem), eine RS 232-Schnittstelle, jeweils vier digitale Ein- und Ausgänge und einen SVGA-Monitoranschluß. Die maximale Aufnahmegeschwindigkeit bewegt sich mit 12 fps (das entspricht 4 Meßwerten je Sekunde, da pro Meßreihe 3 Bilder aufgenommen werden) für ein erstes Versuchsmodell durchaus im akzeptablen Rahmen.

2.3 Bildverarbeitung

Für die Bestimmung der Lage des Sensors im Raum werden laut mathematischem Modell die Koordinaten der Endpunkte der Schatten benötigt. Daraus sowie aus der bekannten Position der Lichtquellen wird die Lage des Sensors im Raum berechnet. Die Endpunktkoordinaten werden aus den gelieferten Sensordaten durch Bildverarbeitung mit Hilfe der Kantendetektion bestimmt: Zunächst werden zwei Listen (Arrays) mit 1023 Elementen initialisiert. Die Arrays dienen als Speicher für Grauwertdifferenzen, die während der Liniensuche herausgefiltert werden. Im ersten Array werden positive Werte abgelegt, im zweiten Array negative Werte. Die Antastung der oberen und der unteren Balkenkante beginnt links oben (Position 0/0). Dazu werden nx Pixel ($nx = 4$) aus der 1. Zeile ausgelesen, und der Mittelwert wird gebildet. Das gleiche geschieht mit den ersten nx Pixeln der darauf folgenden Zeile. Anschließend wird die Differenz der beiden Mittelwerte als Maß für die Stärke der Grauwertkante gebildet. Liegt die Differenz oberhalb einer vorher bestimmten Schwelle, werden Zeilenposition und Differenzwert gespeichert. Der Vorgang wird anschließend mit den folgenden Zeilen fortgesetzt – also Differenzbildung Zeile 2 mit 1, Zeile 3 mit 2 usw. Nach jeder Differenzbildung wird geprüft, ob der Grauwertgradient größer ausfällt als der größte bisher gefundene Gradient. Ist dies der Fall, wird der alte Wert durch den neuen Extremwert überschrieben. Am unteren Bildrand angekommen, enthält der Zwischenspeicher die größten innerhalb der durchsuchten Spalte aufgetretenen Grauwertdifferenzen (positiver und negativer Extremwert). Diese werden positionsrichtig – also entsprechend der Zeile ihres Auftretens – zu dem Wert in dem entsprechenden Array addiert. Anschließend rückt der Suchalgorithmus um ax Pixel weiter nach rechts und startet erneut in der ersten Bildzeile. Wurde das gesamte Bild auf diese Art und Weise durchlaufen, enthalten die Arrays die Summe aller maximalen positiven und negativen Grauwertkanten im Bild. Die Position des jeweiligen Maximums innerhalb der Arrays entspricht der oberen bzw. unteren Kante des Balkens. Da dieser idealisiert als eine Linie in das mathematische Modell eingeht, wird der Mittelwert der beiden Kanten als Linienposition in y angenommen.

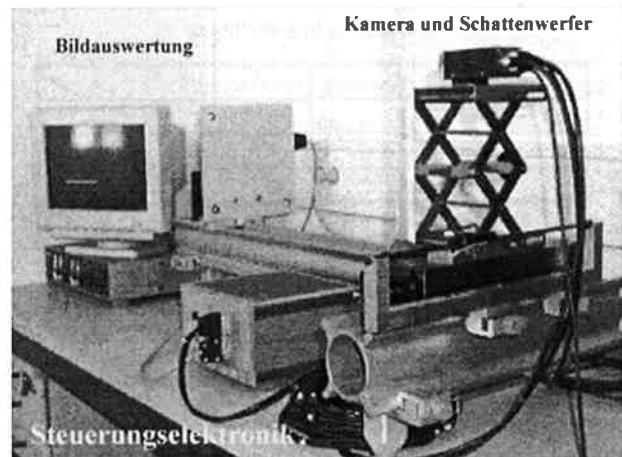


Bild 3. Meßstand mit Kamera, Hubtischen, Steuerungselektronik und LEDs.

Die Vermessung des Balkens in x -Richtung verläuft analog zur Suche nach den Kanten in y -Richtung ab. Zur Erhöhung der Fehlertoleranz ist außerdem ein eindimensionales Mittelwertfilter in die Differenzbildung bzw. Extremwertsuche integriert. Besonders hohe, einzelne Peaks werden dadurch abgeschwächt.

2.4 Lichtquellen

Für das mathematische Modell und für die Simulation werden ideale Punktlichtquellen angenommen. In der praktischen Umsetzung bedeutete dies vor allem eine exakte Positionierung und eine kleine räumliche Ausdehnung der Lichtquellen. Trotzdem muß auf hohe Lichtstärke geachtet werden, um ein kontrastreiches Bild zu erzeugen. Ein großer Öffnungswinkel und eine homogene Lichtabgabe über den gesamten Winkelbereich sind Voraussetzungen für eine vollständige Ausleuchtung des gesamten Arbeitsbereiches auch bei einer kurzen Distanz zwischen Sensor und Lichtquelle.

Da die Mehrzahl der herkömmlichen Bildsensoren für den sichtbaren Spektralbereich optimiert sind, sollte die Wellenlänge des abgegebenen Lichtes möglichst im Bereich von ca. 450 bis 680 nm liegen.

Die rote LED L793SRCE von Kingbright mit einer Wellenlänge von 660 nm, einem Strahlungswinkel von 15° und einer Intensität von 3000 mcd bei 20 mA erfüllt diese Voraussetzungen.

Da die Überlagerung mehrerer Schatten eine Auswertung der Sensordaten erschwert, müssen die Leuchtdioden nacheinander und synchron mit der Bildaufnahme angesteuert werden. Dazu wurde eine Ansteuerungselektronik aufgebaut.

2.5 Teststand

In einem ersten Testaufbau sollten die Auflösungseigenschaften des Sensorsystems experimentell untersucht werden. Aus Übersichtlichkeitsgründen wurde zunächst nur die Translation berücksichtigt. Dies sollte ausreichend sein, um das mathematische Modell

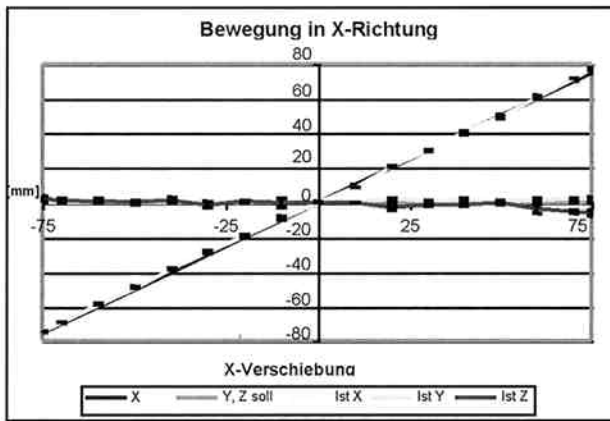


Bild 4. Verfahren des Sensors entlang der x -Achse. y und z auf 0.

und die Simulationsergebnisse zu überprüfen.

Bild 3 zeigt den gesamten Aufbau des Meßsystems. Es besteht aus Kamera, schattenwerfendem Element, das in der Frontplatte der Kamera montiert ist, Halterung und Steuerungselektronik für die LEDs, Aluminiumgrundgestell und zwei Hubtischen. Die Software zur Auswertung der Bilder, Steuerung der LEDs und Berechnung der Position im Raum ist im DSP der Kamera integriert. Diese ist mit dem Computer und mit einem Monitor verbunden, um die aufgenommenen Bilder zu visualisieren. Die Kamera kann somit in x -, y - und z -Richtung bewegt werden.

2.6 Ergebnisse

2.6.1 Simulationsergebnisse

Das System wurde zunächst in MatLab simuliert. Im ersten Schritt wurden die optimalen geometrischen Größen des T-Stücks ermittelt. Die Rotation wurde dabei nicht berücksichtigt.

Bezüglich Positioniergenauigkeit und Arbeitsbereich optimierte Ergebnisse erhält man mit einer Breite b des Querbalkens von 3 mm, einer Höhe h des Hauptbalkens von 7 mm, einem Lichtquellenabstand q von 200 mm, einer Sensorfläche von 9,1 mm \times 6,9 mm

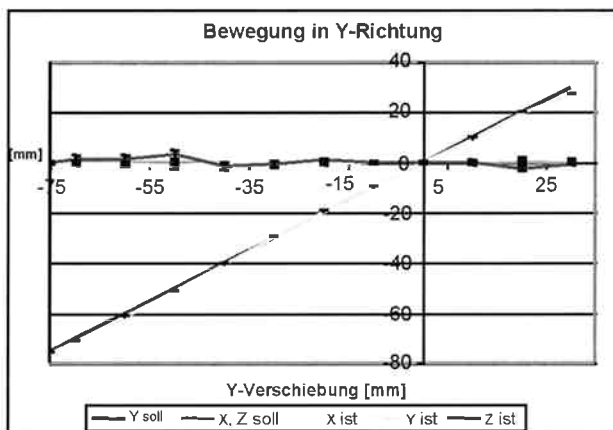


Bild 5. Verfahren des Sensors entlang der y -Achse. x und z auf 0.

bei einer Pixelgröße von 6,7 μm ($\approx 1280 \times 1024$ Pixel $\approx 1,4$ Millionen Pixel) und einem Arbeitsvolumen von 10 cm \times 10 cm \times 10 cm:

- Position der Leuchtdioden ($x/y/z$) [mm]:
 L_1 (0/0/0), L_2 (-200/0/0), L_3 (0/200/0)
- Arbeitsbereichslage bezüglich des Ursprungs o:
 - 50 mm $< x < 150$ mm
 - 50 mm $< y < 150$ mm
 - -950 mm $< z < -850$ mm
- Systemauflösung für x und y : $< 0,9$ mm
- Systemauflösung für z : < 3 mm

2.6.2 Meßreihen

Verschiedene Messungen wurden durchgeführt, um die Genauigkeit und die Reproduzierbarkeit der Positionsmessung entlang der drei translatorischen Bewegungsrichtungen (x , y , z) zu überprüfen. Hierzu wurden alle translatorischen Achsen in Zentimeterschritten sequentiell verfahren, wobei zwei der Achsen während der Messung auf eine konstante Position eingestellt wurden.

Wie aus den gezeigten Diagrammen hervorgeht, konnte für die Sensorpositionen in x - und y -Richtung bei einem Abstand der Meßpunkte von 1 cm eine mittlere Standardabweichung unter ± 1 mm erreicht werden, zumeist sogar unter $\pm 1/2$ mm.

Weniger zufriedenstellend als die x - und y -Werte waren die Resultate für die z -Richtung. Dieser Trend zeigte sich sowohl in den Standardabweichungen als auch bei den Abweichungen zum Sollwert. In z -Richtung kann von einer Auflösung deutlich besser als 6 mm ausgegangen werden. Die mittlere Standardabweichung beträgt bei der Verschiebung um jeweils 1 cm pro Meßwert ca. $\pm 1,3$ mm.

3 Diskussion

Mit Hilfe der experimentellen Untersuchungen konnten die zunächst theoretisch bestimmten Auflösungseigenschaften des Sensorsystems bestätigt werden. Durch die der Meßtechnik zugrundeliegenden Quanti-

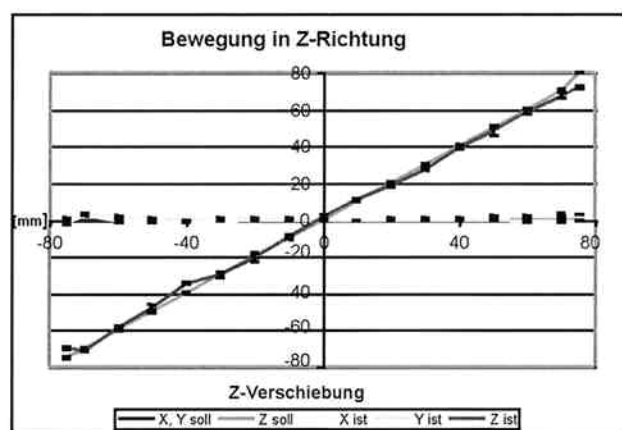


Bild 6. Verfahren des Sensors entlang der z -Achse. x und y auf 0.

sierungsfehler, bedingt durch die endlich kleine Pixelgröße des CCD-Sensors, wurden erwartungsgemäß geringfügig schlechtere Ergebnisse erzielt. Die Ergebnisse der Simulation stellen somit die obere Grenze der erreichbaren Genauigkeit des Systems dar. Mit einer weiteren Einschränkung bezüglich der Auflösungseigenschaften ist bei Berücksichtigung der Rotationen zu rechnen.

Um eine Auflösung von translatorisch besser als 1 mm und rotatorisch besser als 1° zu erreichen, wäre gemäß den theoretischen Betrachtungen eine Sensorfläche mit einer Kantenlänge von 1 cm mit ca. 10 Millionen Pixeln notwendig. Derartig hochauflösende CCD-Sensoren repräsentieren aber derzeit eher die Spitze der technischen Entwicklung und sind bislang nur als Funktionsmuster, nicht aber als angestrebtes Serienbauteil erhältlich. Einen interessanten Ansatz zur Verbesserung der Auflösungseigenschaften des Systems stellt die Verwendung eines PSD dar. Neben der exzellenten Ortsauflösung im Nanometer-Bereich ist bei Verwendung der PSD durch deren rein analoge Arbeitsweise ein Verzicht auf die zeitintensive digitale Bildauswertung möglich. Dadurch könnten die Abstraten des Sensors wesentlich erhöht werden, Meßwertaufnahmen und Positionsbestimmungen im 100-Hz-Bereich wären denkbar; damit wäre auch ein nahezu echtzeitfähiges System möglich. Da das Wirkprinzip der PSD nicht auf der gewohnten Aufnahme komplexer Flächenbilder, sondern auf der Auswertung und Lagebestimmung einzelner auftreffender Lichtflecken beruht, ist zur Erstellung eines PSD-basierten Sechssachsensensors ein abgewandeltes mathematisches Modell nötig. Abgeleitet daraus muß auch das schattengebende Element in eindimensionaler Form, z. B. in der eines Loches, dargeboten werden.

Literatur:

- [1] J. B. Anon: Computer-Aided Endoscopic Sinus Surgery. *The Laryngoscope* 108: July 98.
- [2] Ascension Technology, Laserbird: <http://www.ascension-tech.com/products/>
- [3] F. Chassat, S. Lavallée: A Note on localizers accuracy Evaluation. www-timc.imag.fr/gmcao/accuracy.html.
- [4] L. Dürselen, L. Claes, H.-J. Wilke: Berührungsloses Messen kleiner Translationen und Rotationen in allen Freiheitsgraden. *Biomedizinische Technik* 36 (1991) 248-252.
- [5] H. Fischer, M. Selig, J. Vagner, W. A. Kaiser: Manipulator für die Therapie von Mammakarzinomen im MRT. *Nachrichten – FZK* 32 (2000) 33-38.
- [6] N. Glossop, R. Hu: Clinical Use Accuracy in Image guided Surgery. *Computer assisted Radiology and Surgery*, 11th International Symposium and Exhibition, Berlin, Germany, 97.
- [7] L. Gumb, A. Schäf, R. Trapp, G. Buess, M. Schurr: Vorrichtung zur Führung chirurgischer Instrumente für die endoskopische Chirurgie. DE-PS 19609034 (1.7.1997).
- [8] E. Hartmann, G. Hoch, D. Wulf, M. Fischer, E. König: Echtzeitanalyse der Armrotation beim Gehen mit dem Optotrak system. *Biomedizinische Technik*, Band 42, Ergänzungsband 1997.
- [9] E. Hartmann, G. Hoch, E. König: Rekonstruktion von Markerpositionen mit redundanten Markern bei der Ganganalyse mit dem 3D Optotrak System. *Biomedizinische Technik*, Band 42, Ergänzungsband 1997.
- [10] L. J. Hébert, H. Moffet, B. J. McFadyen, G. St-Vincent: A method of measuring three-dimensional scapular attitudes using the Optotrak probing system. *Clinical Biomechanics* 15 (2000) 1-8.
- [11] Khadem, R., Yeh, C. C., Sadeghi-Tehrani M, Bax, M. R., Johnson, J. A., Welch, J. N., Wilkinson, E. P., Shahidi, R.: Comparative tracking error analysis of five different optical tracking systems. *Computer Aided Surgery* 2000; 5 (2) 98.
- [12] T. Lüth, E. Heissler, J. Bier: Evaluierung von Navigations- und Robotersystemen für den Einsatz in der Chirurgie. *Tele- und Computergestützte Chirurgie*, P. M. Schlag (Hrsg.), Springer Verlag 1998.
- [13] C. Morea, F. Langlotz, C. Scheer, W. Bürgin, L. P. Nolte, N. P. Lang, U. Brägger: Development of an opto-electronic positioning device for serial direct digital images of oral structures. *J. Periodent Res* 2000; 35: 225-231.
- [14] Northern Digital, Motion Measurement. <http://www.ndigital.com/products.html>.
- [15] L. Papula: *Mathematik für Ingenieure* 1.
- [16] H. Rinisland: ARTEMIS. A Telemanipulator for cardiac surgery. In *European Journal of Cardiac-thoracic Surgery* 16 (1999) 2, 106-111.
- [17] H. Rinisland, B. Neisius: Assistenzsysteme für die Minimal Invasive Chirurgie. *Medizinprodukte Journal* 4 (1997) 40-41.
- [18] P. Rößler: *Navigation in der Endoskopie*. Studienarbeit am IPR der Universität Karlsruhe, September 2000.
- [19] M. O. Schurr, A. Arezzo, B. Neisius, H. Rinisland, H. U. Hilzinger, J. Dorn, K. Roth, G. F. Buess: Trocar and instrument positioning system TISKA. *surgical Endoscopy*, 13 (1999) 528-531.
- [20] D. A. Simon: Accuracy Validation in Image-guided Orthopaedic Surgery. *Proceedings of the 2nd International Symposium on medical Robots and CAS* 1995.
- [21] Webseite von Traxtal Technologies. <http://www.traxtal.com/>.
- [22] H.-R. Tränkler, E. Obermeier: *Sensortechnik: Handbuch für Praxis und Wissenschaft*. 1048

Korrespondenzanschrift:
Dipl.-Ing. L. Abdelmalek
IMB, Forschungszentrum Karlsruhe
Hermann von Helmholtz Platz 1
D-76344 Eggenstein-Leopoldshafen

Biomed. Technik
47 (2002), 54-58

U. Meier

The Grading of Normal Pressure Hydrocephalus

Die Graduierung des Normaldruckhydrozephalus

Department of Neurosurgery, Unfallkrankenhaus Berlin

Key words: Normal pressure hydrocephalus – grading – long term results – bed-side test

Patients and Method: During a period of 15 years we investigated 200 patients suspected of normal pressure hydrocephalus (NPH) by means of an intrathecal infusion test. In 107 patients (54 %) the diagnosis of a normal pressure hydrocephalus could be confirmed. For the evaluation of the course of disease we used the Black-Grading-Scale for shunt assessment [1] and the clinical grading for chronic hydrocephalus (Kiefer-scale) [4] pre- and postoperatively as well as in a follow-up examination seven months after surgical treatment. The aim of our study was to find out a quick and easy-to-handle bed-side examination for the grading of NPH.

Discussion: The Black-Grading-Scale does not allow to distinguish between patients in an unchanged condition and those with a worsening of their symptoms. Therefore this scale is useful for patients with an obstructive hydrocephalus but not for those with a NPH. In our opinion the clinical grading of Kiefer [4] seems to be the most reliable scale for the grading and long term follow-up of a normal pressure hydrocephalus.

Conclusion: Our own created NPH-Recovery-Rate is based on the clinical grading for chronic hydrocephalus (Kiefer-scale) [4]. It allows the interindividual comparison between the courses of disease in patients with normal pressure hydrocephalus.

Schlüsselwörter: Normaldruckhydrozephalus, klinische Graduierung, Langzeitergebnisse

200 Patienten wurden mit der Fragestellung eines Normaldruckhydrozephalus innerhalb eines 15-Jahre-Zeitraums untersucht. Bei 107 Patienten (54%) konnte die Diagnose eines Normaldruckhydrozephalus bestätigt werden. Zur Evaluation des Krankheitsverlaufes wurden die Black Grading Scale for Shunt Assessment [1] und das klinische Grading für den chronischen Hydrozephalus (Kiefer-Scale) [4] prä- und postoperativ sowie katamnestisch genutzt. Die Black Grading Scale for Shunt Assessment erlaubt keine Trennung zwischen unverändertem Krankheitsverlauf und klinischer Verschlechterung. Sie ist deshalb gut für Patienten mit einem Druckhydrozephalus geeignet, aber nur bedingt für solche mit einem Normaldruckhydrozephalus. Das klinische Grading für den Normaldruckhydrozephalus von Kiefer [4] ist trotz Überbewertung der Schwindelsymptomatik nach den eigenen Erfahrungen zur Graduierung eines Normaldruckhydrozephalus und zur individuellen Verlaufskontrolle derzeit am besten geeignet. Die eigene NPH-Recovery-Rate basiert auf dem klinischen Grading für den Normaldruckhydrozephalus von Kiefer [4] und erlaubt einen interindividuellen Vergleich des Krankheitsverlaufes beim Normaldruckhydrozephalus.

Introduction

The pathology of normal pressure hydrocephalus are a progressive dementia, gait disorders, urinary incontinence, a hydrocephalus proved in the CAT-scan, an intracranial pressure in physiological range and an increased resistance of CSF-outflow. However there are still disagreements in the term of this disease. This finds its expression in the high number of synonyms which are still in use for this kind of hydrocephalus. Despite a lot of discussions people agree on the term „normal pressure hydrocephalus“ with the restriction, that this expression is describing just a clinical syndrome and not a pathophysiological condition.

The graduations of special clinical pathologies should consider the specific signs and symptoms as well as the individual course of disease. On the other hand they should also allow an interindividual comparison of the evaluation. An assessment of single symptoms in relation to the importance for the patient (meaning aspects of pathophysiology, occupational medicine and psychosocial life) is indispensable. In the daily routine of a hospital, a clinical grading must be easy to handle, clearly arranged and, if possible, without including and excluding criteria. Taking this important point of view into account we compared different grading scales for patients suffering from NPH to evaluate the course of disease: The Black-Grading-

Clinical follow-up (7 month)

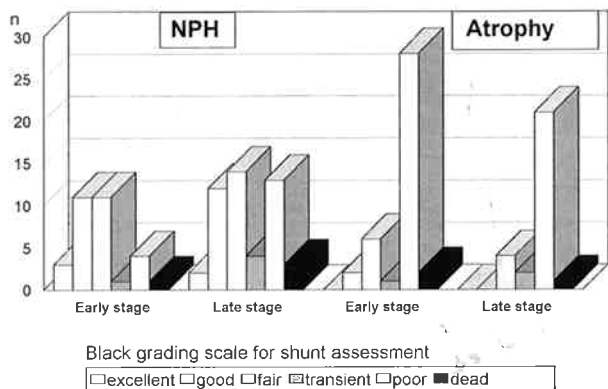


Figure 1. Results of the seven-month follow-up according to the Black-Grading Scale for shunt assessment.

Scale for shunt assessment [1], the Kiefer-scale [4] and our own created NPH-Recovery-Rate [5, 6].

Patients and Method

In our department of neurosurgery we investigated 200 patients suspected of normal pressure hydrocephalus by means of the intrathecal infusion test during May 1982 and January 1997. The referral of the patients was made by agreement with departments of neurology or other departments of neurosurgery. The 122 male and 78 female patients had a mean age of 52 years. Classification of the patients (Fig. 1) into those with a normal pressure hydrocephalus and those with a cerebral atrophy were made according to the results of the intrathecal infusion test in a constant flow technique [5]. Thereby the increased outflow resistance was the main criterion to distinguish between the two groups of patients. The indication of a shunt implantation was made by the pathological increased outflow resistance in the intrathecal infusion test. A further subdivision of the patients with a NPH in those in an early stage and those in a late stage of disease has been made by measurement of the compliance: patients with an increased resistance and a normal compliance were diagnosed for NPH in an early stage and patients with an increased resistance and a normal compliance as NPH in a late stage. Patients within a physiological range of resistance were classified as a brain-atrophy and not treated surgically. The mathematical basics, the standardised conditions of investigation and the indications of a computer-aided infusion test were described previously [7-18] as well as pathophysiological consideration, clinical signs and symptoms and the course of disease in patients with normal pressure hydrocephalus.

In 168 patients (84 %) we found the classical Hakim triad as gait ataxia, dementia and urinary incontinence, not taking into account the grade of symptoms. In the rest of the patients the clinical investigation was

made on the ICU under the condition of a depressed consciousness, gait-inability and a urinary catheter. The follow-up examination for 146 patients was made after a mean time interval of 7 months. To evaluate and compare the results we used the Black-Grading-Scale for shunt assessment and the grading for chronic hydrocephalus (Kiefer-scale) (Tab. 2). Additionally, we made use of our own NPH-Recovery-Rate based on the Kiefer-scale.

Results

102 of the 107 patients diagnosed for NPH were surgically treated with a shunt implantation. One patient died before the operation and four patients refused the surgical treatment and were not considered in the clinical follow-up study. 79 patients with an NPH (31 in an early stage and 48 in a late stage) and 67 patients with a brain atrophy took part in the follow-up examination.

The results of the seven-month follow-up examination using the Black-Grading-Scale for shunt assessment are shown in Table 1. The majority of the shunt implanted patients are found in the category „gradual improvement“. A high number of surgically treated patients showed a clear improvement („good“) after seven months. In contrast to this the patients diagnosed for atrophy mostly showed an unchanged course of disease („poor“). Comparing the groups of patients, the ones diagnosed for NPH in an early stage showed the best outcome. In this trial 68% had postoperatively a clear improvement of symptoms, 19 % an unchanging course of symptoms and 10 % a worsening of symptoms. One ventilated patient on the ICU died due to a sepsis as before the valve implantation. In the group of the patients diagnosed for NPH in a late stage 60 percent showed postoperatively an improvement of symptoms, 23 percent a steady state of symptoms and 11 percent a worsening of their symptoms. Three patients in that group died, two in direct connection to the surgical treatment; the third one treated with a ventricular-peritoneal shunt suffered from a vegetative state after a severe brain injury. He died of respiratory complications on the ICU. The group of patients with a brain atrophy showed the following results in the follow-up examination: improvement of symptoms 21

Table 1. Results of the Black-Grading Scale for shunt assessment seven months after hospital treatment [1].

Grading	Description	NPH		Brain Atrophy
		early stage	late stage	
Excellent	Activity like before	3	2	0
Good	Slight restriction	11	12	2
Fair	Gradual improvement	11	14	10
Transient	Temporary recovery	1	4	3
Poor	Unchanged or worsened	4	13	49
Dead	Dead	1	3	3
Sum	all examined patients	31	48	67

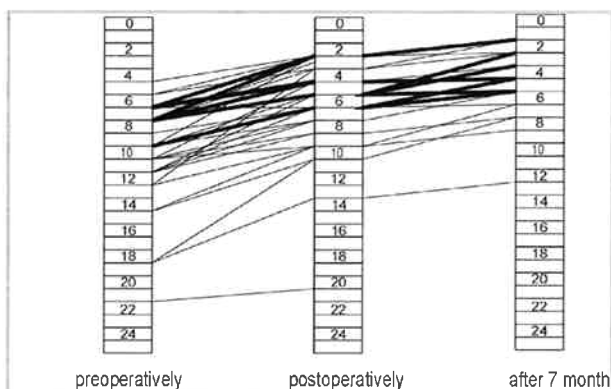


Figure 2. Individual course of disease according to the grading for chronic hydrocephalus (Kiefer-scale) [4] in patients with an early stage NPH.

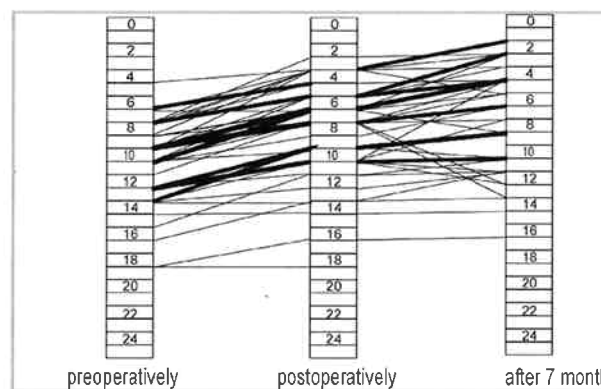


Figure 3. Individual course of disease according to the grading for chronic hydrocephalus (Kiefer-scale) [4] in patients with a late stage NPH.

percent, steady state of symptoms 59 percent and worsening of symptoms 20 percent. Three patients with brain atrophy died within 7 months.

Using the Black-Grading Scale for shunt-assessment (U-test of Mann and Whitney with an alpha-level of 0,01) (Tab. 1 and Fig. 1) we proved a statistically significance differentiating between a NPH and a brain atrophy ($Z = -4,52$ in $p < 0,0001$ and $Z = -3,472$ in $p = 0,0005$). To distinguish a NPH in an early and a late stage we showed only tendencies and no significance ($Z = -2,32$ in $p < 0,0202$ and $Z = -2,22$ in $0,0265$ and $Z = -1,75$ in $p < 0,0830$). The group of patients with a NPH in an early stage showed a better tendency than the patients with a NPH in a late stage. But there will be the need of a larger patient trial with a smaller drop-out rate after seven months to prove this observation with statistical significance.

The individual course of disease according to the clinical grading for chronic hydrocephalus (Kiefer-scale) [4] in patients in an early stage (Fig. 2) and in a late stage (Fig. 3) allows a detailed preoperative and

catamnestic evaluation of the clinical symptoms. All patients with an early stage NPH (Fig. 2) showed a graduated improvement of symptoms postoperatively which continued within 7 months after the operation. In patients with a late stage NPH (Fig. 3) we saw post-operative a positive as well as a unchanged course of disease. In the seven-month follow-up examination we also had some cases with a worsening of symptoms. The worsening could be explained by the progressive brain damage – in the sense of a beginning brain atrophy – caused by the hydrocephalic pressure. This damage is reducing the potential of rehabilitation very much in spite of the shunt implantation.

On the base of the results of the Kiefer-scale [4] we developed the NPH-Recovery-Rate for an interindividual comparison of patient's recovery:

$$\text{NPH-Recovery-Rate} = \frac{(\text{NPH-grading}_{\text{preop.}} - \text{NPH-grading}_{\text{postop.}}) \times 10}{\text{NPH-grading}_{\text{before operation}}}$$

For some special aspects of the normal pressure hydrocephalus the NPH-Recovery-Rate could be compared very well with the Black-Grading Scale for shunt assessment [1] (Tab. 3). Our own experiences are confirming the practical handling of the NPH-Recovery-Rate especially in the comparison of different studies with NPH patients (Tab. 3).

Discussion

Looking at the socio-demographic data in studies about normal pressure hydrocephalus there are no clear statements about incidence and prevalence of this disease. Clarfield [2] evaluated 32 studies with 2889 patients who showed signs of dementia in the clinical examination. 1,6 percent of these patients were diagnosed for NPH. In some other studies there was a significantly higher incidence for the male sex in patients suffering from NPH. According to a extensive study of Dauch et al. [3] most of the patients with NPH are in the seventh decade of life, however, one quarter is under 50 years. Generally a normal pressure hydrocephalus can occur at every age and there are some

Table 2. Clinical grading of patients with chronic hydrocephalus according to Kiefer and Steudel [4].

Grade	Score	Symptom
Mental State	0	0 no clinical detracton
	1	1 concentration disorders, forgetfulness
	2	3 apathy, partly orientated and symptoms of grade I
	3	5 completely disorientated, skill disorders
Gait Disorders	0	0 no gait disorders
	1	0 gait disorders only detectable in special tests (walking with eyes closed)
	2	2 atactic and wide based, but secure (without help)
	3	4 walking is difficult and only with help possible
	4	5 only a few steps with help of other persons
	5	6 impossible to walk
Incontinence	0	0 no incontinence
	1	3 temporary incontinence (e.g. at night)
	2	4 permanent incontinence
	3	6 incontinence of urine and stool
Headache	0	0 no headache
	1	1 intermittent (e.g. at night) or permanent, headache
	2	4 heavy, permanent headache
Vertigo	0	0 no vertigo
	1	1 vertigo only under stress
	2	3 intermittent vertigo
	3	4 permanent vertigo

authors who are describing a NPH in the childhood or youth [5, 6]. However there are still a lot of controversial discussions about this. With a mean age of 52 years our own patient trial seems to be very young. As a reason for this we have to discuss the high number of secondary aetiology as well as the qualified manner of referral by our consultants. In contrast to other authors we do not see the NPH exclusively as a morphological defined clinical picture of the elderly; rather as a functional condition which could arise in particular from secondary genesis at every age [16]. In the literature the comparison of sex of patients with normal pressure hydrocephalus shows a ratio between male and female of two to one [17]. In our own study we could confirm this observance as well. Dauch et al. [3] tried to find out positive predictors for NPH. They postulated a high resistance in the intrathecal infusion test ($R_{out} > 12,5$ mm Hg/ml/min) for a predictor of 86 %.

All objectifying clinical data are combined in the Black-Grading Scale for shunt assessment and the clinical grading of Kiefer. The Black-Grading-Scale can graduate different forms of clinical recovery but – as the mean disadvantage – it does not permit a distinction between an unchanged course of disease and a worsening of symptoms, because the grade „poor“ is defined as „no change or worse“. Among that the Scale does not go along with the clinical symptoms of the NPH. As positive to mention the Black-Grading-Scale for shunt assessment [1] is the clear subdivision into six groups (excellent, good, fair, transient, poor and dead). Thus the Scale is easy to handle and without any including and excluding criterions. Considering the negative aspects the Black-Grading-Scale could be recommended only partly for the control of the course of disease with a normal pressure hydrocephalus. However the Scale is very good apted for the grading of patients with a permanent hydrocephalus and is suited very well for the interindividual comparison of patients with an obstructive hydrocephalus.

The clinical grading for chronic hydrocephalus (Kiefer-scale) (Fig. 3) is considering the severity of the single symptoms dementia, gait disorders, incontinence, headache and vertigo. Especially the grading of headache and vertigo – according to our opinion early-stage-symptoms in patients with NPH – is giving some additional information independent of the classical Hakim triad (dementia, incontinence and gait ataxia). In the Kiefer-scale the symptoms of the Hakim triad are graduated higher (up to 5 or rather 6 points) than the secondary criterions headache and vertigo (up to 4 points). Thus a patient with a slight gait disorder as a single symptom could be evaluated with zero points whereas a patient with all five symptoms in a maximum severity could reach 25 points. According to our own experience the Kiefer-scale is suited very well for the description of the individual course (Fig. 2 and 3). Through the grading of the symptoms in a fixed order –

Table 3. NPH-Recovery-Rate in comparison to the Black-Grading Scale for shunt assessment [1].

Grading	Description	NPH-Recovery-Rate
Excellent	Activity like before	more/same
Good	Slight restriction	7 points
Fair	Gradual improvement	5 points
Transient	Temporary recovery	3 points
Poor	no change or worse	2 points
		less than 2 points

for example: M1-G2-I1-H2-V3 – the course of the single symptoms could be described in addition to the complex course of disease. Interindividual comparisons shouldn't be made because of the simultaneous valuation of the five very different symptoms. In this scale it is possible, that an atactic patient with a wide-based gait disorder and a temporary incontinence (8 points on the Kiefer-scale) could reach the same score as a patient with concentration disorders, a permanent headache and intermittent vertigo.

Because the Kiefer-scale is without specific time-consuming tests quick and easy to handle, it can be used both as a bedside test and as a detailed preoperative and catamnestic assessment. A revision of the grading of vertigo with a reduced count (grade two, from three points down to two points and grade three, from four points down to three points) should be recommended. This would end an overrating of vertigo in comparison to dementia, gait ataxia and incontinence. In our experience the Kiefer-scale is at the moment most suitable for the grading and control of the course of normal pressure hydrocephalus.

To make an interindividual comparison of the courses of disease we recommend a separate grading of the single symptom or a grading with our own created NPH-Recovery-Rate, which is based on the Kiefer-scale. Because of the subtraction of pre- and postoperative score and the forming of a quotient it allows a less biased interindividual comparison of patients.

References:

- [1] Benzel, E. C., Pelletier, A. L., Levy, P. G.: Communicating hydrocephalus in adults: Prediction of outcome after ventricular shunting procedures. *Neurosurgery* 1990; 26: 655–660.
- [2] Clarefield, A. M.: The reversible dementias: do they reverse?. *Ann. Intern. Med.* 1988; 26: 476–486.
- [3] Dauch, W. A., Zimmermann, R.: Der Normaldruckhydrocephalus. Eine Bilanz 25 Jahre nach der Erstbeschreibung. *Fortschr. Neurol. Psychiat.* 1990; 58: 178–190.
- [4] Kiefer, M., Steudel, W. I.: Moderne Diagnostik und Therapie des Hydrocephalus beim älteren Menschen. *Saarländ. Ärztebl.* 1994; 47: 498–505.
- [5] Krauss, J. K., Droste, D. W., Mergner, T.: Der ideopathische Normaldruckhydrocephalus. *Dt. Ärztebl.* 1997; 94: A-589–595.
- [6] Krauss, J. K., Regel, J. P., Vach, W.: White matter lesion in patients with ideopathic normal pressure hydrocephalus and in an age-matched control group: a comparative study. *Neurosurgery* 1997; 40: 491–495.
- [7] Künzel, B., Klages, G., Meier, U.: Der intrathekale Infusionstest zur Untersuchung der kraniospinalen Liquordynamik. Ein neues Auswertverfahren. *Zentralbl. Neurochir.* 1987; 48: 320–326.

- [8] Künzel, B.: Mathematisch-physikalische Interpretation der kraniospinalen Druckdynamik. Dissertation. Berlin: Humboldt-University 1993.
- [9] Meier, U., Michalik, M., Reichmut, B.: Computertomographie und Infusionstest bei einem posttraumatischen Hydrocephalus. *Psychiatr. Neurol. Med. Psychol.* 1987; 29: 754-758.
- [10] Meier, U., Knopf, W., Schmidt, V.: Typische CT-Befunde während des intrathekalen Infusionstests bei posttraumatischen Störungen der Liquordynamik. *Zentralbl. Neurochir.* 1990; 51: 107-111.
- [11] Meier, U., Knopf, W., Gärtner, F.: Indikationen zum intrathekalen Infusionstest bei Störungen der Liquordynamik. *Zentralbl. Neurochir.* 1990; 51: 107-111.
- [12] Meier, U., Reichmuth, B., Knopf, W., Riederer A.: Intrathecal infusion test: An investigative method to treat malresorptive hydrocephalus by shunt operation. In: Lorenz, R., Klinger, M., Brock, M. (eds.): *Advances in Neurosurgery* 21. Berlin: Springer, 1993: 125-129.
- [13] Meier, U., Reichmuth, B., Zeilinger, F. S., Lehmann, R.: The importance of xenon-computed tomography in the diagnosis of normal pressure hydrocephalus. *Intern. J. Neuroradiology* 2 1996; 2: 153-160.
- [14] Meier, U.: Der intrathekale Infusionstest als Entscheidungshilfe zur Shunt-Operation beim Normaldruckhydrozephalus. *Akt. Neurologie* 1997; 24: 24-35.
- [15] Meier, U., Zeilinger, F. S., Kintzel, D.: Diagnostic in normal pressure hydrocephalus: A mathematical model for determination of the ICP-dependent resistance and compliance. *Acta Neurochir. (Wien)* 1999; 141: 941-948.
- [16] Meier, U., Zeilinger, F. S., Kintzel, D.: Signs, symptoms and course of disease in normal pressure hydrocephalus in relation to cerebral atrophy. *Acta Neurochir. (Wien)* 1999; 141: 1039-1048.
- [17] Meier, U., Zeilinger, F. S., Kintzel, D.: Pathophysiologie, Klinik und Krankheitsverlauf beim Normaldruckhydrocephalus. *Fortschr. Neurol. Psychiatr.* 1998; 66: 176-191.
- [18] Meier, U.: Der intrathekale Infusionstest als Entscheidungshilfe zur Shunt-Operation beim Normaldruckhydrocephalus. Habilitation. Berlin: Humboldt-University, 1998.

1058

Address of correspondence:
Priv.-Doz. Dr. med. U. Meier
Department of Neurosurgery
Unfallkrankenhaus Berlin
mit berufsgenossenschaftlicher Unfallklinik e.V.
Warener Str. 7
D-12683 Berlin
Tel.: ++49 30 5681 2700
Fax: ++49 30 5681 2703

Biomed. Technik
47 (2002), 59-62

Transformation of Whole-Head MEG Recordings Between Different Sensor Positions

Th. R. Knösche

Transformation von Ganzkopf-MEG-Messungen zwischen verschiedenen Sensorpositionen

Max Planck Institute of Cognitive Neuroscience, Leipzig, Germany

Key words: MEG – transformation to standard sensor array

In this work, a method is presented for the transformation of MEG recordings to a standard sensor position. For the case of an 148 channel magnetometer array, the algorithm was evaluated using simulations as well as phantom head recordings. It turned out that the method is very robust and yields accurate results regardless of the position of the field generator, even with large differences between original and standard (target) sensor positions and high noise. The method can be applied as a prerequisite for comparing or averaging recordings of different subjects or sessions.

Schlüsselwörter: MEG, Transformation auf Standard-Sensoranordnung

In dieser Arbeit wird eine Methode zur Transformation von MEG-Messungen auf eine Standard-Sensorposition beschrieben. Der Algorithmus wurde für eine 148-Kanal-Magnetometeranordnung evaluiert, wobei sowohl Simulationen als auch Messungen mit einem Kopfphantom verwendet wurden. Die Methode erwies sich als sehr robust und lieferte genaue Ergebnisse, selbst bei großen Unterschieden zwischen der Original- und der Standard-Sensoranordnung und bei starkem Rauschen. Die Anwendung dieser Methode bildet die Voraussetzung für das Vergleichen oder Mitteln von Messungen an unterschiedlichen Versuchspersonen oder in unterschiedlichen Sitzungen.

1 Introduction

With MEG recordings, the positions of the sensors are always constant with respect to each other, but not with respect to the head. No direct alignment with head landmarks such as nasion and pre-auricular points can be performed. In order to be able to average the data of different subjects or of different measurements with the same subject, it is necessary to project all recordings onto one target sensor array. It is obvious that different interpolation functions, such as e.g. splines would perform this task. However, what we actually look for is a solution that is close to what would have been measured with the target sensor. For this purpose, it is sensible to use an interpolation function, which is based on intracranial currents and obeys Maxwell's laws. Such algorithms have been reported in the literature. Burghoff et al [1] dealt with the problem of converting biomagnetic recordings to a virtual standard system for the sake of comparability. They use a set of virtual sources, made up by current multipoles, as a mediator between the original and the converted data set. A similar method, however based on a layer consisting of multiple dipoles, was proposed by Ilmoniemi and Numminen [3], Hämäläinen and Ilmo-

niemi [2], and Numminen et al. [4] for the conversion of MEG and MCG data recorded by an array of 24 planar gradiometers. In all these studies, the agreement between the true data (that would have been recorded with the target or standard sensor array) and the transformed data is investigated by simulations or cardiac measurements.

In the present study, an algorithm similar to the one utilised by Numminen et al. [4] is tested with respect to its capability to transform whole-head MEG data between different positions of the sensor array with respect to the head. In order to assess the quality of the transformations, localisations of current dipoles were carried out on the transformed data sets. Both simulated and measured data were analysed. The measurements were performed on a saline-filled head phantom with implanted dipoles of known position.

2 Methods

2.1 MEG transformation algorithm

The basis of this method is a set of current dipoles in a spherical volume conductor model. The original MEG data is projected onto the space of dipole strengths,

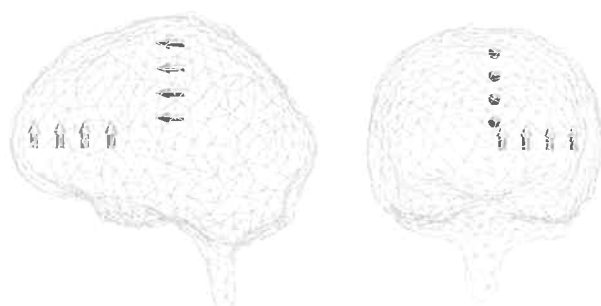


Figure 1. Volume conductor model and test dipoles.

from which the new MEG is then re-computed. As volume conductor model, a spherical shell fitting the pickup-coil positions of the sensor array in the least-squares sense, is generated. On a spherical surface located 20 mm inside the surface of the volume conductor model, dipoles are placed with a mutual distance of 20 mm. At each position, two dipoles, pointing in α and θ direction are located. On the basis of the volume conductor and source models, the lead field matrices L_{old} for the original and L_{new} for the target sensor array are computed. The lead field matrix for the original sensors is singular value decomposed:

$$L_{old} = U \cdot W \cdot V^T$$

The eigenvalue vector (diagonal of W) is pruned in such a way, that all values below one thousandth of the sum of all eigenvalues are set to zero. The inverse of W is then computed by inverting only the non-zero main diagonal elements. The transfer matrix is computed as

$$T = L_{new} \cdot V \cdot W^{-1} \cdot U^T$$

Finally, the new MEG data set is calculated as

$$F_{new} = T \cdot F_{old}$$

Hence, the proposed method consists of the inverse computation of a hypothetical current distribution from the original data using linear estimation theory and the subsequent forward computation of the outputs of the target sensors.

2.2 Application to simulated data

In order to explore the accuracy of the described algorithm, the following simulations were carried out. A realistically shaped volume conductor model (one boundary for inside of skull, edge length about 10 mm), generated from the MRI image of an arbitrary brain, was used to simulate MEG recordings in a 148-channel whole head sensor array positioned similarly to a realistic situation. As generators, current dipoles in different brain regions and different depths were assumed

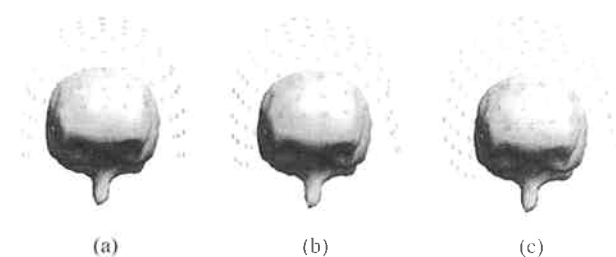


Figure 2. Sensor positions for simulations, viewed from frontal position. (a) original sensor, (b) shifted by 5 mm into each direction, rotated by 5 deg around each axis, (c) shifted by 10 mm and rotated by 10 deg.

(see Fig. 1). Two other positions of the sensor array were prepared: the first was first rotated by 5 degrees around the y , z , and x axes and then shifted 5 mm into each direction, the second was rotated 10 degrees and shifted 10 mm. For an impression of the three sensor positions, see Fig. 2.

Now, measurements were simulated that would arise from the test generators at the distorted sensor positions. For this purpose, the dipoles were assigned a sinusoidal activation of 100 ms duration and a frequency of 10 Hz, followed by 50 ms with no activation (sampling rate 1 kHz). Gaussian noise of different levels was added to the simulated MEGs. The signal-to-noise ratio (SNR) was defined as the ratio between the variances of the signal-carrying and the signal-free stretches of the simulated data. The variances were computed over all channels and all time steps of the respective window. These simulated measurements were transformed to the standard sensor position shown in Fig. 2a. The quality of the transformation was assessed by localising the underlying dipoles using a non-linear optimisation algorithm. For each case, the procedure was repeated 10 times with independent noise realisations. This way, we hope to gain information on the ability of the algorithm to preserve relevant features of the measurement for different sources and noise levels.

2.3 Application to measured data

The next step was the application of the method to measured data. A saline filled sphere (radius 80 mm) was placed in the sensor array of a 148 channel MAGNES 2500 WH system of BTi. Three tangential current dipoles were placed along the z -axis inside the sphere, at depths of 16.3, 37.2, and 57.2 mm (see Fig. 3e). The dipoles were activated with 10 Hz sine signals that were adjusted to yield approximately equal amplitudes in the measured MEG. Each epoch consisted of 150 ms of signal-free data, 100 ms of signal, and finally another 50 ms without signal.

The sampling frequency was 1 kHz. 100 epochs were averaged. The SNR was computed as defined in the previous sub-section. Due to the different field topologies the values somewhat differ between the dipole po-

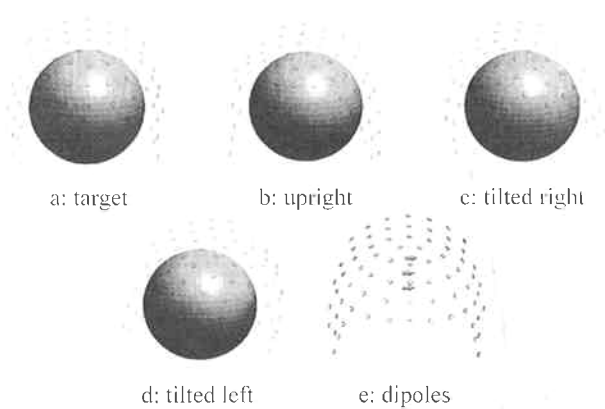


Figure 3. Positions of sensor array and dipoles with respect to saline-filled sphere. (a-d) relative positions of sensors and saline-filled sphere, (e) positions of dipoles in sphere.

sitions: for the superficial source $34.6 (\pm 9.5)$, for the middle dipole $51.3 (\pm 5.5)$, and for the deep dipole $57.0 (\pm 4.8)$. Four different relative positions of sphere and dewar were tested (see Fig. 3a-d). The position in Fig. 3a was considered the target. The measurements obtained with the other 3 positions were transformed to that target position. Then dipole localisations were carried out:

1. using the measurements that were recorded in one of the distorted sensor positions (Fig. 3b-d) with their correct sensor position data,
2. using the measurements that were recorded in one of the distorted sensor positions (Fig. 3b-d), but assuming the target sensor position,
3. as (2), but after applying the proposed transformation algorithm.

3 Results

3.1 Simulations

In Fig. 4, the localisation results for different dipole positions, sensor position distortions, and noise levels

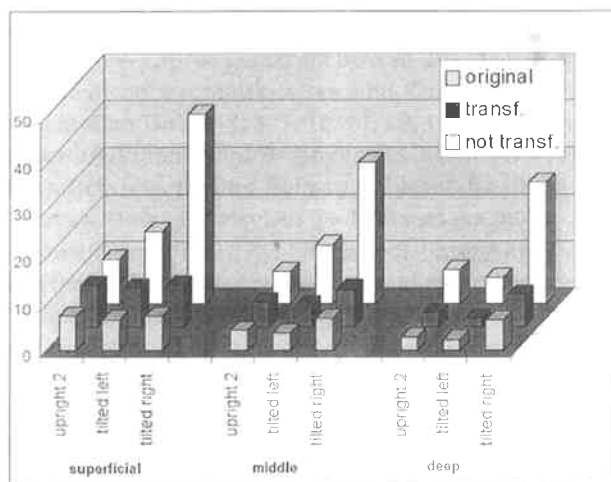


Figure 5. Results of the localisation study with phantom data. The diagram shows the three-dimensional distances between the localisation results and the (known) true locations in millimetres.

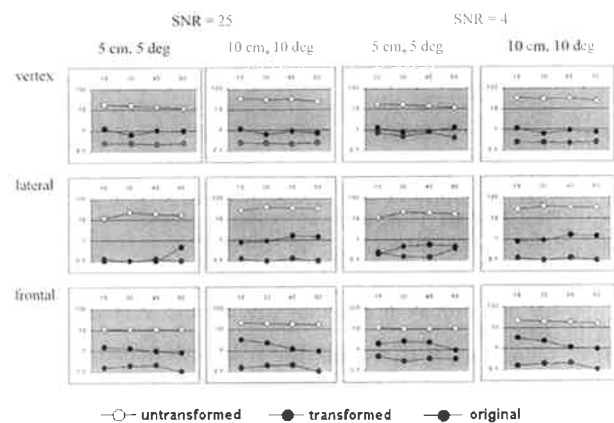


Figure 4. Dipole localisation errors. The diagrams show the distances between the true dipole positions and the localisation results in millimetres, versus the depth of the dipole for dipoles in central, frontal, and lateral regions. The grey markers represent the results, if the sensor positions used for the simulation of the data and the inverse computation were identical. The remaining errors are pure noise effects. The white markers belong to results obtained, if the two sensor positions were not identical. The black markers denote the results, if the sensor positions were not identical and the data were transformed to the target sensor array prior to localisation.

are shown. Without correction the localisation errors amount to several centimetres. After transformation, the error mostly stays below 1 mm and in no case exceeds 4 mm. For the displayed noise levels, the noise does not seem to have too much effect on the localisation accuracy. Note that $SNR=4$ means that the root mean square average signal amplitude exceeds that of the noise only by factor 2. The results for the more distorted sensor position (10 mm/10 deg) are not significantly worse than those for the other one.

3.2 Phantom measurements

In Fig. 5, the results of the dipole localisations from the original measurements in position (a) in Fig. 3 (target) are depicted together with the localisations from measurements in the other positions, with and without transformation.

It is evident that in all cases the transformed data sets yield better results than the untransformed ones, and that these results are close to the ones computed from the original data sets. The improvement is least for the position (upright), which is very similar to the target position (see Fig. 3).

4 Discussion

We have demonstrated the high level of accuracy of the proposed method by simulations and the analysis of phantom measurements. The method performed well for deep and superficial dipoles, for rather large distortions of the sensor positions (see e.g. Fig. 3), and for high levels of noise.

It is therefore a reliable tool for the standardization of whole-head MEG recordings. An even higher degree of accuracy might be achieved by using an individual-

ly shaped volume conductor model instead of a sphere as basis for the lead field computations.

References:

- [1] Burghoff, M.; Steinhoff, U.; Haberkorn, W.; Koch, H.: Comparability of Measurement Results Obtained with Multi-SQUID-Systems of Different Sensor Configurations. *IEEE Transactions on Applied Superconductivity* 7 (1997), 3465-3468.
- [2] Hämäläinen, M. S.: Magnetoencephalography: a tool for functional brain imaging. *Brain Topography* 5 (1992), 95-102.
- [3] Ilmoniemi, R. J.; Numminen, J. K.: Synthetic magnetometer channels for standard representation of data. In: Hoke, M. (Hrsg.): *Biomagnetism: Clinical Aspects*. Elsevier Science Publishers B. V. 1992, 761-765.
- [4] Numminen, J.; Ahlfors, S.; Ilmoniemi, R.; Montonen, J.; Nenonen, J.: Transformation of Multichannel Magneto-cardiographic Signals to Standard Grid Form. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 42 (1995), 72-78.

1031

Address of correspondence:
Thomas R. Knösche
Max Planck Institute of Cognitive Neuroscience
Stefanstraße 1a
D-04303 Leipzig, Germany

Biomed. Technik
47 (2002), 63-66

D. Mehler¹
L. P. Müller¹
H. Hely²
J. Degreif³
P. M. Rommens¹

Der HEPFIEx-Simulator, eine Apparatur zur Bestimmung der Reibzahlen zwischen Hüftkopf-Prothesen und Knorpel

The HEPFIEx Simulator, a Device for Measuring the Friction between Femoral Head Prostheses and Cartilage

¹Klinik und Poliklinik für Unfallchirurgie,
Universitätsklinikum der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
²Fachhochschule Wiesbaden, Fachbereich 10 Physikalische Technik, Rüsselsheim
³Klinik für Unfallchirurgie und Orthopädie, Städtische Kliniken Esslingen am Neckar

Schlüsselwörter: Reibzahl, Drehmoment, Acetabulum

Eine Apparatur wird vorgestellt, mit der es möglich ist, das Reibverhalten zwischen Hüftkopf-Hemiendoprothesen und Leichenacetabula zu untersuchen. Neben dem Reibverhalten erlaubt die Apparatur Aussagen über die Relevanz des Spiels zwischen Hemiendoprothesen-Kopf und Acetabulum sowie die Beurteilung des kinematischen Verhaltens von Duokopfprothesen. Die Apparatur hat einen Schwenkbereich von $\pm 35^\circ$ und eine konstante Winkelgeschwindigkeit in einem Bereich von $\pm 25^\circ$. Die maximale Kraft, die man aufbringen kann, beträgt 5 kN. Die Erprobung des Simulators an einer TEP verlief erfolgreich und liefert Reibzahlen unter 0,1, wie sie aus der Literatur bekannt sind.

Key words: Friction - Torque - Acetabulum

We describe a device designed to investigate friction between various femoral head prostheses and human acetabula. It enables not only the determination of friction and the relevance of the play between the femoral head and acetabulum, but also the evaluation of the kinematic behaviour of bipolar prostheses. In the simulator, the various femoral head prostheses are placed on a special cone and tested against a human cadaveric acetabulum. The swivelling range of the device is uniaxial, and the swivelling angle is ± 35 degrees. The maximum force produced pneumatically is 5kN. Testing of the simulator with a TEP was successful and friction-coefficients of < 0.1 were measured, as are reported in the literature.

1 Einleitung

Die Literatur der letzten 30 Jahre im Bereich Tribologie beschäftigt sich vorwiegend mit Totalendoprothesen [4, 8, 9, 13], wogegen Meßwerte aus dem Bereich der Hemiendoprothetik selten sind. Die wenigen experimentellen Daten [3, 6, 7, 10, 11, 12, 15] wurden nicht unter realitätsnahen Bedingungen ermittelt (Tabelle 1). Bei dynamischer Belastung liegen die Reibwerte in einem Bereich zwischen $\mu = 0,02$ und $\mu = 0,07$.

Zur Überprüfung des Verhaltens unterschiedlicher Hüftkopf-Hemiendoprothesen-Systeme (Keramik-, Metall- und Duokopf- Endoprothesen) wurde eine Apparatur entwickelt, mit der die Reibungskoeffizienten ermittelt, die Relevanz des Spiels zwischen Hemiendoprothesen-Kopfgröße und Acetabulum beurteilt sowie das kinematische Verhalten von Duokopfprothesen überprüft werden können.

Der aktuelle Stand der Arbeiten am HEPFIEx-Hüftsimulator (HemiEndoProthesen Flexion Extension) wird vorgestellt.

2 Medizinischer Hintergrund

Zur operativen Versorgung der medialen Schenkelhalsfraktur wird der hemiendoprothetische Femurkopfersatz als relativ schnelles und wenig traumatisierendes Verfahren häufig durchgeführt. In der Vergangenheit konnte sich dieses Verfahren jedoch nicht durchsetzen, da nur Metallköpfe zur Verfügung standen. Folgeerscheinungen bei ungünstigem Reibverhalten sind eine Abnutzung des Pfannenknorpels und ein Penetrieren des Kopfes in das Acetabulum. Ein Comeback erlebte die Idee in Form von Duokopfprothesen, bei denen sich die Reibung auf beide Kopfkomponenten verteilen soll. Es ist jedoch fraglich, wie sich die Hüftgelenksbewegung tatsächlich auf innere und äußere Schale der Prothese verteilt. Bei Verkleben der Komponenten verhält sie sich wie eine Monokopfprothese. Seit ca. 15 Jahren werden auch Hüftkopf-Hemiendoprothesen aus Aluminiumoxid eingesetzt. In vitro haben sie ein deutlich besseres Benetzungsverhalten als die Prothesen aus Stahl. Klini-

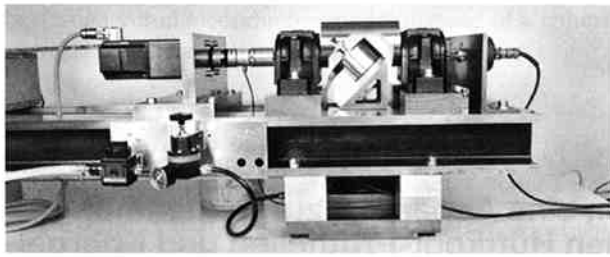


Bild 1. Der HEPFLEX-Simulator

sche Studien bestätigen eine geringere Abnutzung des Pfannenknorpels [2].

3 Der HEPFLEX-Simulator

3.1 Anforderungen an die Apparatur

Die Apparatur soll eine vergleichende Untersuchung bezüglich des Reibverhaltens von hemiendoprothetischen Hüftkopf-Implantaten gegen menschlichen Knorpel gestatten. Hierzu müssen die zu untersuchenden menschlichen Leichenacetabula geeignet fixiert werden. Gedacht ist, möglichst viele Hüftkopf-Hemiendoprothesensysteme vergleichend am selben Acetabulum zu untersuchen.

Zur Messung der Reibzahl μ zwischen den Hemiendoprothesen (HEP) und dem Knorpel war eine Apparatur zu konstruieren, welche die normale Gehbewegung auf ebener Erde simuliert. Die Bewegung besteht aus der Flexions- und der Extensionsbewegung. Abduktion und Adduktion sowie Innenrotation und Außenrotation werden, um den apparativen Aufwand in Grenzen zu halten und eine genaue Drehmomentmessung zu ermöglichen, nicht berücksichtigt.

Die Reibzahl μ kann nicht direkt gemessen werden. Um die Ergebnisse mit denen der publizierten Untersuchungen an Totalendoprothesen (TEP) vergleichen zu können, erfolgt die Bestimmung der Reibzahlen auf analoge Weise. Sie läßt sich bei bekannter Kraft F und bekanntem Radius R des Prothesenkopfes näherungsweise aus dem Reibmoment M_r bestimmen: $M_r = \mu FR$.

Die Ergebnisse an den TEP zeigen außerdem eine Abhängigkeit der Reibzahl von der Anzahl der Bewegungsperioden und von der Bewegungsgeschwindigkeit.

Neben dem Reibverhalten soll die Apparatur auch Aussagen über die Relevanz des Spiels zwischen Hemiendoprothesen-Kopfgrößen und Acetabulum gestatten sowie die Beurteilung des kinematischen Verhaltens von Duokopfprothesen. Zusammen mit den anatomischen Gegebenheiten kommt man damit zu folgenden wichtigen Anforderungen an den HEPFLEX-Simulator:

- Der Schwenkbereich soll max. $\pm 35^\circ$ betragen.
- Innerhalb eines Winkelbereichs von $\geq \pm 25^\circ$ soll die Winkelgeschwindigkeit konstant sein.
- Die größte realisierbare Last auf das Gelenk soll

Tabelle 1. Literaturüberblick.

Pendel-Versuche gegen Leichenacetabulum

Tsukamoto [11]		
Austin Moore Kopf	$\mu = 0,020-0,35$	bei 100-600 N
Batemann UPF II Duokopf	$\mu = 0,014-0,07$	bei 100-600 N
Wetherill [15]		
Hasting Duokopf	$\mu = 0,020-0,06$	bei 2000 N

Pin-on-disc-Versuche gegen Rinderknorpel

Patel [6]		
Zirkonoxid-Keramik	$\mu = 0,015$	bei 0,38 N/mm ²
Kobalt Chrom	$\mu = 0,023$	bei 0,38 N/mm ²
Forster [3]		
Stainless steel 316L	$\mu = 0,50-0,57$	bei 0,35 N/mm ²
Stachowiak [10]		
Kobalt Chrom	$\mu = 0,02-0,20$	bei 0,37 N/mm ²

In-vivo-Versuch Dehnungsmessstreifen in HEP-Konus

Rydell [7]		
Titän	$\mu = 0,02-0,04$	bei 1000 N

Frisches menschliches Leichenhüftgelenk

Unsworth [12]	$\mu = 0,009-0,04$	bei 133-1250 N
---------------	--------------------	----------------

wegen biomechanischer Gesichtspunkte 5 000 N betragen.

- Die Periodendauer soll variabel, aber nicht kürzer als eine Sekunde sein.
- Die Untersuchung unterschiedlicher Kopfprothesen gegen das gleiche Acetabulum erfordert eine leichte Austauschbarkeit der Prothesenköpfe.
- Die Achsen von Acetabulum und Hüftkopf-Prothese bilden einen Winkel von 135° .
- Das Gelenk soll temperiert und mit Schmiermittel versorgt werden.
- Die Ermittlung der Reibzahl erfordert die fortlaufende Erfassung des Reibmoments, während Kraft und Winkelgeschwindigkeit nur zu Beginn der Messung ermittelt werden müssen.

Im Unterschied zur Realität wird zunächst, auf eine dynamische Belastung des Gelenks, wie sie bei der Gehbewegung vorliegt, verzichtet.

3.2 Aufbau des HEPFLEX-Hüftsimulators

Die Apparatur nach Bild 1 ist auf zwei biegesteife Doppel-T-Träger aus Grauguß aufgeschraubt. Als Antrieb dient ein Drei-Phasen-Schrittmotor mit einem 10:1 untersetzenden Getriebe. Das Getriebe erlaubt eine feinere Abstimmung des Anfahr- und Bremsverhaltens des Motors mit Hilfe der PC-Steuerung und reduziert die Schritimpulse so weit, daß sie der Drehmomentsensor nicht mehr auflöst. In der Beschleunigungs- und Bremsphase treten die größten Drehmomente auf, weil dies innerhalb von 5° erfolgen soll. Das Steuerprogramm des Motors bestimmt das Beschleunigungs- und Verzögerungsverhalten und ist mit dem Ziel eines geringen resultierenden Drehmomentes programmiert, außerdem sorgt es für eine konstante Winkelgeschwindigkeit im Schwenkbereich von $\pm 25^\circ$.

Der Motor treibt über eine drehstarre Kreuzschlitz-Kupplung mit Elastomer-Zwischenstück die Wiege an, welche die Hüftkopf-Prothese trägt. Sie

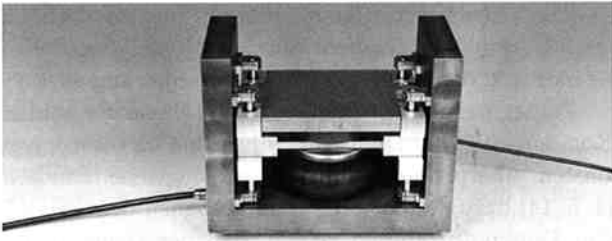


Bild 2. Krafterzeugung

wird derzeit mit zwei Pendelkugellagern geführt. Die Waage ist monolithisch gefertigt. Die Lagerbelastungen sind gering, außerdem bewirken die großen Querschnitte, daß die Auslenkung des Hüftkopfes bei Maximallast weniger als $5 \mu\text{m}$ beträgt. Die Hüftkopf-Prothese sitzt wie in der Realität auf einem zylindrischen Halter mit Konus. Der Halter zentriert sich in einem Nutenstein, der eine Querverstellung erlaubt. Der Mittelpunkt des Kopfes muß möglichst genau auf der Drehachse der Waage liegen. Um dies zu erreichen, muß zusätzlich zur Querverstellung der Kopfhalter auch längs seiner Achse verschiebbar sein. Mit einer geeigneten Zentrierprozedur liegen die Abweichungen ebenfalls unter $5 \mu\text{m}$.

Die Gelenkpfanne ist mit einem bei 47°C schmelzenden Metall in eine Aufnahmedose aus Edelstahl eingebettet. Durch die niedrige Schmelztemperatur des Eingußmaterials wird der menschliche Knorpel kaum geschädigt. Mit dem Acetabulum wird eine Heizschlange eingegossen, die gemeinsam mit der Schmierflüssigkeit das artikulierende System auf Körpertemperatur hält. Die Aufnahmedose zentriert sich in einem prismatischen Halter, der seinerseits auf einem x - y -Tisch steht. Dieser erlaubt die Querbewegungen infolge der Abweichungen des Kopfmittelpunktes von der Drehachse. Eine Schrägstellung des gesamten HEPFLEX-Hüftsensors führt zu einer waagrechten Anordnung der Gelenkpfanne. Das von einer Schlauchpumpe geförderte Schmiermittel kann die Pfannenoberseite bedecken, womit eine bestmögliche Schmierung bei minimal nötiger Schmiermittel-Menge sichergestellt ist. Als Schmiermittel kommt newborn calfserum zum Einsatz, das nach Mischen mit Ringerlösung im Verhältnis 1:3 fast identische Bestandteile wie Synovialflüssigkeit hat.

Die senkrecht zur Drehachse aufgrund der Kopfezentrität auftretende periodische Bewegung im μm -Bereich muß die Baugruppe aufnehmen, welche die Kraft erzeugt. Die Wahl fiel auf eine pneumatische Lösung mit einem Balgzylinder aus Gummi (Bild 2). Mit einem Feindruckregler läßt sich die Kraft auf 5 N genau einstellen. Die Federkonstante beträgt bei Maximallast von 5000 N weniger als $10 \text{ N}/\mu\text{m}$. Eine mit Linearkugellagern geführte Platte ist mit dem oberen Balgflansch verschraubt; sie nimmt die Querkräfte des Balgzylinders auf und überträgt die Kraft über den Kraftsensor auf den x - y -Tisch. Die durch das Reibmoment des Gelenks hervorgerufenen Querkräfte werden

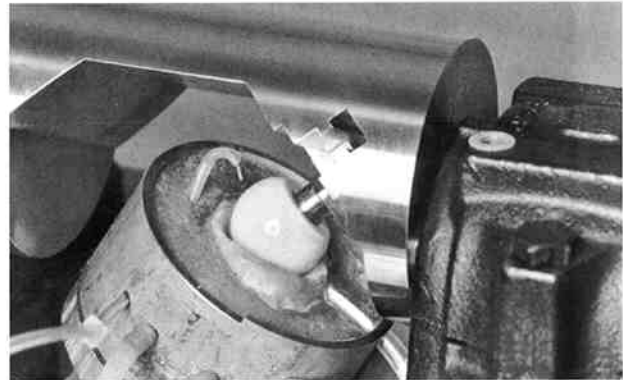


Bild 3. Eingegossenes Schweineacetabulum

in gleicher Weise von einer mit dem Kraftsensor verschraubten Platte aufgenommen.

4 Meßtechnik und Versuchsablauf

Die Daten werden mit drei Sensoren erfaßt. Ein Kraftsensor mit einem Meßbereich von 5 kN befindet sich über dem Balgzylinder. Der Drehmomentsensor sitzt zwischen der Waage und dem Motor und hat einen Meßbereich von $\pm 5 \text{ Nm}$. Der Winkelsensor am anderen Ende der Waage hat einen Meßbereich von $\pm 60^\circ$. Er steuert mit einem Schmitt-Trigger die Datenerfassung. Eine Multifunktionskarte im PC erfaßt alle Meßsignale. Die Daten werden mit einem unter LabView geschriebenen sequentiellen Programm verarbeitet. Um das effektive Reibmoment der Hüftprothese zu erhalten, werden vor Beginn der Messung die Sensorsignale im Leerlauf aufgenommen und gespeichert, um sie später von den Meßsignalen abzuziehen. Außerdem werden der Mittelwert des Reibmoments und dessen Varianz bestimmt. Aus jedem Mittelwert errechnet das Programm die Reibzahl nach obiger Formel und trägt sie über der Anzahl der Pendelbewegungen auf.

Nach Ablauf der Untersuchung einer Kopfprothese wird der Druck heruntergefahren, die Kopfprothese wird gewechselt und die beschriebene Meßroutine erneut durchgeführt. Die errechneten Reibzahlen setzen sich aus den Reibzahlen der Pendelkugellager und des Gelenks zusammen. Eine Trennung ist nicht möglich. Geht man davon aus, daß die Lager einen konstanten Reibungskoeffizienten haben, lassen sich vergleichende Messungen wie gefordert durchführen.

Nach der Funktionsüberprüfung mit der TEP sind insgesamt folgende Versuchsreihen geplant:

Die erste Versuchsreihe erfolgt an Hüftgelenken von Muttersäuen, die nach der Schlachtung und Abtragung der Muskulatur vom Knochen in das Labor transportiert werden. Hier wird das Acetabulum osteotomiert und in der Aufnahmedose fixiert eingegossen (Bild 3). Analog dem Vorgehen im OP erfolgt die Auswahl des geeigneten Prothesendurchmessers nach medizinischen Gesichtspunkten. Die zweite Versuchsreihe wird mit Leichenacetabula durchgeführt.

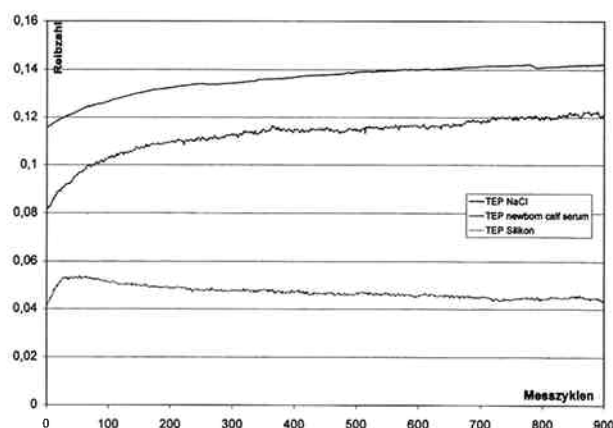


Bild 4. Reibzahlen einer TEP mit Keramikkopf bei unterschiedlichen Schmiermedien

Schnellstmöglich nach dem Exitus (max. 24 Std.) wird an der Leiche das Hüftgelenk entnommen, danach folgt der Präparationsablauf, wie oben bezüglich der Schweineaectabula beschrieben.

Folgende fünf verschiedene Hüftkopf-Prothesen werden nach einem Randomisierungsprotokoll am Acetabulum getestet:

Edelstahl, Kobalt-Chrom, Aluminium-Oxidkeramik, Duokopf (Metall, Polyethylen, Metall), Duokopf (Keramik, Polyethylen, Keramik).

5 Ergebnisse

Die ersten Messungen dienten der Überprüfung der Funktion des HEPFLEX-Hüftsensors. Untersucht wurden Totalendoprothesen, weil für diese Daten vergleichbare Systeme vorliegen. Bild 4 zeigt den Verlauf des Reibungskoeffizienten μ als Funktion der Pendelzyklen für ein totalendoprothetisches Hüftgelenk (Polyethylen-Pfanne gegen Ø-32-mm-Keramikkopf). Die Meßwerte liegen nach 900 Meßzyklen und halbstündiger Meßzeit in dem aus der Literatur bekannten Bereich von $\mu = 0,04$ bis $\mu = 0,142$. Das bedeutet, daß die Apparatur den Funktionstest bestanden hat.

6 Ausblick

Mit dem HEPFLEX-Simulator können folgende Sachverhalte ermittelt werden. Neben einem Vergleich der Reibungskoeffizienten unterschiedlicher Hemiendoprothesensysteme werden die Auswirkungen des Spiels zwischen Kopf und Pfanne auf die Reibungskoeffizienten überprüft, indem drei aufeinanderfolgende Größen desselben Prothesentyps gegen das Leichenacetabulum getestet werden. Von TEP-Paarungen ist bekannt, daß ausschlaggebend für die Funktion einer Paarung das Spiel zwischen Kopf und Pfanne ist. Ist das Spiel zu groß, ergibt sich eine kleine Kontaktfläche, die zu einer erhöhten Flächenpressung und zum Verschleiß führt. Bei kleinem Spiel kommt es zum Ver-

klemmen der beiden Komponenten und dadurch zu Frühlockerung, verursacht durch das entstehende hohe Moment, das auf die Prothesenverankerung wirkt.

Ferner werden wir die Bewegungsebene der beiden Komponenten der Duokopfprothese bei verschiedenen Lasten überprüfen können. Radiologische Studien [1, 5, 14] bezüglich der Bewegungsebenen der Schalen von Duokopfprothesen zeigen, daß der Großteil der Bewegung (bis zu 85 %) bipolarer Prothesen zwischen äußerem Segment und Pfannenknorpel stattfindet.

Das Projekt wird von der SYNOS-Stiftung/Schweiz finanziell unterstützt.

Literatur:

- [1] Chen, S. C., K. Barinath, L. H. Hell, K. Mitchell: The movement of the components of the hastings bipolar prothesis. JBJS (1989) 71-B, 186-188.
- [2] Degreif, J., M. Hammer, K. Wenda, G. Ritter: Langzeitergebnisse nach Versorgung mit Keramikendoprothesen. Unfallchirurg 99 (1996) 744-749.
- [3] Forster, H., J. Fisher: The influence of continuous sliding and subsequent surface wear on the friction of articulated cartilage. Proc. Instn. Mech. Engrs (1999) 213: 329-345.
- [4] Hall, R. M., A. Unsworth, B. M. Wroblewski, I. C. Burgess: Frictional characterisation of explanted Charnley hip protheses. Wear, 175 (1994) 159-166.
- [5] Hennig, E., Höpfner, H. J., Muth, A.: Die Indikation zur Duokopfprothese bei Schenkelhalsfrakturen. Unfallchirurg 1991; 94: 409-416.
- [6] Patel, A. M., M. Spector: Tribological evaluation of oxidized zirconium using an articular cartilage counterface: a novel material for potential use in hemiarthroplasty. Biomaterials 18 (1997) 441-447.
- [7] Rydell, N. W.: Forces acting on the femoral head-prothesis. Acta Ortho. Scand. (1966) Suppl 88: 1-132.
- [8] Saikko, S.: A simulator study of friction in total replacement hip joint. Proc. Instn Mech. Engrs (1992) 206, 206-216.
- [9] Saikko, V., P. Paavolainen, M. Kleimola, P. Släts: A five-station hip joint simulator for wear rate studies. Proc. Instn Mech. Engrs (1992) 206, 217-223.
- [10] Stachowiak, G. W., A. W. Batchelor, L. J. Griffiths: Friction and wear changes in synovial joints. Wear (1994) 171: 135-142.
- [11] Tsukamoto, Y., K. Mabuchi, T. Futami, D. Kubotera: Motion of bipolar hip prothesis components - Friction studies in cadavers. Acta Orthop. Scand. (1992) 63: 648-652.
- [12] Unsworth, A., D. Dowson, V. Wright: The frictional behavior of human synovial joints - Part 1. Journal of Lubrication Technology (1975) 74, 369-376.
- [13] Unsworth, A., M. P. Pearcy, E. F. T. White, G. White: Frictional properties of artificial hip joint. Engng Med. 17 (1988) 101-104.
- [14] Verbene, G. H. M.: A femoral head prothesis with a built-in joint. JBJS (1983) 65-B: 544-547.
- [15] Wetherill, R. G., A. Unsworth, A. Amis: The function of bipolar protheses - a laboratory study using cadaveric acetabula. Inst. Mech. Eng. (1992) 206: 37-42.

1001

Korrespondenzanschrift:
Dipl. Ing. D. Mehler
Klinik und Poliklinik für Unfallchirurgie
Universitätsklinikum der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz
Langenbeckstraße 1
D-55101 Mainz
Tel.: 06131/172870
Fax: 06131/176687
E-Mail: mehler@unfall.klinik.uni-mainz.de

Kongresse / Veranstaltungen

EMBE'02 – 2nd European Medical and Biological Engineering Conference, Wien, 04.–08. Dezember 2002

„Advancement of Medicine and Health Care through Technology – the Challenge to Biomedical Engineering in Europa“

Nach dem großen Erfolg der 1st European Medical and Biological Conference EMBEC'99 mit nahezu 1100 Teilnehmern aus 55 Ländern und fast 1000 wissenschaftlichen Beiträgen sowie der davon ausgehenden Initiative zur Gründung einer europäischen Dachorganisation für Biomedizinische Technik war es ein von vielen Seiten dringend geäußertes Anliegen, daß im Abstand von drei Jahren wieder eine EMBEC veranstaltet werden solle. Auch die EMBEC'02 wird in Wien und somit im Herzen Europas stattfinden. In noch stärkerem Ausmaß als die EMBEC'99 wird die EMBEC'02 eine gemeinsame Plattform der europäischen Fachgesellschaften für Biomedizinische Technik sein, die nahezu vollständig im International Scientific Advisory Board vertreten sind. Die EMBEC'02 wird unter der Patronage der International Federation for Medical and Biological Engineering IFMBE, der International Union for Physical and Engineering Sciences in Medicine IUPESM sowie der Österreichischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik ÖGBMT durchgeführt werden.

Die EMBEC'02 wird wesentliche Teile des erfolgreichen Konzeptes der EMBEC'99 übernehmen. Der Festvortrag von Professor Eigen (Chemie-Nobelpreis 1967) über „Molecular Diagnostics in Medicine and Biotechnology“ wird in besonderer Weise moderne Entwicklungsaspekte des Fachgebietes beleuchten. Plenarvorträge zu Themen wie mikroskopische Abbildung biologischer Makromoleküle, Elektroporation, Neuroengineering, „virtual reality in medicine“, roboterunterstützte Chirurgie, künstliche Herzen oder moderne NMR-Abbildungsverfahren, um nur einige zu nennen, werden die wichtigsten Entwicklungen auf dem Fachgebiet aus der Sicht internationaler Experten vorstellen. Ein besonderer Höhepunkt wird die Max-Schaldach-Lecture über Entwicklungen bei Herzschrittmachern sein. Außerdem werden Tutorials zu Themen wie moderne Verfahren der Signalverarbeitung, Instrumentation, Modellbildung und Simulation sowie Bioimpedanz veranstaltet. Auch für die Leitung dieser Tutorials konnten hervorragende Experten gewonnen werden.

Das wissenschaftliche Programm wird in ebenfalls bewährter Strukturierung aus Sitzungen mit wissenschaftlichen Kurzvorträgen sowie Posterausstellungen bestehen. Die Anmeldung dazu sowie die Einreichung von Abstracts ist nur in elektronischer Form möglich. Das Formblatt dafür steht in der Homepage unter <http://www.embeg.org> zur Verfügung. Die Deadline für die Einreichung von Abstracts ist der 15. März 2002. Hinzu kommen Special Sessions sowie themenbezogene Seminare und Workshops. Außerdem gibt es einen Wettbewerb für Nachwuchswissenschaftler („Young Investigator Competition“).

Ausführliche Informationen zu allen Punkten, dazu Kurzfassungen der Plenarvorträge und der Tutorials, finden sich ebenfalls in der Homepage, deren bisherige Besucherzahl auf ein über Erwartungen großes Interesse an dieser Tagung schließen läßt.

Obwohl in der Homepage eine umfangreiche Liste mit Topics aufgeführt worden ist, kann eine solche Liste nicht die gesamte Breite des Fachgebietes wiedergeben. Grundsätzlich sollen jedoch alle für das Fachgebiet relevante Themen bei der EMBEC'02 Berücksichtigung finden, auch wenn sie in der Liste der Topics nicht ausdrücklich aufgeführt sind.

Bei entsprechendem Interesse ist beabsichtigt, im Zusammenhang mit der EMBEC'02 eine Industrieausstellung durchzuführen, nachdem dazu in letzter Zeit gehäuft Anfragen eingegangen sind. Hinweise auf die beauftragte Organisation finden sich in der Homepage.

Nachdem die bisherigen Aktivitäten zur Gründung einer europäischen Plattform für das Fachgebiet dank der Unterstützung durch die IFMBE schon sehr weit gediehen und bei den europäischen Fachgesellschaften auf einhellig große Zustimmung gestoßen sind, bestehen berechnete Aussichten, daß sich diese neue Plattform im Rahmen der EMBEC'02 erstmals der Öffentlichkeit vorstellen wird. Damit wird die Hoffnung verbunden, daß sich das Fachgebiet in Zukunft bei Fra-

Stand der Technik und neueste Trends! Brückenschlag zwischen den Disziplinen!



2002. XVII, 478 S.
290 Abb. Geb.
€ 79,95; sFr 124,-
ISBN 3-540-42478-4

A. Bolz, W. Urbaszek

Technik in der Kardiologie

Eine interdisziplinäre Darstellung für Ingenieure und Mediziner

Diagnose und Therapie von Herz-Kreislauf-Erkrankungen erfordern eine immer engere Zusammenarbeit von Ärzten, Naturwissenschaftlern und Ingenieuren.

Das Ziel des Buches ist, ein gegenseitiges Verständnis zu wecken, um neue Techniken sinnvoll entwickeln und sicher anwenden zu können.

Es richtet sich an Studierende, Lernende und Praktizierende in medizinischen, natur- und ingenieurwissenschaftlichen Berufen.

Inhaltsübersicht: Grundlagen der Fluidmechanik. – Anatomie und Physiologie des Herzens. – Der Blutkreislauf. – Ausgewählte Herz-Kreislaufkrankungen und ihre Diagnose. – Elektrokardiographie. – Messung des Blutdruckes. – Messung des Blutflusses. – Messung des Herzzeitvolumens. – Pulsoximetrie. – Ultraschallkardiographie. – Nuklearmedizinische Verfahren in der Kardiologie. – Angiokardiographie. – Herzschrittmacher. – Defibrillator/Kardioverter. – Alternative Techniken der Tachykardiebehandlung. – Informationstechnik in der Kardiologie.

Springer · Kundenservice
Haberstr. 7
69126 Heidelberg
Tel.: 06221 345-217/218
Fax: 06221-345-229
e-mail: orders@springer.de



Springer

Rücksende-Adresse: Fax 06221/487-331

Springer-Verlag · z. Hdn. Fr. Bitinas · Tiergartenstr. 17 · D-69121 Heidelberg

Ja, ich bestelle:

____ Expl.: ISBN 3-540-42478-4 Bolz/Urbaszek,
Technik in der Kardiologie. € 79,95

Name, Vorname _____

Straße _____

PLZ, Ort _____

Datum, Unterschrift _____

Preisänderungen und Irrtümer vorbehalten. In EU-Ländern gilt die landesübliche MwSt.
Die €-Preise für Bücher sind gültig in Deutschland und enthalten 7% MwSt.

d8p.008429/5F2

gen von europäischer Bedeutung wirkungsvoller einbringen und die eigenen Interessen mit „einer Stimme“ vertreten kann, ob es dabei um Forschungsprogramme oder um Fragen der Ausbildung (Stichwort „Bologna Declaration 1999“) geht.

Neben dem wissenschaftlichen Programm wird es ein attraktives gesellschaftliches Begleitprogramm geben, z. B. einen Empfang der Stadt Wien in den historischen Räumen des Rathauses sowie einen Heurigenabend in einem der für Wien typischen Weinlokale, außerdem natürlich ein umfangreiches Kulturprogramm mit Führungen. Wien in dieser vorweihnachtlichen Zeit ist ohnehin ein besonderes Erlebnis. Wegen der vielen Wienbesucher in dieser Zeit ist allerdings eine frühzeitige Hotelbuchung dringend zu empfehlen.

Die organisatorische Abwicklung wird schon wie bei der EMBECC'99 von MONDIAL CONGRESS durchgeführt. Kontaktaufnahme entweder über die Homepage oder über: MONDIAL CONGRESS, Faulmannsgasse 4, A-1040 Wien (Österreich), Tel.: ++43-1-58804-0, Fax: ++43-1-58691-85, E-Mail: EMBEC02@mondial.at
Organisationskomitee für die wissenschaftliche Durchführung: o. Univ.-Prof. Dr. Helmut Hutten, Institut für Elektro- und Biomedizinische Technik, Technische Universität Graz, Inffeldgasse 18, A-8010 Graz (Österreich) Tel.: ++43-316-873-7390, Fax: ++43-316-465348, E-Mail: hutten@ibmt.tu-graz.ac.at

K/V 620

MEDcongress Baden-Baden

29. Seminarkongress für ärztliche Fortbildung
Kongresshaus Baden-Baden, 7.-13. 7. 2002

MEDICA Deutsche Gesellschaft zur Förderung der Medizinischen Diagnostik e.V.; Postfach 70 01 49, D-70571 Stuttgart, Tel. ++49-(0)7 11-765 1454 + 76 3443, Fax ++49-(0)7 11-76 6992, E-Mail: bn@medicacongress.de

39. Kongress der Südwestdeutschen Gesellschaft für Innere Medizin in Schwäbisch Gmünd, 27.-28. 9. 2002

Veranstalter: Südwestdeutsche Gesellschaft für Innere Medizin; Auskunft: MedCongress GmbH, Postfach 70 01 49, D-70571 Stuttgart; Tel. ++49-(0)7 11-765 1454 + 76 3443, Fax ++49-(0)7 11-76 6992, E-Mail: gs@medicacongress.de

Kongress für Laboratoriumsmedizin 2002 in Düsseldorf, 18.-20. 11. 2002

Veranstalter: Deutsche Gesellschaft für Laboratoriumsmedizin
Deutsche Gesellschaft für Klinische Chemie
Auskunft: MEDICA Deutsche Gesellschaft zur Förderung der Medizinischen Diagnostik e.V., Postfach 70 01 49, D-70571 Stuttgart, Tel. ++49-(0)7 11-765 1454 + 76 3443, Fax ++49-(0)7 11-76 6992, E-Mail: medica@medicacongress.de

MEDICA Düsseldorf 2002, 20.-23. 11. 2002

34. Internationaler Kongress und Fachmesse Weltforum für Arztpraxis und Krankenhaus Düsseldorf, Messegelände

Veranstalter und Auskunft: MEDICA Deutsche Gesellschaft zur Förderung der Medizinischen Diagnostik e.V., Postfach 70 01 49, D-70571 Stuttgart, Tel. ++49-(0)7 11-765 1454 + 76 3443, Fax ++49-(0)7 11-76 6992, E-Mail: pb@medicacongress.de

K/V 621

Impressum

Biomedizinische Technik

Biomedical Engineering

Zeitschrift der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik im VDE, der Österreichischen und der Schweizerischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik

Deutsche Gesellschaft für Biomedizinische Technik im VDE
Vorsitzender: Prof. Dr. med. Eckhart G. Hahn, Erlangen-Nürnberg
Geschäftsstelle:

DGBMT im VDE Verband der
Elektrotechnik, Elektronik, Informationstechnik
Stresemannallee 15, D-60596 Frankfurt am Main
Telefon 069/63 08-348, Fax 069/96 31 52 19
E-Mail: dgbmt@vde.com
Internet: http://www.dgbmt.de

Österreichische Gesellschaft für Biomedizinische Technik
Schriftführer: Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. Herfried Pessenhofer
Institut für Physiologie, Karl-Franzens-Univ., Graz
Harrachgasse 21/5, A-8010 Graz
Telefon: +43 316 380 4267; Fax: +43 316 382433
E-Mail: herfried.pessenhofer@kfunigraz.ac.at

Schweizerische Gesellschaft für Biomedizinische Technik
Präsident: Dr. Dieter Meier
Institut für Biomedizinische Technik
MR-Zentrum Universitätsspital
Rämistrasse 100
CH-8091 Zürich
Telefon: +41 1 255 30 55
Telefax: +41 1 255 45 06
E-Mail: dieter.meier@biomed.ee.ethz.ch

Bezug

Jahresabonnement in Deutschland:
€ 355,70 (einschl. € 28,70 Versandkosten).
Jahresabonnement außerhalb Deutschlands:
€ 368,40 (einschl. € 41,40 Versandkosten).
Vorzugsabonnement für Mitglieder der Deutschen,
der Österreichischen und der Schweizerischen Gesellschaft
für Biomedizinische Technik – bei Versand innerhalb Deutschlands
€ 271,60 (einschl. € 28,70 Versandkosten).
Bei Versand ins Ausland:
€ 284,30 (einschl. € 41,40 Versandkosten),
Preis je Einzelheft € 32,70

Abbestellungsbedingungen sind zum 31.12. eines Jahres möglich und müssen bis zum 15.11. beim Verlag eingetroffen sein. Anderenfalls verlängert sich das Abonnement um ein weiteres Jahr. Bestellungen nehmen jede Buchhandlung und der Verlag entgegen.

Copyright

Alle Rechte vorbehalten. Die Zeitschrift und alle in ihr enthaltenen Beiträge einschl. der Abbildungen sind urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung – auch auszugsweise – außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechtsgesetzes ist ohne Zustimmung des Verlags unzulässig und strafbar. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung und Bearbeitung in elektronischen Systemen. Werden von einzelnen Beiträgen oder Teilen von ihnen einzelne Vervielfältigungsstücke im Rahmen des § 54 UrhG hergestellt und dienen diese gewerblichen Zwecken, ist dafür eine Vergütung gem. den gleichlautenden Gesamtverträgen zwischen der Verwertungsgesellschaft Wort, Abt. Wissenschaft, Goethestr. 49, D-80366 München, wo auch die Zahlungsmodalitäten zu erfragen sind, und den zuständigen Verbänden an die VG Wort, Abt. Wissenschaft, zu entrichten. Die Vervielfältigungen sind mit einem Vermerk über die Quelle und den Vervielfältiger zu versehen.
Printed in Germany,

Verlag und Anzeigenleitung

Fachverlag Schiele & Schön GmbH,
Postfach 61 02 80, D-10924 Berlin,
Markgrafenstraße 11, D-10969 Berlin,
Telefon 030/25 37 52-0, Telefax 030/251 7248,
E-Mail service@schiele-schoen.de
Produktion: L.-H. Stehr (verantwortlich), J. Finger
Vertriebsleitung: Ingrid Bade
Anzeigenleitung: Barbara Huth

Satz

Erstellt mit Apple Macintosh und QuarkXPress im
Fachverlag Schiele & Schön GmbH

Druck

Druckhaus Köthen, D-06366 Köthen

MEDITEC

Ihre Datenbank für medizinisch-technisches Wissen

Bessere Innovationen, mehr Informationen

Entwicklungen, Innovationen und Problemlösungen im Bereich der biomedizinischen Technik werden in elektronischer Form gespeichert. FIZ Technik wertet über 240 Fachzeitschriften aus Deutschland, USA, Großbritannien, Niederlande und anderen Ländern aus. Hinzu kommen Hinweise auf internationale Tagungen. Die Informationen werden in Datenbanken hinterlegt, die "online" oder am Schreibtisch bereitstehen und regelmäßig aktualisiert werden.

CD-Service

Die MEDITEC-Datenbank auf CD-ROM ist ein komprimierter Wissensspeicher mit ca. 34.000 detaillierten Literaturhinweisen einschließlich bibliographischen Angaben zur schnellen Volltext-Bestellung. Hingewiesen wird auf Fachartikel ab September 1989. Die CD-Datenbank wird jährlich dreimal aktualisiert, ist aber auch als einzelne CD-ROM zu beziehen:

Disketten-Service

Mit dem Disketten-Service wird Ihr PC zur Fachbibliothek. Der Disketten-Service liefert fachlich zusammengefaßte Literaturnachweise z. B. zu den Themen "Kernspintomographie", "Lasertechnologien", "Biomaterialien/Implantatwerkstoffe", "Rehabilitationshilfen" u. a. Wie ein Anwendungsprogramm rufen Sie, unter Windows oder DOS, die Datenbank auf und recherchieren mit Ihren Fachbegriffen. Die Datenbank wird monatlich per Diskette aktualisiert, für einen größeren Datenbestand sind Jahresbestände zu beziehen.

Online-Service

In der Online-Datenbank MEDITEC stehen 123.000 Literaturnachweise für Recherchen zur Verfügung. Fragestellungen, die über den Bereich der biomedizinischen Technik hinausgehen, können direkt in anderen Datenbanken bearbeitet werden. FIZ Technik bietet über 110 Datenbanken aus den Bereichen Technik und Wirtschaft an.

Fachinformationszentrum Technik e.V.

Postfach 60 05 47 • D-60335 Frankfurt am Main
Telefon (069) 43 08-250 • Telefax (069) 43 08-200
NUA 45690095014 • NUA 022846431122014 • NUA 45050362014(WIN)

Hinweise für Autoren/Instructions for Authors:

In der Zeitschrift werden Originalartikel, Kurzmittelungen, Tagungs- oder sonstige wichtige Berichte veröffentlicht. Das Manuskript mit Abbildungen und Tabellen wird in zweifacher Ausfertigung erbeten, möglichst zusammen mit einer 3-1/2"-Diskette für den Textteil nach letztem Stand. Seite 1: Titel in Deutsch und Englisch, die Autoren, bis zu 5 Schlüsselwörter, Anschrift der Autoren und Korrespondenzanschrift, Seite 2: Zusammenfassung in Deutsch und Englisch, ab Seite 3: Text. Das Literaturverzeichnis sowie die Bild- und Tabellenlegenden auf separatem Blatt. Die Beiträge nicht über 5 Druckseiten (entspr. 300 Schreibmaschinenzeilen bei 6 Bildern).

Erwünscht ist eine prägnante und verständliche Sprache. Bitte bedenken, daß sich der Leserkreis zusammensetzt aus Medizinern und Biologen, denen die mathematische Formelsprache nicht so geläufig ist, und aus Ingenieuren und Physikern, die der medizinischen Terminologie nicht entsprechend mächtig sind. Als verbindlich für die Schreibweise: Duden und Duden-Wörterbuch medizinischer Fachausdrücke, Schreibweise physikalischer Gleichungen nach DIN 1313, wobei Größengleichungen oder zugeschnittene Größengleichungen verwandt werden sollten. Für die Koordinatenbezeichnung gilt entsprechendes (s. DIN 1312), Einheiten nach „Gesetz über Einheiten und Formelgrößen“ (DIN-Taschenbuch 22) aufzuführen. Mathematische Abhandlungen, wenn sie unbedingt erforderlich sind, in Form eines Anhangs liefern. Im Text die Ableitung nur andeuten und das Ergebnis in Worten interpretieren. Formeln, die in üblicher Setztechnik nicht zu erstellen sind, müssen sauber gezeichnet zur Direktreproduktion auf einem getrennten Blatt geliefert werden.

Gliederung der Aufsätze nach dem Dezimalsystem. Hervorhebungen durch Kursivdruck im laufenden Text im Manuskript unterstreichen. Beim Zitieren persönlicher Mittei-

lungen ist Kennzeichnung im Text erbeten, nicht aber im Literaturteil. Fußnoten sind zu vermeiden.

Bilder sind in Tusche zu zeichnen, reproduzierfähige Fotos im Format 13 x 18 zu liefern. Die verwendeten Symbole müssen so groß sein, daß sie auch dann leicht erkennbar sind, wenn die Abbildung auf die Größe in der BMT (80 mm Breite) verkleinert ist. Tabellen ebenfalls separat auführen.

Die Zusammenfassung sollte den Anlaß der Untersuchung, die Hauptbefunde und die prinzipiellen Schlüsse erkennen lassen; in der Formulierung auf den gemischten Leserkreis Rücksicht nehmen. Sie darf nicht mehr als 200 Wörter enthalten.

Das Literaturverzeichnis ebenfalls auf getrenntem Blatt und 1 1/2zeilig schreiben. Es soll nur Arbeiten enthalten, die auch im Text zitiert wurden. Es wird alphabetisch geordnet und fortlaufend nummeriert. Im Text sollen nur die Ziffern angegeben werden, außer, der Name ist Bestandteil des Satzes. Aus Zeitschriften werden zitiert: der (die) Verfasser (Familien- und gekürzte(r) Vornamen), vollständiger Artikeltitle, Kurztitel der Zeitschrift, Band- und Jahrgangszahl, Erscheinungsjahr in Klammern (Heft- und Lieferungsnummer nur dann, wenn keine durchlaufende Seitenzählung des Bandes oder Jahrganges erfolgt), erste bis letzte Seite des Aufsatzes. Bei Titelangaben von Büchern und anderem selbständigen Schrifttum wird aufgeführt: der (die) Verfasser (Familien- und gekürzte(r) Vornamen), Sachtitel der Veröffentlichung ohne Untertitel, Auflage, Bandangabe, Erscheinungsort, Erscheinungsjahr, erste und letzte Seite (nur wenn ein bestimmter Abschnitt angeführt wird).

Beiträge für die Zeitschrift sind ausschließlich an den geschäftsführenden Redakteur zu senden. Eine ausführliche Fassung der Hinweise für Autoren kann beim geschäftsführenden Redakteur oder beim Verlag angefordert werden.