

Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkranke
der Universität Würzburg
Direktor: Prof. Dr. med. Rudolf Hagen

Wahrnehmung synthetischer Laute durch Cochlea-Implantat-Patienten

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg
vorgelegt von

Eberhard Willinger
aus
Würzburg

Würzburg, 27.09.2005

Referent: Prof. Dr. med. Jan Helms

Korreferent: Priv.-Doz. Dr. med. Jan Pahnke

Dekan: Prof. Dr. Georg Ertl

Tag der mündlichen Prüfung: 30.03.2007

Der Promovend ist Arzt.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Historische Entwicklung des Cochlea-Implantats.....	4
2.1	Grundlegende Entdeckungen und Versuche	4
2.2	Erste Cochlea-Implantate.....	4
2.3	Weiterentwicklungen der Cochlea-Implantate.....	8
3	Sprachkodierungsstrategien	10
3.1	Einteilung nach Stimulationstypen	10
3.1.1	Analoge Stimulation	10
3.1.2	Der pulsatile Stimulationstyp	10
3.2	Einteilung nach der Signalverarbeitung	11
3.2.1	Waveform-Extraction.....	11
3.2.2	Feature-Extraction und „n-of-m“	11
3.3	Einteilung nach Ein- oder Mehrkanal-Systemen	11
3.3.1	Einkanalige Cochlea-Implantate.....	11
3.3.2	Mehrkanalige Sprachkodierungsstrategien	13
4	Anpassung der Cochlea-Implantate.....	17
5	Problemstellung und Herangehensweise.....	19
6	Entwicklung der Messeinrichtungen und Hilfsmittel	21
6.1	Sprachproduktion und Sprachsynthese	21
6.1.1	Modell der Vokalentstehung im Vokaltrakt	21
6.1.2	Sprachsynthese mit dem Klatt-Algorithmus.....	22
6.2	Auswahl der Testitems.....	24
6.3	Urteile und Maße	25
6.4	Apparativer Aufbau zum Abspielen des Tests	27

6.5	Durchführung der Untersuchungen.....	28
7	Bestimmung der Referenzfrequenz an Normalhörenden.....	30
7.1	Allgemeines	30
7.2	Erhebung der Daten.....	30
7.3	Auswertung der Daten	31
7.4	Ergebnisse.....	32
8	Untersuchungen mit CI-Patienten	35
8.1	Patientenstichprobe	35
8.2	Hypothesen und Erwartungen.....	35
8.3	Korrektur der Prozessoreinstellungen.....	36
8.4	Einfluss der CI-Anpassung auf die Bewertung der Vokale.....	39
8.4.1	Methode	39
8.4.2	Ergebnisse	39
8.4.3	Diskussion.....	40
8.5	Einfluss der CI-Anpassung auf die Lage des Maximums.....	41
8.5.1	Methode	41
8.5.2	Ergebnisse	41
8.5.3	Diskussion.....	43
8.6	Einfluss auf die Verständlichkeit der Vokale	43
8.6.1	Methode	43
8.6.2	Ergebnisse	44
8.6.3	Diskussion.....	45
8.7	Analyse der Falschurteile I (Frequenzabhängigkeit).....	45
8.7.1	Methode	45
8.7.2	Ergebnisse	47

8.7.3	Diskussion	48
8.8	Analyse der Falschurteile II (Formantkarte)	48
8.8.1	Methode	48
8.8.2	Ergebnisse	49
8.8.3	Diskussion	51
8.9	Vokalbewertung und Empfindlichkeit	52
8.9.1	Methode	52
8.9.2	Ergebnisse	53
8.9.3	Diskussion	55
9	Zusammenfassung	59
10	Ausblicke	61
11	Tabellarischer Anhang	62
12	Literaturverzeichnis	77

1 Einleitung

Ähnlich wie dies bei der Versorgung mit Hörgeräten der Fall ist, muss auch ein Cochlea-Implantat den individuell unterschiedlichen Wahrnehmungen der Benutzer angepasst werden. Die Sprachprozessoren verfügen hierzu über zahlreiche Einstellmöglichkeiten, so dass der Klang des Implantats den Hörempfindungen des Patienten möglichst gut angeglichen werden kann. Insbesondere sollte Sprache möglichst gut verständlich übertragen werden. Neuerdings wünschen CI-Nutzer vermehrt, dass auch Musik auf wohlklingende Weise mit dem CI dargeboten wird.

Im Allgemeinen werden bei der Anpassung für die einzelnen Kanäle der MCL- und THR-Wert, der „most comfortable level“ und der „threshold“, wie diese Größen beim MED-EL Implantat heißen, adjustiert. Ergänzend kann ein mehr oder weniger steiles so genanntes Maplaw, eine Kompressionskennlinie, gewählt werden. Mit der aktuellen Anpasssoftware können auch die Filterbandgrenzen der einzelnen Kanäle verändert werden. Die ältere Software bot nur die Möglichkeit, die standardmäßig vorgegebenen Einstellungen zu übernehmen. Auf der einen Seite kann durch die Anpassung der Filterbandgrenzen möglicherweise eine noch bessere Einstellung des Implantates erreicht werden, auf der anderen Seite wird die Anpassung komplexer, aufwändiger und beansprucht mehr Zeit. Gleichzeitig gewinnt ein Mangel der bisherigen Anpasspraxis an Gewicht: Die Wahrnehmungen durch ein Cochlea-Implantat können nicht so treffend beschrieben werden, dass daraus regelgeleitet eine verbesserte Einstellung abgeleitet werden kann. Insbesondere gilt dies für eine optimale Einstellung der Filterbandgrenzen.

Anatomische Studien zeigten, dass schon bei den Normalhörenden Form und Größe der Cochlea variieren (Friberg et al. 1988; Lang 1992). Falls das Ohr erkrankt, kann dies zu weitergehenden Veränderungen in der Schnecke führen, so dass dann der Elektrodenträger bei einer Implantation nicht einmal mehr in seiner ganzen Länge in die Cochlea eingeführt werden kann. Die daraus resultierende Tatsache, dass die einzelnen Elektroden von Patient zu Patient unterschiedliche Positionen in der Cochlea einnehmen, ließ sich mit radiologischen

Verfahren nachweisen (Ketten et al. 1998). Ähnliche Ergebnisse lieferten auch Untersuchungen an implantierten Felsenbeinen, bei denen die Implantations-tiefe histologisch überprüft werden konnte (Gstoettner et al. 1999).

Da man von der Annahme ausgeht, dass für die Stimulation über ein Cochlea-Implantat das Tonotopie-Prinzip in ähnlicher Weise wie in der intakten Cochlea zum Tragen kommt, ergibt sich, dass die als Standardeinstellung vorgegebene Zuordnung der Frequenzbänder zu den Elektroden nicht in jedem Fall optimal passen kann. Falls die Elektrode nicht ganz in die Cochlea eingeführt oder eine kurze Elektrode verwendet wird, so dass der für die Wahrnehmung tiefer Frequenzen verantwortliche Bereich in der Cochlea nicht stimuliert wird, ist mit noch größeren Wahrnehmungsverzerrungen zu rechnen.

Wird an Stelle einer normal langen Elektrode bei gleicher Kanalzahl eine kurze Elektrode eingesetzt, so kann auf die damit einhergehenden Probleme in unterschiedlicher Weise reagiert werden. Manche Autoren sprechen sich dafür aus, unter diesen Umständen die tiefen Frequenzen bewusst auf einen falschen Ort in der Cochlea abzubilden und in Kauf zu nehmen, dass auf Grund des Tonotopie-Prinzips eine Diskrepanz zwischen dem Ort der Stimulation und der dort abgebildeten Frequenz besteht. Untersuchungen zeigten, dass dieser Effekt, in der Literatur „frequency-shift“ genannt, in gewissen Grenzen tolerabel ist. Teilweise adaptierten CI-Patienten auf solchermaßen falsch zugeordnete Kanäle (Rosen et al. 1999). Kongenital Ertaubte sollen, da sie noch nie mit einem Höreindruck konfrontiert waren, von vorneherein mit dem „frequency-shift“ gut zurechtkommen (Faulkner et al. 2003). Andere Autoren sehen die Möglichkeiten der CI-Patienten, auf solche Fehlanpassungen zu adaptieren, als begrenzt an und propagieren eine Frequenzzuordnung, bei der nur geringe oder gar keine Frequenzdiskrepanzen auftreten (Fu, Shannon 1999). Eine andere Möglichkeit, ein möglichst großes Frequenzspektrum zu übertragen, bietet die Frequenzkomprimierung. Ausgehend von der Tatsache, dass die implantierte Elektrode nicht die ganze Cochlea erreicht, wird der für das Sprachverständnis wichtige Frequenzbereich so komprimiert, dass er nun frequenzmäßig zu dem kleineren, von den Elektroden überdeckten Areal auf der Cochlea passt. Hier entsteht die „falsche“ Frequenzzuordnung nun nicht durch eine falsche Lage der Elektroden

in der Cochlea, sondern durch die von der Elektronik bewirkte Kompression des Frequenzbereichs. Im Einzelfall ist zwischen der Informationsfülle und einer adäquaten Stimulation abzuwägen (Baskent, Shannon 2003).

Die Frage, welche Tonhöhe die durch das Cochlea-Implantat erzielte Stimulation bewirkt, wurde von verschiedenen Autoren in unterschiedlicher Weise bearbeitet, zum Teil wie in der vorliegenden Arbeit durch die Verwendung synthetischer Vokale. In einer Studie konnten dadurch für jeden CI-Patienten individuelle Formantenkarten erstellt werden (Harnsberger et al. 2001). Den Patienten wurden bestimmte Wörter auf einem Computerbildschirm angezeigt und sie sollten aus einer Anzahl synthetisierter Wörter dasjenige auswählen, welches dem angezeigten am ähnlichsten war. Da sich die Wörter in den Frequenzen der ersten beiden Formanten ihres Vokals unterschieden, entstand für jeden CI-Patienten eine spezifische Formantenkarte, mit deren Hilfe Frequenzverschiebungen oder das Adaptationsvermögen der Patienten sichtbar wurden. Synthetische Vokale wurden auch benutzt, um Zusammenhänge zwischen Sprachverständnis und Training, Anzahl der zur Synthese verwendeten Formanten sowie die Frequenzzuordnung der Elektroden zu untersuchen (Tong et al. 1988). Es liegt nahe anzunehmen, dass diese Studien auch das Ziel verfolgten, Informationen für eine verbesserte Anpassung der Cochlea-Implantate zu gewinnen. Arbeiten, welche diesen Schritt vollzogen hatten, konnten nicht gefunden werden. Wie im nächsten Abschnitt ausgeführt wird, waren die Entwickler der Cochlea-Implantate stets bemüht, eine Stimulationsweise zu finden, welche die spektral kodierte Information möglichst gut an den Hörnerv weitergibt.

2 Historische Entwicklung des Cochlea-Implantats

2.1 Grundlegende Entdeckungen und Versuche

Alessandro Volta (1745-1827) war der Erste, der erkannte, dass elektrische Ströme akustische Eindrücke auslösen können. In seinem Selbstversuch platzierte er Elektroden in den beiden äußeren Gehörgängen und leitete Gleichstrom von einem Ohr zum anderen durch seinen Kopf. Er beschrieb seine Empfindungen „like a blow on the head followed by a sound like the boiling of a viscous fluid“ (zitiert nach Brackmann 1976).

Zu Beginn des 20. Jahrhunderts wurden zahlreiche neue Erkenntnisse auf dem Gebiet der Hörphysiologie gewonnen: György von Békésy entwickelte die hydrodynamische Theorie des Hörens (Békésy 1928). Wever und Bray beschrieben, dass die Verarbeitung der akustischen Signale mit einer Veränderung elektrischer Potentiale in der Cochlea einhergeht (Wever, Bray 1936). Sie entwarfen ferner die Idee, ertaubten Menschen mittels elektrischer Stimulation Höreindrücke zu ermöglichen. Außerdem führten sie hierzu erste Versuche durch. Fiori-Ratti und Manfredi bestätigten, dass innerhalb der Cochlea akustische in elektrische Signale umgewandelt werden (zitiert nach Zöllner, Keidel 1963).

Von der direkten Stimulation des Hörnervs ist das elektrophone Hören zu unterscheiden. Hier führen die applizierten elektrischen Ströme in der Haut und dem darunter liegenden Gewebe zu direkten mechanischen Schwingungen, die, ähnlich dem Luftschall, in gewohnter Weise über das Innenohr detektiert werden. Eine umfangreiche Darstellung dieses Effektes findet sich bei Jones (Jones et al. 1940).

2.2 Erste Cochlea-Implantate

Die erste Implantation wird russischen Wissenschaftlern zugeschrieben (Andreev et al. 1935). Bekannter ist die Pioniertat von Djourno und Eyries, die 1957 eine Elektrode mit dem Ziel im menschlichen Ohr implantierten, verloren gegangenes Hören wieder herzustellen (Djourno, Eyries 1957). Dabei brachten

sie einen Metalldraht in direkten Kontakt mit dem Hörnerv. Die beiden operierten Patienten nahmen damit Geräusche wahr, die sie wie „Grillenzirpen“ oder „Trillerpfeifen“ beschrieben. Nach einiger Zeit konnten beide Patienten ihre Höreindrücke als Unterstützung beim Lippenlesen einsetzen. Teilweise waren sie in der Lage, den Rhythmus der Sprache zu erkennen und den Sprachfluss in Silben aufzulösen. Eine Zuordnung der Tonhöhe war nicht möglich. Dies veranlasste Djournö, darüber nachzudenken, ob man nicht auch das Ortsprinzip nutzen könnte, wenn man mehrere Elektroden implantierte.

Der Freiburger Otologe Zöllner begann nach einem Besuch bei Djournö in Paris, zusammen mit dem Erlanger Physiologen Keidel ebenfalls nach diesbezüglichen Lösungen zu suchen. Bereits zu diesem Zeitpunkt formulierten beide, ebenso wie Djournö, das weitgesteckte Ziel, ertaubten Patienten wieder ein Sprachverständnis zu ermöglichen. Sie führten orientierende Versuche durch und entwickelten eine Vorstellung darüber, welche operativen und technischen Voraussetzungen zum Erreichen dieses Ziels notwendig seien: Sie schlugen vor, die Elektroden über das runde Fenster in die Cochlea einzuführen und hielten eine Anzahl von 20 bis 100 Elektroden sowie einen Durchmesser von ca. 0,35 mm für erstrebenswert. Der abzudeckende Frequenzbereich sollte von 300 Hz bis 3000 Hz reichen, und die Signalübertragung zum implantierten Empfänger sollte transkutan erfolgen (Zöllner, Keidel 1963).

In den 1960er Jahren begannen der Otologe House und der Physiker Doyle, ein Cochlea-Implantat-System zu entwickeln. Zunächst stellten sie bei intraoperativen Stimulationen des Hörnervs fest, dass die vom Patienten wahrgenommene Lautstärke von der Amplitude der angelegten Spannung abhing und die gehörten Tonhöhen mit der Reizfolgegeschwindigkeit variierten (Doyle et al. 1964). Auf Grund dieser Beobachtungen entwickelten sie ein Implantatsystem (House-Urban Single-Channel CI-System), das den Hörnerv über eine einzige Elektrode stimulierte. Die Signalübertragung erfolgte transkutan. Bis Anfang der 1980er Jahre wurden mehrere hundert Patienten implantiert (Jaekel et al. 2002). 1982 wurde das Gerät in abgewandelter Form als House-3M-System auf den Markt gebracht. Die Patienten konnten damit Sprache und Klänge in vielfältiger Weise wahrnehmen. Sie berichteten über eine große Hilfe beim Lip-

penlesen. Offene Sprache konnte nur ausnahmsweise verstanden werden (Edgerton et al. 1984b). Ergänzend untersuchte die Forschergruppe in histologischen Studien, wie sich das Implantat und die elektrische Stimulation auf das Innenohr auswirkten (Johnsson et al. 1979, 1982).

An der Universität Stanford begann Simmons 1964, ein Multielektroden-Cochlea-Implantat zu entwickeln. Der Hörnerv wurde bipolar mit sechs Elektroden stimuliert (Simmons 1966). Ein Patient, der mit diesem Gerät implantiert wurde, erzielte in den akustischen Tests ähnliche gute Resultate, wie sie von House und Doyle publiziert wurden (Simmons 1969). Auch Simmons untersuchte, welche Veränderungen durch das Implantat in der Cochlea hervorgerufen wurden.

Michelson von der University of Carolina begann mit ähnlichen Forschungsarbeiten in den späten 1960er Jahren. Er entwickelte ein einkanaliges Cochlea-Implantat-System, das den Hörnerv bipolar stimulierte (Michelson 1976).

Ein ebenfalls mehrkanaliges Cochlea-Implantat-System wurde von Merzenich und Schindler in den 1970er Jahren entworfen (Merzenich et al. 1974). Damit sollte neben dem Periodizitätsprinzip auch das Ortsprinzip zum Übertragen der Frequenz eingesetzt werden. Bis in die 1980er Jahre hinein wurde das Implantat immer wieder verbessert (Multichannel-Merzenich/Storz-Implantat). Über acht Elektroden konnte der Hörnerv bipolar stimuliert werden. Die Signale wurden transkutan übertragen. Im Vergleich mit den einkanaligen Geräten verstanden die Patienten damit deutlich besser, wie Sprachtests mit Vokalen, Konsonanten und Sätzen zeigten (Merzenich et al. 1984; Jaekel et al. 2002).

In Melbourne begann der Physiologe und Otologe Clark nach einem Kontakt mit Simmons eigene Studien über Cochlea-Implantate. Zunächst konzentrierte er sich darauf, die biologische Verträglichkeit der implantierten Materialien bei Tieren zu prüfen. Erst 1978, nach etwa zehnjährigen Tierversuchen (Clark et al. 1975; Clark 1977), operierte er die ersten Patienten. Das Implantat verbesserte zwar die kommunikativen Fähigkeiten, offenes Verstehen von Sprache war meist jedoch nicht möglich.

In Frankreich wurde während der 1970er Jahre an die Erfolge von Djourno und Eyries angeknüpft. Chouard implantierte bei über 40 Patienten ein Mehrkanal-System (Chouard, MacLeod 1976). Die Signalübermittlung wurde zunächst perkutan durchgeführt. Da es jedoch zu Infektionen kam, wurde ein transkutanes System entwickelt. Auch die chirurgischen Methoden zur Einpflanzung der Elektroden wurden immer weiter verbessert, so dass Mittel- und Innenohr immer weniger durch die Operation geschädigt wurden. Das „neues Gehör für Taube“ genannte System ermöglichte Wort- und Satzdiskrimination ohne zusätzliches Lippenablesen (Weber et al. 1984).

Angeregt durch die Erfolge von House in den USA initiierte Burian das Wiener Cochlea-Implantat-Programm. Für die technische Seite konnte er Inge und Erwin Hochmair gewinnen. Sie schufen in den 1970er Jahren das weltweit erste mehrkanalige Implantat in Hybridtechnik. Aus den Erfahrungen mit diesem System und dem Wunsch, die elektrophysiologischen Vorgänge besser verstehen und untersuchen zu können, entstand ein einkanaliges System mit transkutaner Signalübertragung, die so genannte „Wiener Hörprothese“. Sie ermöglichte einigen Patienten Sprachverstehen ohne Lippenablesen (Burian et al. 1984).

In Deutschland versorgte Banfai (Köln-Düren) 1978 einen ersten Patienten mit einem Cochlea-Implantat. Man orientierte sich zunächst an dem Konzept von House und Mitarbeiter, entwickelte aber in den darauf folgenden Jahren ein eigenes System, bei dem der Hörnerv extracochleär stimuliert wurde. Mit dieser Art der Elektrodenplatzierung glaubte man, die intracochleären Strukturen ausreichend schonen zu können, um sie für zukünftige, verbesserte Implantate vorzuhalten und dennoch den Hörnerv genügend differenziert zu stimulieren. Außerdem wechselte man vom Einkanal- zum Mehrkanal-Prinzip. Die Signalübermittlung erfolgte zunächst per-, später transkutan (Hortmann et al. 1984). Mehrere der operierten Patienten erreichten ein offenes Sprachverständnis (Banfai et al. 1984).

2.3 Weiterentwicklungen der Cochlea-Implantate

Zahlreiche Studien zeigten, dass die mehrkanalige Stimulation des Hörnervs der einkanaligen überlegen war (Kiang et al. 1979; Michelson 1985; Gantz et al. 1987, 1988). Allerdings hat die analoge mehrkanalige Stimulation den Nachteil, dass sich die von den einzelnen Elektroden ausgehenden Ströme überlagern, wodurch unerwünschte Interaktionen entstehen. Clark und Mitarbeiter in Melbourne entwickelten als erste ein pulsatile, daher weitgehend interaktionsfreies, mehrkanaliges Cochlea-Implantat-System (Clark et al. 1983). Mit diesem Implantat konnte erstmals eine größere Zahl von ertaubten und hochgradig schwerhörigen Patienten in alltagstauglicher Weise Sprache verstehen. Durch die Markteinführung dieses Gerätes schaffte die Firma Nucleus, die bereits erfolgreich auf dem Markt der Herzschrittmacher agierte, einen Durchbruch (Jaekel et al. 2002). Vorhandene Erfahrungen in den Bereichen der Biokompatibilität von Materialien, Elektrostimulation von Geweben und Implantation von Elektroden konnten auch für das CI genutzt werden (Lehnhardt 2003).

Das System von Clark wurde in zahlreichen CI-Zentren eingesetzt. In Deutschland begannen 1984 Lehnhardt und Mitarbeiter in Hannover, das Nucleus-System in größeren Stückzahlen zu implantieren. Außerdem entwickelte Lehnhardt neue Operationstechniken (Lehnhardt 1993) und forcierte die CI-Versorgung von Kleinkindern (Lenarz et al. 1999). In diesem Zusammenhang wurde besonderes Gewicht auf die Rehabilitation der Patienten gelegt.

Zurzeit sind kommerziell vier Cochlea-Implantat-Systeme, die in größeren Stückzahlen vertrieben werden, erhältlich. Eine Übersicht über die technischen Daten gibt Tab. 1.

	Nucleus, Cochlear (Australien)	Advanced Bionics (USA)	MED-EL (Österreich)	Digisonic (Frankreich)
Bezeichnung	CI24R	Clarion-S	Combi 40+	Digisonic
Abmessung (mm)	27x18x6,4	31x25x6	33,4x23,4x4	28Øx6,8
Gewicht (Gramm)	9,5	8	9	15
Material Gehäuse	Silikon/Titan	Keramik	Keramik	Keramik
Max. Pulsrate (pps)	14500	6500	18000	7800
Stimulationskanäle	22	8	12	15
Sprachprozessoren	SPrint, ESPrint (HdO)	Clarion Platinum PSP & BTE	CIS PRO+, TEMPO+ (HdO)	Digisonic DX10
Anzahl Programme	8	3	3	2
Strategien	SPEAK, CIS, ACE	SAS, CIS, PPS	CIS, n of m	CIS, n of m

Tab. 1: Technische Daten der kommerziell verfügbaren Implantate (Dillier 2001; MXM 2005)

3 Sprachkodierungsstrategien

Ziel und Zweck eines Cochlea-Implantat-Systems bestehen darin, ein von außen kommendes akustisches Signal so aufzubereiten, dass der Hörnerv die dargebotene Information möglichst gut verwerten kann. Die Art und Weise, wie die akustische Information verarbeitet wird, bezeichnet man zusammenfassend als Sprachkodierungsstrategie. Sprachkodierungsstrategien sind in der Geschichte des Cochlea-Implantats immer wieder verändert und weiterentwickelt worden. Dies ist vor allem auf die rasanten technischen Fortschritte in der Entwicklung und Miniaturisierung der Halbleiterbausteine und auf Erkenntnisse in der Hörphysiologie zurückzuführen, die nicht zuletzt aus Erfahrungen mit dem Cochlea-Implantat selbst erwachsen.

3.1 Einteilung nach Stimulationstypen

3.1.1 Analoge Stimulation

Bei der analogen Stimulation wird die akustische Wellenform nahezu unverändert elektrisch nachgebildet. Der die elektrische Stimulation bewirkende Strom entspricht in seinem Amplituden- und Frequenzverlauf weitgehend dem Schalldruck im akustischen Signal. Eine Besonderheit der analogen Stimulation besteht darin, dass der Signalinhalt nicht umkodiert wird. Aus dem akustischen Signal werden nicht bestimmte Informationen extrahiert und diese dann angeboten, sondern man überlässt es den Verarbeitungsprozessen in der aufsteigenden Hörbahn und im Gehirn, wie die angebotenen Informationen genutzt werden.

3.1.2 Der pulsatile Stimulationstyp

Bei der pulsatilen Stimulation wird das Signal durch kurze, hintereinander folgende Impulse übertragen. Bei Mehrkanal-Cochlea-Implantaten können diese Impulse in nicht-überlappender Form dargeboten werden. Das heißt, zu einem Zeitpunkt ist immer nur eine Elektrode aktiv. Durch diese Strategie können die

bereits mehrfach erwähnten Kanal-Interaktionen vermieden beziehungsweise gering gehalten werden.

3.2 Einteilung nach der Signalverarbeitung

3.2.1 Waveform-Extraction

Bei dieser Art der Signalverarbeitung wird ein der Schallwelle möglichst ähnliches Stimulationssignal produziert. Es werden folglich keine speziellen Merkmale des eingehenden Signals hervorgehoben oder andere unterdrückt. Zu diesen Verfahren gehört etwa die Compressed-Analogue-Strategie (CA) (vgl. Abschnitt 3.3.2.1.1) oder die Continuous-Interleaved-Sampling-Strategie (CIS) (vgl. Abschnitt 3.3.2.1.2).

3.2.2 Feature-Extraction und „n-of-m“

Eine andere Möglichkeit der Signalverarbeitung besteht darin, bestimmte Signalkomponenten, denen man eine besondere Bedeutung zumisst, zu extrahieren und zu kodieren. Beispielsweise kann man die Verarbeitung durch die Basilarmembran simulieren, indem man aus dem Sprachsignal für Vokale deren Formantfrequenzen extrahiert und nur diejenigen Elektroden aktiviert, die einen den Formantfrequenzen entsprechenden Tonhöhereindruck hervorrufen. Später wurde die „n-of-m“-Strategie entwickelt, bei der nur die Frequenzbänder mit den höchsten Amplituden weiterverarbeitet werden. Die Feature-Extraction-Strategien und die „n-of-m“-Strategien wurden besonders von der australischen Firma Nucleus in Zusammenarbeit mit Clark und Mitarbeitern von der Universität Melbourne in den früheren Modellserien eingesetzt.

3.3 Einteilung nach Ein- oder Mehrkanal-Systemen

3.3.1 Einkanalige Cochlea-Implantate

Cochlea-Implantate dieses Typs verfügen über nur eine Elektrode, die nur an einer einzigen Position in der Cochlea platziert werden kann. Die Vorteile dieses Systems liegen im einfachen Aufbau und in der damit einhergehenden

Möglichkeit zur Miniaturisierung. Vor den ersten Implantationen Anfang der 1970er Jahre galt es als unwahrscheinlich, dass einkanalige Cochlea-Implantate dem Patienten ein für das Verstehen von Sprache verwertbares Signal würden bieten können (House 1985). Falls nämlich die Tonhöhenwahrnehmung ausschließlich mit dem Ortsprinzip erklärt wird, so muss gefolgert werden, dass mit einem einkanaligen System kein befriedigendes Sprachverständnis zu erreichen sein sollte. Dem Ortsprinzip zufolge werden unterschiedlich hohe Frequenzen dadurch gehört, dass die Basilarmembran für jede Frequenz an einer anderen, für diese Frequenz spezifischen Stelle maximal ausgelenkt wird und dementsprechend auch nur Neuronen in der Umgebung dieser eng umschriebenen Stelle erregt werden. Im Widerspruch zu dieser Sicht der Signalverarbeitung in der Cochlea konnten jedoch einige CI-Nutzer mit ihren einkanaligen Geräten Sprache sehr gut verstehen. Die Informationen über das Frequenzspektrum mussten also in einer anderen Form in den Aktionspotentialen des Hörnervs kodiert worden sein, nämlich gemäß dem so genannten Zeitprinzip. Demnach erhält der Patient seine Information über die Frequenz durch die zeitliche Abfolge der Aktionspotentiale auf den einzelnen Fasern des Hörnervs. Aus der Refraktärzeit der Hörnervfasern schloss man, dass nur Stimulationsraten von unter 1 kHz übertragbar sind. Aus diesem Grund sollten einkanalige Cochlea-Implantate keine Informationen über Signalinhalte liefern können, die mit Frequenzen über diesem Wert kodiert werden (Abbas 1993).

Im House-3M-System wurde das mit dem Mikrofon aufgenommene Signal durch einen Bandpass (340 bis 2700 Hz) gefiltert und einem 16 kHz Träger aufmoduliert. Das hieraus resultierende, nicht demodulierte Signal stimulierte den Hörnerv. Da das CI über keine dynamische Kompression des Eingangssignals verfügte (Edgerton, Brimacombe 1984a), konnte es bei lauten Eingangssignalen leicht zu Verzerrungen kommen. Mit diesem Cochlea-Implantat-System erreichten nur wenige Patienten ein offenes Satzverständnis (Gantz et al. 1988).

Ein ebenfalls einkanaliges Gerät ist das bereits erwähnte Wiener Implantat, das kurze Zeit als Vienna-3M-System von der amerikanischen Firmengruppe 3M vertrieben wurde (Hauser, Huber 2002), bis es nach Beendigung der Zusam-

menarbeit Ende der 1980er Jahre von der neu gegründeten Firma MED-EL produziert wurde. Im Unterschied zum House-3M-System wurde das Signal komprimiert, so dass es besser an den Dynamikbereich des Patienten angepasst werden konnte. Außerdem wurde das einem Hochfrequenzträger aufmodulierte Trägersignal nach der transkutanen Übertragung wieder demoduliert. Verglichen mit dem House-3M-System erzielten die damit implantierten Patienten bei der Spracherkennung bessere Ergebnisse (Tyler 1988).

3.3.2 Mehrkanalige Sprachkodierungsstrategien

Im Unterschied zu einkanaligen nutzen mehrkanalige Cochlea-Implantat-Systeme zusätzlich das Ortsprinzip. In die Cochlea wird ein Elektroden-Träger mit mehreren aktiven Elektroden eingeführt, so dass diese an unterschiedlichen Stellen gereizt wird. Da die Elektroden nicht annähernd so dicht gepackt werden können wie die Haarzellen, muss man einen gewissen Informationsverlust in Kauf nehmen. Es stellt sich die Frage, wie viele Elektroden notwendig sind, um ein zufrieden stellendes Ergebnis erreichen zu können. Wie bereits erwähnt, gingen Zöllner und Keidel von bis zu 100 Elektroden aus. Heutige, auf dem Markt befindliche Cochlea-Implantat-Systeme verwenden zwischen acht und 22 Elektroden.

3.3.2.1 Waveform-Extraction

3.3.2.1.1 Die Compressed-Analogue-Strategie (CA)

Die Compressed-Analogue-Strategie wurde in den Cochlea-Implantat-Systemen Ineraid (Eddington 1980) und UCSF/Storz (Merzenich et al. 1984) eingesetzt. Mittels einer automatischen Verstärkungsregelung wurde das Eingangssignal komprimiert. Vier Bandpassfilter trennten das Signal in vier Kanäle auf, und die Ausgänge der vier Bandpässe speisten die entsprechenden vier Elektroden. Die Mittelfrequenzen der Bandpassfilter lagen bei 500, 1000, 2000 und 3400 Hz. Der Hörnerv wurde in analoger Form durch die vier Elektroden simultan stimuliert (Loizou 1998). Im Vergleich zu den einkanaligen Cochlea-Im-

plantat-Systemen lieferte die CA-Strategie deutlich bessere Ergebnisse (Edgington 1980).

3.3.2.1.2 Die Continuous-Interleaved-Sampling-Strategie (CIS)

Ein Nachteil der simultanen mehrkanaligen Sprachkodierungsstrategie besteht in den Kanalinteraktionen. Um diesen Nachteil auszuschalten und gleichzeitig die miteinander konkurrierenden Vorteile ein- und mehrkanaliger Implantate zu wahren, entwickelte Wilson am Research Triangle Institute (RTI) die CIS-Strategie, bei der reihum in schneller, vorgebarbarer Reihenfolge immer nur über eine einzige Elektrode mit einem kurzen Stromimpuls stimuliert wird (Wilson et al. 1991). Die sehr kurzen (s. u.) biphasischen Impulse werden in einer nicht-überlappenden (interleaved) Form so angeboten, dass zu keinem Zeitpunkt mehr als eine Elektrode aktiv ist. Die Amplituden der Impulse werden durch Hüllkurvenextraktion aus den Ausgangssignalen der Bandpassfilter gewonnen. Abb. 1 zeigt das Blockdiagramm eines Cochlea-Implantats mit CIS-Strategie: Das Signal wird zuerst verstärkt und die Höhen angehoben. Dann wird es in mehrere Frequenzbänder, bei Wilson waren es sechs, aufgespalten. Für jedes Frequenzband wird die Einhüllende extrahiert, indem das Signal gleichgerichtet und tiefpass-gefiltert wird. In zwei weiteren Stufen wird das Signal nichtlinear komprimiert und an den Dynamikbereich des Patienten angepasst (Wilson et al. 1991).

Ein wichtiger Parameter der CIS-Strategie ist die Pulsrate. Höhere Pulsraten korrelieren in bestimmten Grenzen mit einem besseren Sprachverständnis (Wilson et al. 1995). So zeigten Studien, dass Stimulationsraten von 2100 pps (pulses per second) pro Kanal signifikant bessere Ergebnisse liefern als Stimulationsraten bis 800 pps pro Kanal (Loizou et. al. 2000). Aktuelle Cochlea-Implantat-Systeme bieten noch höhere Pulsraten.

In der CIS-Implementation von MED-EL kann die Stimulations-Reihenfolge der Elektroden verändert werden. Im Anpassprogramm ist eine Stimulationsfolge mit weit auseinander liegenden Elektroden voreingestellt. Beispielsweise für das COMBI 40+ die Elektrodensequenz: 1-7-2-8-3-9-4-10-5-11-6-12. Mit dieser

Verschachtelung wird versucht, den Einfluss noch vorhandener Kanalinteraktionen gering zu halten.

In manchen Systemen lässt sich die Stimulationsrate dadurch erhöhen, indem man mehrere Elektroden gleichzeitig stimuliert. Auch in diesen Fällen wird aus den genannten Gründen über weit auseinander liegende Elektroden stimuliert (Loizou 2003). Dementsprechend heißen diese Strategien Paired-Pulsatile-Stimulation-Strategie (PPS) oder Quadruple-Pulsatile-Sampler-Strategie (QPS).

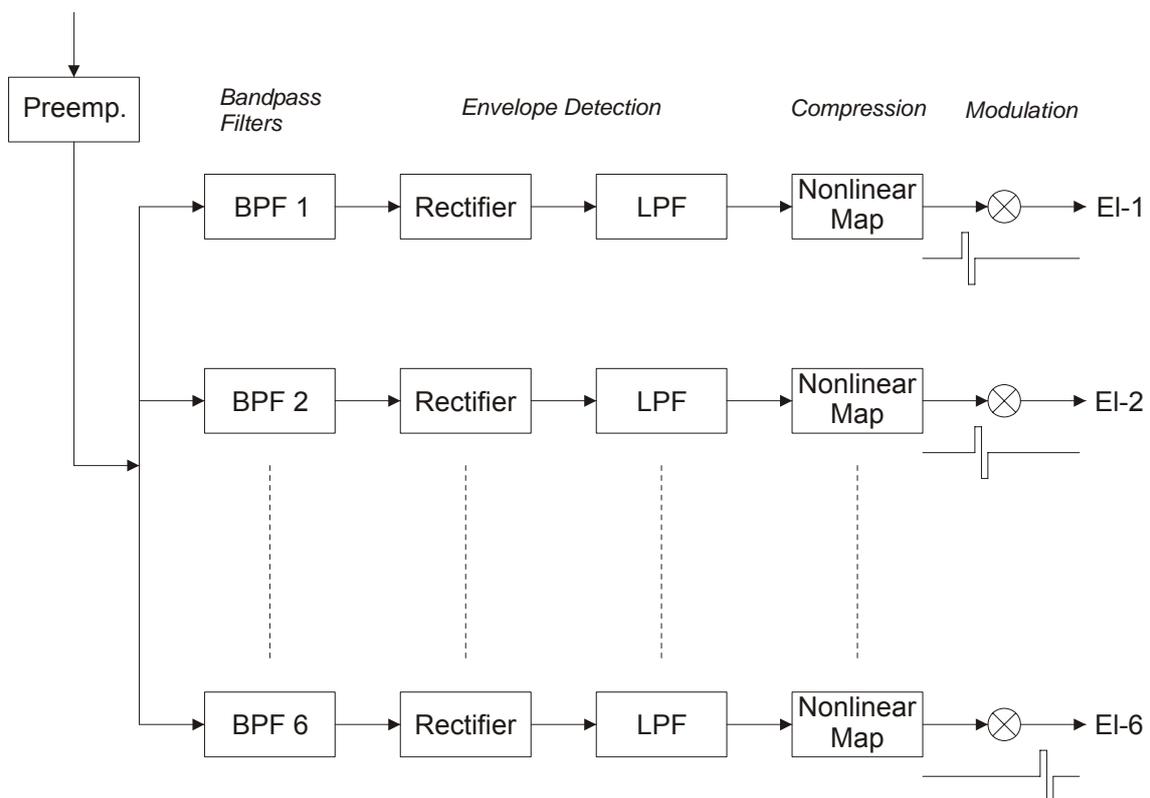


Abb. 1: Blockdiagramm der CIS-Strategie

Zurzeit bieten die folgenden kommerziellen Cochlea-Implantat-Hersteller die CIS-Strategie an: Clarion, MED-EL und Nucleus.

3.3.2.2 Feature-Extraction und „n-of-m strategy“

Sprachkodierungsstrategien, die mit einer Feature-Extraction arbeiten, wurden besonders in den Systemen der australischen Firma Nucleus (vgl. Abschnitt 3.2.2) eingesetzt.

Anfangs hatte man sich zum Ziel gesetzt, die Formanten aus dem Sprachsignal herauszufiltern und nur diese Formantfrequenzen dem CI-Patienten darzubieten. Die F0F1F2-Strategie (Tong et al. 1983) war eines der ersten Verfahren dieser Art. Später folgten Erweiterungen, wie die so genannte MultiPeak-Strategie (MPEAK), die durch Hinzunahme höherer Frequenzen das Sprachverständnis der Patienten verbesserte (Whitford et al. 1993; Antognelli et al. 1991).

Die aktuellere Spectral-Peak-Strategie (SPEAK) basiert nicht mehr auf einer Formantenanalyse, sondern zerlegt das eingehende Signal in eine bestimmte Anzahl von Frequenzbändern, von denen nur diejenigen mit den höchsten Amplituden an den Hörnerv weitergeleitet werden (McDermott et al. 1992). Alternativ spricht man von einer „n-of-m strategy“. Die Advanced-Combinational-Encoders-Strategie (ACE) schließlich (Vandali et al. 2000) gilt als Weiterentwicklung der SPEAK-Strategie (Fearn 2001) beziehungsweise als Kombination von SPEAK- und CIS-Strategie (Marangos, Laszig 1998).

4 Anpassung der Cochlea-Implantate

Die Möglichkeiten und Vorgehensweisen beim Anpassen eines Cochlea-Implantats unterscheiden sich beim Vergleich der verschiedenen Fabrikate nur geringfügig. Alle in dieser Arbeit untersuchten Patienten trugen aber ausnahmslos ein MED-EL-Implantat. Die nachfolgenden Ausführungen über die Anpassung beziehen sich daher allein auf dieses Implantat.

In einem ersten Schritt müssen die über die Elektroden applizierten Ströme an den Dynamikbereich des Patienten angepasst werden. Dies geschieht durch Festlegen der so genannten THR- und MCL-Werte für jeden nutzbaren Kanal. THR steht für „threshold“ und bezeichnet diejenige Stimulationsstärke, die gerade einen Höreindruck auslöst. MCL steht für „most comfortable level“ und bezeichnet denjenigen Wert des Stimulationsstroms, der einen angenehm lauten Höreindruck erzeugt. Falls der maximal einstellbare Strom nicht ausreicht, den MCL-Pegel zu erreichen, so kann die Dauer der Stimulationsimpulse verlängert werden, um auf diese Weise eine größere Lautstärke zu erreichen. Im Normalfall wird die Voreinstellung, die kürzest mögliche Impulsdauer verwendet. Falls einzelne Kanäle sehr verzerrt klingen und dadurch den Gesamteindruck störend beeinflussen oder der MCL-Pegel trotz verlängerter Impulse nicht erreicht werden kann, lassen sich diese Kanäle abschalten. Eine bessere Sprachverständlichkeit lässt sich nicht selten auch durch eine Veränderung des „Maplaws“ erzielen. Mit Hilfe des „Maplaws“ wird der funktionelle Zusammenhang zwischen der Größe des Audiosignals und der Größe des Stimulationsstroms festgelegt. Dieser ist logarithmisch und zeigt für kleine Lautstärken einen steileren Anstieg als für große. Obwohl veränderbar, wird standardmäßig als Hüllkurvenextraktion die Hilbert-Transformation und als Stimulationsstrategie CIS verwendet. Ebenfalls einstellbar sind in der Windows-Version des Anpassprogramms die Bandgrenzen für die Bandfilter. Im Sinne der graphischen Oberfläche von Windows können die Bandgrenzen für jedes Band unabhängig voneinander mit der Maus adjustiert werden.

Etwa sechs Wochen nach der Implantation eines Cochlea-Implantats findet die Erstanpassung statt. Zu diesem Zeitpunkt ist die Operationswunde ausreichend

verheilt. Nach der Erstanpassung kommt es meist rasch zu Veränderungen des Hörempfindens. Möglicherweise gewöhnt sich der Patient an die anfangs neuartigen Wahrnehmungen, so dass nach kurzer Zeit zunächst laute Geräusche leiser erscheinen. Die MCL-Werte können folglich nach oben korrigiert werden, womit sich gleichzeitig der Dynamikbereich vergrößert. In den ersten Tagen nach der Erstanpassung kann es daher notwendig werden, die Einstellungen wiederholt zu verändern. Meist stabilisieren sich die Werte nach einigen Wochen. Für gewöhnlich finden die späteren Anpassungen daher im Abstand von drei, sechs und zwölf Monaten und danach im Jahresrhythmus statt.

5 Problemstellung und Herangehensweise

Auf Grund der angeführten Literaturzitate erscheint es sinnvoll, beim Anpassen auch die Filtergrenzen zu variieren, um damit eine möglicherweise bessere Einstellung für den Patienten zu erreichen. Leider ist dieser Ansatz nicht ohne weiteres zu verwirklichen, weil es schwierig ist, hierfür ohne großen zeitlichen Aufwand ausreichend genaue Daten über die wahrgenommenen Frequenzen zu erhalten. In der vorliegenden Arbeit wird auf eine neue Weise versucht, für dieses Problem eine Lösung zu finden.

Taube und Schwerhörige entscheiden sich für ein Cochlea-Implantat, weil sie hoffen, mit dieser Technik Sprache verstehen zu können. Sie wollen wieder teilhaben an Gesprächen, sei es in der Familie, im Freundeskreis oder in der Öffentlichkeit. Daher versucht man, ein Cochlea-Implantat – von Ausnahmen abgesehen – so anzupassen, dass die wahrgenommene Sprache möglichst gut verstanden wird. Wegen der Bedeutung der durch das CI erzielten Sprachverständlichkeit erschien es sinnvoll, a) die Güte der Anpassung durch die Sprachverständlichkeit zu messen und b) Informationen für die richtige Anpassung aus der erzielten Sprachverständlichkeit abzuleiten.

Die weitere Ausgestaltung dieser Idee basiert auf der Hypothese, dass für jede Anpassung ein Parametersatz existiert, mit dem Sprache optimal verstanden wird und dass Anpassungen mit davon abweichenden Parametern zu einer schlechteren Sprachverständlichkeit führen. Falls die Hypothese richtig ist, so impliziert sie, dass es Ziel der Anpassung sein muss, den für den jeweiligen Patienten optimalen Parametersatz aufzufinden. In der vorliegenden Arbeit wurde diese Zielsetzung auf das Problem der optimalen Einstellung der Bandpassgrenzen eingeeengt.

Zu Beginn dieser Arbeit war es auf einfache und schnelle Weise nicht möglich, die Bandgrenzen zu verändern. Das angewandte Verfahren kommt daher mit einer festen Einstellung des Cochlea-Implantats aus und modifiziert stattdessen die angebotene Sprache. Mit Hilfe des Computers ist dies heute auf einfache Weise möglich. Man kann Sprache mit dem Computer synthetisieren.

Als Testitems wurden Vokale benutzt. Vokale erschienen für diesen Zweck besonders geeignet, da ein wesentliches distinktives Merkmal die von Vokal zu Vokal verschiedenen Formantfrequenzen sind. Vereinfachend wurde nur die Frequenz des ersten Formanten F1 gezielt variiert. Die auf diese Weise mit unterschiedlichem ersten Formanten synthetisierten Vokale waren von den CI-Patienten hinsichtlich ihrer Qualität zu beurteilen. Aus den so erhaltenen Informationen wurde auf die Prozessoreinstellung rückgeschlossen.

Bei Sprachverständnis-Tests mit CI-Patienten wurde bisher meist natürliche, durch Menschen produzierte Sprache verwendet. Hierbei sind jedoch unerwünschte Variationen im Sprachsignal möglich (Tong et al. 1988): Die Grundfrequenz oder die Intensität, mit der gesprochen wird – um nur einige charakteristische Sprachparameter zu nennen – können permanent fluktuieren. Außerdem zeichnet sich jeder Sprecher durch eine individuelle Klangcharakteristik seiner Stimme aus. Diese unkontrollierbaren Eigenschaften natürlicher Sprache sind durch den Einsatz des Synthesizers vermeidbar. Außerdem lässt sich gezielt der Einfluss von einem einzelnen Parameter auf die Wahrnehmung studieren, indem man nur diesen einen Parameter variiert und beobachtet, welche Veränderung dies in der Wahrnehmung des Probanden bewirkt.

6 Entwicklung der Messeinrichtungen und Hilfsmittel

6.1 Sprachproduktion und Sprachsynthese

6.1.1 Modell der Vokalentstehung im Vokaltrakt

Bei Vokalen und allen anderen stimmhaft gebildeten Lauten stellt die Glottis den Entstehungsort der Schallwellen dar. Der aus der Trachea austretende Luftstrom regt die paarig angeordneten Stimmlippen zu Schwingungen an. Wenn der Luftdruck in der Trachea ausreichend hoch angestiegen ist, öffnen sich die Stimmenlippen, und die Luft entweicht impulsartig in den Pharynx. Unterstützt durch den Bernoulli-Effekt schließen sich die Stimmlippen sofort wieder. Im Vergleich zur Öffnungsphase bleiben sie anschließend über einen längeren Zeitraum geschlossen. In dieser Zeit steigt der Druck in der Trachea wieder an, und der gleiche Vorgang beginnt von neuem. Der zeitliche Abstand zwischen den einzelnen Glottisimpulsen definiert die Grundfrequenz F_0 . Bei Männern beträgt sie etwa 120 Hz, bei Frauen etwa 240 Hz.

Die Wellenform des Primärschalls wird bereits im Bereich des Kehlkopfs durch Resonanzeffekte verändert, ein messtechnisch schwierig zu erfassender Effekt (Breen 1992). Im weiteren Verlauf tritt der Glottisimpuls in den Vokaltrakt ein, der wegen seiner Rohrform, ähnlich einer Orgelpfeife, als Resonator wirkt sowie als eine Kette von gekoppelten Resonatoren, falls mehrere Engstellen vorhanden sind. Das Spektrum des Glottisimpulses wird durch diese Resonatoren verändert. Die entstehenden Resonanzüberhöhungen, die besonders bei den Vokalen deutlich hervortreten und hier als Formanten bezeichnet werden, geben den Vokalen ihren spezifischen Klang. Wesentlichen Einfluss haben die ersten fünf Formanten F_1 bis F_5 . Am variabelsten sind die beiden tieffrequenten Formanten F_1 und F_2 . Ihre Lage wird vor allem dadurch bestimmt, dass durch Zunge und Gaumen zwei Räume abgetrennt werden. Ein Raum befindet sich hinter der Engstelle, einer vor ihr. Der größere von Beiden bestimmt in etwa die Lage der Frequenz von F_1 , der kleinere ist für F_2 verantwortlich. Der Mensch kann durch seine äußerst bewegliche Zunge unterschiedlich große Räume for-

men und dadurch die Resonanzfrequenzen der Formanten variieren. Auf diese Weise entstehen die verschiedenen Vokale (Flanagan 1972; Potter 1947).

6.1.2 Sprachsynthese mit dem Klatt-Algorithmus

In der vorliegenden Arbeit wurde ein Software-Sprach-Synthesizer nach Klatt (Klatt 1979) benutzt. Dieser simuliert weitgehend den oben beschriebenen Sprachtrakt mit Mitteln der digitalen Signalverarbeitung. Es wird ein Glottisimpuls gebildet, der verschiedene Filter durchläuft, die den Resonatoren des Stimmtrakts entsprechen. Abb. 2 zeigt eine schematische Darstellung des Synthesizers.

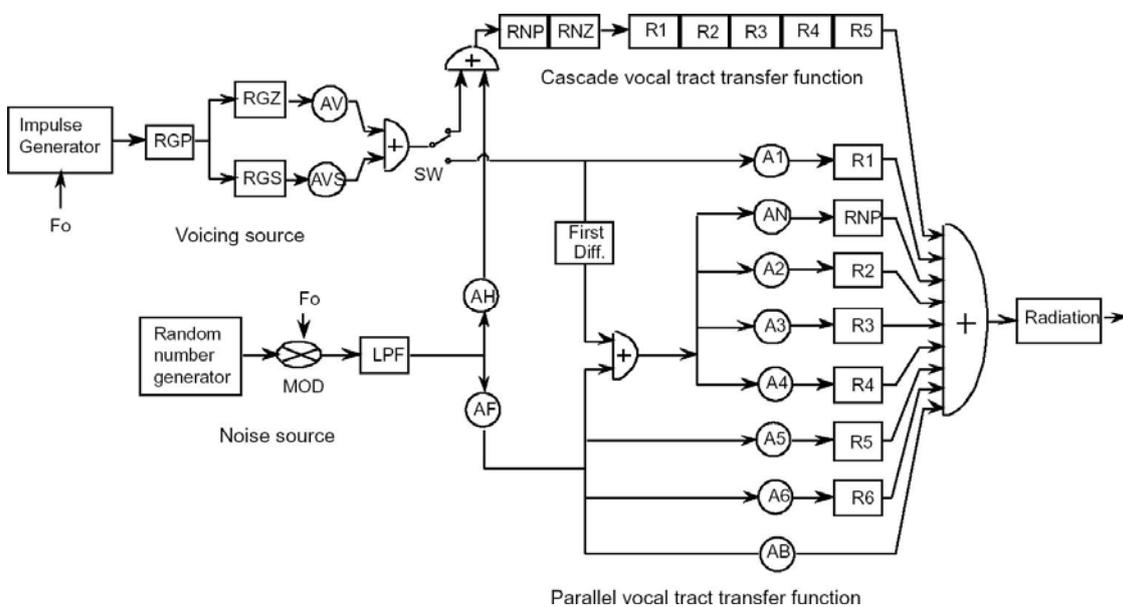


Abb. 2: Schematische Darstellung des Klatt-Synthesizers. Die digitalen Resonatoren sind mit dem Präfix R versehen, die Amplituden-Regler mit dem Präfix A. Jeder Resonator R_n hat eine zugehörige Resonanzfrequenz F_n und eine Resonanzbandbreite B_n (Klatt 1979).

Der Glottisimpuls besteht aus einem einzelnen Rechteckimpuls, der im Rhythmus der gewünschten Grundfrequenz F_0 errechnet wird. Die Länge des Impulses kann eingestellt werden. Aus der Grundfrequenz und der gewählten Abtastrate von 44,1 kHz, die der Abtastrate bei einer Audio-CD entspricht, ergibt sich die Anzahl der Abtastwerte pro Periode. Das erste Filter RGP wirkt als Tiefpass und schleift, bildlich gesprochen, an dem primären Rechteckimpuls die Ecken

ab, so dass der entstehende, im zeitlichen Verlauf weichere Impuls den realen Glottisimpuls besser approximiert (Flanagan 1958). Die Bandbreite von RGP beträgt 100 Hz. Zusätzlich können die beiden parallelen Filter RGS und RGZ (ein Antiresonator) hinzugeschaltet werden. Sie dienen der weiteren Verfeinerung des Glottisimpulses. Die mit den bislang aufgeführten Programmschritten korrelierenden anatomisch-physiologischen Verhältnisse spielen sich im Bereich des Larynx ab.

Auf die bisher beschriebenen Eingangsstufen folgt die Nachbildung der Übertragungsfunktion des Vokaltraktes mit zwei alternativen Wegen der Signalverarbeitung. In dieser Arbeit wurde nur der Zweig, der für die Erzeugung der Vokale vorgesehen ist, realisiert. In diesem Zweig können bis zu fünf Filter mit einer resonanzartigen Übertragungsfunktion in Serie geschaltet werden. Die genaue Anzahl richtet sich danach, ob man die Stimme eines Kindes, einer Frau oder eines Mannes nachahmen will. Bei Kindern und Frauen kommt man mit vier Filtern aus, bei Männern ist häufig ein zusätzliches Filter notwendig. Den größten Einfluss auf die Charakteristik eines Vokals haben die ersten drei Filter der Kette, R1, R2 und R3. Sie formen die bei natürlicher Sprache im Spektrum deutlich sichtbaren und dominanten Formanten. Die Frequenz F1 des ersten Formanten variiert innerhalb der Vokale der deutschen Sprache zwischen 180 Hz und 750 Hz, die des zweiten Filters F2 zwischen 600 Hz und 2300 Hz und die des dritten Filters F3 zwischen 1300 Hz und 3100 Hz. Die Frequenzen der Filter R4 und R5 liegen bei 3300 Hz beziehungsweise 3750 Hz. Ähnlich wie die Frequenzen können auch die Bandbreiten der Filter angepasst werden. Die sinnvollen Werte liegen zwischen 40 Hz und 500 Hz für die Bandbreiten B1, B2 und B3 der ersten drei Filter. Die in diesem Absatz beschriebenen Filter bilden die anatomisch-physiologischen Verhältnisse oberhalb des Larynx und im Mundraum nach.

Für die Synthese von Nasallauten sind in Serie zwei weitere Filter RNP und RNZ (ein Anti-Resonator) eingefügt.

Das letzte Glied in der Übertragungskette, in der Abbildung mit Radiator bezeichnet, bildet die Abstrahlung des Schalls durch die Mundöffnung nach (Fant 1960).

Ein synthetisierter Vokal mit durchweg gleicher Grundfrequenz klingt unnatürlich monoton und erinnert stark an ein Maschinengeräusch. Natürliche Sprache weist stets Frequenz-Variationen auf. Da eine Implementierung der aufwändigen Ablaufsteuerung des Klatt-Synthesizers für den hier vorgesehenen Zweck nicht sinnvoll erschien, wurde die Variation der Grundfrequenz mit einem modifizierten Taktgenerator realisiert. Mehrere unterschiedliche Frequenzverläufe wurden untereinander verglichen. Ein befriedigend natürlich klingender Vokal ließ sich mit einem recht einfachen zeitlichen Verlauf erzielen: einer mit der Zeit zunehmend schneller sinkenden Grundfrequenz. Abrupte Übergänge in einem Audiosignal werden als Knacken gehört und sind zu vermeiden. Das sanfte Ein- und Ausschwingen der synthetisierten Signale wurde über eine vorgegebene Hüllkurve gesteuert. Da das Testprogramm in der Programmier-Sprache Visual Basic (Version 6.0) der Firma Microsoft verwirklicht wurde, bot es sich an, den Synthesizer unter Verwendung der gleichen Sprache in das System zu integrieren.

6.2 Auswahl der Testitems

Für die Untersuchungen wurden die acht Vokale 'a', 'e', 'i', 'o', 'u', 'ä', 'ö' und 'ü' synthetisiert. Vokale wurden aus zwei Gründen gewählt: Zum einen handelt es sich im Wesentlichen um stationäre Laute, zum anderen ist für die Erkenn- und Unterscheidbarkeit der Vokale die frequenzmäßige Lage der Formanten das bestimmende Merkmal. Anders als bei den Konsonanten, die von kurzer Dauer sind und deren Erkennbarkeit wesentlich von transienten Vorgängen abhängt, ist dies bei Vokalen nicht der Fall. Daraus resultiert für die Vokale eine weitere für die Untersuchungen günstige Eigenschaft: Die Formantfrequenzen müssen während der gesamten Darbietungsdauer nicht verändert werden, sie können bei einem festen Wert verharren.

An dieser Stelle ist ein Hinweis nützlich: Anders als in der Phonetik, in der die Symbole der Lautschrift jeweils einen speziellen Laut einer Sprache repräsen-

tieren, werden in dieser Arbeit die Symbole in zweifacher Weise gebraucht. Ähnlich wie in der Phonetik werden die Symbole benutzt, wenn über das Urteil des Probanden abgefragt wird, welchen Laut er gehört hat. Da die untersuchten Probanden mit den Symbolen aus der Phonetik nicht vertraut waren, wurde die unscharfe aber allgemein verständliche Repräsentation durch die Zeichen des Alphabets verwendet. Gleichzeitig sollten dadurch falsche Assoziationen vermieden werden: Die in der Untersuchung eingesetzten Laute sind unnatürlich lang und kommen so im Deutschen nicht vor.

Im Unterschied hierzu werden die gleichen Symbole in dieser Arbeit auch in einem ganz anderen Sinn verwendet, nämlich als Etikett für eine Stimulusgruppe. Hierbei kann der Proband möglicherweise einen ganz anderen als den durch das Etikett bezeichneten Laut hören. Dieser zunächst verwirrend erscheinende Gebrauch lässt sich nicht vermeiden. Einerseits ist zu Beginn der Untersuchung nicht bekannt, wie die Stimuli von den einzelnen CI-Trägern gehört werden, andererseits werden die Formantfrequenzen um einen Schwerpunkt schwankend variiert, so dass sich auch objektiv die Laute einer Stimulusgruppe, obwohl sie die gleiche Bezeichnung tragen, unterscheiden. Die Bezeichnung einer Stimulusgruppe lässt daher nicht darauf schließen, was im Einzelnen gehört wird. Die Bezeichnung gibt vielmehr an, für welchen Laut der optimale Syntheseparameter gesucht wurde.

6.3 Urteile und Maße

Sprachtests und Verständlichkeitsmessungen werden bevorzugt benutzt, wenn quantifiziert werden soll, wie groß der kommunikative Nutzen eines Cochlea-Implantats ist. Üblicherweise werden die Ergebnisse von Sprachtests in der Weise ausgewertet, dass die richtigen Antworten, seien es Laute, Phoneme, Wörter oder ganze Sätze, ausgezählt werden und der entsprechende Prozentsatz der richtig wiedergegebenen Items berechnet wird. Für dieses Verfahren wird man unterstellen dürfen, dass es wegen der Beschränkung auf die beiden Alternativen „richtig“ oder „falsch“ unempfindlich gegenüber kleinen Veränderungen ist. Eine veränderte Wahrnehmung wird erst dann zu einem abweichenden Urteil führen, wenn der angebotene Stimulus so sehr in seinen Eigen-

schaften verändert wurde, dass damit einhergehend eine Wahrnehmungsschwelle überschritten wird und auf Grund dessen ein anderes Urteil abgegeben wird.

Untersuchungen, die sich auf Häufigkeiten stützen, haben einen weiteren Nachteil: Für abgesicherte Schlüsse benötigt man große Stichproben. Wegen dieser Bedenken wurde ein erweitertes Verfahren angewandt: Der Proband sollte beurteilen, wie gut die Synthese des vorgespielten Lauts gelungen war. Das Urteil der Probanden wurde in Form einer Schulnote zwischen eins und sechs abgefragt. Gleichzeitig wurde durch die Art und Weise, wie die Antwort auf dem Bildschirm einzugeben war, auch kodiert, auf welchen Vokal sich das jeweilige Urteil bezog.

Damit die beiden Informationen, nämlich die Bewertung als Schulnote und das Urteil „richtig“ oder „falsch“, mathematisch leichter zu handhaben waren, wurden sie zu einer neuen Variablen verschmolzen. Die Noten wurden in Punkte umgerechnet. Für die Eins wurden fünf Punkte vergeben, für die Zwei vier und sukzessive für jede höhere Note ein Punkt weniger, so dass für die Sechs null Punkte übrig blieben. Die Information „richtig“ oder „falsch“ wurde mit +1 oder -1 kodiert und mit der Zahl der Punkte multipliziert. Der Wertebereich der Skala reicht somit von -5 bis +5. Die Null entspricht einem neutralen Urteil, das durch die Note Sechs abgegeben werden kann. Die Probanden wurden während der Instruktion angewiesen, in dem Falle, in dem der Laut nicht zuzuordnen sei, die Sechs als Urteil abzugeben.

Die Urteile wurden den beiden Kategorien „richtig“ oder „falsch“ folgendermaßen zugeordnet: Wie bemerkt, wurden, ausgehend vom Referenzvokal, Laute mit systematisch abgeänderten Synthesefrequenzen generiert. Gab der Proband an, den Referenzvokal gehört zu haben, so wurde dies mit „richtig“ bewertet, anderenfalls mit „falsch“. Das bedeutet, dass eine durchaus richtige Wahrnehmung mit der Bewertung „falsch“ belegt werden konnte, weil die aktuelle Synthesefrequenz von der Referenzfrequenz so weit abwich, dass objektiv ein anderer als der Referenzvokal synthetisiert wurde.

6.4 Apparativer Aufbau zum Abspielen des Tests

Während der Untersuchungen saß der Proband dem Versuchsleiter an einem Tisch gegenüber. Das Programm war auf einem tragbaren Computer (Laptop) des Herstellers Panasonic, Modell CF-37 installiert worden, der unter dem Betriebssystem Microsoft Windows 2000 lief und als Besonderheit über ein berührungsempfindliches Display verfügte. Die Audiosignale wurden über eine Onboard-Soundkarte, Modell Crystal WDM des Herstellers Cirrus Logic, abgespielt und über einen Audioverstärker, Modell PMA-680R des Herstellers Denon, sowie einen Audiometrie-Lautsprecher des Herstellers Westra wiedergegeben. Eine schematische Darstellung des apparativen Untersuchungsaufbaus zeigt Abb. 3

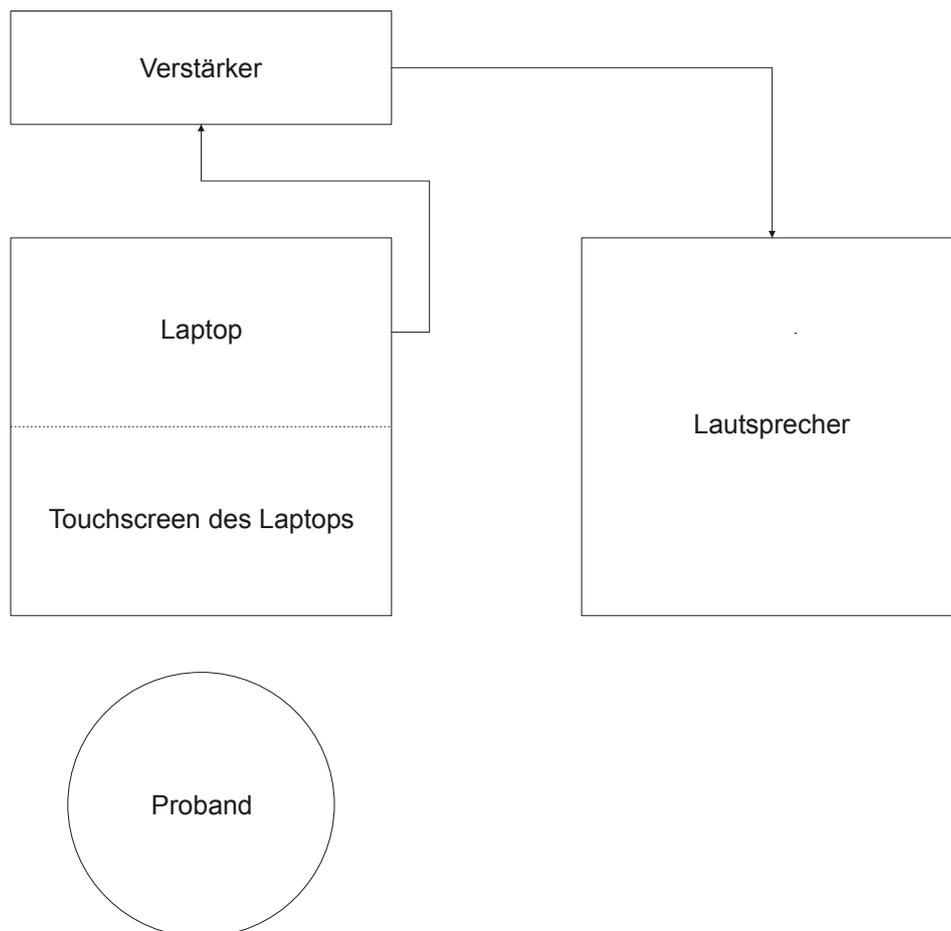


Abb. 3: Schematische Darstellung des apparativen Untersuchungsaufbaus

Nach jedem Stimulus gab der Proband sein Urteil ab. Dazu hatte er zunächst in Gedanken dem gehörten Vokal entsprechend eine Zeile auszuwählen (Abb. 4). Durch Berühren einer der von eins bis sechs durchnummerierten Schaltflächen in der ausgewählten Zeile gab er dann seine Bewertung ab.

Gehörten Vokal in der zugehörigen Zeile benoten: 1 = sehr deutlich, 6 = völlig unverständlich

A	1	2	3	4	5	6
E	1	2	3	4	5	6
I	1	2	3	4	5	6
O	1	2	3	4	5	6
U	1	2	3	4	5	6
Ä	1	2	3	4	5	6
Ö	1	2	3	4	5	6
Ü	1	2	3	4	5	6

Skalierungsfaktoren: 0.8/0.9/1/1.1/1.2 Parameter: F1
Wiederholungen: 7 Start Ergebnisse Synthesizer

Abb. 4: Eingabebildschirm für die Urteile der Probanden

6.5 Durchführung der Untersuchungen

Die normalhörenden Probanden und die CI-Patienten wurden mit dem gleichen Programm untersucht. Als Stimuli wurden synthetische Vokale verwendet, die sich untereinander durch die Frequenz des ersten Formanten F1 unterscheiden. Ausgehend von einer mittleren Frequenz, die als Referenzfrequenz bezeichnet wird, wurden die Vokale mit symmetrisch nach oben und unten abweichenden Frequenzen synthetisiert. Die Normalhörenden wurden mit sieben

Frequenzen, die 55, 70, 85, 100, 115, 130 und 145 Prozent der Referenzfrequenz betragen, untersucht. Die CI-Patienten wurden mit drei Frequenzen getestet. Je nachdem, ob die Sprachverständlichkeit im Freiburger Einsilber über oder unter 50 Prozent lag, wurden die enger gruppierten Werte 80, 100 und 120 Prozent oder die weiter gruppierten Werte 70, 100 und 130 Prozent eingesetzt. Den schlechter verstehenden Patienten wurden also deutlichere Unterschiede angeboten. Beispielsweise wurde der Vokal 'a', dessen Referenzfrequenz F1 für den ersten Formanten in den Untersuchungen mit den Normalhörenden zu 980 Hz gefunden worden war, den besser hörenden Patienten mit den beiden abweichenden Frequenzen 784 Hz und 1176 Hz vorgespielt, den schlechteren mit den Frequenzen 686 Hz und 1274 Hz. In beiden Fällen liegt die tiefste Frequenz im Bereich der verwendeten Referenzfrequenz für den Vokal 'ä', für die schlechter Hörenden sogar darunter. Alle Frequenzen wurden gleich oft in einer zufälligen Reihenfolge ausgewählt. Bei den normalhörenden Probanden wurde der Test siebenmal wiederholt. Jeder Proband musste also $7 \times 7 \times 8 = 392$ Stimuli beurteilen. Die CI-Patienten durchliefen der Test dreimal. Jeder Patient hatte $3 \times 3 \times 8 = 72$ Vokale zu bewerten.

Die CI-Patienten wurden im Rahmen der routinemäßig durchgeführten Kontrollen untersucht. Um den Erwartungen des Patienten zu genügen, passte man zunächst das Cochlea-Implantat neu an. Standardmäßig wurde daraufhin eine Reihe von Sprachtests durchgeführt, um zu dokumentieren, wie sich die Sprachverständlichkeit mit der Tragedauer des Cochlea-Implantats verändert. Da bis zu diesem Zeitpunkt von den Patienten bereits viel erwartet worden war, wurden in der Patientengruppe nur drei Frequenzen bei drei Wiederholungen getestet.

Aus dem gleichen Grund wurde auch nur die Frequenz F1 des niedrigsten Formanten variiert. Im Allgemeinen wird der Einfluss von F2 auf das Sprachverständnis als bedeutsamer eingeschätzt (Thomas 1968). Falls daher die Variation von F1 zu einem positiven Resultat führen sollte, so wäre nach Thomas von einer Variation des zweiten Formanten ein noch deutlicherer Effekt zu erwarten.

7 Bestimmung der Referenzfrequenz an Normalhörenden

7.1 Allgemeines

Wenn man die Grenzen des Möglichen sprengen könnte, dann wünschte man sich ein Cochlea-Implantat, welches das verloren gegangene Gehör in einer Art und Weise wiederherstellen könnte, dass die Unterschiede zu den Normalhörenden aufgehoben würden. Ohne Zweifel ist dies eine illusionäre Vorstellung, aber sie zeigt, dass es die Normalhörenden sind, deren Art zu Hören das Richtmaß vorgibt. Da keine schwerwiegenden Einwände erkennbar waren, warum dies nicht auch für das Hören mit dem CI gelten sollte, stützen sich die weiteren Ausführungen auf die Annahme, dass die Normalhörenden eine natürliche Referenz für das Hören mit dem CI abgeben.

In diesem Sinne wurden auch die Parameter des Klatt-Synthesizers an der Wahrnehmung der Normalhörenden ausgerichtet. Ausgehend von den Werten für die Synthese der Vokale im Englischen (Klatt 1979) wurde eine Konfiguration für die Vokale im Deutschen aufgesucht. In einem ersten Schritt wurden die Parameterwerte geleitet durch die eigene Wahrnehmung variiert. Der so gefundene Satz von Werten diente als Referenz für die Beurteilung durch die Normalhörenden. Da in der geplanten Untersuchung der CI-Patienten ausschließlich die Formantfrequenz F1 variiert werden sollte, wurde auch nur diese eine Formantfrequenz mit den Normalhörenden optimiert. Im Hinblick auf den Aufwand und den geringen Unterschied zu den im Selbstversuch ermittelten Formantfrequenzen F1 wurde darauf verzichtet, alle Parameter mit Normalhörenden festzulegen.

7.2 Erhebung der Daten

Die Referenzfrequenzen wurden mit dem gleichen Programm bestimmt, mit dem auch die Untersuchung der CI-Träger durchgeführt wurde. Die Stichprobe bestand aus vier Normalhörenden im Alter von 24 bis 71 Jahren. Als Aus-

gangswerte dienen die aus den eigenen Hörversuchen ermittelten Frequenzen für F1, wie sie im tabellarischen Anhang (Seite 73) aufgeführt sind.

7.3 Auswertung der Daten

Im Allgemeinen werden die Urteile aus psychophysischen Tests von einer ausgeprägten zufallsbedingten Komponente überlagert. Es erscheint daher angebracht, entsprechende fehlerreduzierende Verfahren anzuwenden. Im vorliegenden Fall galt es, aus den sieben Messwerten pro Vokal und Proband diejenigen Formantfrequenzen zu berechnen, für welche die synthetisierten Vokale mit dem besten Urteil belegt wurden. Da zwischen den benutzten Frequenzen relativ große Lücken bestanden und es gut vorstellbar ist, dass gerade ein Zwischenwert zu einer optimalen Wahrnehmung führen kann, wird für den weiteren Verlauf eine nahe liegende, mathematische Idealisierung benutzt. Es wird angenommen, dass die Urteile stetig mit der Formantfrequenz variieren. Das heißt, die Abhängigkeit der Urteile von der Formantfrequenz kann in Form einer glatten Urteilsfunktion beschrieben werden. Damit wird gleichzeitig impliziert, dass das Maximum der Funktion auf einen nicht gemessenen Zwischenwert entfallen kann. Falls die Urteilsfunktion bekannt ist, so lässt sich das Maximum nach bekannten Algorithmen leicht bestimmen. Das verbleibende Problem besteht also darin, die unbekanntete Urteilsfunktion zu finden. Da von Messdaten auszugehen ist, kann die Lösung des Problems prinzipiell nur in einer Näherung bestehen. Diese wird dadurch gewonnen, dass mit Hilfe eines Ausgleichsverfahrens eine geeignete Modellfunktion an die Messdaten angepasst wird.

Die im Folgenden Bewertungsfunktion genannte Modellfunktion sollte verschiedene Bedingungen erfüllen: a) Sie sollte aus mathematischer Sicht einfach zu handhaben sein, b) sinnvollerweise im verwendeten Intervall einen konvexen Verlauf mit einem Maximum aufweisen und c) auch für beliebig große Abszissenwerte keine Werte kleiner als -5 annehmen. Diese Bedingungen erfüllt mit leichten Modifikationen die Dichtefunktion der Normalverteilung, die in der nachfolgenden Form als Funktion benutzt wird: $f(x) = a * \exp(-(b(x-x_0))^2) - 5$. Die Parameter a, b und x_0 wurden mit dem in Excel enthaltenen Hilfsprogramm „Solver“ berechnet. Für a ist gleichzeitig die Nebenbedingung $a \leq 10$ zu erfüllen,

um den Wertebereich zwischen -5 und +5 festzulegen. Der Parameter a legt die Höhe der Glockenkurve fest, b gibt an, wie sensitiv die Probanden auf Frequenzänderungen reagieren, und x_0 steht für diejenige Frequenz, bei der die Funktion ihr Maximum annimmt. Zur Berechnung der Referenzfrequenzen wurden die Messdaten für jede Frequenz über die vier Probanden gemittelt und die Bewertungsfunktion an die Mittelwerte angepasst.

7.4 Ergebnisse

In Abb. 5 sind die in Punkte umgerechneten Urteile für den Vokal 'o' des Probanden N2 dargestellt. Diese Daten wurden aus zwei Gründen für die Darstellung ausgewählt: a) Die Urteile weisen eine besonders kleine Varianz auf. Die gemessenen Werte legen daher sehr scharf den Verlauf der Bewertungsfunktion fest. b) Für den Vokal 'o' überspannen die Urteile in Abhängigkeit von der Synthesefrequenz den möglichen Wertebereich nahezu vollständig. Sie geben daher einen Eindruck vom Verlauf der Bewertungsfunktion innerhalb des gesamten Wertebereichs. Die Funktion approximiert die Urteile in Abhängigkeit von der Synthesefrequenz in brauchbarer Weise. Die Werte für die Approximationsfunktion liegen innerhalb der eingezeichneten 95 % Vertrauensintervalle der Urteile. Ähnliches gilt auch für die anderen Vokale, deren Daten im Anhang mitgeteilt werden (Seite 63 bis 70). Im Allgemeinen zeigten die anderen Vokale weniger starke Veränderungen mit der Synthesefrequenz, so dass ein breites Verhaltensspektrum beobachtet werden konnte, bis hin zum anderen Extremfall, in dem die Urteile sehr resistent gegenüber Änderungen in den benutzten Synthesefrequenzen waren. Zusammenfassend wurden für alle Vokale auch die mittleren Bewertungen dargestellt (Seite 71 bis 72).

Das Maximum der Ausgleichsparabel liegt um 14 % oberhalb der von mir bevorzugten Referenzfrequenz, der in der Abbildung der Abszissenwert eins entspricht. Ähnlich geringe Verschiebungen ergaben sich auch bei den anderen Vokalen.

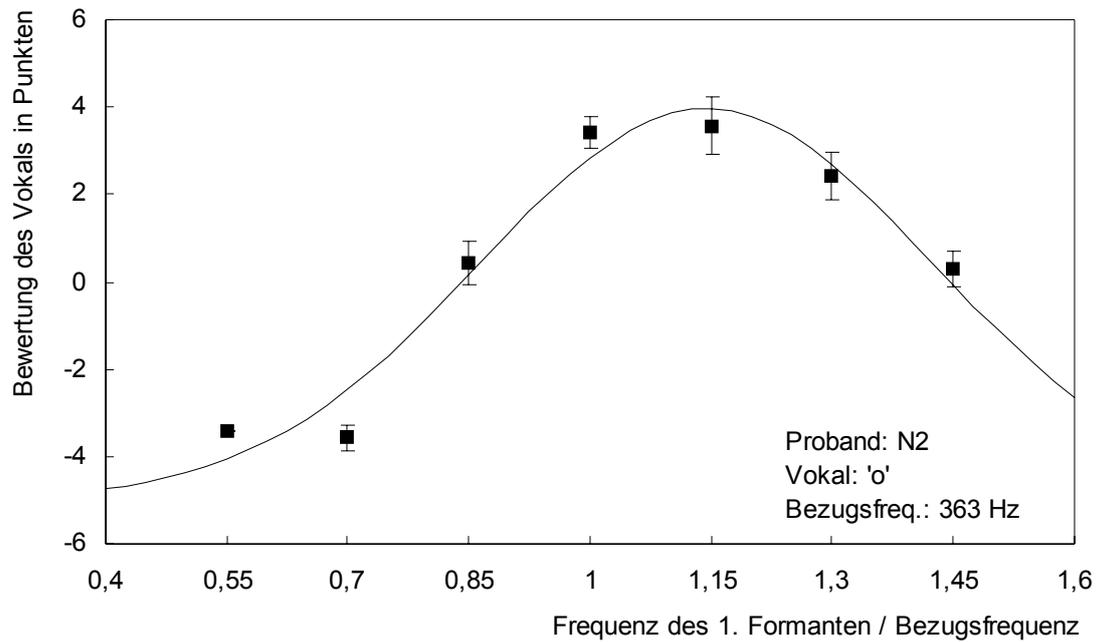


Abb. 5: Bewertung des Vokals 'o' durch den normalhörenden Probanden N2

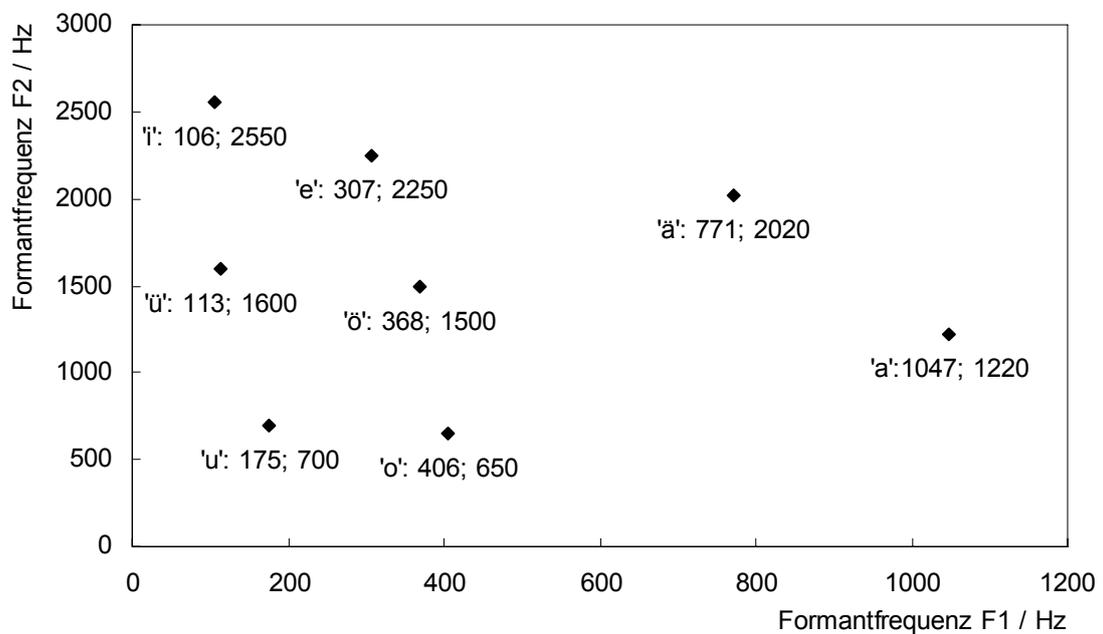


Abb. 6: Referenzfrequenzen für die Formanten F1 und F2 der Vokale

Abb. 6 zeigt alle an den Normalhörenden ermittelten Referenzwerte in einer zweidimensionalen Darstellung. Zusätzlich zu den Frequenzen für den ersten Formanten, die auf der Abszisse abgetragen sind, gibt die Ordinate die Frequenzen für den zweiten Formanten wieder. Beide Formanten bestimmen in hohem Maße, welcher Vokal gehört wird. Der komplette als Referenz bestimmte Parametersatz für die Vokalsynthese, so wie er für die Untersuchungen der CI-Patienten verwendet wurde, ist für alle Vokale im tabellarischen Anhang (Seite 74) aufgelistet.

8 Untersuchungen mit CI-Patienten

8.1 Patientenstichprobe

Insgesamt wurde die Trägfähigkeit der dargelegten Ideen an fünf CI-Patienten geprüft. Über typische Eigenschaften der Patienten wie Alter, Geschlecht, Tragezeit des Cochlea-Implantats und Ergebnisse in den Sprachverständlichkeitstests informiert Tab. 2.

	Patient 1	Patient 2	Patient 3	Patient 4	Patient 5
Alter	37 ¼ J.	64 ½ J.	61 ¼ J.	41 ¼ J.	47 ¾ J.
Geschlecht	männlich	weiblich	männlich	weiblich	männlich
Zeit seit Implantation	5 Mon.	1 J. 7 Mon.	1 J. 1 Mon.	11 Mon.	4 J 5 Mon.
FE	46,6 %	100 %	56 %	51,6 %	87,3 %
FZ	100 %	100 %	95 %	90 %	100 %
HSM	69,5 %	100 %	87,7 %	80,1 %	92,4 %
Legende: FE: Freiburger Einsilbertest, gemessen bei 80 dB SPL FZ: Freiburger Zahlentest, gemessen bei 80 dB SPL HSM: Satztest nach Hochmair, Schulz und Moser, gemessen in Ruhe					

Tab. 2: Patienteninformationen

Patient P2 war bilateral versorgt worden und benutzte im Alltag beide Geräte, wurde aber, wie die anderen Patienten, mit nur einem Implantat getestet. Sie entschied sich für die linke Seite. Die Angaben in der Tabelle beziehen sich auf diese Seite.

8.2 Hypothesen und Erwartungen

Der Untersuchung der CI-Patienten liegt die Hypothese zugrunde, dass sie, falls das Implantat richtig angepasst ist, unterschiedlich hohe Töne mit der glei-

chen Tonhöhe wahrnehmen sollten wie Normalhörende. Für Patienten mit einem fehlangepassten Implantat sollten die Tonhöhen dagegen differieren.

Von den Vokalen ist bekannt, dass deren Wahrnehmung von der Lage gewisser, charakteristischer Frequenzen abhängt: den Formantfrequenzen. Daraus leitet sich ab, dass CI-Nutzer synthetisierte Vokale als gut bewerten sollten, wenn zwei Sachverhalte zutreffen: a) Das Cochlea-Implantat ist ideal angepasst und b) die Vokale werden mit der an Normalhörenden ermittelten Referenzfrequenz synthetisiert. Bei abweichenden Synthesefrequenzen sollte sich dagegen, ähnlich wie bei den Normalhörenden, der Klang verschlechtern. Die Probanden sollten die Vokale schlechter bewerten. So sollte ein nicht richtig angepasstes Implantat bei Vokalen, die mit der Referenzfrequenz synthetisiert wurden, zu einer verzerrten Empfindung führen und die Vokale sollten bei einer von der Referenzfrequenz abweichenden, höher oder tiefer liegenden Frequenz besser beurteilt werden. Auch die zu dieser Thematik zitierten Untersuchungen lassen diese Annahmen plausibel erscheinen. Im Folgenden soll die Trägfähigkeit dieser Hypothesen einer Prüfung unterzogen werden. Es ist allerdings nicht Ziel dieser Arbeit, alle Möglichkeiten des Verfahrens auszuloten. Dies war deshalb nicht möglich, weil man mit dieser Zielsetzung die Antworten der Patienten in Echtzeit hätte auswerten müssen. Die passenden Algorithmen sind aber sinnvollerweise nur dann in das Untersuchungsprogramm zu implementieren, wenn man weiß, wie sich die Probanden in der Untersuchungssituation verhalten. Die folgenden Untersuchungen zielen darauf ab, diese Informationen bereitzustellen.

8.3 Korrektur der Prozessoreinstellungen

Nach der routinemäßig durchgeführten Prozessoranpassung und den Sprachtests wurde bei den CI-Trägern die Anpassung bezüglich der Tonhöhenwahrnehmung mit den oben beschriebenen Verfahren überprüft. Daraufhin wurde die Prozessoranpassung verändert. Der Einfluss auf den Klang der Vokale wurde in einer anschließenden, zweiten Untersuchung festgestellt. Da nur zu vermuten war, wie sich die Patienten verhalten würden, sichtete der Untersucher die Daten und hatte daraufhin unter großem Zeitdruck zu entscheiden, wie

die Anpassung zu korrigieren sei. Für die Prozessoranpassung wurde daher ein vereinfachtes Verfahren eingesetzt. Aus den Messergebnissen wurde ein Vokal ausgewählt, der die beiden folgenden Kriterien zu erfüllen hatte: a) Das Maximum der Bewertung sollte nicht bei der Referenzfrequenz, sondern bei einer davon abweichenden Frequenz liegen. b) Die Bewertung des Vokals sollte mit ansteigender Synthesefrequenz entweder kontinuierlich steigen oder fallen. Der ausgewählte Vokal hatte also die Eigenschaft, dass dessen erste Formantfrequenz extrem falsch abgebildet wurde. Für jeden Patienten konnte ein solcher Vokal gefunden werden.

Abb. 7 zeigt beispielhaft einen solchen Verlauf. Dargestellt sind Mittelwerte und Standardabweichungen der abgegebenen Bewertung zum Vokal 'ä' des Patienten P1. Mit 4,33 Punkten wurde der mit der niedrigsten Formantfrequenz F1 von 540 Hz synthetisierte Laut am höchsten bewertet.

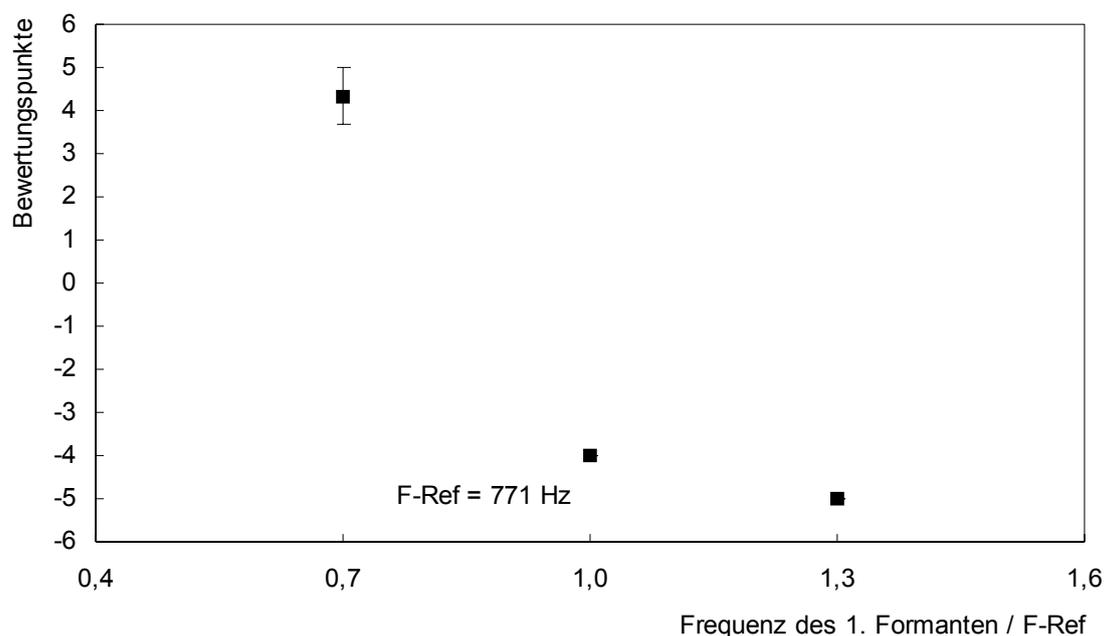


Abb. 7: Bewertung des Vokals 'ä' durch Patient P1

Alternativ zu diesem Beispiel könnte die Bewertungsfunktion auch zu tiefen Frequenzen hin abfallen. Je nachdem, welcher Fall vorlag, wurden die Bandgrenzen der Filter zu tieferen oder höheren Frequenzen verschoben. Falls der

gewählte Vokal, wie im gezeigten Beispiel, bei einer niedrigeren Frequenz als der Referenzfrequenz eine bessere Bewertung erhalten hatte, so wurden die Bandgrenzen des Prozessors nach oben in Richtung höherer Frequenzen verändert, im anderen Fall nach unten. Im Ergebnis sollte durch diese Korrektur der Bandgrenzen das Maximum der Bewertungsfunktion näher an die Referenzfrequenz herangerückt werden. In der obigen Abbildung entspricht dies dem Abszissenwert 1,0. Im Einzelnen musste für die Korrektur ein Verfahren benutzt werden, das während der Sitzung ohne aufwändige Auswertung der Daten und allzu großen Zeitaufwand durchführbar war. Zunächst wurde jener Bandpass im Anpassprogramm aufgesucht, in dessen Durchlassbereich die Referenzfrequenz des betrachteten Vokals fiel. Im obigen Beispiel sind dies 771 Hz. Die Bandgrenzen dieses Bandpasses wurden nun entsprechend der gefundenen prozentualen Verschiebung der am besten bewerteten Frequenz verschoben. Im obigen Beispiel wird die beste Bewertung bei 0,7, also 30 % unterhalb der Referenzfrequenz erreicht. Entsprechend wurden zum Ausgleich die Bandgrenzen um 30 % angehoben. Die Bandgrenzen der Nachbarbänder wurden mit wachsendem Frequenzabstand vom „Referenzband“ zunehmend weniger stark verändert. Die Korrekturen konzentrierten sich dadurch auf das Referenzband und dessen Umgebung.

Falls zufälligerweise das Maximum der Bewertungsfunktion bei einem Extremwert der benutzten Synthesefrequenz gelegen wäre, so läge es nach der Korrektur bei der Referenzfrequenz. In diesem Fall hätte man eine optimale Korrektur erreicht. Vermutlich – mit Gewissheit lässt sich dies aus den Daten nicht erschließen – wird in vielen Fällen das Maximum der Bewertungsfunktion außerhalb des benutzten Frequenzbereichs gelegen haben. Die Fehlanpassung wird sich daher im Mittel nur verringert haben, sie wird nicht beseitigt worden sein. Die detaillierten Werte der Bandgrenzen für jeden CI-Nutzer finden sich im tabellarischen Anhang (Seite 75 und 76).

8.4 Einfluss der CI-Anpassung auf die Bewertung der Vokale

8.4.1 Methode

Falls die angegebenen Hypothesen zutreffen, sollte der speziell ausgewählte Vokal nach der Korrektur der Anpassung besser bewertet worden sein als vorher, weil wegen der Korrektur die wahrgenommene erste Formantfrequenz näher bei der Referenzfrequenz liegen sollte. Dies wurde getestet, indem die Differenz der Bewertungen vor und nach dem Verändern der Bandpässe gebildet wurde. Ein positiver Wert dieser Differenz spricht für die Richtigkeit der Hypothese. Die Signifikanz wurde mit dem Vorzeichentest geprüft. Als signifikant gelten fünf positive Differenzen.

8.4.2 Ergebnisse

Abb. 8 zeigt die Differenz zwischen den beiden Bewertungen nach und vor der Korrektur für den jeweils ausgewählten Vokal. Die Daten wurden sortiert, so dass die Daten für den Patienten mit dem kleinsten Effekt links zu liegen kom-

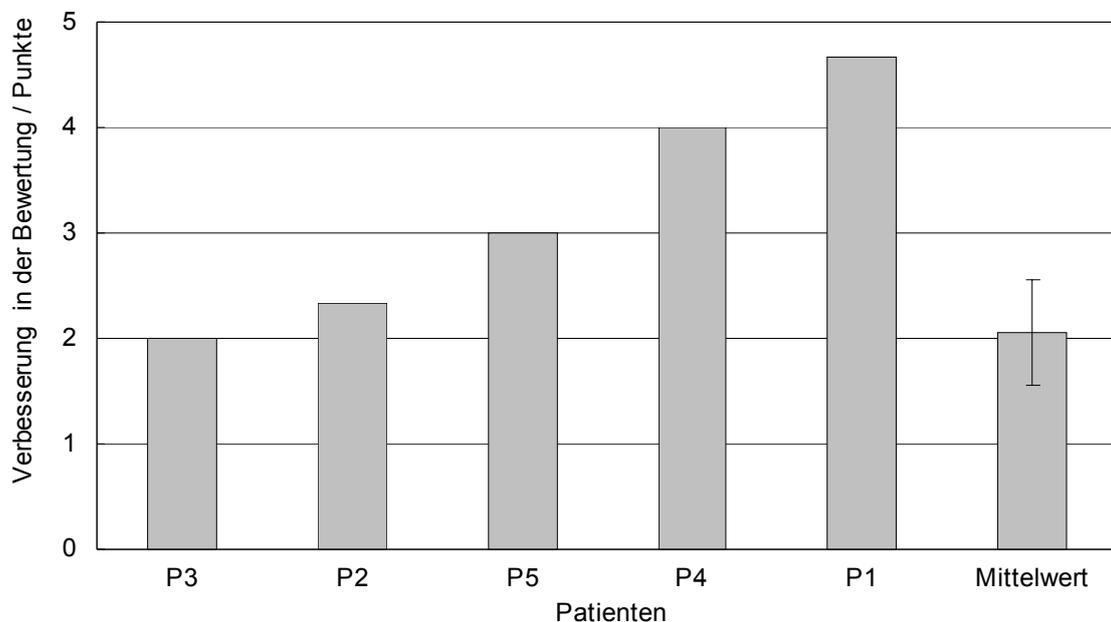


Abb. 8: Verbesserung in der Bewertung der Vokale nach Änderung der Bandpässe in Punkten

men und der fünfte Balken die Daten des Patienten mit dem größten Effekt re-präsentiert. Der ganz rechte Balken steht für Mittelwert und Standardabweichung aus den Werten für die fünf CI-Nutzer.

Die Ergebnisse sind nach dem Vorzeichentest signifikant ($p = 0,03$).

8.4.3 Diskussion

Die fünf CI-Patienten bewerteten den ausgewählten Vokal nach Veränderung der Prozessoreinstellung signifikant besser. Bei den Patienten P1 bis P4 wurden die Frequenzbänder zu höheren Frequenzen hin verschoben. Dies wird als Hinweis gewertet, dass die Standardeinstellung zu niedrige Frequenzen auf den jeweiligen Cochlea-Regionen abgebildet hat. Bei Patient P5 wurde eine Verbesserung durch entgegengesetztes Verschieben erreicht. Im Sinne der oben ausgeführten Argumentation müssten bei ihm zu hohe Frequenzen auf die jeweiligen Cochlea-Regionen abgebildet worden sein. Da der untersuchte Vokal nach der Korrektur der Bandpässe besser bewertet wurde als vorher, legen die Daten den Schluss nahe, dass durch die Frequenzverschiebung die im Audio-Signal enthaltenen Frequenzanteile nun vermehrt die „richtigen“ Hörnervfasern reizten. Aus der Tatsache, dass ein positiver Effekt beobachtet wurde, darf auch geschlossen werden, dass die in Abschnitt 1 unterstellte Falschzuordnung der Frequenzbänder durch Adaptationsvorgänge nicht oder nur teilweise kompensiert worden war.

Die obige Argumentation geht davon aus, dass der gezeigte Effekt nicht durch einen Trainingseffekt erreicht wurde. Man könnte einwenden, dass die CI-Patienten dadurch, dass sie wiederholt mit den synthetischen Vokalen konfrontiert wurden, diese immer besser erkennen konnten. Um einem solchen Lerneffekt entgegenzuwirken, wurden den Patienten während der Tests keine Rückmeldungen über die Bewertung ihrer Urteile gegeben. Außerdem wurden die Ergebnisse aller CI-Patienten darauf untersucht, ob mit dem Fortschreiten der Untersuchung die Vokale tendenziell besser beurteilt wurden. Ein solcher Trainingseffekt ließ sich auf dem 5 %-Niveau nicht nachweisen.

8.5 Einfluss der CI-Anpassung auf die Lage des Maximums

8.5.1 Methode

Die Auswertung der Daten im vorausgehenden Abschnitt bezieht sich nicht explizit auf eine Verschiebung der Bewertungsfunktion. In diesem Abschnitt wird für die CI-Patienten unterstellt, dass die Bewertungsfunktion einen ähnlichen Verlauf wie bei den Normalhörenden hat und durch die Korrektur der Prozessoranpassung eine Verschiebung des Maximums dieser Bewertungsfunktion in Richtung auf die Referenzfrequenz stattfindet. Hierzu wurden wiederum in Excel die auch für die Normalhörenden benutzten Bewertungsfunktionen an die Daten angepasst. Die korrespondierende Nullhypothese wurde mit dem Vorzeichenstest geprüft.

8.5.2 Ergebnisse

Abb. 9 zeigt für alle Patienten die Bewertung des ausgewählten Vokals vor und nach Veränderung der Prozessoreinstellung. Auf der X-Achse sind die Referenzfrequenz und die relativen Abweichungen von dieser aufgetragen. Die Y-Achse gibt die Bewertung wieder. Die grauen Symbole repräsentieren die Bewertungen, wie sie der Patient vor der Korrektur der Einstellung abgab, die schwarzen nach Änderung der Filterbandgrenzen. Die gestrichelten oder durchgezogenen Linien geben die korrespondierenden Graphen der angepassten Bewertungsfunktion wieder. Bei allen Patienten ist eine Verschiebung zur Mitte hin erkennbar. Die Nullhypothese ist also auf dem 5 %-Niveau abzulehnen, alternativ ist eine signifikante Verschiebung in Richtung Referenzfrequenz anzunehmen.

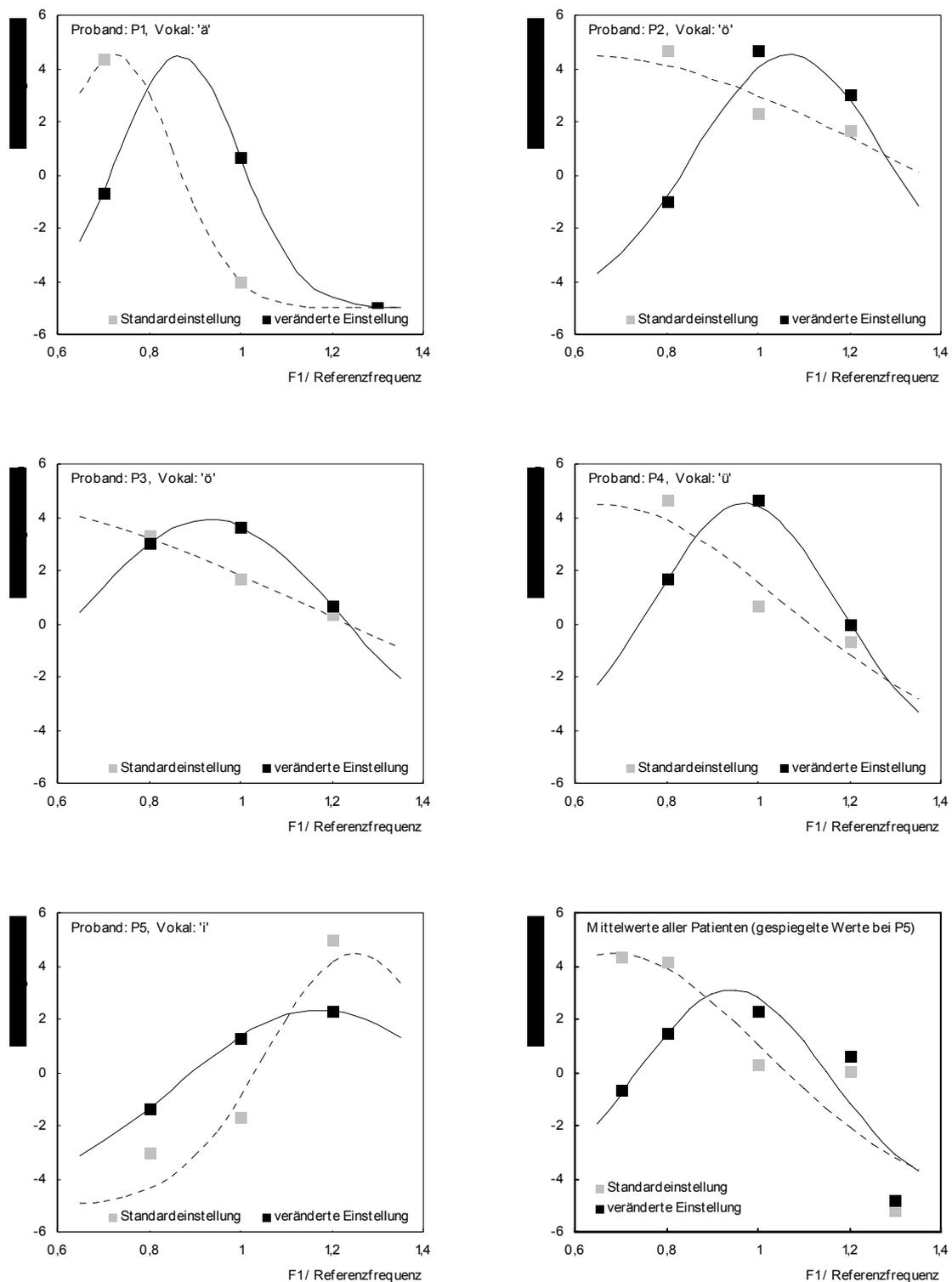


Abb. 9: Verschiebung des Maximums der Bewertungsfunktion für den jeweils ausgewählten Vokal vor und nach Korrektur der Prozessoranpassung (Einzeldaten und Mittelwert für die CI-Patienten)

8.5.3 Diskussion

Die CI-Patienten scheinen sich in der Bewertung der Vokale ähnlich wie die Normalhörenden zu verhalten. Durch die Beschränkung auf drei Stützstellen kann allerdings nicht ausgeschlossen werden, dass sich die approximierete Bewertungsfunktion den Messwerten besser anschmiegt als dies auf Grund der Urteilschwankungen zu erwarten wäre.

Die erhobenen Daten liefern keinerlei Hinweise, dass für CI-Patienten ein gegenüber Normalhörenden prinzipiell anderer Verlauf der Bewertungsfunktion zu fordern sei. Offensichtlich existiert auch für sie eine Synthesefrequenz, bei der sie den vorgespielten Laut optimal bewerten, so dass die Bewertungsfunktion ein Maximum durchläuft. Die Verschiebung dieses Maximums durch die Korrektur der Prozessoranpassung erfolgte in die erwartete Richtung. Die Ergebnisse sind konsistent mit den Ergebnissen des vorangehenden Abschnitts, und im Hinblick auf die gemachten Annahmen bedingen sie sich gegenseitig.

8.6 Einfluss auf die Verständlichkeit der Vokale

8.6.1 Methode

Die Resultate der vorhergehenden Abschnitte zeigen, dass mit der korrigierten Prozessoranpassung der spezielle Vokal besser bewertet wurde. Dies gab Anlass zu der Hypothese, dass ein im Klang besser bewerteter Vokal auch besser verständlich ist und nach der Korrektur der Anpassung darüber hinaus alle Vokale besser verstanden werden.

Die Hypothesen wurden folgendermaßen geprüft: Wie bei Sprachverständlichkeitsmessungen üblich, wurde der prozentuale Anteil der richtig verstandenen Vokale bestimmt. Für die statische Auswertung wurde bei jedem Patienten die Differenz aus der Verständlichkeit der Vokale vor und nach Veränderung der Filter berechnet und mit dem t-Test für paarige Stichproben auf Signifikanz geprüft. Falls die Prüfung jedoch für alle benutzten Synthesefrequenzen durchgeführt werden soll, stößt dies auf eine Schwierigkeit: Die Verständlichkeit der Vokale ändert sich mit der Synthesefrequenz – unter Umständen sogar gegenläu-

fig. Aus diesem Grunde wurde der Vergleich nur bei der Referenzfrequenz durchgeführt. Die bei Verwendung des t-Tests unterstellte Normalverteilung wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test überprüft.

8.6.2 Ergebnisse

Die Differenzen in der Vokalverständlichkeit gemittelt über alle Vokale sind in Abb. 10 dargestellt. Die ersten fünf Säulen veranschaulichen die Mittelwerte der gefundenen Veränderungen für die fünf Patienten. Die Fehlerbalken geben den Standardfehler des Mittelwertes wieder. Die Daten wurden der Größe nach sortiert. Die Säule ganz rechts zeigt den Mittelwert und die Standardabweichung des Mittelwertes.

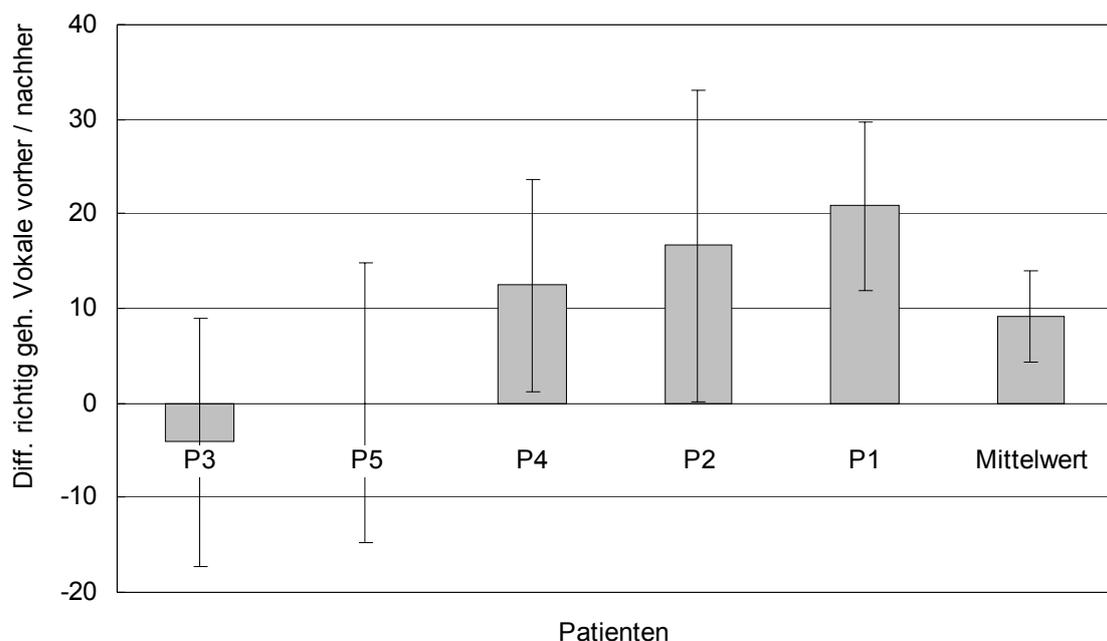


Abb. 10: Differenz der richtig gehörten Vokale in Prozent bezüglich vor und nach der Prozessoranpassung

Im t-Test sind die Mittelwerte nicht signifikant von Null verschieden, aber ein t-Wert von 1,91 darf als starker Trend interpretiert werden. Über alle Vokale gemittelt verstehen drei Patienten mit der korrigierten Filtereinstellung besser, einer schlechter und einer unverändert.

8.6.3 Diskussion

Aus der Formantkarte (siehe Abb. 6, Seite 33) ist ersichtlich, dass sich die Vokale in drei oder vier Gruppen einteilen lassen, wobei in den beiden niederfrequenten Gruppen jeweils drei Vokale sehr ähnliche erste Formantfrequenzen aufweisen. Falls man für einen dieser Vokale die Anpassung optimiert, so ist zu erwarten, dass sich diese Änderung auch günstig für das Verstehen der beiden anderen auswirkt. Bemerkenswerterweise führte die Korrektur bei drei der CI-Patienten auch dazu, dass alle Vokale besser verstanden wurden. Bei den anderen Patienten, bei denen dies nicht der Fall war, könnte es erstens sein, dass in der ersten Messung aus unbekanntem Gründen verzerrte Urteile abgegeben wurden, so dass die daraus abgeleiteten Änderungen der CI-Einstellungen kontraproduktiv waren. Dieser Gefahr, aus Einzeldaten falsche Schlüsse zu ziehen, ließe sich dadurch begegnen, dass man die Datenbasis vergrößert. Im vorliegenden Fall könnte man mit einem erweiterten Programm alle Vokale und zusätzlich die Frequenzen der höheren Formanten mit in die Auswertung einbeziehen. Zweitens ist zu bedenken, dass die Änderungen in einer groben und nicht sehr differenzierten Art ausgeführt wurden. Möglicherweise muss man die Zuordnung der Bandpässe zu den einzelnen Frequenzen auch in einem das ganze Spektrum umfassenden Zusammenhang sehen. Lokal isoliert durchgeführte Änderungen könnten sich daher nicht in der erwarteten Weise positiv auswirken.

8.7 Analyse der Falschurteile I (Frequenzabhängigkeit)

8.7.1 Methode

Die erhobenen Daten enthalten Informationen darüber, mit welchen Vokalen die vorgespielten Vokale häufig verwechselt wurden und wie sich sowohl die Korrektur der Prozessor-Einstellung als auch die Variation von F1 auf diese Verwechslungen auswirkten. Folgende Effekte wurden erwartet: Falls die Frequenzbänder des Prozessors beispielsweise zu höheren Frequenzen hin verschoben wurden, um damit zu korrigieren, dass die Vokale vermehrt bei einer tiefen Synthesefrequenz für den ersten Formanten richtig gehört wurden, sollte

sich in den Urteilen eine entsprechende Verschiebung mit der Frequenz abbilden und vice versa. Andererseits wurden während des Tests aber Vokale mit unterschiedlicher erster Formantfrequenz F1 angeboten. Es war daher zu erwarten, dass mit ansteigender Synthesefrequenz F1 des ersten Formanten vermehrt Vokale gehört werden, deren Lokus in der Formantkarte näher bei der höheren Frequenz liegt.

Die Daten wurden mit Hilfe von Vertauschungsmatrizen ausgewertet. Einen Ausschnitt mit fiktiven Beispieldaten zeigt Tab. 3 und Tab. 4:

gehört → gespielt ↓	‘i’	‘u’	‘e’
‘i’ (106 Hz)		1	2
‘u’ (175 Hz)			3
‘e’ (307 Hz)	1		2

Tab. 3: Vergleich von gespielten und gehörten Vokalen – vorher

gehört → gespielt ↓	‘i’	‘u’	‘e’
‘i’ (106 Hz)	1	2	
‘u’ (175 Hz)	1	1	1
‘e’ (307 Hz)		1	2

Tab. 4: Vergleich von gespielten und gehörten Vokalen – nachher

Die Zeilen benennen den vorgespielten Stimulus. Ein Normalhörender würde diesen Vokal beim Abhören des Tests hören. Die Spalten geben die Wahrnehmungen der Patienten wieder. Die Matrix enthält für jede Kombination aus Stimulus und Antwort die absolute Häufigkeit der abgegebenen Urteile. Sie wird durch eine von links oben nach rechts unten verlaufende Diagonale (dick umrandete Kästchen) geteilt. Einträge in dieser Diagonalen beziehen sich auf Urteile, in denen Patienten und Normalhörende gleiche Urteile abgeben. Falls Daten in der oberen rechten Hälfte der Tabelle erscheinen, wurde ein Vokal gehört, den Normalhörende erst bei einer höheren Formantfrequenz F1 gehört hätten. Das Umgekehrte gilt für Einträge in der linken unteren Hälfte.

Auf Grund der Annahmen über das Hören mit einem Cochlea-Implantat spiegelt sich eine falsche Anpassung in der Tabelle dadurch wider, dass die Hälften ungleich besetzt sind. Die Differenz in der Häufigkeit der Urteile in beiden Hälften ist also ein direktes Maß für die Fehlanpassung. Die Unterschiede werden als

relative Häufigkeiten in Form von Prozentzahlen dargestellt. Bezogen wurde auf alle abgegebenen Urteile in einer Matrix. Im gezeigten Beispiel ergibt sich für die nicht korrigierte Kondition $(6 - 1) / 9 = 55,6 \%$, für die korrigierte Kondition $(3 - 2) / 9 = 11,1 \%$.

Die Matrizen wurden für jede Synthesefrequenz getrennt ausgewertet. Die Werte änderten sich annähernd linear mit der Synthesefrequenz F1 für den ersten Formanten. Um diesen systematischen Einfluss aus der Varianz zu eliminieren, wurden lineare Regressionen über die gemittelten Daten gerechnet, wobei zwei Datensätze gebildet wurden: Einer bezieht sich auf die Situation, bevor die Anpassung geändert wurde und der andere auf die Situation danach. Die Hypothese, die Korrektur der Anpassung führe zu einer Veränderung in den Falschurteilen, wurde anhand der Regressionsgeraden mit dem t-Test an der Referenzfrequenz geprüft.

8.7.2 Ergebnisse

Der Überschuss der „Falschurteile“, die im Vergleich mit den Normalhörenden

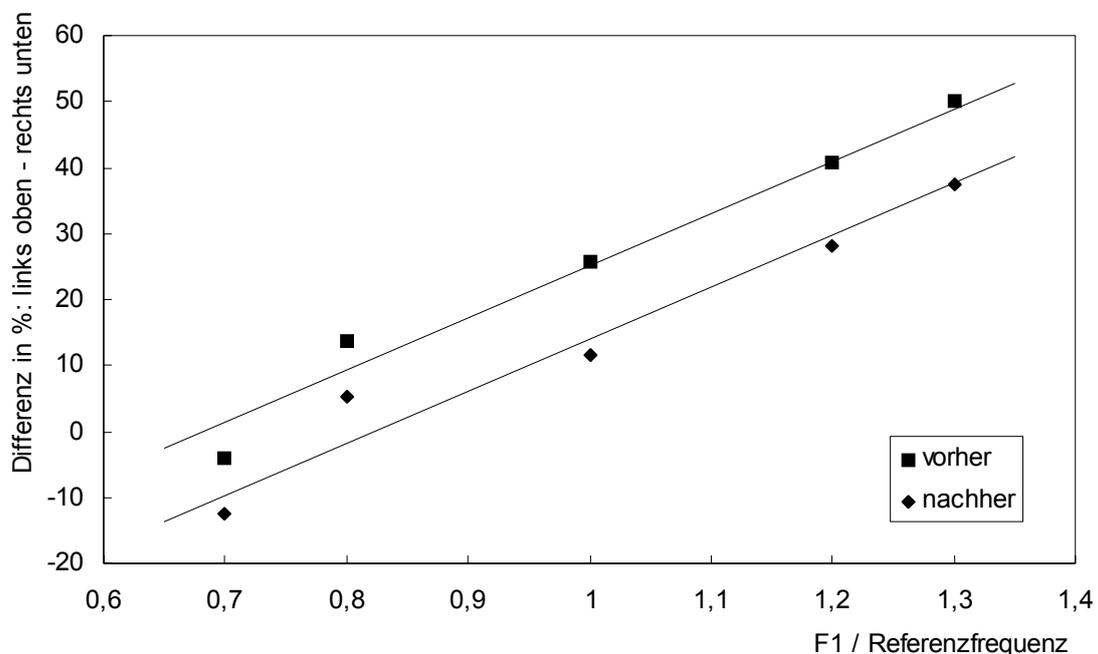


Abb. 11: Differenz zwischen den relativen Häufigkeiten der „Falschurteile“ zwischen links oben und rechts unten in Abhängigkeit der ersten Formantfrequenz F1 für die Standardanpassung und die veränderte Anpassung

auf einen zu hoch wahrgenommenen ersten Formanten hinweisen, ist in graphischer Form in Abb. 11 wiedergegeben. Dieser nimmt zu, wenn die auf der Abszisse abgetragene Synthesefrequenz für den ersten Formanten F1 ansteigt. Die berechneten, linearen Regressionen sind signifikant von Null verschieden. Die beiden Konditionen „Hören mit der Standardeinstellung“ und „Hören mit der veränderten Einstellung“ unterscheiden sich im t-Test signifikant.

8.7.3 Diskussion

Die „Falschurteile“ variieren in der Tendenz, wie dies nach den Hypothesen über das Hören mit einem Cochlea-Implantat zu erwarten war. Die Wahrnehmung eines Vokals verändert sich in der erwarteten Weise mit der Synthesefrequenz für den ersten Formanten. Entsprechend nehmen die „Fehlurteile“, die auf einen Vokal mit höherem F1 hinweisen, mit wachsender Synthesefrequenz für F1 zu, und analog nehmen die „Fehlurteile“, in denen ein Vokal mit einer niedrigeren ersten Formantfrequenz benannt wird, ab.

Die korrigierte Einstellung des Sprachprozessors führte zu einer Änderung in die beabsichtigte Richtung. Gleichwohl liegt die Regressionsgerade auch nach Korrektur der Anpassung immer noch zu hoch. Idealerweise sollte sie bei der Referenzfrequenz durch den Wert Null gehen. In der Abbildung liegt sie deutlich höher. Im Methodenteil wurde bereits darauf hingewiesen, dass davon auszugehen ist, dass die vorgenommene Frequenzkorrektur im Mittel zu gering ausfällt. Die Daten stützen diese Sicht. Außerdem wurden nicht alle Bandpässe neu adjustiert, sondern nur die dem ausgesuchten Vokal frequenzmäßig benachbarten Bänder. In die hier gezeigten Auswertung gehen aber alle Vokale ein, so dass es auch deshalb nahe liegend erscheint, dass ein Restfehler erhalten bleibt.

8.8 Analyse der Falschurteile II (Formantkarte)

8.8.1 Methode

In diesem Abschnitt werden nochmals die in Matrizenform festgehaltenen „Vokalverwechslungen“ betrachtet. Diesmal wird danach gefragt, welche Ver-

wechslungen typischerweise auftreten. Als typisch gelten häufig auftretende Verwechslungen, seltene als untypisch. Diese Unterscheidung wurde getroffen, damit die grafische Darstellung übersichtlich bleibt und unwichtige Details nicht den Blick auf das Wesentliche verstellen.

In den Formantkarten wurden die Übergänge und die damit einhergehenden Übergangswahrscheinlichkeiten durch Pfeile veranschaulicht. Von jedem der Vokale gehen bis zu zwei Pfeile aus, die anzeigen, mit welchem Selbstlaut dieser Vokal verwechselt wurde: Die Größe der weißen Kästchen veranschaulicht die Häufigkeit, mit welcher der jeweilige „Übergang“ beobachtet wurde. Das schwarze Kästchen steht für die Wahrscheinlichkeit, den Vokal „richtig“ zu hören. Die Verwechslungen wurden für jeden Vokal der Größe nach sortiert und in absteigender Reihenfolge in die Formantkarten eingetragen, bis die kumulierte Häufigkeit bei einem Wert zwischen 80 und 100 Prozent lag. Um Überschneidungen zu vermeiden, wurden die insgesamt acht Vokale auf zwei Formantkarten aufgeteilt. Für die Darstellung wurden die Daten aller Patienten bei allen Variationen von F1 vor und nach Veränderung der Prozessoranpassung zusammengefasst.

8.8.2 Ergebnisse

In Abb. 12 sind die Verwechslungen der Vokale ‘e’, ‘ö’ und ‘o’, in Abb. 13 die der Vokale ‘i’, ‘ü’, ‘u’ und ‘ä’ dargestellt.

Der Vokal ‘a’ wurde mit insgesamt nur vier Falschurteilen gegenüber 86 richtigen Urteilen sehr stabil „richtig“ gehört. In der Formantkarte gehen daher von ‘a’ keine Pfeile aus. Die übrigen Vokale wurden im Wesentlichen mit einem oder zwei benachbarten Vokalen verwechselt. Beispielsweise wird der Stimulus für ‘i’, falls nicht richtig verstanden, nahezu ausschließlich als ‘e’ gehört. Der Vokal ‘ä’ kann als Beispiel für die Verwechslung mit zwei Vokalen dienen, nämlich ‘o’ und ‘a’.

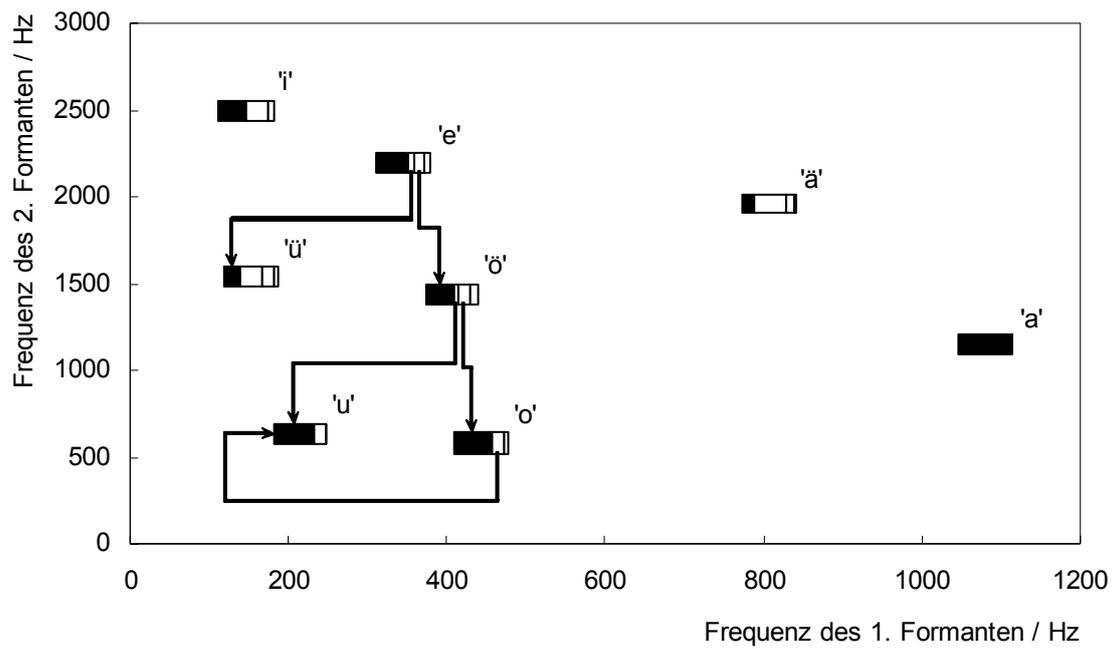


Abb. 12: Formantkarte mit Darstellung der häufigsten Verwechslungen der Vokale 'e', 'ö' und 'o'

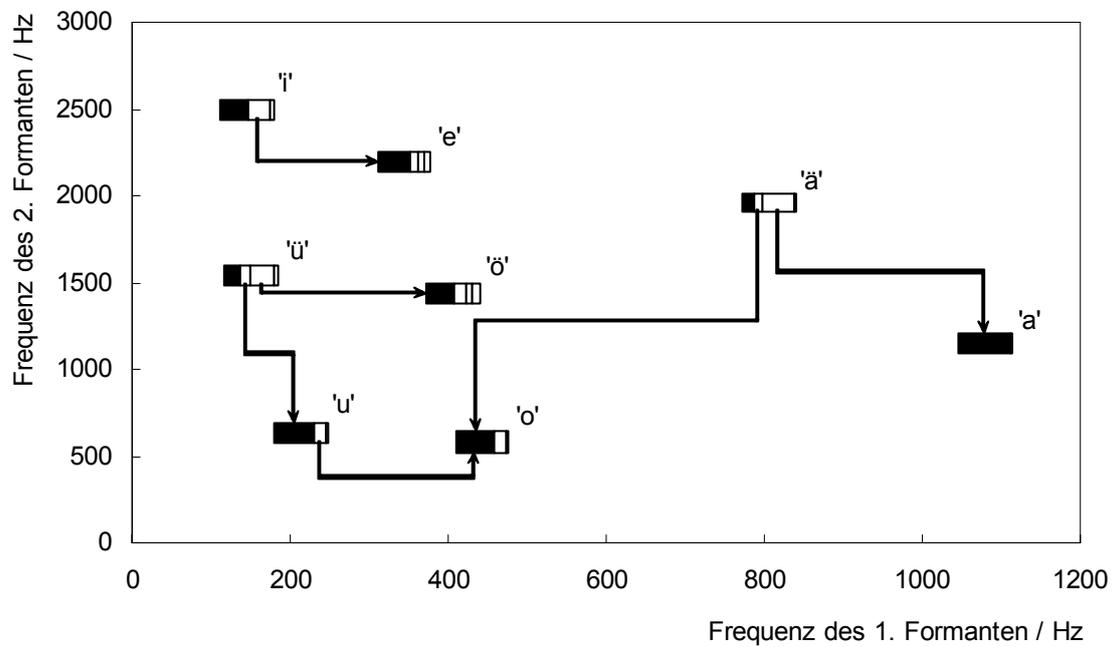


Abb. 13: Formantkarte mit Darstellung der häufigsten Verwechslungen der Vokale 'i', 'ü', 'u' und 'ä'

8.8.3 Diskussion

Im Gegensatz zu den wenig anschaulichen, mit Zahlen besetzten Vertauschungsmatrizen führt die Darstellung der abgegebenen Urteile in einer Formantkarte auf eine recht übersichtliche Struktur. Wie zu erkennen ist, enden alle Pfeile bei einem direkt benachbarten Vokal. In keinem Fall findet ein Übergang zu einem entfernteren Vokal statt. Es gibt Übergänge mit nahezu horizontal verlaufenden Pfeilen, das heißt, nur F1 scheint nicht richtig abgebildet zu werden, und es gibt Übergänge mit überwiegend vertikal ausgerichteten Pfeilen, das heißt, die Frequenz von F2 scheint nicht richtig zu sein. Zudem gibt es den Fall diagonal verlaufender Pfeile, der darauf hindeutet, dass beide Formanten nicht optimal angepasst sind.

Vokale mit extremen Werten für die Formantfrequenzen nehmen eine Sonderstellung ein, denn es sind nur Verwechslungen zu Vokalen mit weniger extremen Werten möglich. Insbesondere besitzt der Vokal 'a' nur wenige benachbarte Vokale, mit denen man ihn verwechseln kann, da er sich in der Formantkarte am rechten äußeren Rand befindet. Gleichzeitig existiert nur ein direkter Nachbar, der Vokal 'ä'. Mit dieser isolierten Lage korrespondiert die Stabilität in der Wahrnehmung. Der Vokal 'a' wird ausnehmend oft „richtig“ gehört. Auch die Vokale 'i', 'ü' und 'u' liegen am Rand und bieten daher weniger Möglichkeiten zu Verwechslungen. Für die in der Mitte der Formantkarte gelegenen Vokale 'e', 'ö', 'o' trifft dagegen das Gegenteil zu. Durch ihre Position auf der Formantkarte besitzen sie relativ viele Nachbarn. Daraus ergeben sich vielfältige Möglichkeiten, mit anderen verwechselt zu werden. Tatsächlich zeigen die Daten, dass sie, verglichen mit den anderen Vokalen, häufiger vertauscht werden.

Sicherlich wird ein solch komplexer Vorgang wie das Hören mit einem Cochlea-Implantat auf unzulässige Weise vereinfacht, wenn man die Schwierigkeit des Sprachverstehens alleine mit einer mangelhaften Frequenzanpassung erklären möchte. Es spricht einiges dafür, dass bei CI-Nutzern, die schlecht verstehen, Schwierigkeiten in der Frequenzdiskriminierung hinzukommen. Auf diese Tatsache haben Harnsberger und Mitarbeiter hingewiesen (Harnsberger et al. 2001).

8.9 Vokalbewertung und Empfindlichkeit

8.9.1 Methode

Die gemessenen Bewertungsfunktionen besitzen vokalabhängig unterschiedliche Verlaufsformen. Manche Bewertungsfunktionen zeigen einen schmalen Gipfel, andere ein sehr flach verlaufendes Maximum. Das bedeutet, dass bei manchen Vokalen kleine Änderungen der Synthesefrequenz zu großen Änderungen in der Bewertung führen, bei anderen Vokalen die Probanden hingegen wenig empfindlich reagieren. Im Hinblick auf die praktische Anwendung der dargestellten Untersuchungsmethode scheint es sinnvoll, diese Unterschiede zu quantifizieren. Vokale, deren Bewertung sich kaum mit der Frequenz ändert, liefern nur wenige Informationen. Für die Beurteilung im Test muss aber die gleiche Zeit wie für die anderen Vokale aufgewendet werden. Dadurch sinkt die am Aufwand gemessene Effizienz des Tests. Es erscheint daher vorteilhaft, diese Vokale im Test gar nicht oder sehr sparsam zu verwenden.

Ein quantitatives Maß für die „Empfindlichkeit“ wurde aus der benutzten Approximationsformel für die Bewertungsfunktion: $f(x) = a \times \exp(-b(x-x_0)^2) - 5$ abgeleitet. Ein großer Wert für b führt zu einer schmalgipfligen Bewertungsfunktion, der Proband reagiert also auf kleine Frequenzänderungen mit merklichen Änderungen seiner Bewertung. Umgekehrt bedeutet $b = 0$, dass die Bewertung bei immer den gleichen hohen oder niedrigen Werten verharret. Die Wahl von b als Maß für die „Empfindlichkeit“ führt auf die Einheit 1 / Hz.

In einem ersten Herangehen liegt es nahe, den Wert für den Parameter b dadurch zu bestimmen, dass man die Bewertungsfunktionen zunächst für jeden Vokal und jeden Probanden an die jeweiligen Messwerte anpasst und danach über die Probanden mittelt. Für die Normalhörenden konnte auf diese Weise problemlos verfahren werden. Das Maximum der Bewertungsfunktionen liegt nahe bei 5 Punkten, der oberen Grenze des Wertebereichs, und streut mit einer Standardabweichung von 0,78 Punkten nur wenig. Schwieriger stellte sich die Sachlage bei den Patienten dar. Es kam vor, dass für gewisse Vokale bei allen Synthesefrequenzen ein „falscher“ Vokal angegeben wurde, dieser aber „gut“ oder „sehr gut“ als Bewertung erhielt. In diesen Fällen kann aus den Daten nicht

auf eine optimale Synthesefrequenz geschlossen werden, und auch die Berechnung einer Empfindlichkeit aus solchen Daten ist nicht sinnvoll. Konsequenterweise sollten solche Daten verworfen werden, damit sie nachfolgende Auswertungen nicht verzerren. Entsprechend könnte man daran denken, die Entscheidung „gültig“ oder „ungültig“ an einem Grenzwert festzumachen. Dieser Ansatz wurde aber verworfen, da kein sinnvolles Kriterium für eine Grenze erkennbar war. Jede Grenzziehung schien willkürlich, die Ergebnisse manipulierbar. Eine angemessene Lösung des Problems wurde in der Benutzung von Gewichten gesehen. Als Gewicht bei der Mittelung über die Probanden wurde der Parameter a gewählt. Dies führt dazu, dass ein durchweg mit „sehr gut“ bewerteter, aber „falsch“ gehörter Vokal das Gewicht 0 erhält und damit, wie gewünscht, keinen Betrag zum Mittelwert liefert. Auf der anderen Seite erhält ein ebenfalls mit „sehr gut“ bewerteter und „richtig“ gehörter Vokal das maximale Gewicht 10.

Bei den CI-Nutzern wurde jeder Vokal zweimal getestet, einmal bevor und einmal nachdem die Anpassung korrigiert worden war. Man könnte daher an die beiden Datensätze eines jeden Vokals zwei voneinander unabhängige Bewertungsfunktionen anpassen und daraus eine mittlere „Empfindlichkeit“ berechnen. Dem Problem besser angepasst erschien es, die Schätzung von b auf die doppelte Anzahl von Werten zu stützen und eine einzige Bewertungsfunktion an beide Datensätze mit nur einem Wert von b anzupassen.

Die Hypothese, ob sich die Vokale in Ihrer „Empfindlichkeit“ unterscheiden, wurde mit dem Kruskal-Wallis Test geprüft. Die abhängige Variable ist b , die unabhängige der entsprechende Vokal.

8.9.2 Ergebnisse

Abb. 14 zeigt die Empfindlichkeit der verschiedenen Vokale für die Normalhörenden. Die Größe der Fehlerbalken entspricht einer gewichteten Standardabweichung.

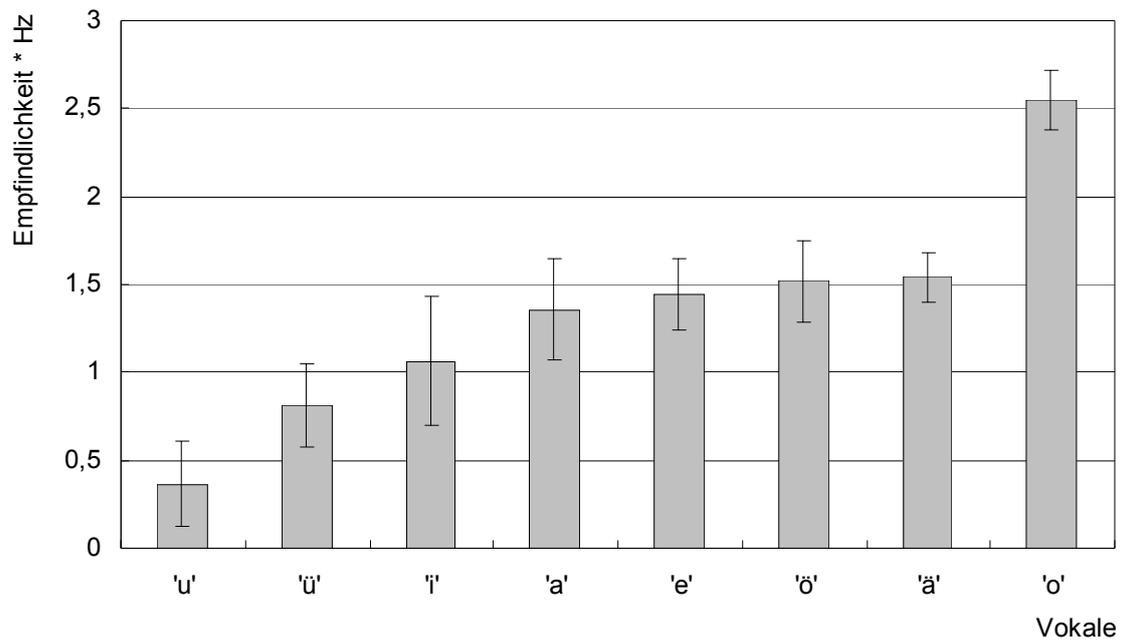


Abb. 14: Empfindlichkeit der Vokale bei den normalhörenden Probanden

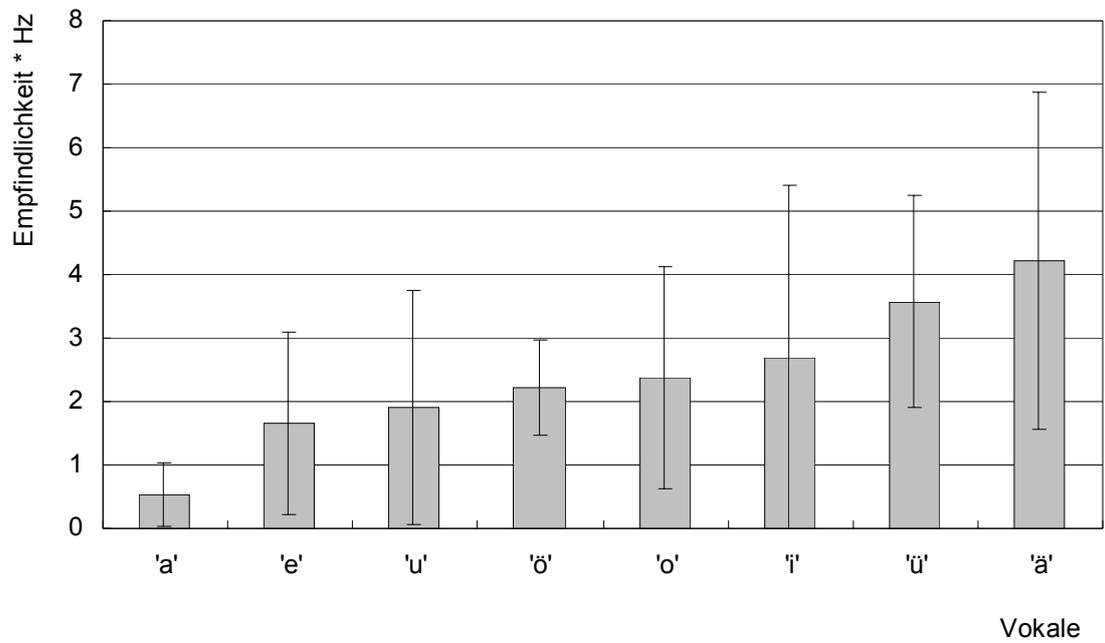


Abb. 15: Empfindlichkeit der Vokale bei den CI-Patienten

Der Test nach Kruskal-Wallis ergibt mit $H = 24,591$ und $p \leq 0,001$ einen hochsignifikanten Unterschied der Empfindlichkeit in Abhängigkeit vom Vokal.

In Abb. 15 ist die Empfindlichkeit der Vokale bei den CI-Patienten dargestellt:

Der Kruskal-Wallis-Test liefert einen H-Wert von 15,087. Auch für das Hören mit dem CI ergibt sich zwischen den Vokalen ein signifikanter Unterschied der „Empfindlichkeit“ ($p = 0,035$).

Die Daten der Normalhörenden und CI-Nutzer wurden zu einem Streudiagramm in Abb. 16 vereint. Auf der Abszisse sind die Empfindlichkeits-Werte der hörgesunden Probanden, auf der Ordinate die der CI-Patienten dargestellt. Die eingezeichnete Diagonale beschreibt vollständig miteinander korrelierende Werte. Wie schon der Augenschein erkennen lässt, korrelieren die beiden Datensätzen nicht miteinander.

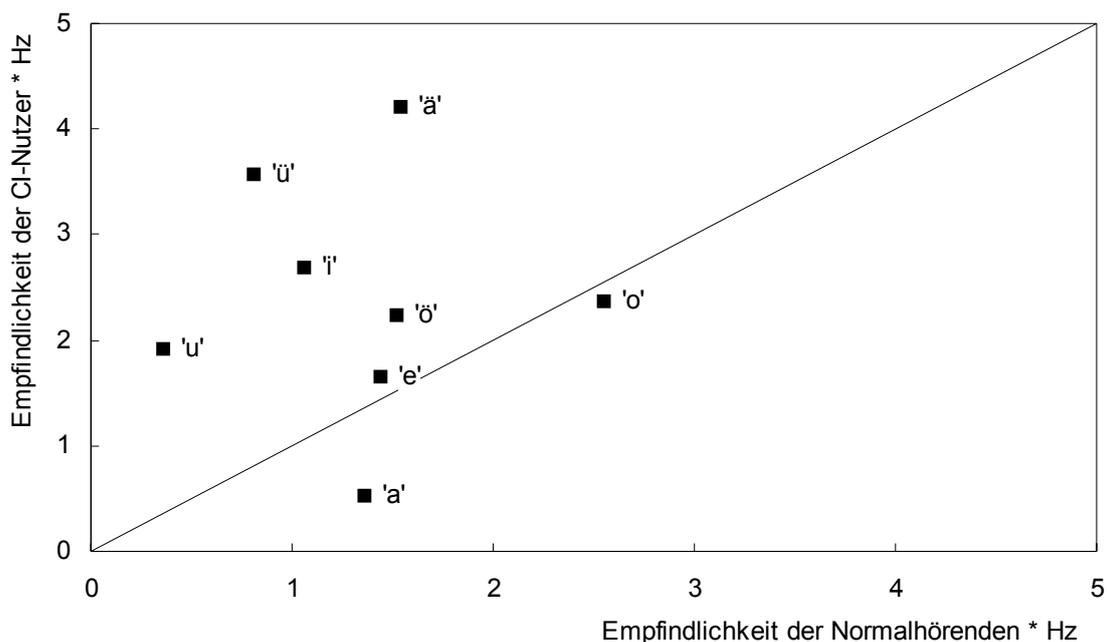


Abb. 16: Korrelation zwischen den Empfindlichkeiten der CI-Patienten und den Normalhörenden

8.9.3 Diskussion

Die verschiedenen Vokale unterschieden sich in ihrer Empfindlichkeit signifikant voneinander, sowohl bei den Normalhörenden als auch bei den CI-Trägern. Die

Nullhypothese, dass der unterschiedlich steile oder flache Verlauf der Bewertungsfunktion sich als bloßer statistischer Artefakt erweist, ist abzulehnen. Alternativ ist anzunehmen, dass sich in den Daten eine Besonderheit der Wahrnehmung widerspiegelt. Die Probanden reagierten bei einigen Lauten empfindlicher in ihrer Bewertung auf Änderungen in der Synthesefrequenz als bei anderen.

Die abgegebenen Bewertungen der Probanden sind als Ergebnis eines komplexen Wahrnehmungsprozesses zu sehen, der als gegeben hinzunehmen und theoretisch nicht fassbar ist. Etwas anders verhält es sich hingegen bei der in dieser Arbeit benutzten Maßzahl, mit deren Hilfe die von den Probanden abgegebenen Bewertungen quantifiziert wurden. Der Wert dieser Maßzahl sinkt auf Grund der benutzten Berechnungsvorschrift auf kleine Werte, wenn Stimuli als gut bewertet werden, aber bei der Referenzfrequenz ein anderer als der von den Normalhörenden gehörte Laut wahrgenommen wurde. Über diesen Mechanismus hängt die Form der Bewertungsfunktion auch von den „Fehlurteilen“ ab. Gleichzeitig variieren die Fehlurteile mit der Lage des Vokals in der Formantkarte. Die Vokale ‘u’, ‘ü’, ‘i’ und ‘a’ befinden sich, in Bezug auf F1, am Rand der Formantkarte. Diese vier Vokale besitzen die geringste Empfindlichkeit. Umgekehrt verhält es sich mit den Vokalen ‘e’, ‘ö’, ‘ä’ und ‘o’, die in der Mitte der Formantkarte liegen und höhere „Empfindlichkeiten“ aufweisen.

Die „Empfindlichkeiten“ der CI-Träger korrelieren nicht mit denen der Normalhörenden. Auch streuen die Werte der CI-Träger mehr als die der Normalhörenden. Die außerordentliche Zufriedenheit mancher Patienten mit dem CI und die Fähigkeit, auch unter schwierigen Bedingungen einer Unterhaltung ohne ersichtliche Abstriche folgen zu können, lassen immer wieder vergessen, dass der Höreindruck mit dem CI nicht so klar, differenziert und von allen Verzerrungen frei ist, wie dies bei einem Hörgesunden der Fall ist. Dies trifft insbesondere auf das Kollektiv dieser Untersuchung zu. Es wurden ausschließlich CI-Träger mit einer nur mittleren Sprachverständlichkeit im Freiburger Einsilber Test ausgewählt.

Nahezu alle CI-Patienten überraschten durch die Art ihres Urteilsverhaltens: Zumeist vergaben die Patienten die Note „gut“ oder „sehr gut“, obwohl man das auf Grund der vorliegenden Sprachtestergebnisse nicht erwartet hätte. Auf der anderen Seite ist es aber leicht vorstellbar, dass jemand mit seit längerer Zeit bestehender Taubheit, der sich bis vor kurzem sicherlich gar nicht vorstellen konnte, jemals wieder etwas zu hören, seine akustischen Wahrnehmungen großartig findet und daher positiv darüber urteilt. Seine Sicht ist geprägt von dem Nutzen, den das Gerät bietet, von dem beglückenden Gefühl, durch die wiedergewonnene Möglichkeit zur Kommunikation aus der akustischen Isolation in den Kreis der Hörenden zurückgekehrt zu sein. Im objektiven Vergleich mag das anders aussehen. Man denke beispielsweise an die Einführung des Fernsehens. Obwohl die über einen langen Zeitraum nur in schwarz-weiß angebotenen Bilder heute den Ansprüchen nicht mehr genügen, galt diese Art des Fernsehens zur Zeit der Einführung als etwas Besonderes.

Mit dieser Vorstellung ist es nachvollziehbar, dass die Patienten auch bei Variation der Synthesefrequenz weiterhin gute Bewertungen vergeben. Man stelle sich analog zur Unschärfe des Hörens ein grob gerastertes Zeitungsbild vor. In der fotografischen, scharf gezeichneten Vorlage sind bereits kleine Unschärfen bemerkbar, und es könnte darauf entsprechend mit einer schlechteren Bewertung reagiert werden. Für das unscharfe Rasterbild gilt dies nicht. Kleine Unschärfen der Vorlage können im Rasterbild nicht mehr erkannt werden. Ähnlich kann man für das Hören mit dem CI argumentieren. Wird die Synthesefrequenz ausreichend verändert, so wird schließlich irgendwann ein anderer Vokal gehört, wobei dieser aber mit gleicher Qualität gehört werden kann und folglich gleich gut bewertet wird. Da dies zu einem „Falschurteil“ führt, sinkt die Bewertungszahl drastisch ab. Im Vergleich zum Normalhörenden kann dies zu einem kleineren oder größeren Empfindlichkeitswert führen. Als Beispiel mag der Laut 'a' dienen. Der Normalhörende nimmt im ganzen Variationsbereich ein 'a' wahr, bemerkt aber, dass der Laut weniger gut repräsentiert wird, falls die Referenzfrequenz verlassen wird. Der CI-Träger hört auch stets ein 'a', aber er verharrt bei seiner guten Bewertung, weil er die Unterschiede nicht so fein wahrnimmt: Sein Wert für die Empfindlichkeit fällt deshalb geringer aus als der des Normal-

hörenden. Anders verhält es sich bei einem Laut, der bei dem CI-Nutzer auf Grund der Unschärfe des Klanges stärker als bei einem Normalhörenden ver-
hört wird. Hier resultiert für den CI-Träger ein größerer Wert der Empfindlichkeit.
Die Korrelation zwischen den Daten der beiden Kollektive sinkt, und bei den
wenigen Werten aus nur acht Vokalen kann sie unter die Signifikanzschranke
absinken.

9 Zusammenfassung

Die Anzahl der mit einem Cochlea-Implantat versorgten Patienten stieg an der HNO-Universitätsklinik Würzburg in den letzten Jahren kontinuierlich. Diese Entwicklung wurde wesentlich durch die Einführung der CIS-Strategie, die den Patienten ein deutlich besseres Sprachverständnis ermöglichte, gefördert. Nach wie vor ist es jedoch schwierig und zeitaufwändig, das CI individuell so anzupassen, dass sich daraus für den Patienten ein optimaler Nutzen ergibt. Nicht zuletzt wird die Anpassung eines Cochlea-Implantats dadurch erschwert, dass der deutschen Sprache Ausdrucksmittel fehlen, die es erlauben, Höreindrücke präzise zu beschreiben.

Bisher war es bei der Anpassung des MED-EL-Systems üblich, die Einstellungen des Herstellers für die Bandpassfilter ohne Veränderung zu übernehmen. In der vorliegenden Arbeit wird ein Ansatz verfolgt, der eine weitgehend automatische, vom Audiologen unabhängige Anpassung auch der Bandpassfilter an die speziellen Gegebenheiten des Patienten ermöglichen soll.

Dazu wurden fünf Cochlea-Implantat-Patienten synthetisch erzeugte Vokale vorgespielt. Die Frequenz der ersten Formanten F1 wurde, ausgehend von der an Normalhörenden bestimmten Referenzfrequenz, für jeden Vokal gezielt variiert. Die auf diese Weise unterschiedlich synthetisierten Vokale wurden von den Patienten hinsichtlich ihrer „Güte“ in Form von Schulnoten von eins bis sechs bewertet. Gleichzeitig war in dem abgegebenen Urteil auch kodiert worden, welcher Vokal gehört worden war. Aus beiden Informationen wurde eine Punkteskala konstruiert. Auf dieser Skala variieren die Bewertungspunkte von -5 bis +5. Alle Auswertungen basieren auf dieser Skala. Die Abhängigkeit der Bewertungspunkte von der benutzten Synthesefrequenz wurde mit einer Bewertungsfunktion beschrieben, die an die Messwerte angepasst wurde. Über das Maximum dieser Funktion wurde auf die optimale Synthesefrequenz für den tieffrequenten Formanten F1 des entsprechenden Vokals geschlossen. Durch Vergleich mit den an den Normalhörenden gewonnenen Referenzfrequenzen konnten Fehlanpassungen erkannt und korrigiert werden.

Im Einzelnen wurden aus den Daten folgende Schlussfolgerungen gezogen:

- a) Die Korrektur der Frequenzzuordnung der Bandpässe im Sprachprozessor führte zu einer besseren Bewertung der Zielvokale bei der Referenzfrequenz.
- b) Durch die Korrektur verschob sich das Maximum der Bewertungsfunktion wie erwartet in Richtung der Referenzfrequenz.
- c) Nach der Korrektur zeigte sich ein Trend zu einer besseren Bewertung aller Vokale.
- d) Die Verteilung der Falschurteile änderte sich wie erwartet mit der geänderten Prozessoranpassung.
- e) In den Daten zeigte sich, dass die Urteile der CI-Patienten und der hörgesunden Probanden abhängig vom vorgespielten Vokal in unterschiedlicher Weise mit der Synthesefrequenz variieren. Daraus wurde ein „Empfindlichkeitsmaß“ abgeleitet.

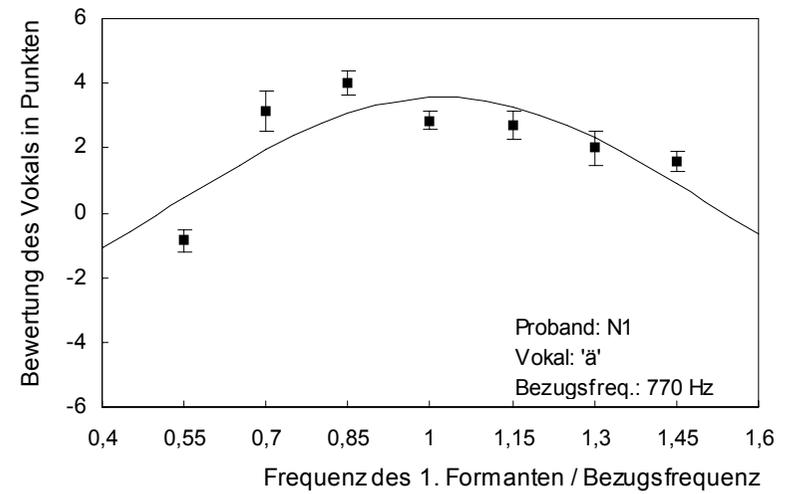
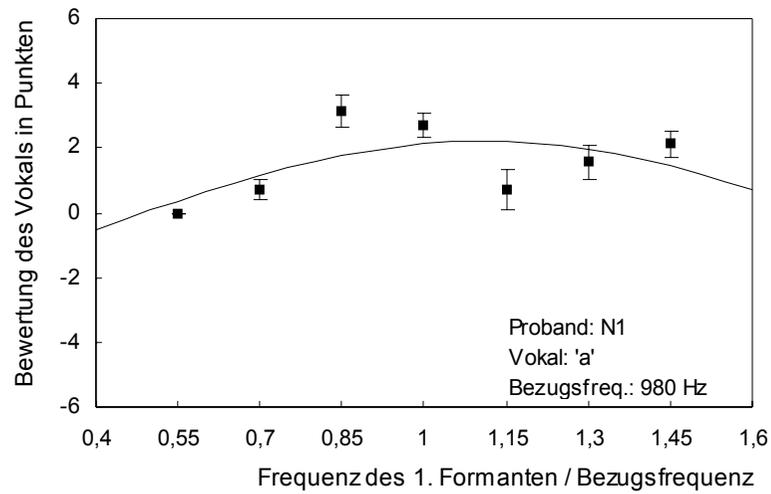
10 Ausblicke

In der vorliegenden Arbeit führte der Computer wesentliche Untersuchungs- und Berechnungsschritte durch. Er synthetisierte die Vokale, generierte die zufällig verteilten Testfrequenzen, passte an die Messwerte die Bewertungsfunktion an und berechnete daraus die wahrgenommenen Tonhöhen. Von Hand wurden nur noch die Filter angepasst. Aber auch dieser Schritt lässt sich automatisieren und mit dem Computer ausführen. Durch Integration in das Anpassprogramm ließe sich auf diese Weise eine vollautomatische Frequenzanpassung realisieren.

Die Abbildung der Stimuli auf die nervösen Strukturen wurde allein über die Variation der ersten Formantfrequenz kontrolliert. In gleicher Weise lässt sich hierfür auch der zweite Formant nutzen, so dass Informationen über einen größeren Frequenzbereich erhalten werden und im Überlappungsbereich der beiden Formanten die Informationen mit größerer Genauigkeit gewonnen werden können. Dadurch, dass ein zweidimensionales Feld abgetastet wird, erhöht sich leider der Aufwand. Aber möglicherweise lässt sich durch den Einsatz effektiver adaptiver Algorithmen der Mehraufwand in vertretbaren Grenzen halten.

11 Tabellarischer Anhang

- Abb. 17 bis Abb. 48: Testdurchläufe zum Finden einer möglichst idealen Parametereinstellung. Jeweilige Darstellung der Vokale 'a', 'ä', 'e', 'i', 'o', 'ö', 'u' und 'ü' bei vier hörgesunden Probanden.
- Abb. 49 bis Abb. 56: Testdurchläufe zum Finden einer möglichst idealen Parametereinstellung. Mittlere Bewertung der Vokale 'a', 'ä', 'e', 'i', 'o', 'ö', 'u' und 'ü' durch die Normalhörenden.
- Tab. 5 Parameter-Konfiguration für den Klatt-Synthesizer. Verwendung dieser Konfiguration bei den Untersuchungen mit normalhörenden Probanden
- Tab. 6 Parameter-Konfiguration für den Klatt-Synthesizer. Verwendung dieser Konfiguration bei den Untersuchungen mit CI-Patienten
- Tab. 7 bis Tab. 9 Bandfrequenzen des CI-Prozessors bei allen Patienten. Einstellungen vor und nach der Veränderung der Anpassung



69

Abb. 17

Abb. 18

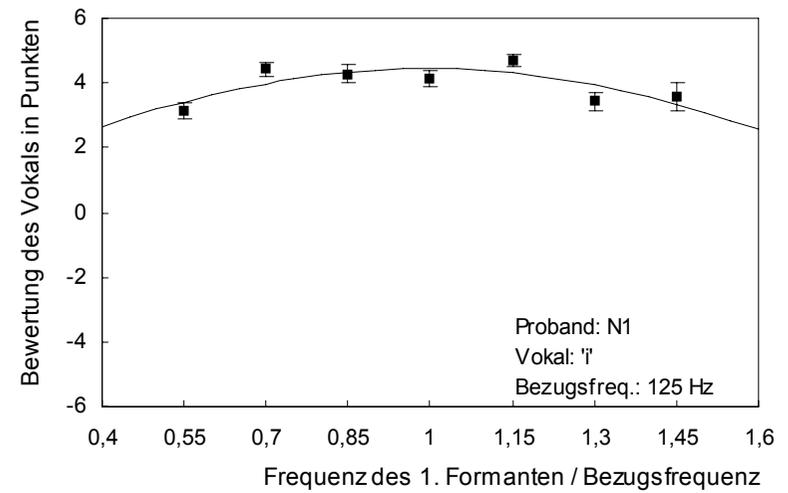
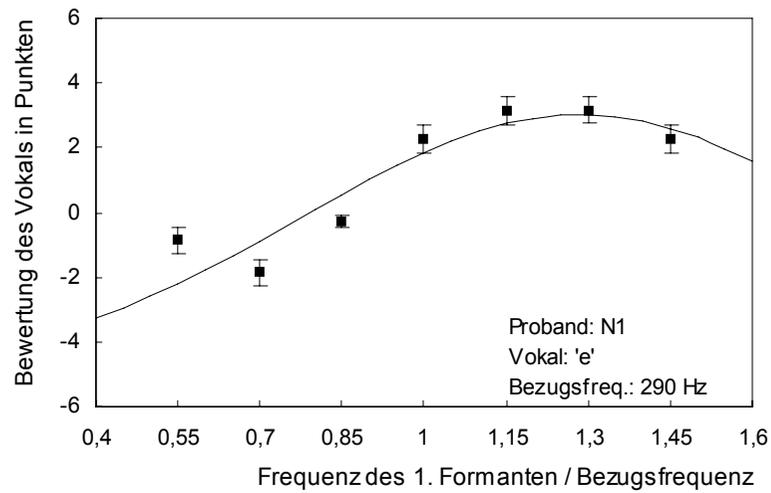
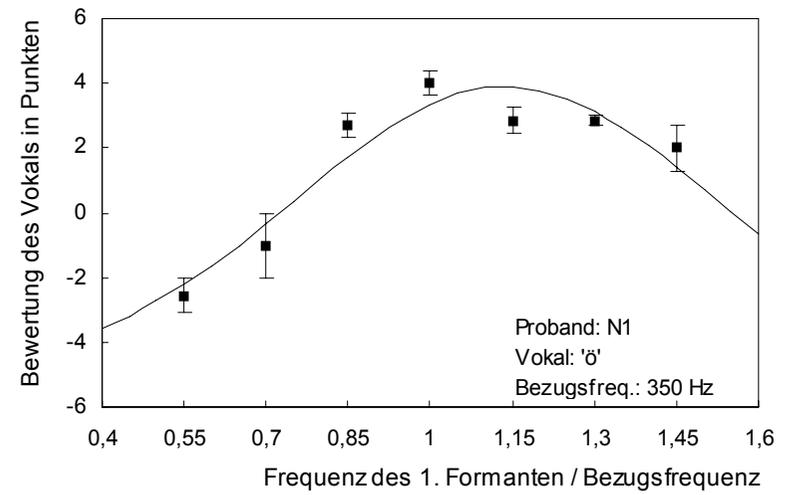
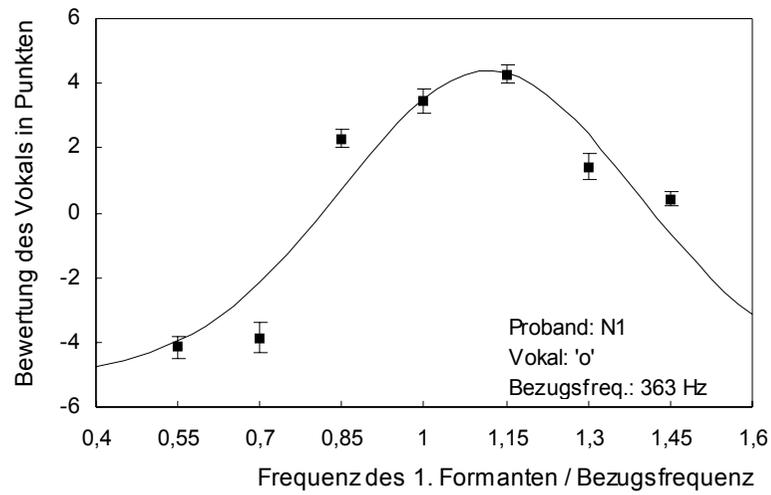


Abb. 19

Abb. 20



64

Abb. 21

Abb. 22

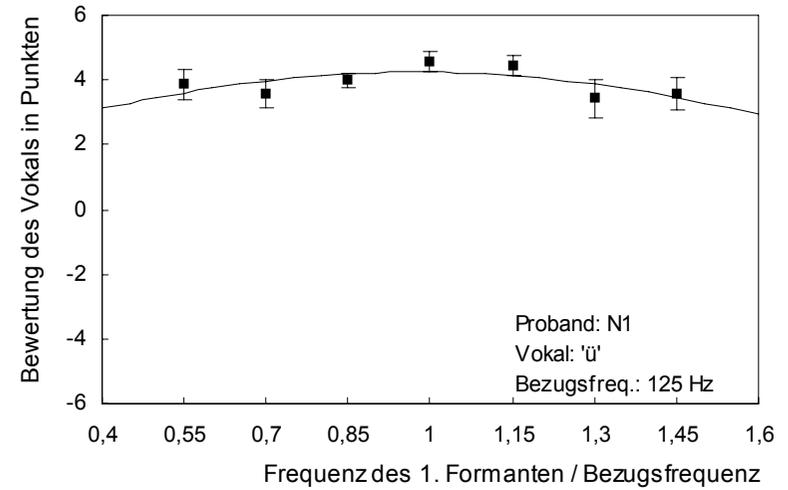
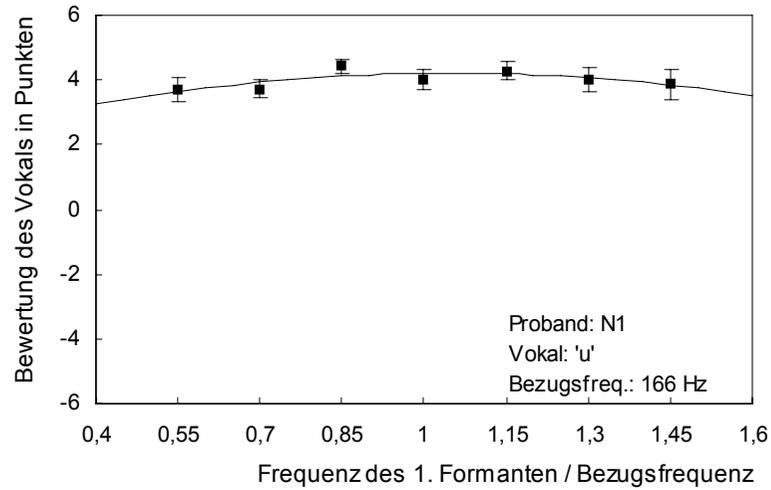
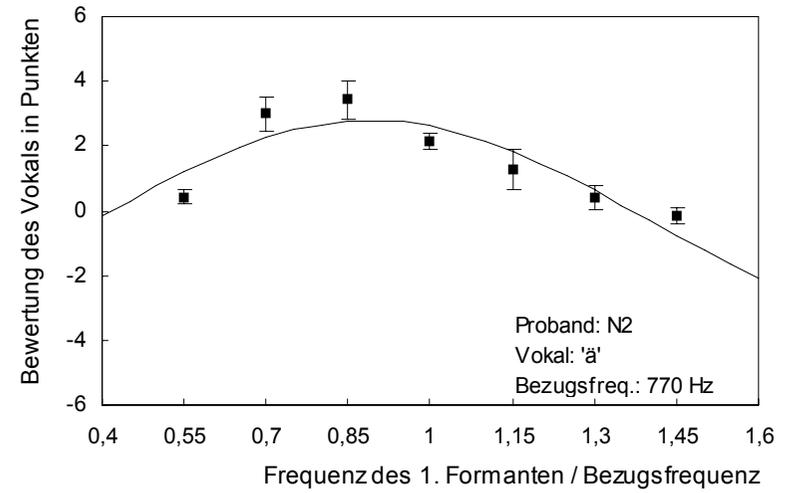
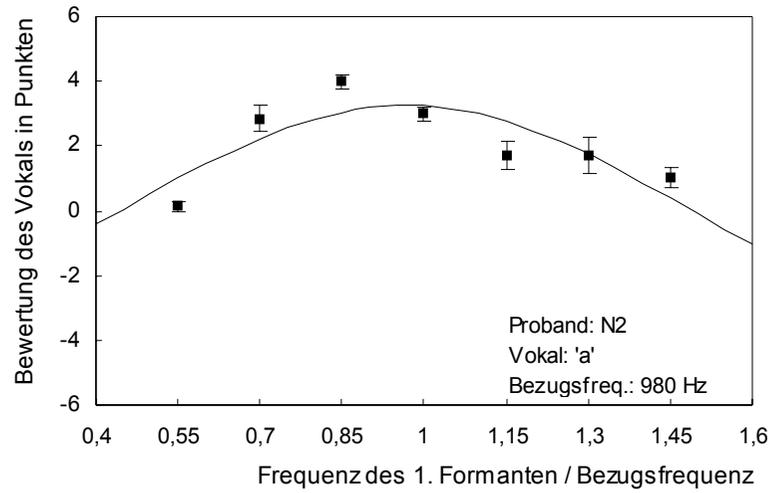


Abb. 23

Abb. 24



69

Abb. 25

Abb. 26

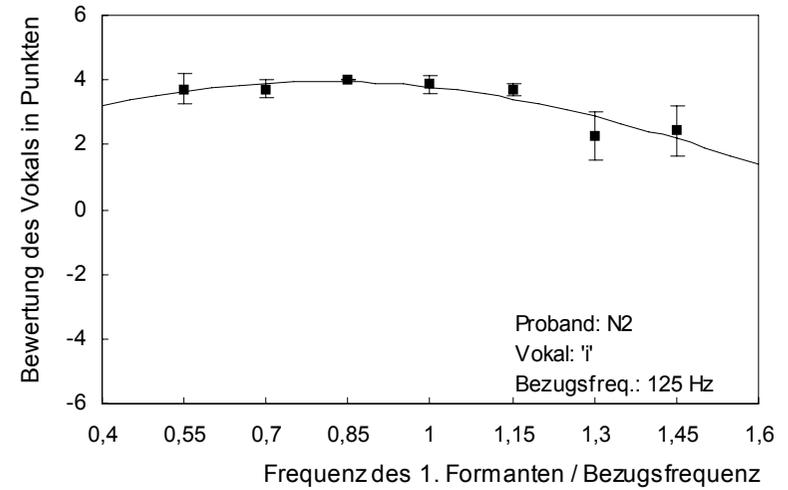
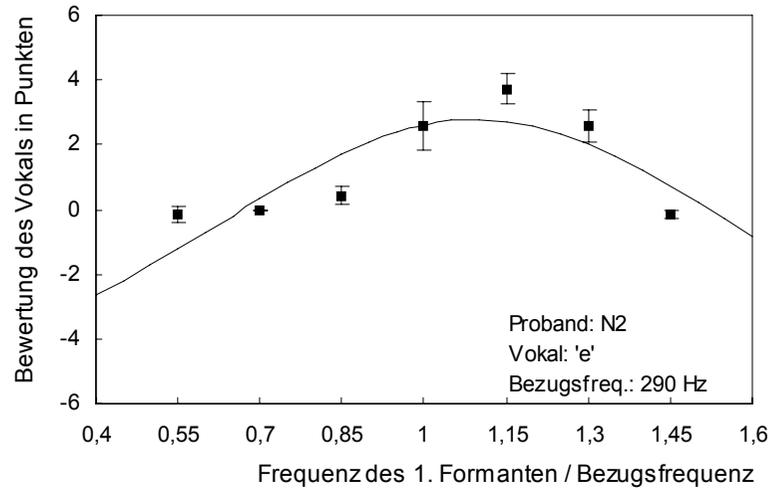
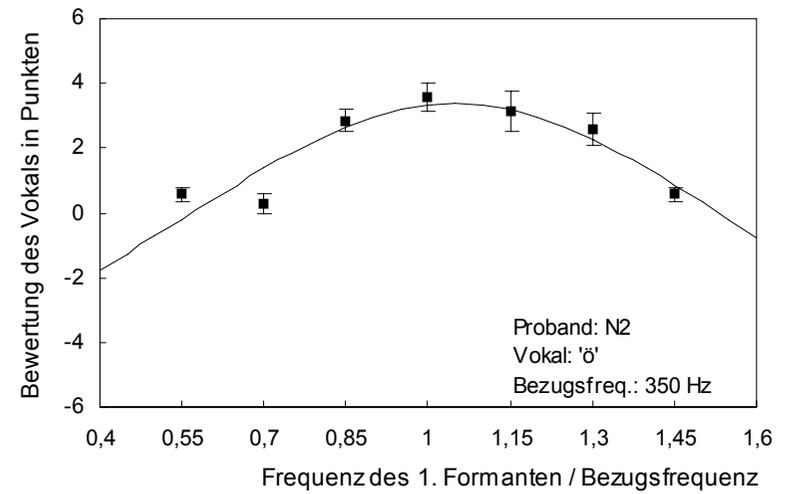
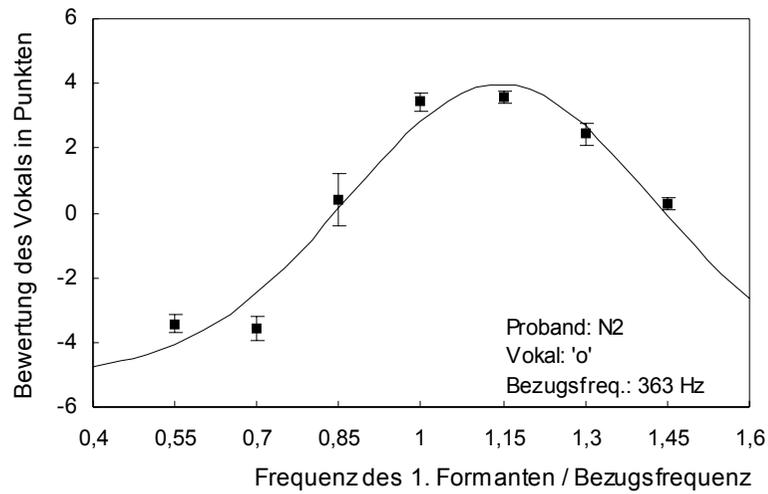


Abb. 27

Abb. 28



99

Abb. 29

Abb. 30

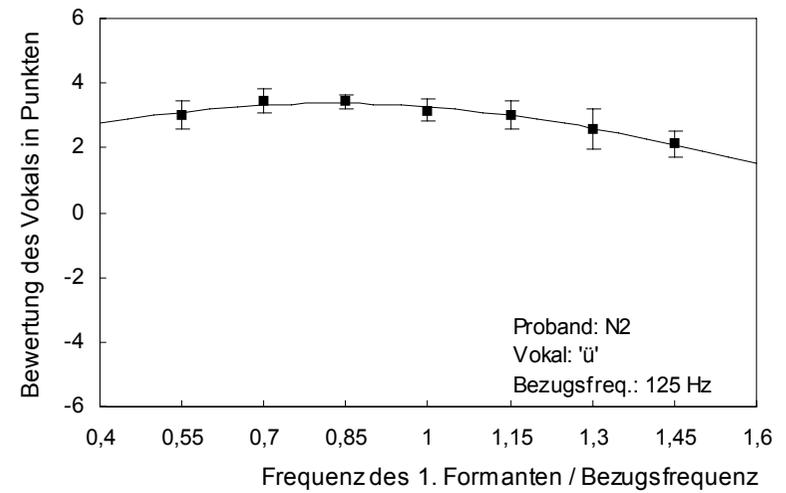
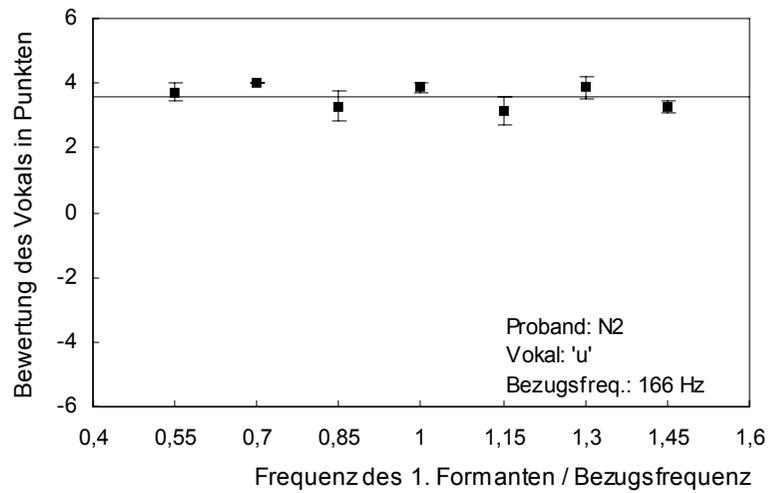
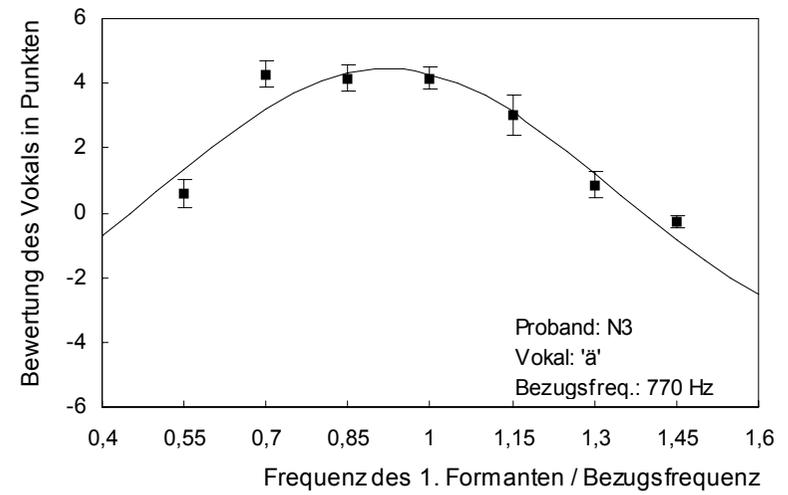
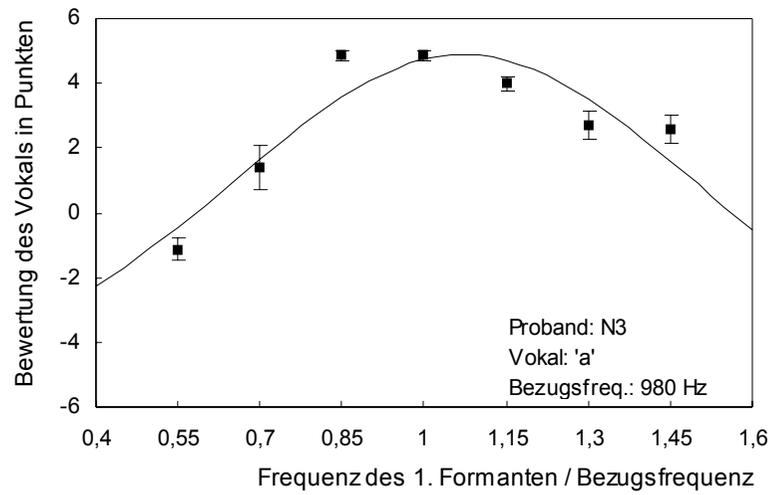


Abb. 31

Abb. 32



67

Abb. 33

Abb. 34

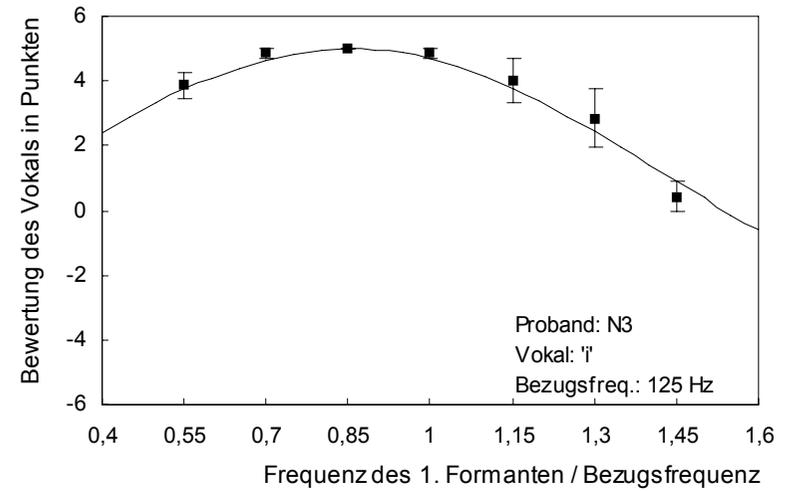
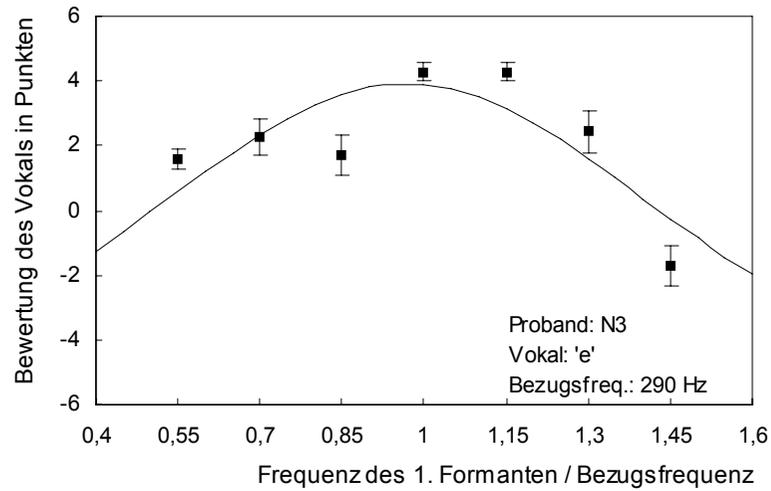
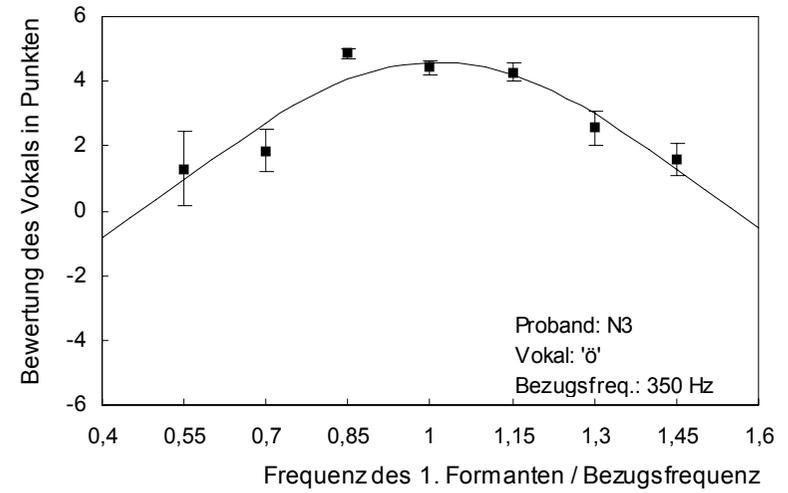
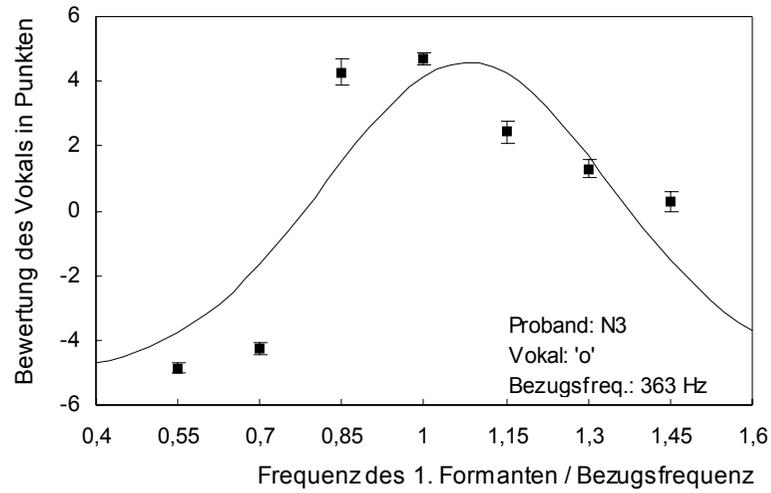


Abb. 35

Abb. 36



89

Abb. 37

Abb. 38

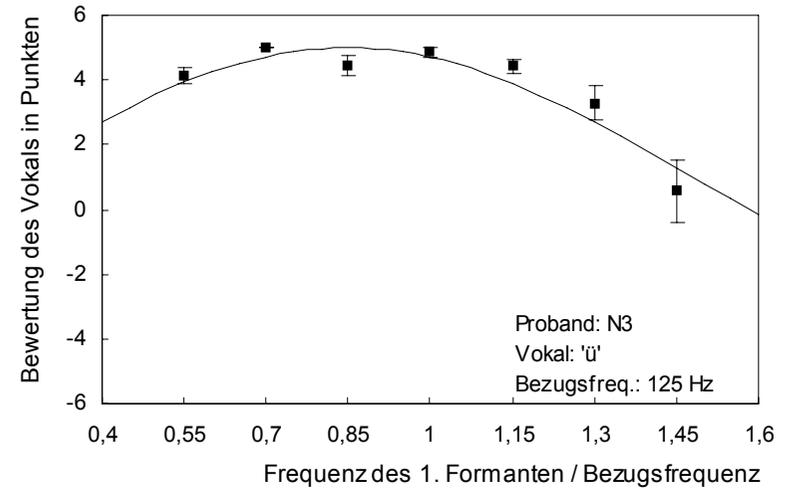
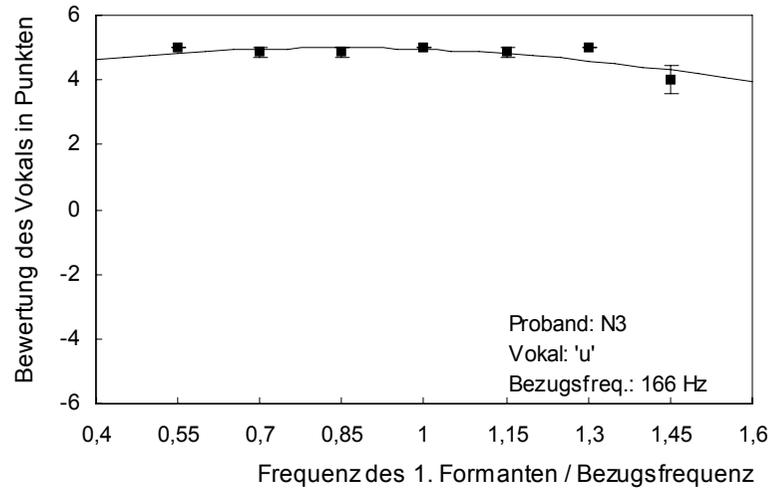
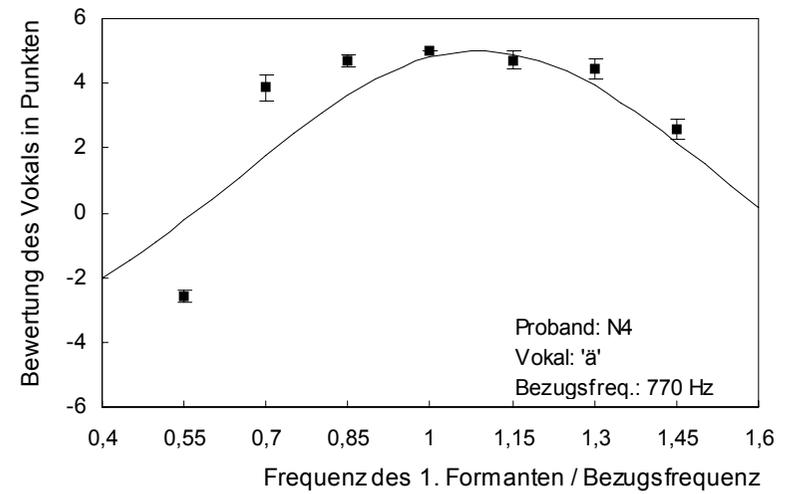
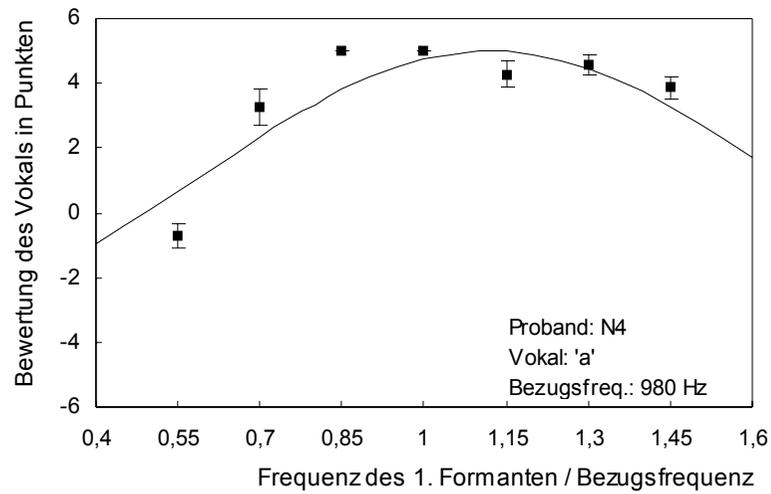


Abb. 39

Abb. 40



69

Abb. 41

Abb. 42

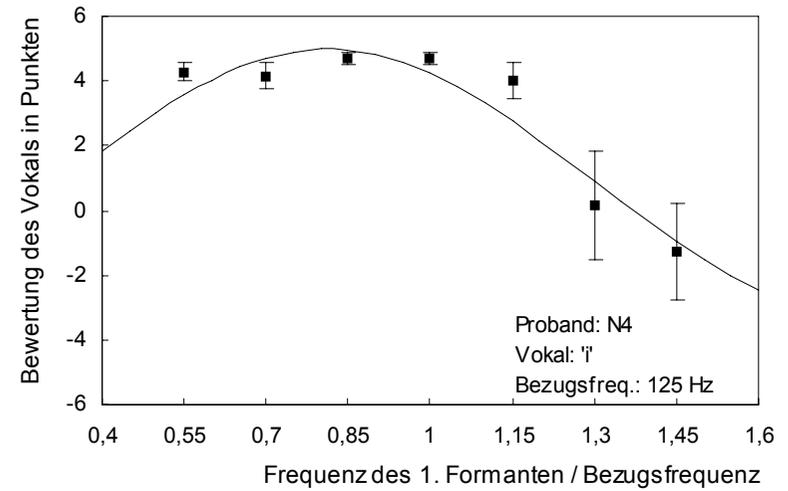
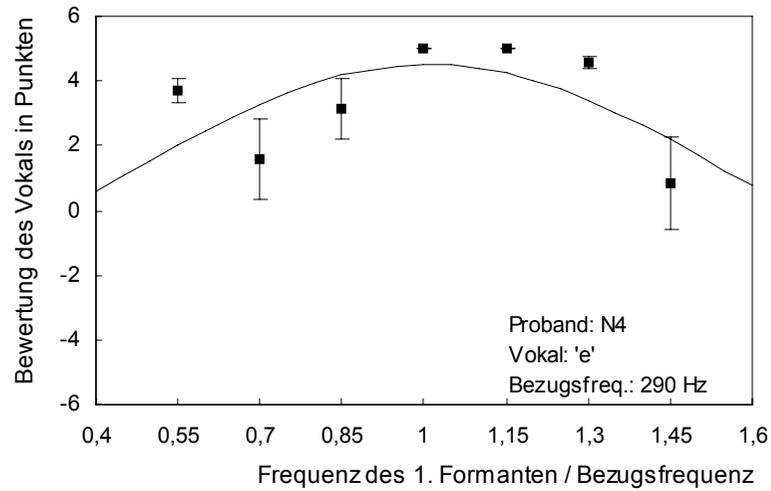
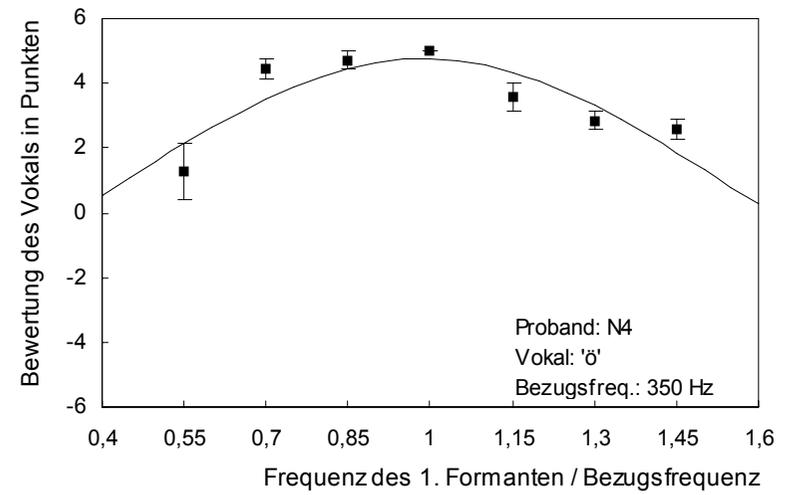
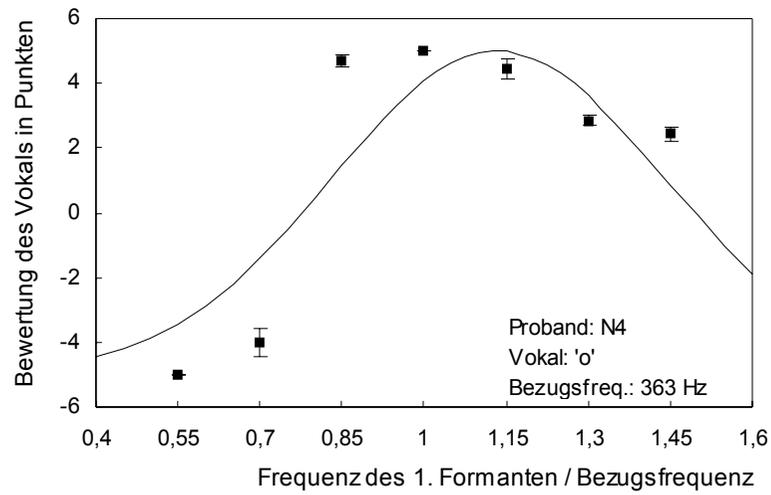


Abb. 43

Abb. 44



70

Abb. 45

Abb. 46

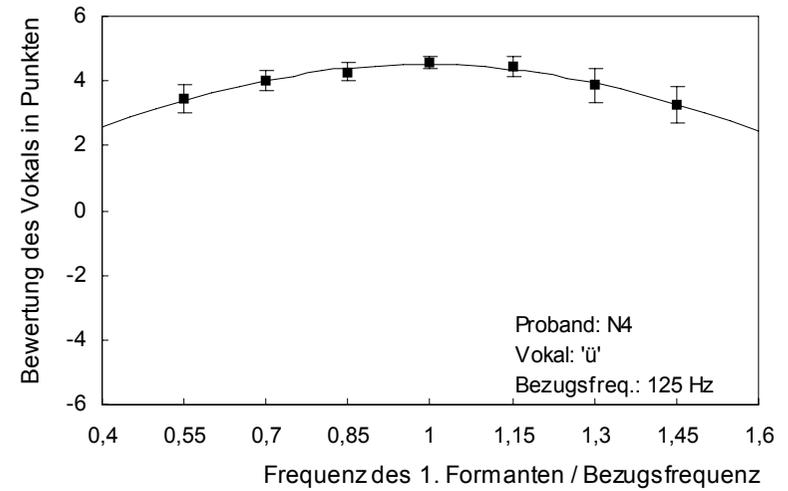
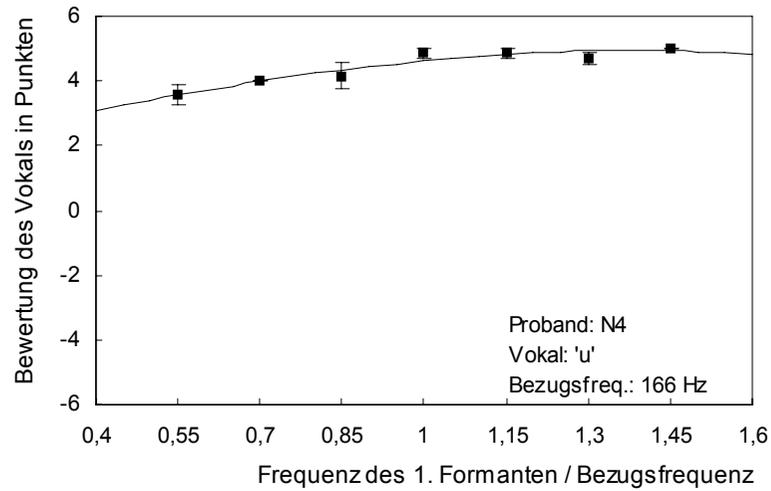
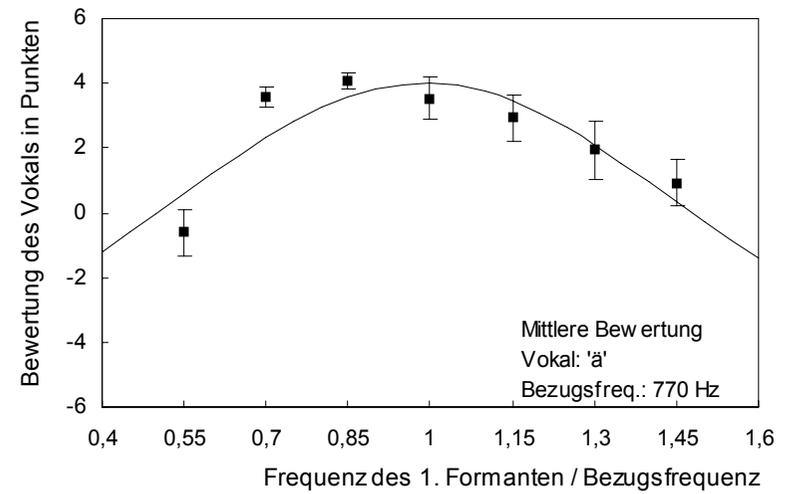
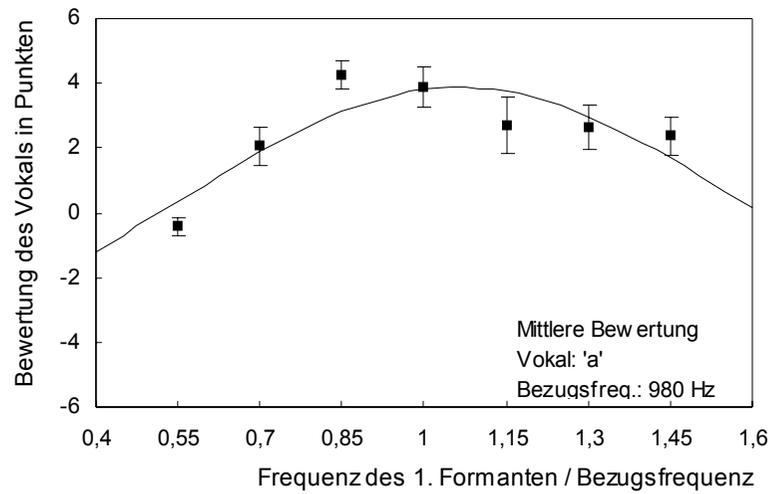


Abb. 47

Abb. 48



71

Abb. 49

Abb. 50

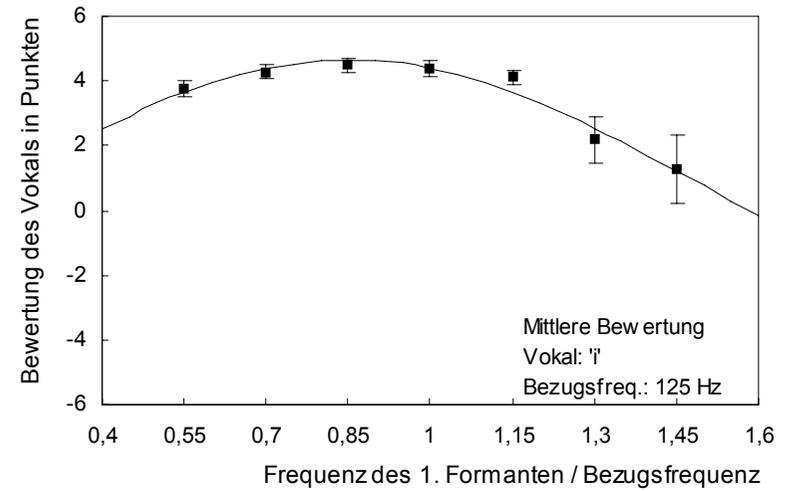
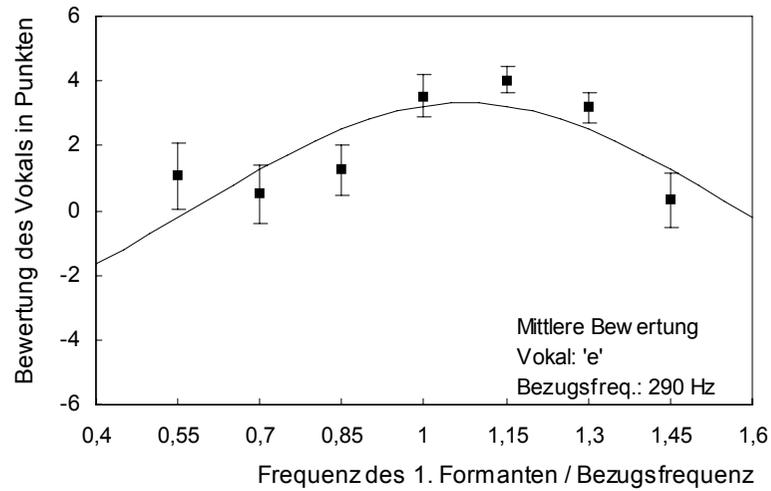
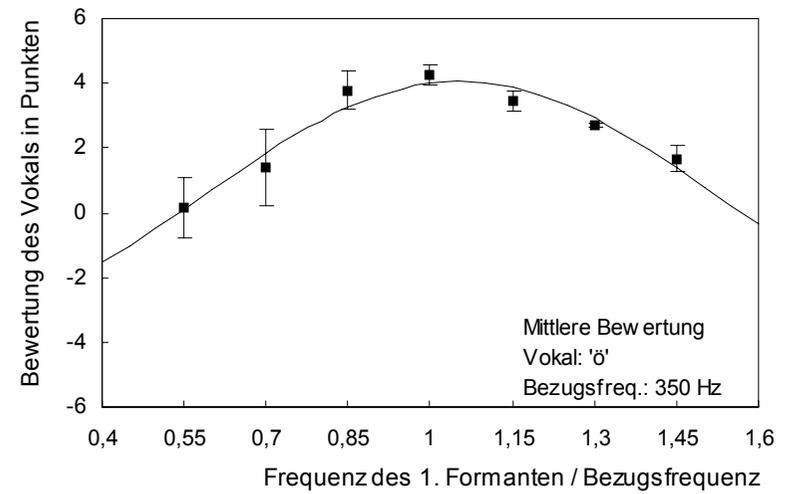
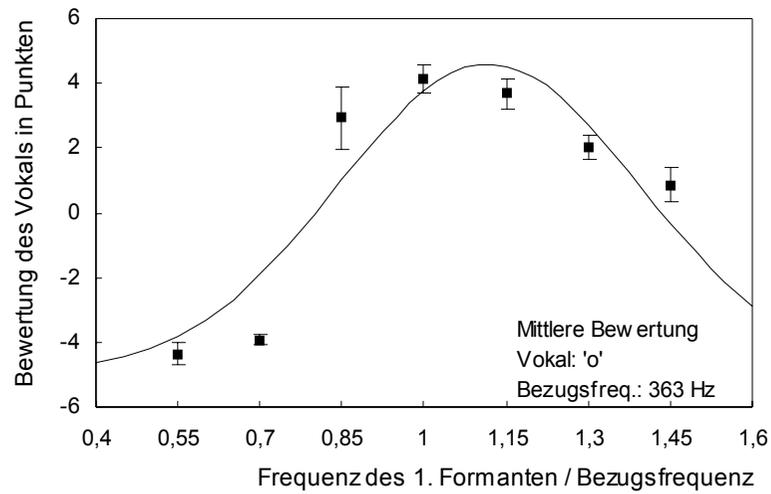


Abb. 51

Abb. 52



72

Abb. 53

Abb. 54

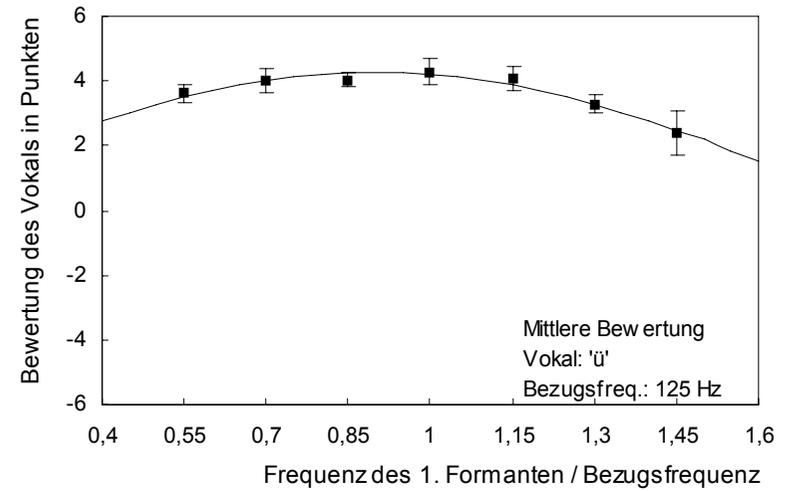
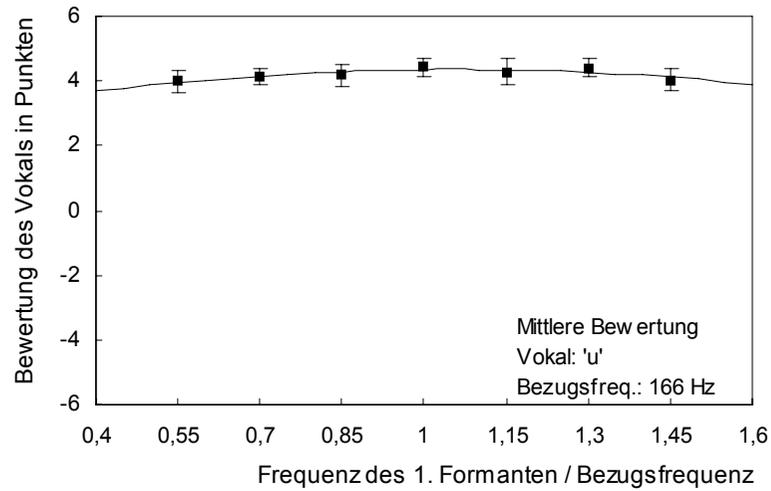


Abb. 55

Abb. 56

	'a'	'ä'	'e'	'i'	'o'	'ö'	'u'	'ü'
F0	125	125	125	125	125	125	125	125
Impulszahl	1	1	1	1	1	1	30	1
RGP / F	0	0	0	0	0	0	0	0
RGP / B	100	500	500	200	100	500	50	300
RGS / F	0	inaktiv	inaktiv	0	inaktiv	inaktiv	inaktiv	inaktiv
RGS / B	200	inaktiv	inaktiv	200	inaktiv	inaktiv	inaktiv	inaktiv
RGZ / F	1500	inaktiv	inaktiv	1500	inaktiv	inaktiv	inaktiv	inaktiv
RGZ / B	6000	inaktiv	inaktiv	6000	inaktiv	Inaktiv	inaktiv	inaktiv
F1	980	770	290	125	363	350	166	125
B1	130	45	30	25	80	50	100	30
F2	1220	2020	2250	2550	650	1500	700	1600
B2	150	200	100	100	70	70	110	80
F3	2600	2700	2600	3600	2300	2200	2200	2100
B3	160	250	300	200	70	100	140	80
F4	3300	3700	2800	4000	inaktiv	3300	inaktiv	3300
B4	250	200	250	300	inaktiv	250	inaktiv	250
F5	3700	4000	3500	4500	inaktiv	3750	inaktiv	3750
B5	100	100	200	250	inaktiv	200	inaktiv	200
Abstrahlung	aktiv	aktiv	aktiv	aktiv	aktiv	aktiv	aktiv	aktiv

Tab. 5: Parameterkonfiguration aller Vokale – Referenzwerte für die Untersuchungen mit normalhörenden Probanden

	'a'	'ä'	'e'	'i'	'o'	'ö'	'u'	'ü'
F0	125	125	125	125	125	125	125	125
Impulszahl	1	1	1	1	1	1	30	1
RGP / F	0	0	0	0	0	0	0	0
RGP / B	100	500	500	200	100	500	50	300
RGS / F	0	inaktiv	inaktiv	0	inaktiv	inaktiv	inaktiv	inaktiv
RGS / B	200	inaktiv	inaktiv	200	inaktiv	inaktiv	inaktiv	inaktiv
RGZ / F	1500	inaktiv	inaktiv	1500	inaktiv	inaktiv	inaktiv	inaktiv
RGZ / B	6000	inaktiv	inaktiv	6000	inaktiv	Inaktiv	inaktiv	inaktiv
F1	1047	771	307	106	406	368	175	113
B1	130	45	30	25	80	50	100	30
F2	1220	2020	2250	2550	650	1500	700	1600
B2	150	200	100	100	70	70	110	80
F3	2600	2700	2600	3600	2300	2200	2200	2100
B3	160	250	300	200	70	100	140	80
F4	3300	3700	2800	4000	inaktiv	3300	inaktiv	3300
B4	250	200	250	300	inaktiv	250	inaktiv	250
F5	3700	4000	3500	4500	inaktiv	3750	inaktiv	3750
B5	100	100	200	250	inaktiv	200	inaktiv	200
Abstrahlung	aktiv	aktiv	aktiv	aktiv	aktiv	aktiv	aktiv	aktiv

Tab. 6: Parameterkonfiguration aller Vokale – Referenzwerte für die Untersuchungen mit CI-Patienten

	Patient 1		Patient 2	
	Vorher	Nachher	Vorher	Nachher
Band 1	0250-0368 Hz	0250-0368 Hz	0250-0355 Hz	0348-0454 Hz
Band 2	0369-0547 Hz	0366-0609 Hz	0356-0506 Hz	0462-0614 Hz
Band 3	0545-0805 Hz	0629-0910 Hz	0504-0717 Hz	0626-0818 Hz
Band 4	0807-1191 Hz	0916-1305 Hz	0720-1025 Hz	0720-1025 Hz
Band 5	1202-1775 Hz	1312-1762 Hz	1024-1460 Hz	1024-1460 Hz
Band 6	1774-2641 Hz	1774-2641 Hz	1440-2050 Hz	1440-2050 Hz
Band 7	2664-3961 Hz	2664-3961 Hz	2084-2970 Hz	2084-2970 Hz
Band 8	3907-5808 Hz	3907-5808 Hz	2894-4092 Hz	2894-4092 Hz
Band 9	5857-8715 Hz	5857-8715 Hz	4316-6153 Hz	4316-6153 Hz
Band 10			6050-8609 Hz	6050-8609 Hz

Tab. 7: Bandfrequenzen des CI-Prozessors bei den Patienten 1 und 2

	Patient 3		Patient 4	
	Vorher	Nachher	Vorher	Nachher
Band 1	0250-0343 Hz	0292-0401 Hz	0250-0335 Hz	0272-0354 Hz
Band 2	0344-0473 Hz	0400-0505 Hz	0335-0450 Hz	0354-0471 Hz
Band 3	0475-0656 Hz	0503-0653 Hz	0449-0604 Hz	0470-0610 Hz
Band 4	0652-0897 Hz	0652-0897 Hz	0605-0813 Hz	0611-0810 Hz
Band 5	0899-1234 Hz	0899-1234 Hz	0807-1084 Hz	0807-1084 Hz
Band 6	1241-1704 Hz	1241-1704 Hz	1086-1459 Hz	1086-1459 Hz
Band 7	1714-2372 Hz	1714-2372 Hz	1464-1968 Hz	1464-1968 Hz
Band 8	2374-3284 Hz	2374-3284 Hz	1968-2645 Hz	1968-2645 Hz
Band 9	3264-4484 Hz	3264-4484 Hz	2625-3525 Hz	2625-3525 Hz
Band 10	4432-6085 Hz	4432-6085 Hz	3499-4701 Hz	3499-4701 Hz
Band 11	6202-8520 Hz	6202-8520 Hz	4819-6523 Hz	4819-6523 Hz
Band 12			6297-8462 Hz	6297-8462 Hz

Tab. 8: Bandfrequenzen des CI-Prozessors bei den Patienten 3 und 4

	Patient 5	
	Vorher	Nachher
Band 1	0300-0434 Hz	0250-0368 Hz
Band 2	0434-0632 Hz	0369-0547 Hz
Band 3	0629-0910 Hz	0545-0805 Hz
Band 4	0916-1332 Hz	0807-1191 Hz
Band 5	1328-1922 Hz	1202-1775 Hz
Band 6	1921-2794 Hz	1774-2641 Hz
Band 7	2834-4126 Hz	2664-3961 Hz
Band 8	3987-5765 Hz	3907-5808 Hz
Band 9	5952-8663 Hz	5857-8715 Hz

Tab. 9: Bandfrequenzen des CI-Prozessors bei Patient 5

12 Literaturverzeichnis

- Abbas, P.: Electrophysiology. In: Tyler, R. S. (Hrsg.), Cochlear Implants: Audiological Foundations, 317-356, Singular Publishing Group, Inc, 1993
- Andreev, A. M., Gersuni, G. V., Volokhov, A. A. (1935): On the electrical excitability of the human ear: On the effect of alternating currents on the affected auditory apparatus. J. Physiol. USSR 18: 250-265
- Antognelli, T., Patrick, J. F., Seligman, P. M., Whitford, L. A., Dobson, C. M., Follent, M. (1991): The 22 channel cochlear implant – an evolutionary tale. Australian Journal of Human Communication Disorders 19 (2): 6-12
- Banfai, P., Hortmann, G., Karczag, A., Kubik, S., Wustrow, F. (1984): Results with 8-channel cochlear implants. Adv. Audiol. 2: 1 -18
- Baskent, D., Shannon, R. V. (2003): Speech recognition under conditions of frequency-place compression and expansion. J. Acoust. Soc. Am. 113: 2064-2076
- Békésy, G. v. (1928): Zur Theorie des Hörens. Die Schwingungsformen der Basilarmembran. Physik Z. 29: 793-810
- Blamey, P. J., Dooley, G. J. , Parisi, E. S., Clark, G. M. (1996): Pitch comparisons of acoustically and electrically evoked auditory sensations. Hear Res. 99: 139-150
- Bögli, H. (1993): Sprachverarbeitungsverfahren für ein mehrkanaliges Cochlear Implant. Dissertation, Eidgenössische Technische Hochschule Zürich
- Brackmann, D. E. (1976): The cochlear implant; basic principles. Laryngoscope 86: 373-388
- Breen, A. (1992): Speech synthesis models: a review. Electronics & Communication Engineering Journal 4: 19-31
- Burian, K., Eisenwort, B., Hochmair, E. S., Hochmair-Desoyer, I. J. (1984): Clinical experience with the „Vienna cochlear implant". Adv. Audiol. 2: 9-29

- Chouard, C. H., MacLeod, P. (1976): Implantation of multiple intracochlear electrodes for rehabilitation of total deafness: preliminary report. *Laryngoscope*. 86: 1743-1751
- Clark, G. M. (1977): An evaluation of per-scalar cochlear electrode implantation techniques (An histological study in cats). *J. Laryngol. Otol.* 91: 185-199
- Clark, G. M., Krantz, H. G., Minas, H., Nathar, J. M. (1975): Histopathological findings in cochlear implants in cats. *J. Laryngol. Otol.* 89: 495-504
- Clark, G. M., Shepherd, R. K., Patrick, J. F., Black, R. C., Tong, Y. C. (1983): Design and fabrication of the banded electrode array. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* 405: 191-201
- Dillier, N. (2001): Heutiger Entwicklungsstand bei Cochlea-Implantaten. Manuskript der CRS-Tagung (Schweizerisches Rotes Kreuz), Zürich
- Djourno, A., Eyries, C. (1957): Prothèse auditive par excitation électrique a distance du nerf sensoriel a l'aide d'un bobinage inclus a demeure. *Presse méd.* 65: 1417
- Doyle, J. H., Doyle, J. B., Turnbull, F. M. (1964): Electric stimulation of the eighth cranial nerve. *Arch. Otolaryngol.* 80: 388-391
- Eddington, D. K. (1980): Speech discrimination in deaf subjects with cochlear implants. *J. Acoust. Soc. Am.* 68: 885-891
- Eddington, D. K., Dobbelle, W. H., Brackmann, D. E., Mladejovsky, M. G., Parkin, J.L. (1978): Auditory prostheses research with multiple channel intracochlear stimulation in man. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 87: 1-39
- Edgerton, B. J., Brimacombe, J. A. (1984a): Effects of signal processing by the House-3M cochlear implant on consonant perception. *Acta Otolaryngol. Suppl.* 411: 115-123
- Edgerton, B. J., House, W. F., Brimacombe, J. A., Eisenberg, L. S. (1984b): Status of the cochlear implant program at the House Ear Institute. *Adv. Audiol.* 2: 68-89
- Fant, G.: Acoustic theory of speech production. Mouton, Den Haag 1960

- Faulkner, A., Rosen, S., Stanton, D. (2003): Simulations of tonotopically mapped speech processors for cochlear implant electrodes varying in insertion depth. *J. Acoust. Soc. Am.* 113: 1073-1080
- Fearn, R. A. (2001): Music and pitch perception of cochlear implant recipients. Dissertation, School of Physics, Faculty of Science, University of New South Wales
- Flanagan, J. L. (1958): Some Properties of the Glottal Sound Source. *J. Speech Hearing* 1: 99-116
- Flanagan, J. L.: Speech analysis, synthesis and perception. 2. Aufl., Springer, Berlin 1972
- Friberg, U., Jansson, B., Rask-Andersen, H., Bagger-Sjoberg, D. (1988): Variations in surgical anatomy of the endolymphatic sac. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.* 114: 389-394
- Fu, Q. J., Shannon, R. V. (1999): Recognition of spectrally degraded and frequency-shifted vowels in acoustic and electric hearing. *J. Acoust. Soc. Am.* 105: 1889-1900
- Gantz, B. J., McCabe, B., Tyler, R. S. (1987): Evaluation of four cochlear implant designs. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 128 (suppl): 145-147
- Gantz, B. J., Tyler, R. S., Abbas, P., Tye-Murray, N., Knutson, J. F., McCabe, B. F., Lansing, C., Brown, C., Woodworth, G., Hinrichs, J., Kuk, F. (1988): Evaluation of five different cochlear implant designs: Audiologic assessment and predictors of performance. *Laryngoscope* 98: 1100-1106
- Gstoettner, W., Franz, P., Hamzavi, J., Plenk, H., Baumgartner, W., Czerny, C. (1999): Intracochlear position of cochlear implant electrodes. *Acta Otolaryngol.* 119: 229-233
- Harnsberger, J. D., Svirsky, M. A., Kaiser, A. R., Pisoni, D. B., Wright, R., Meyer, T. A. (2001): Perceptual "vowel spaces" of cochlear implant users: Implications for the study of auditory adaptation to spectral shift. *J. Acoust. Soc. Am.* 109: 2135-2145

- Hauser, A., Huber, H. (2002): Vorwärts in der Zukunft.
Echo Extra Medizinkompetenz 09/2002: 1-9
- Hortmann, G., Banfai, P., Kubik, S. (1984): Implanted material description.
Acta Otolaryngol. 411 (suppl): 16-17
- House, W. F.: A personal perspective on cochlear implants. In: Schindler, Merzenich (Hrsg.), Cochlear Implants, S. 15, Raven Press, New York 1985
- Jaekel, K., Richter, B., Laszig, R. (2002): Die historische Entwicklung der Cochlea-Implantate – von Volta bis zur mehrkanaligen intracochleären Stimulation. Laryngo-Rhino-Otol. 81: 649-658
- Johnsson, L. G., House, W. F., Linthicum, F. H. (1979): Bilateral cochlear implants: Histological findings in a pair of temporal bones.
Laryngoscope 89: 759-762
- Johnsson, L. G., House, W. F., Linthicum, F. H. (1982): Otopathological findings in a patient with bilateral cochlear implants.
Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. 91: 74-89
- Jones, R. C., Stevens, S. S., Lurie, M. H. (1940): Three mechanisms of hearing by electrical stimulation. J. Acoust. Soc. Am. 12: 281-290
- Kessler, D. K. (1999): The CLARION Multi-Strategy Cochlear Implant.
Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. Suppl. 177: 8-16
- Ketten, D. R., Skinner, M. W., Wang, G., Vannier, M. W., Gates, G. A., Neely, J. G. (1998): In vivo measures of cochlear length and insertion depth of nucleus cochlear implant electrode arrays. Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. 175: 1-16
- Kiang, N. Y. S., Eddington, D. K., Delgutte, B. (1979): Fundamental considerations in designing auditory implants. Acta Otolaryngol. 87: 204-218
- Klatt, D. H. (1979): Software for a cascade/parallel formant synthesizer.
J. Acoust. Soc. Am. 67 (3): 971-993
- Kühn-Inacker, H., Mederake, R., Schön, F., Müller, J., Helms, J. (2002): Fitting in very Young Children. 6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation, Las Palmas de Gran Canaria, Kanarische Inseln, Spanien

- Lang, J.: Klinische Anatomie des Ohres. Springer, Wien, New York 1992
- Lehnhardt, E. (1993): Intracochleäre Plazierung der Cochlear-Implant-Elektroden in soft surgery technique. HNO 41: 56-359
- Lehnhardt, M. (2003): Implantable Devices. Kursmaterial des QESWHIC Projekts (Qualification of the Educational Staff Working with Hearing Impaired Children), Gehörlosen- und Schwerhörigenpädagogik, Pädagogische Hochschule Heidelberg
- Lenarz, T., Lesinsky-Schiedat, A., Haar-Heise, S. v. d., Illg, A., Bertram, B., Battmer, R. D. (1999): Cochlear implantation in children under the age of two: The MHH experience with the CLARION cochlear implant. Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. 108: 4-49
- Loizou, P. C. (1998): Introduction to cochlear implants. IEEE Signal Processing Magazine: 101-130
- Loizou, P. C., Poroy, O., Dorman, M. (2000): The effect of parametric variations of cochlear implant processors on speech understanding. J. Acoust. Soc. Am. 108: 790-802
- Loizou, P. C., Stickney, G., Mishra, L., Assmann, P. (2003): Comparison of speech processing strategies used in the Clarion implant processor. Ear Hear. 24: 12-19
- Marangos, N., Laszig, R. (1998): Cochlear Implants. Die prothetische Versorgung bei Taubheit um die Jahrtausendwende. HNO 46: 12-26
- McDermott, H. J., McKay, C. M., Vandali, A. E. (1992): A new portable sound processor for the University of Melbourne/Nucleus Limited multielectrode cochlear implant. J. Acoust. Soc. Am. 91: 3367-3371
- MED-EL, CI.STUDIO+, Handbuch, Version 2.0 (2003). MED-EL GmbH, Innsbruck 2003
- Merzenich, M. M., Rebscher, S. J., Loeb, G. E., Byers, C. L., Schindler, R. A. (1984): The UCSF cochlear implant project (state of development). Adv. Audiol. 2: 119-144

- Merzenich, M. M., Schindler, R. A., White, M. W. (1974): Feasibility of multichannel scala tympani stimulation. *Laryngoscope* 84: 1887-1893
- Michelson, R. P. (1976): Cochlear implants. *J. Laryngol. Otol.* 90: 441-444
- Michelson, R. P. (1985): Multichannel cochlear implants. *New dimens. otorhinolaryngol.-head neck surg.* 1: 61-63
- MXM LABS (2005): Signal Processing. Zugriff am 22.09.2005 unter <http://www.mxmlab.com/en/produits/tds.html>
- Potter, R. K., Kopp, G. A., Green, H. C.: *Visible Speech*. van Nostrand, New York 1947
- Rosen, S., Faulkner, A., Wilkinson, L. (1999): Adaptation by normal listeners to upward spectral shifts of speech: Implications for cochlear implants. *J. Acoust. Soc. Am.* 106: 3629-3636
- Schön, F. (2001): SP-Anpassung nach bilateraler CI-Versorgung. *Schecke* 34: 12-13
- Simmons, F. B. (1966): Electrical stimulation of the auditory nerve in man. *Arch. Otolaryngol.* 84: 2-54
- Simmons, F. B. (1969): Cochlear implants. *Arch. Otolaryngol.* 89: 61-69
- Thomas, I. B. (1968): The influence of first and second formants on the intelligibility of clipped speech. *J. Audio. Eng. Soc.* 16, 182–185.
- Tong, Y. C., Dowell, R. C., Blamey, P. J., Clark, G. M. (1983): Two-component hearing sensations produced by two-electrode stimulation in the cochlea of a deaf patient. *Science* 219: 993-994
- Tong, Y. C., Lim, H. H., Clark, G. M. (1988): Synthetic vowel studies on cochlear implant patients. *J. Acoust. Soc. Am.* 84: 876-887
- Tyler, R. S. (1988): Open-set word recognition with the 3M/Vienna single-channel cochlear implant. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.* 114: 1123-1126

- Vandali, A. E., Whitford, L. A., Plant, K. L., Clark, G. M. (2000): Speech perception as a function of electrical stimulation rate: using the Nucleus 24 cochlear implant system. *Ear Hear.* 21: 608-624
- Weber, J. L., Chouard, C. H., Alcaras N. (1984): Description of the French 12 channel cochlear implant. *Acta Otolaryngol.* 411 (suppl): 140-143
- Wever, E. G., Bray, C.W. (1936): The nature of bone conductions shown in the electrical response of the cochlea. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 45: 822
- Whitford, L. A., Seligman, P. M., Blamey, P. J., McDermott, H. J., Patrick, J. F. (1993): Comparison of current speech coding strategies. *Adv. Otorhinopharyngol.* 48: 85-90
- Wilson, B. S., Finley, C. C., Lawson, D. T., Wolford, R. D., Eddington, D. K., Rabinowitz, W. M. (1991): Better speech recognition with cochlear implants. *Nature* 352: 236-238
- Wilson, B. S., Lawson, D. T., Zerbi, M. (1995): Advances in coding strategies for cochlear implants. *Advances in Otolaryngology – Head and Neck Surgery* 9: 105-129
- Zöllner, F., Keidel, W. D. (1963): Gehörvermittlung durch elektrische Erregung des Nervus acusticus. *Arch. klin. exp. Ohr-Nas.-Kehlk.-Heilk.* 181: 216-223

Danksagung

Herrn Professor Dr. Jan Helms, dem Direktor der Klinik für Hals-, Nasen und Ohrenkranke der Universität Würzburg, danke ich für die Überlassung des Themas dieser Arbeit und für die Möglichkeit, alle erforderlichen Untersuchungen in der Abteilung für Cochlea-Implantate durchführen zu können.

Herrn Priv.-Doz. Dr. Jan Pahnke danke ich für die freundliche Übernahme des Korreferats.

Weiterhin gilt mein Dank Herrn Stefan Brill und allen Mitarbeitern der Abteilung für Cochlea-Implantate, die mir bei den Untersuchungen mit CI-Patienten zu jeder Zeit sehr freundlich und überaus hilfsbereit zur Seite standen.

Ganz besonders danken möchte ich Herrn Dr. Franz Schön, dem Betreuer dieser Arbeit. Es stand mir bei allen Fragen und Problemen jederzeit freundlich und geduldig zur Seite. Auch nach seiner Pensionierung im Frühjahr 2004 änderte sich an dieser Tatsache nichts. Sehr gerne erinnere ich mich an zahlreiche Abende mit intensiven und humorvollen Diskussionen. Der unermüdliche Einsatz und die fast väterliche Fürsorge von Herrn Dr. Schön haben maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Lebenslauf

Name: Eberhard Willinger

Geburtsdatum: 21.11.1975

Geburtsort: Würzburg

Schulausbildung

1982-1986 Mönchberg-Grundschule, Würzburg

1986-1995 Schönborn-Gymnasium, Würzburg

06/1995 Abschluss mit der allgemeinen Hochschulreife

Zivildienst

1995-1996 Malteser Hilfsdienst, Würzburg

Hochschulausbildung

1996-2003 Studium der Humanmedizin an der Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg

09/1998 Naturwissenschaftliche Vorprüfung

11/2003 Abschluss mit dem 3. Staatsexamen

10/2004 Erhalt der Approbation

Assistententätigkeit

Seit 2005 Assistenzarzt im Malteser Krankenhaus St. Hildegardis, Köln