

Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohren-
krankheiten, plastische und ästhetische Operationen
der Universität Würzburg

Direktor: Prof. Dr. med. Rudolf Hagen

**Zeitaufklärungsvermögen unilateral
versorgter CI-Patienten
anhand des TDL-Tests im Vergleich
zur präoperativen Leistung**

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

Afshin Moslemi

aus Sari

Würzburg, Juni 2008

Referent: Prof. Dr. med. Joachim Müller
Korreferent: Priv. Doz. Dr. Dr. Josip S. Bill
Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung:

Der Promovend ist Zahnarzt

Meinen Eltern und meiner netten Frau gewidmet, die mich beim Studium unterstützt haben.

Der Mensch ist nicht geboren, die Probleme der Welt zu lösen, wohl aber zu suchen, wo das Problem angeht, und sich so dann in der Grenze des Begreiflichen zu halten.

J. W. Goethe

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Einführung	1
1.2	Fragestellung	2
2	Theoretische Grundlagen	5
2.1	Anatomie und Physiologie des Ohres	5
2.2	Psychophysik des Hörens	8
3	Gehörlosigkeit und Versorgung	11
3.1	Ursachen von Gehörlosigkeit	11
3.2	Cochlea-Implantat (CI)	11
3.2.1	Geschichtliche Entwicklung der elektrischen Reizung des Hörnervs	13
3.2.2	Elektrophone und elektroneurale Stimulation	15
3.2.3	Extra- und intracochleäre Stimulation	15
3.3	Voraussetzungen und Voruntersuchungen der CI-Kandidaten	17
3.4	Der Promontorialtest (PT)	18
3.4.1	Die Promontoriumsreizung	18
3.4.2	Die Gehörgangsreizung	19
3.4.3	Nebenwirkungen, Risiken und Signifikanz des Promontorialtests	20
3.4.4	Zeitauflösungsvermögen	22
4	Material und Methoden	23
4.1	Versuchsplan	23
4.2	Lautheitseinstellung	23
4.3	Temporal Difference Limen-Test (TDL-Test)	26
4.4	Technischer Versuchsaufbau	26
4.4.1	Das TFS-System	26
4.4.2	Testdurchführung	27

4.4.3	Mögliche Fehlerquellen	29
4.5	Auswertung und Statistik	30
5	Datenanalyse und Ergebnisse	31
5.1	Prä- und postoperative TDL-Werte	31
5.2	Korrelation mit Sprachtestresultaten	35
5.3	Zeitauflösungsvermögen bei einzelnen Probanden	37
6	Diskussion	39
6.1	Zur Fragestellung	39
6.2	Ausblick	43
6.3	Fazit	44
7	Zusammenfassung	45
A	Anhänge	47
	Literaturverzeichnis	51
	Danksagung	
	Lebenslauf	

1 Einleitung

1.1 Einführung

Hören, Sehen, Riechen, Schmecken und Fühlen sind Sinne, die den Menschen helfen, zu ihrer Umgebung Kontakt aufzunehmen, sich zu orientieren und zu kommunizieren. Alle diese Sinne spielen eine große Rolle in unserem Leben, deshalb beeinträchtigt der Ausfall eines Sinnesorgans unsere Lebensqualität erheblich.

Sprachliche Kommunikation ist jener Teil des humanen Daseins, der uns zusammen mit den höheren Hirnleistungen vom Rest der Natur völlig unterscheidet. Das Hören ist derjenige Sinn, der Sprache und somit menschliche Kommunikation ermöglicht. Hörverlust oder eine vollständige Taubheit bedeuten Einschränkungen oder sogar völligen Verlust der sprachlichen Kommunikation. Sie haben daher einen großen negativen Einfluss auf die sozialen Beziehungen und die betroffenen Menschen fühlen sich in der Gesellschaft stark eingeschränkt. Vereinsamung und soziale Ausgrenzung (Zenner, 2001) können die Folge sein.

Noch schlimmer ist angeborene oder frühkindlich erworbene Taubheit, bei der es ohne eine intensive Therapie keine Sprachentwicklung geben kann. In Deutschland leben etwa 60 000 Gehörlose. Das sind ca. 0,1 % der Bevölkerung. Jedes Jahr werden in Deutschland ca. 600 Kinder taub geboren (Lenarz und Mack, 2000). Die Folge unbehandelter Gehörlosigkeit kann Taubstummheit sein.

Taubheit wird bei Erwachsenen so definiert, dass auch mit der bestmöglichen Hörgeräteversorgung kein offenes Sprachverstehen mehr zu erreichen ist. Offenes Sprachverstehen bedeutet Verstehen von Sprache ohne unterstützendes Lippenlesen bei nicht vorab bekanntem Sprachinhalt. Bei prälingual ertaubten Kleinkindern lässt sich diese Definition so nicht anwenden, da sie noch keine Lautsprache entwickelt haben (sinngemäß zitiert nach Lenarz und Mack, 2000).

Heutzutage haben schwerhörige Patienten bessere Möglichkeiten, durch Tragen geeigneter Hörgeräte zum normalen Alltag zurückzukehren. Hörgeräte sind in den letzten Jahren durch technische Fortschritte leistungsfähiger und besser geworden.

1 Einleitung

Das Cochlea-Implantat, kurz CI, ist eine fortgeschrittene Therapie und ein hochtechnologisches System, das Ertaubten und hochgradig Schwerhörigen das kaum noch funktionsfähige Innenohr ersetzt. Es verhilft den Trägern zu neuen Höreindrücken und häufig auch zu einem offenen Sprachverständnis. Wenn Hörgeräte kein zufriedenstellendes Sprachverständnis mehr erlauben, ist die Einlage eines Cochlea-Implantats bei beidseitiger Taubheit oder hochgradiger Schwerhörigkeit gerechtfertigt. Es wurden unterschiedliche Systeme entwickelt, die sich mit fortschreitendem Wissen einander angeglichen haben, wobei aber noch heute große Unterschiede bestehen.

Ein Cochlea-Implantat ist in der Lage, den Nervus acusticus zu reizen und damit Hörphänomene im Gehirn entstehen zu lassen. Voraussetzung für die Nutzung dieser Technik ist ein intakter Hörnerv. Daher spielt der Promontorialtest eine wichtige Rolle. Bei diesem Test wird vor der Cochlea-Implantation untersucht, ob der Hörnerv funktionsfähig ist oder nicht.

In der ursprünglichen Vorgehensweise wurde eine Nadel transtympanal an das Promontorium gelegt und über diese elektrisch gereizt. Heute wird fast ausschließlich eine Gehörgangsstimulation durchgeführt, das Verfahren hat aber den alten Namen „Promontorialtest“ im allgemeinen Sprachgebrauch beibehalten. Parallel zum Test der elektrischen Reizbarkeit, werden ggf. auch andere Tests, darunter der sog. „TDL-Test“ durchgeführt. Mit diesem kann man das Zeitauflösungsvermögen der Wahrnehmung bestimmen und dadurch zwischen taktile, elektrischer oder thermischer Hautreizung (mit geringer Zeitauflösungsfähigkeit) einerseits und Reizung des Hörnervs (mit großer Zeitauflösungsfähigkeit) andererseits differenzieren.

1.2 Fragestellung

Ein intakter Hörnerv ist für das Cochlea-Implantat notwendige Voraussetzung. Der Promontorialtest und der damit verbundene TDL-Test zielen darauf, präoperativ die Integrität des Hörnervs zu diagnostizieren. Es stellt sich daher die Frage nach dem prognostischen Wert des TDL-Tests.

In dieser Arbeit wurde versucht, unter Bezug auf den prä- und postoperativen Vergleich der TDL-Werte die folgenden Fragen zu beantworten:

- Ändert sich das Zeitaufklärungsvermögen des Hörnervs postoperativ im Vergleich zur präoperativen Leistung?
- Wie groß ist die Korrelation zwischen den prä- und postoperativen TDL-Werten?
- Ist das Zeitaufklärungsvermögen des Hörnervs von der Stimulationsfrequenz bzw. vom Ort der Stimulation in der Cochlea abhängig?
- Gibt es einen Zusammenhang zwischen dem Zeitaufklärungsvermögen des Hörnervs bzw. den TDL-Werten und dem Sprachverständnis?
- Wie groß ist der Zusammenhang zwischen den Resultaten der verschiedenen Sprachverständnis-tests?

Dazu wurde der TDL-Test bei 40 Patienten mit verschiedenen Frequenzen (500, 1000, 2000, 4000 Hz) durchgeführt und mit der präoperativen Leistung verglichen. Der Zusammenhang der TDL-Werte mit dem Sprachverständnis wurde anhand zeitnah vorher durchgeführter Sprachtests untersucht. Die Ergebnisse werden in dieser Arbeit vorgelegt.

1 Einleitung

2 Theoretische Grundlagen

2.1 Anatomie und Physiologie des Ohres

Das Ohr wird in die drei Bereiche Außenohr, Mittelohr und Innenohr unterteilt (Abb. 2.1). Das äußere Ohr besteht aus der Ohrmuschel und dem äußeren Gehörgang und dient der Schallaufnahme und -weiterleitung. Das Trommelfell grenzt das Außenohr vom Mittelohr ab. Im Mittelohr (Paukenhöhle) befinden sich Gehörknöchelchen, die Hammer (Malleus), Amboß (Incus), und Steigbügel (Stapes) genannt werden. Der Hammer ist über den Hammergriff mit dem Trommelfell verwachsen und über ein Gelenk mit dem Amboß verbunden. Dieser ist über weiteres Gelenk mit dem Steigbügel verbunden. Der Steigbügel sitzt mit seiner Fußplatte auf dem ovalen Fenster auf. Das Mittelohr dient der Schallweiterleitung und Verstärkung und der Impedanzanpassung. Der Schallwellenwiderstand (Impedanz) in Luft ist wesentlich geringer als in den Innenohrflüssigkeiten, deshalb geht bei einem Übertritt von Schall von der Luft auf die Innenohrflüssigkeiten der größte Teil der Schallenergie durch Reflexion verloren. Das Mittelohr reduziert diese Reflexionsverluste durch zwei Mechanismen:

- Da die Fläche vom Trommelfell erheblich größer ist als die der Stapesfußplatte, entsteht am ovalen Fenster ein höherer Druck.
- Zusätzlich wird durch die unterschiedlichen Hebelarme der Gehörknöchelchen eine weitere Druckerhöhung am ovalen Fenster erreicht.

Eine Störung in der Mittelohrfunktion führt zur Schallleitungsschwerhörigkeit. Das Innenohr befindet sich hinter dem ovalen Fenster und besteht aus dem Gleichgewichtsorgan und dem Hörorgan. Das Hörorgan liegt in der Cochlea, die aus drei schneckenförmigen Kanälen aufgebaut ist. Die drei Kanäle werden als Scala vestibuli, Scala tympani und Scala media bezeichnet (Abb. 2.2). Die Scala media ist mit Endolymphe, und sowohl die Scala tympani als auch die Scala vestibuli sind mit Perilymphe gefüllt. Scala vestibuli und Scala tympani sind am Helikotrema miteinander verbunden. Scala media und Scala vestibuli sind durch die Reißner-Membran getrennt. Zwischen Scala media und Scala

2 Theoretische Grundlagen

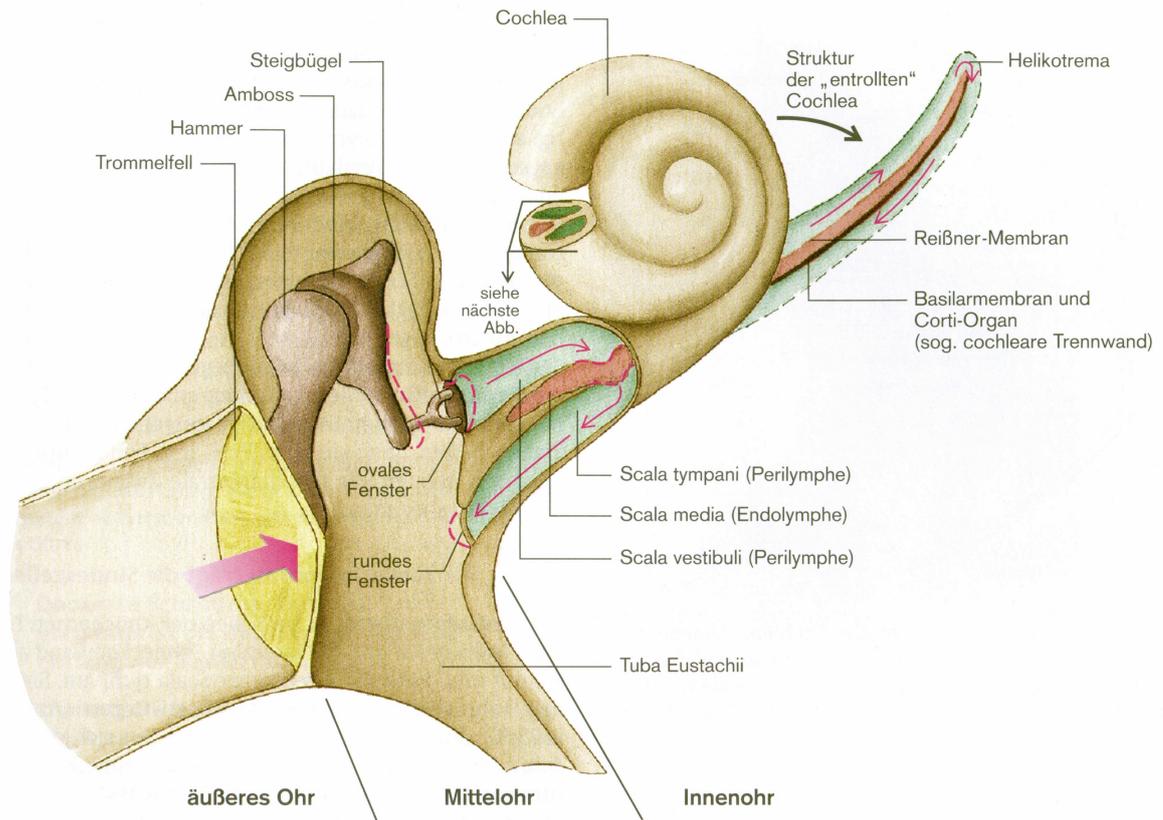


Abbildung 2.1: Anatomischer Aufbau des Ohres (Silbernagl und Klinke, 2000)

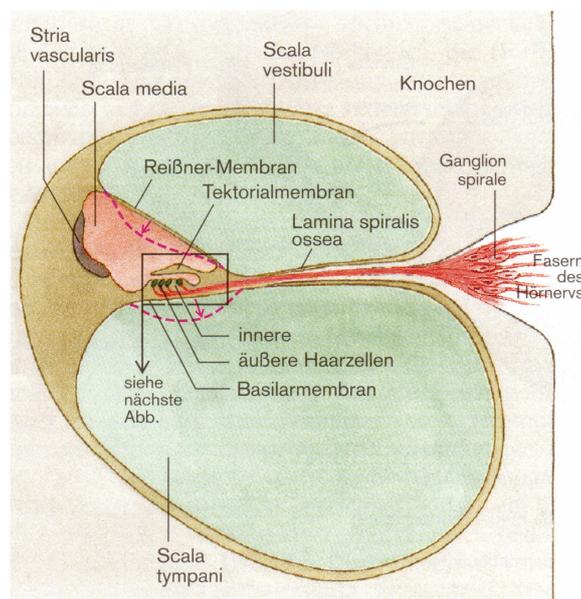


Abbildung 2.2: Querschnitt durch die Cochlea (Silbernagl und Klinke, 2000)

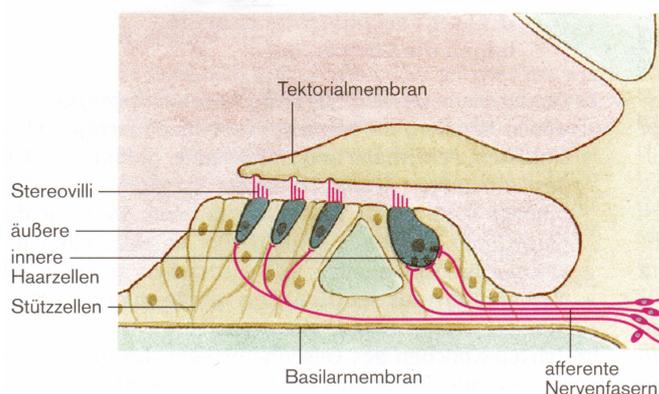


Abbildung 2.3: Übersicht über das Corti-Organ (Silbernagl und Klinke, 2000)

tympani liegt ein dünner Knochensteg, die Lamina spiralis ossea und die Basilar- membran, die den sensorischen Apparat, das Corti-Organ, trägt (Abb. 2.3). Im Corti-Organ befinden sich innere Haarzellen (eine Reihe) und äußere Haarzellen (drei Reihen). Das Corti-Organ wird von der Tektorialmembran abgedeckt. Sie ist wichtig für die Schalltransduktion. Die Schallwellen erreichen das Hörorgan über die Ohrmuschel und den Gehörgang, der am Trommelfell endet. Die Schalldruckschwankungen versetzen das Trommelfell in Schwingungen, die sich über die Gehörknöchelchen auf die Membran des ovalen Fensters übertragen. Die vom Steigbügel erzeugten Schwingungen der Membran im ovalen Fenster verschieben die Perilymphe. Die Reißner- und Basilar- membran geben der wellenförmigen Volumenverschiebung nach. Dadurch schwingen Reißner- und Basilar- membran gegen die Scala vestibuli und tympani. Dabei nehmen die Wellengeschwindigkeit und die Wellenlänge ab. Gleichzeitig wächst ihre Amplitude zu einem Maximum. Die Schwingungen des Endolymphschlauches, d. h. die Reißner- und Basilar- membran, verursachen winzige Verschiebungen der Tektorialmembran gegenüber der Basilar- membran, so dass die Zilien der Haarzellen in einer Scherbewegung mechanisch gereizt werden. Dadurch werden Kationenkanäle geöffnet und Kationen (Na-, K-, Ca-Ionen) strömen ein. Dies verursacht, dass die äußeren Haarzellen depolarisiert und mechanisch verkürzt werden. Folge ist Erregung der inneren Haarzellen und schließlich Reizung des Nervus acusticus. Von der Cochlea aus wird über fünf bis acht Neurone das primäre kortikale Projektionsfeld, der Gyrus temporalis transversus im Oberschnitt des Temporallappens, erreicht. Die Hörbahn verläuft sowohl gekreuzt als auch ungekreuzt. Wird die Hörbahn einer Hirnhälfte geschädigt, bleibt das Gehör wegen

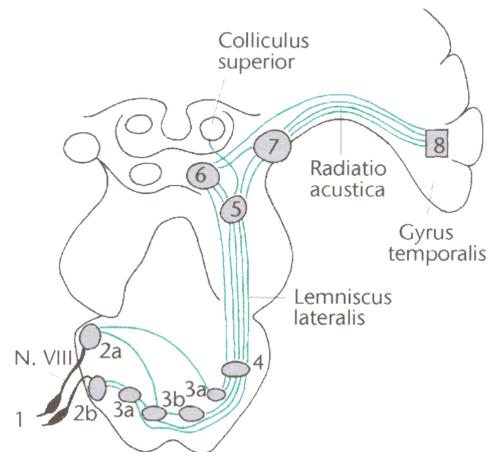


Abbildung 2.4: Schematischer Verlauf der Hörbahn (Hick und Hick, 2000)

der Verbindung beider Cochleae mit beiden akustischen Rindenfeldern erhalten. Die Hörbahn (Abb. 2.4) verläuft so: Das erste Neuron ist die bipolare Ganglienzelle im Ganglion spirale, deren Neurit als Teil des N. vestibulocochlearis zum Nucleus cochlearis dorsalis und -ventralis im Bereich der Rautengrube zieht. Während die Neurone des ventralen Nucleus cochlearis ein ähnliches Antwortverhalten wie die Neurone des Ganglion spirale zeigen, reagieren die Neurone des dorsalen Nucleus cochlearis überwiegend auf komplexere Schallreize. Vom dorsalen Nucleus cochlearis kreuzt die Stria acustica dorsalis zu den beiden Kernen des corpus trapezoideum und zieht von da zum ipsilateralen und zum kontralateralen Nucleus olivaris superior. Im Nucleus olivaris superior kommen erstmals die Signale aus beiden Ohren zusammen, was die Grundlage für räumliches Hören und eine auditorische Raumorientierung darstellt. Von da zieht die Hörbahn im Lemniscus lateralis zu den colliculi inferiores. Nächste Schaltstelle ist das corpus geniculatum mediale. Von dort ziehen die Fasern als Radiatio acustica zu den Rindenneuronen der Gyri temporales transversi (Silbernagl und Klinker, 2000).

2.2 Psychophysik des Hörens

Adäquater Reiz für das Gehörorgan sind Schallwellen, die von einer Schallquelle ausgehen. Hauptschallträger ist die Luft. Die Schallwellen breiten sich mit Schallgeschwindigkeit aus, die in Luft bei 0 °C 332 m/s beträgt. Graphisch gesehen sind die Schalldruckschwankungen wellenförmige Kurven mit einer bestimm-

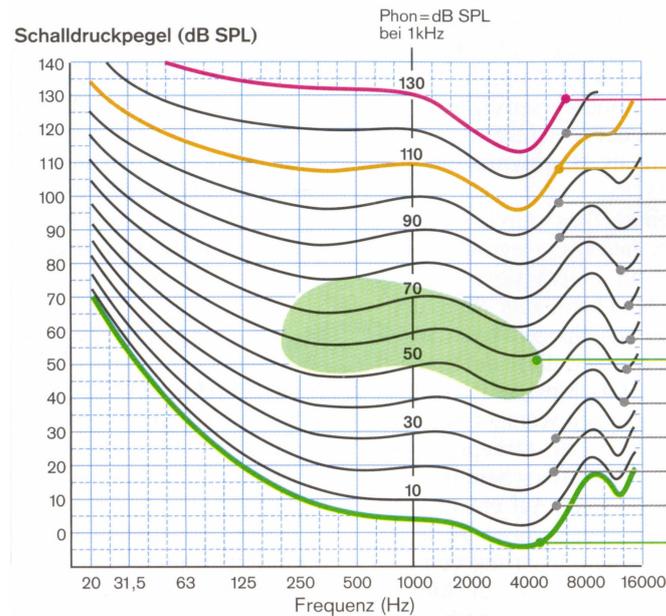


Abbildung 2.5: Intensitätsschwellenkurve (Silbernagl und Klinke, 2000)

ten Wellenlänge und Amplitude. Wenn die Wellenlänge sich vergrößert, wird ein tieferer Ton gehört und bei einer Verkleinerung der Wellenlänge wird ein höherer Ton gehört. Die Töne können nicht nur in ihrer Lautstärke, sondern auch in ihrer Tonhöhe (Frequenz) unterschieden werden. Die Frequenzunterschiedsschwelle beträgt im optimalen Bereich (um 1000 Hz) bei nacheinander angebotenen Tönen 0,3 %, d. h. im Bereich von 1000 Hz genügen 3 Hz Frequenzunterschied zur Wahrnehmung einer unterschiedlichen Tonhöhe. Die Hörfläche ist begrenzt von der höchsten und tiefsten noch hörbaren Schallfrequenz einerseits und den Iso-Phonen von Hörschwelle und Schmerzschwelle andererseits, d. h. die Hörfläche liegt also zwischen 4 und 130 Phon einerseits und zwischen 20 Hz und 16 kHz andererseits (Hick und Hick, 2000, s. Abb. 2.5).

3 Gehörlosigkeit und Versorgung

3.1 Ursachen von Gehörlosigkeit

Eine Hörstörung kann verschiedene Ursachen haben. An jeder Stelle auf dem Weg der Verarbeitung vom Schall bis zur Reizverarbeitung im Gehirn kann ein Defekt vorliegen. Taubheit bedeutet, dass die Geräusche und Töne nicht mehr wahrgenommen werden, d. h. bei der Taubheit fehlt die Reaktion auf alle akustischen Reize. Man unterscheidet dabei medizinisch zwischen absoluter und praktischer Taubheit. Bei der praktischen Taubheit können zwar einzelne laute Töne oder Geräusche noch wahrgenommen werden, aber das Verstehen von Sprache und damit die Kommunikations- und u. U. Erwerbsfähigkeit ist stark eingeschränkt. Taubheit kann weiterhin in angeborene und erworbene Gehörlosigkeit, durch angeborene und erworbene Schädigungen, eingeteilt werden. Tritt die erworbene Gehörlosigkeit vor der Sprachentwicklung ein, wird sie als prälinguale, tritt sie nach der Sprachentwicklung ein, als postlinguale Taubheit bezeichnet. Die erworbene Taubheit kann durch zerebrale Erkrankungen (Meningitis, Enzephalitis), Schädelbrüche, Infektionen wie chronische Mittelohrentzündungen oder toxische Schäden verursacht werden. Angeborene Hörschäden können erbbedingt oder durch Einflüsse während der Schwangerschaft entstehen. Bei erbbedingter Taubheit sind Teile des Hörorgans nicht oder unvollständig ausgebildet. Die Ursachen für die Entstehung der Schwerhörigkeit während der Schwangerschaft sind meistens Infektionen (u. a. Zytomegalie, Toxoplasmose) oder toxische Schäden zum Beispiel durch Medikamente mit ototoxischer Wirkung. Die Risikofaktoren, die eine Schwerhörigkeit im Rahmen der Geburt verursachen, sind Frühgeburt oder Atemstillstand mit Sauerstoffmangel (Lenarz und Mack, 2000).

3.2 Cochlea-Implantat (CI)

Standardtherapie bei Schwerhörigkeit ist die Versorgung mit Hörgeräten. Erzielt man hierbei keine ausreichende Hörverbesserung, besteht die Möglichkeit ei-

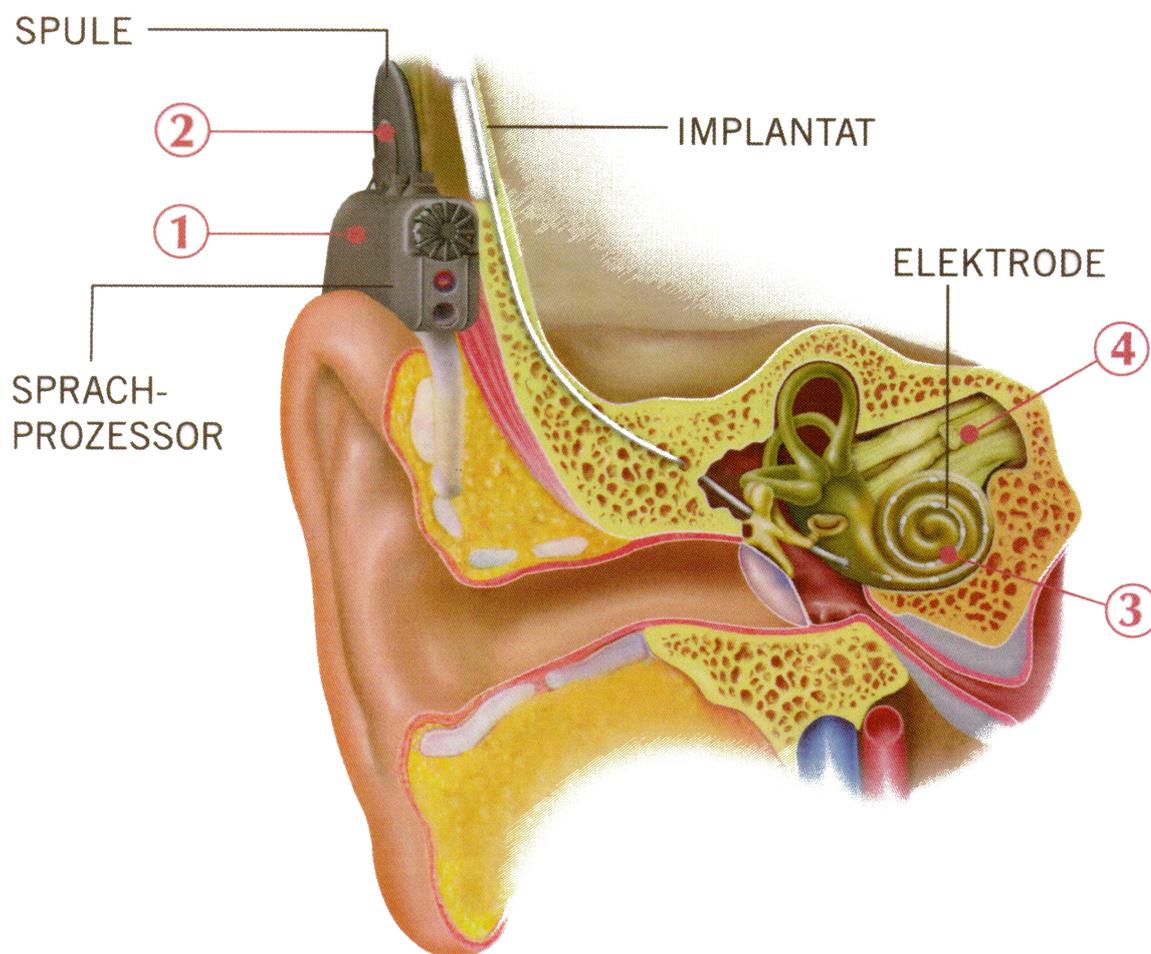


Abbildung 3.1: Übersicht der Cochlea-Implantation (Abb. von MED-EL GmbH)

ner Cochlea-Implantation (s. Abb. 3.1). Unter einem CI versteht man eine implantierbare Hörprothese, welche die Funktion des ausgefallenen Innenohres übernimmt und die Hörnervenfasern direkt elektrisch reizt. Die erste Cochlea-Implantation weltweit fand 1957 in Frankreich statt, eine ununterbrochene Fortentwicklung besteht jedoch erst seit 1968. Die erste Anwendung in Deutschland fand im Jahr 1984 in Hannover statt (Lenarz und Mack, 2000). Cochlea-Implantate ermöglichen Verstehen oder Erwerb von Lautsprache, auch ohne daß die Patienten Lippen ablesen müssen (sog. offenes Sprachverstehen, z. B. beim Telefonieren). Insbesondere bei der Sprachentwicklung von kongenital tauben Kindern spielt das CI als einzige verfügbare Therapie eine unverzichtbare Rolle (Obler, 2000). Ein Cochlea-Implantat-System besteht aus einem zu implantie-

renden Teil mit mehreren Stimulationselektroden, die auf einem intracochleär zu platzierenden Träger sitzen und von einer gekapselten Elektronik kontrolliert werden. Diese Elektroden werden chirurgisch in die Hörschnecke eingeführt und erregen dort anstelle der geschädigten Sinneszellen elektrisch die noch intakten Fasern des Hörnervs.

Weiterhin gehört zum System ein äußerer Teil, der sog. Sprachprozessor. Der Schall, der das Ohr erreicht, wird von einem kleinen Mikrofon, das über dem Ohr getragen wird, aufgezeichnet und mit Hilfe des Sprachprozessors in ein digitales Signal für das Implantat umgewandelt. Dieses Signal wird als elektromagnetische Wellen, deren Frequenz im Bereich von Radiowellen liegt, über die an der Kopfhaut anliegende Sendespule zum Implantat übertragen, dort dekodiert und in Reizströme an den intracochleären Elektroden umgesetzt. Dadurch werden die Hörnervenfasern erregt und schließlich entsteht zentral eine Hörempfindung (Lenarz und Mack, 2000).

3.2.1 Geschichtliche Entwicklung der elektrischen Reizung des Hörnervs

Erste Versuche der elektrischen Reizung des Hörnervs reichen bis zum Beginn des neunzehnten Jahrhunderts zurück. Volta (1800) hat im Selbstversuch erstmals eine elektrische Stimulation versucht. Er führte eine Elektrode in den äußeren Gehörgang ein und hat mit der von ihm entdeckten Gleichstrombatterie elektrisch stimuliert. Dadurch konnte er bei sich „zischende“, „kochende“ Höreindrücke auslösen, die jedoch von schmerzhaften Empfindungen begleitet waren. In den darauffolgenden Jahren wurden ähnliche Versuche von anderen Wissenschaftlern durchgeführt. Ritter (1801) benutzte ebenfalls die galvanische Zelle im Selbstversuch, jedoch bei höheren Stromstärken. Im Verlauf der weiteren Entwicklung wurden niedrigere Stromstärken (K. Grapengiesser, L.E. Ehrmann, R. Wagner, zitiert nach Burian (1979b)), im Jahr 1855 Wechselstrom (Duchenne de Boulogne, 1990) und unterschiedliche Stromquellen eingesetzt. Gegen Ende des neunzehnten Jahrhunderts wurde die elektrische Stimulierbarkeit des Gehörs zur Diagnostik und zu Therapieversuchen herangezogen. Der tatsächliche Nutzen für die Diagnose blieb jedoch umstritten.

Alle diese Untersuchungen zur Elektrostimulation des Hörnervs wurden aber auf ähnliche Weise durchgeführt, nämlich in Form einer indirekten, d. h. extracochleären Reizung.

Wever und Bray (1930) wiesen in Versuchen mit akustischer Stimulation bei

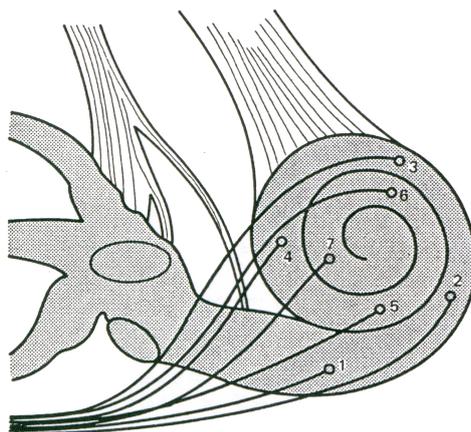


Abbildung 3.2: Elektrodenplatzierung nach Chouard und Spilmann-Burian

Katzen die elektrische Natur der Signalweiterleitung im Hörnerv nach. Sie konnten zeigen, daß zwischen akustischer Stimulation und abgeleiteten Potentialen (Cochleamikrophonpotentiale, CMP) sowohl bei Frequenz als auch bei Intensität große Korrelationen bestehen.

Erst im Jahr 1957 konnten Djournio und Eyries (Djournio und Eyries, 1957) den Hörnerv erfolgreich direkt, d. h. intracochleaär, elektrisch stimulieren. Zöllner und Keidel (1963) stimulierten unter Lokalanästhesie intracochleaär an geringfügig unterschiedlichen Orten und schätzten aufgrund theoretischer Überlegungen die zur Erreichung von Sprachverständnis nötige Anzahl der über die ganze Scherckenwindung zu verteilenden Elektroden auf 10 bis 100.

Die Nervenfasern werden in verschiedener Lokalisation gereizt. Die Platzierungen der Elektroden beabsichtigen die Reizung einzelner Gruppen von Nervenfasern in der Basilarmembran (Abb. 3.2). Ähnliche Versuche wurden im zwanzigsten Jahrhundert bei völlig ertaubten Menschen unter kontrollierten Bedingungen erfolgreich wiederholt und es konnte sogar ein Wortverständnis erreicht werden (Burian, 1979a).

Diese Untersuchungen stützten die Vermutung, dass auch nach Verlust aller Haarzellen zumindest ein geringer Prozentsatz funktionsfähiger Nervenfasern erhalten bleibt. Dies war eine wichtige Voraussetzung für alle elektrischen Stimulationsversuche des Hörnervs (Burian, 1979a). Im Lauf der Zeit haben sich die Implantationen von Elektroden unter Verwendung der unterschiedlichen Stimulationssysteme erfolgreich entwickelt. Heutzutage ist das Cochlea-Implantat eine anerkannte und sehr erfolgreiche Methode zur Therapie von Gehörlosigkeit.

3.2.2 Elektrophone und elektroneurale Stimulation

Bei der elektrischen Reizung ist grundsätzlich zwischen zwei Mechanismen zu unterscheiden:

- Elektrophone Reizung; hier werden durch das Anlegen eines elektrischen Feldes Teile des Mittel- oder Innenohres in mechanische Schwingung versetzt. Diese Schwingungen werden von den Haarzellen aufgenommen und führen wie beim normalen akustischen Hören zu Höreindrücken.
- Elektroneurale Reizung; hier werden neurale Strukturen direkt elektrisch gereizt.

Voraussetzung für die *elektrophone* Reizung (Jones et al., 1940; Stevens und Jones, 1939) ist, daß die Haarzellen und nachgeschaltete neurale Strukturen zumindest teilweise funktionsfähig sind. Als physikalischer Mechanismus der elektrophonen Reizung wird elektrostatisch verursachte mechanische Anregung, z. B. am Elektroden-Gewebe-Übergang (peripher der Cochlea und des Hörnervs), angenommen. Jones et al. (1940) schlagen die elektrostatische Anregung des Trommelfells („The first mechanism“) und indirekt der Haarzellen über eine elektrische Vorspannung der Reißnerschen Membran („The second mechanism“) vor. Die Prägung des Begriffs *Elektrophonie* geht auf Stevens und Jones zurück (Burian, 1979b).

Voraussetzung für die *elektroneurale* Reizung ist nur das Vorhandensein der neuronalen Strukturen und die räumliche Nähe der Stimulationselektroden zu diesen. Bei der elektroneuralen Reizung kommen als Reizorte die inneren oder äußeren Haarzellen, die Dendriten, die Zellen des Ganglion spirale oder die Axone im Hörnerv bzw. im Modiolus in Frage. Welche Reizorte bei der Cochlea-Implantation hauptsächlich aktiv sind, ist nicht abschließend geklärt.

Burian (1979b) nimmt an, daß viele Stimulationsexperimente des neunzehnten Jahrhunderts auf den *elektrophonen Effekt* zurückzuführen sind, da es sich meist um normalhörende Versuchspersonen handelte.

3.2.3 Extra- und intracochleäre Stimulation

Eine erfolgreiche Cochlea-Implantation kann nur erreicht werden, wenn eine ausreichende Zahl funktionsfähiger Ganglienzellen vorhanden ist (Schorn et al.,

3 Gehörlosigkeit und Versorgung

1986). Man kann also festhalten, dass die Voraussetzung für die Indikation eines Cochlea-Implantats die Funktionstüchtigkeit des Hörnervs und seiner elektrischen Stimulationsfähigkeit ist. Diese versucht man durch den Promontoriumstest zu prüfen. Bei Vorhandensein eines akustischen Hörrestes kann zumindest eine teilweise Funktionsfähigkeit des Hörnervs sicher angenommen werden.

Es gibt grundsätzlich zwei Möglichkeiten, die akustische Kommunikationsfähigkeit tauber Menschen durch elektrische Stimulation zu verbessern: extra- und intracochleäre Stimulation bzw. Elektrodenplatzierung. Die Frage, welche Methode geeignet für den Patient ist, wird anhand zweier Kriterien beurteilt: Einerseits der Größe der eventuellen Schädigungen durch Einführung von Elektroden in die Cochlea und Platzierung der Elektroden am runden Fenster, andererseits die qualitativ bessere Reizung des Hörnervs durch die intracochleäre Platzierung, mit diesen beiden unterschiedlichen Stimulationsorten (Burian et al., 1987). Anhand der Patienten, die mit dem extra- und intracochleären Typ der Wiener Hörprothese versorgt wurden, ergibt sich folgendes:

- Extra- und intracochleäre Stimulationen können bei postlingual Ertaubten ein Wort- und Sprachverständnis ohne Lippenlesen ermöglichen, jedoch ist das Ausmaß bei prälingual Ertaubten durch intracochleäre Stimulation deutlich größer.
- Extracochleäre Stimulation kann bei Patienten mit Restgehör¹ verwendet werden.
- Die Patienten, die völlig taub sind, können intracochleär stimuliert werden. So ist das Ausmaß des erreichbaren Sprachverständnisses größer als bei extracochleärer Stimulation (Burian et al., 1987).

Nach heutigem Stand der Implantationstechnik wird fast ausschließlich intracochleär plaziert. Von den Herstellerfirmen werden keine Elektroden zur extracochleären Platzierung mehr hergestellt.

¹Unter Restgehör versteht man üblicherweise stark eingeschränktes Hören, wobei die Detektion und das Erkennen von lauten Umweltgeräuschen noch möglich ist, jedoch kein Wort- oder Sprachverständnis mehr besteht.

3.3 Voraussetzungen und Voruntersuchungen der CI-Kandidaten

Eine Cochlea-Implantation kommt in Frage, wenn der Ausfall oder die hochgradige Schädigung der Hörsinneszellen in der Cochlea irreversibel ist und sowohl der Nerv als auch das zentrale Hörsystem funktionstüchtig sind. Deswegen werden die Patienten vor der Cochlea-Implantation genau untersucht und in jedem Einzelfall wird überprüft, ob diese Bedingungen erfüllt sind (Obler, 2000). Diese Voruntersuchung umfassen:

1. Anamnese
2. Eine ausführliche HNO-ärztliche Untersuchung
3. Audiometrische Untersuchungen:
 - Reinton- und Sprachaudiometrie
 - Otoakustische Emissionen (OAE)
 - Stapediusreflexprüfung und Impedanzmessung (Tympanometrie)
 - Hirnstammpotentiale (BERA)
 - Elektrocochleographie (ECochG)
4. Computertomogramm oder Kernspintomogramm des Felsenbeins
5. Test des Hörnervs (*Promontorialtest*)
6. Beratungsgespräch

Damit ein operatives Einbringen der Elektroden in die Schneckenwindung des Innenohrs gelingen kann, müssen die anatomischen Voraussetzungen gegeben sein. Diese können mit Hilfe einer tomographischen Untersuchung des Felsenbeins beurteilt werden (Lenarz und Mack, 2000).

Die elektrische Reizbarkeit des Hörnervs kann z. B. mit der Elektrocochleographie, mit der BERA und dem Vorhandensein von Hörresten beurteilt werden, dazu ist jedoch akustische Resthörigkeit vorauszusetzen. Falls keine Hörreste mehr vorhanden sind, bleibt nur der Promontorialtest mit direkter extracochleärer elektrischer Reizung des Hörnervs.

3 Gehörlosigkeit und Versorgung

Die Informationen, die man durch die oben genannten Voruntersuchungen erhält, dienen der Prognose und sind später bei der Anpassung des Sprachprozessors von großer Bedeutung.

Die Cochlea-Implantation hat in den letzten Jahren eine Aufweitung der Indikation von der absoluten Taubheit weg zur praktischen Taubheit erfahren. Dabei zeigte sich, daß vorhandene Hörreste hilfreich für den später zu erwartenden Hörerfolg mit dem CI sind.

Dabei darf jedoch nicht unerwähnt bleiben, daß ein CI nur sehr begrenzt die Funktion des gesunden Ohres mit ca. 30.000 Nervenfasern übernehmen kann. Auch modernste Implantatsysteme zeigen Mängel bei komplexen Schallsignalen wie z. B. Orchestermusik oder in Gegenwart von Störgeräuschen. Daher kommt der präoperativen Beratung des Patienten bezüglich seiner Erwartungshaltung eine zentrale Bedeutung zu.

3.4 Der Promontorialtest (PT)

Der Promontorialtest spielt eine wichtige Rolle in der klinischen Praxis und er wird als unerläßliche Voruntersuchung für die Cochlea-Implantation angesehen (Schorn et al., 1986).

Es gibt zwei Arten des Promontorialtests:

- Die Promontoriumsreizung
- Die Gehörgangsreizung

3.4.1 Die Promontoriumsreizung

Vor dem Beginn des Promontoriumstests werden die Patienten mündlich und schriftlich über den Ablauf sowie Risiken informiert. Sie werden aufgefordert, möglichst genaue Angaben über ihre Wahrnehmungen zu machen. Für die Durchführung des Promontoriumstests sitzt der Kandidat entspannt auf einem Liegesessel. In dieser Position wird eine Referenzelektrode auf die ipsilaterale Wange oder auf die Stirn geklebt. Das Aufkleben der Referenzelektrode erfolgt nach Entfettung der Haut mit Ethanol. Nach Lokalanästhesie mit einem Anästhetikum (z. B. *Xylocain* 1 %) und Desinfektion des Meatus acusticus mit Alkohol wird eine Nadelelektrode unter mikroskopischer Sichtkontrolle durch das Trommelfell ein-

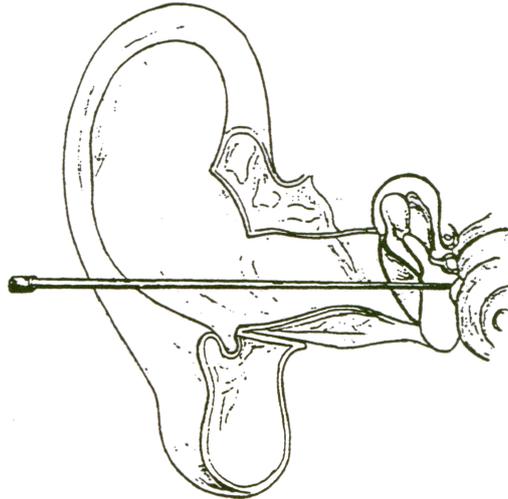


Abbildung 3.3: Lage der Nadelelektrode am Promontorium (Littmann, 1998)

geführt (*transtympanal*) und auf dem Promontorium fixiert (Abb. 3.3, (Littmann, 1998; Obler, 2000)).

Die Elektrodennadel muss im richtigen Winkel gestochen werden, da hinter dem Trommelfell keine Sicht möglich ist (Obler, 2000). Die Stimulation erfolgt mit Wechselstrom der Frequenzen 50, 100, 200, 400, 800, 1600 Hz und Stromstärken bis maximal 500 μ A. Der Strom wird in Form von Stimulations-„bursts“ (*Burst Mode*)² angeboten (Littmann, 1998).

3.4.2 Die Gehörgangsreizung

Dieser Test wird in Würzburg seit 1993 routinemäßig bei Cochlea-Implantat-Kandidaten durchgeführt. Wie bei der Promontoriumsreizung wird der Patient schriftlich und mündlich über Risiken und Ablauf informiert. Der Patient befindet sich liegend und entspannt auf dem Stuhl, wobei der Kopf zur Seite gedreht wird. In dieser Lage wird eine Referenzelektrode nach Entfettung der Haut mit Alkohol auf der Stirn oder Wange fixiert. Der Meatus acusticus wird mit auf Körpertemperatur erwärmter steriler physiologischer Kochsalzlösung gefüllt und mit einer Ohrolive verschlossen. In dieser Ohrolive ist eine Elektrode eingelassen, die plan mit dem innenliegenden Ende der Ohrolive abschließt und von der Kochsalzlösung umspült wird (Abb. 3.4, Schorn et al., 1986). Als Reizsignal wird ein

²Bursts sind zeitbegrenzte repetitive Stimuli, z. B. einer Dauer von 0,5 Sekunden mit einer Wiederholung pro Sekunde

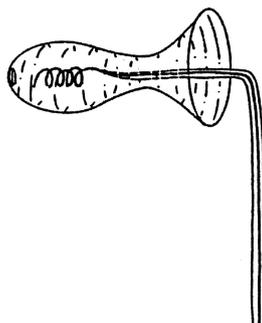


Abbildung 3.4: Ohrolive (Kerber et al., 1994)

sinusförmiger im Sekundentakt gepulster Strom verwendet. Die Frequenz wird üblicherweise auf 62,5 Hz festgelegt, kann jedoch auch modifiziert werden. Die Stromstärke wird unter ständiger Beobachtung des Patienten manuell und kontinuierlich von 0 bis max. 1000 μA erhöht. Bei Erreichen oder Überschreiten der Hörschwelle gibt der Patient eine Hörwahrnehmung an. Die Stimulationsstromstärke wird über die Schwelle hinaus weiter erhöht, wobei der Patient seine Lautheitsempfindung auf einer Skala angibt. Vor Erreichen einer sehr lauten Empfindung wird abgebrochen (Abb. 3.5).

Konnte der Patient bei einer Frequenz von 62,5 Hz keine Hörempfindung wahrnehmen, so wird bei einer Frequenz von 125 Hz oder 32 Hz das oben beschriebene Vorgehen wiederholt (Hoth und Lenarz, 1991; Lenarz und Hoth, 1991; Littmann, 1998; Obler, 2000). Falls eine Gehörgangsreizung nicht erfolgreich ist, kann eine Promontoriumsreizung versucht werden. Zur genaueren Diagnose der Taubheitsursache werden ggf. Cochlea-Potentiale³ oder Hirnstammpotentiale⁴ abgeleitet.

3.4.3 Nebenwirkungen, Risiken und Signifikanz des Promontorialtests

Eine Begrenzung der Anwendung von Promontoriumsreizungen liegt darin, dass sie schmerzhaft sein können. Die Wahrscheinlichkeit, daß eine schmerzhaft Reizung auftritt, kann durch fein gesteuerte Elektrostimulation und gute Beob-

³ECochG (*Elektrocochleographie*): Bei diesem Verfahren werden elektrisch evozierte Reizantworten der Cochlea abgeleitet. Die Ableitung erfolgt über eine Nadelelektrode, die transtympanal auf dem Promontorium liegt (Lehnhardt und Laszig, 2001; Littmann, 1998).

⁴BERA (*brainstem electric response audiometry*): Bei diesem Verfahren werden akustisch oder elektrisch evozierte Potentiale des Hirnstamms abgeleitet. Die Ableitung erfolgt über Hautelektroden. Ziel ist es, die Fähigkeit des Hörnervs zur Signalweiterleitung zu diagnostizieren (Lehnhardt und Laszig, 2001).

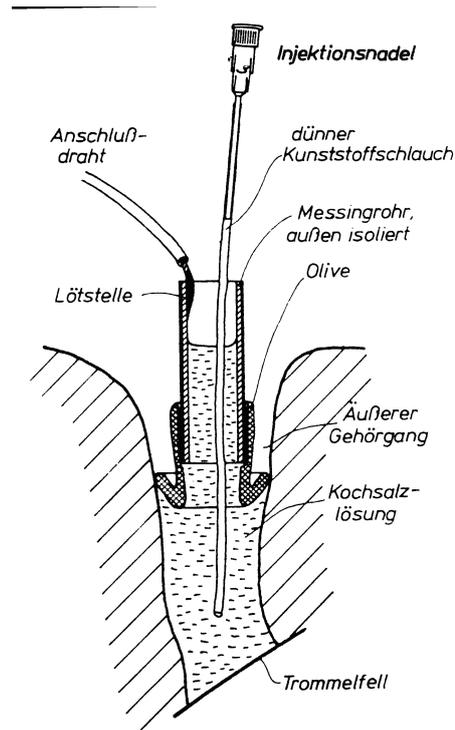


Abbildung 3.5: Aufbau der Gehörgangsstimulation (Schorn et al., 1986)

achtung des Patienten verringert werden. Ursache für Schmerz können mechanische Verletzung des Innenohres bei der Platzierung, Erwärmung und die sog. Elektroporation⁵ (bei niedrigen Frequenzen) sein (Obler, 2000). Eine weitere Ursache für Schmerz kann die elektrische Reizung anderer Nervenenden sein. Gelegentlich berichten die Patienten auch über visuelle Wahrnehmungen.

Weitere mögliche negative Auswirkungen des Promontoriumstests:

- Blutungen auf dem Promontorium
- akute bzw. chronische Infektion
- Tinnitus (Ohrgeräusche)
- Trommelfellverletzung

Die Gehörgangsstimulation im Vergleich zur Promontoriumsreizung ist einfacher, bezüglich der Platzierung schmerzlos und für den Patienten mit intaktem Trommelfell völlig ungefährlich. Aufgrund der größeren Entfernung der Gehörgangs-

⁵Reilly 1992 hat es zur Beschreibung des Perforierens von Zellmembran benutzt.

3 Gehörlosigkeit und Versorgung

elektrode vom Hörnerv sind höhere Stimulationsstromstärken nötig, was ggf. unerwünschte taktile Sensationen hervorrufen kann (Littmann, 1998).

Ein wichtiger Nachteil, sowohl der Gehörgangs- als auch der Promontoriumsreizung, liegt darin, daß sie auf den Angaben des Patienten basieren, somit also subjektive Tests darstellen. Hier spielt die Geduld und das Geschick des Untersuchenden eine große Rolle, um Hör- und taktile Empfindungen differenzieren zu können.

Bei einigen Patienten kann der Test nicht durchgeführt werden, weil die Fähigkeit zur verlässlichen Angabe fehlt (z. B. bei Kindern oder mehrfachbehinderten Patienten). Hier ist man auf Verhaltensbeobachtung angewiesen.

Gelegentlich trifft man auch auf Patienten, die auch bei mehrfacher und schriftlicher Erläuterung die zu leistende Aufgabe nicht verstehen.

3.4.4 Zeitauflösungsvermögen

In manchen Fällen sind Patienten nicht in der Lage, klar zwischen akustischer und taktiler oder anderweitiger Empfindung zu differenzieren. Um festzustellen, ob es sich um eine akustische Wahrnehmung handelt, wird versucht, die Fähigkeit zur Zeitauflösung zu messen. Zwei Tests zu diesem Zweck haben in der klinischen Praxis Anwendung gefunden:

- Der „gap-detection“-Test (Blamey et al., 1992), bei dem eine stille Lücke innerhalb eines Stimulus detektiert werden muß, wobei die Lücke in der Dauer variiert wird
- Der „temporal difference limen“-Test (TDL-Test, Kerber et al. (1994)), bei dem unterschiedlich lange Stimuli differenziert werden müssen, wobei die Unterschiedsdauer variiert wird

4 Material und Methoden

4.1 Versuchsplan

Es wurden vierzig erwachsene Patienten zufällig ausgewählt, die unilateral mit Cochlea-Implantat versorgt worden waren und mindestens sechs Monate Hörfahrung hatten. Die Patienten hatten den TDL-Test präoperativ im Rahmen der Voruntersuchungen über Promontorialstimulation schon durchgeführt. Der Ablauf des Test war ihnen daher noch aus der Erinnerung bekannt.

Bei allen Patienten wurden vier TDL-Tests durchgeführt, wobei als Stimuli Sinussignale der Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz und 4000 Hz dienten, die direkt elektrisch in den Prozessor eingespeist wurden. Die prä- und postoperativen TDL-Werte wurden untereinander und mit zeitnah zuvor erhobenen Sprachverständnisdaten korreliert.

4.2 Lautheitseinstellung

Um eine zuverlässige TDL-Messung durchführen zu können, muß sichergestellt sein, daß der Patient die Stimulustöne in gut wahrnehmbarer Lautstärke angeboten bekommt. Dies gilt für die klinische Standardsituation ebenso wie für die Untersuchungen in der vorliegenden Arbeit. Die folgende Beschreibung gilt für beide Situationen. Die Stimuli sollten nicht zu laut oder unangenehm, und nicht zu leise oder schlecht wahrnehmbar sein. Dazu wird vor der Durchführung des TDL-Tests die Stimuluslautstärke individuell eingestellt. Die Einstellung erfolgt mit einem dafür vorgesehenen Programmpunkt des TFS-Systems (s. Abschnitt [4.4.1, Das TFS-System](#), S. 26). Nach Stimulation gibt der Patient die empfundene Lautstärke auf einer Skaliertafel an (s. Abb. [4.1](#)). Als Stimulus wird ein im Sekundenrhythmus wiederholter sinusförmiger Strom der Frequenz 62,5 Hz und der Dauer 500 ms verwendet, dessen Stromstärke mithilfe eines Schiebereglers manuell vom Untersucher eingestellt werden kann. Ein Sicherheitsmechanismus in der Steuersoftware verhindert, daß die Stromstärke zu schnell erhöht wird. Das TDL-System erlaubt die Wahl von verschiedenen Strombereichen, wobei

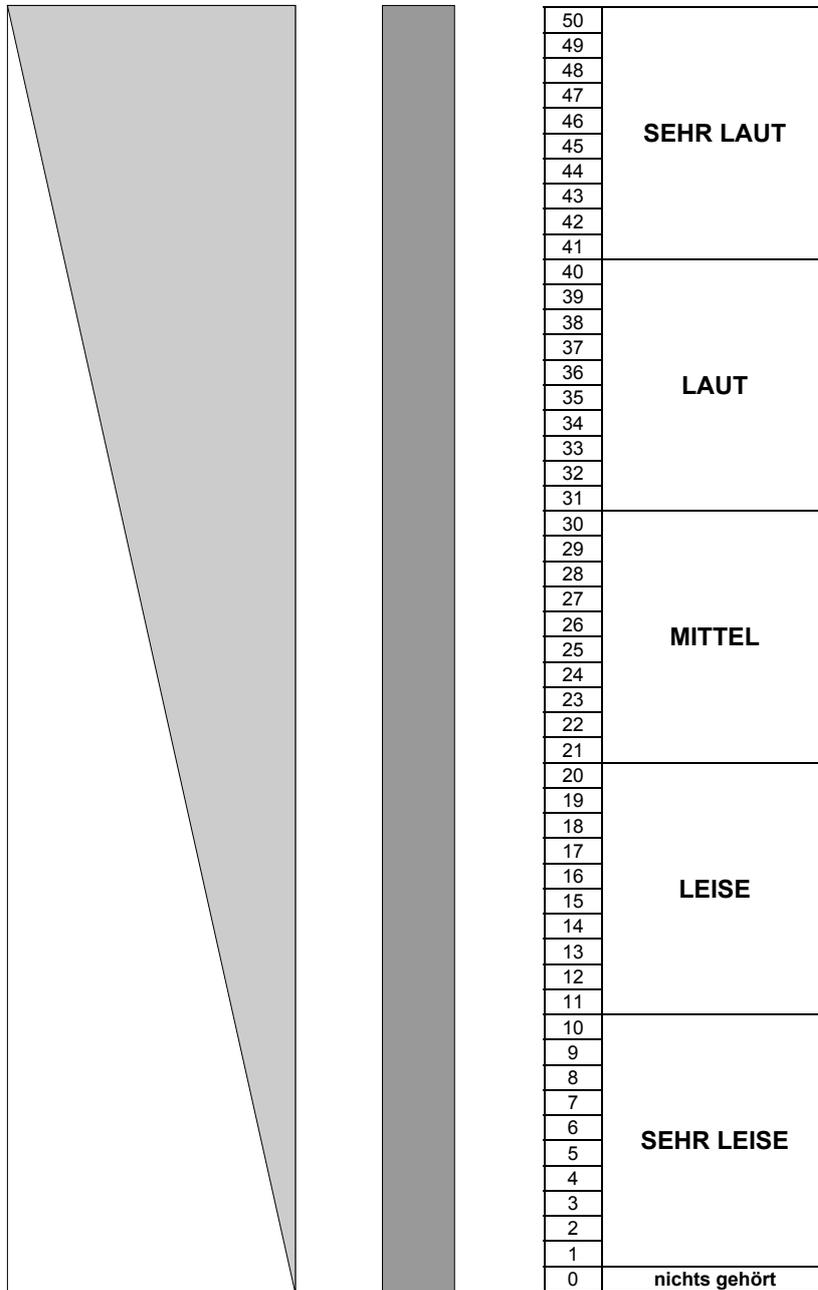


Abbildung 4.1: Skaliertablett zur Lautheitsangabe

sich der Bereich 10 μA bis 1000 μA als für alle Fälle ausreichend herausgestellt hat. Der maximale Strom ist damit auf 1000 μA begrenzt. Die Stromabgabe erfolgt präoperativ über Gehörgangs- oder Promontoriumsreizung (s. Abschnitt 3.4, [Der Promontorialtest \(PT\)](#), S. 18). Bei den Untersuchungen in der vorliegenden Arbeit wurde der Stimulus postoperativ über den CI-Prozessor per Direkt-einspeisung angeboten.

Der Patient gibt seine subjektive Lautheitsempfindung auf einer Skala an, die in fünf nominelle Kategorien unterteilt ist: „sehr leise“, „leise“, „mittel“, „laut“ und „sehr laut“.

Jeder dieser fünf Bereiche ist in 10 weitere Schritte unterteilt, so daß der Gesamtbereich 0 bis 50 beträgt. Der Patient wird aufgefordert, seine Lautheitsempfindung auf dieser feineren Skala anzugeben. Während der Durchführung werden die Lautheitsangaben des Patienten graphisch über dem Stimulationsstrom auf Papier aufgetragen. Auf diese Weise wird die Lautheits-Strom-Kennlinie schnell erkennbar. Diese Methode besitzt einige Vorteile ([Müller und Schön, 1994](#)):

- Die Angaben des Patienten sind kontrollierbar und gut beurteilbar
- Es handelt sich um eine leicht verständliche und erklärbare Aufgabenstellung, was aufgrund der durch die Hörbehinderung erschwerten Kommunikation wünschenswert ist
- Die Lautheitsskalierung zeigt einen quantitativen Zusammenhang zwischen Lautheitsempfindung und Stimulusintensität. Das ist für eine möglichst gute Einstellung der Lautstärke vorteilhaft
- Postoperativ wird diese Methode der Lautheitsskalierung zur Kontrolle der Einstellungen des Sprachprozessors in der Anpaßsituation verwendet

In erweiterter Form wird die Lautheitsskalierung in der Audiometrie verwendet. Das Verfahren wurde von [Heller \(1985\)](#) entwickelt und von [Moser \(1987\)](#) unter der Bezeichnung „Würzburger Hörfeld“ (WHF) in die Audiometrie eingeführt ([Müller und Schön, 1994](#)).

In manchen Fällen haben Patienten präoperativ bei einer Stimulusfrequenz von 62,5 Hz keine Hörempfindung. Falls die Ursache hierfür nicht in der Platzierung oder der Impedanz der Stimulationselektrode zu finden ist, wird die Stimulation bei 125 Hz wiederholt. Die Lautheitseinstellung muß dann ebenfalls neu durchgeführt werden.

Im Fall der postoperativen Stimulation per Direkteinspeisung wurden die Stimulationsfrequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz und 4000 Hz verwendet. Dies entspricht den Frequenzen, die im WHF in der Audiometrie zum Einsatz kommen. Da die Lautheitsempfindung, z. B. aufgrund der Prozessoreinstellung oder des Zustandes der Cochlea nach Implantation, frequenzabhängig sein könnte, wurde für jede dieser Frequenzen die Lautheit individuell eingestellt.

4.3 Temporal Difference Limen-Test (TDL-Test)

Beim TDL-Test wird ein Stimulus angeboten, der aus 3 Sinustönen besteht. Zwei der drei Sinustöne sind konstant gleich lang (200 ms), der dritte ist länger und wird in der Dauer variiert. Dessen Position innerhalb der Dreiergruppe wird per Zufall festgelegt. Die Aufgabe für die Patienten besteht darin, zu erkennen, an welcher Position sich der längere befindet. Die Zeit zwischen den einzelnen Sinustönen beträgt unverändert 550 ms.

Nach einem „3AFC-up-down“ (three alternatives forced choice test) - Verfahren wird adaptiv die Dauer des längeren Tones verändert. Nach drei aufeinanderfolgenden richtigen Antworten wird sie verringert und nach einer falschen Antwort erhöht (Levitt, 1971). Dadurch oszilliert die Dauer um die Grenze herum, die vom Patienten eben wahrgenommen werden kann. Nachdem mindestens sieben Richtungsänderungen der Dauer beobachtet wurden, bricht die Steuer- software den Durchlauf ab. Als Resultat für den TDL-Wert wird der Mittelwert der letzten vier Wendepunkte genommen. Dies ist eine Näherung für den vom Patienten gerade wahrnehmbaren Unterschied.

4.4 Technischer Versuchsaufbau

4.4.1 Das TFS-System

Der Test erfolgt mit Hilfe des sog. TFS-Systems (MED-EL Test- and Fitting- System). Das System besteht aus einem Steuerungscomputer, einem Signal- generator, einer galvanisch isolierten Stromquelle und einer Bedieneinheit mit Schieberegler und Steuertasten. Zur Überwachung des Signals, insbesondere bei der Überprüfung der Lage und Impedanz der Elektroden bei der Promontoriumsreizung ist ein Oszilloskop angeschlossen (s. Abb. 4.2).



Abbildung 4.2: Testplatz und TFS-System

Die Testsoftware steuert den Signalgenerator an und reagiert auf Eingaben an der Bedieneinheit. Eine Funktionseinheit erlaubt die Festlegung des Stimulationsstroms über den Schieberegler und die Rückmeldung des Patienten, eine andere kontrolliert den TDL-Testdurchlauf. Zum Zweck der Messungen dieser Arbeit wurde das TFS-System durch ein Adapterkabel¹ (Abb. 4.4) mit einem von Med-El mitgelieferten Prozessorkabel (Abb. 4.5) verbunden. Dieses Prozessorkabel besitzt einen Steckverbinder, der die Direkteinspeisung eines Signals in den Prozessor (Abb. 4.3) erlaubt. Abbildung 4.6 zeigt die Situation eines verkabelten Implantatprozessors.

4.4.2 Testdurchführung

Der Test erfolgte in einer für die Patienten entspannten Sitz/Liegeposition. Zum Beginn wurde die Stimulusstärke festgelegt (s. Abschnitt 4.2, [Lautheitseinstellung](#), S. 23). Die Patienten wurden so positioniert, daß sie den Bildschirm nicht sehen konnten. Die Bedieneinheit wurde vom Versuchsleiter verwendet, um die Urteile des Patienten einzugeben. Die Patienten mußten also nicht selber mit dem Testsystem interagieren.

¹Schaltplan siehe Anhang (Abb. A.2)

4 Material und Methoden



Abbildung 4.3: Externer auf dem Ohr zu tragender Implantatprozessor

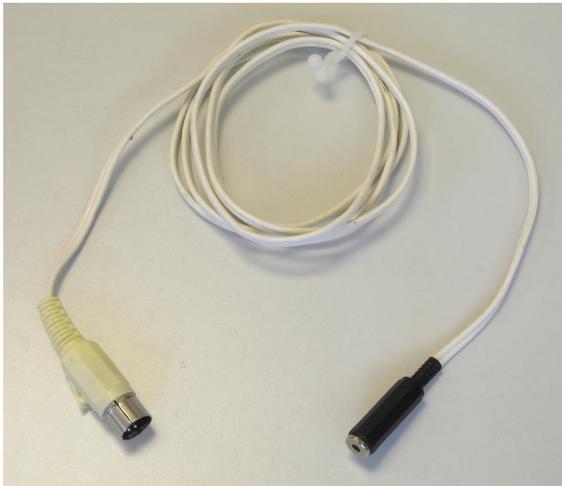


Abbildung 4.4: Verbindungskabel



Abbildung 4.5: Prozessorkabel



Abbildung 4.6: Verkabelter Implantatprozessor

Tabelle 4.1: Ein Beispiel für die Daten eines TDL-Test-Durchlaufs

Name			Frequenz			Amplitude			
Patient 1			500 Hz			92,90 μ A			
200	200	200	160	192	192	230	230	230	184
202	202	202	184	184	184	166	166	166	148
148	148	130	130	130	112	112	112	94	94
94	76	84	84	92	92	92	84	84	84
76	76	76	84	84	84	76	76	76	

The Temporal DL is 82,1 ms

Nach einem vollständigen Testdurchlauf wurde ein Protokoll in Form einer Datei abgespeichert, die die Arbeitsparameter, alle Einzelstimuli und den resultierenden TDL-Wert enthält. In Tabelle 4.1 ist die wesentliche Information aus einer solchen Protokolldatei dargestellt. Die Wendepunkte, d. h. die Dauern, bei denen eine Richtungsänderung erfolgte, sind in der Tabelle fett gedruckt. Der resultierende TDL-Wert wird als Mittelwert der letzten vier Wendepunkte berechnet.

4.4.3 Mögliche Fehlerquellen

Es wurde versucht, für alle Patienten die gleichen Voraussetzungen zu schaffen. Soweit möglich, sollten in einem Experiment alle vermeidbaren Fehler ausgeschlossen werden.

Die Genauigkeit des Verfahrens ist sehr von der Mitarbeit der Patienten abhängig. Folgende Faktoren könnten das Testergebnis negativ beeinflusst haben:

- Mißverstehen der Aufgabe: manche Patienten waren beim Test sehr nervös und unruhig, obwohl ihnen der Testverlauf vorher genau erklärt wurde. Die Patienten hatten den Test vor der Cochlea-Implantation kennengelernt und mitgemacht, trotzdem machten manche unerwartet mehrmals falsche oder unsichere Angaben.
- Müdigkeit, Ungeduld und Konzentrationsmangel: da der Test, der bei vier unterschiedlichen Frequenzen durchgeführt wurde, lang dauerte, wurden einige Patienten, besonders ältere, müde oder ungeduldig, und brachten nicht mehr genug Konzentration auf, um richtige bzw. sichere Antworten zu geben.



Abbildung 4.7: Ein erwachsener Patient mit Prozessor

- **Prozessoreinstellung:** bei einigen Patienten mußte der Prozessor neu angepasst werden, weil sich während des TDL-Tests herausstellte, daß bestimmte Frequenzbereiche schlecht hörbar waren.

Trotz dieser Schwierigkeiten wurde der Test möglichst sorgfältig durchgeführt und es wurde versucht, die richtige bzw. präzise Antwort vom Patienten zu bekommen. Im Verlauf des Versuchs wurde den Patienten eine Pause angeboten, um bessere Konzentration zu erreichen. Bei den Patienten, die bestimmte Frequenzen schlecht hörten, wurde der Test nach der neuen Anpassung des Prozessors durchgeführt.

4.5 Auswertung und Statistik

Zur statistischen Auswertung der Rohdaten wurde ein nichtparametrischer Hypothesentest (Wilcoxon Rangsummentest) verwendet. Als Zusammenhangsmaß wurde der Pearson-Korrelationskoeffizient verwendet, wobei nur paarweise vollständige Beobachtungen berücksichtigt wurden. Die Ausgleichskurven in der graphischen Darstellung der Streudiagramme wurden mithilfe der „Lowess“-Glättung erstellt. Zur numerischen Durchführung der Berechnungen wurde die Statistik-Programmiersprache „R“ verwendet ([R Development Core Team, 2006](#)).

5 Datenanalyse und Ergebnisse

5.1 Prä- und postoperative TDL-Werte

Beim TDL-Test, der mit verschiedenen Frequenzen durchgeführt wurde, sind die folgenden Ergebnisse erzielt worden:

Die präoperativen TDL-Werte sind schlechter als die postoperativen TDL-Werte. Abbildung 5.1 zeigt, dass die postoperativen TDL-Werte deutlich kleiner als die präoperativen TDL-Werte sind. Das Zeitaufklärungsvermögen hat sich nach der Cochlea-Implantation verbessert. Ein geringer TDL-Wert bedeutet besseres Zeitaufklärungsvermögen des Patienten. Die postoperativen TDL-Werte sind bei allen Frequenzen fast gleich.

Die Tabelle 5.1 zeigt die Signifikanzniveaus aller Vergleiche der TDL-Resultate (paarweiser Wilcoxon-Test). In dieser Tabelle kann man sehen, daß die Wahrscheinlichkeit der TDL-Wertähnlichkeit zwischen den prä- und postoperativen Leistungen sehr gering, aber zwischen den postoperativen Leistungen untereinander groß ist. Die Stimulusfrequenz hat keinen Einfluß auf die postoperativen TDL-Werte. Statistisch sind die postoperativen TDL-Werte nicht unterscheidbar.

Dagegen sind die Unterschiede zwischen prä- und postoperativen TDL-Werten für alle Frequenzen statistisch signifikant.

Das Diagramm in Abb. 5.2 zeigt Zusammenhangsmaße der prä- und postoperativen TDL-Werte. Ergänzend ist der Mittelwert der postoperativen TDL-Werte aufgenommen. Über die Position in der Diagramm-Matrix ergibt sich, welche Werte in Zusammenhang gestellt werden. So enthält die zweite Spalte der ersten Zeile (Zahlenwert 0,49) den Korrelationskoeffizienten zwischen präoperativem und postoperativem TDL-Wert bei 500 Hz. Die (korrespondierende) zweite Zeile der ersten Spalte enthält das Streudiagramm der präoperativen vs. postoperativen TDL-Werte bei 500 Hz.

In der Diagonale finden sich Histogramme der jeweiligen TDL-Werte.

Der rechte obere Teil des Diagramms zeigt also alle Korrelationskoeffizienten, wobei deren Schriftgrad proportional zu ihrem Zahlenwert festgelegt wurde. Je kleiner die Zahlen, desto geringer ist der statistische Zusammenhang zweier Komponenten.

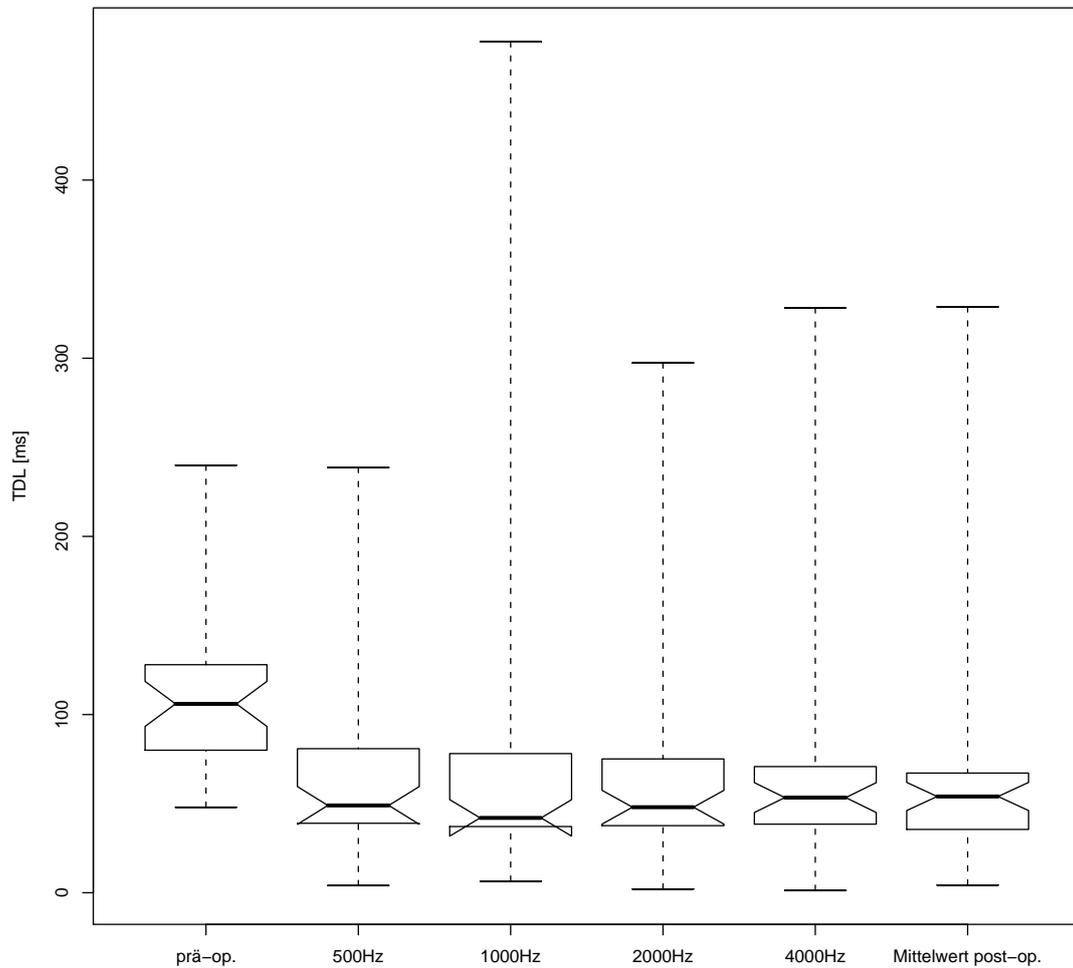


Abbildung 5.1: Boxplots der prä- und postoperativen TDL-Werte (mittlerer Querbalken: Median; unterer und oberer Querbalken der Box: 1. bzw. 3. Quartil; Breite der Einkerbung: Vertrauensbereich)

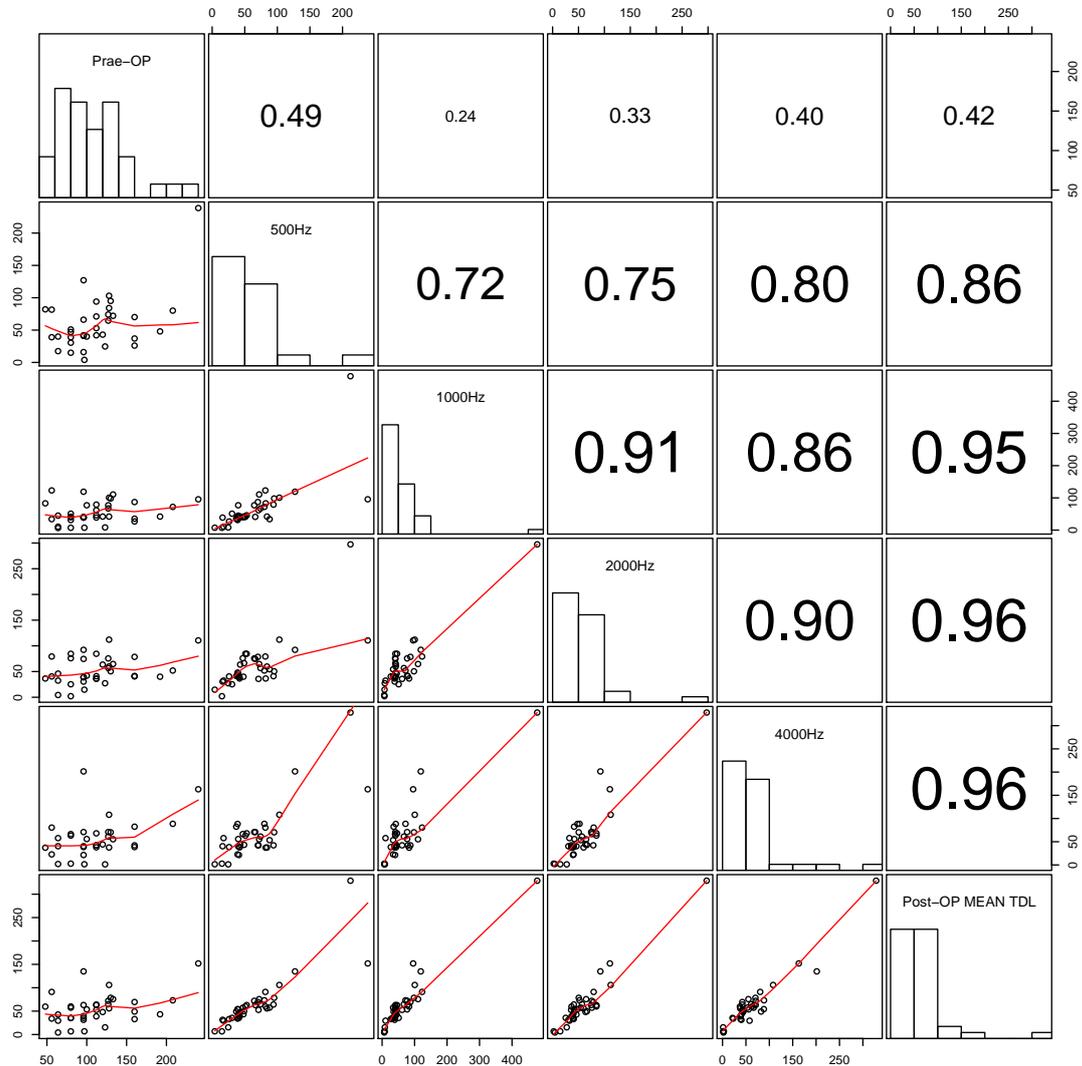


Abbildung 5.2: Zusammenhangsmaße der prä- und postoperativen TDL-Werte untereinander und mit dem Mittelwert der postoperativen TDL-Werte. Rechter oberer Teil: Korrelationskoeffizienten, linker unterer Teil: Streudiagramme mit Ausgleichskurve, Diagonale: Histogramme der TDL-Werte der jeweiligen Kondition

Tabelle 5.1: Signifikanzniveaus der paarweisen Konditionsvergleiche der TDL-Resultate (gepaarter Wilcoxon-Test)

TDL-Testkondition			p-Wert
prä-op.	—	500Hz	< 0,001
prä-op.	—	1000Hz	< 0,001
prä-op.	—	2000Hz	< 0,001
prä-op.	—	4000Hz	< 0,001
prä-op.	—	Mittelwert post-op.	< 0,001
500Hz	—	1000Hz	0,219
500Hz	—	2000Hz	0,833
500Hz	—	4000Hz	0,647
500Hz	—	Mittelwert post-op.	0,972
1000Hz	—	2000Hz	0,640
1000Hz	—	4000Hz	0,880
1000Hz	—	Mittelwert post-op.	0,824
2000Hz	—	4000Hz	0,964
2000Hz	—	Mittelwert post-op.	0,380
4000Hz	—	Mittelwert post-op.	0,469

Der linke untere Teil besteht aus den Streudiagrammen mit Ausgleichskurve der jeweiligen gepaarten TDL-Werte, wobei jeder Punkt das Zahlenpaar eines Patienten darstellt. Die Anzahl der Punkte in jedem Streudiagramm entspricht also der Anzahl der Patienten, von denen Zahlenwerte vorliegen.

Es wird erkennbar, dass es im allgemeinen Vergleich schwache Korrelationen zwischen dem präoperativen und den postoperativen TDL-Werten gibt (s. erste Zeile bzw. erste Spalte des Diagramms). Die schwächste Korrelation zwischen prä- und postoperativem TDL-Wert liegt bei 1000 Hz (0,24) und die stärkste bei 500 Hz (0,49). Eine frequenzabhängige Tendenz gibt es nicht.

Die Korrelation zwischen postoperativen TDL-Werten untereinander ist hoch. Im Diagramm ist zusätzlich der Mittelwert („Post-OP MEAN TDL“) der postoperativen TDL-Werte dargestellt. Dessen hohe Korrelation mit den Werten der einzelnen Frequenzen, d. h. den Werten, aus denen er berechnet wurde, ist evident.

5.2 Die Korrelation der prä- und postoperativen TDL-Werte mit den Sprachtestresultaten

Die Sprachverständnis-Testdaten bestehen im Kontext dieser Arbeit aus den Resultaten dreier einzelner Tests:

- den „Freiburger Zahlen“ (FZ), einem vergleichsweise einfachen, geschlossenen Test, bei dem zweistellige Zahlen (im Bereich 13 bis 99) erkannt werden müssen, dabei werden jeweils zwei Listen zu je 20 Zahlen getestet
- den „Freiburger Einsilbern“ (FE), einem schwierigen, offenen Test, der aus 400 verschiedenen einsilbigen Substantiven besteht, dabei werden jeweils zwei Listen zu je 20 Wörtern getestet
- dem HSM-Satztest, einem mittelschwierigen offenen Test, der aus 600 verschiedenen Alltagssätzen besteht, dabei wird jeweils eine Liste zu je 20 Sätzen bzw. 106 Wörtern getestet, wobei jedes verstandene Wort gezählt wird

Die Sprachverständnistests werden im Rahmen der klinischen Nachsorge standardmäßig bei jedem Besuch des Patienten durch Mitarbeiter des CI-Zentrums durchgeführt. Ausgewertet wurden die den postoperativen TDL-Tests zeitlich nächstliegenden vorausgehenden Sprachtestresultate. Es gibt also für jeden Patienten drei Werte.

Analog zu Abb. 5.2¹ zeigt das Diagramm in Abb. 5.3 die Korrelationen zwischen den TDL-Werten und den Sprachtestresultaten. Der rechte obere Teil zeigt die Korrelationskoeffizienten, der linke untere Teil die Streudiagramme mit Ausgleichskurve und die Diagonale zeigt die Histogramme der jeweiligen Werte.

Dieses Diagramm zeigt die Korrelation der prä- und postoperativen TDL-Werte mit den Sprachtestresultaten. Es wird erkennbar, dass es nur schwache Korrelationen zwischen FZ, HSM, FE und den präoperativen TDL-Werten gibt.

Abb. 5.3 zeigt auch den Zusammenhang zwischen den Sprachtestresultaten untereinander. Die Korrelation ist am größten zwischen FE und FZ (0,62), am zweitgrößten zwischen FE und HSM (0,53) und am geringsten zwischen FZ und HSM (0,46). Insgesamt ist die Korrelation zwischen den Sprachverständnisresultaten jedoch eher gering.

¹Erläuterung zum Diagramm siehe Abschnitt 5.1 auf S. 31

5 Datenanalyse und Ergebnisse

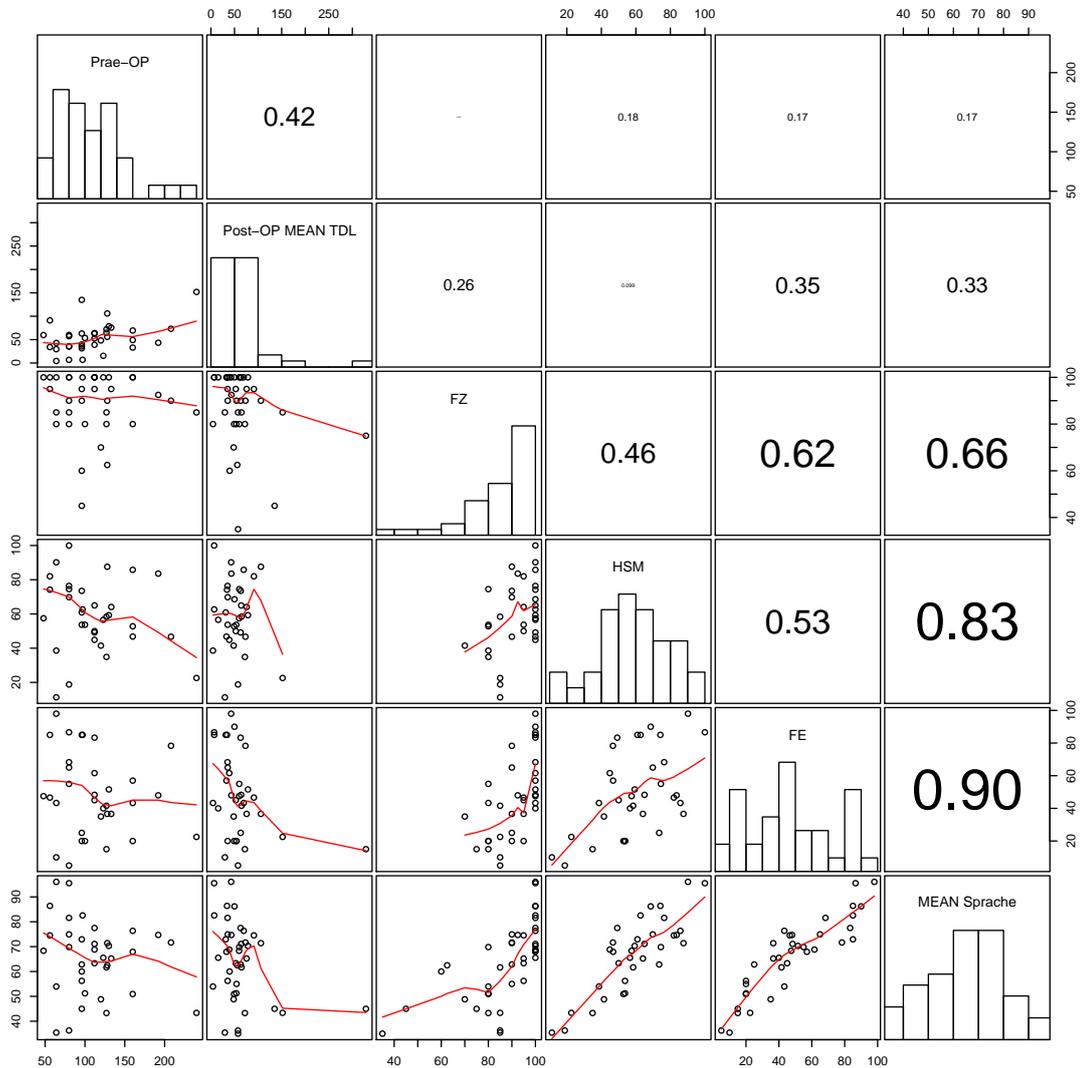


Abbildung 5.3: Korrelation der prä- und postoperativen TDL-Werte mit den Sprachtestresultaten. FZ: Freiburger Zahlen, HSM: Alltagsätze, FE: Freiburger Einsilber, MEAN Sprache: Mittelwert aus FZ, HSM und FE. Rechter oberer Teil: Korrelationskoeffizienten, linker unterer Teil: Streudiagramme mit Ausgleichskurve, Diagonale: Histogramme der jeweiligen Werte

Im Diagramm ist zusätzlich der Mittelwert („MEAN Sprache“) der Sprachtestresultate FZ, HSM und FE dargestellt. Dessen hohe Korrelation mit den Werten der einzelnen Resultate, d. h. den Werten, aus denen er berechnet wurde, ist evident. Auffällig ist, daß FZ weniger mit dem Mittelwert korreliert als FE und HSM, was möglicherweise auf einen Sättigungseffekt (s.u.) zurückzuführen ist.

Außerdem gibt das Diagramm Auskunft über die Korrelation zwischen den Sprachtestresultaten und den postoperativen TDL-Werten (Mittelwerte). Man sieht, dass der Zusammenhang zwischen den beiden Komponenten sehr gering ist.

In den Histogrammen wird erkennbar, dass aufgrund des niedrigen Schwierigkeitsgrades des Zahlentests die Mehrzahl der Werte besser als 80 % sind. Es tritt also schon ein Sättigungs-Effekt („ceiling“) auf, wodurch die Korrelierbarkeit beeinträchtigt werden könnte. Bei den schwierigeren HSM-Sätzen und den Freiburger Einsilbern liegt eine gleichmäßigere Verteilung vor und Sättigungseffekte können ausgeschlossen werden.

5.3 Der Zusammenhang des prä- und postoperativen Zeitauflösungsvermögens bei einzelnen Probanden

In einem Vergleich der prä- und postoperativen TDL-Werte bei einzelnen Patienten sind folgende Auffälligkeiten zu erkennen (s. Tabelle 5.2):

- Der präoperative TDL-Wert von Patient 28 beträgt 80 ms. Entgegen dem allgemeinen Trend ist der postoperative TDL-Wert bei 2000 Hz geringfügig schlechter geworden. Bei 500, 1000 und 4000 Hz entsprechen die TDL-Werte dem sonstigen Bild
- Der präoperative TDL-Wert von Patient 16 beträgt 96 ms. Mit Ausnahme der Frequenz 2000 Hz ist der postoperative TDL-Wert bei 500, 1000 und 4000 Hz höher als präoperativ
- Patient 3 hat postoperativ bei allen Frequenzen einen höheren TDL-Wert als präoperativ. Der präoperative TDL-Wert beträgt 56 ms. Dieser Patient ist der einzige der untersuchten Gruppe, der bei allen Frequenzen ein geringeres Zeitauflösungsvermögen besitzt.
- Der präoperative TDL-Wert von Patient 2 beträgt 48 ms. Bei 2000 und 4000 Hz ist der TDL-Wert postoperativ geringer, aber bei 500 und 1000 Hz ist der TDL-Wert postoperativ höher als der präoperative Wert

Tabelle 5.2: TDL-Werte

Patient	TDL-Wert (500 Hz)	TDL-Wert (1000 Hz)	TDL-Wert (2000 Hz)	TDL-Wert (4000 Hz)	präop. TDL-Test
28	51,0 ms	41,0 ms	84,6 ms	63,3 ms	80,0 ms
16	127,1 ms	119,1 ms	92,3 ms	201,5 ms	96,0 ms
3	81,6 ms	123,1 ms	79,3 ms	80,5 ms	56,0 ms
2	82,1 ms	83,1 ms	36,5 ms	37,2 ms	48,0 ms

- Patient 4 hat einen sehr hohen präoperativen TDL-Wert (133 ms) und nach der Cochlea-Implantation sinkt er bei allen Frequenzen deutlich ab. Wenn man auch die postoperativen und präoperativen TDL-Werte bei Patienten 25, 34, 35 betrachtet, liegen die postoperativen TDL-Werte niedrig.
- Für Patient 23 liegt kein präoperativer TDL-Wert vor, weil er keine Signaltöne hören konnte, sondern nur eine Druckempfindung hatte. Nach der Cochlea-Implantation liegen die TDL-Werte bei 500, 1000, 2000, 4000 Hz zwar hoch, aber der Patient konnte die Signaltöne hören. Sein Sprachverständnis liegt mit unter 50 % (Mittelwert) sehr niedrig.

6 Diskussion

6.1 Zur Fragestellung

Die zu Beginn gestellten Fragen (s. Abschnitt 1.2, [Fragestellung](#), S. 2) können aufgrund der Ergebnisse und der Datenanalyse weitgehend beantwortet werden:

Prä- vs. postoperativer TDL-Wert: Beim Vergleich aller postoperativen TDL-Werte bei den vier Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz und 4000 Hz mit den präoperativen TDL-Werten stellt man fest, dass die postoperativen TDL-Mittelwerte statistisch signifikant kleiner als der präoperative TDL-Mittelwert sind. Es ergibt sich also, dass das Zeitauflösungsvermögen des Hörnervs postoperativ aufgrund der CI-Implantation besser ist als präoperativ (s. [Abb. 5.1](#)).

Die untersuchten Patienten¹ zeigten eindeutig bessere Hörleistung im Zeitauflösungsvermögen nach der CI-Versorgung. Mögliche Erklärungen für diese Leistungsverbesserung könnten sein:

- *Eine generell bessere zentral-kognitive Hörleistung aufgrund des alltäglichen „Hörtrainings“ mit dem CI-System:* Es ist bekannt, daß sich postoperativ die Hörleistungen (gemessen mit Sprachverständnistests) über einen langen Zeitraum noch immer verbessern ([Hamzavi et al., 2003](#)). Longitudinale Untersuchungen über die Entwicklung des Zeitauflösungsvermögens (mit TDL-, „gap-detection“- oder anderen Tests) nach Cochlea-Implantation sind nicht bekannt, aber auch hier wäre eine Verbesserung im zeitlichen Verlauf nicht überraschend.
- *Chronische elektrische Stimulation:* [Vollmer et al. \(2005\)](#) konnten bei Katzen auf der Höhe des Mittelhirns (Colliculus inferior) eine Verbesserung der Zeitauflösung durch chronische elektrische Stimulation nachweisen.

¹ Alle Patienten hatten zum Zeitpunkt der Untersuchung mindestens 6 Monate Hörfahrung mit dem CI, gerechnet ab dem Termin der Erstaktivierung des Prozessors

Ein solcher Mechanismus wäre auch beim Menschen durch elektrische Stimulation über das CI denkbar.

- *Ort der Stimulation:* Beim Cochlea-Implantat sitzt die stimulierende Elektrode intracochleär, während sie sich bei der Gehörgangsstimulation weit außerhalb davon befindet. Eine direktere Reizung der Nervenfasern in der Cochlea oder im Modiolus könnte evtl. auch zu einer höheren Zeitauflösungsfähigkeit führen.

Aufgrund der subjektiven Patientenangaben und der erreichbaren TDL-Zeitauflösung muß angenommen werden, daß bei der Gehörgangsstimulation tatsächlich gehört (und nicht gefühlt) wird, somit also eine Reizung von Hörnervenfasern stattfindet. Die anatomischen Verhältnisse legen nahe, daß es sich um Nervenfasern in der basalen Windung der Cochlea handelt (s. Abb. 2.1, 3.1 und 3.5). In diesem Fall würde eine ähnliche Nervenpopulation erreicht wie bei der postoperativen Stimulation mit 4000 Hz, da diese auf einer Elektrode in der basalen Windung stattfindet². Da sich die postoperativen TDL-Werte bei 4000 Hz jedoch von denen bei den anderen Frequenzen nicht unterscheiden und außerdem deutlich besser sind als die präoperativen Werte, kann diese Erklärung als sehr unwahrscheinlich gelten.

- *Unterschiedliche Lautheit:* es wird zwar bei der präoperativen Gehörgangsstimulation durch subjektive Skalierung seitens der Patienten auf ausreichende Lautheit geachtet, jedoch bleibt unklar, wie verlässlich diese Angaben sind. Die Verlässlichkeit könnte durch mangelnde Hörerfahrung eingeschränkt sein. Auch ist es denkbar, daß bei der Gehörgangsstimulation eine Überlagerung mit der Stimulation anderer Nervenbahnen stattfindet, so daß evtl. eine Schmerz-, optische oder andere Wahrnehmung³ zur effektiven Reduzierung der Lautheit führt.
- *Elektrophoner Anteil in der Stimulation:* präoperativ kann ein elektrophoner Anteil durch die Gehörgangsstimulation nicht ausgeschlossen werden, wenn noch Hörreste vorliegen. Daten über den präoperativen Hörstatus

²Der Prozessor des CI-Systems führt eine Spektralanalyse des Eingangssignals durch und ordnet verschiedene Frequenzbereiche den intracochleären Elektroden zu. Hohe Frequenzen werden auf basalen, tiefe Frequenzen auf apikalen Elektrodenkontakten repräsentiert.

³Solche Empfindungen werden gelegentlich von Patienten bei der Durchführung des Promontorialtests berichtet

lagen leider nicht in auswertbarer Form vor. Selbst wenn jedoch ein elektro-phoner Anteil angenommen wird, kann dieser nicht die große Differenz von 52 ms⁴ in den TDL-Werten erklären.

- *Konzentration und Vigilanz:* in der präoperativen Testsituation kann allgemein gute Konzentrationsfähigkeit angenommen werden, da die Patienten vor der Untersuchung keine anstrengenden Aufgaben durchführen mußten. Meist befanden sie sich zuvor auf Abruf auf den Stationen oder in einer anderweitigen Wartesituation. In der postoperativen Testsituation hatte die überwiegende Mehrzahl der Patienten jedoch vorangehend eine CI-Anpassungssitzung und mehrere Sprachverständnistests absolviert. Auch wurden vier statt nur einem TDL-Test durchlaufen (s. Abschnitt 4.4.3, [Mögliche Fehlerquellen](#), S. 29). Es muß also eine für die postoperativen Resultate eher ungünstige Konstellation angenommen werden. Damit können Konzentration und Vigilanz als Erklärung für die postoperativ bessere Leistung ausgeschlossen werden.

Korrelation zwischen prä- und postoperativen TDL-Werten: Die Statistik zeigt (Abb. 5.2), dass es zwischen den prä- und postoperativen TDL-Werten nur eine schwache Korrelation gibt. Zwischen den vier postoperativen TDL-Werten ist die Korrelation jedoch hoch, was nicht überraschend ist. Die Anzahl der Probanden kann als ausreichend angenommen werden, da bei den postoperativen TDL-Werten untereinander eine hohe Korrelation nachweisbar ist. Generell schlechtere TDL-Werte vor der CI-Versorgung schließen eine Korrelation mit den Werten nach der Versorgung nicht aus. Es gibt zwar Beispiele von Verschlechterungen (z. B. Patient 3, s. Tabelle 5.2), d. h. der präoperative TDL-Wert ist kleiner als die postoperativen TDL-Werte, im Mittel verbessern sich die Patienten jedoch. Der Grund für die niedrige Korrelation ist aber unklar.

TDL-Werte in Abhängigkeit von der Frequenz: Es konnte statistisch nachgewiesen werden, dass das Zeitauflösungsvermögen des Hörnervs von der Stimulationsfrequenz nicht abhängig ist, d. h. die TDL-Werte der vier Frequenzen sind im Mittel gleich (s. Tabelle 5.1). Die postoperativen TDL-Werte sind statistisch nicht unterscheidbar, aber die Unterschiede zwischen prä- und postoperativen TDL-Werten sind für alle Frequenzen signifikant.

⁴Median des präop. TDL: 106 ms, Median der postop. Mittelwerte bei vier Frequenzen: 54 ms

Zusammenhang mit dem Sprachverständnis: Die Untersuchungen zeigten, dass es zwischen den präoperativen TDL-Werten und Sprachverständnistestresultaten nur schwache Korrelationen gibt. Da schon zwischen den prä- und postoperativen TDL-Werten nur ein geringer Zusammenhang besteht, ist dieses Ergebnis nicht verwunderlich. Überraschenderweise gibt es aber auch nur eine schwache Korrelation zwischen den postoperativen TDL-Werten und Sprachverständnistestresultaten (Abb. 5.3). Möglicherweise messen der TDL-Wert und die Sprachverständnistests unterschiedliche Hörleistungskomponenten, die generell nicht in starkem Zusammenhang stehen. Jedoch muß darauf hingewiesen werden, dass auch die drei postoperativen Sprachverständnistests nur in mäßig starkem Zusammenhang stehen (s.u.).

Intrakorrelation der Sprachverständnisswerte: Bei den Sprachverständnistests zeigte sich, dass die Patienten, die in einem Sprachverständnistest gut sind, dies nicht notwendigerweise auch in den anderen sind. Die stärkste Korrelation kann man zwischen Freiburger Einsilbern (FE) und Freiburger Zahlen (FZ) sehen, zwischen den anderen gibt es nur schwächere Korrelation. Eine mögliche Erklärung wäre die unterschiedliche Konstruktion der jeweiligen Testaufgabe:

- Bei den Freiburger Zahlen handelt es sich um einen „geschlossenen“ Test, d. h. die möglichen Antworten sind vorab bekannt, und es gibt keine Gedächtniskomponente⁵.
- Die Freiburger Einsilber sind faktisch „offen“, so dass z. B. der Wortschatz des jeweiligen Patienten eine Rolle spielen könnte. Darüberhinaus gibt es kaum Redundanz⁶ innerhalb der Wörter, wodurch der Test auch der schwierigste ist. Es gibt keine Gedächtniskomponente.
- Die HSM-Sätze sind ebenfalls „offen“, enthalten viel Redundanz innerhalb des Satzes und haben eine starke Gedächtniskomponente.

⁵Mit Gedächtniskomponente ist hier gemeint, dass eine Sprachsequenz, z. B. ein langer Satz, bis zur reproduzierenden Antwort vom Probanden komplett im Gedächtnis behalten werden muß.

⁶Unter Redundanz versteht man das mehrfache Vorhandensein ein und derselben Information, im weiteren Sinne demzufolge auch die Ableitbarkeit von nicht verstandenen aus verstandenen Teilen der Sprache. Bei einsilbigen Wörtern muß oft jedes Phonem richtig verstanden werden, um das Wort als ganzes zu verstehen. Bei Sätzen hingegen können sich sogar ganze Satzteile aus dem Sinnzusammenhang des richtig verstandenen Teil ergeben.

Nimmt man an, dass die Patienten in den jeweiligen Hörleistungskomponenten unterschiedlich gut sein können, so wäre die schwache Korrelation der Sprachverständnisresultate erklärbar.

Eine andere interessante Beobachtung ist der Vergleich zwischen den Sprachverständestestresultaten und ihrem Mittelwert („MEAN Sprache“, s. Abb. 5.3). Eigentlich wäre zwischen dem Mittelwert und dem einzelnen Sprachverständestest (FZ, FE, HSM) jeweils annähernd gleich gute Korrelation zu erwarten. Überraschenderweise korreliert er jedoch unterschiedlich, nämlich ziemlich gut mit FE (0,90), etwas weniger mit HSM (0,83) und deutlich schlechter mit FZ (0,66, s. Abb. 5.3). Eine mögliche Erklärung dafür wäre evtl. der Sättigungseffekt („ceiling effect“) bei FZ, bei dem viele Patienten 100% erreichen, wodurch die Korrelierbarkeit verloren geht.

Darüberhinaus besteht nur sehr schwache Korrelation (0,33) zwischen dem Mittelwert der Sprachtestresultate und dem Mittelwert der postoperativen TDL-Werte (s.o.).

Eine hypothetische Erklärung für die generell recht schwachen Korrelationen aller gemessenen Werte wäre die möglicherweise zu geringe Fallzahl. Die vierzig Patienten dieser Untersuchung sind jedoch durchaus eine Fallzahl, die eher über dem Durchschnitt vieler Studien des Fachgebiets liegt. Darüberhinaus gibt es keine erkennbaren „Tendenzen“ in der Statistik der hier betrachteten Werte, die den Schluß nahelegen würden, dass mit größerer Fallzahl ein deutlicher Zusammenhang sichtbar würde. Die Tatsache, dass bei den postoperativen TDL-Werten untereinander hohe Korrelationen existieren, ist ein weiterer Hinweis darauf, dass die Fallzahl ausreichend hoch ist.

6.2 Ausblick

Da die Hörentwicklung des Sprachverstehens im Zeitverlauf nach der CI-Versorgung eine sehr große Rolle spielt (Hamzavi et al., 2003), wäre es möglich, dass auch der TDL-Wert zeitabhängig ist. Die Patienten dieser Untersuchung wurden jedoch zu unterschiedlichen Zeitpunkten nach der CI-Versorgung getestet, wodurch eine zusätzliche Varianz der Sprach- und TDL-Werte entstanden sein könnte.

Daher wäre es interessant, den TDL-Test zu für alle Patienten gleichen Zeitpunkten nach der Versorgung durchzuführen. Ein möglicher solcher Zeitpunkt

könnte unmittelbar nach Erstaktivierung des CI liegen. In diesem Fall kann die Hörerfahrung mit dem CI keine Rolle spielen, und dadurch wird möglicherweise ein Zusammenhang deutlicher sichtbar.

Interessant wäre außerdem eine longitudinale Erfassung der Hörleistung im TDL-Test, um den erwarteten Einfluß der Hörerfahrung zu untersuchen.

6.3 Fazit

Es bleibt leider zu konstatieren, dass der TDL-Test keine brauchbare Voraussage über den Hörerfolg mit dem Cochlea-Implantat (gemessen im Verstehen von Sprache) macht. Daraus ergibt sich, dass präoperative TDL-Testresultate nicht zur Entscheidung für oder gegen die Versorgung mit einem CI herangezogen werden können. In der Konsequenz stellt sich daher die Frage, ob eine Durchführung lohnt.

Das Cochlea-Implantat spielt zweifellos eine wichtige und effektive Rolle bei Behandlung von starker Schwerhörigkeit bzw. Taubheit. Es soll jedoch nicht vergessen werden, daß mit dem CI kein normales Hören wiederhergestellt wird. So liegen z. B. acht der Patienten im Sprachverständnismittelwert unter 50 %. Fünf erreichen 80 % und nur zwei Patienten liegen über 90 %. Im Vergleich zur präoperativen Situation ist das zwar eine wesentliche Verbesserung und führt zu hoher subjektiver Zufriedenheit, jedoch ist damit die Normalhörigkeit nicht wiederhergestellt.

7 Zusammenfassung

Seit ca. 15 Jahren (1991) werden taube und hochgradig schwerhörige Patienten mit einem Cochlea-Implantat (CI) an der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten der Universität Würzburg versorgt. Insgesamt wurden (Stand Juni 2008) über 1100 CIs implantiert. Das Cochlea-Implantat übernimmt prothetisch die Aufgabe des Innenohres und stimuliert direkt den Hörnerv. Zur Feststellung der Stimulierbarkeit des Hörnervs wird präoperativ mit einer Gehörgangselektrode oder einer Promontoriumsnadel elektrisch gereizt. Bei erwachsenen Patienten wird zusätzlich, nach geeigneter Festlegung der Lautheit, ein Test des Zeitauflösungsvermögens durchgeführt. Hierzu wird vom Patienten in einem adaptiven 3-aus-1 - Auswahlverfahren der eben wahrnehmbare Unterschied in der Dauer dreier Stimulustöne erfragt. Der resultierende Wert wird als „TDL“-Wert („temporal difference limen“) bezeichnet.

Im Rahmen der vorliegenden Dissertation wurde das Zeitauflösungsvermögen anhand des TDL-Tests im Vergleich zur präoperativen Leistung und der Zusammenhang mit dem Sprachverständnis untersucht. Die Messungen erfolgten an einem Kollektiv von 40 Patienten, die unilateral mit einem Cochlea-Implantat der Firma MED-EL versorgt worden waren.

Der TDL-Test wurde postoperativ bei 4 Frequenzen (500, 1000, 2000, 4000 Hz) durchgeführt. Die präoperativen TDL-Werte (Median: 106 ms) sind statistisch signifikant ($p < 0,001$, Wilcoxon-Test) größer als die postoperativen (Median der Mittelwerte bei vier Frequenzen: 54 ms). Demzufolge hat sich das Zeitauflösungsvermögen nach Cochlea-Implantation deutlich verbessert. Als Erklärung kommen in Frage: eine bessere zentral-kognitive Hörleistung aufgrund des alltäglichen Hörtrainings mit dem CI-System; eine Verbesserung der Zeitauflösung durch chronische elektrische Stimulation; eine direktere Reizung der Nervenfasern bei CI (intracochleäre Stimulation) gegenüber extracochleärer Stimulation präoperativ; eine verlässlichere Festlegung der Reizstärke aufgrund des besseren Lautheitsbeurteilungsvermögens postoperativ.

Im allgemeinen Vergleich gibt es nur schwache Korrelationen (0,42) zwischen dem präoperativen und den postoperativen TDL-Werten. Ein Zusammenhang

7 Zusammenfassung

mit den Stimulationsfrequenzen, d. h. mit dem Stimulationsort in der Cochlea existiert nicht.

Die Interkorrelation zwischen den postoperativen TDL-Werten ist hoch (Korrelationskoeffizienten zwischen 0,72 und 0,91).

Die postoperativen TDL-Werte unterscheiden sich bei den vier untersuchten Frequenzen nur geringfügig (Medianwerte zwischen 42 ms und 54 ms). Die Unterschiede sind in keinem Vergleichsfall signifikant ($p > 0,2$, Wilcoxon-Test).

Zwischen den Resultaten der Sprachverständnistests „Freiburger Zahlen“ (FZ), „Freiburger Einsilber“ (FE) und „HSM-Satztest“ (HSM) untereinander gibt es einen mäßig starken Zusammenhang (Korrelationskoeffizienten zwischen 0,46 und 0,62). Ein Zusammenhang des Sprachverständnisses mit dem präoperativen TDL-Wert ist nicht vorhanden (Korrelationskoeffizienten zwischen 0,036 und 0,18), mit dem postoperativen TDL-(Mittel-)Wert ist gering (Korrelationskoeffizienten zwischen 0,1 und 0,35).

Abschließend muß festgestellt werden, dass der TDL-Test keine brauchbare Voraussage über den Hörerfolg mit dem CI macht. Der TDL-Test kann also nicht zur Entscheidung für oder gegen die Versorgung mit einem CI herangezogen werden. In der Konsequenz stellt sich die Frage, ob eine Durchführung lohnt.

A Anhänge

Tabelle A.1: Probanden mit prä- und postoperativen TDL-Test- und Sprachverständnisresultaten (FZ: Freiburger Zahlen-, FE: Freiburger Einsilber-, HSM: Satztest)

Proband	prä-op.	post-op.				Sprachverständnis		
		500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	FZ	FE	HSM
1	64,00	40,00	45,00	46,00	40,40	100,00	98,00	90,20
2	48,00	82,10	83,10	36,50	37,20	100,00	47,50	57,50
3	56,00	81,60	123,10	79,30	80,50	95,00	46,60	82,00
4	133,00	72,10	110,60	64,70	55,30	95,00	36,60	64,10
5	96,00	16,00	38,80	30,50	40,30	—	85,00	60,90
6	80,00	30,50	51,00	25,30	—	90,00	65,00	69,80
7	—	39,00	42,00	48,00	88,30	90,00	20,00	—
8	100,00	40,00	77,10	42,00	55,80	80,00	20,00	53,70
9	80,00	39,00	31,30	—	—	100,00	68,30	76,40
10	96,00	42,00	39,00	38,80	38,50	60,00	—	—
11	56,00	39,00	34,00	40,50	22,80	100,00	85,00	74,20
12	112,00	71,10	61,60	35,80	42,30	95,00	45,00	50,00
13	96,00	41,00	40,00	39,50	21,40	95,00	20,00	53,70
14	96,00	66,10	41,00	74,60	70,80	90,00	25,00	73,50
15	64,00	—	6,50	4,40	2,00	80,00	43,30	38,60
16	96,00	127,10	119,10	92,30	201,50	45,00	—	—
17	120,00	43,00	42,00	63,60	44,20	70,00	35,00	41,50
18	128,00	103,10	100,60	112,10	108,10	90,00	36,60	87,60

Fortsetzung auf nächster Seite

A Anhänge

Proband	prä-op.	post-op.				Sprachverständnis		
		500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	FZ	FE	HSM
19	112,00	53,00	46,00	84,60	68,10	100,00	83,30	49,20
20	127,00	64,60	77,10	75,60	70,80	80,00	15,00	34,90
21	130,00	95,10	98,10	50,50	70,30	100,00	51,60	59,30
22	160,00	70,10	87,10	78,60	42,30	100,00	43,30	85,80
23	—	212,20	477,60	297,40	328,30	75,00	15,00	—
24	192,00	48,00	42,00	40,00	—	92,50	48,00	83,60
25	123,00	24,70	8,30	27,30	1,30	100,00	40,00	56,60
26	80,00	47,00	40,00	76,00	66,50	85,00	5,00	18,80
27	—	88,10	34,00	54,50	53,40	35,00	—	—
28	80,00	51,00	41,00	84,60	63,30	80,00	55,00	74,50
29	128,00	84,10	42,00	59,80	37,60	62,50	—	—
30	112,00	42,00	39,00	36,50	38,00	100,00	61,60	44,90
31	208,00	80,10	72,10	52,00	88,60	90,00	78,30	46,70
32	160,00	26,00	26,80	40,50	38,50	100,00	57,00	46,80
33	127,00	74,10	67,10	56,80	61,20	85,00	41,60	58,40
34	80,00	15,00	7,30	2,10	2,80	100,00	86,60	100,00
35	97,00	4,00	7,50	14,80	1,50	100,00	85,00	62,70
36	160,00	37,00	35,50	41,50	82,40	80,00	20,00	52,80
37	240,00	238,70	95,60	110,60	163,00	85,00	22,50	22,60
38	112,00	94,10	79,10	41,00	42,30	100,00	48,30	65,00
39	—	49,00	41,00	66,30	43,30	100,00	90,00	68,60
40	64,00	17,50	10,50	32,40	57,80	85,00	10,00	11,30

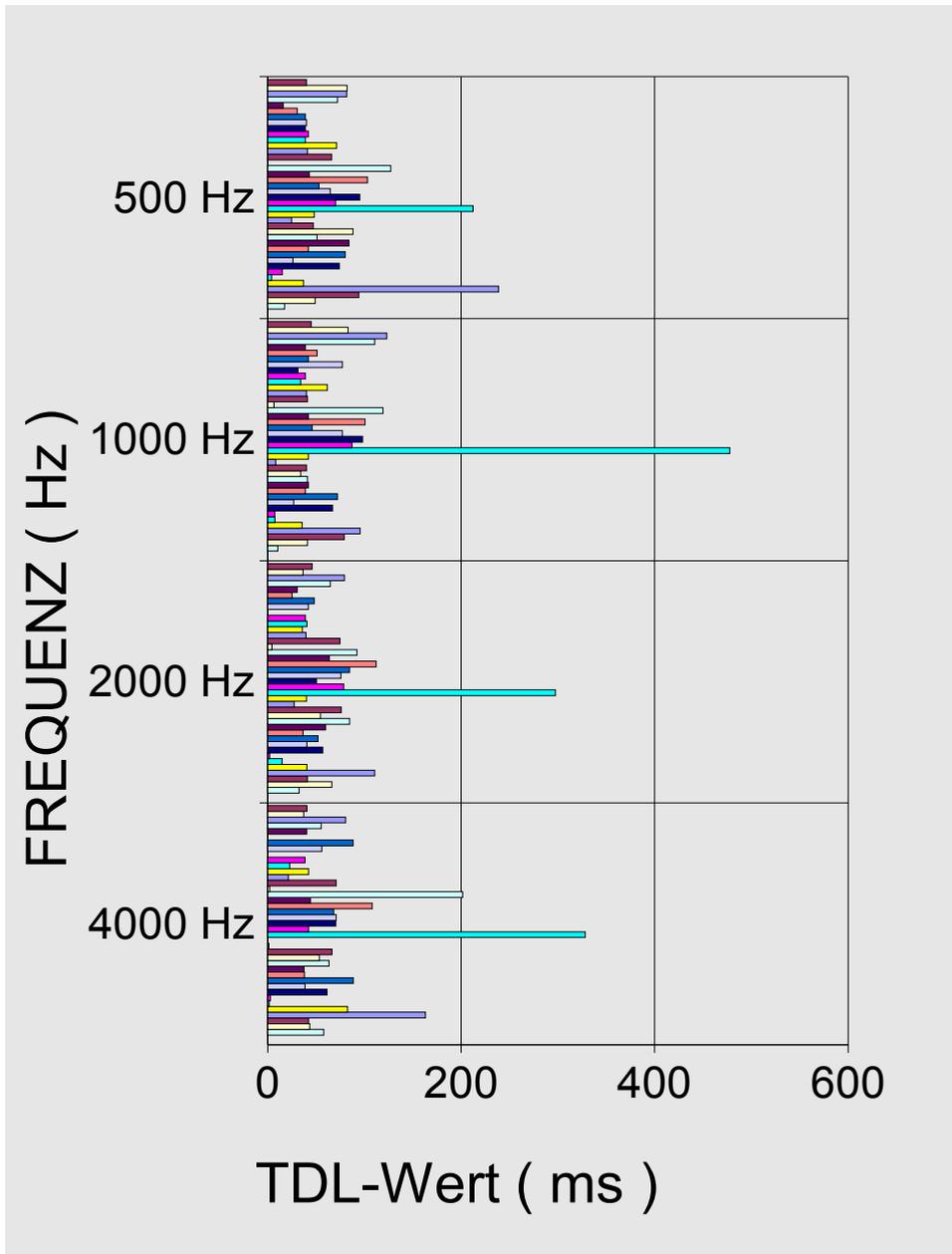


Abbildung A.1: Postoperative TDL-Werte aller Probanden im Überblick

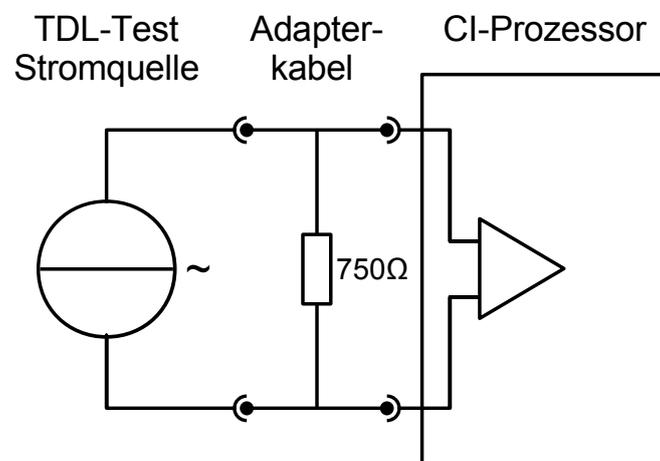


Abbildung A.2: Schaltplan des Verbindungskabels im Überblick

Literaturverzeichnis

- Blamey P. J., Pyman B. C., Gordon M., Clark G. M., Brown A. M., Dowell R. C., und Hollow R. D. Apr 1992. Factors predicting postoperative sentence scores in postlinguistically deaf adult cochlear implant patients. *Annals of Otolology Rhinology and Laryngology*, 101(4):342–348.
- Burian K. 1979a. Elektrische Reizung des Hörnerven völlig ertaubter Menschen. *Deutsche medizinische Wochenschrift*, (14):485–488.
- Burian K. 1979b. Klinische Erfahrungen mit der Elektrostimulation des Hörorgans. *Archives of Otolaryngology*, 223:139–166.
- Burian K, Klasek O, und Eisenwort B. 1987. Cochlear Implantat-aktuelle Fragen. *Laryngo-Rhino-Otologie*, (66):119–123.
- Djourno A und Eyries C. 1957. Prothèse auditive par excitation électrique à distance du nerf sensoriel à l'aide d'un bobinage inclus à demeure. *Press. Méd.*, 35:14–17.
- Duchenne de Boulogne . *The Mechanism of Human Facial Expression*. Cambridge University Press, 1990.
- Hamzavi Jafar, Baumgartner Wolf-Dieter, Pok Stefan Marcel, Franz Peter, und Gstoettner Wolfgang. May 2003. Variables affecting speech perception in postlingually deaf adults following cochlear implantation. *Acta Otolaryngol*, 123(4):493–498.
- Heller O. 1985. Hörfeldaudiometrie mit dem Verfahren der Kategorienunterteilung. *Psychol.Beitr.*, (27):478–493.
- Hick A und Hick C. *Kurzlehrbuch der Physiologie*. Urban und Fischer, München. Jena, 2000.
- Hoth S und Lenarz T. 1991. Erfahrungen mit der Elektrostimulation des Hörnerven vor Cochlea-Implantation. *Laryngo-Rhino-Otologie*, (70):199–207.

- Jones R Clark, Stevens S S, und Lurie M H. 1940. Three Mechanisms of Hearing by Electrical Stimulation. *Journal of the Acoustical Society of America*, 12: 281–290.
- Kerber Martin, Klasek Otokar, Stephan Kurt, und Wieser Kurt. Advantages of the ear-canal-electrode in preoperative stimulation. In *Advances in Cochlear Implants. Proceedings of the 3rd International Cochlear Implant Conference Innsbruck, Austria, 4.-7.4.1993*, Seiten 85–88, Wien, 1994. Manz.
- Lehnhardt Ernst und Laszig Roland, Hrsg. *Praxis der Audiometrie*. Thieme Verlag, 8. Ausgabe, 2001.
- Lenarz T und Hoth S. 1991. Erfahrungen mit der Elektrostimulation des Hörnerven vor Cochlea-Implantation. *Laryngo-Rhino-Otologie*, (70):199–207.
- Lenarz T und Mack KF. 2000. Das Cochlea-Implantat aus medizinischer Sicht. *Spektrumdirekt*.
- Levitt H. 1971. Transformed up-down methods in psychoacoustics. *Journal of the Acoustical Society of America*, 49(2):467.
- Littmann XK. 1998. Dissertation: Qualitativer und quantitativer Vergleich zwischen Gehörgangsstimulation und Promontoriumstest zur Überprüfung der Funktionstüchtigkeit des Hörnerven.
- Moser Ludwig M. 1987. Das Würzburger Hörfeld, ein Test für prothetische Audiometrie. *HNO*, (35):318–321.
- Müller J und Schön F. 1994. Lautheitsskalierung bei Cochlear-Implant-Patienten im Rahmen der präoperativen Austestung. *Laryngo-Rhino-Otologie*, (73):128–131.
- Obler R. 2000. Dissertation: Voruntersuchungen für CI-Kandidaten.
- R Development Core Team . *R: A language and environment for statistical computing*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria, 2006. ISBN 3-900051-07-0.
- Ritter Johann Wilhelm. 1801. (Zweiter Brief.) Wirkung des Galvanismus der Voltaschen Batterie auf menschliche Sinneswerkzeuge. *Annalen der Physik*, 7(4):447–484. (Anmerkungen zum Ohr: Seiten 462–466).

- Schorn K, Seifert J, Stecker M, und Zollner M. 1986. Voruntersuchungen gehörloser Patienten zur Cochlea-Implantation. *Laryngo-Rhino-Otologie*, (65): 114–117.
- Silbernagl S und Klinke R. *Lehrbuch der Physiologie*. Verlag Thieme, Stuttgart. New York, 2000.
- Stevens S S und Jones R Clark. 1939. The Mechanism of Hearing by Electrical Stimulation. *Journal of the Acoustical Society of America*, 10:261–269.
- Vollmer Maïke, Leake Patricia A, Beitel Ralph E, Rebscher Stephen J, und Snyder Russell L. Jun 2005. Degradation of temporal resolution in the auditory midbrain after prolonged deafness is reversed by electrical stimulation of the cochlea. *J Neurophysiol*, 93(6):3339–3355. URL <http://dx.doi.org/10.1152/jn.00900.2004>.
- Volta Alexander. 1800. On the electricity excited by the mere contact of conducting substances of different kinds. *Philosophical Transactions of the Royal Society*, 2:403–431.
- Wever EG und Bray CW. 1930. The nature of the acoustic response. *J. Exp. Psychol.*, 13:373–387.
- Zenner Hans Peter. 2001. Schwerhörigkeit und Tinnitus. *deutsches Ärzteblatt*, Heft 37.
- Zöllner F und Keidel WD. 1963. Gehörvermittlung durch elektrische Anregung des Nervus acusticus. *Archiv für Ohren-, Nasen- und Kehlkopfheilkunde, vereinigt mit Zeitschrift für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde*, 181:216–223.

Danksagung

Herrn Prof. Dr. Jan Helms, dem ehemaligen Direktor der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkranke der Universität Würzburg, Herrn Prof. Dr. Rudolf Hagen, dem jetzigen Direktor, und Herrn Prof. Dr. Joachim Müller, Oberarzt an der HNO-Klinik der Universität Würzburg bin ich für die Überlassung des Themas dieser Arbeit zu besonderem Dank verpflichtet.

Herrn Dipl.-Ing. Stefan Brill danke ich für die Vergabe des Dissertationsthemas und für die Begleitung und sehr gute Betreuung in allen Belangen und während aller Phasen der Arbeit. Nur mit seiner Hilfe war es mir möglich, die technischen Schwierigkeiten bei der Vorbereitung der Messungen am Probanden zu bewältigen sowie die umfangreichen Ergebnisse auszuwerten und zu interpretieren.

Des weiteren möchte ich Dipl.-Ing. (FH) Alexander Möltner für seine Hilfe danken, ebenso allen Mitarbeitern der Abteilung für Cochlea-Implantate. Zu besonderem Dank bin ich allen Probanden verpflichtet, die viel Zeit investierten und viel Geduld während der Versuche bewiesen haben.

Lebenslauf

Name: Afshin Moslemi
Geboren am: 18. Juni 1970
In: Teheran
Konfession: islamisch
Familienstand: verheiratet

Schulbildung:

1984 - 1988 Oberschule Sari
1988 - 1990 Militärdienst
1991 - 1995 Student an der Universität Teheran

1998 - 1999 Studienkolleg in Münster

seit 2000 Studium der Zahnmedizin an der Universität Würzburg

02/2008 - 06/2008 Staatexamen (Univ. Würzburg)