



**University of
Zurich**^{UZH}

**Zurich Open Repository and
Archive**

University of Zurich
Main Library
Strickhofstrasse 39
CH-8057 Zurich
www.zora.uzh.ch

Year: 2014

Vergleichende Studien einer neuen Sprachkodierungsstrategie für Cochlea-Implantate

Naegeli, Andreas Mario

Abstract: Seit der Einführung von Cochlea-Implantaten wurde insbesondere mittels verschiedenen Sprachcodierungsstrategien versucht, das Sprachverständnis zu verbessern. In dieser Studie wurde die herkömmliche ACE-Sprachcodierungsstrategie mit der neuen MP3000-Sprachcodierungsstrategie verglichen. Mit der MP3000-Sprachcodierungsstrategie wird versucht, durch Weglassen von überflüssigen Reizpulsen, welche durch Maskierungseffekte vom CI-Träger nicht gehört werden können, die Stimulationsrate zu verringern und dabei möglichst die Hörqualität beizubehalten. Ziel unserer Studie war es somit, die herkömmliche ACE-Sprachcodierungsstrategie mit der neuen MP3000-Sprachcodierungsstrategien vergleichend zu testen, um herauszufinden, ob die eine oder andere Strategie einen Vorteil bezüglich des Sprachverstehens erbringt. Zusätzlich wurden die Sprachcodierungsstrategien in dieser Studie bezüglich dem Hören von Musik getestet.

Posted at the Zurich Open Repository and Archive, University of Zurich
ZORA URL: <https://doi.org/10.5167/uzh-107998>
Dissertation

Originally published at:

Naegeli, Andreas Mario. Vergleichende Studien einer neuen Sprachkodierungsstrategie für Cochlea-Implantate. 2014, University of Zurich, Faculty of Medicine.

Universitätsspital Zürich
Klinik für ORL
Direktor: Prof. Dr. R. Probst
Bereich Forschung Leiter: Prof. Dr. N. Dillier

Arbeit unter der Leitung von Prof. Dr. N. Dillier und Dr. W.K. Lai

Vergleichende Studie einer neuen Sprachcodierungsstrategie für Cochlea-Implantate

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde der Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von

Andreas Mario Nägeli

von Hasliberg BE

Genehmigt auf Antrag von Prof. Dr. med. R. Probst

Zürich 2013

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	2
1. GLOSSAR	4
2. ZUSAMMENFASSUNG	5
3. EINLEITUNG	8
3.1 Anatomie und Physiologie des Hörsystems	8
3.2. Schwerhörigkeit	11
3.2.1 Definition, Einteilung	11
3.2.2 Epidemiologie	11
3.2.3 Ätiologie	12
3.2.4 Diagnostik	12
3.2.5 Therapie	13
3.3. Cochlea-Implantate	14
3.3.1 Allgemeines	14
3.3.2 Geschichte der Cochlea-Implantate	14
3.3.3 Aufbau des Cochlea-Implantates	16
3.3.4 Funktionsweise des Cochlea-Implantates	17
3.4. Sprachcodierungsstrategien	18
3.4.1 Grundlagen	18
3.4.2 MP3000-Strategie	24
3.5. Absichten dieser Studie	27
4 PATIENTEN UND METHODIK	29
4.1. MP3000-Sprachcodierungsstrategie	29
4.2. Experimentelles Protokoll	29
4.3. Testpersonen	30
4.3.1 Einschlusskriterien	30
4.3.2 Ausschlusskriterien	30
4.3.3 Studienteilnehmer	31
4.4. Testablauf	32
4.5. Sprachverständlichkeitstests	35
4.5.1. Allgemeines zu den Sprachtests	35
4.5.2. Freiburger Einsilber-Test	37
4.5.3. Adaptiver Oldenburger Satztest	38
4.6. Untersuchung des Hörnervs	38
4.6.1. Auto NRT (Neural Response Telemetry)	38
4.6.2. SOE (spread of excitation)	40
4.7. Musiktests	45
4.7.1 Tonreihen-Erkennungstest	45
4.7.2 Instrumenten-Erkennungstest	46
4.7.3 Musikqualitäts-Test	47
5. RESULTATE	49
5.1. Allgemeines zu den Resultaten	49
5.2 Optimierungsphase	49
5.3 Hörqualität	50
5.4 Sprachtests	51
5.4.1. Allgemeines zu den Sprachtests	51
5.4.2. Freiburger Einsilber-Test	51
5.4.3. Adaptiver Oldenburger Satztest	53
5.5 Musiktests	54

5.5.1. Tonreihen-Erkennungstest	54
5.5.2. Instrumenten-Erkennungstest.....	57
5.5.3. Musikqualitätstest.....	59
6. DISKUSSION UND SCHLUSSFOLGERUNG.....	62
7. ANHANG.....	68
8. LITERATURVERZEICHNIS	76
9. VERDANKUNGEN	79
10. CURRICULUM VITAE	80

1. GLOSSAR

ACE	Advanced Combination Encoder, Sprachkodierungsstrategie mit hoher Pulsrate und grosser Anzahl spektraler Maxima
CI	Cochlea-Implantat
CIS	Continuous Interleaved Sampling. Sprachkodierungsstrategie mit hoher Pulsrate auf wenigen Stimulationskanälen
CI24RE	Cochlea-Implantat-Modell Nucleus-24 (Firma Cochlear)
dB	Dezibel / Zehnter Teil eines Bels. Bel ist eine nach Alexander Graham Bell benanntes Verhältnismass für Schallintensität und andere physikalische Grössen
DL	Difference limen / Wahrnehmungsschwelle. Kleinster wahrnehmbarer Unterschied zweier physikalischer Reize, die in einer Dimension variiert werden
F0, F1, F2	Formanten./ Konzentrationen akustischer Energie in einem bestimmten Frequenzbereich (Begriff aus der phonetischen Akustik)
Hz	Hertz / Einheit für die Frequenz. Anzahl sich wiederholender Vorgänge pro Sekunde in einem periodischen Signal
Map	Durch Einstellung der Kodierungsstrategie-Parameter individuell an die Bedürfnisse eines CI-Benutzers angepasstes Sprachprozessor-Programm
MP3	Verfahren zur verlustbehafteten Kompression digital gespeicherter Audiodaten
MP3000	CI-Sprachkodierungsstrategie in Anlehnung an MP3, die versucht, überflüssige Stimulation zu verringern, welche durch Maskierungseffekte bei der Anregung benachbarter Elektroden innerhalb der Cochlea entsteht
NRT	Neural Response Telemetry. Telemetrische Erfassung elektrischer Reaktionen der Hörnerven. Schnelle und nicht-invasive Methode, die synchronisierte Antwort der peripheren auditorischen Nerven auf elektrische Stimulation in-situ zu messen
PACE	Psychoacoustic Advanced Combination Encoder, Sprachkodierungsstrategie, ähnlich MP3000
Pps	Pulses per second / Impulse pro Sekunde
SD	Standard deviation / Standardabweichung
Slope	Flankensteilheit
SOE	Spread of excitation. Erregungsausbreitung entlang eines Elektrodenarrays, kann mittels NRT gemessen werden.
SPL	Sound pressure level / Schalldruckpegel
SRT	Speech reception threshold / Sprachverständlichkeitsschwelle. Pegelverhältnis von Sprache und Rauschen, bei dem die Hälfte der gehörten Sprachelemente (Worte oder Sätze) richtig wiederholt werden können
T&C-Profile	Threshold and comfortable level. Threshold ist die untere Reizschwelle, bei der eine Testperson gerade noch etwas hört, Maximum Comfort Level ist die maximale Reizstärke, die ohne Probleme für längere Zeit gut ertragen werden kann
WHO	World Health Organization / Weltgesundheitsorganisation
ZNS	Zentralnervensystem

2. ZUSAMMENFASSUNG

Hintergrund

Seit der Einführung von Cochlea-Implantaten wurde insbesondere mittels verschiedenen Sprachcodierungsstrategien versucht, das Sprachverständnis zu verbessern. In dieser Studie wurde die herkömmliche ACE-Sprachcodierungsstrategie mit der neuen MP3000-Sprachcodierungsstrategie verglichen. Mit der MP3000-Sprachcodierungsstrategie wird versucht, durch Weglassen von überflüssigen Reizpulsen, welche durch Maskierungseffekte vom CI-Träger nicht gehört werden können, die Stimulationsrate zu verringern und dabei möglichst die Hörqualität beizubehalten. Ziel unserer Studie war es somit, die herkömmliche ACE-Sprachcodierungsstrategie mit der neuen MP3000-Sprachcodierungsstrategien vergleichend zu testen, um herauszufinden, ob die eine oder andere Strategie einen Vorteil bezüglich des Sprachverstehens erbringt. Zusätzlich wurden die Sprachcodierungsstrategien in dieser Studie bezüglich dem Hören von Musik getestet.

Patienten und Methodik

In unserer Studie wurden Cochlea-Implantat-Träger nach bestimmten Kriterien aus dem Patientengut des Universitätsspitals Zürich rekrutiert, insgesamt nahmen 7 Patienten an der Studie teil. Die Daten dieser Studie wurden wie die Daten aus CI-Zentren anderer Länder in einer multizentrischen Studie (Buechner *et al.*, 2011) gesammelt. Die ganze Testphase der MP3000 Sprachcodierungsstrategie lief über eine Zeitspanne von 14 Wochen pro Patient und beinhaltete jeweils 6 Sitzungen. Nach einer Angewöhnungszeit an die neuen Programme von jeweils 2 oder 4 Wochen wurde die Hörqualität mit der ACE-Sprachcodierungsstrategie und der MP3000-Sprachcodierungsstrategie mit Hilfe von Fragebögen sowie Sprachtests („Freiburger Einsilbertest“ und „Adaptiver Oldenburger Satztest“) eruiert. Im Anschluss an den gesamten Sprachtest-Zyklus wurden zusätzliche Musiktests durchgeführt, dabei wurde neben der Instrumentenerkennung auch die subjektive Qualität verschiedener Musikstücke mit beiden Sprachcodierungsstrategien vergleichend getestet.

Resultate

Von den insgesamt 7 Testpersonen schieden 2 während den ersten Testzyklen aus der Studie aus wegen fehlender Angewöhnung an die neue Sprachcodierungsstrategie. Am gesamten Sprachtest-Zyklus nahmen somit insgesamt 5 Testpersonen teil. Die Anzahl Testpersonen war zu klein, um mit den Ergebnissen dieser Studie allein zu einer signifikanten Aussage zu

gelangen. Auch ein deutlicher Trend in die eine oder andere Richtung war in den Resultaten nicht erkennbar. Weder im „Freiburger Einsilbertest“ noch im „Adaptiven Oldenburger Satztest“ zeigte sich ein deutlich besseres Abschneiden der einen oder anderen Sprachcodierungsstrategie (ACE oder MP3000). Dies sowohl beim Vergleich der Sprachtestresultate mit der ACE-Sprachcodierungsstrategie und der MP3000-Sprachcodierungsstrategie einzelner Testpersonen, als auch beim Vergleich der Durchschnittswerte aller Testpersonen.

In den Musiktests zeigte sich im Tonreihenerkennungstest kein eindeutig besseres Resultat mit der einen oder anderen Sprachcodierungsstrategie; sowohl die Resultate der einzelnen Testpersonen, als auch die Durchschnittswerte aller Testpersonen lagen sehr nahe beieinander. Im Instrumentenerkennungstest zeigten sich einzelne Unterschiede im Vergleich der Resultate zwischen der ACE- und der MP3000-Sprachcodierungsstrategie; einzelne Testpersonen konnten insgesamt die Instrumente mit der einen oder anderen Strategie besser erkennen. In den Durchschnittsresultaten aller Testpersonen war allerdings kein eindeutiger Unterschied zwischen den beiden Strategien erkennbar. Bei Aufgliederung der Resultate nach den jeweiligen Instrumenten konnten die Instrumente Klavier und Klarinette mit der MP3000-Sprachcodierungsstrategie deutlich besser erkannt werden (Durchschnittswert aller Patienten). Posaune, Cello und Querflöte wurden mit ACE besser erkannt. Im Musikqualitätstest zeigten sich mit der ACE- und der MP3000-Sprachcodierungsstrategie in den Durchschnittswerten aller Testpersonen sehr ähnliche Resultate, sowohl bei Aufgliederung der Resultate nach Musikart als auch bei Aufgliederung nach Bewertungskriterium.

Diskussion und Schlussfolgerung

Die Resultate unserer Studie sind bei kleiner Patientenzahl vor allem im Gesamtkontext der multizentrischen Studie zu sehen. Gewisse Tendenzen sind jedoch auch bei kleiner Patientenzahl erkennbar.

Weder in unserer Untergruppe noch in der gesamten multizentrischen Studie war ein signifikanter Unterschied zwischen der Sprachverständlichkeit mit MP3000 oder ACE im Freiburger-Einsilbertest oder im Oldenburger Satztest erkennbar. Bei insgesamt vergleichbarer Hörqualität zwischen den beiden Sprachcodierungsstrategien stellte der signifikant geringere Batterieverbrauch der MP3000-Sprachcodierungsstrategie einen gewissen Vorteil dar. Die ähnliche Hörqualität zeigt sich auch in der Präferenz für die eine oder andere Strategie am Ende der Studie (3 wählten die ACE, 2 die MP3000

Sprachcodierungsstrategie), auch in der multizentrischen Studie war das Verhältnis ziemlich ausgeglichen (52.3% ACE und 45.4% MP3000, 2.3% ohne Präferenz). Die ausgeglichene Präferenz für die eine oder andere Strategie bestand trotz der insgesamt viel längeren Anpassungszeit für die vor Studienbeginn benutzte ACE-Strategie. Trotz reduziertem Informationsgehalt der MP3000-Sprachcodierungsstrategie nach Weglassen von Maskierungseffekten erreichte fast die Hälfte der Patienten damit eine ebenso gute Hörqualität wie mit der ACE-Sprachcodierungsstrategie.

3. EINLEITUNG

In der Schweiz gibt es bereits mehr als 2000 Cochlea-Implantat-Träger. Seit der Einführung der ersten Implantate wurden diese stets weiterentwickelt und verbessert, um ein möglichst gutes Sprachverständnis zu erreichen. Dabei spielt insbesondere die Sprachcodierung eine grosse Rolle, um die Sprache in elektrische Impulse zu verwandeln, welche über Elektroden den Hörnerv stimulieren. Mit verschiedenen Sprachcodierungsstrategien wurde versucht, die Sprache möglichst exakt abzubilden.

In dieser Studie wurden zwei Sprachcodierungsstrategien verglichen: die weit verbreitete ACE-Sprachcodierungsstrategie und die neue MP3000-Sprachcodierungsstrategie. Die Frage dieser Studie war, ob die neue Sprachcodierungsstrategie MP3000 einen Vorteil erbringt gegenüber der herkömmlichen ACE-Sprachcodierungsstrategie in Bezug auf das Sprachverständnis sowie zusätzlich bezüglich des „Musik-Verstehens“ und der Qualität von Musik.

Das Sprachverständnis wurde in mehreren Sitzungen mittels üblicher Sprachtests getestet, und zwar jeweils vergleichend mit beiden Sprachcodierungsstrategien. Im Anschluss an die Sprachtest-Untersuchungen wurden in dieser Studie zusätzliche Musiktests durchgeführt. Die Tests wurden durchgeführt an Cochlea-Implantat-Trägern aus dem Patientengut des Universitätsspitals Zürich, die Daten verschiedener Länder wurden anschliessend in einer multizentrischen Studie zusammengefasst. Die Testpersonen dieser Studie wurden nach festgelegten Kriterien rekrutiert und die Sprachtests nach jeweiliger Angewöhnungszeit an die eine oder andere Sprachcodierungsstrategie in mehreren Testsitzungen durchgeführt.

Ziel war neben der objektiven Testung der beiden Codierungsstrategien mittels Ergebnissen in den Sprachtests auch ein subjektiver Vergleich mittels Präferenzurteil der Testpersonen für die eine oder andere Strategie.

3.1 Anatomie und Physiologie des Hörsystems

Das Hörsystem wird in einen peripheren und zentralen Anteil eingeteilt. Das periphere Gehör reicht von der Ohrmuschel bis zum Eintritt des N. cochlearis in den Hirnstamm, es dient der Aufnahme periodischer Luftdruckschwankungen (Schall) und deren Verarbeitung in neurale Signale. Das zentrale Hörsystem ist für die Weiterverarbeitung der akustischen Information zuständig, es erfüllt insbesondere die Funktion des Richtungshörens sowie der Schallmustererkennung (z.B. Sprache).

Das *periphere Hörorgan* wird in drei Abschnitte eingeteilt:

Das äussere Ohr (Auris externa) besteht aus Ohrmuschel und Gehörgang. Es dient als Schalltrichter und führt die somit verstärkten Schallwellen den sensiblen Strukturen des Mittelohrs zu.

Das Mittelohr (Auris media) besteht aus Trommelfell, Paukenhöhle, Gehörknöchelchen, Mittelohrmuskeln und dem pneumatischen System des Schläfenbeins. Die Hauptfunktion des Mittelohrs besteht in der Herabsetzung des Widerstandes, welchen das flüssigkeitsgefüllte Innenohr den Schallwellen entgegensetzt. Ein entscheidender Faktor bei dieser so genannten Impedanzanpassung ist die Weiterleitung des Schalls vom Trommelfell auf die viel kleinere Fussplatte des Steigbügelknöchelchens (Stapesfussplatte). Um die Impedanzanpassung auch bei atmosphärischen Luftdruckschwankungen effektiv durchzuführen, findet ein periodischer Druckausgleich zwischen der Umgebung und der Paukenhöhle über die Tuba auditoria statt. Zusätzlich findet ein Ausgleich des statischen Luftdruckes innerhalb der Paukenhöhle über die gelenkigen Verbindungen der Gehörknöchelchen statt. Diese verhindern eine extreme Positionsverlagerung der Steigbügelfussplatte und schützen damit das Innenohr.

Das Innenohr (Auris interna) liegt in der Tiefe des Felsenbeins und besteht aus mehreren zusammenhängenden Gängen, die insgesamt als Labyrinth bezeichnet werden. Das häutige Labyrinth ist in das knöcherne Labyrinth eingebettet. Zwischen dem häutigen und dem knöchernen Labyrinth besteht ein Hohlraum, der mit Perilymphe gefüllt ist. Das häutige Labyrinth ist mit einer kaliumreichen Flüssigkeit - der Endolymphe - gefüllt und enthält Sinneszellen, die Zilien tragen und deshalb auch als Haarzellen bezeichnet werden. Das häutige Labyrinth wird in das vestibuläre Labyrinth und in die Cochlea (Gehörschnecke) unterteilt. Während das vestibuläre Labyrinth im Rahmen des Gleichgewichtssinnes eine wichtige Rolle spielt, ist die Cochlea ein Teil des Hörsystems.

Die Cochlea beinhaltet drei getrennte Hohlräume: Die Scala media, Scala vestibuli und Scala tympani. Die Scala tympani und vestibuli sind mit Perilymphe gefüllt und stehen durch das Helicotrema in Verbindung. Gegen das Mittelohr hin sind sie mit Membranen im ovalen und runden Fenster abgeschlossen.

Die Schwingungsübertragung vom Mittel- auf das Innenohr erfolgt über die Stapesfussplatte, welche das ovale Fenster bedeckt. Durch das runde Fenster erfolgt ein Druckausgleich. Die Scala media (Ductus cochlearis) enthält Endolymphe. Ihr Boden wird gebildet durch die

Basilarmembran und dem auf dieser liegenden Corti-Organ, dem eigentlichen Hörorgan. Das Corti-Organ enthält Stützzellen sowie innere und äussere Haarzellen. Erreichen Schwingungen über die Stapesfussplatte das ovale Fenster, werden diese auf die Perilymphe übertragen und führen somit zu Wanderwellen entlang der Basilarmembran.

Die Basilarmembran ist an der Schneckenbasis schmal und relativ dick und an der Schneckenspitze wesentlich breiter und dünner. Dadurch kommt es zu einer frequenzabhängigen maximalen Amplitude der Wanderwelle entlang der Basilarmembran und somit zur lokal unterschiedlichen Auslenkung der Haarzellen (Frequenzanalyse durch Tonotopie). Hohe Frequenzen führen zu einer maximalen Auslenkung der Basilarmembran im Bereich der Schneckenbasis, tiefe im Bereich der Spitze.

Die inneren Haarzellen wandeln den physikalischen Reiz der akustischen Schwingung in Nervenpotentiale um, die Weiterleitung erfolgt über den N. vestibulocochlearis zu den zugehörigen Kernen im Hirnstamm. Die äusseren Haarzellen sind durch Elektromotilitäts-Eigenschaften der Zellmembranu rhythmischen Kontraktionen befähigt und übernehmen so die Rolle des cochleären Verstärkers (Schärfe und Kontrast).

Das zentrale Hörsystem beginnt im Hirnstamm mit dem Nucleus cochlearis, dem Endpunkt des N. cochlearis. Der Nucleus cochlearis erhält seine Afferenzen ausschliesslich von einer Seite. Die Hörbahn verläuft ausserhalb des Nucleus cochlearis hauptsächlich kontralateral über die beiden unteren Olivenkomplexe, den Colliculus inferior des Mittelhirns und den Thalamus zu den Arealen des auditorischen Cortex, die hauptsächlich im Temporallappen lokalisiert sind. Wie oben erwähnt erfolgt durch die Frequenzbearbeitung bereits in der Cochlea eine Zuordnung von bestimmten Frequenzen zu bestimmten Fasern des N. acusticus. Dieses Prinzip wird in einem Teil der zentralen Hörbahn bis zur Hirnrinde aufrechterhalten.

Parallel zu diesem tonotopen System erfolgen andere, von der Frequenzanalyse weitgehend unabhängige zentrale Verarbeitungen (Nicht-tonotopes System). Auf verschiedenen Ebenen des ZNS existieren zudem Verbindungen zu anderen sensorischen und nicht-sensorischen Zentren. Das zentrale Hörsystem hat die Aufgabe, die eintreffenden auditorischen Signale zu trennen und zu erkennen. Dabei können zwei Grundfunktionen unterschieden werden: Die Schalllokalisierung und die Schallbildererkennung.

Schall trifft auf das der Schallquelle zugewandte Ohr früher und mit höherer Intensität ein als auf das der Schallquelle abgewandte Ohr. Die Schalllokalisierung funktioniert hauptsächlich

über die Verschaltung der binauralen auditorischen Information im Hirnstammbereich. Die Schallbildererkennung mit Benennung und Identifikation einer Schallquelle beruht auf Erfahrung und Erlernen, sie ist eine kognitive Grosshirnfunktion. Im Zusammenhang mit der menschlichen Kommunikation ist die Erkennung von Sprachlauten und deren Zusammensetzung zu Silben, Wörtern, Phrasen und Sätzen das wichtigste Beispiel für die Erfassung von schnell wechselnden Schallmustern (Probst, 2008).

3.2. Schwerhörigkeit

3.2.1 Definition, Einteilung

Unter Schwerhörigkeit (Hypakusis) versteht man eine Minderung des Hörvermögens. Es gibt zwei Formen von Schwerhörigkeit: die Schallleitungsschwerhörigkeit infolge einer gestörten Schallleitung im Gehörgang, Mittelohr oder am ovalen Fenster und die Schallempfindungsschwerhörigkeit bei Störungen im Innenohr, des Hörnervs oder des Zentralnervensystems. Nach WHO (World Health Organization) erfolgt die Einteilung der Hörstörung in 4 Gruppen: leichte, mittlere, schwere und schwerste/ an Taubheit grenzende Hörminderung. Die Zuordnung zu den einzelnen Stadien erfolgt durch Mittelung der dB-Abfälle in der Luftleitungskurve eines seitengetrenten Tonaudiogramms bei 500, 1000, 2000 und 4000 Hz.

3.2.2 Epidemiologie

Nach Schätzungen der WHO waren im Jahre 2005 weltweit 278 Millionen Menschen von mässiger bis schwerster Schwerhörigkeit beider Ohren betroffen. Die weltweite Anzahl an Menschen mit allen Stadien der Schwerhörigkeit ist steigend, erklärbar durch die steigende Weltbevölkerung sowie die höhere Lebenserwartung. Die fünf schweizerischen CI-Zentren (Zürich, Bern, Basel, Luzern und Genf) führen ein Datenregister, welches Angaben über sämtliche in der Schweiz durchgeführten CI-Operationen enthält. Seit 1977 wurden an den schweizerischen CI-Zentren 2237 Implantationen durchgeführt (Stand 31.12.2012), davon waren 198 Reimplantationen sowie 418 bilaterale Zweitimplantationen. In den letzten 10 Jahren wurden jährlich etwa 150 CI-Operationen durchgeführt. Die häufigste Ursache für eine Implantation war eine kongenitale Schwerhörigkeit oder Taubheit (1057 von 2237) (Dillier, 2013).

3.2.3 Ätiologie

Schwerhörigkeit kann durch eine Schallleitungsstörung, eine Schallempfindungsstörung oder eine zentrale Hörstörung bedingt sein. Bei der Schallleitungsstörung können Strukturen im Bereich des äusseren Gehörganges, des Trommelfelles, der Gehörknöchelchen bis hin zum ovalen Fenster betroffen sein. Bei der Schallempfindungsstörung liegt die Ursache der Schwerhörigkeit in einem Defekt im Bereich der Cochlea. Bei der zentralen Hörstörung ist entweder der Hörnerv, Strukturen im Bereich des Hirnstammes oder im Bereich des Zentralnervensystems betroffen.

Hauptursachen für Schwerhörigkeit sind im Erwachsenenalter die Presbyakusis, die Lärmschwerhörigkeit, familiäre Schwerhörigkeiten, die Otosklerose sowie die chronische Otitis media und Felsenbeinfrakturen. Bei Kindern finden sich als Hauptursachen der chronische Tubenmittelohrkatarrh sowie genetisch bedingte frühkindliche Innenohrschwerhörigkeiten (Schlegel-Wagner and Linder, 2008).

3.2.4 Diagnostik

Neben der Anamnese sowie der klinischen Untersuchung kommen in der Diagnostik der Schwerhörigkeit die Verhaltensaudiometrie sowie die Objektive Audiometrie zum Einsatz.

Verhaltensaudiometrie

Im Tonaudiogramm wird die Empfindlichkeit des Gehörs für reine Sinusschwingungen gemessen, indem die Hörschwelle für das linke und rechte Ohr getrennt sowohl für Luft- als auch für die Knochenleitung bestimmt wird. Mit dem Audiometer werden reine Töne mit unterschiedlicher Frequenz und Lautstärke erzeugt. Es werden mit den gängigen Audiometern die Hörschwellen bei Frequenzen zwischen 125 Hz und 8 kHz geprüft. Bei normaler Funktion der Schallleitung fallen die Hörschwellen für Luft- und Knochenleitung zusammen. Bei einer Schallempfindungsschwerhörigkeit besteht ebenso kein wesentlicher Unterschied der Hörschwellen für Luft- und Knochenleitung, die Hörschwelle ist jedoch angehoben. Bei einer Schallleitungsschwerhörigkeit liegt die Hörschwelle für Luftleitung höher als für Knochenleitung.

Im Gegensatz zur Tonaudiometrie misst die Sprachaudiometrie nicht die Hörschwelle, sondern das Sprachverständnis. Das Testmaterial (Silben, Wörter, Sätze) wird mit einem Audiometer in standardisierter Form bei definierten Pegeln über Kopfhörer nur einem Ohr oder über Lautsprecher beiden Ohren gleichzeitig angeboten und vom Patienten wiederholt.

Der Test wird bei verschiedenen Schallpegeln wiederholt. Das Sprachaudiogramm bewertet, wie viel Prozent an Silben, Worten oder Sätzen der Patient in jeder Testreihe richtig gehört hat. Der Freiburger Sprachverständlichkeitstest ist im deutschsprachigen Raum der wichtigste Sprachtest, er besteht aus einem Zahlentest und Einsilbertest. Im Zahlentest wird der Hörverlust, mittels Einsilbertest der Diskriminationsverlust getestet. Bei einer Schalleitungsschwerhörigkeit sind die Verständlichkeitskurven im Sprach- und Zahlentest parallel zu höheren Schallpegeln verschoben, bei genügend hohem Schallpegel wird aber eine hundertprozentige Verständlichkeit erreicht. Bei einer Schallempfindungsschwerhörigkeit ist die Sprachverständlichkeitskurve im Einsilbertest abgeflacht, eine hundertprozentige Verständlichkeit wird nicht mehr erreicht (Diskriminationsverlust).

Objektive Audiometrie

Bei der objektiven Audiometrie wird das Hörvermögen ohne aktive Mithilfe des Patienten geprüft. Zu den objektiven Gehöruntersuchungen gehören die Impedanzaudiometrie, auditorisch evozierte Potentiale und otoakustische Emissionen (Probst, 2008).

3.2.5 Therapie

Ziel der Therapie einer Schwerhörigkeit ist die Verbesserung oder Wiederherstellung der auditiven Kommunikation. Die jeweilige Therapie richtet sich nicht nur nach dem audiometrischen Ausmass der Schwerhörigkeit, sondern auch nach der subjektiven Einschränkung des Patienten und dessen Anforderungen im Alltag. Es stehen je nach Ätiologie und Ausmass der Schwerhörigkeit folgende Therapiemöglichkeiten zur Verfügung:

Chirurgische Therapie: Bei einigen Formen der Schalleitungsschwerhörigkeit kann mit operativen Massnahmen die funktionelle Wiederherstellung des Gehörs erreicht werden. Als Beispiel seien hier die Stapesplastik bei Otosklerose oder die Tympanoplastik zur Beseitigung von Defekten des Trommelfelles oder der Gehörknöchelkette genannt.

Hörgeräte: Hörgeräte bewirken eine akustische Verstärkung von akustischen Signalen und werden angewendet bei mittel- bis hochgradiger Schwerhörigkeit.

Aktive Mittelohrimplantate: Nach Umwandlung von Schallwellen in mechanische Vibration wird diese auf den Schädelknochen oder auf die Gehörknöchelchen übertragen.

Cochlea-Implantate: Durch Umwandlung von Schallwellen in elektrische Impulse und anschließender Stimulation des Hörnervs wird Hören ermöglicht bei teilweisem oder vollständigem Ausfall der cochleären Funktion.(Probst, 2008)

Hirnstamm-Implantate: Bei Patienten mit bilateralem Hörnervdefekt (z.B. bei beidseitigem Schwannom) kommen Hirnstammimplantate zum Einsatz. Diese stimulieren in ähnlicher Weise wie Cochlea-Implantate den Hörkern im Hirnstamm und führen so zu einer Hörempfindung.(Moller, 2006)

Vibrotaktile Hilfen: Akustische Signale werden mit einem Mikrofon empfangen und in Vibration umgewandelt. Diese wird auf das Handgelenk oder die Finger übertragen.

3.3. Cochlea-Implantate

3.3.1 Allgemeines

Taubheit ist eine der häufigsten neurologischen Krankheiten in westlichen Ländern. Der sensorineurale Hörverlust ist die häufigste Form von Taubheit bei Erwachsenen und ist typischerweise assoziiert mit dem Verlust von sensorischen Haarzellen in der Cochlea. Bei Säugetieren können Haarzellen nicht regeneriert werden; wenn die Zellen einmal verloren gehen, ist der Hörverlust somit permanent.

Bei Patienten mit einem schwergradigen sensorineuralen Hörverlust können therapeutische Interventionen nur erreicht werden durch direkte elektrische Stimulation der noch funktionsfähigen primären Hörnerven (Neuronen des Spiralganglions) mit Hilfe eines Cochlea-Implantates (CI) oder durch Stimulation der Neuronen im Hörkern (Nucleus cochlearis) durch ein Hirnstamm-Implantat (Moller, 2006). CIs ermöglichen Patienten mit schwerem bis vollständigem Hörverlust wieder effektiv zu hören und somit annähernd normal mit ihrer Umwelt zu kommunizieren. Sogar telefonieren und verstehen von Sprache in lärmiger Umgebung sind möglich für den Grossteil der CI-Benutzer.

3.3.2 Geschichte der Cochlea-Implantate

Das Interesse an elektrischen Methoden zur Stimulation des Hörens hat seinen Ursprung im späten 18. Jahrhundert, als Alessandro Volta mit der elektrolytischen Zelle experimentierte. In einem Selbstversuch bemerkte er, dass durch Batterien erzeugter Strom, welcher über zwei Metallstäbchen in den mit Kochsalz gefüllten Gehörgang einwirkte, zu einer akustischen Empfindung führt. Voltas Feststellung löste weitere sporadische Versuche während der

nächsten 50 Jahre aus. Die Hörempfindungen waren jedoch jeweils kurzzeitig und ohne Tonqualität. Bald wurde klar, dass die Stimulation des Hörsystems mit Gleichstrom nicht zu einer befriedigenden Hörempfindung führen konnte.

Duchenne von Boulogne stimulierte im Jahre 1855 das Ohr mit Wechselstrom, die Hörempfindung war ein Geräusch ähnlich wie „dem Schlagen von Fliegenflügel zwischen Vorhang und Glasscheibe“. Dies war bereits eine Verbesserung, aber natürlich immer noch kein zufrieden stellendes Ergebnis.

Brenner untersuchte 1868 die Effekte von Wechsel der Polarität, Rate und Intensität des Stimulus sowie der Platzierung der Elektroden auf die dadurch produzierte Hörempfindung. Dabei entdeckte er, dass die Hörempfindung besser war bei einem Stimulus, welcher eine negative Polarität im Ohr erzeugt, und dass unangenehme Nebeneffekte durch korrekte Platzierung der Elektroden auf ein Minimum beschränkt werden konnten.

1936 entdeckten die russischen Forscher Gersuni und Volokhov, dass die Hörempfindung bei elektrischer Stimulation bestehen bleibt, wenn das Trommelfell oder die Gehörknöchelchen operativ entfernt wurden. Sie zogen daraus den Schluss, dass die Cochlea der Ort der Stimulation sein musste.

Verschiedene weitere Forschungsarbeiten während den nächsten 20 Jahren ergaben, dass eine residuale cochleäre Funktion nötig ist, um elektrische Energie in Klang umzuwandeln, und dass eine lokalisierte Stimulation der Hörnervenfasern nötig ist, um eine differenzierte Hörempfindung zu erreichen. Lundberg war 1950 einer der ersten, der eine Stimulation des Hörnervs vornahm. Er machte dies während einer neurochirurgischen Operation mit Sinusstrom, der Patient hörte jedoch nur Lärm.

Djourno und Eyries veröffentlichten 1957 ihre Ergebnisse mit der ersten Implantation einer Elektrode in das menschliche Ohr (Djourno and Eyries, 1957). In ihrer Untersuchung war der Patient in der Lage, Tonhöhen in Schritten von 100 Stimulationen pro Sekunde zu unterscheiden, er konnte sogar spezifische Worte unterscheiden.

1964 legten Doyle et al einen Elektrodenträger in die Cochlea eines vollständig ertaubten Patienten ein (Doyle *et al.*, 1964). Obwohl die 4 Elektroden nicht speziell angeordnet waren nach der lokalen Ansprechbarkeit auf entsprechende Frequenzen längs der Basilarmembran, konnte der Patient mit dieser einfachen Elektrodenanordnung sogar Sätze wiederholen.

Ein paar Jahre später implantierte Simmons 6 Elektroden in den Modiolus der Cochlea eines vollständig ertaubten Patienten (Simmons, 1966). Er testete die Hörempfindung bei Wechsel der Frequenzen und Intensität des Signals. Der Patient konnte einen Tonhöhenwechsel bis zu einer Frequenz von 300 Stimuli/s unterscheiden, ein einzelner Stimulus erzeugte einen variierenden Ton entsprechend der Position der stimulierten Elektrode. Zudem zeigte sich ein Zusammenhang zwischen der Position der Elektrode und der durch deren Stimulation ausgelösten Tonhöhe (Clark *et al.*, 1990; Zeng *et al.*, 2008).

Durch die Tonotopie bestimmte unterschiedliche Tonhöhenempfindungen wurden auch von (Dillier *et al.*, 1980) beim ersten in der Schweiz mit einem durch Hautstecker zugänglichen Mehrelektrodensystem implantierten Patienten beschrieben.

Zu Beginn der 1980er Jahre brachte Dr. William House die ersten kommerziellen Cochlea-Implantate auf den Markt (House, 1992). Diese Implantate bestanden aus einer aktiven und einer indifferenten Elektrode und wurden einigen hundert Patienten implantiert.

Die Geräte wurden zunehmend weiterentwickelt, die Universität Utah entwickelte ein 6-Elektroden-Implantat (Eddington, 1983), die Universität Antwerpen in Belgien ein 8-Elektroden-Implantat mit bipolarer (Peeters *et al.*, 1989) und ein 15-Elektroden-Implantat mit monopolarer Stimulation (Zeng, 2004).

Das Cochlea-Implantat entwickelte sich von einem ursprünglichen Einzelelektroden-System bis heute zu einem Multielektroden-System mit bis zu 22 Elektroden-Kanälen. Neben diesen Entwicklungen führte die zunehmende Verbesserung der Sprachprozessoren und der darin implementierten Sprachcodierungsstrategien ebenfalls zu einem immer besseren Sprachverständnis der Patienten.

3.3.3 Aufbau des Cochlea-Implantates

CIs bestehen aus einer äusseren und einer inneren Komponente. Wie bei konventionellen Hörgeräten tragen CI-Benutzer hinter dem Ohr ein Plastikgehäuse, welches Mikrofon, Sprachprozessor und eine oder mehrere Batterien enthält. Damit verbunden ist eine Sendespule, welche mit dem im Schläfenbein implantierten elektronischen Empfänger Kontakt aufnimmt und über diesem mittels Magnet befestigt ist. Der elektronische Empfänger ist mit einem in die Cochlea eingeführten Elektrodenträger verbunden, die Elektroden stimulieren den Hörnerv und das Ganglion spirale direkt (Lenarz, 1998).

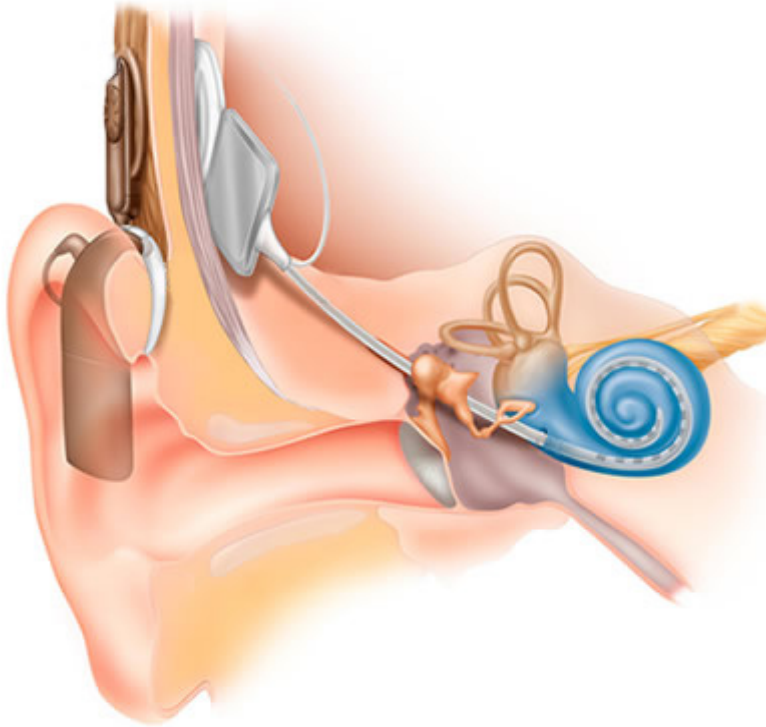


Abb. 1. Aufbau Cochlea-Implantat (Quelle: <http://www.cochlear.com/chde/wie-funktionieren-cochlea-implantate>)

3.3.4 Funktionsweise des Cochlea-Implantates

Cochlea-Implantate haben die Aufgabe, bei einer Innenohrtaubheit Hörempfindungen zu erzeugen, indem Schallimpulse in elektrische Signale umgewandelt und anschliessend der Hörnerv direkt elektrisch stimuliert wird (Dillier, 2012).

Das im äusseren Gehäuse enthaltene Richtmikrofon nimmt Druckschwankungen des Schallfeldes auf, die Verarbeitung des akustischen Signals erfolgt anschliessend durch den Sprachprozessor. Der Sprachprozessor selektiert die für das Verstehen von Sprache wichtigen Anteile, er enthält zudem patientenabhängige Daten. Zur Auswahl zwischen verschiedenen patienten- und umgebungsangepassten Variationen der Sprachcodierung hat der Sprachprozessor zwei bis acht gespeicherte Programme. Die Information des Sprachprozessors wird über die Sendespule durch Induktion an die Empfängerspule weitergegeben, diese wird zudem ebenfalls durch Induktion mit Energie von der im äusseren Gehäuse getragenen Batterie versorgt. Über die Empfängerspule erfolgt anschliessend die Stimulation der verschiedenen intracochleär gelegenen Elektroden. Durch die elektrische Stimulation des Hörnervs entsteht ein Aktionspotential, der Impuls wird weitergeleitet und das Signal zentral wie ein akustisches weiterverarbeitet (Lenarz, 1998).

3.4. Sprachcodierungsstrategien

3.4.1 Grundlagen

3.4.1.1 Schallverarbeitung durch das Hörsystem

Wie bereits oben beschrieben werden Schallwellen in der Luft über das Trommelfell und die Gehörknöchelchen im Mittelohr zur Cochlea weitergeleitet. Die Vibration des Stapes (Steigbügelknochens) wird über das ovale Fenster auf die Flüssigkeit in der Cochlea und somit auf die Basilarmembran übertragen. Der Ort der maximalen Vibration der Basilarmembran variiert wegen der mechanischen Eigenschaften derselben entsprechend der Frequenz des Tones. Tiefe Frequenzen führen zu einer maximalen Vibration am apikalen Ende der Cochlea, während hohe Frequenzen zu einer maximalen Vibration im Bereich des basalen Endes der Membran führen.

Die Vibration der Basilarmembran wird auf die inneren und äusseren Haarzellen übertragen. Die Zilien der äusseren Haarzellen sind mit der Tektorialmembran verbunden. Da die Befestigung der Basilar- und Tektorialmembran verschieden sind, variiert deren Richtung der Vibration und es kommt zu Scherkräften auf die Haarzellen. Die Zilien der inneren Haarzellen werden wahrscheinlich durch Endolymphbewegung ausgelenkt. Die Auslenkung der Haarzellzilien triggert die Umwandlung der Vibrationsenergie in elektrische Signale, dies jedoch nur wenn die Zilien in eine bestimmte Richtung ausgelenkt werden. Bei Auslenkung in die bevorzugte Richtung kommt es zur Öffnung von Kanälen in der Nähe der Zellspitze, bei Auslenkung in die andere Richtung schliessen die Kanäle. Über die Kanäle fliessen positiv geladene Ionen in die Zelle und reduzieren die Elektronegativität innerhalb der Zelle, es kommt zur Depolarisation der Haarzelle. Dieser Vorgang kommt durch unterschiedliche Ionenzusammensetzung der Endolympe im Bereich der Zellspitze und der Perilymphe im Bereich der Zellbasis sowie durch Membraneigenschaften der Haarzelle zustande.

Durch die Depolarisation der Haarzelle wird ein Neurotransmitter ausgeschüttet, welcher über eine Synapsenverbindung zu einer Depolarisation des peripheren Hörnervs führt. Die Depolarisation führt zu einem Aktionspotential, welches entlang dem Hörnerv zum Nucleus cochlearis geleitet wird.

Der Hörnerv endet über Endknöpfe in Synapsen an den Dendriten und Körpern von Zellen in diesem Hörkern. Auch hier führen Neurotransmitter zu einer Depolarisation der postsynaptischen Membran. Wenn eine bestimmte Anzahl an Endknöpfen stimuliert wird, kann sich die Erregung der postsynaptischen Membran zeitlich und örtlich summieren und bei

Erreichung der Reizschwelle zur Entstehung eines Aktionspotentials führen, welches entlang des Nervenaxons weitergeleitet wird. Es gibt sowohl erregende als auch hemmende Verbindungen zu den Nervenzellen.

In höheren Zentren des Gehirns finden zudem viele Interaktionen auf zellulärem Level statt, welche wahrscheinlich für die endgültige Entschlüsselung von komplexen akustischen Signalen verantwortlich sind. Die endgültige Entschlüsselung der Sprache findet im Bereich der Kortikalis statt.

Zur Verarbeitung und Verschlüsselung von Tonsignalen sind die Frequenz und die Intensität derselben entscheidende Faktoren.

Die **Frequenz** wird durch zwei Mechanismen verschlüsselt: ein Zeit-Code und ein Lokalisations-Code. Das Hirn entschlüsselt die Frequenz einerseits auf der Basis des Zeit-Codes, also dem Zeitintervall zwischen den Aktionspotentialen. Bis zu einer Frequenz von etwa 1.4 kHz feuern die Neuronen in den Zeitabständen des Stimulus. Oberhalb dieser Frequenz feuern die Neuronen in längeren Zeitabständen, da sie teilweise in der Refraktärphase sind. Eine ganze Population an Neuronen feuert jedoch insgesamt ebenfalls in der Frequenz des Stimulus.

Neben der zeitlichen Verschlüsselung ist die Frequenz eines Tonsignals zudem örtlich verschlüsselt. Dies beginnt wie oben genannt bei einer frequenzabhängigen unterschiedlichen Auslenkung der Basilarmembran von der Basis bis zur Spitze mit Stimulierung der entsprechenden Haarzellen und Neuronen. Diese so genannte Tonotopie wird bis zu höheren Zentren im Gehirn aufrechterhalten.

Die **Intensität** des Stimulus wird einerseits codiert durch einen Anstieg der Feuerrate der Neurone und andererseits durch die Anzahl erregter Neurone. Die Feuerrate steigt von der Reizschwelle bis zu etwa 200 Aktionspotentialen pro Sekunde über einen Lautstärkeanstieg von 30-40dB. Der Lautheitsumfang des menschlichen Ohrs beträgt etwa 120dB, es gibt einige Nervenfasern mit einer langsamen Sättigung und einem ausgedehnten dynamischen Bereich (Clark *et al.*, 1990).

3.4.1.2 Sprache

Sprache wird einerseits bestimmt durch die statischen und dynamischen Gegebenheiten des Stimmtraktes sowie durch die Art und Weise, in welcher dieser durch akustische Energie angeregt wird.

Durch Stimmlippenvibration im Kehlkopf entstehen Stimmlaute. Die Vibrationsfrequenz variiert von 60 Hz bei Erwachsenen bis 500 Hz bei Kleinkindern, der Durchschnitt liegt etwa bei 100 Hz bei Männern und bei 200 Hz bei Frauen. Die Grundfrequenz der Sprache variiert also je nach Geschlecht, Alter und damit anatomischen Gegebenheiten einer Person und wird als F0 bezeichnet. Neben dieser Grundfrequenz existieren viele Obertöne, welche weit über das Frequenzspektrum verteilt sind (Clark *et al.*, 1990).

Die anatomischen Gegebenheiten des Ansatzrohres (Stimmlippen bis Lippen und Nasenöffnungen) verändern die Resonanzeigenschaften und somit die Resonanzfrequenzen eines entstehenden Vokals. Jeder Vokal und Konsonant hat somit seine typische spektrale Zusammensetzung mit Energiekonzentrationen bei den jeweiligen Resonanzfrequenzen. Diese Energiekonzentrationen werden Formanten genannt und sind nummeriert von 1 aufwärts mit ansteigender Frequenz.

Das Frequenzspektrum des ersten Formanten (F1) liegt etwa bei 200-1000 Hz, dasjenige des zweiten Formanten (F2) bei 800-2400 Hz. Die übrigen Formanten liegen über 1800 Hz. Vokale können durch diese Formant-Frequenzen beschrieben werden, die Formant-Frequenzen für einen gegebenen Vokal variieren jedoch von Sprecher zu Sprecher.

Die Entstehung von Turbulenzen durch Konstriktion im Bereich des Stimmtraktes führt zu Zischlauten. Deren Frequenz hängt vom Ort der Entstehung ab. Die Kombination der Stimm- und Zischlaute und deren spektrale Veränderung durch die dynamisch variierenden Resonanzhöhlen des Stimmtraktes führen zu Schall, welchen wir Sprache nennen. Die Sprache ist also ein komplexes Signalmuster mit einer Konzentration von Energie bei bestimmten Frequenzen.

Vokale (Selbstlaute) sind Stimmlaute, welche durch die unterschiedliche Anatomie des Stimmtraktes verschieden „gefärbt“ werden. Die sogenannten Monophthonge sind Vokale, welche nach Erregung der Stimmlippen bei anschliessend statischem Stimmtrakt mit mehr oder weniger ungehindertem Ausstrom der Luft entstehen („a“, „e“, „i“, „o“, „u“, „ä“, „ö“, „ü“). Eine Veränderung des Stimmtraktes während dem Stimmlaut führt zu Doppellauten aus zwei verschiedenen Vokalen, den so genannten Diphthongen („ei“, „ai“, „au“, „eu“, „äu“, „oi“).

Konsonanten (Mitlaute) entstehen durch eine Verengung oder einen Verschluss des Stimmtraktes. Neben den stimmlosen Konsonanten führt eine Kombination mit Stimmlauten zu stimmhaften Konsonanten. Die so genannten Frikative (Reibelaute) entstehen durch

Verwirbelung der ausströmenden Luft bei Verengung des Stimmtraktes im Bereich der Stimmlippe, des Gaumens, des Alveolarkammes oder der Lippen. Neben stimmlosen Frikativen („f“, „s“) entstehen zusammen mit Stimmlauten stimmhafte Frikative („v“, „z“). Frikative, welche im Bereich des Gaumens gebildet werden, haben ihre höchste Amplitude im Frequenzbereich von 1500-3200 Hz, solche die am Alveolarkamm entstehen, liegen über 3000 Hz (Clark *et al.*, 1990). Wenn der Atemluftstrom vollständig verschlossen und anschliessend sofort wieder geöffnet wird, entsteht ein so genannter Plosiv. Es gibt ebenfalls stimmhafte („b“, „d“, „g“) und stimmlose Plosive („p“, „t“, „k“). Bei Senkung des Velums an die Rachenrückwand kommt es durch oralen Verschluss zu hauptsächlich nasalem Luftausstrom und somit zur Entstehung eines Nasalen („m“, „n“).

Wichtig für das Verstehen von Sprachen sind zudem Aspekte der so genannten **Prosodie**. Durch Lautheits- und Tonhöhenunterschiede werden Silben, Wörter oder Sätze betont. Es können Worte differenziert werden, welche als Verb oder Subjekt fungieren oder es wird unterschieden zwischen Aussage und Frage. Wichtige Faktoren sind dabei auch der Satzrhythmus und das Sprechtempo.

In Studien wurde der kleinste merkbare Unterschied von Lauten für die Frequenz bei verschiedenen Frequenzen und für die Intensität bei verschiedenen Intensitäten untersucht, die so genannte Wahrnehmungsschwelle (difference limen, DL). Die Wahrnehmungsschwelle für Stimmlaute beträgt etwa 2 Hz, für F1 etwa 40 Hz und für F2 etwa 100 Hz. Die Wahrnehmungsschwelle für Intensität liegt etwa bei 1 dB für breitbandiges Rauschen, bei etwa 2 dB für F1 und etwa 6 dB für F2. Der Lautheitsumfang des menschlichen Hörsystems liegt etwa bei 120 dB, bei elektrischer Stimulation liegt dieser nur bei etwa 6 dB.

Zum Verstehen von Sprache laufen auf der kognitiven Ebene viele Mechanismen ab. Dabei spielt auch Erfahrung eine wichtige Rolle, zum Beispiel das Wissen über die Identität des nächsten Klanges oder Wortes in einem Gespräch. Dies zeigt sich beispielsweise in einem viel besseren Verstehen von sinngebenden Sätzen in Kombination mit Nebengeräuschen als von Sätzen, die keinen Sinn ergeben (Clark *et al.*, 1990).

3.4.1.3 Allgemeines zu den Sprachcodierungsstrategien

Bei tauben oder annähernd tauben Patienten wird mittels Cochlea-Implantaten versucht, akustische Signale auf eine Art und Weise in elektrische Impulse umzuwandeln, die das Stimulationsmuster innerhalb der Cochlea so natürlich wie möglich imitieren. Im Gegensatz zu den beim Normalhörenden tausenden vorhandenen Sinneszellen in der Cochlea zur

Weiterleitung des akustischen Signals, stehen mit Cochlea-Implantaten nur bis zu 22 Elektroden zur Verfügung, um die verbleibenden Nervenzellen zu stimulieren. Um diesen Engpass zu überwinden, ist es umso wichtiger, die für das Verstehen von Sprache entscheidenden Merkmale zu entschlüsseln und die Elektroden so anzuregen, dass eine möglichst natürliche Hörempfindung entsteht.

Um diese Umwandlung von durch ein Mikrofon aufgenommenen Schallsignalen in elektrische Impulse vorzunehmen, sind Sprachcodierungsstrategien von entscheidender Bedeutung. Die Aufgabe von Sprachcodierungsstrategien ist es, aus den eintreffenden Schallsignalen die entscheidenden Merkmale zu extrahieren und diese in elektrischen Signalen verschlüsselte Information an die Elektroden weiterzuleiten. Die anfänglich mit Einzelelektroden ausgestatteten Geräte wurden weiterentwickelt zu Multielektroden-Implantaten. Mehr Elektroden heisst jedoch nicht zwingend mehr Information, da die einzelnen Elektroden nicht völlig unabhängig arbeiten und miteinander interagieren. Alle modernen Multielektroden-Implantate nutzen den Vorteil der so genannten tonotopen Anordnung in der Cochlea, also die Tatsache, dass im apikalen Teil der Cochlea tiefe Frequenzen und im basalen Teil hohe Frequenzen entschlüsselt werden. Dazu haben die Signalprozessoren eine eingebaute Filterbank, welche einkommende Sprache in verschiedene Frequenzbänder aufteilt. Die verschiedenen Implantate variieren jedoch stark in ihrer Sprachcodierungsstrategie, also der Art und Weise die richtigen Merkmale auszuwählen, zu entschlüsseln und weiterzuleiten (Zeng, 2004).

In der Anfangsphase der CI-Entwicklung wurde die analoge Wellenform des Schallsignals an die Einzelelektrode weitergeleitet. Damit sich das Signal innerhalb des engen dynamischen Bereiches für elektrische Stimulation bewegt (Lautheitsumfang bei etwa 6 dB), musste es noch amplitudenkomprimiert werden. Obwohl dieses analoge Signal die meiste temporospektrale Information des ursprünglichen Schallsignals bewahrt, ist die Signalweiterleitung durch die limitierte maximale Feuerungsrate des Hörnervs eingeschränkt. Wegen der Refraktärzeit der Hörnervfasern ist eine Frequenzweiterleitung allein durch zeitliche Kodierung nur bis etwa 1 kHz möglich.

Es wurden Multielektrodengeräte entwickelt, um die tonotope Organisation in der Cochlea zu nutzen und somit mehr Spektralinformation an den Hörnerv weiterzuleiten (Somek, 2006). In diesen Geräten wird der vom Mikrofon aufgenommene Schall zuerst durch die automatische Verstärkungsregelung (automatic gain control) je nach Lautstärke des Sprechers und Abstand zum Empfänger angepasst. Anschliessend wird der Schall über Bandpassfilter in

Frequenzbänder unterteilt. Nach Umwandlung in elektrische Signale werden diese den entsprechenden Elektroden weitergeleitet, und zwar das Signal von tiefster Frequenz an die apikalste Elektrode und das Signal von höchster Frequenz an die basalste Elektrode (Zeng, 2004).

Die simultane Stimulation der verschiedenen Elektroden wird erschwert durch die unkontrollierten Kanalinteraktionen und Stromsummation. Zur Vermeidung dieser unkontrollierten Interaktionen wurden pulsatile Codierungsstrategien entwickelt, welche die Signale nicht-simultan an die Elektroden weiterleiten. Es wurde zudem eine pulsatile Sprachcodierungsstrategie entwickelt, welche auf Merkmalsextraktion basiert. Bei dieser Strategie wurden Merkmale des Schallsignals extrahiert, welche für die Erkennung von Sprache wichtig sind. Eine solche Strategie ist die „F0F2-Strategie“, welche die Grundfrequenz der Sprache (F0) und diejenige des zweiten Formanten (F2) extrahiert. Dabei wird die Grundfrequenz über die Stimulationsfrequenz codiert, während die Frequenz von F2 über die Auswahl der stimulierten Elektrode codiert wird. Spätere Sprachcodierungsstrategien fügten Informationen des ersten Formanten (F0F1F2-Strategie) hinzu. Dies bringt durch den ersten und zweiten Formanten und deren Amplitude also sowohl Vokal-Informationen als auch Informationen zur Tonhöhe.

Die spätere MULTYPEAK-Strategie (MPEAK) fügte zusätzliche Informationen dreier höherer Frequenzbänder hinzu, welche teilweise mit F2 überlappen. Dies hilft bei der Konsonanten-Erkennung. Die SPEAK-Strategie (Spectral Peak) oder ACE-Strategie (Advanced Combination Encoder) wenden nicht mehr explizit die Merkmalsextraktion an, basieren jedoch auf der Spektralanalyse des Signals. Das einkommende Signal passiert eine Filterbank mit 20 frequenzspezifischen Filtern, welche die zentralen Frequenzen von 200-10000 Hz abdecken. Die gefilterten Frequenzen werden kontinuierlich gescannt und 6 bis 10 Kanäle mit der höchsten Energie zur Stimulation der korrespondierenden Elektroden ausgewählt. Je nach eintreffendem akustischem Signal und somit der Anzahl Frequenzmaxima werden ein bis zehn Elektroden stimuliert, durchschnittlich etwa sechs. Die erhöhte Anzahl stimulierter Elektroden sowie die flexiblere Auswahl der Maxima dieser Sprachcodierungsstrategie haben bei den meisten Patienten zu besseren Ergebnissen im Vergleich zur MPEAK-Strategie mit 4 Kanälen geführt.

Mit der CIS-Strategie (Continuous Interleaved Sampling) wurden die Vorteile der nicht-simultanen Stimulation der Elektroden genutzt unter Erhaltung der feinen zeitlichen Struktur des ursprünglichen analogen Signals. Das akustische Signal wird zuerst in acht

Frequenzbänder aufgeteilt und das Signal für jede Elektrode komprimiert. Die Stimulation der einzelnen Elektroden besteht aus Pulsen mit einer Pulsfrequenz bis 833 pro Sekunde. Wenn also alle Elektroden stimuliert werden, ergibt dies eine maximale Pulsrate von 6664 pro Sekunde (8×833). Mit der CIS-Strategie können rasche Wechsel des Sprachsignals durch schnelle Wechsel der Pulsamplitude wiedergegeben werden. Durch sequenzielle Weiterleitung der elektrischen Pulse zu den entsprechenden Elektroden werden Interaktionen vermieden.

Das Nucleus-22-Kanal-Cochlea-Implantat ist das heute am meisten benutzte Multielektroden-System. Verschiedenste Sprachcodierungsstrategien wurden mit dem Nucleus Multielektroden-Implantat angewendet, sowohl die MPEAK-, SPEAK-, ACE- als auch die CIS-Strategie (Patrick *et al.*, 2006; Somek, 2006).

3.4.2 MP3000-Strategie

Die noch im Versuchsstadium stehende MP3000 Sprachcodierungsstrategie (auch bekannt als PACE, Psychoacoustic Advanced Combination Encoder) für das Nucleus Cochlea-Implantat basiert auf der ACE-Strategie. Sie versucht, überflüssige Stimulation, entstehend durch Maskierungs-Effekte bei Stimulation benachbarter Elektroden innerhalb der Cochlea, zu verringern (Nogueira *et al.*, 2005; Büchner *et al.*, 2008). MP3000 versucht somit zu imitieren, wie natürliches Hören funktioniert. Beim natürlichen Hören läuft auch ein Maskierungs-Prozess ab, bevor die Töne ans Gehirn weitergeleitet werden.

3.4.2.1 Prinzip der Maskierung

Maskierung ist ein Effekt der Psychoakustik, der in Audiokompressionen wie MP3 zur Reduzierung der Uebertragungsbandbreite und des Speicherbedarfs eingesetzt wird. Dabei werden zwei unterschiedliche Maskierungs-Phänomene ausgenutzt, ein lautstärke- und frequenzabhängiges und ein zeitabhängiges.

Der lautstärke- und frequenzabhängige Effekt besagt, dass man leise Töne nicht mehr subjektiv wahrnehmen kann, wenn lautere Töne oder Störgeräusche diese überdecken. Der leisere Ton wird durch den lauteren Ton überdeckt, da das menschliche Gehör zwei Töne mit benachbarten Frequenzen nicht auflösen kann. Der Überdeckungsbereich - die Maskierung - ist abhängig von der Frequenz der Töne. Bei hohen Tönen ist der Überdeckungsbereich gross und kann über 4 kHz betragen, bei tieferen Tönen liegt er unter 100 Hz. Zusammen mit der Hörschwelle bildet somit die Maskierung den nicht hörbaren Bereich. Die

Maskierungsbereiche überschneiden sich bei mehreren Tönen mit ausreichendem Frequenzunterschied, der nicht hörbare Bereich wird dadurch vergrössert.

Das menschliche Gehör kann bei ausreichender Lautstärke auch Töne, die in der Frequenz stark voneinander abweichen, nicht mehr wahrnehmen. Mit grösserem Frequenzunterschied zwischen den Tönen nimmt dieser Maskierungseffekt jedoch ab. Dieser Effekt mit Verschiebung der Hörschwelle zu höheren Pegeln wird spektrale Maskierung genannt.

Durch die Trägheit des menschlichen Gehörs kommt es zu einem zweiten Maskierungseffekt, der zeitlichen Maskierung. Das Gehör stellt sich auf laute und leise Tongeräusche ein und benötigt eine Erholungszeit nach Übergang von lauten Tönen zu leisen Tönen und umgekehrt. Besonders deutlich zeigt sich dieser Effekt bei einem lauten Knall nach oder während leiser Musik. Für eine bestimmte Zeit werden leise Töne vor und nach einem lauten Ton durch diesen Effekt der zeitlichen Maskierung verdeckt. Während diesem Vorgang der zeitlichen Maskierung sinkt die Hörschwelle in wenigen Millisekunden und das normale Hörverhalten wird erst nach etwa 200ms wieder erreicht. Der Effekt der zeitlichen Maskierung wird in der Audiokompression zur Reduzierung der Datenmenge genutzt.

Die Maskierungs-Effekte entfernen also jene Ton-Elemente, welche nicht wahrgenommen würden. Unser Hörsystem erhält somit einen grossen Anteil von Information, wobei der grösste Teil dieser Information typischerweise überflüssig oder ganz einfach nicht hörbar ist (Moore, 2004).

3.4.2.2 Funktionsweise der MP3000-Sprachcodierungsstrategie

MP3000 benutzt eine neue Technik, um aus einem Schallsignal Maxima zur Weiterleitung an die Elektroden auszuwählen, basierend auf simultanen Maskierungseffekten von Tönen. Beim in MP3000 realisierten Konzept werden also N Frequenzbänder aufgrund eines psychophysikalischen Maskierungs-Modells ausgewählt. Wie der MP3-Kompressions-Algorithmus extrahiert MP3000 die wichtigsten Komponenten jedes gegebenen Audiosignals und reduziert somit die Stimuli, welche an die Elektroden in der Cochlea abgegeben werden müssen. MP3000 ist also wie der MP3-Kompressions-Algorithmus, ein Komprimierungsverfahren für digitale Audiodateien, ein verlustbehaftetes Kompressionsverfahren.

Bei MP3 werden für das menschliche Gehör kaum wahrnehmbare Tonbereiche weggelassen und die restlichen Audiodateien komprimiert. Dabei werden psychoakustische Effekte

genutzt. Die Psychoakustik besagt, dass man Töne erst ab einem bestimmten Frequenzunterschied getrennt voneinander hören kann und dass man leise nach lauten Tönen nicht hören kann. Mit MP3 kann der Speicherbedarf auf 10 Prozent herkömmlicher Verfahren gesenkt werden.

Bei der ACE-Sprachcodierungsstrategie ist die Wahrscheinlichkeit gross, dass bei einem breiten Frequenzmaximum während der Kodierung zwei benachbarte Frequenzkomponenten ausgewählt werden. Die Frequenzkomponente mit der grössten Amplitude stimuliert dabei eine Reihe Nervenfasern, welche möglicherweise bis zur benachbarten Elektrode verteilt sind. Wenn dabei gleichzeitig die benachbarte Elektrode durch die Frequenzkomponente mit der zweithöchsten Amplitude stimuliert wurde, haben viele Nervenfasern an dieser Lokalisation bereits auf die Frequenzkomponente mit der grössten Amplitude geantwortet. Mit der MP3000-Sprachcodierungsstrategie ist es unwahrscheinlich, dass zwei benachbarte Frequenzkomponenten ausgewählt werden, da die Frequenzkomponente mit der zweithöchsten Amplitude im Verhältnis zur berechneten Maskierungsschwelle zu klein ist. Es wird höchstwahrscheinlich eine weiter entfernte Frequenzkomponente ausgewählt, wodurch mit MP3000 eine repetitive Stimulation von Neuronengruppen verhindert wird. Die ausgewählten Frequenzkomponenten sind mit der MP3000-Sprachcodierungsstrategie weiter über das Frequenzspektrum verteilt (Nogueira *et al.*, 2005; Büchner *et al.*, 2008; Lai W., 2008).

Das Resultat der Anwendung dieser Maskierungsfunktion in MP3000 ist reduzierter Energieverbrauch durch reduzierte Stimulation, in der Absicht, die wahrgenommene Hörqualität zu erhalten.

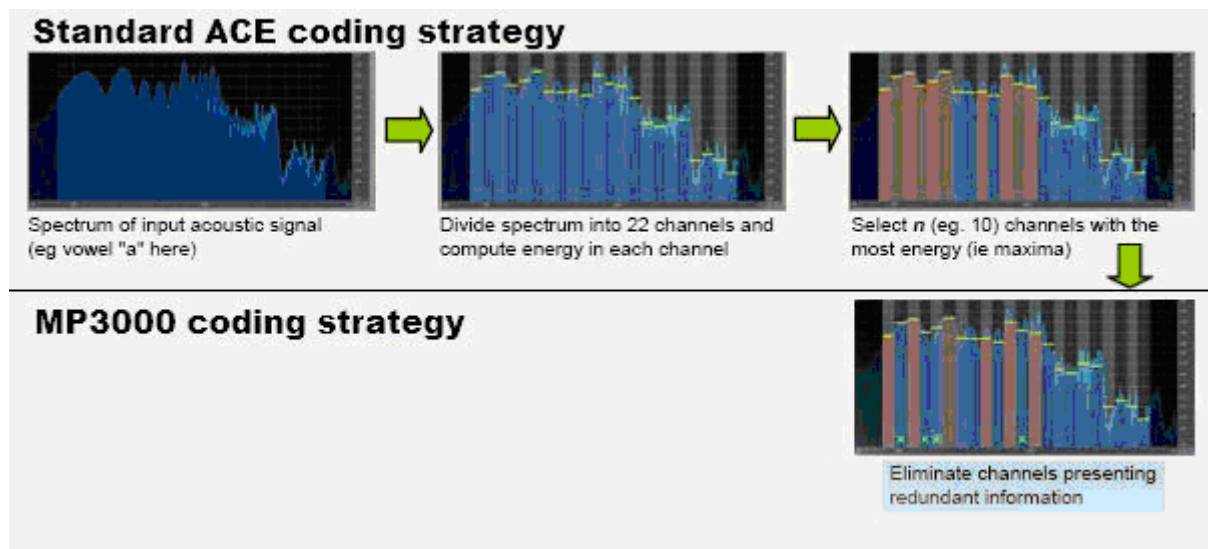


Abb. 2. Funktionsweise der MP3000-Sprachcodierungsstrategie

Wenn der Energieverbrauch durch die MP3000-Sprachcodierungsstrategie ohne Verlust der Hörqualität reduziert werden könnte, wäre es in Zukunft vielleicht möglich, kleinere Geräte zu entwickeln. Es wird zudem von Interesse sein, ob MP3000 ein Vorteil für das Sprachverständnis in spezifischen Alltagssituationen oder eventuell ein Vorteil für den Genuss von Musik ist. Ein Hauptkriterium für gute Musikwahrnehmung ist eine gute Repräsentation der Obertöne. Durch den reduzierten Energieverbrauch mit MP3000 ist es möglich, mit der gleichen Anzahl Kanäle wie bei ACE zusätzliche Spektralinformationen zu übertragen. Gerade dies könnte für die Musikwahrnehmung interessant sein.

3.5. Absichten dieser Studie

Die Hauptabsicht dieser prospektiven, multizentrischen Studie war die Analyse der MP3000 Sprachcodierungs-Strategie in Bezug auf die Sprachverständlichkeit. Dies wurde durchgeführt mit Hilfe von standardisierten Sprachverständlichkeits-Tests an Patienten, die bisher ein CI mit ACE-Sprachcodierungsstrategie benutzten. Die Hörqualität wurde zudem auch durch Fragebogen eruiert. Am Ende der Studie mussten sich die Patienten für eine der beiden Sprachcodierungsstrategien - ihre konventionelle ACE- oder die neue MP3000-Strategie - entscheiden. Um zu sehen, ob die MP3000-Maps in Zukunft individuell angepasst werden müssen, wurden bei jedem Patienten SOE (spread of excitation)-Daten von 3 verschiedenen Orten innerhalb des intracochleären Elektrodenträgers untersucht. Diese Daten korrelieren mit dem Vorwärts-Maskierungs-Effekt (Cohen, 2004). Eine zusätzliche Absicht der

multizentrischen Studie war die Registrierung der Batterie-Lebensdauer während der Benutzung des jeweiligen Standard-Programms im Vergleich zur MP3000-Strategie.

Nach Abschluss der MP3000-Testphase hatten alle Patienten ein optimiertes MP3000-Programm und waren durch das regelmässige Wechseln der beiden Codierungsstrategien an beide gleichmässig angewöhnt. Zu diesem Zeitpunkt wurde deshalb noch ein kurzer Musik-Testzyklus angehängt, in welchem die Tonreihenerkennung, die Instrumentenerkennung und die subjektive Musikqualität vergleichend (ACE und MP3000) getestet wurden. Dabei war von Interesse, ob die eine oder andere Sprachcodierungsstrategie ein Vorteil für den Genuss von Musik ist. Da bei MP3000 die Stimulationsrate geringer ist als mit der konventionellen ACE-Strategie, können bei der Verarbeitung von Musiksignalen zusätzliche Informationen dazugegeben werden. Es war damit von Interesse, ob diese zusätzliche Information bei der MP3000-Strategie eine Zunahme an subjektiver Musikqualität im Vergleich zu der konventionellen ACE-Strategie bedeutet.

4 PATIENTEN UND METHODIK

4.1. MP3000-Sprachcodierungsstrategie

Die ACE-Sprachcodierungsstrategie teilt das Frequenzspektrum des einkommenden akustischen Signals in 22 Kanäle auf und berechnet anschliessend die Energie in jedem dieser Kanäle. N Kanäle mit der meisten Energie werden ausgewählt, um die korrespondierenden Elektroden zu stimulieren.

Die MP3000-Sprachcodierungsstrategie geht von Vorwärts-Maskierungs-Funktionen aus, um eine Reduktion der Elektrodenstimulation und somit auch des Energieverbrauches zu erreichen. Nach Auswahl der Kanäle in ähnlicher Weise wie bei der ACE-Strategie eliminiert MP3000 Kanäle, welche durch Maskierungseffekte nicht wahrnehmbare Information präsentieren.

Ein ideales Ergebnis der MP3000-Sprachcodierungsstrategie wäre eine ähnliche oder sogar bessere Hörqualität wie bei der konventionellen ACE-Sprachcodierungsstrategie, aber mit reduzierter Elektrodenstimulation und somit einem tieferem Energieverbrauch.

4.2. Experimentelles Protokoll

Die MP3000-Sprachcodierungsstrategie wurde getestet mit Patienten, welche einen Freedom Sprachprozessor für das Nucleus Cochlea-Implantat benutzen (Patrick *et al.*, 2006). Für die Untersuchung wurden verschiedene Programme auf den Freedom Sprachprozessor geladen und anschliessend vergleichend getestet. Die ganze Testphase der MP3000-Sprachcodierungsstrategie lief über eine Zeitspanne von 14 Wochen pro Patient und beinhaltete jeweils 6 Sitzungen. Nach einer Angewöhnungszeit an die neuen Programme von jeweils 2 oder 4 Wochen wurde die Hörqualität mit Hilfe von Fragebögen und standardisierten Sprachtests eruiert.

Vor der Testreihe wurden die Patienten jeweils nach ihrem bevorzugten Programm gefragt. Am Ende jeder Sitzung wurden die neuen Programme für die nächsten jeweils 2 oder 4 Wochen auf den Sprachprozessor geladen. Den Patienten wurde jeweils auch ein Batterietagebuch mit nach Hause gegeben, um einerseits die Benützung aller Programme zu gewährleisten (1 Batteriesatz pro Programm) und andererseits den Energieverbrauch der verschiedenen Programme zu vergleichen.

Zusätzlich wurden Untersuchungen des Hörnervs durchgeführt, um zu sehen, ob eine Korrelation zwischen der „Neural Response Telemetry“ (AutoNRT) und den T & C-Profilen (threshold and comfortable level) sowie der „spread of excitation“ (SOE) und den „Maskierungs-Kurven“ besteht.

Im Anschluss an diese Testphase wurden zusätzliche Musiktests durchgeführt, um nach der Angewöhnungsphase an beide Sprachcodierungsstrategien diese in Bezug auf die Wahrnehmung von Musik vergleichend zu testen. Geprüft wurden einerseits die subjektive Qualität von verschiedenen Musikstücken sowie die objektive Instrumentenerkennung und die Erkennung von Tonreihen. Diese Tests wurden in jeweils einer Sitzung mit beiden Programmen durchgeführt.

4.3. Testpersonen

4.3.1 Einschlusskriterien

In die Studie eingeschlossen wurden nur Testpersonen mit einem Alter von mehr als 18 Jahren sowie unilaterale Cochlea-Implantat-Träger. Getestet wurden Freedom BTE Sprachprozessoren. Träger eines CI24RE-Implantats mussten mehr als 6 Monate, Träger des CI24M- oder CI24R-Implantats mehr als 1 Monat Hörerfahrung mit ihrem Cochlea-Implantat haben. Somit war gewährleistet, dass die Testpersonen schon genügend Übung im Umgang mit ihrem Gerät hatten und die Sprachverständlichkeit mit ihrem gewohnten Prozessor einigermaßen konstant war.

Alle Testpersonen mussten zudem im Oldenburger Satztest in Ruhe eine Verständlichkeit von mehr als 50% erreichen sowie aus praktischen Gründen und Vergleichbarkeit Deutsch als Muttersprache haben.

4.3.2 Ausschlusskriterien

Damit die Testergebnisse untereinander vergleichbar sind, wurden bilaterale Cochlea-Implantat-Träger sowie Benutzer von Implantaten mit der CIS-Sprachcodierungsstrategie nicht in die Studie eingeschlossen. Ebenfalls aus der Studie ausgeschlossen wurden Personen mit zusätzlichen Handicaps, welche für die korrekte Durchführung der Tests hinderlich sein könnten.

4.3.3 Studienteilnehmer

7 erwachsene Benutzer eines Cochlea-Implantates mit dem Freedom Sprachprozessor nahmen an dieser Studie teil. Von den 7 Testpersonen waren 5 Männer und 2 Frauen. Das Durchschnittsalter lag bei 57 Jahren, die jüngste Testperson war 39 Jahre, die älteste 77 Jahre alt. Die Erfahrung mit dem Cochlea-Implantat variierte von 10 Monaten bis 9 ²/₃ Jahren. In Tabelle 1 sind weitere Angaben zu den Testpersonen ersichtlich, wie Alter und Geschlecht, Dauer und Ursache der Schwerhörigkeit, Implantaterfahrung sowie benutzte Sprachcodierungsstrategie und deren Stimulationsfrequenzen.

Die Studie wurde von der Ethikkommission des Kantons Zürich bewilligt (Ref.Nr. EK Nr. 717). Alle Versuchsteilnehmer erklärten schriftlich ihr Einverständnis zur Teilnahme an dieser Studie.

Patienten ID	Alter/- Geschlecht	Dauer des Hörverlusts	Grund des Hörverlusts	Implantat Erfahrung (Freedom Sprachprozessor) –bis Studienbeginn im Jan. 08	Standard Strategie/ Stimu- lationsrate (pps, pulse per second)
P1 (WHU)	55 Jahre/ m	6 Monate	Morbus Menière	3 Jahre	ACE 49-1200 pps/ 55-500 pps *
P2 (MSI)	77 Jahre/ f	1 Jahr und 4 Monate	Unbekannt	2 Jahre und 1 Monat	ACE 30-1200 pps
P3 (KWE)	68 Jahre/ m	6 Jahre	Unbekannt	10 Monate	ACE 54-500 pps
P4 (GRE)	69 Jahre/ m	12 Jahre und 6 Monate	Unbekannt, progressiv	4 Jahre und 7 Monate	ACE 81-1200 pps

P5 (ABI)	39 Jahre/ m	1 Jahr und 6 Monate	Vestibuläres Aquädukt Syndrom	3 Jahre und 2 Monate	ACE 58-1200 pps
P6 (MEM)	43 Jahre/ f	3 Jahre	Unbekannt	9 Jahre und 8 Monate	ACE 58-900 pps
P7 (NZA)	49 Jahre/ m	9 Jahre	Lärmschwer hörigkeit	2 Jahre und 8 Monate	ACE 79-1200 pps

Tab. 1. Patientendaten

* In Sitzung 1 Testung der ACE-Strategie bei dieser Testperson mit 49-1200 pps, bei subjektiv unangenehmem Klang der MP3000-Map mit dieser Stimulationsrate Programmierung derselben mit 500 pps. Testung der ACE-Strategie in Sitzung 4 und 6 ebenfalls mit 55-500 pps.

4.4. Testablauf

Die Testphase der MP 3000-Sprachcodierungsstrategie bezüglich Sprachverständlichkeit und subjektiver Hörqualität im Vergleich zur ACE-Strategie dauerte insgesamt 14 Wochen pro Patient und beinhaltete jeweils 6 Sitzungen. In jeder Sitzung wurden mehrere standardisierte Sprachtests durchgeführt und nach jeder Sitzung für die jeweils nächsten 2 oder 4 Wochen die zu testende Sprachcodierungsstrategie auf den Sprachprozessor programmiert.

Tabelle 2 zeigt den Ablauf sowie die Dauer des gesamten Testzyklus.

Sitzung	Woche	Testphase	Sprachverständlichkeitstests	Programmierung des Sprachprozessors nach Testreihe		
1	0	Optimierungsphase	Test mit Standard ACE Strategie	MP3000, 4 Maxima, slope(s) (50/37, 40/30 oder 20/15)	MP3000, 5 Maxima, slope(s) (50/37, 40/30 oder 20/15)	MP3000, 6 Maxima, slope(s) (50/37, 40/30 oder 20/15)
2	4	Optimierungsphase	Test mit MP3000 Maps	Beste MP3000 Map, slope 50/37	Beste MP3000 Map, slope 40/30	Beste MP3000 Map, slope 20/15
3	8	Testphase	Test mit MP3000-Maps	Konventionelle ACE-Map		
4	10	Testphase	Test mit Standard ACE-Strategie	Beste MP3000-Map aus Sitzung 3		
5	12	Testphase	Test mit MP3000-Map	Konventionelle ACE-Map und MP3000-Map gleichzeitig		
6	14	Testphase, Studien Ende	Test mit Standard ACE-Strategie	Ende der Untersuchung und Entscheidung für Standard ACE-Map oder MP3000-Map		

Tab. 2. Ablauf des Testzyklus

Die Auswahl der bevorzugten Map (bevorzugte Einstellung der Parameter) basierte auf den Resultaten der Sprachtests und der subjektiven Präferenz der Patienten. Zwei MP3000-Parameter wurden während den ersten beiden Sitzungen optimiert; erstens die Anzahl

Maxima zur Stimulation der Elektroden und zweitens die Slope-Einstellung (Flankensteilheit des Maskierungsfilters).

In der **ersten Sitzung** erhielten die Patienten drei MP3000-Maps mit verschiedenen Maxima (4, 5 oder 6 Maxima) und randomisierten „masking slope“ Einstellungen (50/37 oder 40/30 oder 20/15 dB/Bark) mit nach Hause, um diese während einer Zeitspanne von 4 Wochen vergleichend zu testen. Da zwei Patienten (der 7 Testpersonen zu Beginn des Testzyklus) die MP3000-Maps mit nur 4 bis 6 Maxima wegen sofort wahrnehmbarer subjektiver Verschlechterung der Hörqualität nicht akzeptieren konnten, wurden ihnen während der ersten Sitzung stattdessen Maps mit 7 bis 8 Maxima programmiert (weniger als die ACE-Sprachcodierungsstrategie mit meist 12 Maxima). Alle Patienten wurden ausserdem gebeten, ein Batterietagebuch für die 3 verschiedenen Programme zu führen, um einerseits eine Benutzung aller drei Strategien zu dokumentieren (Benutzung eines Batteriesatzes für jedes Programm) sowie andererseits den Batterieverbrauch der einzelnen Programme zu vergleichen.

In der **zweiten Sitzung** wurden die Patienten nach ihrer subjektiv bevorzugten Map gefragt und Sprachtests wurden durchgeführt, um die objektiv beste Map zu eruieren. Die Anzahl Maxima der bevorzugten Map wurden benutzt, um drei neue Maps mit drei verschiedenen „masking slopes“ (50/37, 40/30 und 20/15 dB/Bark) zu erstellen. Diese wurden den Patienten zum Testen für weitere 4 Wochen mit nach Hause gegeben.

In der **dritten Sitzung** wurden die Patienten erneut nach ihrer subjektiv bevorzugten Map (Slope Einstellung) gefragt und Sprachtests wurden durchgeführt, um die beste der optimierten MP3000-Maps zu eruieren. Anschliessend wurde ihnen die konventionelle ACE-Map für die folgenden 2 Wochen auf den Sprachprozessor geladen.

In der **vierten Sitzung** wurde die Standard ACE-Map getestet und die beste MP3000-Map aus der dritten Sitzung wurde ihnen für weitere 2 Wochen auf den Sprachprozessor geladen.

In der **fünften Sitzung** wurde die MP3000-Map getestet. Anschliessend erhielten die Patienten beide Maps (die konventionelle ACE- und die beste MP3000-Map) mit nach Hause, um diese während 2 Wochen gleichzeitig zu testen und zu vergleichen. Sie wurden zudem gebeten, einen Fragebogen auszufüllen, in welchem sie sich für die Map mit dem subjektiv besseren Höreindruck in verschiedenen Alltagssituationen zu entscheiden hatten.

In der **sechsten und letzten Sitzung** wurde die ACE- und die MP3000-Strategie erneut getestet und die Patienten mussten sich entscheiden, welche der beiden Sprachcodierungsstrategien sie bevorzugen und somit nach Ende der Studie beibehalten wollten.

4.5. Sprachverständlichkeitstests

4.5.1. Allgemeines zu den Sprachtests

Jede einzelne Testsitzung (Visit) beinhaltete Sprachverständlichkeitstests. Durchgeführt wurden der „Freiburger Einsilber-Test“ in Ruhe und der „Adaptive Oldenburger Satztest“ in Lärm konstant bei 65 dB SPL (Sound pressure level).

Vor dem Test wurde jeweils ein Testlauf durchgeführt, um die Patienten an die Struktur der Sprachtests zu gewöhnen und um die Aufmerksamkeit der Patienten zu erhalten. Allenfalls zusätzliche Hörgeräte wurden ausgeschaltet und Ohren mit Resthörigkeit mittels Ohrpfropf abgedichtet.

Nach den Sprachtests wurden die neuen Maps auf den Sprachprozessor programmiert, damit sich die Patienten während der nächsten jeweils 2 oder 4 Wochen an diese gewöhnen und sie vergleichend testen konnten.

Beim „Freiburger Einsilber-Test“ und dem „Adaptiven Oldenburger Satztest“ handelt es sich um so genannt offene Sprachtests. Bei offenen Sprachtests wird der Testperson ein Test-Item angeboten, welches sie anschliessend korrekt wiederholen sollte. Im Unterschied dazu wird der Testperson bei geschlossenen Sprachtests eine Liste von möglichen Antworten dargeboten. Ein geschlossener Test ist beispielsweise wie weiter unten aufgeführt der Tonreihenerkennungstest, bei welchem die Testperson aus einer Auswahl von Tonreihen-Piktogrammen eine Auswahl treffen muss.

Um eine statistische Aussage über das Ergebnis eines Sprachtests zu machen (im Freiburger Einsilber-Test beispielsweise die prozentuale Anzahl richtig erkannter Worte), kann die Binomialverteilung herbeigezogen werden. Sofern die Reaktionen auf einen Teststimulus als voneinander unabhängig angenommen werden, folgen diese den Gesetzmässigkeiten der Binomialverteilung. Die Genauigkeit eines Tests ist durch die Binomialverteilung begrenzt. Sie beschreibt den wahrscheinlichen Ausgang einer Folge von gleichartigen Versuchen, die jeweils nur zwei mögliche Ergebnisse haben (z.B. richtig oder falsch in der Worterkennung).

Mit der kumulativen Binomialverteilung kann beispielsweise bei geschlossenen Sprachtests die Wahrscheinlichkeit vorausgesagt werden, mit welcher ein Ergebnis eintrifft. Bei den in dieser Studie durchgeführten Sprachtests geht es nicht direkt um die Voraussage einer Eintreffens-Wahrscheinlichkeit, sondern die Binomialverteilung kann herbeigezogen werden um eine Aussage bezüglich der Genauigkeit eines Testresultats zu machen. Bei den Wortlisten-Vergleichen mit wiederholten Stichproben einer Grundgesamtheit kann also mit Hilfe der Binomialverteilung die Genauigkeit einer einzelnen Stichprobe abgeschätzt werden.

Dazu müssen vorerst die arithmetischen Mittelwerte der Einzelmessungen berechnet werden, der Mittelwert (m) der Binomialverteilung entspricht dem Produkt aus Anzahl Items (n) und deren richtigen Erkennung ($m=n*p$). Wenn das gewünschte Ergebnis eines Versuches (oder z.B. der gemessene Mittelwert der Resultate einer Testliste im Sprachtest) die Wahrscheinlichkeit p besitzt und die Zahl der Versuche n ist, dann gibt die Binomialverteilung an, mit welcher Wahrscheinlichkeit sich insgesamt k Erfolge einstellen (Brand T., 2005). Mit der Binomialverteilung lässt sich die Wahrscheinlichkeit von k wie folgt berechnen: $B(n;p;k)=(n \text{ über } k)*(p)^k*(q)^{n-k}$, dabei ist „ q “ = $1-p$. Wird im Freiburger Einsilbertest unter konstanten Testbedingungen mit einer Wortliste von 20 Wörtern beispielsweise ein Resultat von 80% richtig erkannter Wörter erzielt, so liegt die Wahrscheinlichkeit 60% Wörter richtig zu erkennen nach der Binomialverteilung bei 2.2%.

Um jedoch wirklich eine statistische Aussage über das Resultat eines Sprachtests zu machen, kann die Standardabweichung der Binomialverteilung herbei gezogen werden. Diese ist ein Hinweis dafür, wie stark die Streuung der Messwerte war. Die Standardabweichung ist also ein Mass für die Genauigkeit der Mittelwerte der Testresultate und berechnet sich nach folgender Formel: $SD=\sqrt{n*p*q}$. Bei einem Testresultat aus einer Testliste à 20 Wörtern im Einsilber Satztest von 80% beträgt somit die Standardabweichung ± 1.78 Wörter ($\sqrt{(20*0.8*0.2)}$).

Mit Hilfe des Konfidenzintervalls kann zudem die Bandbreite angegeben werden, innerhalb derer sich ein Testwert in der Grundgesamtheit wahrscheinlich bewegt. Das 95-Konfidenzintervall gibt an, in welchem Bereich sich ein Testresultat mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit bewegt. Das 95%-Konfidenzintervall berechnet sich wie folgt: 95-Konfidenzintervall = $m \pm (1.96*SD)$. Der wahre Testwert aus obigem Beispiel mit einer Testliste von 20 Wörtern bewegt sich also mit 95%-iger Sicherheit innerhalb ± 3.48 Wörtern um das gemessene Testresultat von 80% (oder $\pm 17.5\%$, d.h. innerhalb des Bereichs von

62.5% bis 97.5%). Oben genannte Zusammenhänge bedeuten, dass mit der zunehmenden Anzahl Items die Genauigkeit eines Testergebnisses zunimmt.

Wie bereits Thornton und Raffin in ihrer Studie 1978 aufgezeigt haben, ist die Binomialverteilung von Sprachverständlichkeitstests relativ unabhängig von den Eigenschaften der Testpersonen, Hörbedingungen und der Art des Stimulus. Diese Faktoren beeinflussen jedoch die wahren Testwerte einer Testperson.

Auch wenn man versucht ist, einen Test mit weniger Items zu gestalten, welcher die gleiche Variabilität über die Testformen hat wie ein grösserer Test, ist es unwahrscheinlich dies zu erreichen, ohne grundlegende Änderungen in der Testkonstruktion und ohne damit die Binomialverteilung zu beeinflussen (Thornton and Raffin, 1978).

4.5.2. Freiburger Einsilber-Test

Der Freiburger Sprachverständlichkeitstest ist im deutschen Sprachraum der wichtigste und am häufigsten verwendete Sprachtest und besteht aus einem Zahlentest und einem Einsilber-Test. Mit Zahlen wird der Hörverlust in dB, mit Wörtern die Verständlichkeit in % geprüft. In dieser Studie wurde nur der Freiburger Einsilber-Test durchgeführt.

Im Einsilber-Test werden 20 einsilbige Worte bei einem bestimmten Pegel angeboten und der Prozentsatz richtig verstandener Worte gegen den Schallpegel (Sprachlautstärke in dB SPL) aufgetragen. Daraus ergibt sich eine Sprachverständlichkeitskurve, die für einsilbige Testworte auch als Diskriminationskurve bezeichnet wird. Im Einsilbertest wird die Sprachverständlichkeit geprüft. Normalhörende erreichen 100% Sprachverständlichkeit bei einem Schallpegel von etwa 50 dB SPL, d.h. der Diskriminationsverlust beträgt dann 0%.

In dieser Studie wurde der Einsilber-Test wie meist üblich bei einem Schallpegel von 65 dB SPL durchgeführt. Der Grund hierfür liegt darin, dass ein Normalhörender wie oben erwähnt eine hundertprozentige Sprachverständlichkeit etwa bei 50 dB SPL erreicht (deshalb macht nur eine Testung oberhalb dieses Wertes Sinn) und die normale Umgangssprache aus 1m Entfernung zudem einem Schallpegel von etwa 65 dB entspricht. (Lehnhardt E., 2001; Probst, 2008)

Der Freiburger Einsilber-Test wurde in jeder Sitzung mit jeweils 2 Listen à 20 Wörtern durchgeführt. Die Listennummer wurde nach der im Studienprotokoll zufällig ermittelten ausgewählt, um die Tests durch Lerneffekte der Patienten nicht zu verfälschen.

4.5.3. Adaptiver Oldenburger Satztest

Der Oldenburger Satztest besteht aus 20 Testlisten, die alle aus demselben Wortmaterial aufgebaut sind. Das zugehörige Störgeräusch war aus dem verwendeten Sprachmaterial als sprachsimulierendes Rauschen generiert worden. Gewertet wird in diesem Test nicht das Erfassen des Satzinhaltes, sondern das Einzelwortverstehen (Wagener K., 1999). Die angebotenen Sätze setzen sich aus 5 Einzelwörtern zusammen und ergeben gesamthaft nicht unbedingt einen „sinnbildenden“ Satz (z.B. „Britta liebt achtzehn rote Dosen“). Beim in dieser Studie verwendeten Adaptiven Oldenburger Satztest wurden die Sätze bei einem konstanten Störgeräuschpegel von 65 dB SPL angeboten. Der Schallpegel der Sätze innerhalb einer Liste wird beim adaptiven Satztest nach der Verständlichkeit variiert und so der Pegel auf eine fünfzigprozentige Verständlichkeit eingependelt. Das Testergebnis wird in dB SPL über oder unter dem Störgeräuschpegel angegeben.

Die verschiedenen Programme wurden in dieser Studie während der Testsitzungen jeweils mittels zwei Listen des adaptiven Oldenburger Satztests getestet. Die Listennummer wurde nach der im Studienprotokoll zufällig ermittelten ausgewählt, um die Tests durch Lerneffekte der Patienten nicht zu verfälschen.

4.6. Untersuchung des Hörnervs

4.6.1. Auto NRT (Neural Response Telemetry)

4.6.1.1. Beschreibung der NRT-Messmethodik

NRT-Messungen sind ein einfacher Weg, um Nervenantworten aufzuzeichnen (Dillier *et al.*, 2002). Dabei wird ein vom NRT-Programm eines PC ausgewähltes elektrisches Reizsignal an eine ausgewählte Implantat-Elektrode gesendet und an die Hörnervenfasern im Innenohr weitergeleitet. Die resultierende Antwort des Ganglion spirale wird von einer anderen Elektrode in der Nähe abgeleitet, die Reizantwort verstärkt, codiert und über die Sendeeinheit an den Sprachprozessor zurückgeschickt. Die entsprechenden neuronalen Antworten können am Bildschirm des PC dargestellt und ausgewertet werden. Alle 22 Elektroden des Nucleus CI können einzeln gemessen werden. Der ganze Ablauf wird mehrmals wiederholt, um ein Profil der Reaktion der Hörnervenfasern an verschiedenen Stellen des Elektrodenträgers zu erhalten (van Dijk *et al.*, 2007). Die Amplitude und Form der Kurve sind abhängig von den Reiz- und Messbedingungen sowie vom Bestand an Ganglienzellen (Cafarelli Dees *et al.*, 2005).

NRT-Messungen unterstützen Kliniker bei der Wahl und Optimierung initialer Programmparameter des CI. Informationen der NRT dienen dem Audiologen oder Chirurgen zudem als Funktionsüberprüfung. Sie geben die Sicherheit, dass mit dem CI wirklich die Hörnervfasern im Innenohr stimuliert werden. Dieser nicht-invasive, objektive Test ist schneller und einfacher durchzuführen als andere Standardmethoden und erfordert keine Sedation (Lehnhardt E., 2001).

4.6.1.2. AutoNRT in dieser Studie

Das neurale Summenaktionspotential in der NRT steigt bei zunehmender Reizstärke und korrespondiert mit der subjektiven Lautheitsempfindung. Aus den NRT-Kurven bei verschiedenen Reizstärken kann eine NRT-Schwelle extrapoliert werden, diese liegt meist in der Mitte zwischen dem T- („threshold“) und C- („comfort“) Level (Lehnhardt E., 2001; Lai *et al.*, 2004) Auto NRT aller 22 funktionellen Elektroden wurden in dieser Studie durchgeführt um zu sehen, ob eine Korrelation mit den T- und C-Profilen besteht.

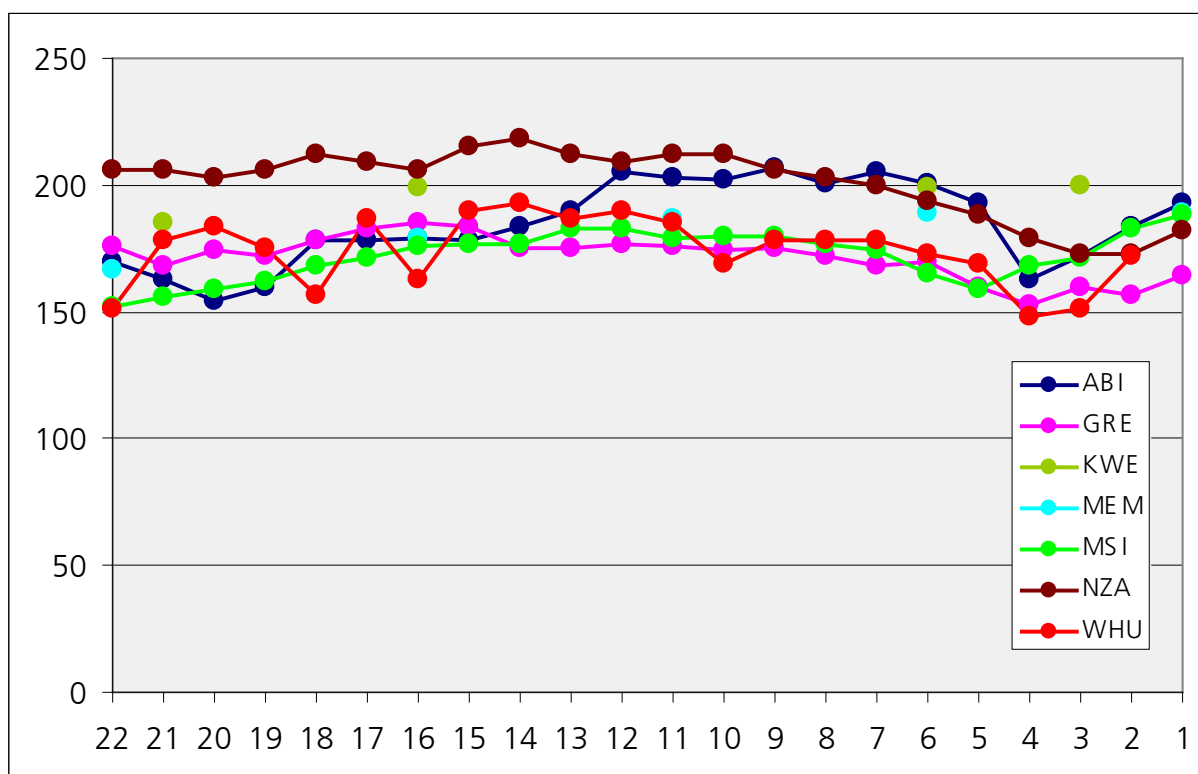


Abb. 3. NRT-Profil aller Testpersonen (x-Achse: Elektrode, y-Achse: Stimulationsamplitude (μV))

4.6.2. SOE (spread of excitation)

4.6.2.1. Erklärungen zu SOE

Die Verteilung des elektrischen Feldes innerhalb der Cochlea kann mit NRT-Messungen untersucht werden. Wird bei einem Stimulus auf einer fixierten Elektrode der Masker von Elektrode zu Elektrode verschoben, ergibt sich eine Glockenkurve für die Feldverteilung. Diese so genannte Spread Of Excitation (SOE) kann mit einer Halbwertsbreite charakterisiert werden (Abbas P. *et al.*, 2004).

4.6.2.2. SOE in dieser Studie

SOE (spread of excitation) mit Elektroden in tiefen und hohen Frequenzbereichen wurde durchgeführt, um zu sehen, ob eine Korrelation mit der Flankensteilheit des Maskierungsfilters besteht. Cohen et al konnte zeigen, dass die SOE-Messungen der evozierten, assoziierten Aktionspotentiale mit der wahrgenommenen Vorwärts-Maskierung korrelieren (Cohen, 2004). Die Vorwärts-Maskierungsfunktion, welche bei MP3000 angewendet wird, um überflüssige Stimuli zu reduzieren, ist aktuell nicht direkt an die individuellen SOE-Messungen der Patienten angepasst. In unserer Studie waren zur Durchführung der Sprachtests 3 Einstellungen des Maskierungsfilters vorgegeben, nämlich 50/37, 40/30 und 20/15 dB/Bark. Während der Studie wurden die SOE-Daten von 3 verschiedenen Orten des intracochleären Elektrodenstrahlers für jeden Patienten gemessen, um Hinweise zu erhalten bezüglich einer allfälligen individuellen Anpassung der MP3000-Maps in Zukunft.

Aus den Resultaten der SOE-Messung ist kein direkter Zusammenhang zwischen der SOE und der gewählten Slope-Einstellung (Flankensteilheit des Maskierungsfilters) zu erkennen. Die Streuung bei der SOE-Messung ist abhängig vom Stimulationslevel, die SOE-Kurven verlaufen jedoch bei allen Testpersonen ähnlich (sowohl bei Testpersonen mit der Slope-Einstellung 50/37 sowie mit 40/30 dB/Bark). Die Abbildungen 4-7 zeigen die SOE-Messung der einzelnen Testpersonen. In den Abbildungen 8-10 ist die Bandbreite der Streuung der einzelnen Elektroden in Abhängigkeit vom Stimulationslevel dargestellt, dabei zeigt sich ein linearer Anstieg der Streuung bei ansteigendem Stimulationslevel.

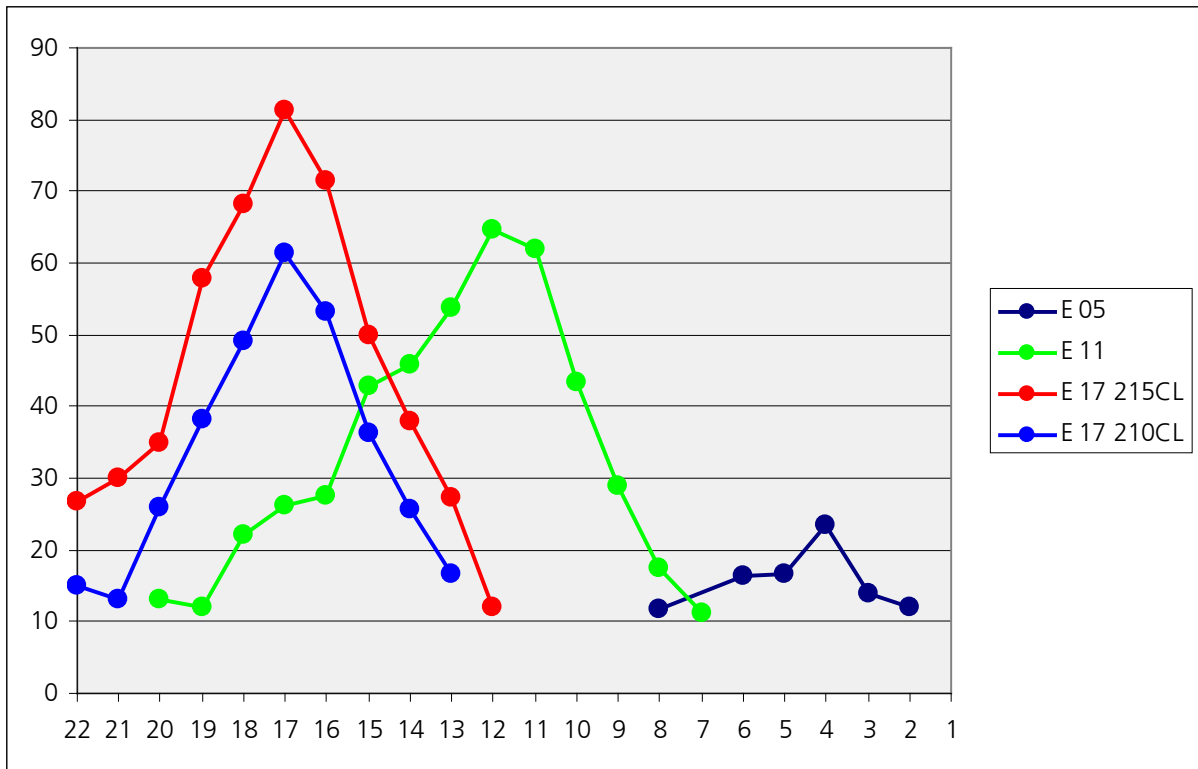


Abb. 4. SOE-Daten ABI (x-Achse: Masker-Elektrode, y-Achse: Stimulationsamplitude (µV))

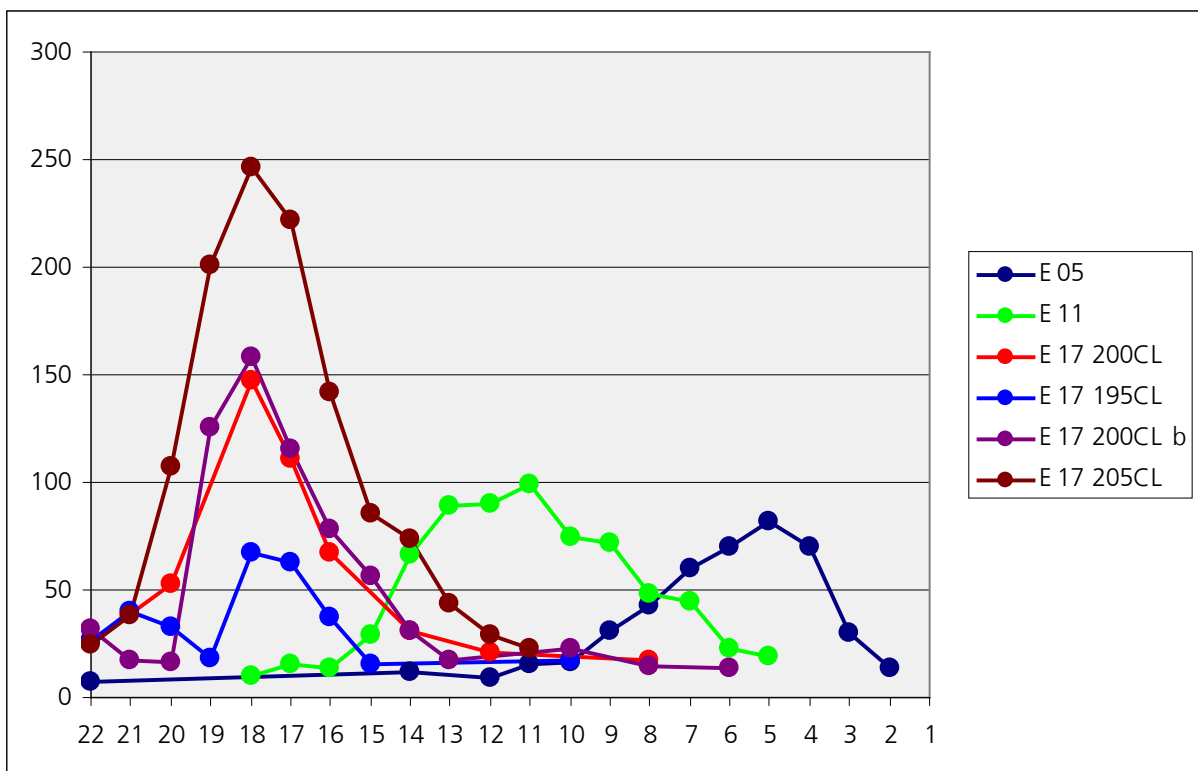


Abb. 5. SOE-Daten GRE

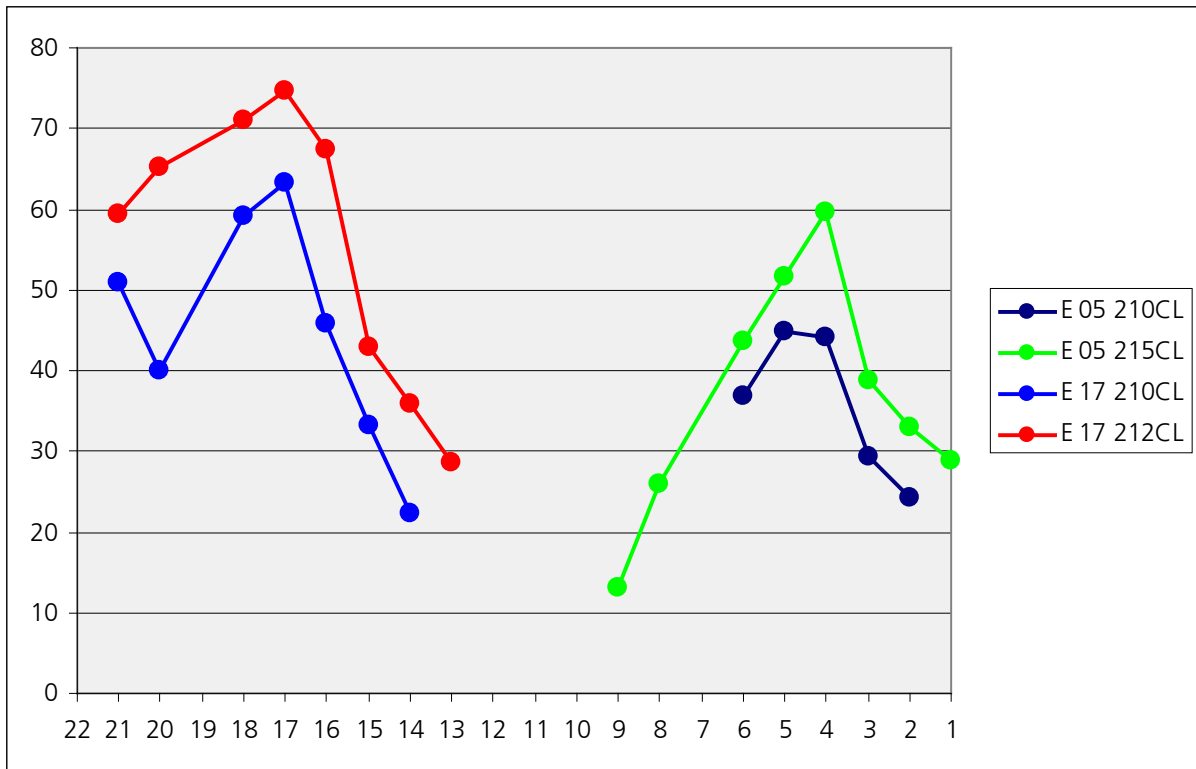


Abb. 6. SOE-Daten KWE

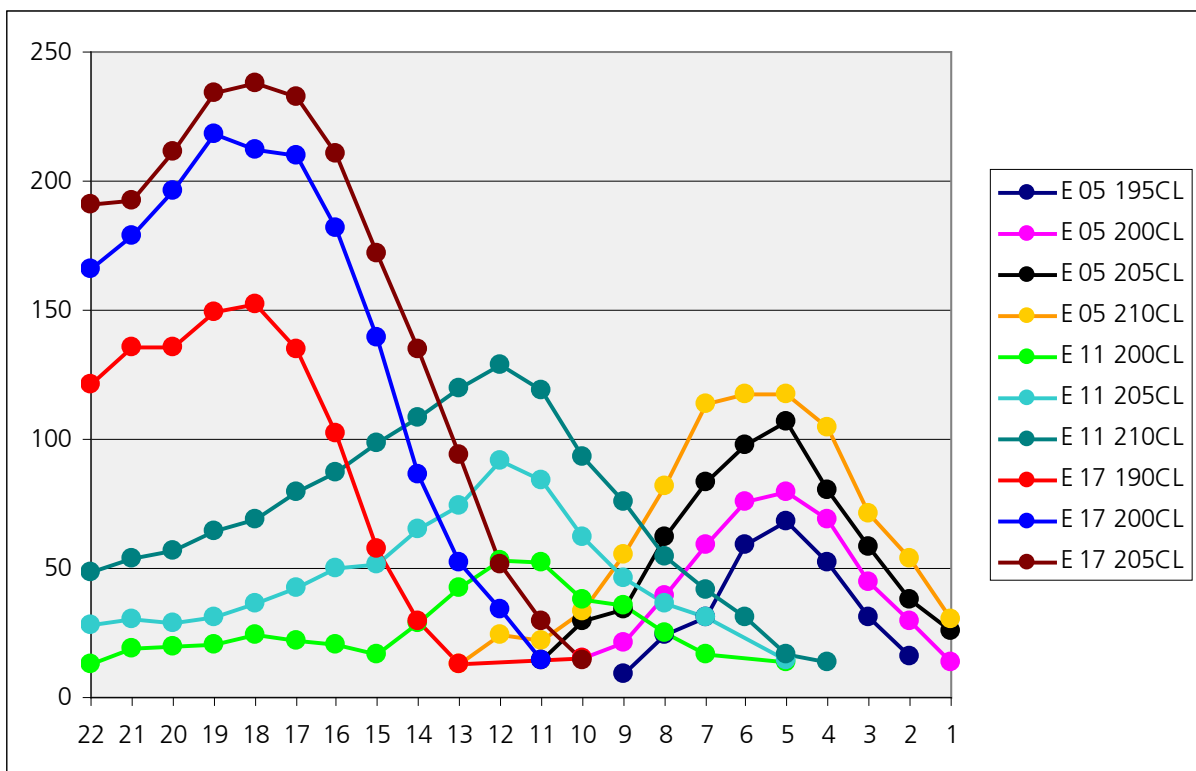


Abb. 7. SOE-Daten MSI

Die Abbildungen 8-10 zeigen die Bandbreite der Streuung an drei verschiedenen Stellen entlang des Elektrodenträgers (Elektrode 5, 11 und 17), wobei diese simultan zum Stimulationslevel ansteigt.

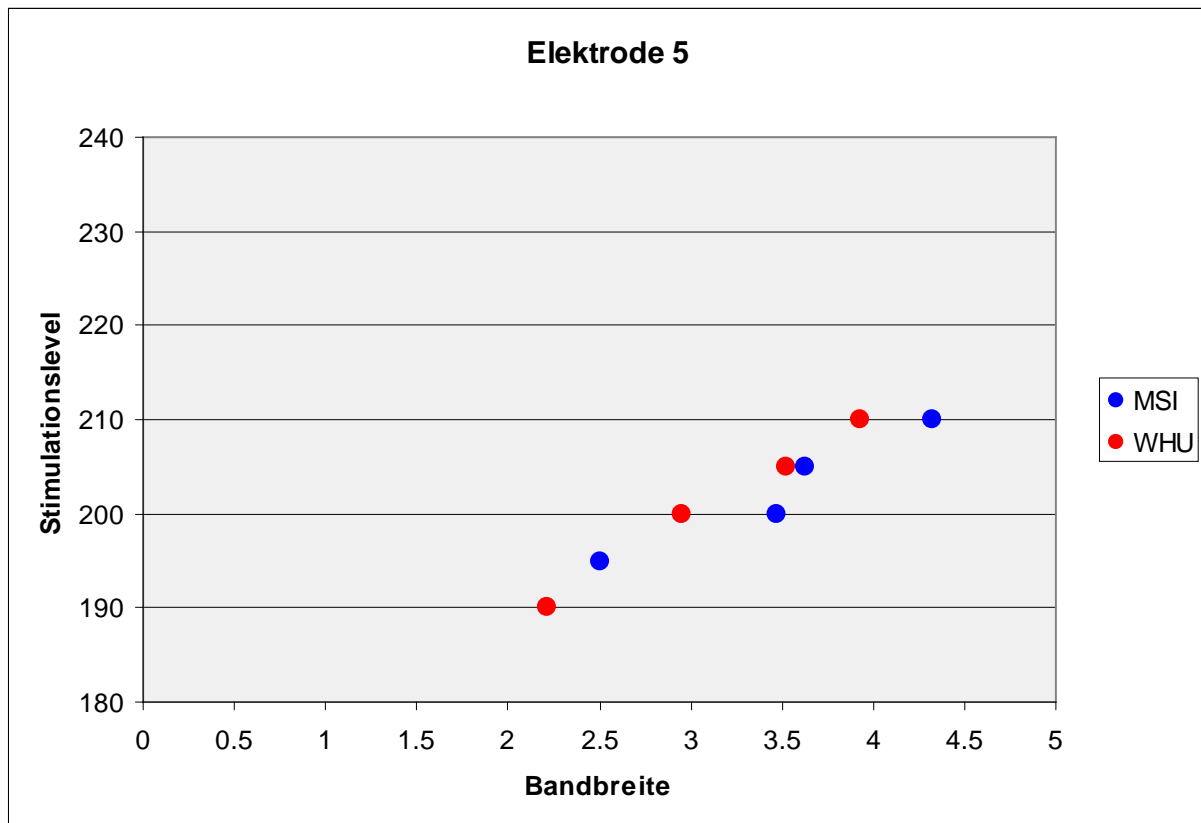


Abb. 8. Bandbreite der Streuung bei Stimulation der Elektrode 5 bei verschiedenen Stimulationsleveln für Patienten MSI und WHU

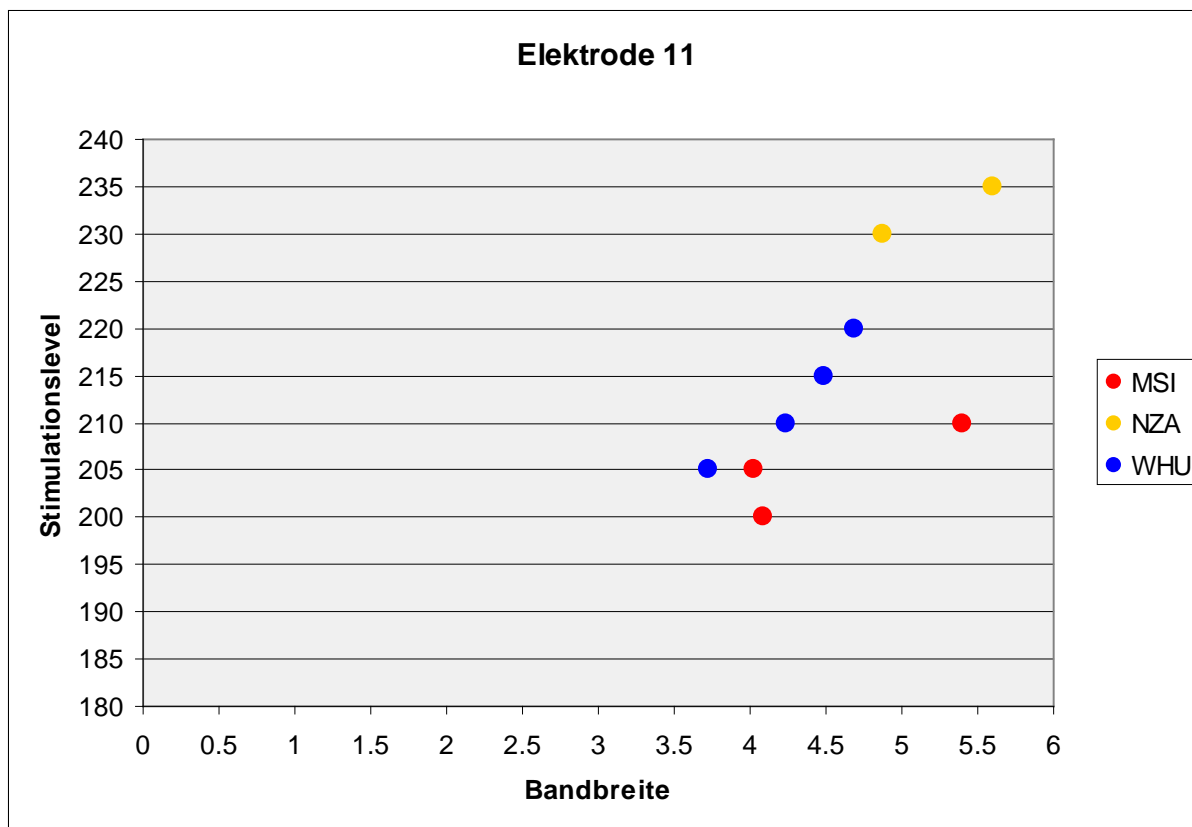


Abb. 9. Bandbreite der Streuung bei Stimulation der Elektrode 11 bei verschiedenen Stimulationsleveln für Patienten MSI, NZA und WHU

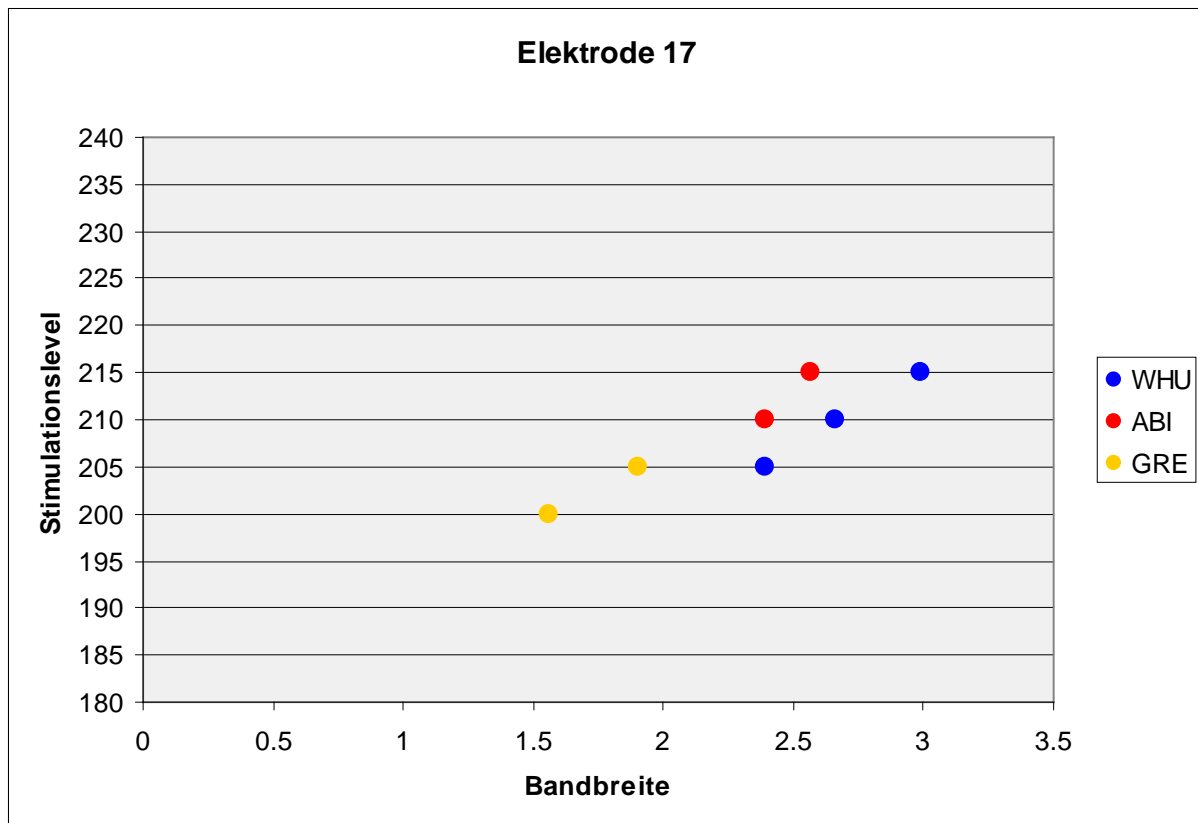


Abb. 10. Bandbreite der Streuung bei Stimulation der Elektrode 17 bei verschiedenen Stimulationsleveln für Patienten WHU, ABI und GRE

4.7. Musiktests

Nach Abschluss der 14-wöchigen Testphase mit MP3000 und ACE wurde ein kurzer Musik-Testzyklus mit beiden Sprachcodierungsstrategien durchgeführt. Zu diesem Zeitpunkt hatten alle Patienten ein optimiertes MP3000-Programm und waren durch das regelmässige Wechseln der beiden Sprachcodierungsstrategien (MP3000 und ACE) an beide gleichmässig angewöhnt.

Jede Testreihe beinhaltete jeweils zwei Tonreihen-Erkennungstests, einen Instrumenten-Erkennungstest und einen subjektiven Musikqualitätstest, geprüft jeweils nacheinander mit beiden Sprachcodierungsstrategien.

4.7.1 Tonreihen-Erkennungstest

Beim Tonreihen-Erkennungstest wurden jeweils 60 Tonreihen à 5 Töne in verschiedenen Tonlagen und verschiedenen Tonabständen über den Lautsprecher angeboten. Um den Test etwas zu vereinfachen und die Testpersonen durch eine zu grosse Anzahl von Tonreihen-Piktogrammen nicht zu verwirren, wurden nur 5 mögliche Tonreihen-Verläufe verwendet.

Die Tonreihen waren entweder gleich bleibend (flach), ansteigend, abfallend oder ansteigend-abfallend und abfallend-ansteigend. Die Patienten konnten jeweils auf einem Touch-Screen die gehörte Tonreihenfolge aus 5 präsentierten Piktogrammen auswählen. Die Tonreihen wurden in verschiedenen Oktaven und mit verschiedenen Tonabständen angeboten. Der ganze Test wurde mit beiden Sprachcodierungsstrategien jeweils zweimal durchgeführt.

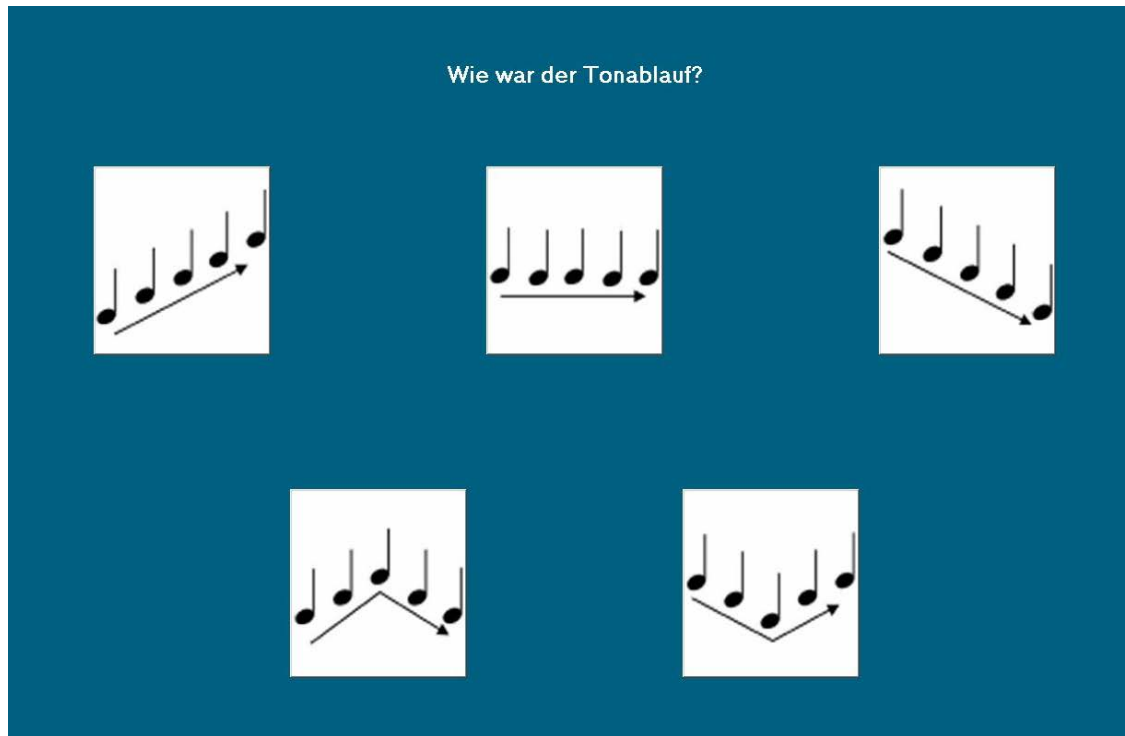


Abb. 11. Piktogramm Tonreihen

4.7.2 Instrumenten-Erkennungstest

Beim Instrumenten-Erkennungstest wurde jeweils die gleiche Kurzmelodie von verschiedenen Instrumenten gespielt über den Lautsprecher angeboten. Diese Kurzmelodien wurden wie die Tonreihen auch in verschiedenen Tonlagen abgespielt. Die Patienten konnten über einen Touch-Screen aus 8 verschiedenen Instrumenten-Piktogrammen auswählen, und zwar aus folgenden Instrumenten: Trompete, Posaune, Querflöte, Klarinette, Violine, Cello, Gitarre und Klavier. Jeder Test beinhaltete 32 Kurzmelodien, und zwar je vier für jedes Instrument in verschiedenen Tonlagen.

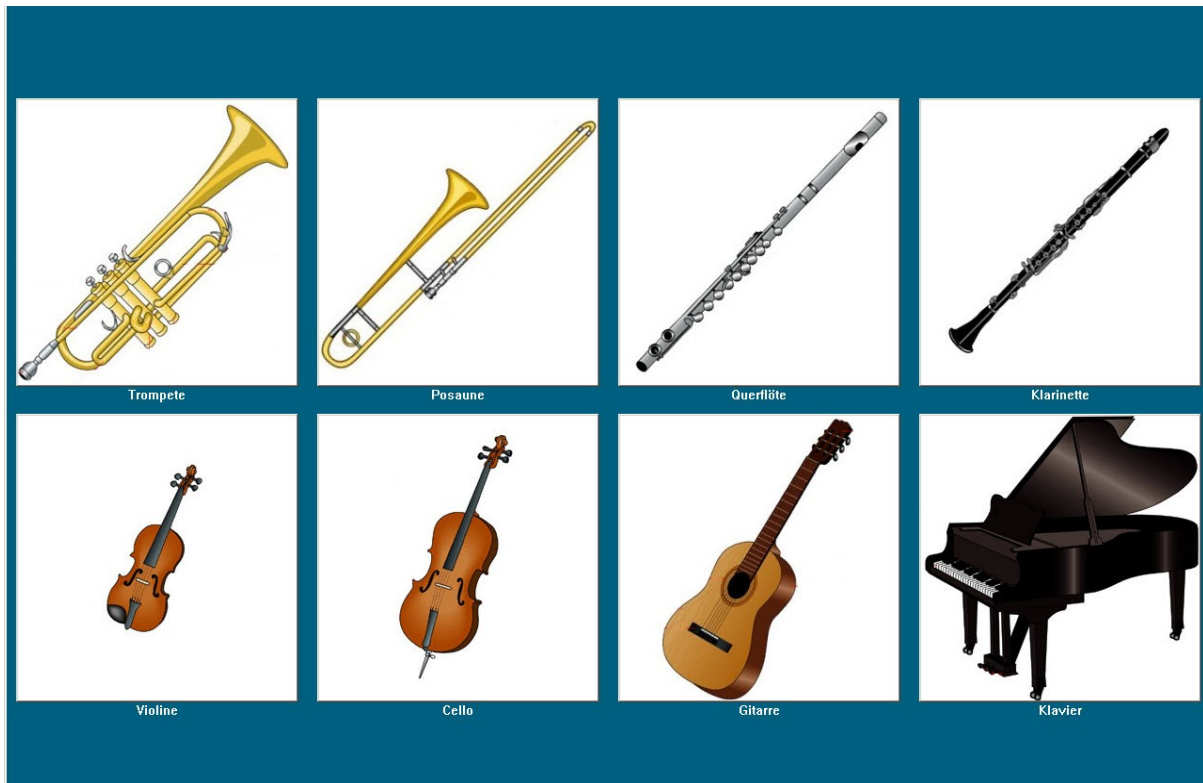


Abb. 12. Piktogramme Instrumente

4.7.3 Musikqualitäts-Test

Beim subjektiven Musikqualitäts-Test wurden jeweils fünf verschiedene Musikstücke aus der Sparte Klassik, Pop, Jazz, Filmmusik und Gesang abgespielt. Die Patienten konnten diese Musikstücke über einen Touch-Screen nach Punkten bewerten. Gefragt wurde nach Natürlichkeit (mechanischer oder natürlicher Klang), Klarheit (klar oder unklar), Einfachheit (einfach oder schwierig zu folgen) des Musikstücks, sowie ob das Stück wie Musik klingt (klingt wie Musik oder klingt nicht wie Musik) und wie angenehm (angenehm oder unangenehm) der Klang (die Melodie) war. Für jedes Stück konnten Punkte von eins bis sechs vergeben werden, wobei ein höherer Wert eine bessere subjektive Musikqualität bedeutet.

Sie hören Pop-Musik. Bitte beurteilen Sie deren Qualität:

(1)

Klingt nicht wie Musik Klingt wie Musik

(2)

Unangenehm Angenehm

(3)

Mechanisch Natürlich

(4)

Unklar Klar

(5)

Schwierig zu folgen Einfach zu folgen

Abb. 13. Touch-Screen Musikqualitätstest

5. RESULTATE

5.1. Allgemeines zu den Resultaten

Diese Studie untersuchte die neue Sprachcodierungsstrategie MP3000 vergleichend zu ACE bei insgesamt 5 Benutzern des Freedom-Sprachprozessors. Die Anzahl untersuchter Testpersonen war sehr klein und eine statistische Auswertung der Resultate somit nur bedingt möglich. Da es sich um eine multizentrische Studie handelt, kamen in der Gesamtstudie jedoch Daten von insgesamt 209 Testpersonen aus 9 verschiedenen europäischen Ländern zusammen.

5.2 Optimierungsphase

Während der Optimierungsphase wurden den Testpersonen in der ersten Sitzung MP3000-Maps mit drei verschiedenen Maxima für 4 Wochen auf den Sprachprozessor geladen. Die Testpersonen konnten somit zwischen drei MP3000-Maps mit 4, 5 oder 6 Maxima wechseln und diese während 4 Wochen vergleichend testen. Während der zweiten Testsitzung wurde die Hörqualität mit den drei MP3000-Maps getestet und die Testpersonen konnten die bevorzugte Map auswählen. Die beste Hörqualität in den Sprachtests korrelierte in der Regel mit der von der Testperson bevorzugten Map. Wenn diese nicht übereinstimmte, wurde die von der Testperson gewählte Map programmiert. Von den insgesamt 7 Testpersonen schied 1 Person bereits vor der zweiten Sitzung aus, da sie sich an die neue MP3000-Sprachcodierungsstrategie nicht genügend gewöhnen konnte. Von den übrigen 6 Testpersonen wählten 3 Personen die Map mit 6 Maxima, 2 wählten eine Map mit 8 Maxima und 1 Testperson wählte eine Map mit 5 Maxima aus.

In der zweiten Sitzung wurde die Anzahl Maxima der bevorzugten Map benutzt, um drei neue Maps mit verschiedener Slope-Einstellung (Flankensteilheit des Maskierungsfilters) zu kreieren. Die Testpersonen konnten somit während weiterer 4 Wochen drei verschiedene MP3000-Maps mit verschiedener Slope-Einstellung (50/37, 40/30 und 20/15) vergleichend testen. In der dritten Sitzung wurde die Hörqualität mit den 3 Maps getestet und die Testpersonen konnten die bevorzugte Map auswählen. Von den 6 noch verbleibenden Testpersonen wählten 4 die Slope-Einstellung 50/37 und 2 die Slope-Einstellung 40/30. Die Map mit der Slope-Einstellung 20/15 wurde von keiner Testperson ausgewählt.

Tabelle 3 zeigt die Einstellungen (Anzahl Maxima, Slope-Einstellung) der jeweils ausgewählten MP3000-Map am Ende der Optimierungsphase.

Testperson	MP3000-Map am Ende der Optimierungsphase	
	Anzahl Maxima	Slope-Einstellung
WHU	8	50/37
MEM	8	50/37
ABI	6	50/37
KWE	6	40/30
GRE	6	40/30
MSI	5	50/37
NZA	ausgeschieden	ausgeschieden

Tab. 3. Ausgewählte MP3000-Map am Ende der Optimierungsphase

5.3 Hörqualität

Sowohl mit der Standard ACE- als auch mit der neuen MP3000-Sprachcodierungsstrategie war die Sprache für alle Patienten gut verständlich. Es zeigte sich trotzdem eine individuell unterschiedlich variierende Abweichung zwischen der subjektiven Hörqualität und den Resultaten der Sprachtests.

Die bei MP3000 reduzierte Stimulation führte zu einer insgesamt verminderten Lautstärke, was durch Erhöhung des Stimulationslevels kompensiert werden musste. Nach dieser Anpassung berichteten die CI-Benutzer im Allgemeinen, dass MP3000 im Vergleich zu ihrer Standard ACE-Sprachcodierungsstrategie relativ hallende und klingende Töne produziert. Dies erklärt sich wahrscheinlich damit, dass sich die Stimulation von einer mehr gebündelten Stimulation mit ACE zu einer weniger dichten Stimulation bei MP3000 ändert. Da 2 Testpersonen diese für sie extrem hallende und klingende Tonqualität nicht akzeptieren konnten, erhielten sie angepasste MP3000-Maps mit 7 bis 8 Maxima anstatt der im Studienprotokoll vorgesehenen 4 bis 6.

Es zeigte sich zudem eine individuell sehr verschiedene Anpassungsfähigkeit der 7 Testpersonen an die neuen MP3000-Maps. Während 2 Testpersonen zu Beginn keinen grossen Unterschied zwischen ihrer Standard ACE-Sprachcodierungsstrategie und der neuen MP3000-Maps feststellen konnten, war es für 3 Testpersonen möglich, sich innerhalb von einigen Stunden bis wenigen Tagen an die veränderte Hörqualität zu gewöhnen. 2 Testpersonen konnten sich auch nach mehreren Tagen bis Wochen nicht an die veränderte, für sie subjektiv verschlechterte Hörqualität gewöhnen und schieden somit im weiteren Verlauf aus der klinischen Studie aus. Die eine Testperson schied bereits nach der ersten Sitzung aus der Studie aus, die andere Testperson brach den Testzyklus nach der dritten Sitzung ab. Der gesamte Testzyklus wurde also mit insgesamt 5 Testpersonen durchgeführt.

5.4 Sprachtests

5.4.1. Allgemeines zu den Sprachtests

Im Verlaufe einer Testreihe zeigte sich in den Sprachtests meist eine Verbesserung der Sprachverständlichkeit, wahrscheinlich durch „Einhören“ der Patienten mit dem jeweils getesteten Sprachcodierungsprogramm sowie durch zunehmende Vertrautheit mit den Sprachtests. Dieser Angewöhnungseffekt äusserte sich in meist besseren Testresultaten in der zweiten Testliste. Um eine Verfälschung der Testresultate durch solche übungsbedingten Verbesserungen der Sprachverständlichkeit möglichst zu vermeiden, wurde vor den eigentlichen Tests immer auch ein Training mit einer Übungsliste durchgeführt.

5.4.2. Freiburger Einsilber-Test

Alle Patienten erreichten im Freiburger Einsilber-Test sowohl mit ihrer Standard ACE-Sprachcodierungsstrategie als auch mit der MP3000-Sprachcodierungsstrategie mehr als 50% richtig erkannter Worte und erfüllten somit die Testvorgabe. Wie oben bereits erwähnt, war das Ergebnis während einer Testphase mit der zweiten Liste in der Regel etwas besser, erklärbar durch die Angewöhnung an den Testablauf sowie erhöhte Aufmerksamkeit.

Während der ersten beiden Testsitzungen (Visit 1 und 2) wurden wie im Kapitel 3.4. beschrieben einzelne Parameter der MP3000-Sprachcodierungsstrategie noch weiter angepasst (Anzahl Maxima und die Flankensteilheit des Maskierungsfilters). Nach Abschluss dieser Optimierungsphase wurden die Testpersonen während der nächsten 4 Testsitzungen (Visit 3 bis 6) jeweils mit demselben, optimierten Programm (mit denselben Parametereinstellungen) getestet. Die im Weiteren dargestellten Resultate beinhalten deshalb nur Werte aus Testsitzung 3 bis 6 mit konstanten Programm-Einstellungen und

Testbedingungen, die Resultate aus der Optimierungsphase (Visit 1 und 2) wurden nicht in die Auswertung miteinbezogen.

Abbildung 14 zeigt die Resultate des Freiburger Einsilber-Tests, und zwar die Durchschnittswerte aus der Testliste 1 und 2 mit jeweils 20 Worten (durchgeführt während Testsitzung 4 und 6 für ACE und während Testsitzung 3 und 5 für MP3000) für jede einzelne Testperson sowie die Durchschnittswerte aller Testpersonen zusammen. Die Resultate zeigen also den Durchschnittswert aus insgesamt 4 Testlisten (oder 80 Wörtern) für beide Sprachcodierungsstrategien. Der Minimalwert der einzelnen Testpersonen lag für ACE bei 75% richtig erkannter Wörter, der Maximalwert bei 95% Worterkennung. Für MP3000 lag der Minimalwert bei 72.5% richtig erkannter Wörter bei einem Maximalwert von 93.75%. Alle Testpersonen erreichten mit ACE und MP3000 sehr ähnliche Resultate, die grösste Differenz lag bei 2.5% (MSI). Der Durchschnittswert aller Testpersonen beträgt für ACE 86.75% und für MP3000 86.25%, die Differenz war mit 0.5% somit ebenfalls klein.

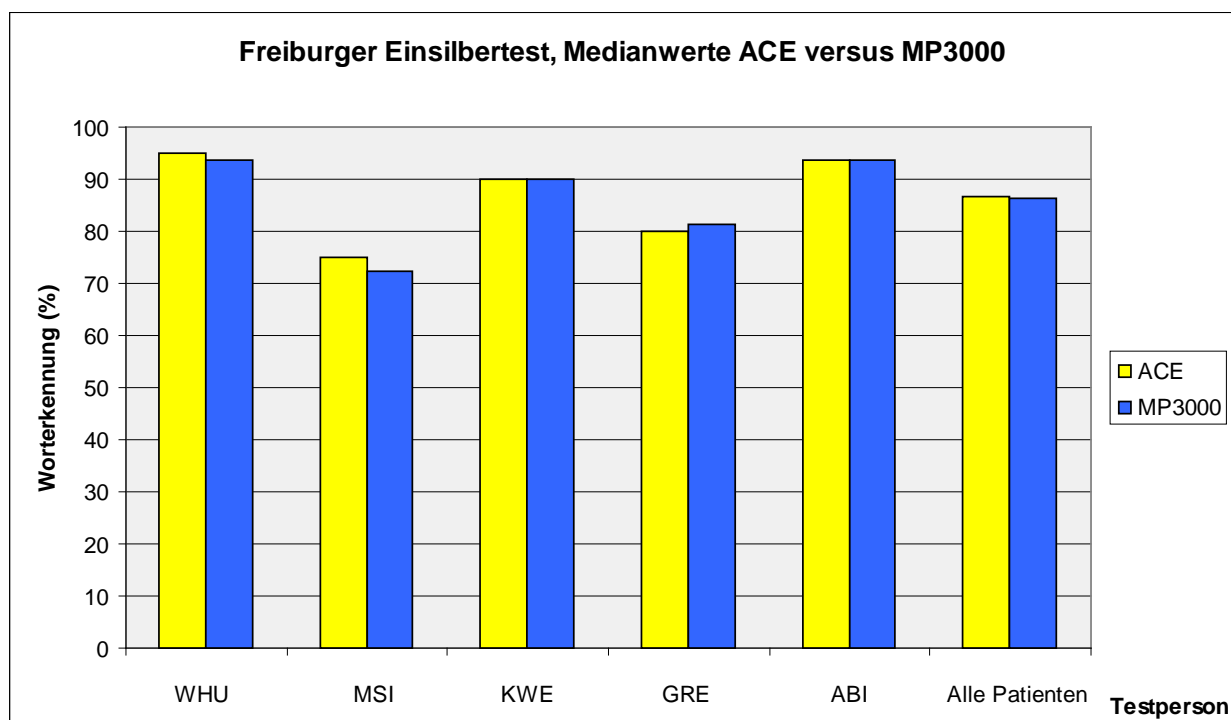


Abb. 14. Medianwerte Freiburger Einsilber-Test aus Sitzung 3 bis 6, einzelne Testpersonen sowie Durchschnittswert aller Testpersonen ACE im Vergleich zu MP3000

5.4.3. Adaptiver Oldenburger Satztest

Die Testpersonen erreichten im Allgemeinen eine 50%ige Verständlichkeit bei einer angebotenen Lautstärke, welche unter dem Störgeräuschpegel lag, und zwar sowohl mit ihrer Standard ACE-Sprachcodierungsstrategie als auch mit der MP3000-Sprachcodierungsstrategie.

Abbildung 15 zeigt die Resultate des Oldenburger Satztests für ACE und MP3000 der 5 Testpersonen im Verlaufe des gesamten Testzyklus. Die grössten Schwankungen sieht man während der Optimierungsphase der Sprachcodierungsstrategien in Testsitzung 1 und 2, ab Testsitzung 3 verlaufen die Kurven bei nur geringer Schwankung der Testresultate relativ konstant. Abgesehen von einer Testperson (GRE) erreichten zudem alle Testpersonen ab Sitzung 3 eine 50%ige Verständlichkeit bei einer Lautstärke unterhalb des Störgeräusches.

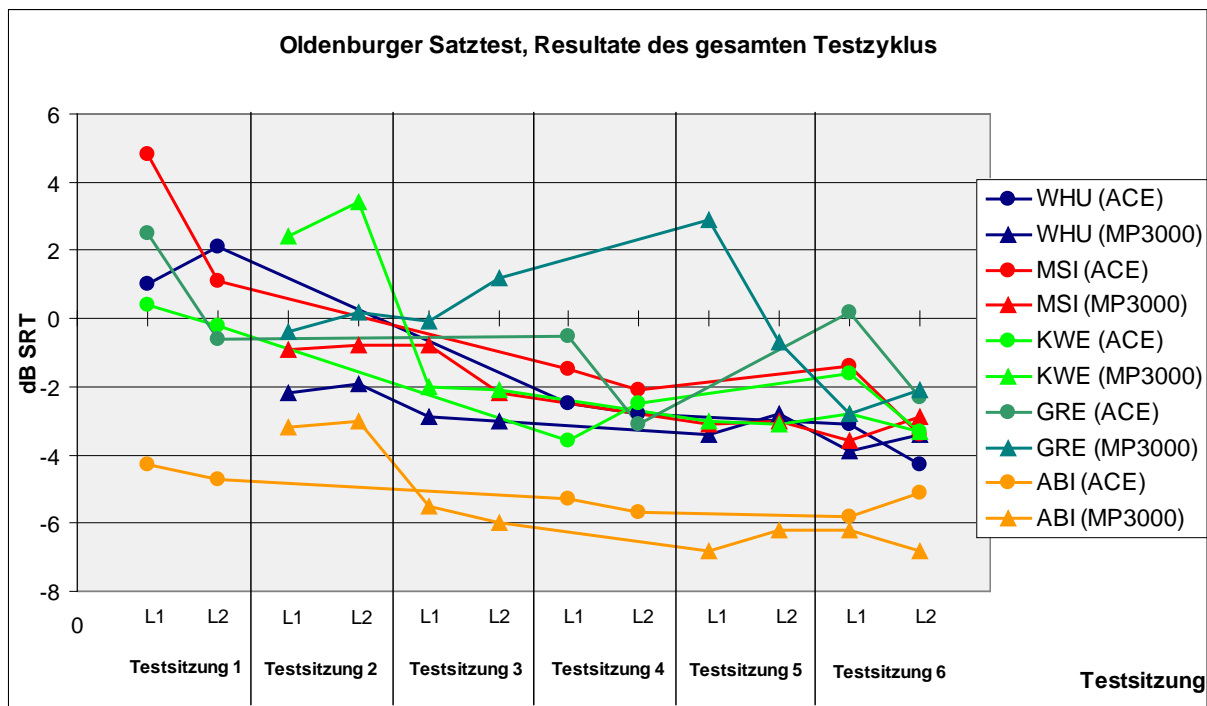


Abb. 15. Resultate Adaptiver Oldenburger Satztest gesamter Testzyklus, L1 = Testliste 1, L2 = Testliste 2

Für die Auswertung der Testresultate des adaptiven Oldenburger-Satztests wurden nur Werte der Testsitzung 3 bis 6 verwendet, da während der ersten beiden Sitzung wie oben erwähnt die MP3000-Sprachcodierungsstrategie noch weiter optimiert wurde.

Abbildung 16 zeigt die Testresultate des adaptiven Oldenburger-Satztests, und zwar die Durchschnittswerte der Testliste 1 und 2 (durchgeführt während Testsitzung 4 und 6 für ACE und während Testsitzung 3, 5 und 6 für MP3000) jeder einzelnen Testperson sowie die Durchschnittswerte aller Testpersonen. Die Testresultate der Testpersonen variierten von -1.43 dB SRT (speech reception threshold) bis -5.48 dB SRT für ACE sowie von -0.27 dB SRT bis -6.25 dB SRT für MP3000. Die Testresultate von ACE und MP3000 zeigten jedoch keine grossen Unterschiede bei den einzelnen Testpersonen, die grösste Differenz lag bei 1.16 dB SRT (-1.43 und -0.27 bei GRE). Der Durchschnittswert aller Testpersonen lag bei -2.99 dB SRT für ACE und bei -3.01 dB SRT für MP3000, die Differenz war mit 0.02 dB SRT ebenfalls vernachlässigbar klein.

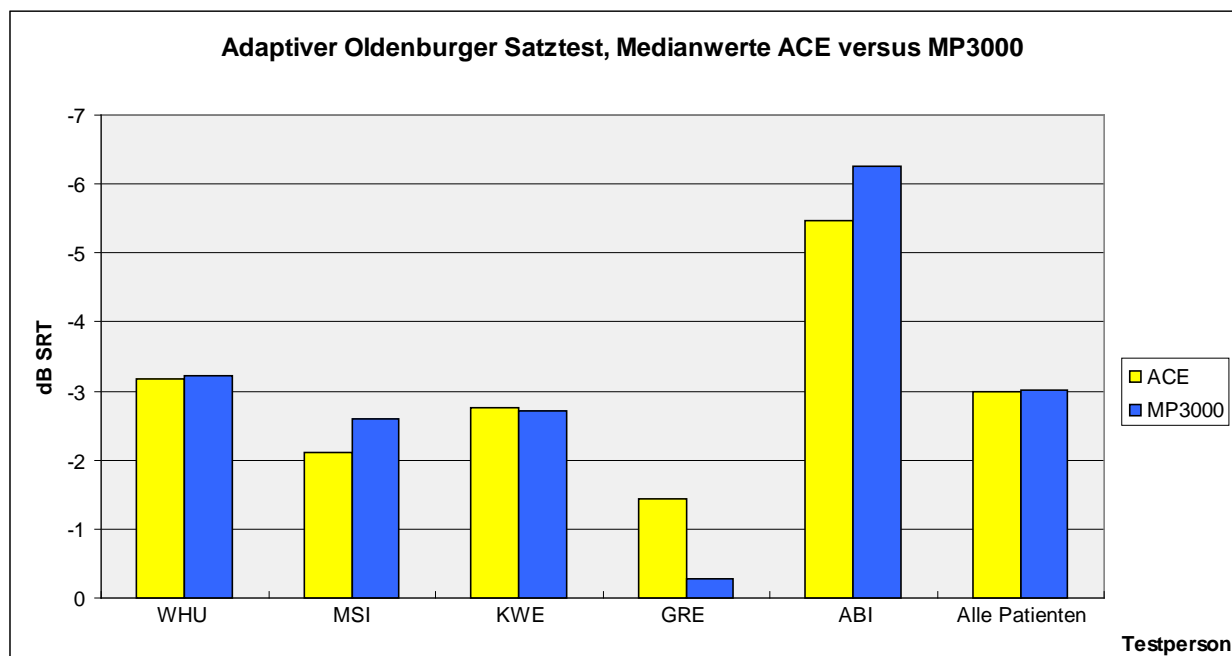


Abb. 16. Medianwerte Adaptiver Oldenburger Satztest aus Sitzung 3 bis 6, einzelne Testpersonen sowie Durchschnittswert aller Testpersonen ACE im Vergleich zu MP3000

5.5 Musiktests

5.5.1. Tonreihen-Erkennungstest

Alle Patienten erreichten im Tonreihen-Erkennungstest problemlos mehr als 50%. Da der gesamte Testablauf mit 9 Tonreihen-Piktogrammen (flach, ansteigend, abfallend, ansteigend-abfallend, abfallend-ansteigend, ansteigend-flach, abfallend-flach, flach-ansteigend, flach-abfallend) für die Patienten sehr schwierig war und die Resultate durch Verwirrung bei zu vielen Auswahlmöglichkeiten verfälscht wurden, beschränkten wir uns beim Tonreihen-Erkennungstest zur Vereinfachung auf 5 mögliche Tonreihen. Es standen somit insgesamt 5

Tonreihen-Piktogramme zur Verfügung (flach, ansteigend, abfallend, ansteigend-abfallend, abfallend-ansteigend).

Abbildung 17 zeigt die Testresultate des Tonreihen-Erkennungstests. Die prozentuale Tonreihenerkennung der einzelnen Testpersonen beinhaltete jeweils 2 Tests à 60 Tonreihen für beide Sprachcodierungsstrategien (ACE und MP3000). Das schlechteste Resultat lag für ACE bei 70% (GRE) und das beste Resultat bei 86.65% (MSI), für MP3000 bei 68.3% (GRE) und 96.7% (MSI). Innerhalb der Resultate der einzelnen Testpersonen war die Schwankung relativ klein. Die grösste Schwankung lag bei MSI mit 10.05% zu Gunsten von MP3000, die kleinste Differenz zwischen ACE und MP3000 hatte GRE mit 1.7%. Im Durchschnitt aller Testpersonen zeigte sich ebenfalls kein grosser Unterschied, die Differenz lag bei 2.5% zu Gunsten von ACE mit 81.3% (MP3000 mit 78.8%).

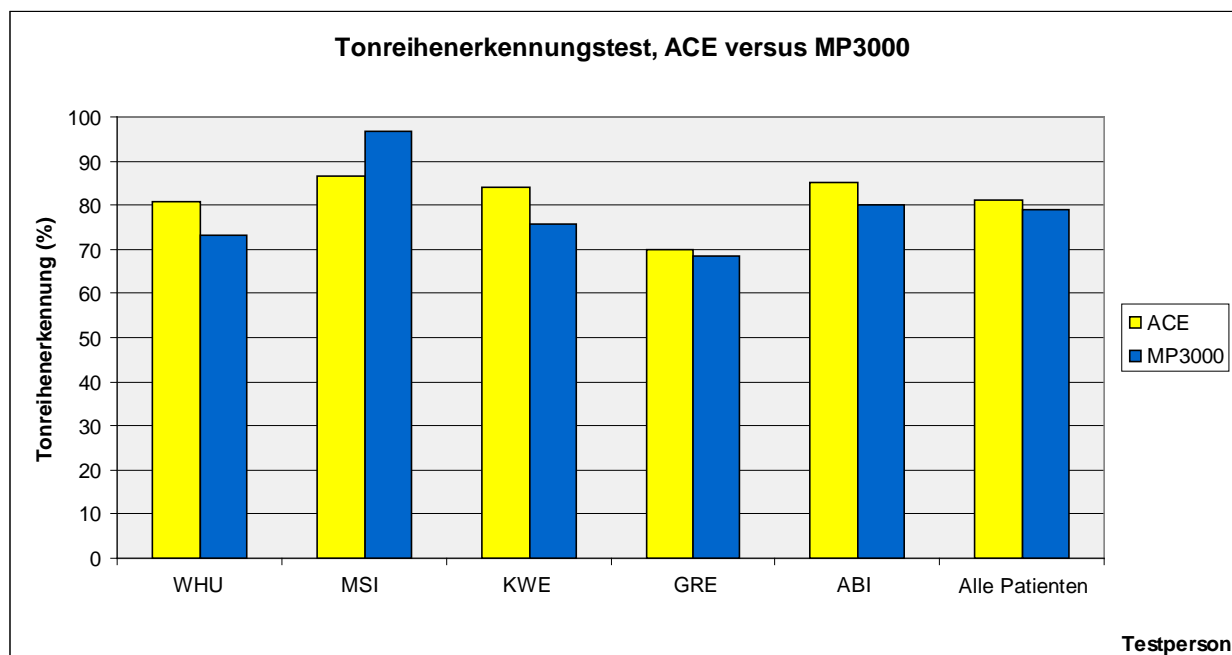


Abb. 17. Medianwerte Tonreihen-Erkennungstest, einzelne Testpersonen sowie Durchschnittswert aller Testpersonen ACE im Vergleich zu MP3000

Wenn man die Resultate differenziert nach den möglichen Tonreihenverläufen betrachtete, zeigte sich, dass die Testpersonen im Durchschnitt wie erwartet am wenigsten Mühe mit der Erkennung der flach verlaufenden Tonreihe hatten. Ansteigende und abfallende Tonreihen waren für die Testpersonen etwa gleich schwierig zu erkennen, am schwierigsten waren ansteigend-abfallende und abfallend-ansteigende Tonreihen.

In Abbildung 18 sind die Durchschnittswerte aller Testpersonen gegliedert in die fünf möglichen Tonreihenverläufe dargestellt. Wie oben erwähnt war das Resultat der flachen Tonreihen mit 97.5% richtiger Erkennung mit beiden Sprachcodierungsprogrammen am besten. Etwas schwieriger war die Erkennung ansteigender und abfallender Tonreihen, die Resultate sind jedoch für ACE und MP3000 vergleichbar. Ansteigende Tonreihen wurden mit ACE in 82.5% richtig erkannt, mit MP3000 in 80%. Abfallende Tonreihen erkannten die Testpersonen mit ACE in 85% richtig, für MP3000 lag das Resultat bei 86.7%. Am schwierigsten waren wie erwähnt ansteigend-abfallende und abfallend-ansteigende Tonreihenverläufe, die Resultate zeigten jedoch ebenfalls keinen relevanten Unterschied zu Gunsten einer der beiden Sprachcodierungsstrategien. Mit ACE erkannten die Testpersonen ansteigend-abfallende Tonreihen in 74.2% richtig, mit MP3000 in 64.2%. Abfallend-ansteigende Tonreihen wurden mit ACE in 67.5% richtig erkannt, mit MP3000 in 65.8%.

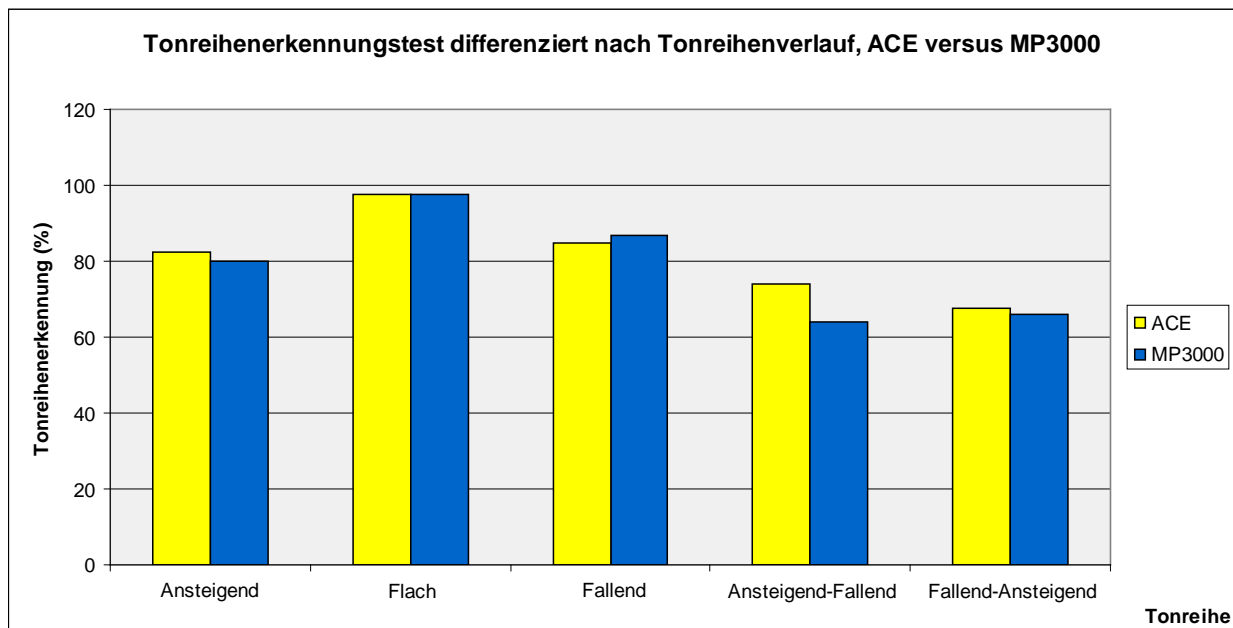


Abb. 18. Tonreihen-Erkennungstest mit Durchschnittsresultaten aller 5 Testpersonen, differenziert nach den 5 möglichen Tonreihenverläufen, ACE im Vergleich mit MP3000.

Die Resultate des Tonreihen-Erkennungstests lagen ebenfalls im erwarteten Rahmen, wenn man diese nach Tonhöhe und Tonabstand differenziert betrachtete.

Abbildung 19 zeigt die sechs verschiedenen Oktaven- und Tonabstand-Kombinationen. Je grösser der Tonabstand (int1 bis int3), umso einfacher die Tonreihenerkennung, und zwar sowohl für Oktave 3 als auch für Oktave 4. Die Resultate waren mit ACE und MP3000

ebenfalls vergleichbar, es zeigte sich keine relevant bessere Tonreihenerkennung mit dem einen oder anderen Programm.

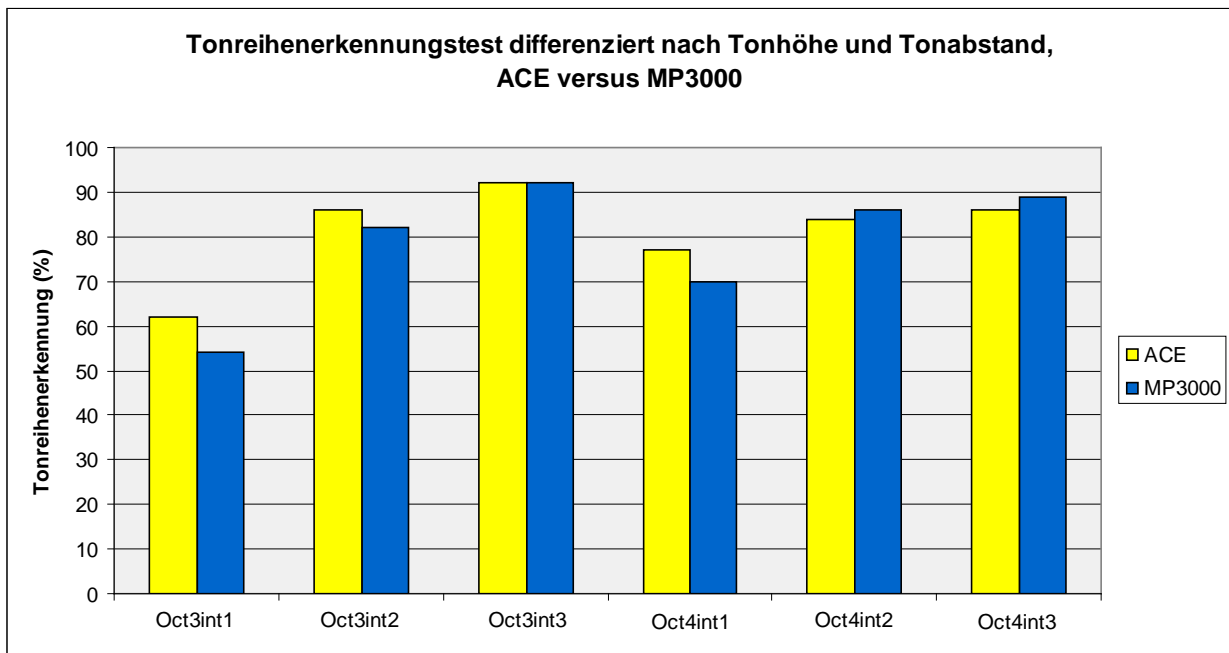


Abb. 19. Tonreihen-Erkennungstest mit Durchschnittsergebnissen aller 5 Testpersonen, differenziert nach den 6 möglichen Tonhöhen und Tonabständen für ACE und MP3000.

5.5.2. Instrumenten-Erkennungstest

Der Instrumenten-Erkennungstest beinhaltete jeweils 32 Kurzmelodien, gespielt mit 8 verschiedenen Musikinstrumenten. Der Test wurde mit beiden Sprachcodierungssystemen jeweils einmal durchgeführt.

In Abbildung 20 sind die Durchschnittsergebnisse des Instrumenten-Erkennungstests dargestellt. Das schlechteste Resultat lag für ACE bei 50% (WHU und GRE) sowie für MP3000 bei 25% (MSI). Das beste Resultat lag für ACE bei 84.4% (ABI), für MP3000 bei 71.9% (ABI und GRE). Bei den einzelnen Testpersonen lag die grösste Differenz zwischen ACE und MP3000 bei 31.3% (MSI), die kleinste Differenz bei 9.4% (KWE). Betrachtete man das Durchschnittsergebnis aller Patienten war der Unterschied zwischen ACE und MP3000 mit 3.14% zu Gunsten von ACE jedoch gering.

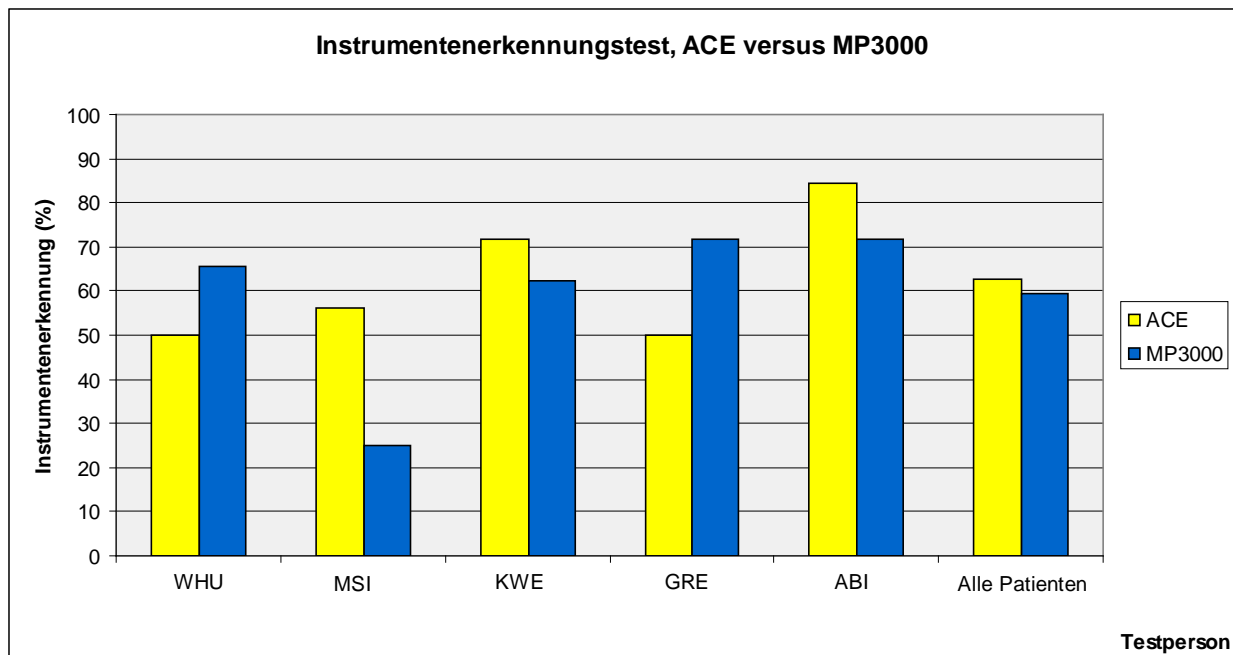


Abb. 20. Instrumenten-Erkennungstest mit Resultaten der einzelnen Testpersonen sowie Durchschnittsergebnissen aller 5 Testpersonen, jeweils ACE im Vergleich zu MP3000.

Abbildung 21 zeigt den Vergleich von ACE und MP3000 bei der Erkennung der einzelnen Musikinstrumente. Posaune, Cello und Querflöte wurden mit ACE besser erkannt. Bei der Erkennung von Klavier und Klarinette schnitt MP3000 besser ab. Die Erkennung von Trompete und Gitarre war mit MP3000 ebenfalls etwas besser, bei Violine erreichten die Testpersonen mit beiden Sprachcodierungsprogrammen genau denselben Wert.

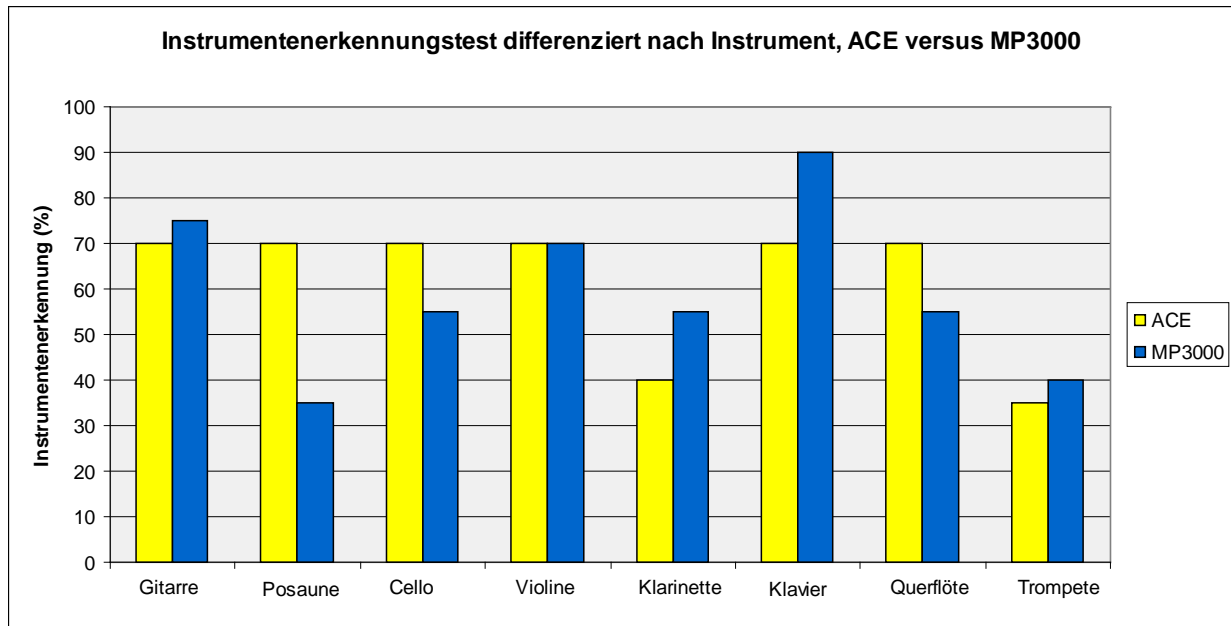


Abb. 21. Instrumenten-Erkennungstest gegliedert nach Instrument, jeweils ACE im Vergleich zu MP3000.

5.5.3. Musikqualitätstest

Im Musikqualitätstest mussten die Testpersonen 5 Musikstücke aus der Sparte Jazz, Pop, Klassik, Century Fox und Gesang nach verschiedenen Kriterien mit Punkten bewerten. Nach den fünf verschiedenen Kriterien (Natürlichkeit, Klarheit, Einfachheit des Musikstücks, sowie ob das Stück wie Musik klingt oder nicht und wie angenehm der Klang ist) konnten die Testpersonen das jeweilige Musikstück mit Punkten bewerten mit einem Maximum bei 6 Punkten und einem Minimum bei 1 Punkt.

Abbildung 22 zeigt die Gesamtergebnisse für die verschiedenen Musikarten und zwar die summierte Punktezahl für alle Kriterien sowie von allen Testpersonen. Da für jedes der 5 Kriterien maximal 6 Punkte vergeben werden konnten, betrug die maximale Punktezahl für die Musikstückbewertung einer Testperson 30 Punkte, die Gesamtpunktezahl aller Patienten für ein Musikstück beträgt somit 150 Punkte. Am schlechtesten wurde sowohl mit ACE als auch mit MP3000 das klassische Musikstück bewertet mit 75 Punkten für ACE und 80 Punkten für MP3000. Die beste Bewertung erreichte mit ACE das Popstück mit 103 Punkten, mit MP3000 erreichte das Gesangsstück mit 107 Punkten das beste Resultat. Für keines der Musikstücke zeigte sich ein relevanter Unterschied zwischen ACE und MP3000, die grösste Differenz lag beim Gesangsstück mit lediglich 6 Punkten. Die Durchschnittswerte aller Musikstücke zeigte ebenfalls keine relevante Differenz zwischen ACE und MP3000, für ACE

lag der Durchschnittswert bei 94.2 und für MP3000 bei 96.8 Punkten, die Differenz lag somit bei 2.6 Punkten.

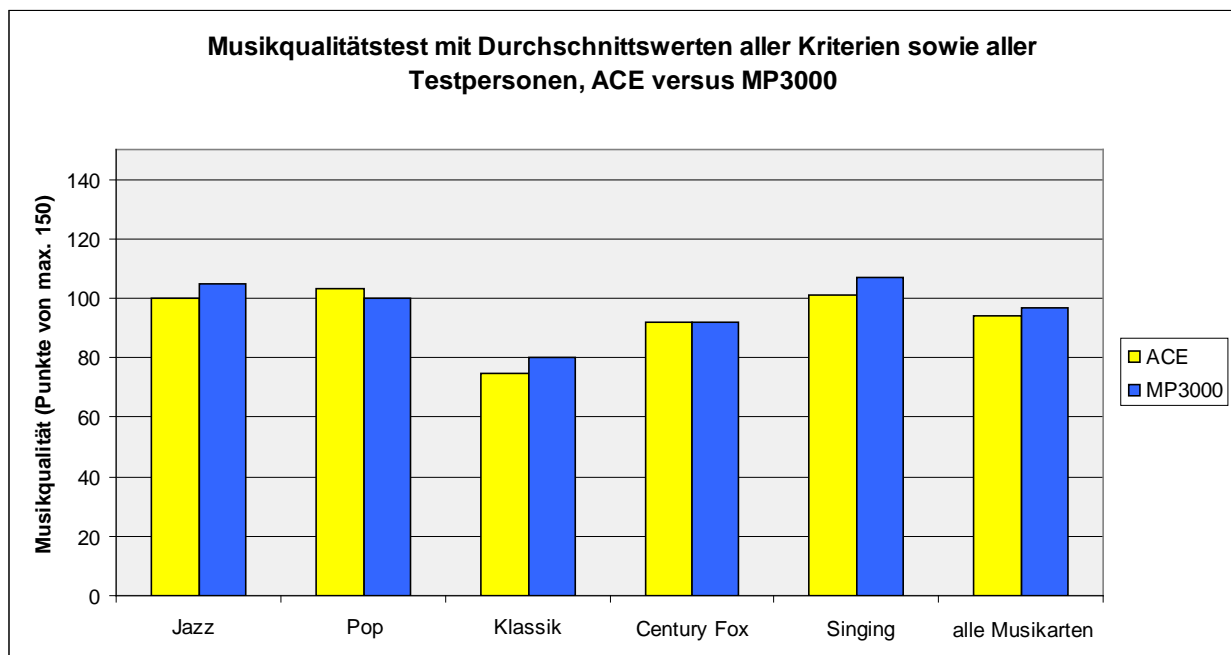


Abb. 22. Musikqualitätstest, verschiedene Musikarten mit Gesamtwerten aller Kriterien sowie aller Testpersonen.

Betrachtete man die Gesamtwerte aller Musikstücke differenziert nach den einzelnen Bewertungskriterien (Abbildung 23), so zeigte sich kein relevant besseres Abschneiden mit ACE oder MP3000. Die mögliche Gesamtpunktzahl lag bei 150 Punkten, da sich diese aus den summierten Resultaten aller 5 Testpersonen zusammensetzte und jedes Kriterium für die insgesamt 5 Musikstücke mit maximal 6 Punkten bewertet werden konnte. Die grösste Differenz lag beim Bewertungskriterium „Klarheit des Musikstücks“ mit lediglich 6 Punkten zu Gunsten von MP3000 (wobei das Resultat mit ACE bei 88 Punkten und mit MP3000 bei 94 Punkten lag).

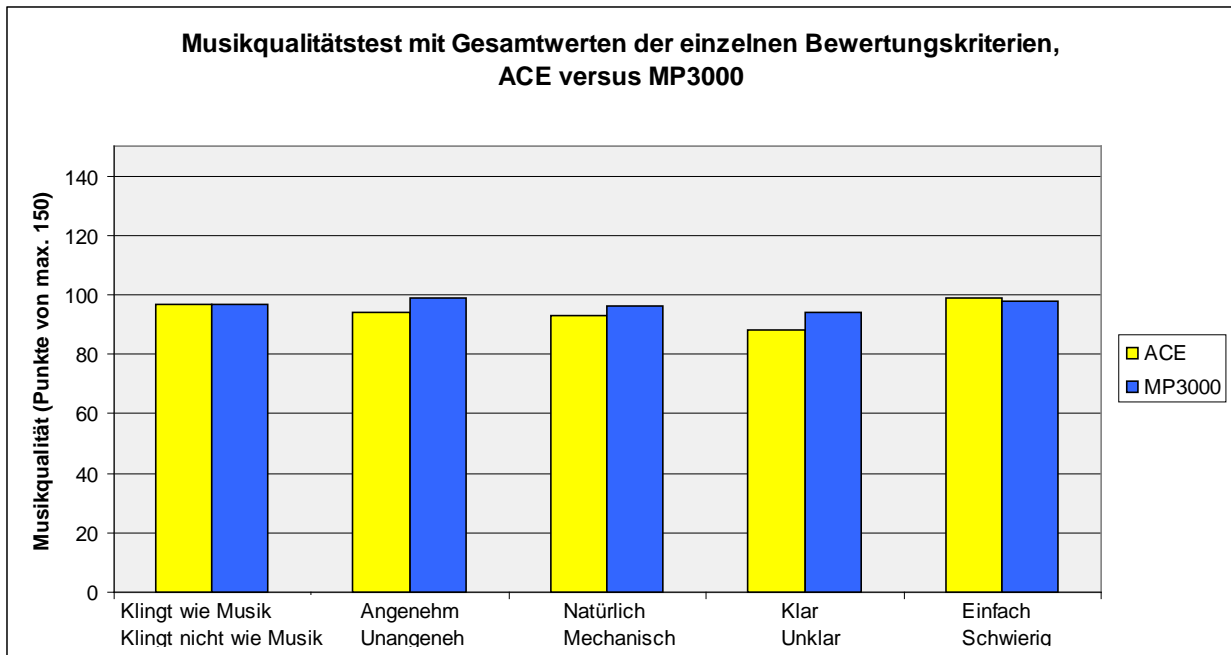


Abb. 23. Musikqualitätstest mit Gesamtwerten aller Musikstücke und Testpersonen differenziert nach den einzelnen Bewertungskriterien, ACE versus MP3000.

6. DISKUSSION UND SCHLUSSFOLGERUNG

Die Spracherkennung wurde in unserer Studie mittels Sprachtest in Ruhe und bei Lärm für die ACE- und MP3000-Sprachcodierungsstrategie bis zum Ende der Testphase an insgesamt 5 Patienten vergleichend getestet. Die Zürcher Studie war Subgruppe einer grossen multizentrischen Studie, die Gesamtdaten aus 7 verschiedenen Sprachregionen (Deutsch, Englisch, Italienisch, Französisch, Polnisch, Spanisch, Belgisch) gesammelt und ausgewertet hatte.

Die Resultate unserer Studie sind bei kleiner Patientenzahl vor allem im Gesamtkontext der multizentrischen Studie zu sehen, weshalb in der Diskussion auf diese Bezug genommen wird (Buechner *et al.*, 2011). Gewisse Tendenzen sind jedoch sicherlich auch bei kleiner Patientenzahl erkennbar.

Es zeigte sich, dass eine Angewöhnung an die neue MP-3000-Sprachcodierungsstrategie relativ rasch möglich und eine ausreichende Sprachverständlichkeit sofort vorhanden war.

Im Verlauf des gesamten 14-wöchigen Testzyklus wurde nach Optimierung der MP-3000-Sprachcodierungsstrategie sowie durch Übung und Vertrautwerden mit dem Testablauf eine Verbesserung der Sprachverständlichkeit im Oldenburger Satztest bei allen Testpersonen ersichtlich, und zwar sowohl mit der ACE- als auch mit der MP3000-Sprachcodierungsstrategie. Diese Verbesserung der Sprachverständlichkeit ist bei der MP3000-Sprachcodierungsstrategie durch Optimierung der Einstellungen (Slope, Maxima), aber bei beiden Strategien auch durch Übung und Vertrautheit mit dem jeweiligen Programm und dem Sprachtestablauf zu erklären.

Es zeigte sich in der Optimierungsphase, dass die Testpersonen - abgesehen von einer Person - MP3000-Maps mit mindestens 6 Maxima bevorzugten. Aufgrund subjektiv verbesserter Hörqualität wurden für zwei Testpersonen sogar MP3000-Maps mit 8 anstatt 6 Maxima kreiert. Dies lässt vermuten, dass mit einer weiteren Reduktion der Maxima bei der MP3000-Sprachcodierungsstrategie ein zu grosser, merkbarer Informationsverlust auftritt.

Bezüglich der Flankensteilheit des Maskierungsfilters zeigte sich eine Präferenz der Testpersonen für steilere Slope-Einstellungen. 4 Testpersonen wählten die Slope-Einstellung 50/37 dB/Bark und 2 Testpersonen 40/30 dB/Bark. Die Einstellung 20/15 dB/Bark wurde von keiner Testperson gewählt. Die Präferenz zu steileren Slope-Einstellungen hat möglicherweise einen Zusammenhang mit der Streuung der selektierten

Frequenzkomponenten bei der Sprachcodierung. Bei flacheren Slope-Einstellungen sind mehr Frequenzmaxima durch eine Frequenzkomponente repräsentiert. Diese repräsentierten Frequenzmaxima sind möglicherweise über benachbarte Elektrodenkanäle verteilt, was zu einem Störsignal mit einer Hörempfindung im Sinne von einem Geräusch führen könnte.

Die Resultate dieser Studie sowie der Gesamtstudie deuten darauf hin, dass die Anzahl Maxima von 6 sowie die Slope-Einstellung von 50/37 dB/Bark als Standard-Einstellung definiert werden können.

Weder in unserer Subgruppe noch in der gesamten multizentrischen Studie (Buechner *et al.*, 2011) war ein signifikanter Unterschied zwischen der Sprachverständlichkeit mit MP3000 oder ACE im Freiburger-Einsilbertest oder im Oldenburger Satztest erkennbar. Daher zeigte sich weder in den Sprachresultaten mit Lärm noch in Ruhe ein signifikanter Unterschied mit der einen oder anderen Sprachcodierungsstrategie.

Während die konventionelle ACE-Sprachcodierungsstrategie 8-12 Kanäle benötigt, konnte die Anzahl Kanäle mit der MP3000-Sprachcodierungsstrategie auf 4-6 reduziert werden (in unserer Studie 2 Testpersonen mit 8 Kanälen bei der MP3000-Sprachcodierungsstrategie). Daher konnte eine vergleichbare Sprachverständlichkeit mit den beiden Strategien erreicht werden, trotz reduzierter Anzahl Kanäle in der MP3000-Sprachcodierungsstrategie im Vergleich zu der ACE-Sprachcodierungsstrategie. In dieser Studie wurde die ACE-Sprachcodierungsstrategie nicht mit 4-6 Kanälen getestet. Frühere Studien hatten jedoch gezeigt, dass mit der ACE-Sprachcodierungsstrategie mindestens 8 Kanäle notwendig sind, um eine maximale Sprachverständlichkeit zu erreichen (Plant, 2002).

Sofern eine vergleichbare Hörqualität erreicht werden konnte, stellte der kleinere Batterieverbrauch der MP3000-Sprachcodierungsstrategie einen gewissen Vorteil dar. Es zeigte sich in der Gesamtstudie, dass der Batterieverbrauch mit der MP3000-Sprachcodierungsstrategie deutlich vermindert werden konnte (24% längere Batterie-Laufzeit, (Buechner *et al.*, 2011)).

Die subjektive Hörqualität mit der ACE- und der MP3000-Sprachcodierungsstrategie war bei den 5 bis zum Ende der Testphase verbleibenden Testpersonen insgesamt ausgeglichen auf die beiden Strategien verteilt, nach der gesamten Testphase wählten 3 Testpersonen die ACE und 2 die MP3000-Sprachcodierungsstrategie. Auch in der Gesamtstudie war die Präferenz für die jeweilige Sprachcodierungsstrategie beinahe ausgeglichen (52.3% ACE und 45.4%

MP3000, 2.3% ohne Präferenz). Die ausgeglichene Präferenz für die eine oder andere Strategie bestand trotz der insgesamt viel längeren Anpassungszeit für die vor Studienbeginn benutzte ACE-Strategie. Trotz reduziertem Informationsgehalt der MP3000-Sprachcodierungsstrategie nach Weglassen von Maskierungseffekten, erreichte fast die Hälfte der Patienten damit eine ebenso gute Hörqualität wie mit der ACE-Sprachcodierungsstrategie.

Musiktests

Nach Angewöhnung der Testpersonen an beide Sprachcodierungsstrategien - am Ende der Testphase für Spracherkennung - wurde eine Musiktestphase durchgeführt. Dabei war von Interesse, ob die eine oder andere Strategie einen Vorteil für das Hören von Musik bringt.

Die Wahrnehmung von Musik bei Patienten mit Cochlea-Implantat-Versorgung wurde in den letzten Jahren in mehreren Studien untersucht.

Beispielsweise wurde in der Studie von Bächler *et al.* (2009) die Musikwahrnehmung mit unilateraler Cochlea-Implantat-Versorgung vergleichend mit unimodaler Hörgerät-Versorgung sowie bimodaler Versorgung (Hörgerät und Cochlea-Implantat) getestet. Dabei zeigte sich, dass die Musikwahrnehmung durch das Hörgerät meist deutlich verbessert werden kann. Es wurde jedoch auch deutlich, dass die vergleichende Testung der Musikwahrnehmung eine Herausforderung bleibt, da die Resultate unter anderem durch Lerneffekte und Musikerfahrung verzerrt werden (Bächler *et al.*, 2009).

Ein weiterer Ansatz zur Verbesserung der Musikwahrnehmung zeigte eine Studie von Omran *et al.* Diese untersuchte für die Wahrnehmung von Musik entwickelte Codierungsstrategien, welche durch Repräsentation von zusätzlichen Obertönen durch ein Halbton-Mapping ein verbessertes Musikhören versprachen. Die Studie zeigte, dass die harmonische Struktur von Obertönen mit den Halbton-Mappen im Vergleich zur ACE-Sprachcodierungsstrategie besser erhalten werden kann (Omran *et al.*, 2011).

In einer später folgenden Studie wurden die neuen Strategien vergleichend mit der ACE-Codierungsstrategie bei Normalhörenden und CI-Trägern für die Wahrnehmung von Musik untersucht. Mit den Halbton-Maps konnte durch bessere Repräsentation der Obertöne zwar eine teilweise verbesserte Tonhöhen- und Melodien-Erkennung erreicht werden, es zeigten sich jedoch Einschränkungen durch begrenzte Wiedergabe der zeitlichen Feinstruktur sowie durch ein unvollständig repräsentiertes Frequenzspektrum. In der Instrumentenerkennung erreichte somit die herkömmliche ACE-Codierungsstrategie meist signifikant bessere

Resultate als die Halbton-Maps. Ebenso korrelierten die oft besseren Resultate mit den Halbton-Maps in der Tonhöhen- und Melodien-Erkennung nicht immer mit der subjektiven Hörqualität (Omran *et al.*, 2010).

Da die Musiktests unserer Studie nicht Teil der Gesamtstudie waren und somit nur eine kleine Studienteilnehmerzahl (5 Patienten) bis zum Ende der Testphase zu beobachten war, konnten die Resultate unserer Studie statistisch nicht systematisch ausgewertet werden.

Ein eindeutiger Unterschied in der Musikerkennung und Musikqualität zwischen den beiden Sprachcodierungsstrategien (ACE und MP3000) wäre jedoch trotz kleiner Teilnehmerzahl erkennbar gewesen.

Im Tonreihen-Erkennungstest erreichten alle Testpersonen vergleichbare Resultate mit den beiden Sprachcodierungsstrategien. 4 Personen erzielten gering bessere Resultate mit ACE und 1 Person mit MP3000, wobei die Differenzen nicht signifikant waren. Auch nach Aufgliederung der Resultate nach Tonreihenverlauf sowie nach Tonhöhe und Tonabstand waren keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Sprachcodierungsstrategien ersichtlich. Es wurde bei ausgeglichenem Sprachverständnis mit den beiden Strategien auch im Tonreihen-Erkennungstest kein eindeutig besseres Abschneiden mit der einen oder anderen Strategie erwartet.

Interessant war jedoch, ob die MP3000-Sprachcodierungsstrategie ein besseres Resultat bei komplizierten Tonsignalen erbringen würde. Da bei der MP3000-Sprachcodierungsstrategie das Hören mit geringerer Stimulationsrate erfolgte als bei ACE, bestand hier die Möglichkeit, bei der Verarbeitung von Musik zusätzliche Informationen hinzuzufügen.

Mit Hilfe des Instrumenten-Erkennungstests sowie des Musikqualitätstests wurde untersucht, ob diese zusätzliche Information bei der MP3000-Sprachcodierungsstrategie eine bessere Erkennung oder eine Zunahme an subjektiver Musikqualität im Vergleich zu der konventionellen ACE-Strategie bedeutete.

Im Instrumenten-Erkennungstest war die Differenz zwischen den beiden Sprachcodierungsstrategien bereits grösser als bei der Tonreihenerkennung. Bei 3 Testpersonen war die Instrumentenerkennung mit ACE besser, dabei fanden wir zwischen den einzelnen Testpersonen jedoch ziemlich ausgeprägte Unterschiede. Betrachtete man das kumulative Ergebnis aller Patienten, so zeigte sich keine signifikante Differenz zwischen ACE und MP3000.

Möglicherweise kann die eine oder andere Strategie für die einzelne Person einen Vorteil für die Instrumentenerkennung bringen, gesamthaft ist jedoch kaum ein grosser Unterschied zwischen beiden Strategien zu erwarten.

Die Resultate wurden auch nach den verschiedenen Instrumenten aufgegliedert. Mittels MP-3000-Sprachcodierungsstrategie erzielten die Testpersonen innerhalb der Gruppe der Saiteninstrumente bei Klavier und Gitarre bessere Resultate. Im Gegensatz zu dieser Feststellung wurde von den Streichinstrumenten das Cello mit ACE besser und Violine mit beiden Sprachcodierungsstrategien gleich gut erkannt.

Ob ein Erkennen von besser abgegrenzten Klängen (z.B. Gitarre oder Klavier) mit MP3000 besser möglich ist als fließende Klangsignale (z.B. Violine), kann bei der vorliegenden kleinen Anzahl von Testpersonen nicht abschliessend beurteilt werden. In der Gruppe der Blasinstrumente schwankten die Resultate stärker, womit kein signifikanter Vorteil von ACE oder MP3000 beobachtet werden konnte.

Im Musikqualitätstest zeigten sich zwischen den beiden Sprachcodierungsstrategien keine signifikanten Unterschiede und zwar unabhängig von der Musikart. Die Qualitätsbewertungen der verschiedenen Musikarten waren bei allen Testpersonen sehr ausgeglichen. Wenn eine klar bessere subjektive Musikqualität mit der einen oder anderen Sprachcodierungsstrategie vorhanden gewesen wäre, hätte man diese Tendenz vermutlich auch bei kleiner Patientenzahl erkennen können.

Daher kann angenommen werden, dass das Hören von Musik mit beiden Codierungsstrategien qualitativ vergleichbar ist.

Dasselbe ausgeglichene Bild zeigte sich, wenn man die Resultate nach den Musikqualitäts-Bewertungskriterien aufgliederte. Es zeigte sich kein Vorzug für die eine oder andere Strategie bezüglich Natürlichkeit des jeweiligen Musikstücks, Schwierigkeit dem Stück zu folgen, der Bewertung bezüglich angenehmem Zuhören oder der Bewertung, ob das Musikstück überhaupt wie Musik klingt oder nicht.

Trotz verminderter Stimulationsrate schien somit die MP3000-Sprachcodierungsstrategie der ACE-Strategie mindestens ebenbürtig beim Hören von Musik. Die 5 Testpersonen hatten jedoch allgemein eine stark variierende Beurteilung bezüglich des Klangs der Musik. Während einige meinten, Musikhören „lohne sich“ mit einem Cochlea-Implantat nicht, konnten andere doch eine subjektiv angenehme Hörqualität im Sinne von Musik empfinden.

Während Spracherkennung mit den heutigen Cochlea-Implantaten in der Regel rasch erlernt wird und eine gute Verständigung möglich ist, scheint für das Hören von Musik für die meisten Implantat-Träger weiterhin keine befriedigende Lösung gefunden.

Dies hat möglicherweise auch damit zu tun, dass die Entwicklung von Cochlea-Implantaten in erster Linie auf das Sprachverständnis ausgerichtet ist. Zudem ist Musik wie auch die Sprache ein höchst komplexes Tonsignal.

Aus den Resultaten dieser Studie zeigt sich, dass Sprachcodierungsstrategien in Zukunft neben Verbesserung des Sprachverstehens auch für das Hören von Musik optimiert werden müssten. Mit der MP3000-Sprachcodierungsstrategie konnte insgesamt keine verbesserte Hörqualität erreicht werden im Vergleich zur ACE-Sprachcodierungsstrategie. Durch Weglassen von nicht wahrnehmbaren Tönen eine verminderte Stimulation zu erreichen, ist jedoch ein interessanter Ansatz und bringt zumindest den Vorteil eines deutlich verminderten Energieverbrauchs der MP3000-Sprachcodierungsstrategie bei vergleichbarer Hörqualität.

Es wird auch in Zukunft eine Herausforderung sein, aus den Schallsignalen die für das Sprachverstehen und Musikhören entscheidenden Frequenzkomponenten herauszufiltern und zu codieren. Die Wichtigkeit der Auswahl entscheidender Schallkomponenten wird deutlich vor dem Hintergrund, dass ein Cochlea-Implantat zur Stimulation des Hörnervs bis zu 22 Kanäle zur Verfügung hat, während bei der normalen Schallverarbeitung eine komplexe Stimulation tausender von Sinneszellen abläuft.

Es wird in Zukunft eine weitere Herausforderung sein, objektivierbare, sichere Kriterien zu finden, um die Einstellungen der Sprachprozessoren vorzunehmen. Ziel wäre es, die Einstellung der Sprachprozessoren mit zuverlässigen objektivierbaren Kriterien wie beispielsweise der SOE-Messung (spread of excitation) oder NRT-Messung (Neural Response Telemetry) vorzunehmen.

7. ANHANG

Resultate Sprachtests mit Standard ACE-Maps

Patienten ID	Sitzung 1		Sitzung 4		Sitzung 6	
	Liste1	Liste2	Liste1	Liste2	Liste1	Liste2
P1 (WHU)	90	100	90	100	90	100
P2 (MSI)	45	55	75	65	65	95
P3 (KWE)	85	70	85	100	95	80
P4 (GRE)	85	85	70	85	75	90
P5 (ABI)	95	100	90	90	95	100
P6 (MEM)	80	95	X	X	X	X
P7 (NZA)	95	85	X	X	X	X

Tab.: Resultate Freiburger Einsilber-Test (% korrekt wiederholter Wörter)

Resultate Sprachtests mit MP3000-Maps

Patienten ID	Sitzung 3		Sitzung 5	
	Liste 1	Liste 2	Liste 1	Liste 2
P1 (WHU)	80	100	95	100
P2 (MSI)	85	70	55	80
P3 (KWE)	90	90	85	95
P4 (GRE)	80	90	85	70
P5 (ABI)	95	95	95	90
P6 (MEM)	85	75	X	X
P7 (NZA)	X	X	X	X

Tab.: Resultate Freiburger Einsilber-Test (% korrekt wiederholter Wörter)

Patienten ID	Sitzung 3	Sitzung 5
	Median-Werte Liste 1 und 2	Median-Werte Liste 1 und 2
P1 (WHU)	90	97.5
P2 (MSI)	77.5	67.5
P3 (KWE)	90	90
P4 (GRE)	85	77.5
P5 (ABI)	95	92.5
P6 (MEM)	X	X
P7 (NZA)	X	X

Tab.: Gemittelte Resultate der Liste 1 und 2 Freiburger Einsilber-Test (% korrekt wiederholter Wörter)

Tonreihen-Erkennungstest

Patient	Richtig erkannte Tonreihen (%)					
	Test 1	Test 2	Test 1	Test 2	Durchschnitt	Durchschnitt
	ACE	ACE	MP3000	MP3000	ACE	MP3000
P1 (WHU)	80	81.7	75	71.7	80.85	73.35
P2 (MSI)	83.3	90	96.7	96.7	86.65	96.7
P3 (KWE)	86.7	81.7	75	76.7	84.2	75.85
P4 (GRE)	75	65	73.3	63.3	70	68.3
P5 (ABI)	80	90	76.7	83.3	85	80

Patient	Tonreihen-Erkennungstest ACE differenziert nach Tonreihenverlauf (%)				
	Ansteigend	Flach	Fallend	Ansteigend-Fallend	Fallend-Ansteigend
P1 (WHU)	95.83	100	95.83	45.83	66.66
P2 (MSI)	70.83	95.83	79.16	91.66	95.83
P3 (KWE)	79.16	100	87.5	79.16	75
P4 (GRE)	79.16	91.66	66.66	75	37.5
P5 (ABI)	87.5	100	95.83	79.16	62.50

Patient	Tonreihen-Erkennungstest MP3000 differenziert nach Tonreihenverlauf (%)				
	Ansteigend	Flach	Fallend	Ansteigend-Fallend	Fallend-Ansteigend
P1 (WHU)	66.66	100	95.83	37.5	66.66
P2 (MSI)	100	100	91.66	95.83	95.83
P3 (KWE)	75	91.66	83.33	62.5	66.66
P4 (GRE)	66.66	95.83	70.83	70.83	37.5
P5 (ABI)	91.66	100	91.66	54.16	62.5

	Tonreihen-Erkennungstest ACE differenziert nach Tonhöhe (einzelne Testpersonen)					Tonreihen-Erkennungstest MP3000 differenziert nach Tonhöhe (einzelne Testpersonen)				
	WHU	MSI	KWE	GRE	ABI	WHU	MSI	KWE	GRE	ABI
Oct3int1	14	15	10	6	17	9	18	7	6	14
Oct3int2	17	19	16	17	18	16	20	14	15	17
Oct3int3	17	20	18	17	20	17	20	17	19	19
Oct4int1	16	16	18	14	13	11	19	13	13	14
Oct4int2	16	18	19	14	17	17	19	20	14	16
Oct4int3	17	16	20	16	17	18	20	20	15	16

In Punkten von max. 20

	Tonreihen-Erkennungstest ACE differenziert nach Tonhöhe, Durchschnitt (5 Testp.)	Tonreihen-Erkennungstest MP3000 differenziert nach Tonhöhe, Durchschnitt (5 Testp.)
Oct3int1	62	54
Oct3int2	86	82
Oct3int3	92	92
Oct4int1	77	70
Oct4int2	84	86
Oct4int3	86	89

In Punkten von max. 100 (=%)

Instrumenten-Erkennungstest

Patient	Richtig erkannte Instrumente (%)	
	Test ACE	Test MP3000
P1 (WHU)	50	65.6
P2 (MSI)	56.3	25
P3 (KWE)	71.9	62.5
P4 (GRE)	50	71.9
P5 (ABI)	84.4	71.9

Instrumenten-Erkennungstest Durchschnitt (%)	
ACE	62.52
MP3000	59.38

	Instrumenten-Erkennungstest differenziert nach Instrumenten ACE (%)					Instrumenten-Erkennungstest differenziert nach Instrumenten MP3000 (%)				
	WHU	MSI	KWE	GRE	ABI	WHU	MSI	KWE	GRE	ABI
Gitarre	100	25	100	50	75	100	0	100	100	75
Posaune	75	75	75	25	100	50	0	50	25	50
Cello	75	75	75	75	50	100	50	25	75	25
Violine	75	75	50	50	100	50	50	50	100	100
Klarinette	25	25	25	25	100	75	0	50	50	100
Klavier	25	100	100	50	75	75	100	100	75	100
Querflöte	25	75	75	75	100	50	0	50	100	75
Trompete	0	0	75	25	75	25	0	75	50	50

	Instrumenten-Erkennungstest differenziert nach Instrumenten ACE, Durchschnitt (%)	Instrumenten-Erkennungstest differenziert nach Instrumenten MP3000, Durchschnitt (%)
Gitarre	70	75
Posaune	70	35
Cello	70	55
Violine	70	70
Klarinette	40	55
Klavier	70	90
Querflöte	70	55
Trompete	35	40

Musikqualitätstest

	Musikqualitätstest mit ACE (Punkte von 1-6, wobei Qualität ansteigend von 1-6)					Musikqualitätstest mit MP3000 (Punkte von 1-6, wobei Qualität ansteigend von 1-6)				
	Jazz	Pop	Classic	Century Fox	Singing	Jazz	Pop	Classic	Century Fox	Singing
Klingt wie Musik – klingt nicht wie Musik	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6
Angenehm - Unangenehm	6	6	5	6	6	6	6	6	6	6
Natürlich - Mechanisch	6	6	4	6	6	6	6	6	6	6
Klar - Unklar	5	4	4	6	5	6	6	6	6	6
Einfach - Schwierig zu verstehen	5	6	4	6	6	6	6	6	6	6

Patient P1 (WHU)

	Musikqualitätstest mit ACE (Punkte von 1-6, wobei Qualität ansteigend von 1-6)					Musikqualitätstest mit MP3000 (Punkte von 1-6, wobei Qualität ansteigend von 1-6)				
	Jazz	Pop	Classic	Century Fox	Singing	Jazz	Pop	Classic	Century Fox	Singing
Klingt wie Musik – klingt nicht wie Musik	4	4	3	2	4	4	5	4	3	5
Angenehm - Unangenehm	4	4	3	2	4	4	5	3	3	5
Natürlich - Mechanisch	4	5	2	2	4	4	5	3	4	5
Klar - Unklar	4	4	3	2	3	4	4	2	4	5
Einfach - Schwierig zu verstehen	4	5	3	4	4	4	4	2	4	5

Patient P2 (MSI)

	Musikqualitätstest mit ACE (Punkte von 1-6, wobei Qualität ansteigend von 1-6)					Musikqualitätstest mit MP3000 (Punkte von 1-6, wobei Qualität ansteigend von 1-6)				
	Jazz	Pop	Classic	Century Fox	Singing	Jazz	Pop	Classic	Century Fox	Singing
Klingt wie Musik – klingt nicht wie Musik	5	5	5	5	5	5	4	4	4	5
Angenehm - Unangenehm	5	4	4	5	6	6	5	5	4	5
Natürlich - Mechanisch	5	4	5	5	5	5	4	5	4	6
Klar - Unklar	5	4	5	5	5	6	4	5	3	5
Einfach - Schwierig zu verstehen	5	4	5	5	6	5	4	5	4	6

Patient P3 (KWE)

	Musikqualitätstest mit ACE (Punkte von 1-6, wobei Qualität ansteigend von 1-6)					Musikqualitätstest mit MP3000 (Punkte von 1-6, wobei Qualität ansteigend von 1-6)				
	Jazz	Pop	Classic	Century Fox	Singing	Jazz	Pop	Classic	Century Fox	Singing
Klingt wie Musik – klingt nicht wie Musik	4	5	1	3	2	4	4	1	4	3
Angenehm - Unangenehm	3	4	1	3	3	5	4	1	4	4
Natürlich - Mechanisch	3	4	1	4	4	4	4	1	3	4
Klar - Unklar	4	4	1	2	4	4	4	1	4	3
Einfach - Schwierig zu verstehen	3	5	1	4	4	4	4	1	4	3

Patient P4 (GRE)

	Musikqualitätstest mit ACE (Punkte von 1-6, wobei Qualität ansteigend von 1-6)					Musikqualitätstest mit MP3000 (Punkte von 1-6, wobei Qualität ansteigend von 1-6)				
	Jazz	Pop	Classic	Century Fox	Singing	Jazz	Pop	Classic	Century Fox	Singing
Klingt wie Musik – klingt nicht wie Musik	2	2	2	2	2	2	1	2	1	2
Angenehm - Unangenehm	2	2	2	2	2	1	1	1	1	2
Natürlich - Mechanisch	2	2	1	1	2	1	1	1	1	1
Klar - Unklar	2	2	2	2	1	1	1	1	1	2
Einfach - Schwierig zu verstehen	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1

Patient P5 (ABI)

	Musikqualitätstest mit ACE (Punkte von 1-6 für 5 Testpersonen, wobei Qualität ansteigend von 1-6)					Musikqualitätstest mit MP3000 (Punkte von 1-6 für 5 Testpersonen, wobei Qualität ansteigend von 1-6)				
	Jazz	Pop	Classic	Century Fox	Singing	Jazz	Pop	Classic	Century Fox	Singing
Klingt wie Musik – klingt nicht wie Musik	21	22	17	18	19	21	20	17	18	21
Angenehm - Unangenehm	20	20	15	18	21	22	21	16	18	22
Natürlich - Mechanisch	20	21	13	18	21	20	20	16	18	22
Klar - Unklar	20	18	15	17	18	21	19	15	18	21
Einfach - Schwierig zu verstehen	19	22	15	21	22	21	20	16	20	21

Gesamtwerte P1 bis P5 (von jeweils max. 30 Punkten)

8. LITERATURVERZEICHNIS

- Abbas P., Hughes M.L., Brown C. J., Miller Ch. A., and H., S. (2004). "Channel Interaction in Cochlear Implant Users Evaluated Using the Electrically Evoked Compound Action Potential," *Audiology&Neuro-Otology* **9**.
- Brand T., W. K. (2005). "Wie lässt sich die maximale Verständlichkeit optimal bestimmen?," 8. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie, Göttingen.
- Büchler, M., Lai, W., and Dillier, N. (2009). "Music Perception with Bimodal Stimulation," *International Journal of Audiology* **48**, 16-24.
- Büchner, A., Nogueira, W., Edler, B., Battmer, R.-D., and Lenarz, T. (2008). "Results From a Psychoacoustic Model-Based Strategy for the Nucleus-24 and Freedom Cochlear Implants," *Otology & Neurotology* **29**, 189-192.
- Buechner, A., Beynon, A., Szyfter, W., Niemczyk, K., Hoppe, U., Hey, M., Brokx, J., Eyles, J., Van de Heyning, P., Paludetti, G., Zarowski, A., Quaranta, N., Wesarg, T., Festen, J., Olze, H., Dhooge, I., Muller-Deile, J., Ramos, A., Roman, S., Piron, J. P., Cuda, D., Burdo, S., Grolman, W., Vaillard, S. R., Huarte, A., Frachet, B., Morera, C., Garcia-Ibanez, L., Abels, D., Walger, M., Muller-Mazotta, J., Leone, C. A., Meyer, B., Dillier, N., Steffens, T., Gentine, A., Mazzoli, M., Rypkema, G., Killian, M., and Smoorenburg, G. F. (2011). "Clinical evaluation of cochlear implant sound coding taking into account conjectural masking functions, MP3000," *Cochlear Implants Int* **12**, 194-204.
- Cafarelli Dees, D., Dillier, N., Lai, W. K., von Wallenberg, E. L., van Dijk, B., Akdas, F., Aksit, M., Batman, C., Beynon, A., Burdo, S., Chanal, J. M., Collet, L., Conway, M. J., Coudert, C., Craddock, L., Cullington, H. E., Deggouj, N., Fraysse, B., Gräbel, S., Kiefer, J., Kiss, J. G., Lenarz, T., Mair, A., Maune, S., Müller-Deile, J., Piron, J. P., Razza, S., Tasche, C., Thai-Van, H., Toth, F., Truy, E., Uziel, A. S., and Smoorenburg, G. F. (2005). "Normative findings of electrically evoked compound action potential measurements using the neural response telemetry of the Nucleus CI24M cochlear implant system," *Audiology & Neuro-Otology* **10**, 105-116.
- Clark, G. M., Tong, Y. C., Patrick, J. F., Clark, G. M., Tong, Y. C., and Patrick, J. F. (1990). *Cochlear Protheses* (Churchill Livingstone, Edinburgh, London, Melbourne, New York).
- Cohen, L. T. (2004). "Spatial spread of neural excitation: comparison of compound action potential and forward-masking data in cochlear implant recipients," *International Journal of Audiology* **43**, 346-355.
- Dillier, N. (2012). "Cochlea-Implantate," DGMP-Winterschule Medizinische Akustik und Audiologie, Pichl, 1-14.
- Dillier, N. (2013). "Schweizerisches Cochlear Implant Register, Zwischenbericht per 31.12.2012," 1-28.
- Dillier, N., Lai, W. K., Almqvist, B., Frohne, C., Müller-Deile, J., Stecker, M., and von Wallenberg, E. L. (2002). "Measurement of the electrically evoked compound action potential via a neural response telemetry system," *Ann.Otol.Rhinol.Laryngol.* **111**, 407-414.
- Dillier, N., Spillmann, T., Fisch, U., and Leifer, L. J. (1980). "Encoding and decoding of auditory signals in relation to human speech and its application to human cochlear implants," *Audiology (Basel)*, 146-163.

- Djourno, A., and Eyries, C. (1957). "Prothèse auditive par excitation électrique à distance du nerf sensoriel à l'aide d'un bobinage inclus à demeure," *Presse Medicale* (Paris) **35**, 14-17.
- Doyle, J. H., Doyle, J. B., and Turnbull, F. M. (1964). "Electrical stimulation of the eighth cranial nerve," *Arch Otorhinolaryngol*, 388-391.
- Eddington, D. K. (1983). "Speech recognition in deaf subjects with multichannel intracochlear electrodes," *Annals of the New York Academy of Sciences* (New York NY) **405**, 241-258.
- House, W. F. (1992). "The cochlear implant: Current status," *Ann.Otol.Rhinol.Laryngol.*, Otol. ;84.
- Lai W., D. N. (2008). "Investigating the MP3000 coding strategy for music perception," 11. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie, 1-3.
- Lai, W. K., Aksit, M., Akdas, F., and Dillier, N. (2004). "Longitudinal behaviour of neural response telemetry (NRT) data and clinical implications," *International Journal of Audiology* **43**, 252-263.
- Lehnhardt E., L. R. (2001). *Praxis der Audiometrie* (Georg Thieme-Verlag, Stuttgart).
- Lenarz, T. (1998). *Cochlea-Implantat. Ein praktischer Leitfaden für die Versorgung von Kindern und Erwachsenen* (Springer-Verlag, Berlin Heidelberg).
- Moller, A. R. (2006). *Cochlear and Brainstem Implants* (Karger).
- Moore, B. C. (2004). *Psychology of Hearing* (Elsevier, London).
- Nogueira, W., Buechner, A., Lenarz, T., and Edler, B. (2005). "A Psychoacoustic "NofM"-Type Speech Coding Strategy for Cochlear Implants," *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, 3044-3059.
- Omran, S., Lai, W. K., Büchler, M., and Dillier, N. (2011). "Semitone frequency mapping to improve music representation for nucleus cochlear implants," *EURASIP Journal on Audio, Speech and MusicProcessing* **2011**, 2.
- Omran, S. A., Lai, W. K., and Dillier, N. (2010). "Pitch ranking, melody contour and instrument recognition tests using two semitone frequency maps for nucleus cochlear implants," *EURASIP Journal on Audio, Speech, and Music Processing* **2010**, 16pp.
- Patrick, J. F., Busby, P. A., and Gibson, P. J. (2006). "The Development of the Nucleus Freedom TM Cochlear Implant System," *SAGE Journals* **10**, 175-200.
- Peeters, S., Marquet, J. F., Offeciers, F. E., Bosiers, W., Kinsbergen, J., and van Durme, M. (1989). "Cochlear implants: the Laura prosthesis," *Journal of Medical Engineering and Technology* (London) **13**, 76-80.
- Plant, K. L. (2002). "Parameter selection and programming recommendations for the ACE and CIS speech-processing strategies in the Nucleus 24 cochlear implant system.," *Cochlear Implants International* **3**, 104-125.
- Probst, R. (2008). *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*. (Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York).
- Schlegel-Wagner, C., and Linder, T. (2008). "Neue Entwicklungen in der Behandlung der Schwerhörigkeit," *Schweiz Med Forum*, 33-38.
- Simmons, F. B. (1966). "Electrical stimulation of the auditory nerve in man," *Arch Otorhinolaryngol*, 22-76.
- Somek, B. (2006). "Coding Strategies for Cochlear Implants," *Automatica* **47**, 69-74.
- Thornton, A. R. D., and Raffin, M. J. M. (1978). "Speech-Discrimination Scores Modeled as a Binomial Variable," *Journal of Speech and Hearing Research* (Rockville MD) **21**, 507-518.
- van Dijk, B., Botros, A. M., Battmer, R. D., Begall, K., Dillier, N., Hey, M., Lai, W. K., Lenarz, T., Laszig, R., Morsnowski, A., Müller-Deile, J., Psarros, C., Shallop, J., Weber, B., Wesarg, T., Zarowski, A., and Offeciers, E. (2007). "Clinical

- results of AutoNRT, a completely automatic ECAP recording system for cochlear implants," *Ear and Hearing* **28**, 558-570.
- Wagener K., B. T. K. B. (1999). "Development and evaluation of a German sentence test Part III: Evaluation of the Oldenburger sentence test," *Zeitschrift für Audiologie* **38**, 86-95.
- Zeng, F.-G. (2004). "Trends in Cochlear Implants," *Trends in Amplification* **8**, 1-34.
- Zeng, F.-G., Rebscher, S., Harrison, W., Xiaoan, S., and Haihong, F. (2008). "Cochlear Implants: System Design, Integration, and Evaluation," *Biomedical Engineering* **1**, 115-142.
- Zwicker, E., and Fastl, H. (1990). *Psychoacoustics. Facts and Models* (Springer, Berlin Heidelberg New York).
- Zwislocki, J. J. (1985). "Cochlear function - an Analysis," *Acta Oto-Laryngologica* (Stockholm) **100**, 201-209.

9. VERDANKUNGEN

Als erstes möchte ich Prof. Norbert Dillier danken, unter dessen Leitung ich die Möglichkeit erhielt, diese Dissertation zu schreiben in einem sehr interessanten und gleichzeitig speziellen Gebiet der Medizin mit fließenden Grenzen zwischen technischer und klinischer Medizin.

Ein grosses Dankeschön geht auch an Dr. Waikong Lai, der mich bei der Durchführung der Sprach- und Musiktests sowie der Programmierung der Sprachprozessoren unterstützte.

Gleichzeitig danken möchte ich hiermit zudem dem ganzen CI-Team des USZ Zürich, welches mich in den Pausen auch selbstverständlich in ihre gemütliche Kaffee-Runde aufgenommen hat.

Mein Dank gebührt auch Prof. Rudolf Probst, welcher mir ein sehr interessantes und lehrreiches Assistenzjahr auf der ORL ermöglichte. In seinem kollegialen Team habe ich mich stets sehr wohl gefühlt und ich möchte mich hiermit für die gute Zusammenarbeit bedanken

Danken möchte ich natürlich meiner Freundin Lisbeth, welche stets an eine baldige Fertigstellung meiner Dissertation geglaubt und mich speziell auch bei der grammatikalischen Durchsicht der Arbeit unterstützt hat.

Ein letzter Dank geht an meine Eltern, welche mir das faszinierende Studium der Medizin und somit auch diese Arbeit ermöglicht haben.