

P. K. Plinkert<sup>1</sup> · B. Plinkert<sup>1</sup> · A. Hiller<sup>2</sup> · J. Stallkamp<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Universitätskliniken des Saarlandes (UKH)

<sup>2</sup>Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung (IPA), Stuttgart

# Einsatz eines Roboters an der lateralen Schädelbasis

## Evaluation einer robotergesteuerten Mastoidektomie am anatomischen Präparat

### Zusammenfassung

Im vergangenen Jahrzehnt haben Service-roboter in zahlreichen Bereichen des zivilen Lebensraums Einzug gehalten. So kommen auch im Gesundheitswesen in steigendem Maße Operationsroboter zum Einsatz.

Insbesondere in der Implantologie haben Planbarkeit und Reproduzierbarkeit den Robotereinsatz bei Knochen bearbeitenden Operationsabläufen interessant gemacht. In der HNO-Chirurgie wurden in den letzten Jahren Implantate zur Behandlung von Schwerhörigkeit oder Taubheit entwickelt. Deren Implantation erfolgt im Bereich der lateralen Schädelbasis und erfordert vom Operateur extreme Präzision bei gleichzeitigem hohem Kraftaufwand für den spanenden Abtrag von Knochen mit dem Fräser. Das im Folgenden beschriebene Projekt befasst sich mit der Evaluierung von Prozessparametern für eine roboterunterstützte Mastoidektomie und der Freilegung eines Implantatlagers. Ziel war die Ermittlung von Prozessparametern, die für Fräsvorgänge an der Kalotte und am Mastoid erforderlich sind. Zudem wurden verschiedene Einflussfaktoren und ihre Auswirkung auf die Oberflächenbeschaffenheit, Prozesssicherheit und Bearbeitungsqualität sowie die Eigenschaften der Mayfield-Klemme/Kopfklemme in Hinblick auf einen festen Sitz des Kopfes während der Operation ermittelt.

### Schlüsselwörter

Robotik der lateralen Schädelbasis · Implantierbare Hörgeräte · Multisensorik

Der Einsatz von Robotern in den Operationssälen stellt am Beginn des 3. Jahrtausends sowohl für die Ingenieure als auch für alle medizinischen Fachbereiche eine große Herausforderung dar. Im Laufe der letzten Jahrzehnte wurden Robotersysteme in der Produktions- und Automatisierungstechnik in vielen industriellen Bereichen etabliert. Maßgeblich hierfür waren nicht nur Rationalisierungsmaßnahmen (Ersparnis von Arbeitskräften), sondern auch eine durch deren Einsatz bedingte deutliche Produktions- und Präzisionssteigerung im Vergleich zur manuellen Produktion.

Per definitionem werden Manipulatoren von Robotern unterschieden [5a]. Manipulatoren werden in Bereichen eingesetzt, in denen keine ausreichende Datenbasis für eine automatisierte Durchführung zur Verfügung steht und die menschliche Wahrnehmung nicht durch Sensoren ersetzt wird. Typischerweise funktioniert dies nach dem Master-Slave-Prinzip. In der Medizin werden heute Manipulatoren als Träger- und Führungssysteme für Endoskope eingesetzt, die durch weitere Manipulatoren am Situs zur Führung der Aktoren ergänzt werden. Die Weitergabe der visuellen Information an den Master und im Rahmen von telemedizinischen Übertragungen an ein entferntes Publikum mit der Möglichkeit der Interaktion stehen dabei im Vordergrund [7, 8]. Einige Systeme befinden sich vorwiegend im experimentellen Einsatz, z. B. das „Artemis-System“ (Advanced Robot and Telemanipulation System for Mini-

mal Invasive Surgery, Tübingen; [1]) oder „FIPS“ (das fernsteuerbare Instrumenten und Endoskop-Positionier-System des Forschungszentrums Karlsruhe; [1]). Im klinischen Routineeinsatz finden für die Viszeralchirurgie, Gynäkologie, Urologie das Manipulatorsystem „ZEUS™“ (Firma Computermotion Goleta, USA; [2]) und für die Herzchirurgie das System „da Vinci“ (Firma Intuitive Surgical, Mountain View, CA, USA; [5]) Anwendung. Der Vorteil beim Einsatz dieser Systeme ergibt sich aus der Reduzierung des natürlichen Tremors der Hand des Chirurgen durch eine elektronische Dämpfung und Skalierung von makroskopischen Bewegungen im mikroskopischen Bereich.

Roboter unterscheiden sich vom oben beschriebenen Manipulator dadurch, dass sie einen Prozess nach freier Programmierung selbstständig durchführen können. Mit Hilfe eines Planungssystems werden auf der Basis dreidimensionaler Bilddaten der Computertomographie (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT) die Koordinaten für Eintritts- und Zielpunkte, Trajektionslinien und Bahnkurven für die Steuerung des Roboters am Operationstisch berechnet. Diese Daten werden vor der Operation in die Robotersteuerung

Prof. Dr. P.K. Plinkert  
Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Universitätskliniken des Saarlandes,  
Kirrberger Straße, 66421 Homburg/Saar,  
E-Mail: peter.plinkert@med-rz.uni-saarland.de

**Use of a robot at the lateral skull base.  
Evaluation of a robot-assisted mastoidectomy on an anatomic specimen**

**Abstract**

In the past decade, a great variety of robot systems have been applied in numerous areas of life. In the public health system, robots are increasingly used in the operating theater. The potential for reproducibility and predictability was one of the main arguments for the use of robots in orthopedic treatment of bones, especially the implantation of a cementless total hip replacement.

In otorhinolaryngological surgery (ENT), different hearing aids were developed: the cochlea implant for the deaf or the totally implantable hearing aid for the hearing impaired. Their site of implantation is localized in the lateral skull base. Removal of the bone mass with the reamer requires both great precision and considerable physical effort on the part of the surgeon, which does not result in an ergonomic operating technique. The following project describes the evaluation of processing parameters for a robot-assisted mastoidectomy to expose an implantation bed. The goal was to establish different parameters for robot-controlled reaming in the calotte or mastoid. In addition, several parameters were tested for their influence on surface structure, procedure reliability, and quality as well as the ability of the Mayfield clip to stabilize the head during the operation.

**Keywords**

Skull base surgery with robots ·  
Implantable hearing aid ·  
Multisensory reaming

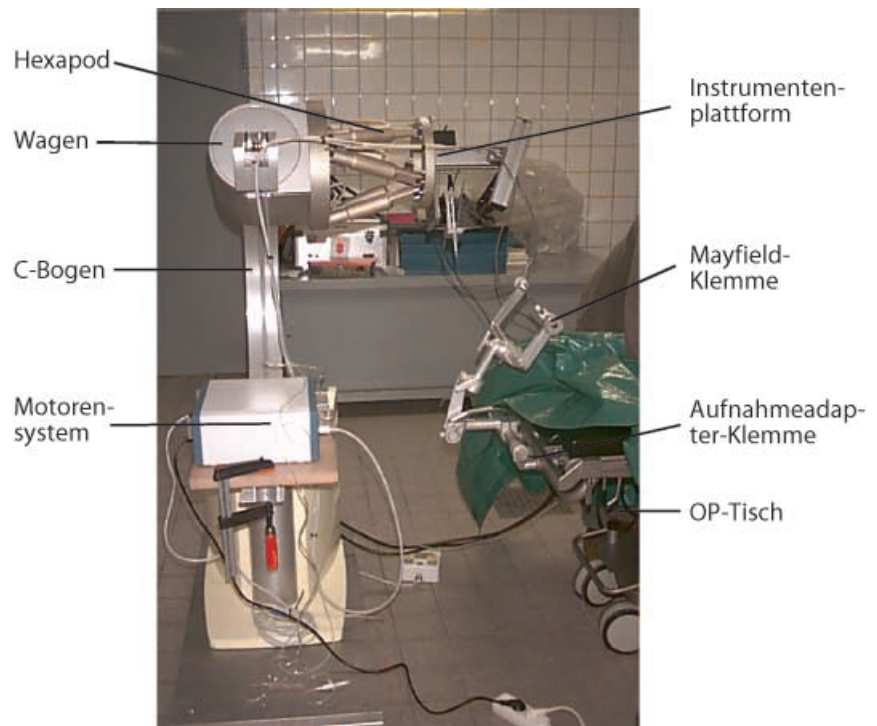


Abb. 1 ▲ Gesamtaufbau Roboter und Vorpositionierung

eingespielt und ermöglichen die automatische Durchführung der geplanten Bewegungen. Das Haupteinsatzgebiet solcher roboterassistierten Eingriffe sind auf Grund der Reproduzierbarkeit von Planungs- und effektiver Operationsbedingungen Fräsarbeiten an knöchernen Strukturen. Im klinischen Einsatz sind Robotersysteme (ROBODOC®, CASPAR®) v. a. in der Orthopädie zu finden und dienen hier dem Ausfräsen eines durch ein Planungssystem vorbestimmten Implantatlagers bei Hüftgelenkprothesen. Durch das Zusammenspiel von Planung und gesteuertem Fräsvorgang ergibt sich eine erhebliche Präzision mit konsekutiver Passgenauigkeit der Prothese.

In der HNO-Heilkunde ist in den letzten Jahren eine revolutionäre Entwicklung durch die Versorgung von schwerhörigen oder tauben Patienten mit Implantaten (teil- bzw. vollimplantierbare Hörgeräte, Cochleaimplantat) erfolgt [6, 11]. Implantatlager sind die Pars squamosa ossis temporalis und das Mastoid. Der Operateur hat dabei zum einen grobe Fräsarbeiten, zum anderen feinmotorische Arbeitsschritte zu bewerkstelligen.

Folgende Aspekte machen den Einsatz eines Roboters beim Ausfräsen eines Implantatlagers für Cochleaimplantate oder implantierbare Hörgeräte interessant:

- die Diskrepanz der Operationsergonomie der Implantologie,
- die gute Zugänglichkeit zum Operationsgebiet,
- die Planbarkeit der Operation durch die präoperative Schnittbilddiagnostik,
- die Reproduzierbarkeit der Operationsbedingungen am Operationstag,
- die geforderte Präzision, bedingt durch die Nähe der Nachbarstrukturen wie Gesichtsnerv, Hörorgan oder Gehirn,
- die in den nächsten Jahren zu erwartenden steigenden Fallzahlen.

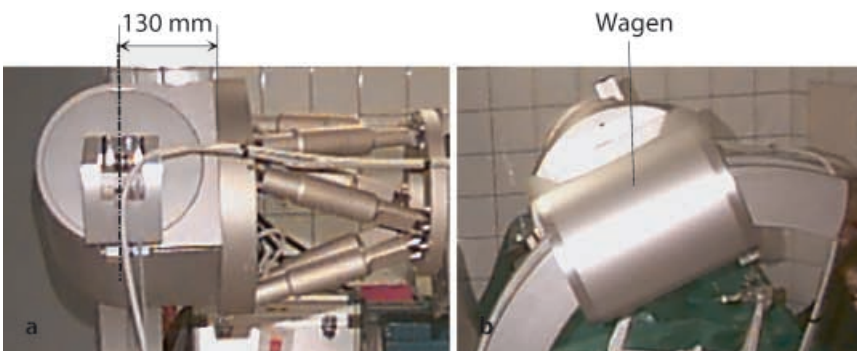


Abb. 2 ▲ Aufhängung des Hexapods am C-Bogen

## Originalien

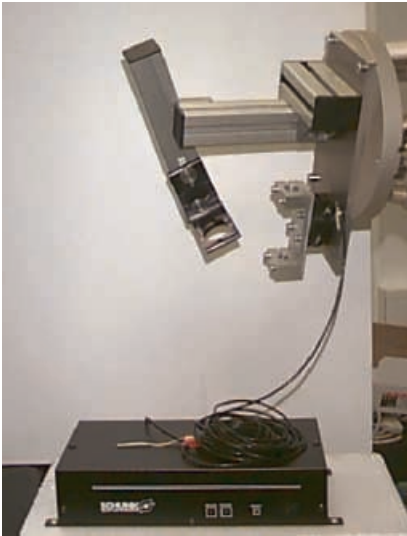


Abb. 3 ▲ Schunk Kraftmessdose am Hexapod befestigt und Steuergerät

Erfahrungen mit der computer- und roboterassistierten Chirurgie zeigen, dass eine Steigerung der Prozessqualität in Richtung geringerer Komplikationsraten, eine Reduktion der Eingriffsdauer und bessere Behandlungsergebnisse möglich sind. Ziel der vorliegenden Arbeit waren grundlegende Untersuchungen für die Nutzung der Vorteile beim Einsatz von Robotersystemen in der HNO-Chirurgie.

Basis für unsere Untersuchungen war ein am Fraunhofer-IPA entwickeltes Robotersystem, das als Spin-off von der Firma Universal Robot Systems GmbH & Co. KG (URS) zur Produktreife gebracht wurde [10]. Das System besteht aus der Präzisionskinematik in Form eines Hexapodroboters mit einer Vorpositionierungskinematik auf der Basis eines C-Bogens. Hierdurch wird eine Genauigkeit im  $\mu\text{m}$ -Bereich verbunden mit einer hohen Steifigkeit möglich, zudem können beliebige Zugangsrichtungen eingestellt werden.

### Material und Methode

Für die Erprobung einer Hexapodplattform als Roboterkinematik für die HNO-Chirurgie wurde als mikrochirurgischer Eingriff aus den im Folgenden aufgeführten Gründen die Mastoidektomie bzw. das Ausfräsen eines Implantatlagers für ein Cochleaimplantat als Modell gewählt:

- ▶ Es handelt sich um eine stabile knöchernen Struktur, die sich intraoperativ nicht bewegt.

- ▶ Die Schonung wichtiger Strukturen wie Gesichtsnerv oder Labyrinth stellen typische Anforderungen mit hohem technischen Schwierigkeitsgrad für den Robotereinsatz dar.
- ▶ Die postmortale Situation an anatomischen Präparaten ist identisch mit der am Patienten.
- ▶ Es handelt sich um eine relativ häufige Operation.

Als vorbereitende Studie für den Robotereinsatz wurden in dieser Arbeit die Prozessparameter als Voraussetzungen für den robotergestützten Fräsvorgang bestimmt. Insbesondere wurden folgende Aspekte untersucht:

1. Bestimmung der Einflussparameter, speziell:
  - ▶ Temperaturmessung,
  - ▶ Kraft- und Momentenmessung,
  - ▶ Schwingungsmessung.
2. Bestimmung der optimierten Parameter für den Fräsvorgang:
  - ▶ Vorschubgeschwindigkeit,
  - ▶ Drehzahl,
  - ▶ Abtragstiefe,
  - ▶ Bahnparameter mit verschiedenen Fräserarten,

- ▶ unterschiedliches Knochenmaterial (Mastoid, Kalotte).

Die hieraus ermittelten Tendenzen im Fräsvorgang wurden in ihren Auswirkungen auf das Gewebe untersucht. Im Einzelnen wurden die Einflussfaktoren und ihre Auswirkung auf die Oberflächenbeschaffenheit, der Einfluss von Schwingungen auf die Prozesssicherheit und Bearbeitungsqualität, die Wärmeentwicklung zur Vermeidung von Hitzenekrosen und die Eigenschaften der Mayfield-Klemme/Kopfklammer in Hinblick auf einen festen Sitz des Kopfes während der Operationsdurchführung erfasst.

### Randbedingungen

1. Untersuchung von Fräsvorgängen mit lotrechtem Fräser zur Knochenoberfläche.
2. Durchführung der histologischen Untersuchung vom pathologischen Institut Tübingen, z. B. Untersuchung auf Knochennekrosen.
3. Auswahl von 2 unterschiedlichen Bahnkurven für die Fräsvorgänge:
  - a) Meander,
  - b) Spirale.

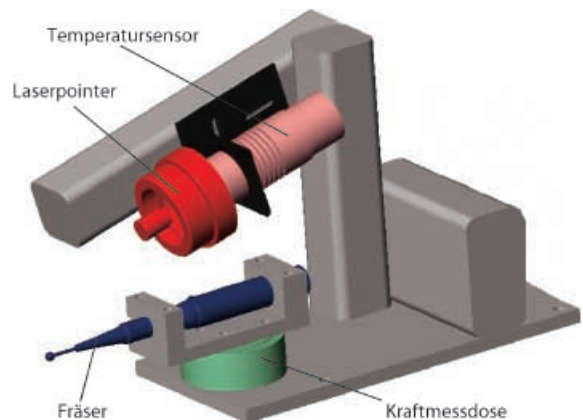


Abb. 4 ▶ Versuchsaufbau Fräser, Temperatursensor, Laser zur Positionierung



Abb. 5 ▶ Ausrichtung des Lasers auf den Fräskopf

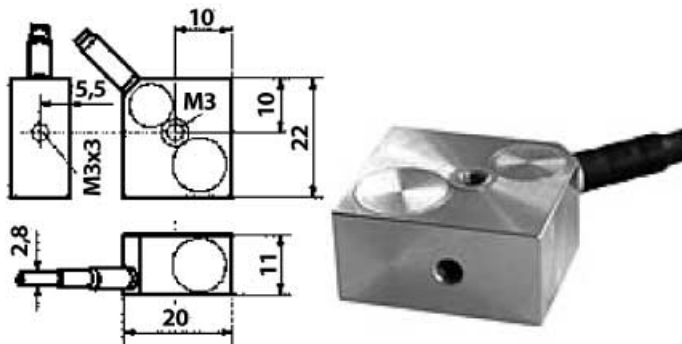


Abb. 6 ◀ Triaxialer Beschleunigungsmesser von MMF

4. Versuchsdurchführung mit dem Rosenbohrer und im Mastoid mit dem Diamantbohrer.
5. Beschränkung der Messvariationen durch die Anzahl der zur Verfügung stehenden Präparate. Es sollten jedoch nicht mehr als 5 verschiedene Drehzahl- und Vorschubeinstellungen mit den Fräserarten Rosen- und Diamantbohrer durchgeführt werden.

### Präparate

Als Präparate standen 2 Leichen (ganze Körper) zur Verfügung. Die Präparate wurden auf einem mobilen Operationstisch der Firma Blancomed gelagert. Der Kopf wurde in einer Mayfield-Klemme eingespannt. Die Untersuchungen wurden am anatomischen Institut der Universität Tübingen durchgeführt.

### Instrumente

Als Frässystem verwendeten wir das Microtron EC-Motorsystem der Firma Aesculap® mit geradem Fräserhandstück sowie einer Drehzahlvorwahlmöglichkeit und integriertem Kühl-/Spülsystem (Drehzahlbereich 15.000–40.000 U/ min). Die Befestigung am Roboter erfolgte mit einem Flansch, gefertigt am IPA (Stuttgart).

### Roboter

Als Versuchsroboter wurde der am Fraunhofer-IPA befindliche Hexapodroboter der Firma Physik Instrumente, Waldbronn, eingesetzt. Der Hexapod war während der Experimente an der C-Bogen-Vorpositionierkinematik aufgehängt. Der Fräser und die Sensoren wurden auf der Instrumentenplattform am Hexapod befestigt. Abbildung 1 zeigt den Gesamtaufbau in der Anatomie.

Der Hexapod konnte auf dem Schlitten entlang des C-Bogens verscho-

ben und um die Achse des Schlittens geschwenkt werden (Abb. 2). Diese Kinematik reichte jedoch für die Vorpositionierung nicht in allen Fällen aus, sodass zusätzlich der Operationstisch für diese Einstellungen verwendet wurde.

### Sensoren

#### Kraftmessdose

Für die Experimente wurde eine Kraftmessdose FTS3751/322104 der Firma Schunk (Lieferant) verwendet. Die

Kraftmessdose besteht aus der Messdose und einem Steuergerät und wird am Roboter befestigt. Das Steuergerät war auf dem beigeestellten Rollwagen montiert. Beide Komponenten sind durch ein spezielles Messkabel miteinander verbunden (Abb. 3).

Die Messdose ist monolithisch aufgebaut. Der Messvorgang beruht auf der Auswertung von Halbleiterdehnungsmessstreifen, die zwischen dem Fundament und dem Flansch der Messdose angebracht sind. Die Dose besitzt einen mechanischen Anschlag als Überlastschutz, der eine Zerstörung des Messgerätes verhindert. Eine Überlast wird durch Messwerte außerhalb des gültigen Bereichs angezeigt. Bis zum Anschlag arbeitet die Messdose mit der Genauigkeit des jeweiligen Typs. Das Steuergerät wird hier als Blackbox betrachtet. Es beinhaltet das Netzteil (230 V), die Signalverarbeitung und Energieversorgung der Messdose und das Schnittstellenmanagement. Von den verfügbaren Schnittstellen wurde für den Versuchsablauf die serielle Schnittstelle (RS232C)

Tabelle 1  
Vorversuche

Versuchsreihe	Nr.	Beschreibung	Ergebnis
In-vivo-Versuche			
		Als Referenzmessungen werden Temperatur und Schwingung in vivo bei Operationen aufgenommen	
	A1	Bei einer Cochleaimplantation am 26.11.99 wird während der Ohr-Op. berührungslos die Temperatur an der Frässtelle gemessen	Temperaturreferenzwert
	A2	Bei derselben Op. werden ebenfalls die auftretenden Schwingungen beim manuellen Fräsen gemessen. Der Schwingungsmesser wird an der Stirn des Patienten festgeklebt und misst die Schwingungen, die auf den Kopf wirken, ohne dass er in der Mayfield-Klemme eingespannt ist	Schwingungsreferenzwert
Vorversuch Kühlung	B1	Bestimmung der Messparameter mit und ohne Kühlung	Einfluss Kühlung
Vorversuch Fräserbahnabstand	B2	Bestimmung des Abstands zwischen 2 Fräserbahnen	Fräsbahnabstand
Vorversuch Beschleunigungssensor	B3	Messen der Beschleunigungen beim Anbringen des Sensors auf der Stirn (Haut) des Präparats sowie im Vergleich dazu beim Einschrauben des Sensors in den Knochen	Vergleichswert Sensoranbringung

Tabelle 2

Reihenversuche am anatomischen Präparat

Versuchsreihe	Beschreibung
1	Untersuchung verschiedener Drehzahlen mit konstantem Vorschub
2	Variation der Vorschubgeschwindigkeit bei konstanter Drehzahl (gleich der in Versuchsreihe 1 herausgefundenen optimalen Drehzahl)
3	In der Kalotte werden bei optimaler Vorschubgeschwindigkeit und Drehzahl (Ergebnis aus Versuchsreihe 1 und 2) mit Rosenbohrer Messungen mit 2 unterschiedlichen Bahnkurven (Spirale, Meander) durchgeführt
4	Untersuchung der Oberfläche nach Durchführung des Fräsvorgangs mit optimierten Parametern (Bahnkurve, Vorschubgeschwindigkeit, Drehzahl) für Rosenbohrer und Diamantbohrer

für die Anbindung an den Steuerungsrechner verwendet. Die Übertragung erfolgt im ASCII-Zeichenmodus. Nach Initialisierung wird das Steuergerät auf „ständige Datenausgabe“ gestellt. Der übertragende String enthält jeweils insgesamt 45 chars/Zeichen, sodass bei einer Übertragungsrate von 9600 Baud ca. 26 Messwerte/s übertragen werden konnten.

Temperatursensor

Beim ausgewählten Temperatursensor handelt es sich um ein infrarotbasiertes (IR), berührungsloses Industriethermometer der Firma Omega (Fokussierabstand 152 mm, Durchmesser des Messflecks 3,9 mm, Messgenauigkeit +/-1% des Messwertes oder +/-3°F, Messbereich -18 bis 538°C).

Um während der Versuchsvorbereitung den Sensor einstellen zu können, ließ sich ein Markierungslaser koaxial auf der Optik des Sensors installieren. Auf diese Weise konnte als Messfleck der Fräskopf auf der Messachse des Sensors ausgerichtet werden. Der Abstand wurde mit einem mechanischen Metallstab in der vorgegebenen Länge eingestellt (Abb. 4 und 5).

Das Steuergerät war auf dem Rollwagen installiert. Nach der Initialisierung bzw. dem Start der seriellen Schnittstelle wurde nach der Übertragung eines Headers mit den Grundeinstellungen des Sensors maximal ein Temperaturwert pro Sekunde unidirektional an den Empfänger (Steuerungs-PC) gesendet. Die Übertragung erfolgte im ASCII-Zeichenmodus. Während der Messung müssen jeweils 6 chars für die Beschreibung eines

Temperaturzustands übertragen werden. Durch das vorgegebene Übertragungsintervall von 1 s ist die Baudrate und die Anzahl der übertragenden Bytes in Hinblick auf die Bestimmung eines Messintervalls ohne Bedeutung.

Schwingungsaufnehmer/ Messverstärker

Der verwendete Schwingungsaufnehmer der Firma MMF (Abb. 6) verwendet einen Piezokristall für die Beschleunigungsmessung, bei dem nach Anlage eines kon-

stanten Stroms die Spannungsschwankung als Indikator für die Beschleunigung herangezogen werden kann.

Eine genaue technische Beschreibung des Beschleunigungsaufnehmers kann bei den Autoren angefordert werden. Das Messblatt für die Umrechnung der gemessenen Spannungswerte in Beschleunigungswerte liegt dem Sensor bei und wurde im Steuerungsprogramm berücksichtigt. Der Sensor wurde mit Titanschrauben am Präparat festgeschraubt und durch ein spezielles Kabel mit einem zur Signalverstärkung nötigen Messverstärker auf dem Rollwagen verbunden. Das analoge Spannungssignal wurde mit einem Koaxialkabel für jeden der 3 Kanäle (entsprechen den 3 Messachsen) an den Steuerungs-PC weitergeleitet.

Versuchsreihen

Die Versuchsreihen gliederten sich in Vorversuche, um

- die optimale Sensorpositionierung zu ermitteln,
- Referenzwerte für Temperatur und Schwingung bei manuell getätigten Fräsvorgängen zu gewinnen,

Abb. 7 ► Versuchsbezeichnung am Präparat: K1 / an der Kalotte Präparat 1 links hinter dem Ohr; M1 / am Mastoid Präparat 1 links; K2 / an der Kalotte Präparat 2 links hinter dem Ohr; M2 / am Mastoid Präparat 1 links

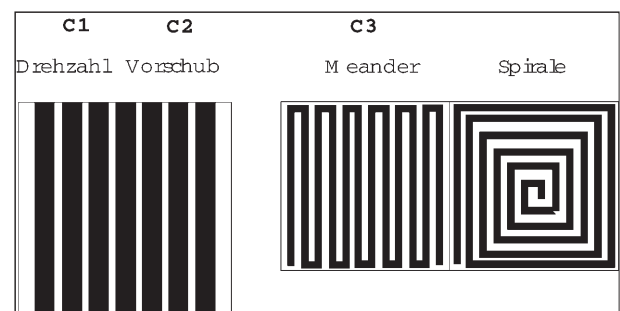
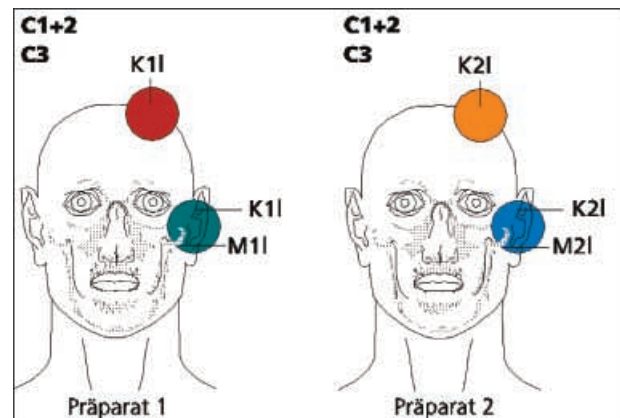


Abb. 8 ► Versuchsreihe 1-3

Tabelle 3

**Versuchsaufbauvariationen (s. auch Abb. 7 und 8)**

Versuchsreihe	Nr.	Beschreibung	Ergebnis
<b>Präparat 1</b>			
1	C1	Untersuchung verschiedener Drehzahlen mit konstanter Vorschubgeschwindigkeit: Eindringtiefe: ca. 0,5 mm; Vorschubgeschwindigkeit: 5 mm/s; Drehzahlen: 10.000, 20.000 und 30.000 U/min	Optimierte Drehzahl
2	C2	Unterschiedliche Vorschübe werden mit der in Versuchsreihe 1 herausgefundenen optimalen Drehzahl durchgeführt	Optimaler Vorschub
	C1+2;	An der Kalotte Präparat 1 links; Fräser: Rosenbohrer K1 I	
	C1+2;	Am Mastoid Präparat 1 links; Fräser: Rosenbohrer M1 I und Diamantbohrer	
3	C3	Bei optimaler Vorschubgeschwindigkeit und Drehzahl (Ergebnis aus Versuchsreihe 1 und 2) werden Messungen mit 2 unterschiedlichen Bahnkurven (Spirale, Meander) durchgeführt	
	C1+2;	An der Kalotte Präparat 1 links; Fräser: Rosenbohrer K1 I	
	C1+2;	Am Mastoid Präparat 1 links; Fräser: Rosenbohrer M1 I und Diamantbohrer	
<b>Präparat 2</b>			
1	C1	Wiederholung von C1 an Präparat 2	Referenzwerte an anderem Knochen
2	C2	Wiederholung von C2 an Präparat 2	Optimaler Vorschub
	C1+2;	An der Kalotte Präparat 1 links; Fräser: Rosenbohrer K2 I	
	C1+2;	Am Mastoid Präparat 1 links; Fräser: Rosenbohrer M2 I und Diamantbohrer	
3	C3	Wiederholung von C3 an Präparat 2	
	C1+2;	An der Kalotte Präparat 1 links; Fräser: Rosenbohrer K2 I	
	C1+2;	Am Mastoid Präparat 1 links; Fräser: Rosenbohrer M2 I und Diamantbohrer	
4	C4	Oberflächenmessung: Untersuchung der Oberfläche nach Durchführung des Fräsvorgangs mit optimierten Parametern (Bahnkurve, Vorschubgeschwindigkeit, Drehzahl) für Rosenbohrer und Diamantbohrer	
<b>Zusatzversuche</b>			
	D1	Befestigung: Um Unterschiede der Anbringung der Mayfield-Klemme auszuarbeiten, werden verschiedene Befestigungen ausprobiert	
	D2	Fräserstypen: Untersuchung unterschiedlicher Fräserstypen bei maximaler Vorschubgeschwindigkeit und optimaler Drehzahl	

und in Reihenversuche an den anatomischen Präparaten.

Aufbau und Ablauf sind in Tabelle 1 aufgelistet. Nach Auswertung der Vorversuche wurden die in Tabelle 2 zusam-

mengefassten Reihenversuche an 2 anatomischen Präparaten (Versuchsreihen 1–4) durchgeführt. Die Versuchsaufbauvariationen sind in Abbildungen 7 und 8 sowie Tabelle 3 dargestellt.

**Ergebnisse****Grenzwerte**

Die ermittelten Ergebnisse wurden im Hinblick auf die Ermittlung von Mittelwerten und Maximalwerten analysiert und mit Grenzwerten verglichen. Speziell absolute Grenzwerte für Kräfte/Momente, Temperatur und Beschleunigung/Schwingungsbelastung waren nicht verfügbar. Die Ursachen hierfür liegen in der stark veränderlichen Anatomie und Physiologie von unterschiedlichen Patienten und in dem Umstand, dass eine zerstörungsfreie Prüfung keine absoluten Aussagen über Grenzwerte zulässt. Da andere Prüfformen ethisch nicht vertretbar sind, wurde für dieses Projekt von folgender Hypothese ausgegangen: In-vivo-Messwerte bei Operationen ohne erkennbare, zusätzliche Verletzung des Patienten sind geeignete Grenzwerte für den Vergleich mit experimentellen Messwerten. Diese Hypothese geht davon aus, dass bei einer Unterschreitung der bei konventionellen Operationen oder manuellen Bearbeitungsvorgängen gemessenen Maximalwerte die Messwerte (in diesem Fall) bei roboterunterstützten Fräsvorgängen im unkritischen Bereich liegen. Daher sind keine absoluten Grenzwerte bekannt, aber es können explizit Aussagen über das qualitative Operationsergebnis gemacht werden. Die Optimierungsempfehlungen richten sich somit nur nach diesen relativen Grenzwerten.

Die Grenzwerte (Tabelle 4) konnten für die Temperatur aus der Literatur [3] und für Kräfte und Momente aus Vorversuchen mit manuellen Fräsarbeiten an Felsenbeinen (anatomisches Präparat) ermittelt werden. Für die Beschleunigungs-/Schwingungsmessung am Kopfbereich konnten nur indirekte Angaben gefunden werden [4], sodass im Rahmen einer Cochlea-implantation an der HNO-Universitätsklinik in Tübingen In-vivo-Ergebnisse von Beschleunigungs-/Schwingungsmessungen zur Grenzwertermittlung herangezogen wurden.

**Optimierungsergebnisse**

Die Analyse der Messreihen von Vorversuchen und Untersuchungen am anatomischen Präparat ergaben die in Tabel-

Tabelle 4  
Grenzwerte

1	Kraft, $F_{\max}$ [N]	10 (Mastoid)	Messung von manuellen Fräsvorgängen
2	Moment, $M_{\max}$ [Nm]	0,68 (Mastoid)	Bildung des Wertes $M_{\text{res}}$
3	Schwingung, $A_{\max}$ [m/s <sup>2</sup> ]	~10 (singuläre Amplitude unter Berücksichtigung des Umrechnungsfaktors für aufgeklebten Sensor)	[4]; In-vivo-Messung aus vorliegendem Projekt
4	Temperatur, $T_{\max}$ [°C]	60°C	[3]

le 5 zusammengestellten Parameter zur Optimierung von Drehzahl und Vorschubleistung bei robotergesteuerten Fräsvorgängen an der lateralen Schädelbasis.

### Begleitende Optimierungsparameter bei Fräsvorgängen

#### ► Sensor:

- Bei Befestigung des Beschleunigungssensors mit Tape ergab sich ein Multiplikator ~3 für einen Vergleich mit der Messung bei angeschraubtem Beschleunigungssensor.

#### ► Kühlung:

- Bei ungekühlten Fräsvorgängen unterscheidet sich der Temperaturmittelwert um den Faktor ~2,4 von dem gekühlten Fräsvorgang.

#### ► Fräserbahnbreite und Fräser Typen sowie Oberflächenstruktur:

- Fräsbahnabstände in Hinblick auf eine optimale Beschaffenheit der Oberfläche (Sichtkontrolle) werden bei (Rosen-)Fräsköpfen bei <0,5 cm Durchmesser erreicht. In Hinblick auf günstige Abtragsraten empfiehlt sich ein Richtwert von 0,5 cm Durchmesser (andere Fräserformen bleiben unberücksichtigt).
- Kräfte und Momente steigen mit zunehmendem Bohrerdurchmesser: sowohl beim Rosen- als auch beim Diamantbohrer um ca. das 1,5- bis 2,5fache (mit Ausnahme). Die maximale resultierende Kraft tritt mit 22,3 N beim Kegelfräser auf.
- Bei Fräsvorgängen im Mastoid mit dem Diamantbohrer sind Kräfte/Momente (2,5- bis 12fach/1,5- bis 3fach) und Beschleunigungen (3- bis 8fach) niedriger als mit dem

Rosenbohrer in der Kalotte. In der Kalotte sind die Kräfte mit dem Diamantbohrer um den Faktor ~3 höher.

- Bei den In-vivo-Beschleunigungsmessungen wurden erhebliche Unterschiede bei alten und neuen Fräsern festgestellt. Der Fräser Typ und -zustand muss daher bei weiteren Untersuchungen berücksichtigt werden.

- Mit zunehmendem z-Vorschub nehmen Kräfte und Momente zu.
- Bei optimalen Parametern konnten keine pathologischen Veränderungen am Knochengewebe der Kalotte festgestellt werden. Aufgrund der Messvoraussetzungen muss dieser Wert als qualitativ angesehen werden, d. h. er wird nur für Abschätzungen verwendet werden.

#### ► Befestigung des Präparates zur Beeinflussung von Maximalwerten:

- Mit einer zusätzlichen Befestigung des Kopfes neben der Mayfield-Klemme erhöhen sich sowohl Kräfte/Momente als auch gering die Beschleunigung. In der Kalotte sind die Kräfte/Momente mit Stütze (Stativ unter dem Kopf) 1,5-mal, im Mastoid 3-mal so hoch. Diese Beobachtung widerspricht der Entwicklung einer möglichst steifen Fixierung für hochpräzise Eingriffe.
- Die Befestigung am C-Bogen hat eine geringere Erhöhung der Kräfte

Tabelle 5  
Optimierungsparameter

1	Optimale Parameter (Drehzahl, Vorschub, Bahn) zum Fräsen in der Kalotte	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Signifikante Unterschiede in den Tendenzen zwischen den beiden Präparate sind bei den Messergebnissen nicht festzustellen. Allerdings sind die Kräfte/Momente in der Kalotte bei Präparat 2 mindestens doppelt so hoch wie bei Präparat 1. Im Mastoid sind Kräfte/Momente ähnlich, jedoch die Beschleunigungen bei Präparat 2 1,5- bis 2-fach so hoch.</li> <li>– Es ist generell die Tendenz zu erkennen, dass Kräfte und Momente bei hoher Drehzahl und hohem Vorschub und bei niedriger Drehzahl mit niedrigem Vorschub gering sind.</li> <li>– Die Beschleunigungen sind tendenziell zu Kraft und Momentenverlauf gegenläufig.</li> <li>– Maximalbeschleunigungen treten in z-Richtung auf.</li> <li>– Unter den Bedingungen einer schnellen Bearbeitung mit möglichst geringem Kraft-/Momentenaufwand erscheint eine Vorschubgeschwindigkeit von <math>v=5 \text{ mm/s}</math> bei <math>30.000 \text{ U/min}</math> am geeignetsten.</li> <li>– Die Spirale stellt wegen des gleichmäßigeren Temperaturverlaufs mit niedrigeren Temperaturspitzen für Fräsvorgänge an der Kalotte im Vergleich mit dem Meander den geeigneteren Bahntyp dar.</li> </ul>
2	Optimale Parameter (Drehzahl, Vorschub, Bahn) zum Fräsen im Mastoid	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Entsprechende Aussagen für unterschiedliche Präparate, Beschleunigungstendenzen und Bahnkurve entsprechen den Ergebnissen an der Kalotte.</li> <li>– Für das Mastoid eignen sich hohe Drehzahlen bei langsamem Vorschub, d. h. <math>v=1 \text{ mm/s}</math> bei <math>30.000 \text{ U/min}</math>, wobei stärkere Beschleunigungen zu berücksichtigen sind.</li> </ul>

Tabelle 6

**Vergleich: Mittelwerte/Maximalwerte/Grenzwerte**

Parameter	Typ	Mittelwert/Maximalwert/Grenzwert	Diskussion
<b>Kalotte: v=5 mm/s, 30.000 U/min</b>			
1 Kraft [N]	a	4,81/27,74 <sup>a</sup> /10	Die Mittelwerte der Messungen liegen unter den Grenzwerten, die Maximalwerte überschreiten jedoch die Grenzwerte zum Teil erheblich
2 Kraft [N]	b	6,12/14,53 <sup>a</sup> /10	
3 Momente [Nm]	a	0,35/1,89 <sup>a</sup> /0,68	
4 Momente [Nm]	b	0,42/1,38 <sup>a</sup> /0,68	
<b>Mastoid: v=1 mm/s, 30.000 U/min</b>			
1 Kraft [N]	a	3,61/13,15 <sup>ab</sup> bzw. 1,99/10,47 <sup>ac</sup> /10	Siehe Angaben für Kalotte
2 Kraft [N]	b	3,92/13,1 <sup>ab</sup> bzw. 2,47/10,47 <sup>ac</sup> /10	
3 Momente [Nm]	a	0,2/0,93 <sup>ab</sup> bzw. 0,17/0,79 <sup>ac</sup> /0,68	
4 Momente [Nm]	b	0,23/0,77 <sup>ab</sup> bzw. 0,13/0,50 <sup>ac</sup> /0,68	
<b>Betrachtung aller Messungen</b>			
5 Beschleunigung [m/s <sup>2</sup> ]	a	-/2,74/10	Die Beschleunigungswerte unterschreiten deutlich die angegebenen Maximalwerte. Neben der fehlenden Fixierung liegt die Ursache für die höheren Beschleunigungen bei manuellem Fräsen in externen Belastungen, z. B. Stöße gegen den Patienten etc. (Aussage aufgrund von Beobachtungen)
6 Beschleunigung [m/s <sup>2</sup> ]	b	-/0,92/10	
7 Temperaturveränderung [°C]	a	Raumtemperatur +28,32°/53,32°/60°	Bei einer Raumtemperatur von 25°C, d. h. (mit Annahme einer linearen Steigung) bei einer Maximaltemperatur von 53,32°C, bleiben die gemessenen Maximaltemperaturen bei störungsfreier Funktion der Kühlung etwas unter dem Grenzwert
8 Temperaturveränderung [°C]	b	-	Ein diskreter Temperaturverlauf ergab keine verwertbaren Ergebnisse

<sup>a</sup> Messungen für Präparat 1 + 2 gemittelt.

<sup>b</sup> Messungen für Rosenfräser.

<sup>c</sup> Messung für Diamantfräser.

te/Momente (um ca. 4,7 N) zur Folge als die Befestigung mit Stütze (um 8,2 N; Stütze hat stärkere versteifende Wirkung). Allerdings ist eine stärkere Erhöhung der Beschleunigung (1,5fach) zu registrieren.

**Mittelwert/Maximalwert**

In Tabelle 6 werden die gemessenen Maximalwerte bei optimierten Fräsbedingungen den oben aufgeführten Grenzwerten (Tabelle 4) gegenübergestellt und kommentiert. Zwei Typen werden unterschieden:

a) mittlerer Maximalwert aus den Vorschub-, Drehzahl- und Bahnmessungen über die gesamten Durchläufe, d. h. mehrere Durchläufe mit Anfahrvorgang,

b) mittlerer Maximalwert aus den Vorschub-, Drehzahl- und Bahnmessungen über den diskreten Durchlauf.

Der Werteunterschied zwischen den Typen a und b liegt in der Regel an diskreten Messergebnissen beim Verfahren des Fräasers in oder aus dem Kopf.

**Histologische Auswertung**

Die Fräsarbeiten an Kalotte und Mastoid (2 Präparate) wurden zur Evaluation von thermischen Veränderungen am Gewebe und insbesondere zur Erfassung von Differenzen zwischen beiden Fräsertypen histologisch untersucht. Es zeigten sich bei beiden Präparaten thermische Veränderungen im Sinne von Vakuolisierungen, Formveränderungen

von Zellen wie Zellkernen sowie eine ausgeprägte Eosinophilie des Zytoplasmas bei gleichzeitiger Basophilie des Zellkerns. Die histologischen Veränderungen reichen beim Diamantfräser bis in eine Tiefe von 0,75 mm, beim Rosenbohrer bis 1,3 mm. Die Veränderungen sind vergleichbar mit solchen bei manuellen Fräsvorgängen.

**Diskussion**

Die ermittelten Ergebnisse resultieren aus der Analyse der Summe von mehr als 130 Einzelversuchsergebnissen, die durch die verschiedenen Kombinationen von Drehzahl, Vorschub, Fräsergröße, Fräsertypus, Befestigung der Präparate entstanden.

Die zusammenfassende Betrachtung der Ergebnisse zeigt, dass die mitt-



lere Kräfte- und Momentenbelastung beim Einsatz eines Roboters unter der bei manuellen Fräsvorgängen angenommenen Belastung liegt. Die Maximalwerte liegen jedoch teilweise deutlich über den vorgegebenen Grenzwerten. Über die Auswirkungen solcher kurzfristig einwirkender Amplituden kann infolge des Versuchsaufbaus keine Aussage getroffen werden. Eine Möglichkeit zur Reduzierung von Kräften und Momenten gelingt evtl. durch die Modifikation des Fräserstyps oder Verringerung des Vorschubs.

Die Temperatur- und Schwingungsbelastungen liegen bei allen Messungen unter den angegebenen Grenzwerten. Hier liegt daher keine Einschränkung auf bestimmte Fräsparameter vor. Die Temperatur liegt in Abhängigkeit von der Außentemperatur nur wenig unter dem Grenzwert, wobei dieser sich auf eine längere Einwirkung einer Temperatur über 60°C bezieht [3]. Die histologischen Untersuchungen bestätigten diese Ergebnisse. Wird der Faktor 2,4 für eine Temperatursteigerung ohne Kühlung angesetzt, so wird die Bedeutung der effektiven Kühlung für den Gesamtprozess sichtbar. Das verwendete Standardkühlsystem konnte die Temperatur unter den Grenzwerten halten, dennoch besteht bei einem Ausfall schlagartig die Gefahr der Überhitzung. Eine Überwachung der Temperatur erscheint insbesondere durch die Tiefenweiterleitung nur punktuell möglich, sodass es not-

wendig erscheint, ein redundantes Kühlsystem zu integrieren (ein kurzfristiger Ausfall des Kühlsystems führte beim Diamantbohrer innerhalb von Sekunden zu einem Temperaturanstieg von >100°C).

Im Hinblick auf die Durchführung einer robotergesteuerten Mastoidektomie und dem Ausfräsen eines Implantatlagere können die Einstellungen und Parameter nach Klärung der Einflüsse der Maximalwerte theoretisch übernommen werden. Die Versuche haben jedoch gezeigt, dass in Abhängigkeit von der Beschaffenheit und Funktion des Fräasers, der Fixierung des Kopfs, der Raumtemperatur, den Ansprüchen an die Präzision etc. eine Reihe von im Wesentlichen nicht kalkulierbaren Einflussparametern vorliegen. Es erscheint daher günstiger, die auftretenden Spitzenwerte bei der Gesamtmessung durch Änderung der Verfahrensweise zu vermeiden oder von Beginn an durch eine sensorgesteuerte Kontrolle des Fräsvorgangs des Roboters zu implementieren, statt die Fräsvorgänge nach festgelegten Parametern zu gestalten.

In diesem Zusammenhang erscheint eine Kopplung von Sensoren für die Überwachung der Temperatur-, Kraft- und Beschleunigungsmessung sinnvoll. Die Beschleunigungsmessung könnte durch eine 1-achsige Messung entlang des Fräasers ersetzt werden. Die Integration solcher multisensorischer kontinuierlich gewonnener Daten zu einem robotergesteuerten Fräsvorgang bietet zudem ein weiteres Maß an Sicherheit für präzise Fräsarbeiten im Submillimeterbereich der lateralen Schädelbasis. Die Entwicklung eines solchen multisensorisch gesteuerten Robotiksystems stellt eine große Herausforderung für Ingenieure, Informatiker und Mediziner dar, scheint aber infolge der rasanten Weiterentwicklung auf technischem wie auch informationstechnologischem Sektor durchaus greifbar.

## Literatur

1. Buess GF, Schurr MO, Fischer S (2000) Robotics and allied technologies in endoscopic surgery. *Arch Surg* 135: 229–235
2. Davies B (2000) A review of robotics in surgery. *Proc Inst Mech Eng [H]* 214: 129–140
3. Fuchsberger A (1985) Untersuchung der spannenden Bearbeitung von Knochen. Forschungsbericht iwB (Dissertation), Springer, Berlin Heidelberg New York Tokio
4. Junghans H (1979) Die Wirbelsäule in der Arbeitsmedizin. Teil 1: Biomechanische und biochemische Probleme der Wirbelsäulenbelastung. Hippokrates, Stuttgart
5. Mohr FW, Falk V, Diegeler A, Autschback R (1999) Computer-enhanced coronary artery bypass surgery. *J Thorac Cardiovasc Surg* 117: 1212–1214
- 5a. Plinkert PK, Schurr MO, Kunert W, Flemming E, Buess G (1996) Minimal-invasive HNO-Chirurgie (MI-HNO). *HNO* 44: 288–301
6. Plinkert PK, Baumann JW, Lenarz T, Keiner S, Leysieffer H, Zenner HP (1997) In-vivo Untersuchungen eines piezoelektrischen implantierbaren Hörgerätewandlers an der Katze. *HNO* 45: 828–839
7. Plinkert PK, Plinkert B, Zenner HP (2000) Telemedizin in der HNO-Heilkunde – Grundlagen und Anwendungsmöglichkeiten. *HNO* 48: 639–644
8. Plinkert PK, Plinkert B, Zenner HP (2000) Audio-visuelle Telekommunikation durch Multimedia-Technologien in der HNO-Heilkunde: ISDN – Internet – ATM. *HNO* 48: 809–815
9. Wapler M, Hiller A, Stallkamp J et al. (1998) Entwicklung eines modularen Robotersystems für die Mikrochirurgie. *Biomedizinische Technik*, Bd 43, Ergänzungsbd 1. Forschungsbericht iwB (Dissertation). Springer, Berlin Heidelberg New York Tokio
10. Wapler M et al. (1999) Spezifikation, Konzeption und Entwurf einer seriennahen Roboter-Basisstation für die minimal invasive Chirurgie. Dokumentation, Universal Robot Systems
11. Zenner HP, Maaßen MM, Plinkert PK, Zimmermann R, Baumann JW, Reischl G, Leysieffer H (1998) Erste Implantationen eines vollständig implantierbaren elektronischen Hörsystems bei Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit. *HNO* 46: 844–852