

Valuierung von systemrelevanten Parametern von Cochlea Implantaten

Dissertation

Ausgeführt zum Zwecke der Erlangung des akademischen Grades eines Doktors
der technischen Wissenschaften unter der Leitung von

Em. Univ. Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Erwin Hochmair

C 728 Institut für Ionenphysik und Angewandte Physik, Universität Innsbruck

und

Em. Univ. Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Peter Pfundner

E 366 Institut für Sensor- und Aktuatorssysteme, Technische Universität Wien

eingereicht an der Technischen Universität Wien, Fakultät für Elektrotechnik und
Informationstechnik

von

Armina Kreuzer-Simonyan

0027656

Technikerstrasse 9b/1

A-6020 Innsbruck

Innsbruck, November 2018

Diese Arbeit widme ich meinem Vater.

INHALTSVERZEICHNIS

1	ABSTRACT	6
2	EINLEITUNG.....	8
	2.1 Motivation für diese Arbeit	8
	2.2 Physiologie des Hörens	10
	2.2.1 Anatomie	10
	2.2.2 Die Hörfläche	10
	2.2.3 Von der Schallquelle zur Hörwahrnehmung	11
	2.2.4 Erkrankungen des Hörsystems	15
	2.3 Generelle Funktionsweise von Cochlea Implantaten	15
	2.4 Die CIS-Sprachverarbeitungsstrategie	16
	2.5 Anpassungen von Cochlea Implantaten	18
	2.6 Kurzbeschreibung des Inhalts der Arbeit	20
3	UNTERSUCHUNGEN DER HAUTLAPPENDICKE UND EINFLUSS AUF DAS SPRACHVERSTEHEN	21
	3.1 Einführung	21
	3.2 Testpersonen	21
	3.3 Ermittlung der Hautlappendicke	22
	3.3.1 Testmethode.....	22
	3.3.1.1 Messung der Hautlappendicke mit Magnetkraft in Vitro.....	22
	3.3.1.2 Messung der Hautlappendicke mit Magnetkraft in Vivo	22
	3.3.1.3 Messung der Hautlappendicke mit Ultraschall.....	23
	3.3.2 Testergebnisse	23
	3.3.2.1 Ergebnis in Vitro	23
	3.3.2.2 Ergebnis in Vivo	24
	3.3.2.3 Ergebnis Ultraschall	26
	3.3.3 Diskussion	27
	3.4 Auswirkungen der Hautlappendicke auf den Praxisalltag	30
	3.4.1 Abhängigkeit der Telemetriemessung von der Hautlappendicke	31
	3.4.1.1 In vitro Messung	31
	a) Methode.....	31
	b) Ergebnis	31
	3.4.1.2 In vivo Messung.....	32
	c) Methode.....	32
	d) Ergebnis	32
	3.4.2 Ermittlung der Anpassungsparameter bei verschiedenen Abständen:....	37
	3.4.2.1 Methode.....	37
	3.4.2.2 Ergebnis	37

3.4.3	Untersuchung des Sprachverstehens in Abhängigkeit der Hautlappendicke	41
3.4.3.1	Methode.....	41
3.4.3.2	Ergebnisse.....	42
3.5	Diskussion	43
3.5.1	<i>Überprüfung der Stimulationsmuster beim OLSA-Satztest in Vitro bei verschiedenen Abständen</i>	43
3.5.1.1	Methode.....	44
3.5.1.2	Ergebnisse.....	44
4	EINFLUSS DER SPRACHKODIERUNGSSTRATEGIEN AUF DAS TONHÖHENUNTERSCHIEDUNGSVERMÖGEN	48
4.1	Testmethode	51
4.1.1	Testpersonen.....	51
4.1.2	Anpassung der patientenspezifischen Parameter	52
4.1.3	Test-Durchführung.....	54
4.1.3.1	Vorbereitung der Anpassungen.....	54
4.1.3.2	Tonhöhenunterscheidungstest.....	54
4.2	Ergebnisse	56
4.3	Diskussion	58
5	AUSWIRKUNG VERSCHIEDENER FILTERBREITEN AUF SPRACHVERSTÄNDNIS UND KLANGQUALITÄT	61
5.1	Einführung	61
5.2	Auswirkung verschieden starker Filterüberlappungen auf das Sprachverständnis	61
5.2.1	Testmethode.....	61
5.2.2	Testpersonen.....	65
5.2.3	Ergebnisse.....	65
5.3	Auswirkung maximal breiter Filter auf das Sprachverstehen	70
5.3.1	Testmethode.....	70
5.3.2	Testpersonen.....	72
5.3.3	Ergebnisse.....	72
5.4	Auswirkung verschiedener Überlappungsfrequenzen auf Melodieerkennung	73
5.4.1	Testmethode.....	73
5.4.2	Testpersonen.....	74
5.4.3	Ergebnisse.....	75
5.5	Diskussion	76
6	RESÜMEE DER DURCHGEFÜHRTEN TESTS	78
7	DANK	80
8	ABKÜRZUNGEN	81

9	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	82
10	TABELLENVERZEICHNIS	86
11	ANHANG.....	87
12	LITERATURVERZEICHNIS	96
13	CURRICULUM VITAE	99

1 ABSTRACT

Cochlear Implants are a well-established method to enable deaf or nearly deaf patients to recover hearing capabilities through electrical stimulation of the auditory nerve. Most cochlear implant users are able to reach a very high level of speech understanding in quiet, are able to communicate via telephone and watch television or cinema. However, they still report problems with speech understanding in noisy environments and with music perception. Furthermore, the clinical every day situation shows that although the indication for a cochlear implant has been given, there are some patients with more problems than others getting used to the cochlear implant.

In this work the years of experience with fitting of cochlear implant speech coding strategies to individual preferences were used to investigate the effects of some key parameters of fitting.

In the first part of the work the effect of the thickness of the skin flap is investigated. During cochlear implant surgery there are several habits on how to deal with the skin flap. While some surgeons are carefully thinning the flap, others do not. During daily life of a cochlear implant user, the thickness of the skin flap may have effects on the stimulation parameters, the speech perception and the battery life of the speech processor. Ways to determine the thickness of the skin flap and its effect on some of these parameters are investigated.

In the second part, the recent development of speech coding strategies towards frequency specific stimulation of electrodes is further investigated by performing a pitch perception test. The so-called fine structure (FS) speech coding strategy by the cochlear implant company Med-El was compared with the former continuous interleaved sampling (CIS) strategy when only two or three electrodes were activated, and the pitch of sinusoidal stimuli had to be discriminated. The effects of the number of active electrodes and of the stimulation rate were investigated.

In the third part of the work, the effect of modifying the filter mechanism of the filter bank was studied by comparing the normally used FIR filters, and modified FIR filters.

The work shows that most tested parameters have effect on speech perception, melody recognition, or pitch perception. Therefore, clinicians doing cochlear implant fittings must be aware of those parameters and understand their effects.

Cochlea-Implantate sind eine gut etablierte Methode, tauben oder fast tauben Patienten durch elektrische Stimulation des Hörnervs die Fähigkeit zu hören zurückzugeben. Die meisten Cochlea-Implantat-Träger erreichen einen sehr hohen Grad an Sprachverständnis in Stille, sind in der Lage zu telefonieren und fernzusehen oder im Kino Filme zu verstehen. Sie berichten aber trotzdem über Probleme mit dem Sprachverständnis in lauter Umgebung und mit Musikwahrnehmung. Zudem zeigt der klinische Alltag, dass einige Patienten trotz Indikation für ein Cochlea-Implantat mehr Probleme als andere haben, sich an ihr Cochlea-Implantat zu gewöhnen.

In dieser Arbeit wurde die jahrelange Erfahrung beim Anpassen von Cochlea-Implantat-Sprachkodierungsstrategien an individuelle Bedürfnisse genutzt, um die Auswirkungen einiger Schlüsselparameter bei der Anpassung zu untersuchen.

Im ersten Teil der Arbeit wurde der Effekt der Hautlappendicke untersucht. Chirurgen haben bei der Implantation verschiedene Herangehensweisen mit dem Hautlappen umzugehen. Während einige den Hautlappen sorgfältig ausdünnen, verzichten andere darauf. Im Alltag eines Cochlea-Implantat-Trägers kann die Hautlappendicke die Stimulationsparameter, das Sprachverständnis und die Lebensdauer der Batterie im Sprachprozessor beeinflussen. Es wurden Möglichkeiten untersucht, die Hautlappendicke und ihren Einfluss auf einige dieser Parameter zu bestimmen.

Im zweiten Teil wurden die aktuellen Entwicklungen der Sprachkodierungsstrategien in Richtung einer frequenzspezifischen Stimulation der Elektroden durch Tonhöhenwahrnehmungstests weiter untersucht. Die sogenannte Feinstruktur-Kodierungsstrategie (FS) des Cochlea-Implantat-Herstellers Med-El wurde mit der älteren Continuous-Interleaved-Sampling Strategie (CIS) verglichen. Dabei waren nur zwei oder drei Elektroden aktiv, und die Tonhöhen von sinusförmigen Stimuli mussten unterschieden werden. Der Einfluss der Anzahl der aktiven Elektroden und der Stimulationsrate wurden untersucht.

Im dritten Teil der Arbeit wurde der Einfluss von Modifikationen an der Filterbank untersucht, indem die standardmäßig eingesetzten FIR Filter mit modifizierten Filtern verglichen wurden.

Die Arbeit zeigt, dass die meisten untersuchten Parameter Einfluss auf das Sprachverständnis, die Melodieerkennung oder die Tonhöhenwahrnehmung haben. Kliniker, die Cochlea-Implantat-Anpassungen durchführen, müssen sich deshalb dieser Parameter bewusst sein und ihre Auswirkungen verstehen.

2 EINLEITUNG

2.1 Motivation für diese Arbeit

Wer sich über Jahre mit Cochlea Implantaten beschäftigt, ob in Form von Forschung über Signalverarbeitung und Verbesserung von Sprachkodierungsstrategien oder bei der täglichen Arbeit mit Patienten an der Klinik, sammelt jede Menge Erfahrung über die kleinen Drehschrauben, die das Leben dieser Patienten so sehr beeinflussen können. Sei es eine mühevollte Verbesserung der Stimulationslevel von einzelnen Elektroden und damit einer Verbesserung des Hörklangs oder eine Veränderung der Frequenzzuordnung zu den Elektroden usw. Wer sich wirklich Zeit nimmt für seine Patienten, kann erfahren, dass auch Menschen, die mit dem neuen Klang nach dem Aktivieren des Sprachprozessors gar nicht klar kamen, mit viel Geduld und zusammen „Reinhören“ am Ende zufriedener nach Hause gehen können.

In dieser Arbeit sind nicht nur rein technisch motivierte Studien dargestellt, sondern Studien aus der Erfahrung mit Betroffenen durchgeführt worden. Denn ein Cochlea Implantat hat nach wie vor nicht für alle Betroffenen den gleichen positiven Effekt, sondern kann sich bei unterschiedliche Ertaubungsursachen und verschieden ausgeprägten hochgradigen Schwerhörigkeiten unterschiedlich auswirken.

Die erfolgreiche Nutzung eines Cochlea Implantats hängt nicht nur ab von der Zusammenarbeit verschiedener Fachleute, sondern vor allem auch vom Umgang mit dem Patienten. Dabei spielt jeder einzelne der nachfolgend aufgelisteten Schritte eine besondere Rolle; und in jedem dieser Schritte können die Weichen für eine erfolgreiche Nutzung eines Cochlea Implantats gestellt werden:

1. Ausführliche Aufklärung vorab, auch mit den Familienangehörigen
2. Komplette Anamnese unter Berücksichtigung der Lebensumstände des Patienten
3. Operation
4. Anpassung der spezifischen Stimulationsparameter durch die Audiologen
5. Rehabilitation

Unter einer ausführlichen Aufklärung versteht man, dass der Patient über sämtliche Umstände seines Wegs bis zum „neuen Hören“ aufgeklärt wird. Nämlich, dass es nicht ausreicht eine Operation zu überstehen, sondern dass es postoperative Nachwirkungen wie Schwindel, Geschmacksstörungen usw. geben kann, dass eine mehrmonatige Rehabilitation nötig ist, dass man sich an den Umgang mit technischen Geräten gewöhnen muss und dass das Leben zwar angenehmer wird, aber nicht dem eines Normalhörenden entsprechen wird.

Zur Patientenanamnese gehören nicht nur physiologische und pathologische Statuserhebungen, sondern eine große Rolle spielen auch motorische, psychische und sonstige Fähigkeiten, wie in etwa die geistigen Fähigkeiten. So bringt es einem Patienten im hohen Alter nichts, wenn er geistig nicht mehr flexibel genug ist, sich an die neue Situation zu gewöhnen oder die Batterien im Sprachprozessor nicht mehr selbständig

wechseln kann. Vor allem auch das soziale Umfeld spielt eine große Rolle. Ein Patient, der isoliert lebt und nicht kommunizieren muss, wird sich sehr viel schwerer beim Erlernen der neuen Hörsituation tun als jemand, der sich in einem intakten, sozialen Umfeld bewegt. Auch die Möglichkeit und der Wille zu einer ausführlichen Rehabilitation und zum zuhause Üben muss gegeben sein, um schnell erfolgreich mit dem Implantat zu recht zu kommen.

Der kritischste Punkt bei der Operation ist natürlich die Einführung der Elektroden in die Cochlea, um die Stimulation aller Elektroden zu gewährleisten und damit die Möglichkeiten des Implantats maximal nutzen zu können. Daneben gehört aber auch die Platzierung und Befestigung des Implantats im Knochenbett und die Berücksichtigung der Hautlappendicke zu wichtigen Faktoren. Dieser letztere Punkt wird leider nur selten als wichtiger Punkt betrachtet, hat aber einigen Einfluss auf den Alltag eines Cochlea Implantat Trägers, wie die nachfolgende Arbeit zeigen wird. Neben der Operation spielt auch die medizinische Nachsorge eine Rolle um den Patienten bald wieder in den Alltag integrieren zu können.

Eine weitere zentrale Rolle spielt dann die individuelle Anpassung der Stimulationsparameter an die Hörfähigkeiten und –empfindungen des Patienten. Die Cochlea Implantat Hersteller sind bestrebt die Anpassung für die Audiologen möglichst einfach zu gestalten. Auf den ersten Blick mag dies auch sinnvoll sein, aber im Hintergrund des einfachen Anpassungsfensters der dafür entworfenen Software laufen komplexe Vorgänge ab. Leider kommt es durch den Zeitdruck auf die Audiologen und teilweise geringe Erfahrung und Aufklärung immer wieder dazu, dass nur die Elektrodenwiderstände in Form einer Telemetrie gemessen werden und dann die Werte für die angenehme Lautheit bei der Stimulation einzelner Elektroden mit dem Patienten angepasst werden. Weitere Parameter wie die Anpassung der Hörschwellen, der Test verschiedener verfügbarer Sprachkodierungsstrategien, eine Veränderung der Pulsbreite, eine Anpassung der Grenzfrequenzen der analysierenden Filterbank u.a. werden leider selten genutzt um die Sprachqualität und das Sprachverständnis zu verbessern. Auch eine gewisse Kreativität der Audiologen, bei der Anpassung möglichst viele akustische Situationen darzubieten, hilft dem Patienten entsprechend wertvolles Feedback zu geben und so die Parameter optimal einzustellen. Bei bilateral implantierten Patienten kommt hinzu, dass Grundeinstellungen wie z.B. die Sprachkodierungsstrategie, die Filterbankeinstellungen, Empfindlichkeit der Mikrophone etc. möglichst konstant zu halten sind. Zur Messung des Sprachverstehens der Patienten stehen diverse Hörtests zur Verfügung, wichtig ist aber vor allem die Rücksprache mit den Patienten, um die Einstellungen zu optimieren und dafür sorgen zu können, dass die Patienten die Klinik zufrieden verlassen.

Ist eine entsprechend gute Einstellung des Sprachprozessors gefunden, ist eine längerfristige Rehabilitation weiterer Grundstein für eine erfolgreiche Nutzung eines Cochlea Implantats. Das neue Hören mit dem Implantat muss ständig trainiert werden. Auch wenn der Patient die Klänge anfangs als unangenehm und ungewohnt empfindet, muss er zum regelmäßigen Hörtraining motiviert werden, ob in einer logopädischen Einrichtung der Klinik oder zuhause. Für das Training zuhause werden im allgemeinen Testmaterial oder weitere Empfehlungen für den Alltag aus der Rehabilitation mitgege-

ben. Dem Patienten muss schon bei der ersten Beratung bewusst gemacht werden, dass diese Rehabilitation einen Teil des Kreises zu einem erfolgreichen Hören mit dem Implantat ausmacht. Seitens der Fachleute spielt im gesamten Ablauf von der Erstvorstellung bis zur jährlichen Kontrolle des Implantats der Austausch zwischen den verschiedenen Disziplinen eine große Rolle, in deren Mittelpunkt der Patient stehen muss. Schlussendlich ist einer der wichtigsten Faktoren jedoch die Geduld. Geduld des Patienten beim Hören lernen, Geduld der Audiologen die richtige Anpassung zu finden, Geduld des sozialen Umfelds des Patienten mit ihm zu üben und Rücksicht zu nehmen, Geduld der Logopäden bei der Rehabilitation. Cochlea Implantate sind hochtechnische, weitentwickelte Geräte, dennoch kann man den Weg zu einer erfolgreichen Nutzung damit vergleichen, wie es ist eine neue Sprache zu lernen und dies erfordert Zeit.

Im Nachfolgenden soll zuerst die Physiologie des Hörens erklärt werden, dann die Funktionalität eines Cochlea Implantats und die aus dieser Motivation resultierenden Versuche mit Cochlea Implantat Trägern kurz erläutert werden.

2.2 Physiologie des Hörens

2.2.1 Anatomie

Das Hörsystem des menschlichen Ohres besteht aus drei Teilen (siehe Abbildung 1): das Außenohr mit der Ohrmuschel und dem Ohrkanal, das Mittelohr mit dem Trommelfell und den Gehörknöchelchen Hammer, Amboss und Steigbügel und das Innenohr mit der Hörschnecke und dem Vestibularsystem, das für den Gleichgewichtssinn verantwortlich ist.

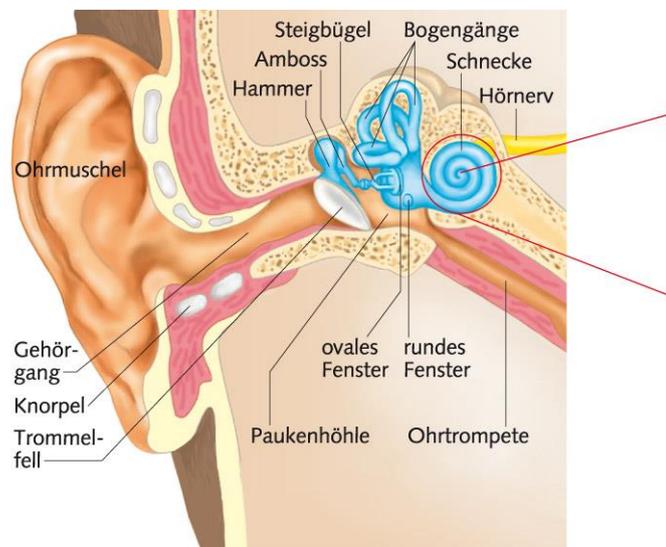


Abbildung 1: Anatomie des menschlichen Ohres (entnommen, Suva Broschüre «Musik und Hörverlust»)

2.2.2 Die Hörfläche

Als Hörfläche wird der Bereich der akustischen Reize bezeichnet, die der Mensch ohne Schmerzempfindung wahrnimmt. Das menschliche Ohr kann Frequenzen im Bereich zwischen 20Hz und 20 kHz wahrnehmen. Der geringste vom Menschen wahrgen-

nommene Schalldruck bei einer Frequenz von 1 kHz beträgt 20 μPa . Dabei variiert der gerade wahrnehmbare Schalldruck, die sogenannte Hörschwelle, in Abhängigkeit von der Frequenz. Diese ist Bereich von 3kHz besonders niedrig. Die Hörschwelle wird im Maß Schalldruckpegel mit der Einheit dB SPL angegeben. Dabei wird der Schalldruckpegel bei 1kHz auf 0 dB SPL¹ normiert. Bei ca. 140dB SPL ist die Schmerzgrenze erreicht (von Békésy, 1960). In Abbildung 2 ist der hörbare Bereich des menschlichen Ohres für Sprache und Musik dargestellt (Dunn and White, 1940).

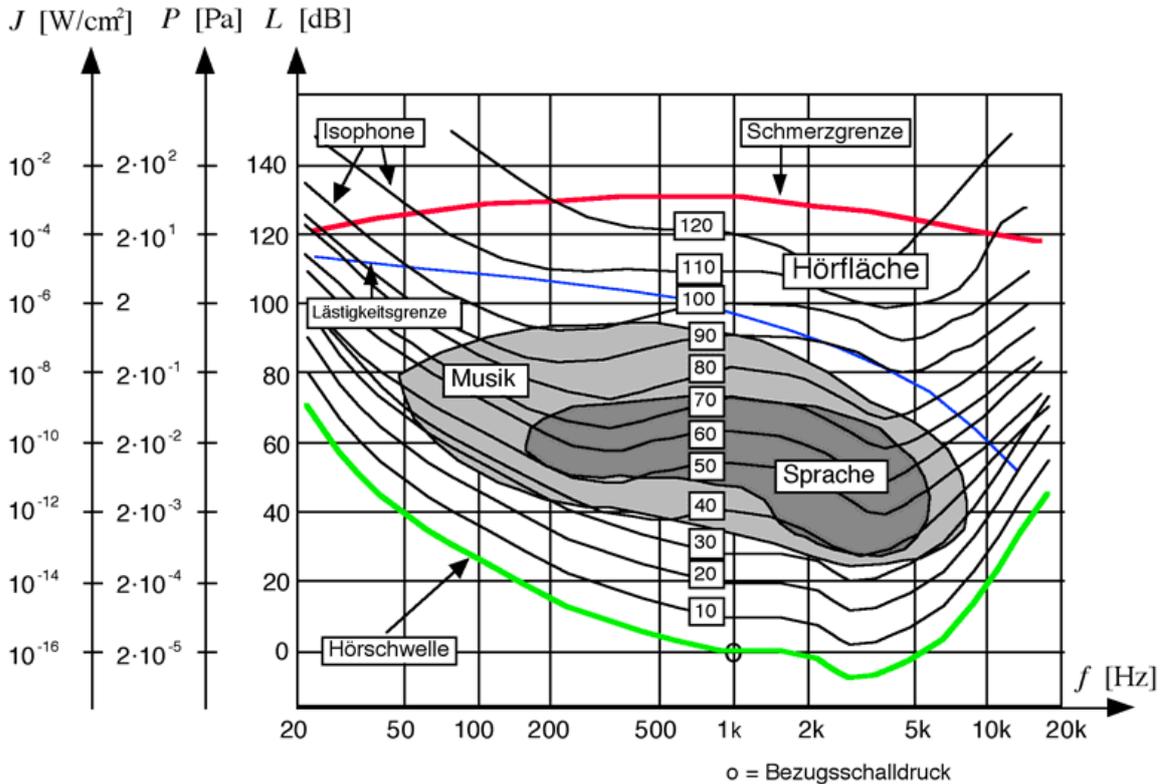


Abbildung 2: Die durchschnittlich gerade wahrnehmbare Hörschwelle (durchgezogene Linien) Schmerzgrenze, Lästigkeitsgrenze und Isophonen, die Schmerzgrenze (rote Linie) und der Bereich für die Wahrnehmung von Sprache und Musik (Everard Sigal (2005))

2.2.3 Von der Schallquelle zur Hörwahrnehmung

Schallwellen werden von der Ohrmuschel aufgenommen und durch den Außenohrkanal zum Trommelfell geleitet. Dies führt zu einer Schwingung des Trommelfells und einer Vibration der umgebenden Knochenstruktur. Die drei Gehörknöchelchen im Mittelohr transferieren diese Vibrationen dann über den Steigbügel, dessen Fußplatte auf dem ovalen Fenster aufliegt und übertragen diese zum Innenohr. Das Mittelohr ist gefüllt mit Luft - das Innenohr mit einer Flüssigkeit, genannt Perilymphe. Die Funktionalität des Mit-

¹ Nach ANSI S1.1-1994 ist der Schalldruckpegel (SPL) $L_p = 20 \log_{10} \left(\frac{p}{p_{ref}} \right)$, wobei p die Quadrat-

wurzel des Schalldruckpegels in Pascal ist ($\text{Pa} = \text{N/m}^2$), und p_{ref} der Referenzschalldruck in Gasen, definiert auf 20 μPa .

telohrs ist dabei, die unterschiedlichen Wellenwiderstände von Luft am Trommelfell und Perilymphe am ovalen Fenster auszugleichen (Goode et al., 1994), indem sie die Schallwellen um ein Vielfaches verstärken.

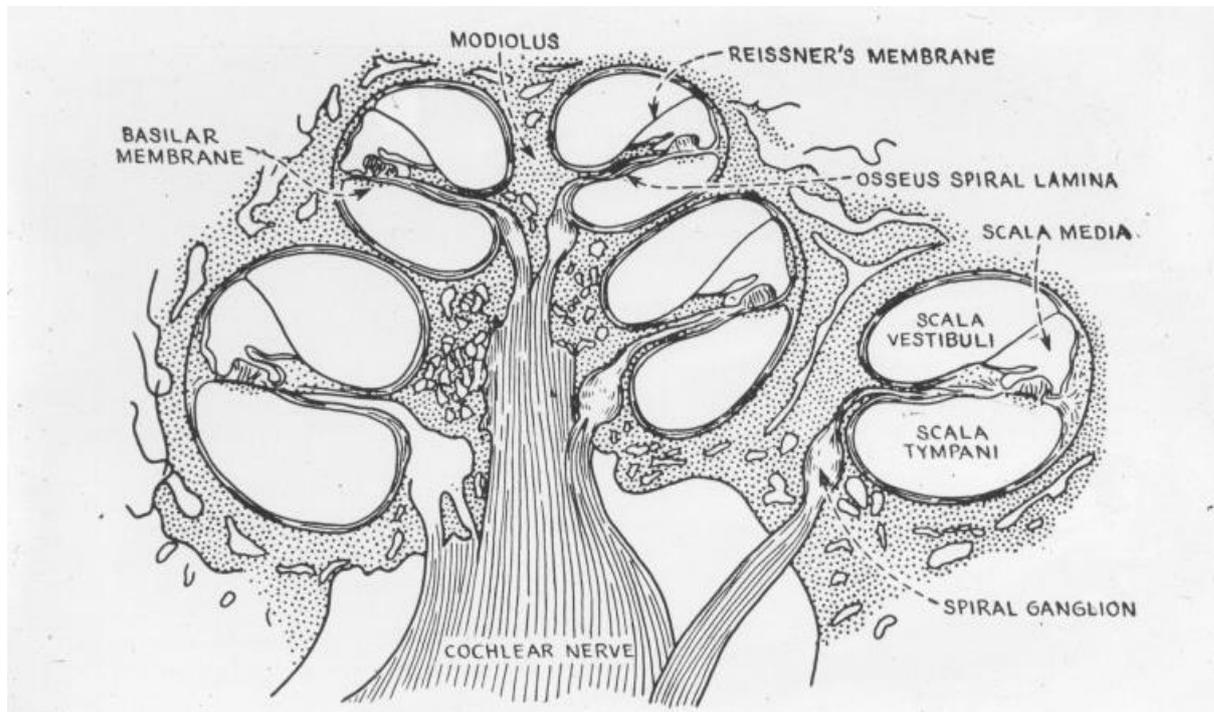


Abbildung 3: Querschnitt durch die Hörschnecke (Henry Gray (1918) *Anatomy of the Human Body*)

Das Innenohr, auch Cochlea, hat eine schneckenförmige Form und besteht aus drei mit Flüssigkeit gefüllten Kanälen, die sich über die gesamte Länge der Cochlea erstrecken, die Scala Vestibuli, Scala Tympani und Scala Media (Abbildung 3). Die Scala Vestibuli und Scala Tympani sind mit Perilymphe gefüllt und sind an der Spitze der ca. 2,5 mal gewundenen und 35 mm langen Cochlea verbunden. Zwischen der Scala Media und der Scala Tympani liegt die Basilarmembran, zwischen der Scala Media und der Scala Vestibuli die Reissnersche Membran. Auf der Basilarmembran liegt das Corti Organ, auf dem eine Reihe innerer und drei Reihen äußere Haarzellen liegen (Abbildung 5).

Die sinusförmige Bewegung des Steigbügels auf dem ovalen Fenster ruft Wanderwellen in der Cochlea hervor. Durch die unterschiedlichen elastischen Eigenschaften der Basilarmembran – an der Basis steifer als am Apex – entstehen abhängig von der Frequenz der ursprünglichen Schallwelle an unterschiedlichen Orten entlang der Membran Oszillationsmaxima (von Békésy, 1947; von Békésy, 1960). Hohe Frequenzen produzieren ein Maximum an der Basis, tiefe Frequenzen am Apex. Die Abbildung 4 von der Frequenz des Schalls in einem bestimmten Ort der Basilarmembran wird als Frequenz-Ortsabbildung oder Tonotopie bezeichnet. Die Verschiebung der Flüssigkeit im Innenohr wird dabei durch das runde Fenster im basalen Teil der Scala Tympani ausgeglichen.

In Abbildung 4 ist die Anordnung der musikalischen Töne entlang der Cochlea dargestellt nach einer Theorie von Helmholtz (1863). Deutlich sichtbar ist, dass auch Helmholtz schon von einer Frequenz-Ortszuordnung ausging und die Wahrnehmung von

die Refraktärzeit (ungefähr 0,5ms) der Nervenzellen des Hörnervs limitiert auf Stimulationsraten von maximal ca. 2000Hz (van der Honert et al., 1997; Abbas et al., 1999).

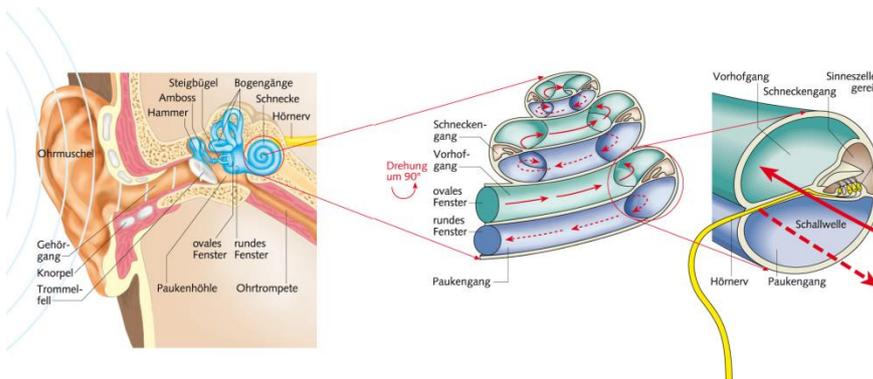


Abbildung 6: Von der Schallquelle bis zum Hörnerv (modifiziert nach Braus-Elze und Deetjen, Speckmann, Hescheler: Physiologie, Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag, 4 Aufl. 2004)

In Abbildung 6 ist nochmals das ganze Prinzip der Hörwahrnehmung, von der Schallquelle über das Mittelohr ins Innenohr und bis zur Erregung des gelb dargestellten Hörnervs im rechten Bild veranschaulicht.

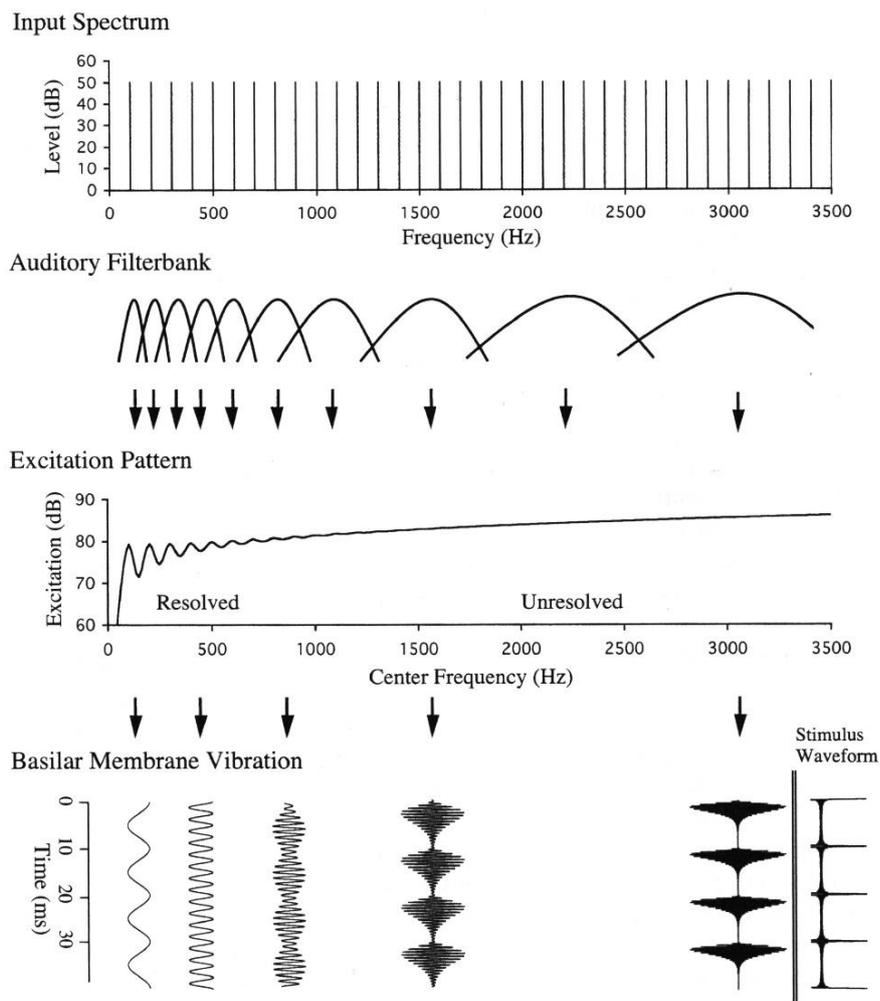


Abbildung 7: Prinzip der Tonhöhenwahrnehmung im menschlichen Ohr (Pitch, Neural Coding and Perception, Cristopher J. et al., Springer Book. Volume 24 2005)

Neben der Frequenz-Orts-Zuordnung ist das menschliche Gehirn zusätzlich in der Lage, verwertbare Informationen aus der zeitlichen Abfolge von Aktionspotentialen in den Nervenfasern abzuleiten. Dabei spielt die Frage, in welchen Fasern diese Impulse auftreten, nur eine untergeordnete Rolle. Man nennt dies das Periodizitätsprinzip. In Abbildung 7 wird das Prinzip der Tonhöhenenerkennung als Kombination aus Ortszuordnung und Ratenerkennung erklärt. Das idealisierte Eingangssignal bestehe z.B. aus Dirac-Impulsen einer gegebenen Rate. Sein Spektrum ist in Abbildung 7 beispielhaft für eine Rate von 100Hz dargestellt.

Auf der als Filterbank wirkenden Basilarmembran entstehen an verschiedenen Orten, die der Grundfrequenz und ihren Harmonischen entsprechen, Oszillationsmaxima. Bei tiefen Frequenzen fällt eine einzige Harmonische bzw. die Grundfrequenz in den Bereich eines Filters. Das resultierende räumliche Erregungsmuster weist deutliche Maxima bei den Harmonischen auf. Bei höheren Frequenzen fallen zunehmend mehr Harmonische in den Bereich eines Filters, so dass deren Frequenzen nicht mehr räumlich aufgelöst werden können. Trotzdem weist auch die Erregung in höherfrequenten Bereichen ein ausgeprägtes zeitliches Muster mit der Frequenz des Eingangssignals auf, das vom Gehirn verarbeitet werden kann. [www.europeanmedical.info/auditory-nerve/resolved-and-unresolved-harmonics-341-defining-resolvability.html]

2.2.4 Erkrankungen des Hörsystems

Hörschädigungen können an verschiedenen Teilen der Hörkette auftreten. Die gravierendsten Schäden jedoch entstehen im Innenohr. Dort wird durch verschiedene Ursachen die Beweglichkeit der inneren Haarzellen eingeschränkt und somit die Reizung der Hörnervenfasern gestört.

Eine solche Innenohrschwerhörigkeit kann z.B. durch eine Verknöcherung des Innenohrs (Otosklerose), einen Bruch der Cochlea bei einem Unfall und somit Austritt der Perilymphe, Hörstürze oder verschiedene andere Krankheiten wie Usher-Syndrom, Morbus Menière oder Cogan-Syndrom hervorgerufen werden. Auch ein Akustikusneurinom, ein Tumor auf dem Hörnerv, kann die Reizweiterleitung verhindern.

In der Folge leiden die Patienten unter einer hochgradigen Schwerhörigkeit. Falls diese an Taubheit grenzt, der Hörnerv aber noch intakt ist, liegt die Indikation für ein Cochlea-Implantat (CI, Innenohrimplantat) vor.

2.3 Generelle Funktionsweise von Cochlea Implantaten

Ein Cochlea-Implantat ist eine Hörprothese, die hochgradig schwerhörigen und gehörlosen Menschen, die wenig oder gar keinen Nutzen aus Hörgeräten ziehen können, das Hören ermöglicht. Es besteht aus zwei Teilen - dem internen Implantat und dem externen Sprachprozessor, der hinter dem Ohr getragen wird. Cochlea-Implantate wandeln Schall in elektrische Pulse um. Diese elektrischen Pulse stimulieren den Hörnerv, und das Gehirn interpretiert sie als akustisches Ereignis.

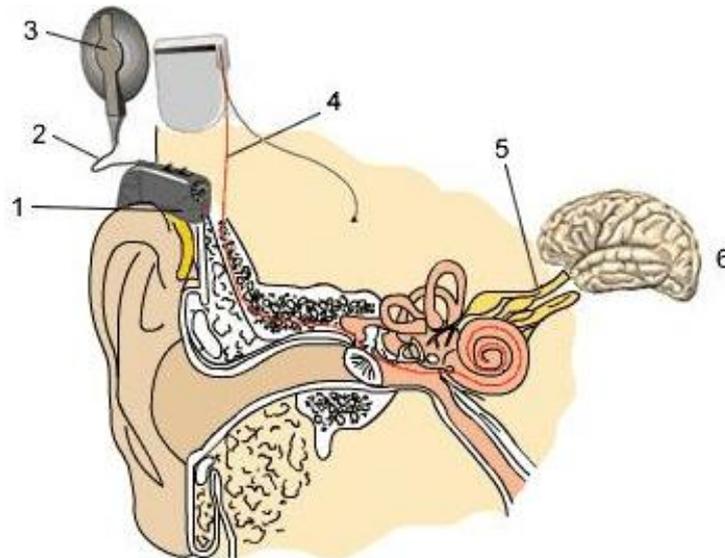


Abbildung 8: Funktionsweise und verschiedene Teile des Cochlea Implantat-Systems (www.medel.com)

Grob skizziert besteht die Funktionsweise eines Cochlea-Implantats aus folgenden Schritten (siehe Abbildung 8):

1. Schallwellen aus der Umgebung werden vom Mikrofon des CI-Audioprozessors aufgenommen.
2. Der CI-Audioprozessor analysiert die Schallschwingungen und wandelt sie in ein spezielles elektrisches Pulsmuster um.
3. Dieses Pulsmuster wird zur Spule und anschließend induktiv d.h. per Magnetfeld durch die Haut zum Implantat gesendet.
4. Das Implantat empfängt das Pulsmuster und leitet es an Elektroden in der Cochlea (Scala Tympani) weiter.
5. Die Elektroden stimulieren die Cochlea.
6. Der Hörnerv empfängt das Signal und schickt es ans Hörzentrum im Gehirn.
7. Das Gehirn empfängt die Aktionspotentiale des Hörnervs und interpretiert sie als akustisches Ereignis (Geräusch, Sprache).

2.4 Die CIS-Sprachverarbeitungsstrategie

Ein fundamentaler Teil der Funktionsweise von Cochlea-Implantaten ist die Sprachverarbeitungsstrategie, die die vom Mikrofon aufgenommenen Signale analysiert und in eine entsprechende Stimulation der Cochlea durch die Elektroden umsetzt. Die CIS (Continuous Interleaved Sampling) Sprachverarbeitungsstrategie (Wilson et al., 1991) ist hierbei eine maßgebliche Grundlage für alle heutigen Cochlea-Implantatsysteme. Diese beruht in Kombination mit der Lage der Elektroden in der Cochlea auf dem Frequenz-Ortszuordnungsprinzip bei normalhörenden Ohren.

In Abbildung 9 ist ein Blockdiagramm der digital implementierten Signalverarbeitung der CIS-Strategie gezeigt. Das Eingangssignal, das durch das Mikrofon des Sprachprozessors aufgenommen wird, wird - optional mit automatischer Verstärkungskontrolle (AGC, Automatic Gain Control) vorverstärkt und dann hochpassgefiltert, um die

lauten Spektralanteile unter 1,2 kHz abzusenken. Dieser Hochpassfilter besteht in der Standard-CIS-Strategie aus einem Hochpassfilter 1. Ordnung. Diese Filterung passt das Signal außerdem an die Charakteristik des menschlichen Außen- und Mittelohrs im Bereich von 70 bis 8500 Hz an, wobei dieser Frequenzbereich im Allgemeinen im Rahmen der Feinanpassung der Stimulationsparameter vom Audiologen variiert werden kann.

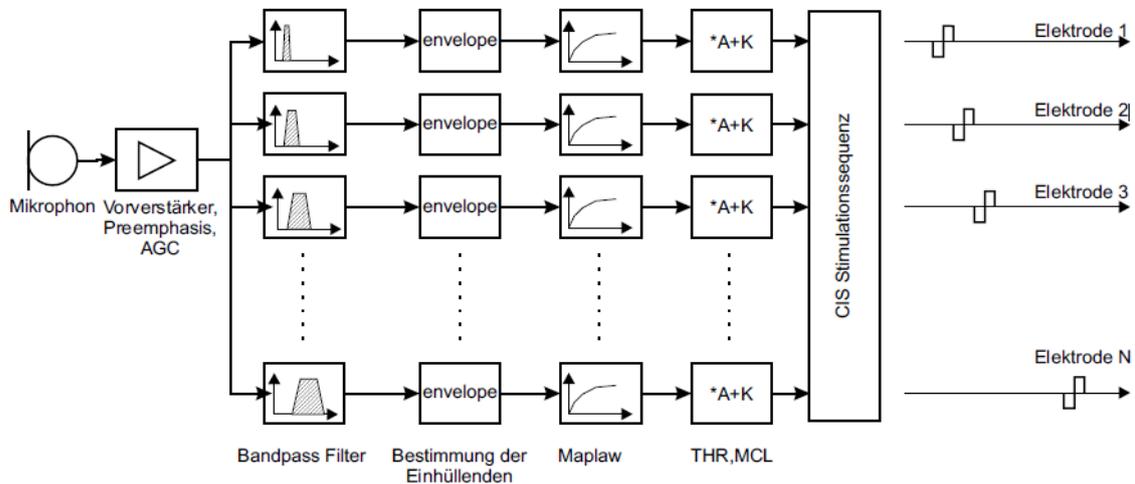


Abbildung 9: Blockdiagramm der CIS Strategie nach Wilson et al., 2005.

Das Ausgangssignal nach der Vorfilterung wird von einer Filterbank analysiert. Dabei entspricht die Anzahl der Filter der Anzahl der stimulierbaren Elektroden des Implantats. Die Mittenfrequenzen der Bandpässe in der Filterbank entsprechen einer logarithmischen Skala, da die Frequenzaufteilung in der Cochlea eines gesunden Gehörs annähernd logarithmisch ist (Rohen, 1994). Dann wird die Amplitude der Einhüllenden bestimmt (Helms et al., 2001). Danach erfolgt in der mit „map-law“ bezeichneten Verarbeitungsstufe eine Kompression, um den großen Dynamikbereich des akustischen Signals auf den schmalen Dynamikbereich des elektrischen Hörens zu übertragen. Sie erfolgt statisch durch eine geeignete Nichtlinearität. Man nennt sie daher instantane Kompression. In der letzten Stufe erfolgt die Anpassung des errechneten Stimuluswertes an den individuellen Dynamikbereich des Patienten durch Skalierung ($*A$) und Addition eines Offsets ($+K$). Skalierungsfaktor und Offset werden für jeden Kanal bei der Patientenanpassung über die Stimulationsparameter MCL (most comfortable level) und THR (threshold = gerade wahrnehmbarer Höreindruck) ermittelt. Das so entstehende Ausgangssignal wird dann verwendet, um die Amplitude biphasischer Pulse zu modulieren. Entsprechend der Tonotopie bei normal Hörenden werden dann Stimuli aus tieffrequenten Bändern Elektroden im apikalen Bereich und Stimuli aus hochfrequenten Bändern Elektroden im basalen Bereich zugeordnet.

Bei verschiedenen Herstellern von Cochlea Implantaten gibt es verschiedene Ansätze, das Tonotopieprinzip umzusetzen. Die in dieser Arbeit verwendeten Implantate C40+ und PULSAR CI100 der Firma Med-El haben einen Elektrodenträger mit zwölf Elektroden in einem Abstand von je 2,4mm, d.h. die oben genannte Filterbank besteht aus maximal zwölf Filtern. Andere Hersteller verwenden bis zu 22 Elektroden mit geringerem Abstand. Eine Einführung des Elektrodenträgers bis zur Spitze der Cochlea, dem Helicotrema, kann dabei mit keinem Implantat erreicht werden. Die Stimulation des Hör-

nerv erfolgt durch elektrische Impulse (Tobias, 1970; Miller und Spelman, 1989). Dabei wird zwischen der jeweils stimulierten Elektrode und einem Massekontakt außerhalb der Cochlea ein elektrisches Feld aufgebaut, das die Nerven reizt.

Bei gleichzeitiger Stimulation aller Elektroden würden das nichtlineare Verhalten der Nerven und das Summieren der Felder mehrerer Elektroden dazu führen, dass Nerven aktiviert würden, die von keinem Einzelstimulus erreicht werden würden (Zwicknagel, 2001). Mit der CIS Sprachverarbeitungsstrategie werden die Elektroden daher nacheinander (d.h. „interleaved“) stimuliert. Dabei wird bei der Stimulationsreihenfolge der Kanäle darauf geachtet, möglichst weit voneinander entfernt liegende Elektroden nacheinander zu stimulieren, z.B. ist bei zwölf aktiven Elektroden die Sequenz [1 7 2 8 3 9 4 10 5 11 6 12] üblich. Die Stimulationsrate pro Elektrode kann vom Audiologen eingestellt werden.

2.5 Anpassungen von Cochlea Implantaten

Im Nachfolgenden soll kurz eine typische Anpassung der Parameter der Sprachkodierungsstrategie beschrieben werden.

Zu Beginn der Anpassung wird eine Telemetriemessung durchgeführt. Diese kann verwendet werden um eine Bestätigung über die korrekte Funktion des Implantats, sowie weitere Informationen, die für die Programmierung des Sprachprozessors hilfreich sein können, zu erhalten. Die Messung wird mittels Diagnostic Interface Box und zugehöriger Sendespule mit der Med-El CI.STUDIO+ Software durchgeführt. Während der Messung sendet die Spule der Diagnostic Interface Box (DIB-Spule) digitalisierte Daten an das Implantat. Als Folge erzeugt das Implantat an Elektroden sequenzielle, biphasische, in der Ladung ausgeglichene Strompulse.

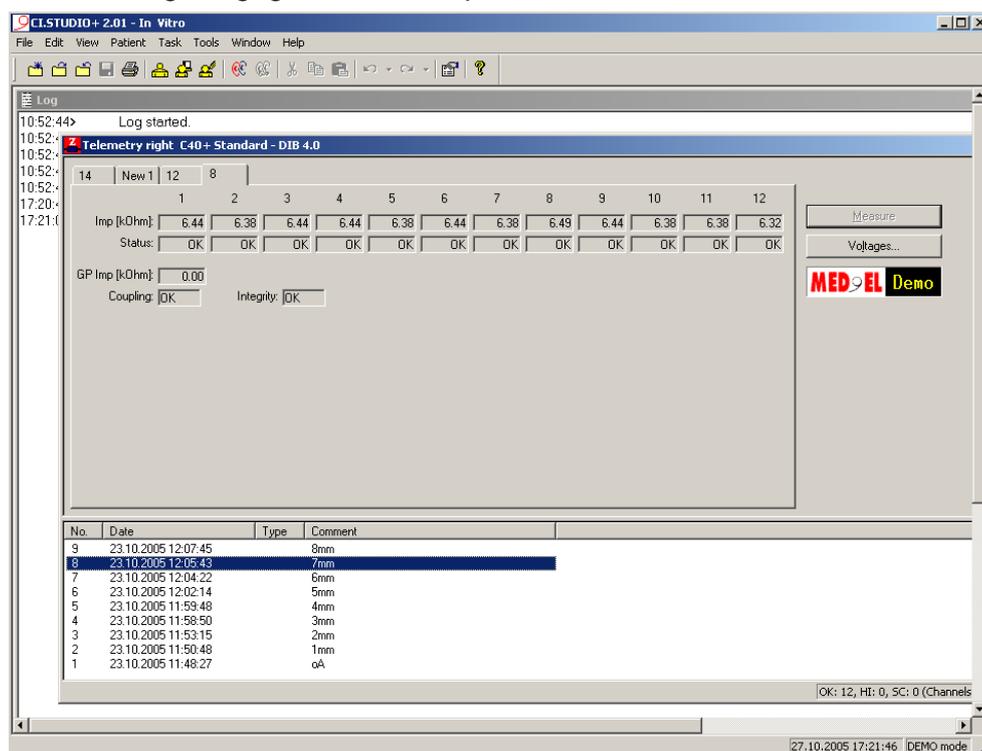


Abbildung 10: Übersicht über das Fenster des Telemetrie-Moduls der CI.STUDIO+ Software

Am Ende eines biphasischen Pulses wird die Information über die Spannung an den Elektroden in einem besonderen Arbeitsmodus des Implantats mit Hilfe der Spule zur DIB übertragen. Nach dieser Datenübertragung werden die Ergebnisse in der CI.STUDIO+ Software verarbeitet und als Elektrodenimpedanzen dargestellt.

In Abbildung 10 ist das Telemetrie-Fenster der CI.STUDIO+ Software gezeigt mit einer Beispielmessung. Die Telemetriemessung sendet „OK“ zurück für jede Elektrode, die innerhalb des erlaubten Bereichs liegt. Sollte dies nicht der Fall sein, ist eine Anpassung der Stimulationsparameter für diese Elektrode nachfolgend gesperrt.

Nach der Telemetriemessung erfolgt die Anpassung einzelner Elektroden an das Lautheitsempfinden des Patienten. Normalerweise wird der Strom einer einzelnen Elektrode zuerst langsam erhöht, bis der Patient klar und deutlich einen Ton wahrnimmt. Der Pegel wird dann so erhöht, dass der Patient den Eindruck einer angenehmen Lautstärke (most comfortable level = MCL) angibt. Dies wird für alle aktivierbaren Elektroden wiederholt und dabei immer wieder der Lautstärkeneindruck mit den bereits gemessenen Elektroden verglichen, so dass für alle Elektroden der Strom für eine gleiche Lautstärkenempfindung festgelegt wird. Danach erfolgt die Anpassung der minimalen Strompegel, die zu einer gerade wahrnehmbaren Lautstärkenempfindung, dem Threshold (THR) führen. Bei beiden Messungen soll die jeweilige Schwelle dabei mehrfach bewusst über- und unterschritten werden, um die korrekte Einstellung zu finden.

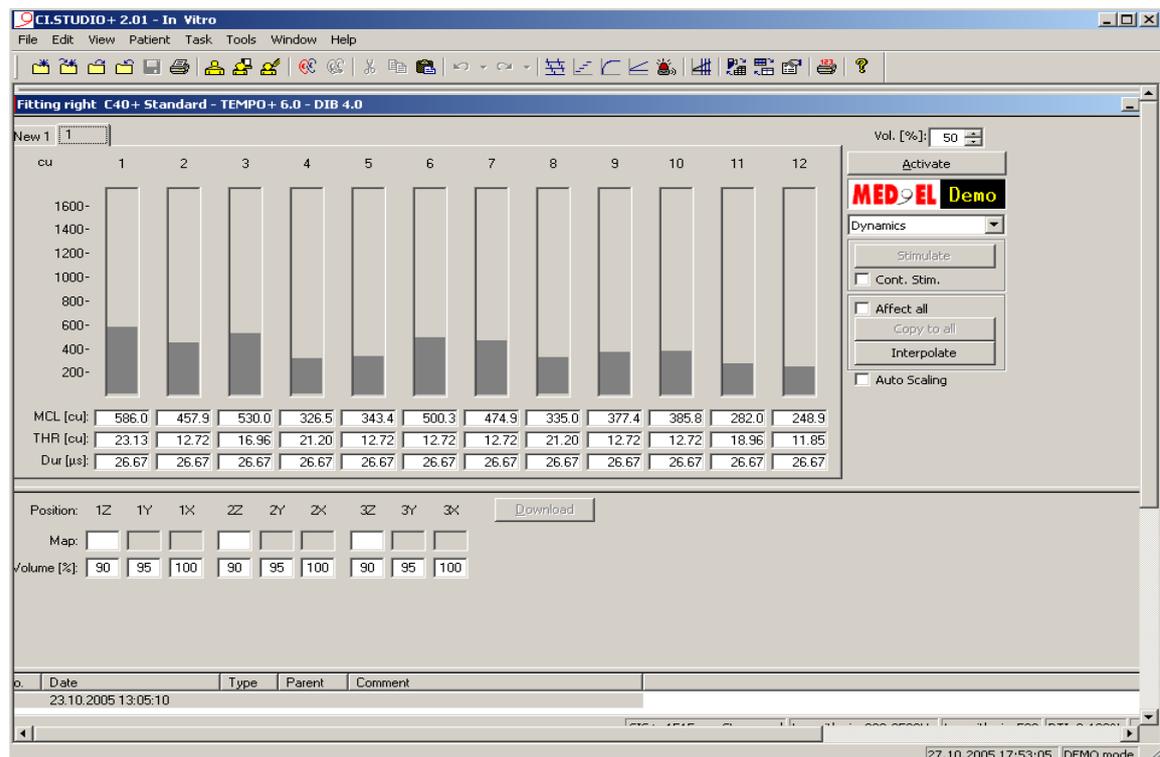


Abbildung 11: Anpassungsfenster der CI.STUDIO+ Software.

In der CI.STUDIO+ Software sind zur Einstellung der Stromamplituden jeweils die Pulsdauern der biphasischen Stimulationsspulse auf minimale Pulsdauer von 26,7µs voreingestellt. Sollte die maximale Stromstärke zur Erreichung des MCLs nicht ausreichen, kann die Pulsdauer erhöht werden und damit der Lautheitseindruck erhöht werden. Für jede Elektrode werden dann THR-, MCL-Werte und Pulsdauern gespeichert. Abbil-

dung 11 zeigt eine patientenspezifische Anpassung. Die MCL und THR-Werte werden hier in current units = cu (1cu entspricht in etwa 1 μ A) angegeben. In dieser Anpassung sind für alle aktiven Elektroden bereits die MCL- und THR-Werte gemessen. Diese bilden für den Patienten den Dynamikbereich der jeweiligen Elektrode, innerhalb dessen die Stimulationsamplituden für die Sprachkodierung liegen.

2.6 Kurzbeschreibung des Inhalts der Arbeit

In der nachfolgenden Arbeit werden drei Hauptthemen, die im Rahmen der Arbeit an der Klinik mit Cochlea Implantat Patienten entstanden sind, untersucht.

Zum einen fällt bei der interoperativen Messung der Elektrodenimpedanzen mittels Telemetrie auf, dass diese nur möglich ist, wenn der Abstand von Messspule zu Implantat nicht zu groß ist. Während der Operation kann dies z.B. durch die Vergrößerung des Abstands durch ein um den Kopf des Patienten gebundenes Handtuch passieren. Nach der Operation kann die Schwellung der Haut eine Ursache sein. Allerdings gibt es teilweise noch bei der Erstanpassung der Stimulationsparameter Probleme. Diese werden hervorgerufen durch eine zu große Hautlappendicke zwischen Sendespule und dem Implantat unter der Haut. Ist die Hautlappendicke zu groß, reichen die vom Hersteller bereitgestellten Magnete nicht aus um die Spule über dem Implantat zu halten. Auch auf die Stimulationsparameter hat die Hautlappendicke einen Einfluss. Im ersten Teil der Arbeit wird daher eine einfache Methode zur Ermittlung der Hautlappendicke und deren Einfluss auf Stimulationsparameter und Sprachverstehen vorgestellt.

Im zweiten Teil der Arbeit soll die neu entwickelte Feinstruktur (FS) Sprachkodierung im Vergleich zur etablierten CIS Sprachkodierungsstrategie genauer untersucht werden. Im Rahmen der Anpassung der Parameter der FS Strategie interessiert vor allem, ob durch eine Erhöhung der Abtast- und somit Stimulationsrate der Elektroden, auf denen Feinstrukturstimulation angewendet wird, eine Verbesserung in der Tonhöhenunterscheidung und damit folgend auch beim Sprachverstehen erzielt werden kann. Neben der Stimulationsrate wurde bei diesen Tests auch die Lage der Frequenz der Teststimuli in Bezug auf die Filtergrenzen zwischen zwei benachbarten Elektroden variiert. Dies soll Aufschluss geben über die Auswirkung der Filterbanken und das Zusammenwirken mehrere Elektroden auf die Tonhöhenunterscheidung.

Neben den allgemein angepassten Stimulationsparametern wie THR und MCL oder der Stimulationsrate und der Sprachkodierung können mit dem Laborsystem von Med-El auch Parameter innerhalb der Signalanalyse verändert werden. Ein Parameter, der dabei einen besonderen Einfluss auf das Sprachverstehen haben kann, ist der Typ der Bandpassfilter der Filterbank. In den aktuellen Sprachkodierungsstrategien von Med-El werden über Kaiserfenster entworfene FIR Filter verwendet. Deren Frequenzgang ist glockenförmig. Benachbarte Filter überlappen bei einer Dämpfung von 3dB. Es wurde allerdings noch nie getestet, welche Auswirkungen sich auf Sprachverstehen und Klangqualität ergeben, wenn man die Dämpfung bei der Überlappung ändert. In dieser Arbeit wurden das Sprachverstehen und die Melodieerkennung für 2dB, 3dB und 6dB Dämpfung getestet.

3 UNTERSUCHUNGEN DER HAUTLAPPENDICKE UND EINFLUSS AUF DAS SPRACHVERSTEHEN

3.1 Einführung

In diesem Teil der Arbeit soll herausgefunden werden, wie dick der Hautlappen zwischen äußerer Sendespule (3) und dem Implantat (2) unter der Haut bei verschiedenen Cochlea Implantat-Trägern ist und ob das Sprachverstehen von der Dicke der Hautlappen beeinträchtigt wird. Zusätzlich wurde die Abhängigkeit der Funktionsfähigkeit des Implantates vom Abstand der äußerlich anliegenden Sendespule zum Implantat unter der Haut gemessen.

Um die Signale vom Sprachprozessor auf das Implantat zu übertragen, wird eine Sendespule über das Implantat gelegt und die Signale induktiv übertragen. Dabei wird die Sendespule über dem Implantat festgehalten, in dem in beiden Elementen je ein Magnet angebracht ist. Die Hautlappendicke wirkt sich dabei direkt auf die nötige Magnetkraft aus, die nötig ist, um die Sendespule auf dem Magneten des Implantats zu halten. Die daraus ermittelte Hautlappendicke wurde mittels Ultraschalls exemplarisch überprüft. Nach der Messung der Hautlappendicke wurde mit einer Telemetriemessung die Funktionsfähigkeit des Implantates gemessen, d.h. es wurde ermittelt, ob die Telemetriemessung bei verschiedenen Abständen einwandfrei funktioniert. Schließlich wurde eine Anpassung der spezifischen Parameter für jede Testperson und anschließend der Oldenburger Satztest (OLSA-Test) bei verschiedenen Abständen durchgeführt. Die Tests wurden sowohl in Vivo als auch in Vitro durchgeführt.

3.2 Testpersonen

Vier männliche und vier weibliche Personen nahmen freiwillig an den Tests teil. Alle Testpersonen waren deutschsprachig (Muttersprache).

Testperson ID	Implantat Typ	Anzahl der aktiven Kanäle
A1	C40+	10
A2	PULSAR CI100	12
A3	C40+	8
A4	PULSAR CI100	11
A5	C40+	11
A6	PULSAR CI100	7
A7	PULSAR CI100	10
A8	C40+	12

Tabelle 1: Versuchsteilnehmer für Hautlappenmessung- bzw. Oldenburger Sprachtests (OLSA)

3.3 Ermittlung der Hautlappendicke

3.3.1 Testmethode

3.3.1.1 Messung der Hautlappendicke mit Magnetkraft in Vitro

Um den Einfluss der Hautlappendicke mittels Magnetkraft zu messen, wurden verschiedene Hautlappendicken mit verschiedenen dicken Kunststoffplättchen simuliert. Bei der in Vitro Messung wurden dazu auf ein nicht implantiertes, auf dem Tisch fixiertes Implantat verschieden dicke Kunststoffplättchen gelegt. Darauf wurde ein Magnet gesetzt, der mit einer Federwaage verbunden war. Dann wurde der Magnet abgezogen und die dazu nötige Kraft mit der Federwaage gemessen (siehe Abbildung 12).



Abbildung 12: Messung der Abziehungskraft in Abhängigkeit von der Dicke der Kunststoffplättchen

3.3.1.2 Messung der Hautlappendicke mit Magnetkraft in Vivo

Für die in Vivo Messung wurde mit dem gleichen Verfahren an der implantierten Testperson mit der Federwaage gemessen. Hierzu wurde der Magnet zuerst direkt von außen über dem Implantat platziert und auch dann zusätzlich Kunststoffscheiben zwischengelegt und die jeweils nötige Kraft zum Abziehen des Magneten gemessen (siehe Abbildung 13).



Abbildung 13: Messung der Hautlappendicke mit einer Federwaage mit verschiedenen Abständen (zwischen Implantat und Magnet werden verschiedenen dicke Kunststoffplättchen gelegt)

Die Messung wurde für jeden durch die Kunststoffplättchen festgelegten Abstand vier mal durchgeführt und anschließend der Mittelwert (Arithmetisches Mittel) gebildet.

3.3.1.3 Messung der Hautlappendicke mit Ultraschall

Die Hautlappendicke kann außerdem mittels Ultraschalls ermittelt werden. Dazu wird der Ultraschallkopf auf das Implantat gesetzt. Um ein gutes, störungsfreies Bild zu erhalten, darf zwischen dem Schallkopf und der Kopfhaut keine Luft mehr vorhanden sein, da die Schallwellen sonst nicht in den Körper eindringen können. Dies wird durch eine Gelschicht (10 mm) sichergestellt, welche auf die Haut und auf den Schallkopf aufgetragen wird. Der zu untersuchende Bereich wird anschließend aus verschiedenen Richtungen begutachtet und vermessen. Die Untersuchung mit Ultraschall konnte nur an den Testpersonen A6 und A8 durchgeführt werden.

3.3.2 Testergebnisse

3.3.2.1 Ergebnis *in Vitro*

Tabelle 2 zeigt die Ergebnisse der *in Vitro* Messung. Für die verschiedenen Abstände des Magneten vom Implantat sind die vier verschiedenen Messungen sowie der Mittelwert dargestellt. Die Ergebnisse sind auch in Abbildung 13 zu sehen als Funktion der Hautlappendicke über die benötigte Kraft.

Abstand in mm	Nötige Kraft in Gramm pro Messung				Mittelwert in Gramm
2,13	98	91	94	96	94,75
3,23	57	60	58	61	59
4,25	42	43	40	41	41,5
5,35	26	28	27	29	27,5
5,95	22,5	23	24	23,5	23,25
7,05	17	16	17,5	15	16,375
8,08	12	11,5	12	11	11,625
10,2	6,8	7	6,2	7	6,75
11,3	5	4,6	5	4,4	4,75
12,23	3,8	3,5	4	3,1	3,6
13,33	2,5	2	2,8	3	2,575

Tabelle 2: In Vitro Messung der Magnetkraft bei verschiedenen Abständen. Einzelergebnisse und Mittelwert

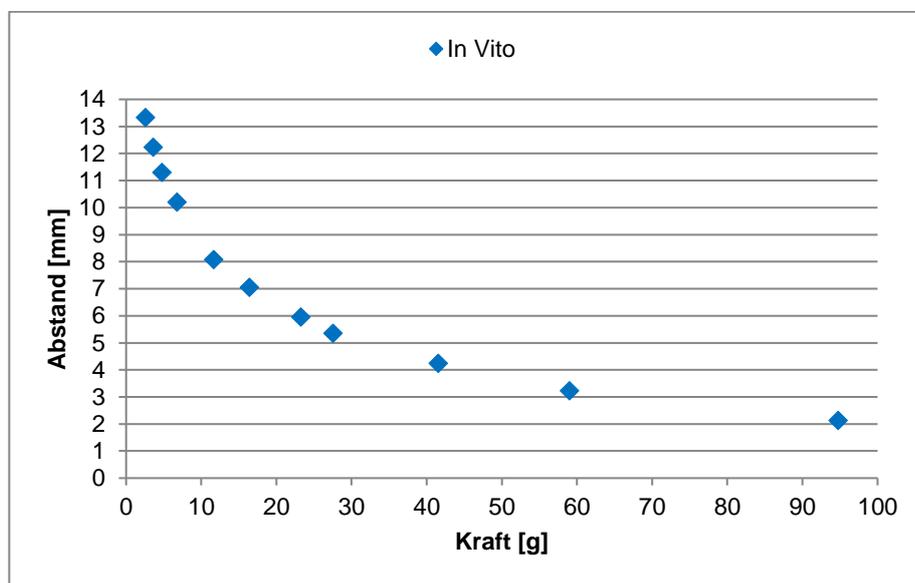


Abbildung 14 zeigt die in Vitro Messergebnisse als Abstand in Abhängigkeit von der Abziehkraft

3.3.2.2 Ergebnis in Vivo

Die nachfolgenden Tabellen zeigen die Messergebnisse der in Vivo Messungen für die verschiedenen Abstände zur Kopfhaut für alle Testpersonen. Dabei sind die jeweils gemessenen Einzelergebnisse, sowie der Mittelwert dargestellt.

Abstand in mm	Nötige Kraft in Gramm pro Messung				Mittelwert in Gramm
0	37	36,5	36	36,5	36,5
1,10	18	18,5	18	18,5	18,25
2,13	12	12,5	12	12,5	12,25
4,25	7	7	6	7	6,75
5,95	4	4,5	4	4,5	4,25

Tabelle 3: Messung mit Magnetkraft bei verschiedenen Abständen bei Testperson A1

Abstand in mm	Nötige Kraft in Gramm pro Messung				Mittelwert in Gramm
0	57	58	59	59,2	58,3
1,10	30	31	32	34	31,75
2,13	21	20,5	20,7	20,5	20,675
4,25	10,1	9,9	10	9,8	9,95
5,95	5,5	5	5,2	5,2	5,225

Tabelle 4: Messung mit Magnetkraft bei verschiedenen Abständen bei Testperson A2

Abstand in mm	Nötige Kraft in Gramm pro Messung				Mittelwert in Gramm
0	85	86	84	92	86,75
1,10	46	47	47,5	48	47,125
2,13	36	35	34,5	35	35,125
4,25	19	17	19,2	17,5	18,25
5,95	11	10	10	9,8	10,2

Tabelle 5: Messung mit Magnetkraft bei verschiedenen Abständen bei Testperson A3

Abstand in mm	Nötige Kraft in Gramm pro Messung				Mittelwert in Gramm
0	58	57,5	60	58	58,375
1,10	37	36,5	36	36	36,375
2,13	23	24	24	23,2	23,55
4,25	12	13	12,5	13,2	12,675
5,95	9	9,2	8,5	9	8,925

Tabelle 6: Messung mit Magnetkraft bei verschiedenen Abständen bei Testperson A4

Abstand in mm	Nötige Kraft in Gramm pro Messung				Mittelwert in Gramm
0	58	57,5	60	58	58,375
1,10	37	36,5	36	36	36,375
2,13	23	24	24	23,2	23,55
4,25	12	13	12,5	13,2	12,675
5,95	9	9,2	8,5	9	8,925

Tabelle 7: Messung mit Magnetkraft bei verschiedenen Abständen bei Testperson A5

Abstand in mm	Nötige Kraft in Gramm pro Messung				Mittelwert in Gramm
0	30	29	29,2	29,5	29,425
1,10	22	21	22,1	22	21,775
2,13	15	14,8	14,5	14	14,575
4,25	7	6	6,5	6,6	6,525
5,95	3	2	3,2	3,1	2,825

Tabelle 8: Messung mit Magnetkraft bei verschiedenen Abständen bei Testperson A6

Abstand in mm	Nötige Kraft in Gramm pro Messung				Mittelwert in Gramm
0	39	41	40	41,2	40,3
1,10	24	26	25	24,5	24,875
2,13	16	15	17,2	16,8	16,25
4,25	7	7,2	8	6	7,05
5,95	4,5	4	5	4,2	4,425

Tabelle 9: Messung mit Magnetkraft bei verschiedenen Abständen bei Testperson A7

Abstand in mm	Nötige Kraft in Gramm pro Messung				Mittelwert in Gramm
0	47	44	45	47,5	45,875
1,10	31	33	32	30	31,5
2,13	23	22	21	23	22,25
4,25	11	11,5	12	10	11,125
5,95	8	7,5	8,5	7,5	7,875

Tabelle 10: Messung mit Magnetkraft bei verschiedenen Abständen bei Testperson A8

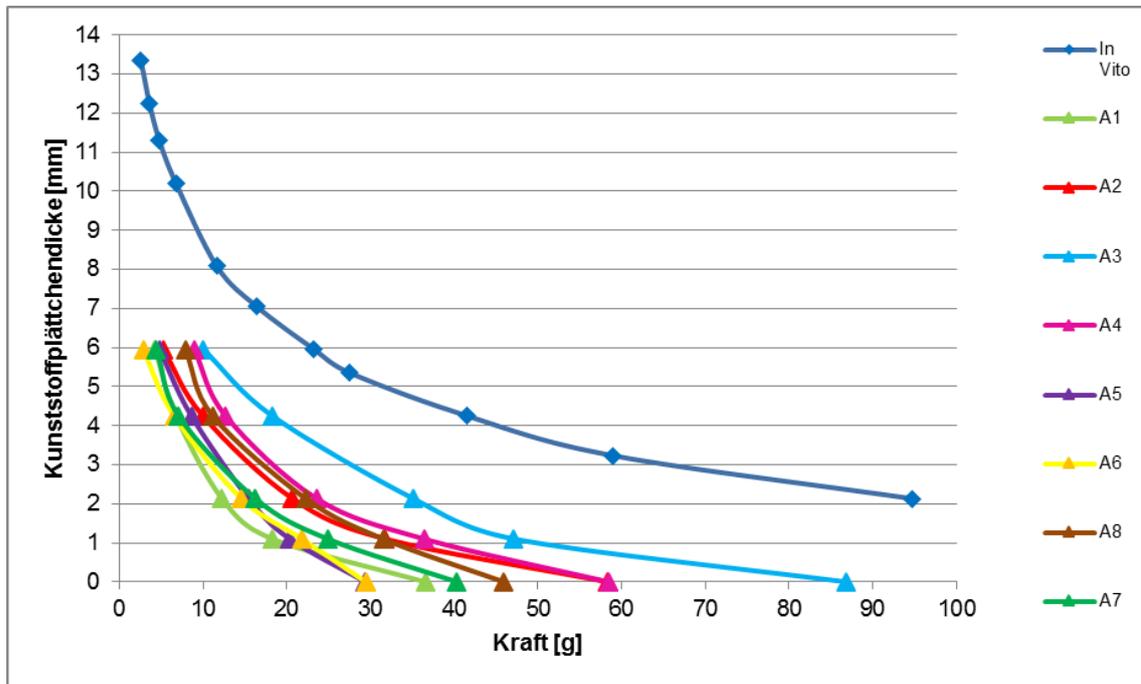


Abbildung 15 zeigt die Ergebnisse über alle Versuchspersonen als Funktion der Dicke der Kunststoffplättchen über die Kraft des Magneten von der Kopfhaut

Die Ergebnisse aller Testpersonen sind in Abbildung 15 zusammen mit der in Vitro gemessenen Kurve dargestellt. Da die tatsächliche Hautlappendicke noch nicht berechnet ist, sieht man einen großen Unterschied zwischen der Vergleichskurve und der Kurve der Testpersonen.

3.3.2.3 Ergebnis Ultraschall

Die folgenden Bilder zeigen die Ultraschallbilder für zwei Testpersonen. Die weißen Markierungen im Bild zeigen die Oberkante des Implantats sowie die Oberschicht des Hautlappens.



Abbildung 16: Messung der Hautlappendicke durch Ultraschall bei Testperson A6 gemessen mit ESAOTE Technos MPX.

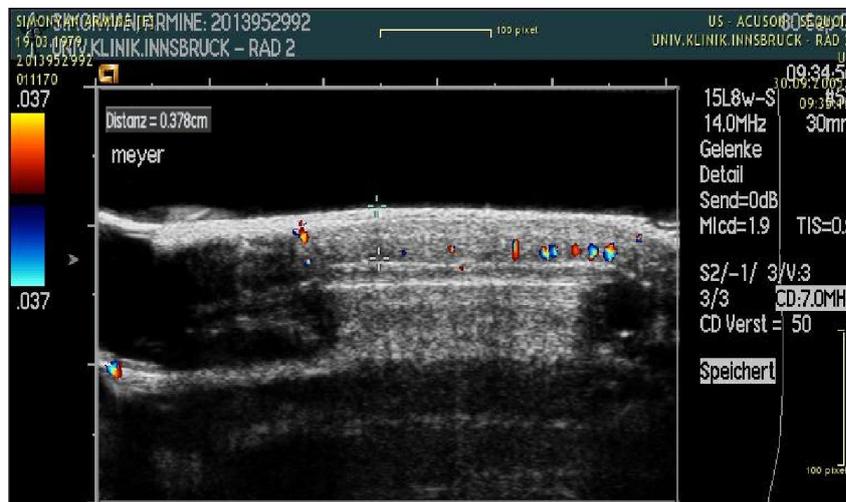


Abbildung 17: Messung der Hautlappendicke durch Ultraschall bei Testperson A8 gemessen mit SIEMENS Sequoia 512.

Testpersonen	Implantat Typ	Hautlappendicke [Messung mit Ultraschall]
A6	PULSAR CI100	5,81
A8	C40+	3,78

Tabelle 11 zeigt die ermittelte Hautlappendicke durch die Ultraschallmessung für Testpersonen A6 und A8.

3.3.3 Diskussion

Um die tatsächliche Hautlappendicke aus den durchgeführten Messungen zu ermitteln, wurde angenommen, dass sich die tatsächliche Hautlappendicke aus der in Vitro

Messung ableiten lässt. Die in Vitro Messergebnisse können über eine logarithmische Funktion² wie folgt angenähert werden.

Die Parameter werden mittels logarithmischer Regression ermittelt (Einbock, 2018). Im Vergleich zu anderen Regressionen ist $R^2 = 0,9964$ bei logarithmischer Regression am höchsten, wobei R^2 ein statistisches Maß dafür ist, wie nahe die Daten an der angepassten Regressionslinie liegen. Je höher der Wert von R^2 , desto besser ist die Annäherung des Modells an die ermittelten Daten. Die Regressionsfunktion in allgemeiner Form lautet:

$$Y = b \cdot \ln(x) + a,$$

wobei a und b die Regressionsfunktionsparameter sind.

Der Abstand von Messspule zu Implantat ergibt sich als Funktion der benötigten Kraft und kann mit folgender Gleichung ermittelt werden:

$$y = - 3,188 \ln(x) + 16,18$$

Mit Hilfe dieser Gleichung lassen sich nun anhand der Messwerte der Testpersonen die tatsächlichen Hautlappendicken ermitteln.

Toleranzen:

- Toleranz der Haltemagnete in verschiedenen Implantaten
- Kompressibilität des Gewebes
- Variationen durch nicht exakt achsenparallele Abzugsrichtung

In Tabelle 12 wurden für alle Dicken der Kunststoffplättchen anhand der oben definierten Gleichung die tatsächlichen Abstände zwischen Implantat und Magnet ermittelt. Fügt man nun die tatsächlich berechnete Hautlappendicke zu den Messwerten der Testpersonen als Offset hinzu, ergeben sich im Vergleich mit der in Vitro Messung sehr gute Annäherungen (siehe Abbildung 19).

Testpersonen	Implantat Typ	Aktive Kanäle	Hautlappendicke	Abstände mit Plättchen		
				[0 mm]	[2,13 mm]	[4,25 mm]
A1	C40+	10	5,61	7,74	9,86	11,56
A2	PULSAR C1100	12	4,24	6,37	8,49	10,19
A3	C40+	8	2,6	4,73	6,85	8,55
A4	PULSAR C1100	11	3,58	5,71	7,83	9,53
A5	C40+	11	5,31	7,44	9,56	11,26
A6	PULSAR C1100	7	5,81	7,94	10,06	11,76
A7	PULSAR C1100	10	5,11	7,24	9,36	11,1
A8	C40+	12	4,02	6,15	8,27	9,97

Tabelle 12: Berechnete Hautlappendicken und Abstände für unterschiedliche Dicken der Kunststoffplättchen

² <https://de.wikipedia.org/wiki/Bestimmtheitsmaß>

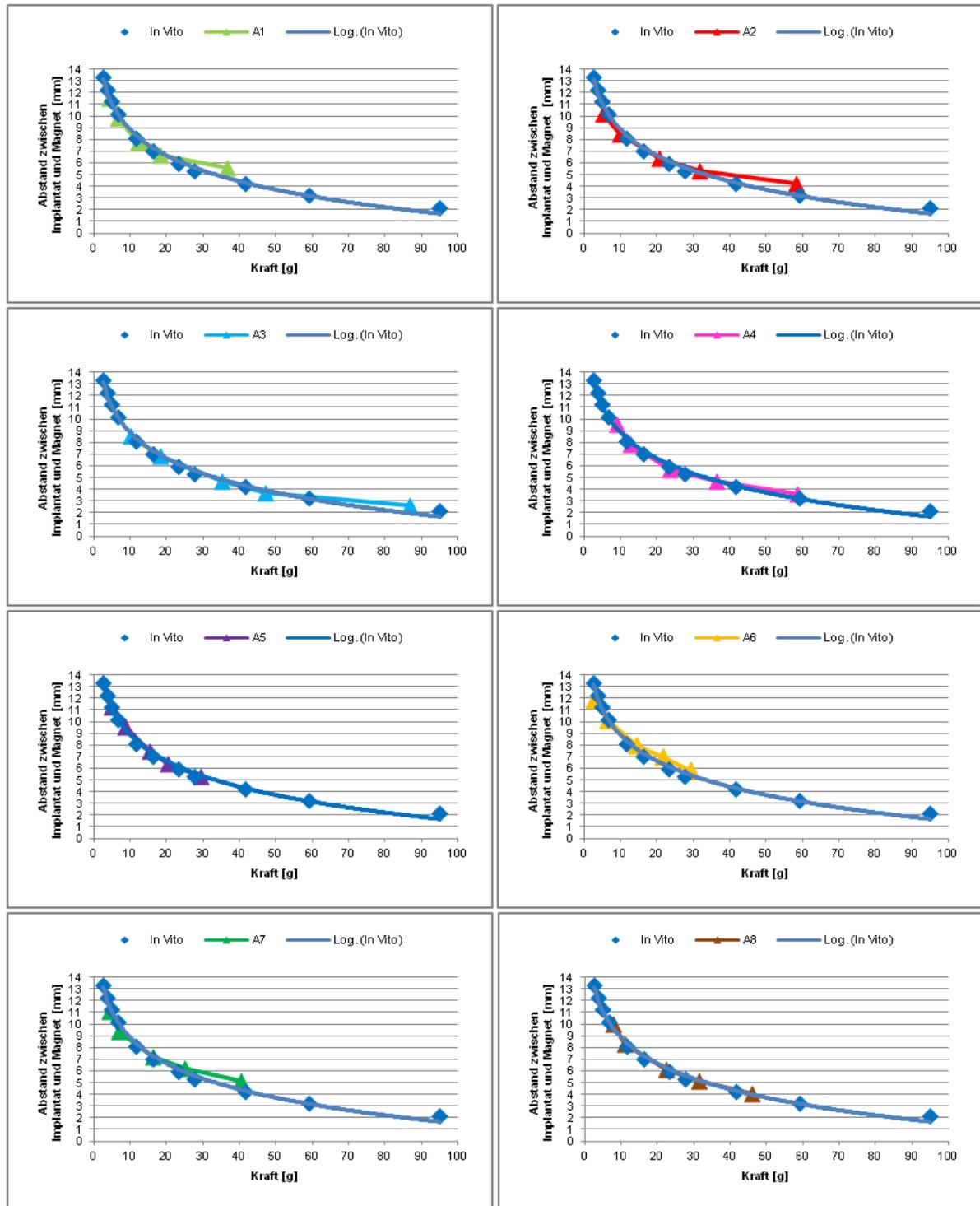


Abbildung 18: Einzelergebnisse der Testpersonen A1-A8. Annäherung durch logarithmische Gleichung an die tatsächlichen Abstände zwischen Implantat und Magnet.

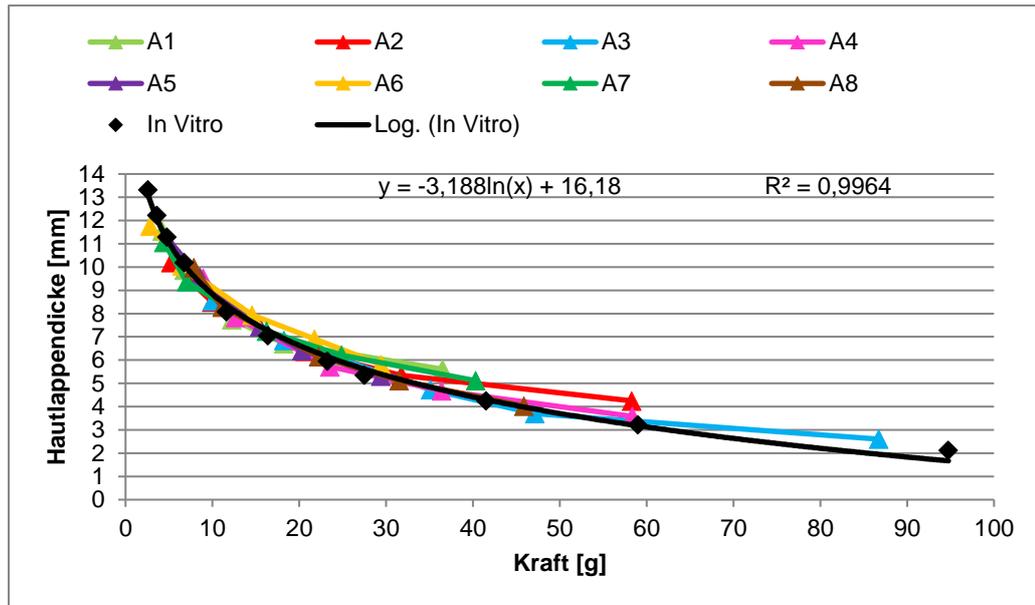


Abbildung 19: Gesamtüberblick über die die tatsächliche Hautlappendicke der Testpersonen. R^2 ist ein statistisches Maß, wie nahe die Daten an der angepassten Regressionslinie liegen. Je höher der Wert von R^2 , desto besser ist die Annäherung des Modells an die ermittelten Daten.

Des Weiteren können bei zwei Testpersonen die berechneten Hautlappendicken mit der Ultraschallmessung verglichen werden (siehe Tabelle 13).

Testpersonen	Implantat Typ	Hautlappendicke [Messung mit der Federwaage]	Hautlappendicke [Messung mit Ultraschall]
A6	PULSAR C1100	5,81	5,8
A8	C40+	4,02	3,78

Tabelle 13 zeigt die ermittelte Hautlappendicke für Testpersonen A6 und A8 mit berechneten Hautlappendicken und mit der Ultraschallmessung

Es ergibt sich bei den Messungen der Hautlappendicke mit Federwaage und Ultraschall nur eine geringe Abweichung. Abschließend kann man feststellen, dass es sowohl mit Ultraschall als auch mit Federwagenmessung möglich ist die Hautlappendicke zu ermitteln. Für den Praxisfall bedeutet dies, dass sich bei bekannter Hautlappendicke schon vorab die notwendige Magnetstärke für den Patienten auswählen ließe. Außerdem kann festgestellt werden, dass die Hautlappendicke nicht nur per Ultraschall, sondern im Rahmen einer Anpassung mit der Federwaage gemessen werden kann.

3.4 Auswirkungen der Hautlappendicke auf den Praxisalltag

In den nachfolgenden Kapiteln sollen die Auswirkungen der Hautlappendicke auf verschiedene praxisrelevante Themen untersucht werden. Dabei wird angenommen, dass sich die Hautlappendicke auf die Signalübertragung zwischen Sprachprozessor und Implantat auswirkt, wie auch auf das Sprachverstehen der Testpersonen. Im Rahmen der Signalübertragung sind als relevante Parameter im Praxisalltag die Telemetriemessung (Impedanzmessung von einzelnen Elektroden) sowie die Anpassungswerte der Testpersonen zu untersuchen.

3.4.1 Abhängigkeit der Telemetriemessung von der Hautlappendicke

3.4.1.1 In vitro Messung

a) Methode

Die Messungen wurden in Vitro an den Detektor-Boxen des C40+ und PULSAR CI100 Implantats durchgeführt (siehe Abbildung 20). Dazu wurden wiederum verschiedene Kunststoffplättchen zwischen Detektorbox und Sendespule gelegt.



Abbildung 20: Die Detektor-Boxen des C40+ und PULSAR CI100 Implantats

Bei der C40+ Detektorbox besteht die Besonderheit, dass es gegenüber dem Implantat 5mm zusätzlichen Abstand gibt. Man muss also bei der Auswertung der Ergebnisse einen Offset von 5mm berücksichtigen.

b) Ergebnis

In Abbildung 21 ist das Ergebnis der Telemetriemessung mit dem PULSAR CI100 dargestellt. Für jede Elektrode ist der gemessene Widerstand in kOhm angegeben. Die verschiedenen Farben zeigen die verschiedenen Abstände der Sendespule zum Implantat. In Abbildung 22 sind die Ergebnisse für das C40+ Implantat dargestellt. Hierbei ist der zusätzliche Offset von 5mm zu beachten.

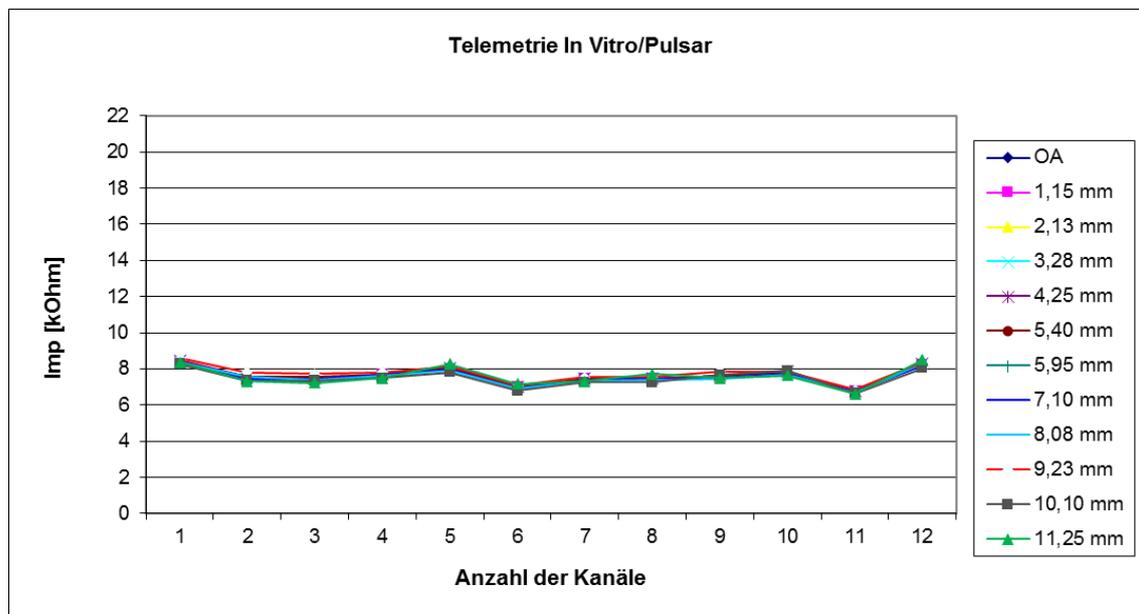


Abbildung 21: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei der in Vitro Messung mit dem PULSAR CI100. OA = Ohne Abstand, 0mm

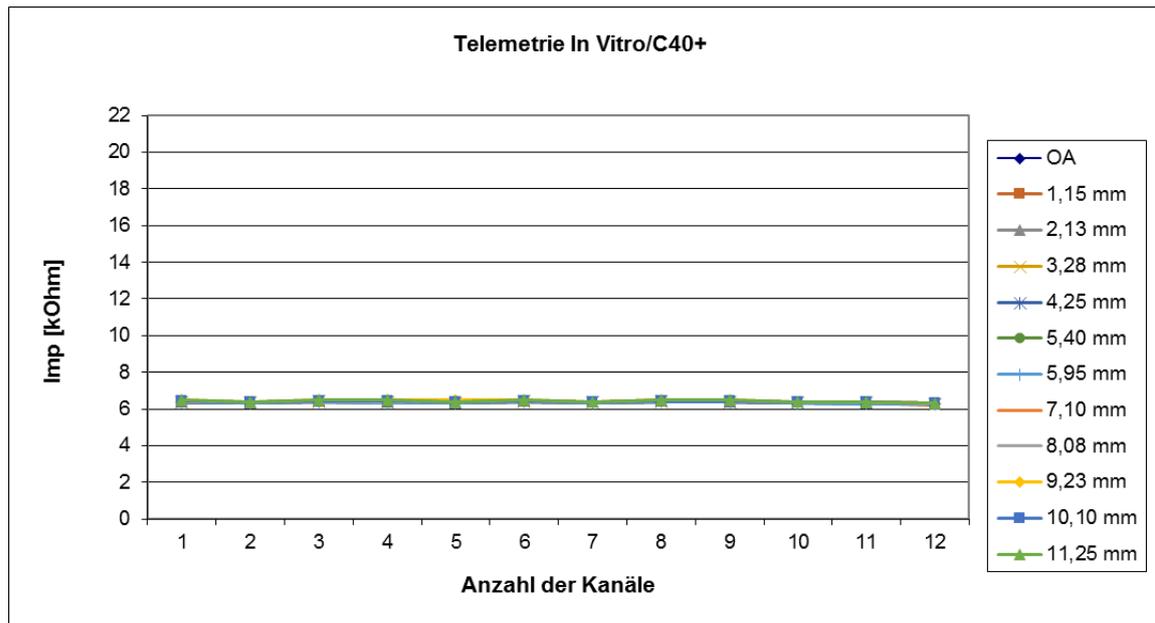


Abbildung 22: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei der in Vitro Messung mit dem C40+

Die größeren Variationen beim PULSAR CI100 dürften darauf zurückzuführen sein, dass jede Elektrode eine eigene Stromquelle mit leicht unterschiedlichen Sättigungseigenschaften hat, um Parallelstimulation zu ermöglichen. Beim C40+ hingegen wird eine einzige Stromquelle nach Bedarf an eine der Elektroden geschaltet.

Die in Vitro Messungen der Telemetrie zeigen keine Unterschiede in Abhängigkeit des Abstands zwischen Implantat und Sendespule. Auch bei einem Kunststoffplättchenabstand von 12,33 mm plus dem Offset von 5mm durch die Detektorbox beim C40+ kann keine Abweichung der Telemetriewerte festgestellt werden.

3.4.1.2 In vivo Messung

c) Methode

Die Telemetriemessungen wurden bei den oben genannten Testpersonen auch in Vivo durchgeführt. D.h. die DIB-Spule wurde über dem Implantat angebracht und verschieden dicke Kunststoffplättchen dazwischen gelegt.

d) Ergebnis

In den nachfolgenden Abbildungen sind die Messergebnisse der Telemetriemessung für verschiedene tatsächliche Abstände über die Elektrodennummern dargestellt. Sind die Messwerte für einen gemessenen Abstand alle Null, heißt dies, dass für den entsprechenden Abstand keine Messung durchgeführt werden konnte.

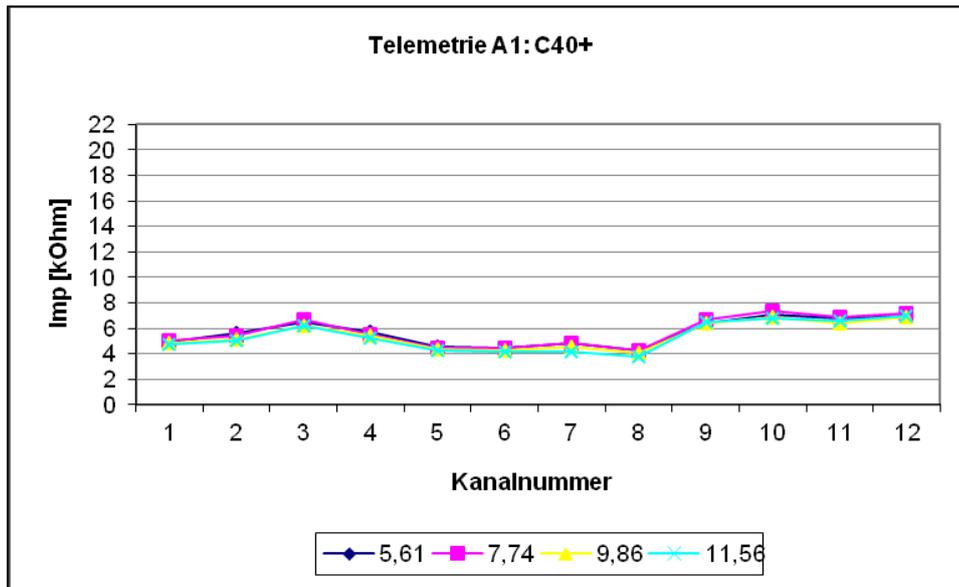


Abbildung 23: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei Testperson A1 (Kanäle 1 und 2 sind deaktiviert)

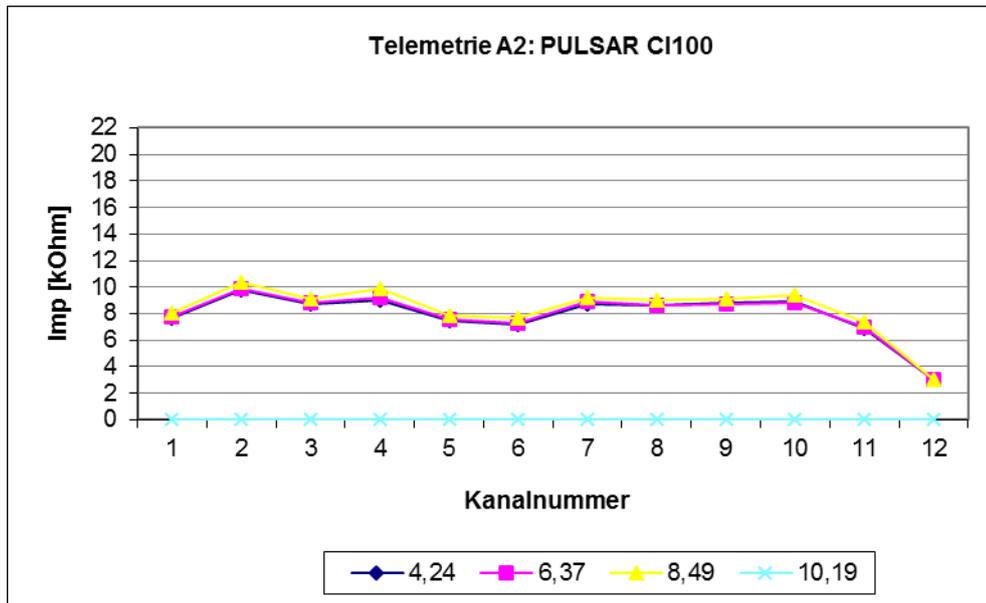


Abbildung 24: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei Testperson A2 (Alle Kanäle sind aktiv)

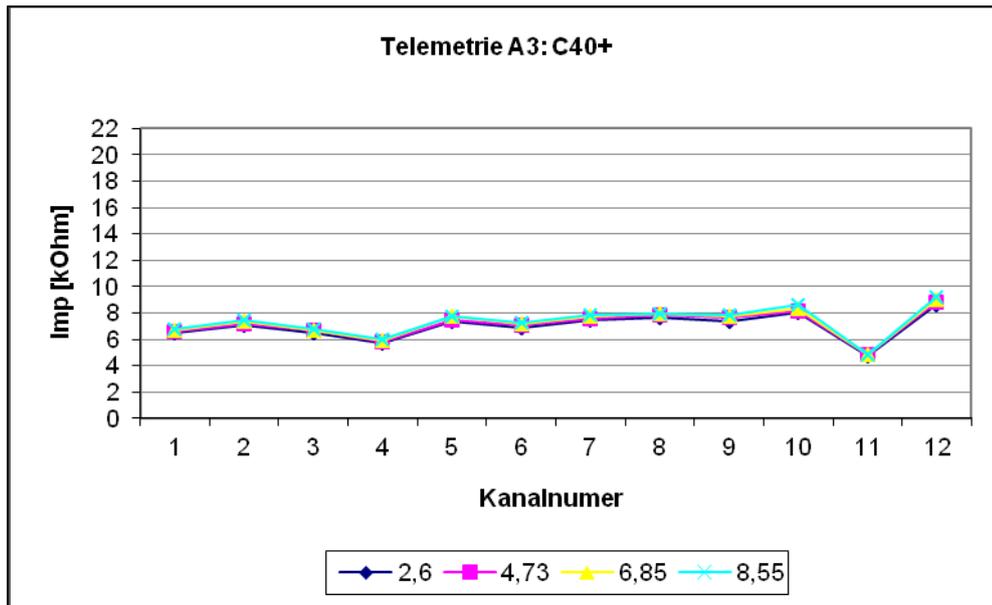


Abbildung 25: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei Testperson A3 (Kanäle 1, 10, 11 und 12 sind deaktiviert)

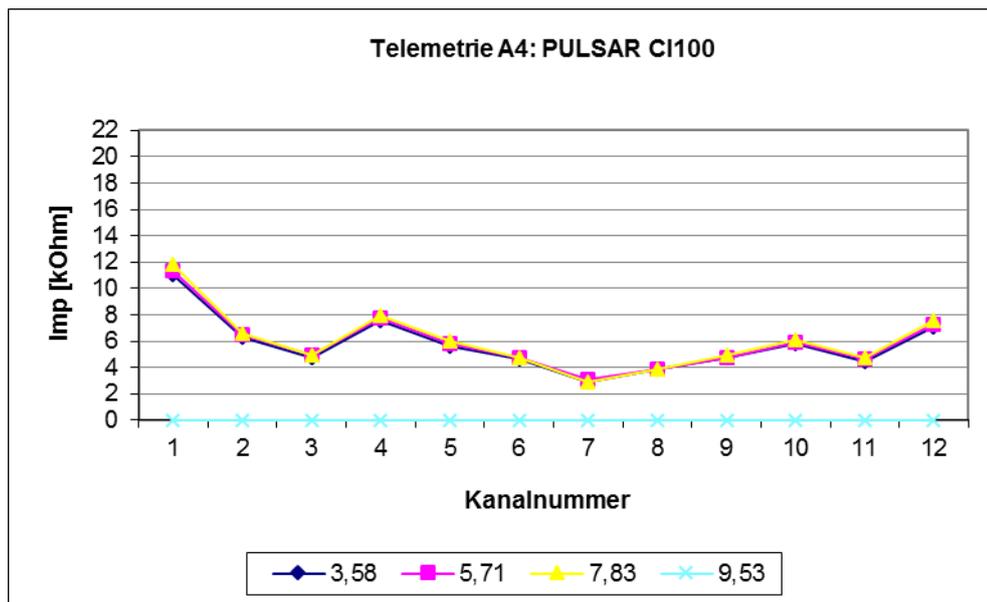


Abbildung 26: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei Testperson A4 (12. Kanal ist deaktiviert)

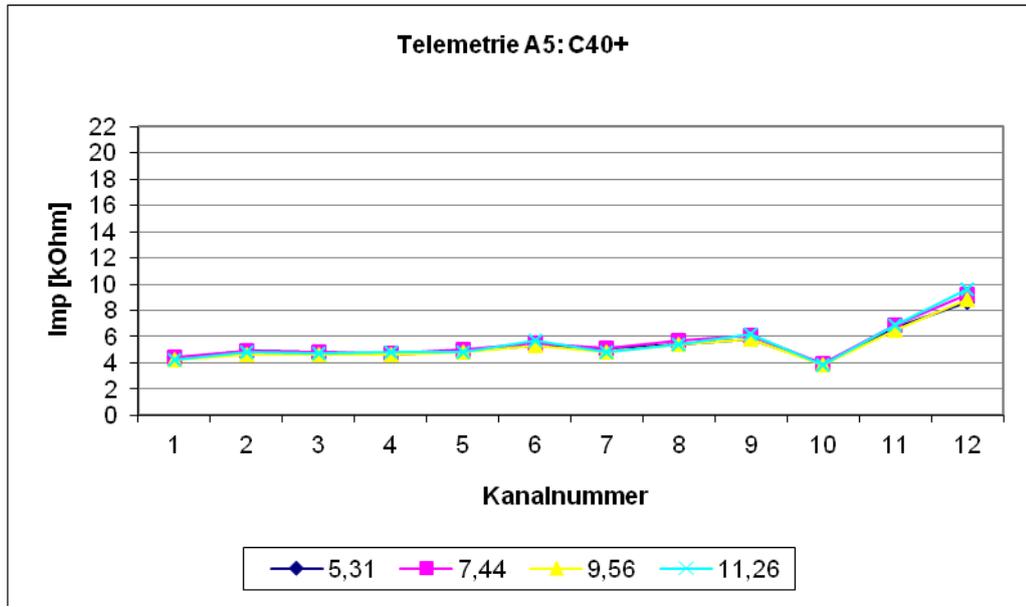


Abbildung 27: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei Testperson A5 (12. Kanal ist deaktiviert)

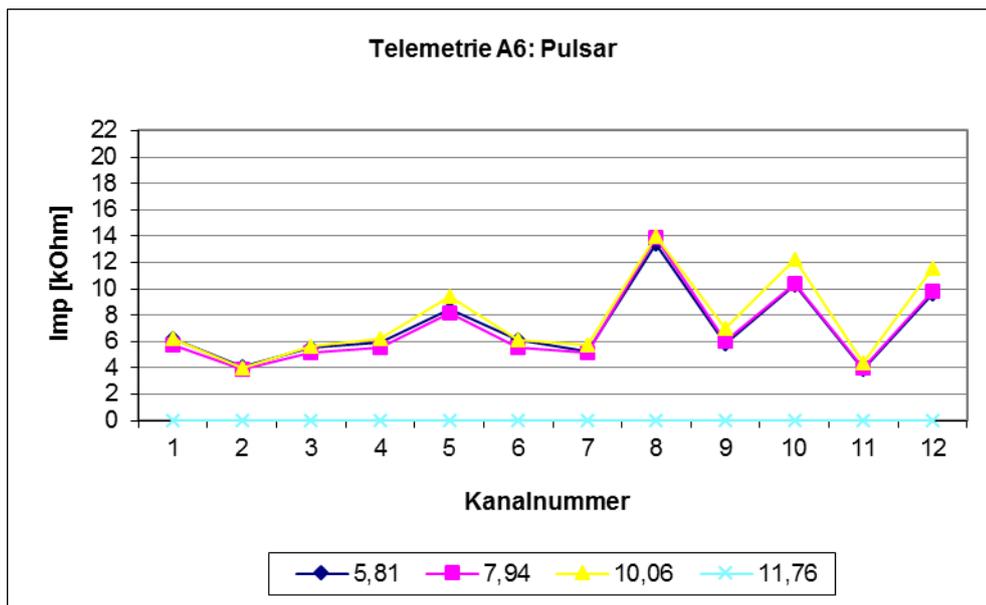


Abbildung 28: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei Testperson A6 (Kanäle 8, 9, 10, 11 und 12 sind deaktiviert)

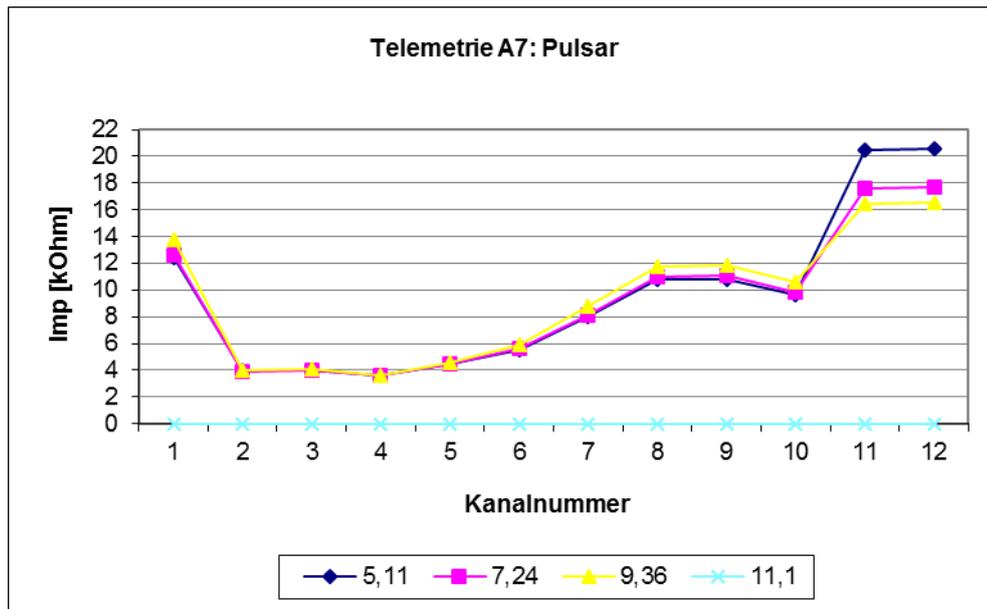


Abbildung 29: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei Testperson A7 (Kanäle 11 und 12 sind deaktiviert)

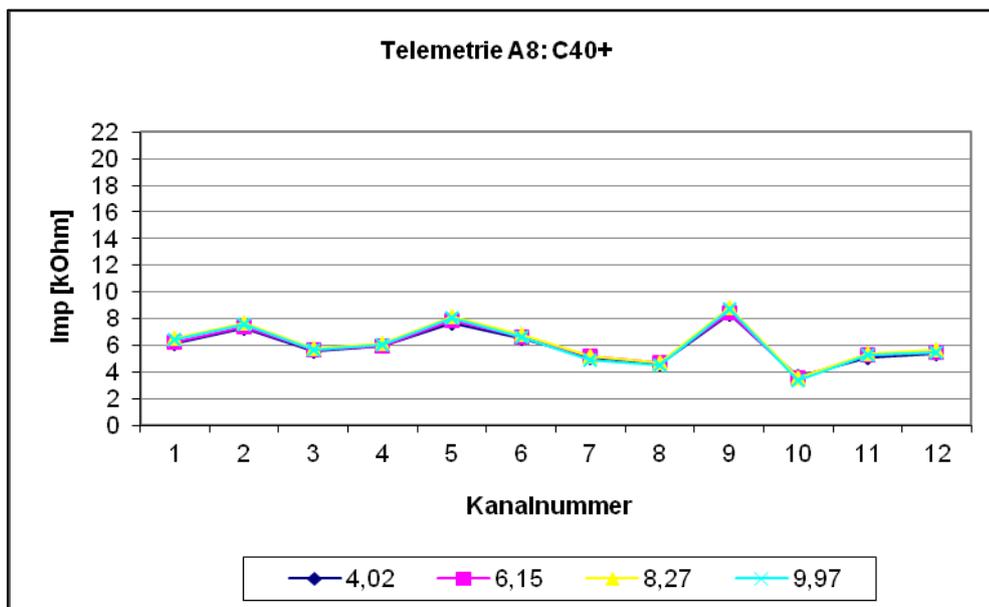


Abbildung 30: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei Testperson A8 (Alle Kanäle sind aktiv)

Analysiert man die Einzelergebnisse im Detail, erkennt man, dass beim PULSAR CI100 Implantat bei allen Testpersonen ab einem Abstand von 11 mm wegen schlechter Kopplung kein Ergebnis mehr erzielt werden konnte. Beim C40+ Implantat trat dieses Problem nicht auf.

Eine Überprüfung der beiden Implantate ergab: Die Magnete in den Implantaten C40+ und PULSAR CI100 sind identisch, sie sind 2.00 mm dick. Die Keramikgehäuse beider Implantate sind etwa 1.00mm dick. Der Magnet wird innen direkt auf das Gehäuse geklebt, hat aber unter Umständen einen Abstand von 0.1mm.

3.4.2 Ermittlung der Anpassungsparameter bei verschiedenen Abständen:

Um den Einfluss der Hautlappendicke auf die Anpassungsparameter der Testpersonen zu ermitteln, wurde eine Anpassung mit den Plattchendicke 0mm, 2,13mm, 4,25mm und 5,95mm mit Hilfe des Anpassungsprogramms CI.STUDIO+ der Firma Med-El durchgeführt.

3.4.2.1 Methode

Es wurde eine übliche Anpassung des Implantats durchgeführt. Auch hier wurde mit Hilfe der Kunststoffplättchen der Abstand der Sendespule zum Implantat verändert in wiederum vier verschiedenen Abständen.

Die Anpassung beginnt mit dem 5,95mm Plättchen. Hierbei stellte sich heraus, dass bei diesem großen Abstand der Stimulationsstrom nicht genügend erhöht werden konnte, um den MCL-Wert zu erreichen. Die Versorgungsspannung im Implantat reicht nicht aus, und es kommt zu Sättigung (Erreichen des compliance limit). Das Anpassungsprogramm CI.STUDIO+ bietet für solche Fälle die Möglichkeit, die Pulsdauer zu erhöhen. Für niedrigere Abstände wurden dann die THR-Werte und die Pulsdauer konstant gelassen, um Einflüsse aus diesen Parametern auf das Sprachverstehen auszuschließen. Anschließend an die Anpassung der Stimulationsparameter wurde der Sprachprozessor in normaler Funktion angestellt. Jede Testperson bekam eine mindestens fünfzehn Minuten dauernde Eingewöhnungsphase.

3.4.2.2 Ergebnis

Die nachfolgenden Graphiken zeigen die Anpassungen der Testpersonen für die verschiedenen Elektroden. Die verschiedenen Farben zeigen die MCL-Werte (Strom) für verschiedene Abstände zwischen Sendespule und Implantat.

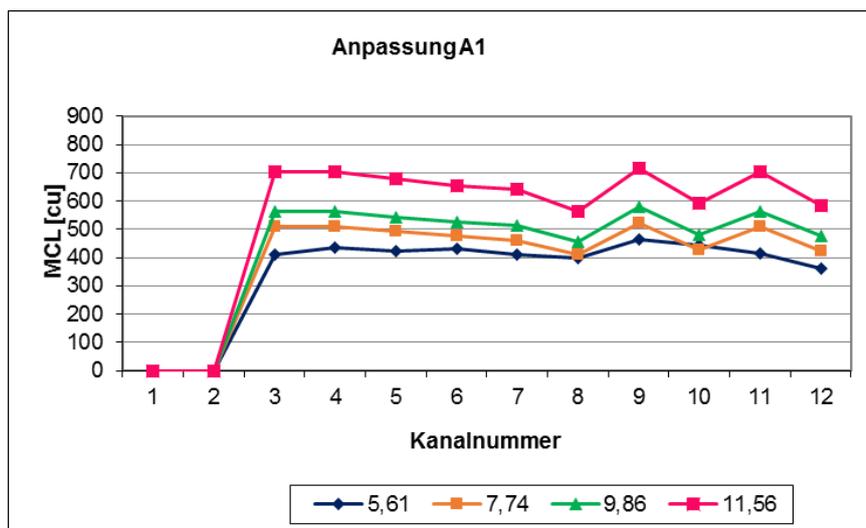


Abbildung 31: Anpassung Testperson A1 (C40+ Implantat) für verschiedene Abstände (Kanäle 1 und 2 sind deaktiviert)

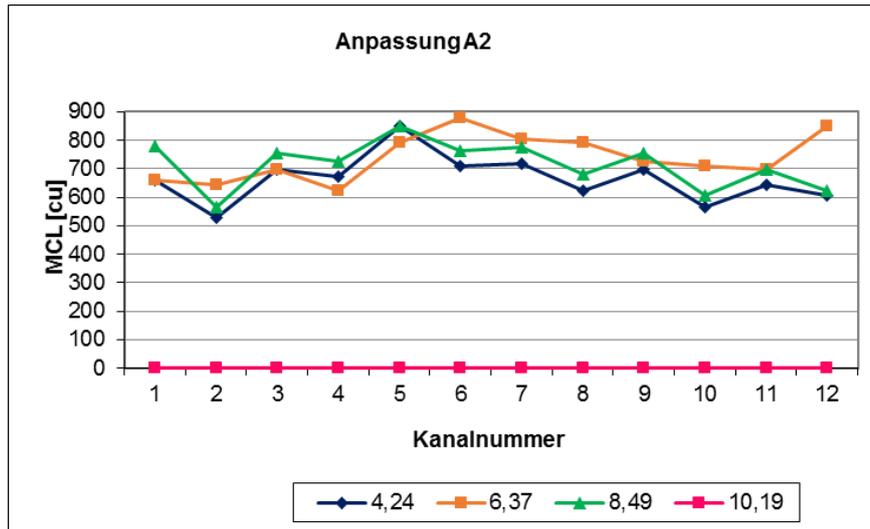


Abbildung 32: Anpassung Testperson A2 (Pulsar Implantat) für verschiedene Abstände (bei 10,19mm keine Anpassung möglich)

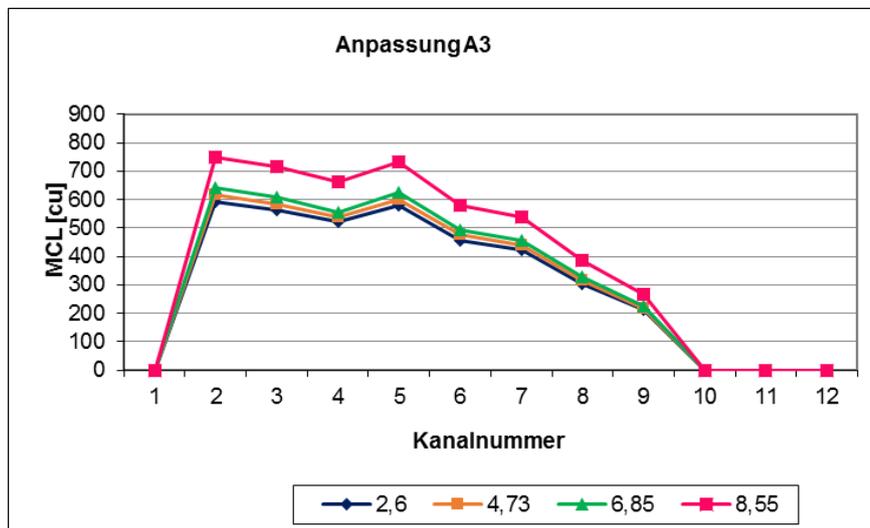


Abbildung 33: Anpassung Testperson A3 (C40+ Implantat) für verschiedene Abstände (Kanäle 1, 10, 11 und 12 sind deaktiviert)

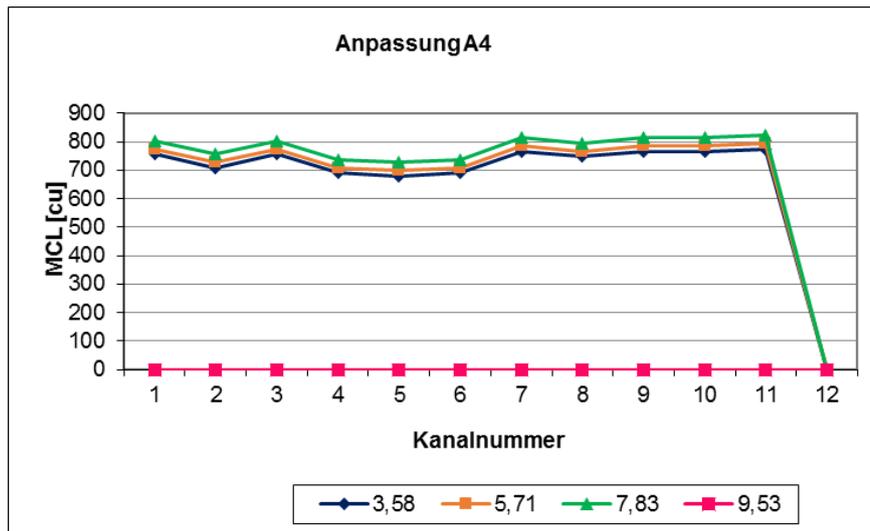


Abbildung 34: Anpassung A4 (Pulsar Implantat) für verschiedene Abstände (Kanal 12 deaktiviert, bei 9,53 mm keine Anpassung möglich)

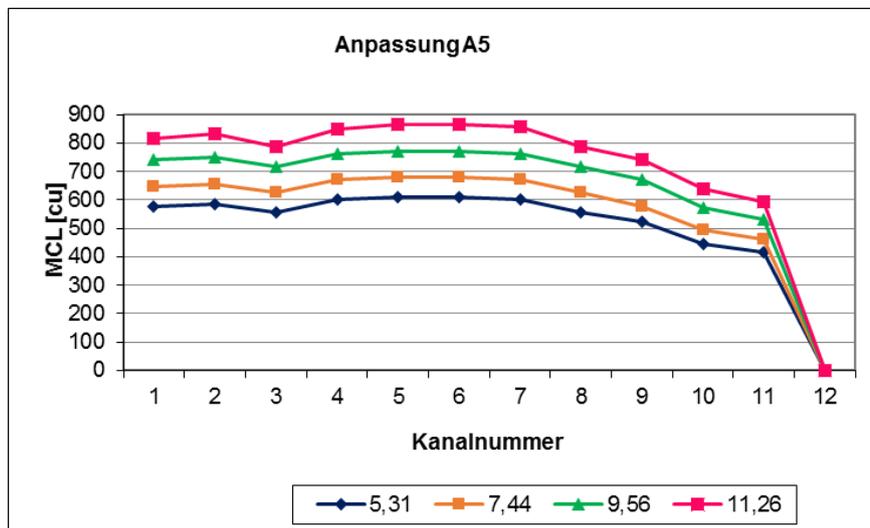


Abbildung 35: Anpassung Testperson A5 (C40+ Implantat) für verschiedene Abstände (Kanal 12 deaktiviert)

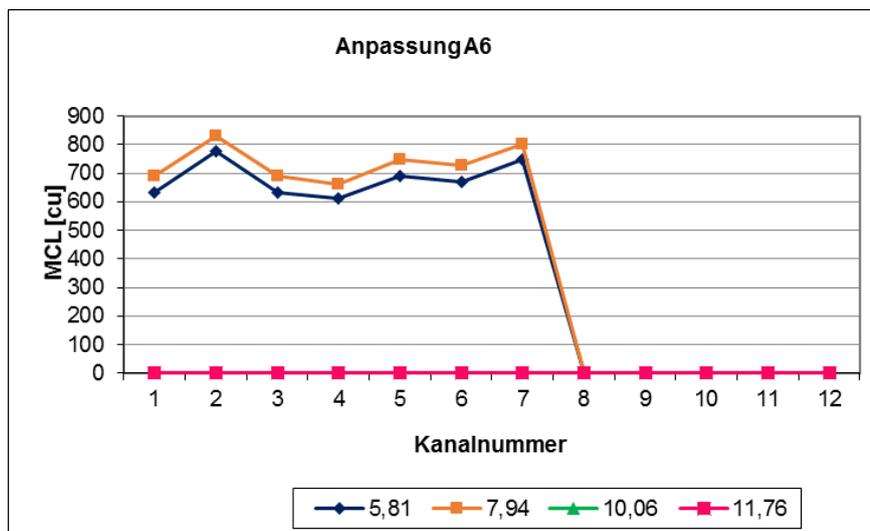


Abbildung 36: Anpassung Testperson A6 (Pulsar Implantat) für verschiedene Abstände (Kanäle 8 bis 12 deaktiviert, für 10,6 und 11,76mm keine Anpassung möglich)

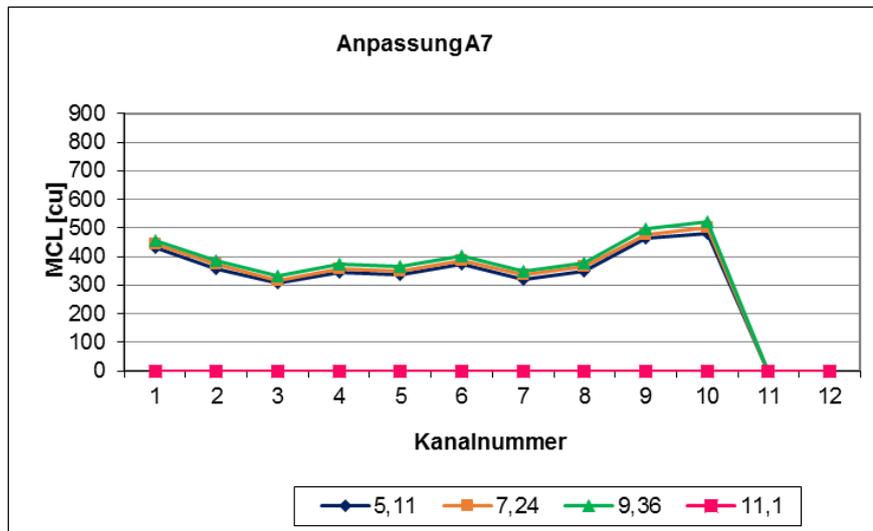


Abbildung 37: Anpassung Testperson A7 (Pulsar Implantat) für verschiedene Abstände (Kanäle 11 und 12 deaktiviert, für 11,1mm keine Anpassung möglich)

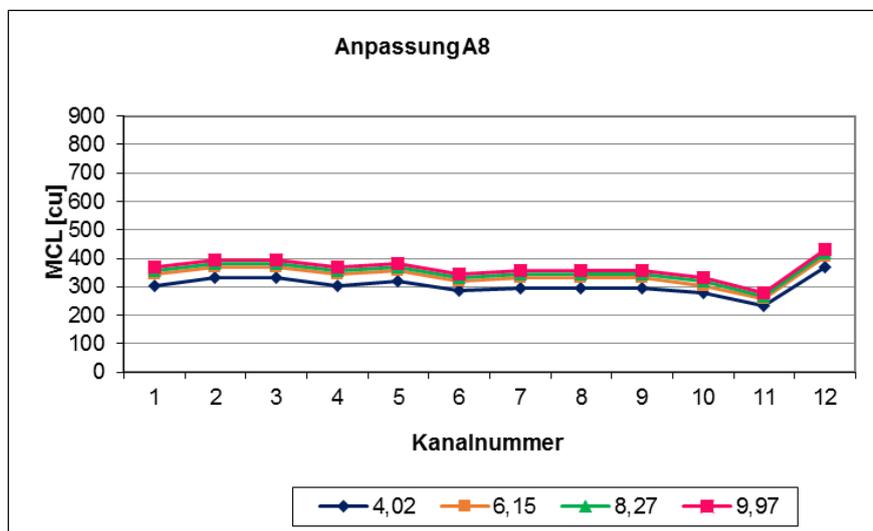


Abbildung 38: Anpassung Testperson A8 (C40+ Implantat) für verschiedene Abstände

Die Ergebnisse zeigen wie erwartet eine Abhängigkeit der MCL Anpassungswerte vom Abstand der Sendespule zum Implantat. Diese Abhängigkeit ist allerdings erneut individuell unterschiedlich. So gibt es bei A1 und A5 mit dem Abstand stark ansteigende MCL-Werte, bei den anderen Testpersonen fällt die Abhängigkeit geringer aus. Beim größten Abstand konnte bei A2, A4 und A7 keine Anpassung mehr durchgeführt werden. Bei Testperson A6 war schon bei einer Plättchendicke von 4,25mm keine Anpassung mehr möglich. Dies entspricht bis auf das Ergebnis bei 4,25mm von Testperson A6 auch den Werten der Telemetriemessungen. Auch hier konnte bei Testpersonen A2, A4, A7 beim größten Abstand keine Messung durchgeführt werden. Unabhängig davon ist bekannt, dass für die Spule umso mehr Energie nötig ist, je dicker der Hautlappen ist. Dies sollte im Sinne des Energieverbrauchs der Sprachprozessoren vermieden werden.

3.4.3 Untersuchung des Sprachverstehens in Abhängigkeit der Hautlappendicke

3.4.3.1 Methode

Zur Ermittlung des Sprachverstehens wurde der Oldenburger Satztest (OLSA) verwendet (Wagener et al., 1999). Dieser ist ein audiometrischer Test zur Bestimmung der Sprachverständlichkeitsschwelle in Ruhe und im Störgeräusch. Als Sprachmaterial werden Sätze der Form [Name | Verb | Zahlwort | Adjektiv | Substantiv] verwendet. Die Abfolge der Wörter ist dabei eine zufällige Kombination aus einem Inventar von pro Element insgesamt 50 Wörtern. Dabei wird die Kombination dieser fünf Elemente in Listen mit jeweils 20 bzw. 30 Sätzen verwaltet. Das Design des Tests verhindert das Auswendiglernen der Sätze, so dass der OLSA beliebig oft wiederholt werden kann. Die Sprechgeschwindigkeit des OLSA eignet sich auch für stark Schwerhörende und Träger von Cochlea-Implantaten.

Der OLSA zeigt einen Lerneffekt, d.h. um verlässliche Testergebnisse zu erhalten, müssen die Testpersonen den OLSA zunächst kennenlernen, sie müssen üben. Die Übungsphase sollte aus zwei 20er-Testlisten bestehen, d.h. je zwanzig zufällig zusammengewürfelte Sätze. Die erste Trainingsliste sollte dabei mit konstantem Pegel überschwellig durchgeführt werden, um die Testperson mit dem Sprachmaterial des OLSA vertraut zu machen. Die zweite Trainingsliste sollte adaptiv gemessen werden, um der Testperson zusätzlich zu einem weiteren Kennenlernen des Sprachmaterials auch den Testablauf zu verdeutlichen.

Die adaptive Messung des OLSA besteht darin, dass abhängig von der Anzahl der richtig verstandenen Wörter der Pegel der nachfolgenden Satzdarbietung verändert wird. Dieses adaptive Messverfahren erlaubt eine genaue Bestimmung der Sprachverständlichkeitsschwelle (SVS) d.h. den Abstand Sprachsignal zu Störsignal in dB bei dem ein 50%iges Verstehen der Sprache möglich war. Ein SVS von -2dB bedeutet also, dass der Sprachpegel um 2dB geringer war als der des Störgeräuschs.

Die Tests wurden mit der Software LOST 1.8 (MatLab) durchgeführt. Diese Software übernimmt das manuelle Steuern des OLSAs, wählt Sätze zufällig aus und passt die Pegel der dargebotenen Signale entsprechend der vom Benutzer eingegebenen Vorgaben während des Tests an. Der Sprachpegel war während der Messung konstant. Bei vier oder fünf richtig verstandenen Wörtern wurde die Intensität des Störsignals um ein bzw. zwei dB verstärkt, bei zwei oder drei richtig verstandenen Wörtern wurde nichts verändert. Bei einem oder keinem richtig verstandenen Wort wurde das Störsignal um ein bzw. zwei dB verringert. Das Störgeräusch bestand aus CCITT-Rauschen. Ein Testdurchlauf bestand aus 30 Sätzen, die ersten zehn dienten als Übungsphase, die weiteren 20 wurden ausgewertet. Zum Testen wurden die Reihenfolge der Listen, die Auswahl der Listen, sowie die Reihenfolge der Sätze innerhalb einer Liste per Zufallsgenerator ausgewählt. Der ermittelte SVS ist jeweils der Mittelwert aus drei Durchgängen.

Die Tests werden mittels DIRECT-INPUT Eingang (TEMPO+) unter Verwendung der AID (Audio Isolation Device) durchgeführt, d.h. Störgeräusche aus der Umgebung konnten ausgeschlossen werden, da die Signale am Mikrofon des Sprachprozessors

vorbei direkt zum Eingangsfiler der Sprachverarbeitung geleitet wurden. Für alle Testpersonen wurde während der Tests der gleiche Sprachprozessor samt Spule verwendet.

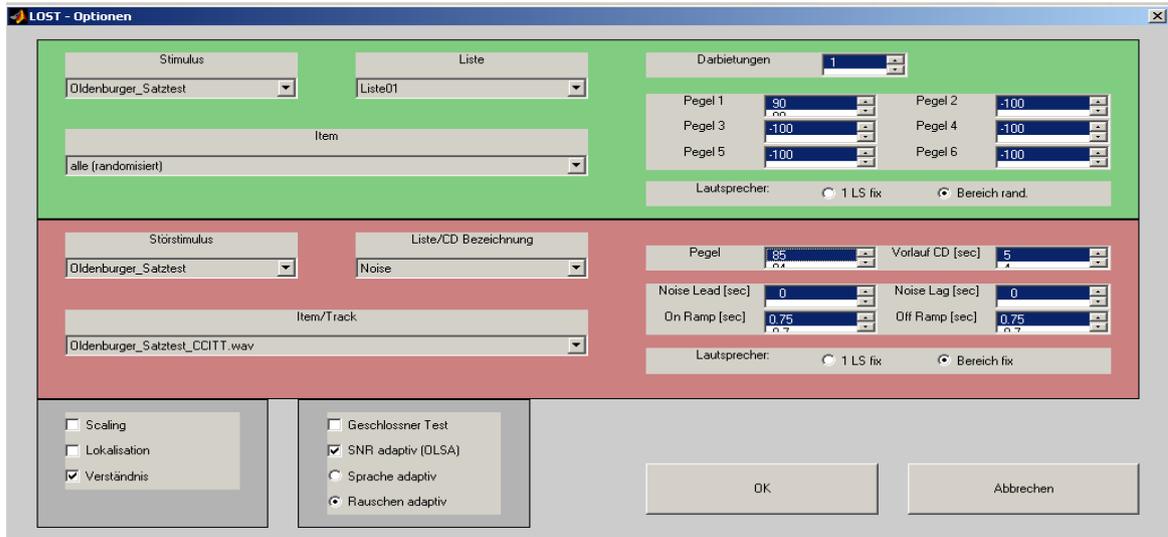


Abbildung 39: Überblick über die Eingabemaske der LOST Software unter MatLab zur Festlegung der Testparameter

An den Tests nahmen sieben Testpersonen teil. Testperson A6 musste auf Grund der Feststellungen bei der Anpassung und des geringen Sprachverstehens ausgeschlossen werden. Auf Basis der vorher durchgeführten Anpassungen ergaben sich folgende Testbedingungen für die Testpersonen:

Testpersonen	Implantat Typ	Aktive Kanäle	[0 mm] Hautlappendicke	[2,13 mm]	[4,25 mm]	[5,95 mm]
A1	C40+	10	X	x	x	x
A2	PULSAR CI100	12	X	x	x	Nein
A3	C40+	8	X	x	x	x
A4	PULSAR CI100	11	X	x	x	Nein
A5	C40+	11	X	x	x	x
A6	PULSAR CI100	7	Nein	Nein	Nein	Nein
A7	PULSAR CI100	10	X	x	x	Nein
A8	C40+	12	X	x	x	x

Tabelle 14: Testbedingungen zur Ermittlung des Sprachverstehens in Abhängigkeit der Hautlappendicke.

3.4.3.2 Ergebnisse

Abbildung 40 zeigt die SVS in dB für die sieben Testpersonen in Abhängigkeit des Abstandes zwischen Implantat und Sendespule. Die verschiedenen Farben zeigen die Ergebnisse für die verschiedenen Kunststoffplättchendicken mit der Standardabweichung. Die Testpersonen A1, A3, A5 und A8 haben ein C40+ Implantat, A2, A4 und A7 ein PULSAR CI100-Implantat.

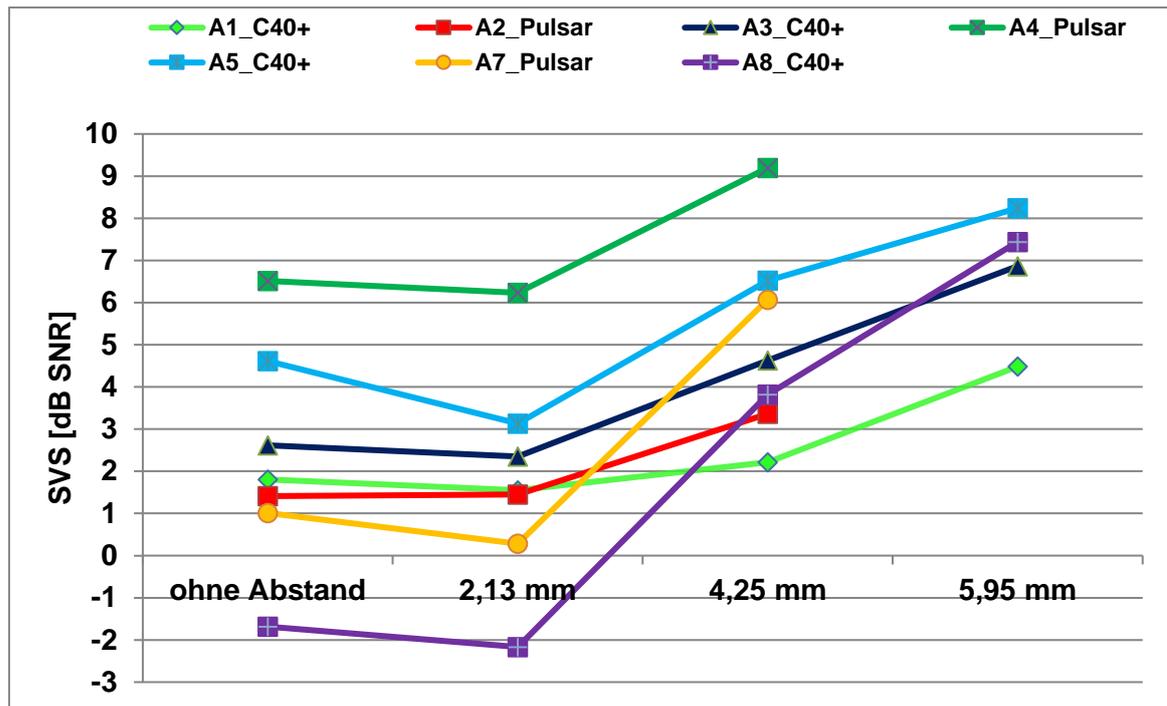


Abbildung 40: Gesamtüberblick über die Oldenburger Satztests. Je geringer der SVS, desto besser

Die Ergebnisse zeigen, dass sich bei einigen Testpersonen das Sprachverstehen in Abhängigkeit des Abstands von Sendespule zu Implantat verändert. Berücksichtigt man zusätzlich zu den Kunststoffplättchendicken die tatsächliche Hautlappendicke wie in Kapitel 3.3.3 ermittelt, ergibt sich die Tendenz, dass sich ab einem Abstand von 9mm bei allen Testpersonen das Sprachverstehen verschlechtert bzw. bei einzelnen Testpersonen gar nicht mehr im Störgeräusch gemessen werden konnte.

3.5 Diskussion

Die durchgeführten Messungen ergeben, dass es möglich ist, die Hautlappendicke sowohl mittels Ultraschalls als auch mit der Federwaage zu bestimmen. Die Resultate bei den beiden Methoden sind beinahe identisch. Bei der Auswertung der Sprachverständnistests zeigte es sich, dass sich bei einem Abstand von Implantat zu Sendespule von bis zu 9mm bei allen Testpersonen keine signifikanten Unterschiede ergaben. Erst ab einem Abstand von mehr als 9mm verschlechterte sich das Sprachverständnis signifikant.

Schlussfolgerung: Die Stromquellen sollen möglichst unabhängig von der Versorgungsspannung sein, um den Einfluss des Abstandes zu minimieren. Die Versorgungsspannung sinkt mit steigendem Abstand. Die Dicke der Hautlappen beeinflusst somit das Sprachverständnis. Die kritische Grenze liegt von einem Abstand bei 9mm.

3.5.1 Überprüfung der Stimulationsmuster beim OLSA-Satztest in Vitro bei verschiedenen Abständen

Die in den vorherigen Versuchen festgestellte Verschlechterung des Sprachverstehens ab einem Abstand von 9mm zwischen Implantat und Sendespule wurde mittels

einer Oszilloskopmessung *in vitro* überprüft. Im Zuge dieser Messung wurden außerdem die zwei verschiedenen Implantattypen C40+ und PULSAR CI100 verglichen.

3.5.1.1 Methode

Die Überprüfung wurde *in vitro* durchgeführt mittels der Med-EI Detektor Box. Diese Detektorbox enthält das C40+ bzw. PULSAR CI100 Implantat und erlaubt es mittels dafür angebrachter Kontakte die Stimulation einzelner Kanäle auf einem Oszilloskop zu veranschaulichen.

Für die Tests wurde der OLSA-Satz „Britta schenkt fünf alte Ringe“ per Direct Input über den Sprachprozessor mit der spezifischen Anpassung für jede Testperson mit der Sendespule auf das Implantat in der Detektorbox übertragen. Die Impedanz der implantierten Elektroden stimmt in etwa mit den $6,8k\Omega$ in der Detektorbox überein. Die Stimulationsmuster können dann auf dem Oszilloskop beobachtet werden. Dabei wurden wiederum mittels Kunststoffplättchen die Abstände zwischen Implantat in der Detektorbox und Sendespule variiert.

Die Stimulationsmuster wurden für die Anpassungsparameter der Testpersonen A2 mit PULSAR CI100 und A5 mit C40+ Implantat analysiert.

3.5.1.2 Ergebnisse

Die nachfolgenden Graphiken zeigen die Stimulationsmuster exemplarisch für Kanal 1 mit den spezifischen Anpassungsparametern für die Testpersonen A2 und A5 und verschiedenen Abständen zwischen Implantat und Spule (entsprechend unterschiedlichen Hautlappendicken) mit dem OLSA – Satz „Britta schenkt fünf alte Ringe“ als Eingangssignal. Die Zeitauflösung ist 200ms pro Skalenteil. Im Abstand sind jeweils auch die zusätzlichen 5mm für die C40+ Detektorbox enthalten.

Die Ergebnisse zeigen, dass bis zu einem Abstand von ca. 9mm zwischen Implantat und Sendespule bei beiden Anpassungen keine Unterschiede in den Stimulationsmustern zu sehen sind. Ab einem Abstand von 9 bis 10mm ist beim PULSAR CI100 Implantat die Sprachübertragung wegen schlechter Kopplung nicht mehr möglich.

Analog dazu zeigte Testperson A2 bei den Sprachtests bei 8,49mm eine signifikante Verschlechterung des Sprachverstehens, die SVS konnte bei 10,15mm nicht mehr gemessen werden. Die Oszilloskopmessungen bestätigen also das in den Versuchen gemessene Sprachverstehen. Beim C40+ Implantat der Testperson A5 konnte diese Störung nicht beobachtet werden, dennoch ist auch bei ihr bei einem Abstand von 5,95mm das Sprachverstehen gesunken.

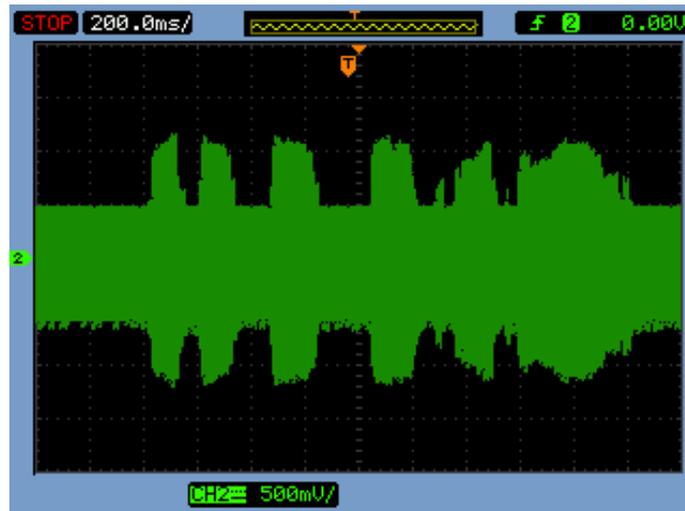


Abbildung 41: Stimulationsmuster auf Kanal 1 für Testperson A2 (4,24 mm Abstand und MCL-Wert von 661,4cu)

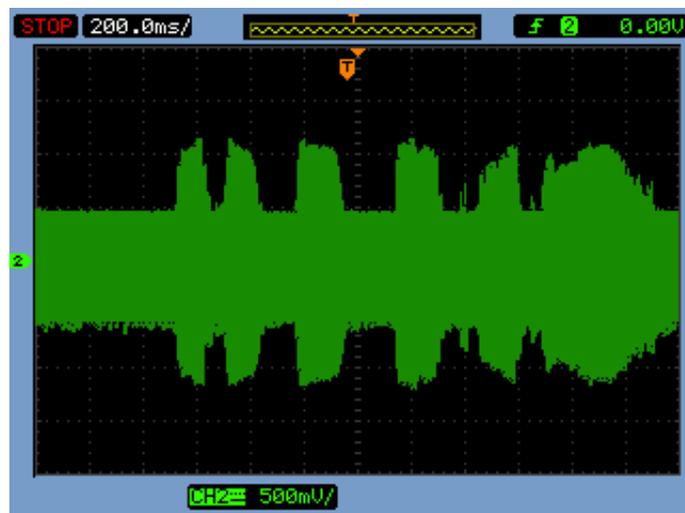


Abbildung 42: Stimulationsmuster auf Kanal 1 für Testperson A2 (6,37 mm Abstand und MCL-Wert von 661,4 cu)

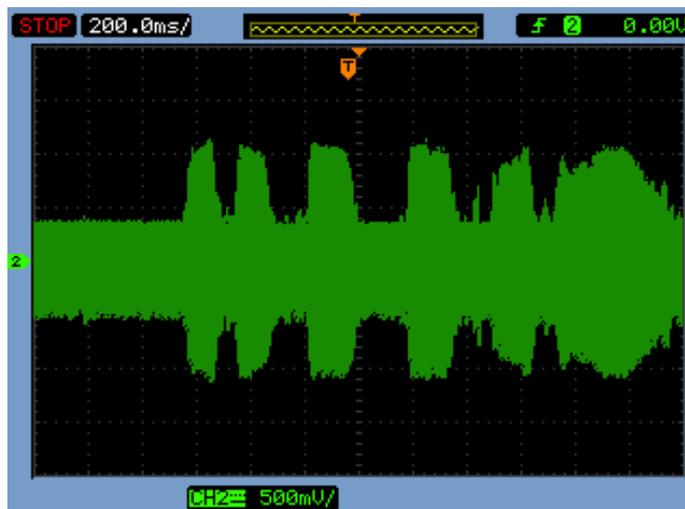


Abbildung 43: Stimulationsmuster auf Kanal 1 für Testperson A2 (8,49 mm Abstand und MCL-Wert von 795,2cu)

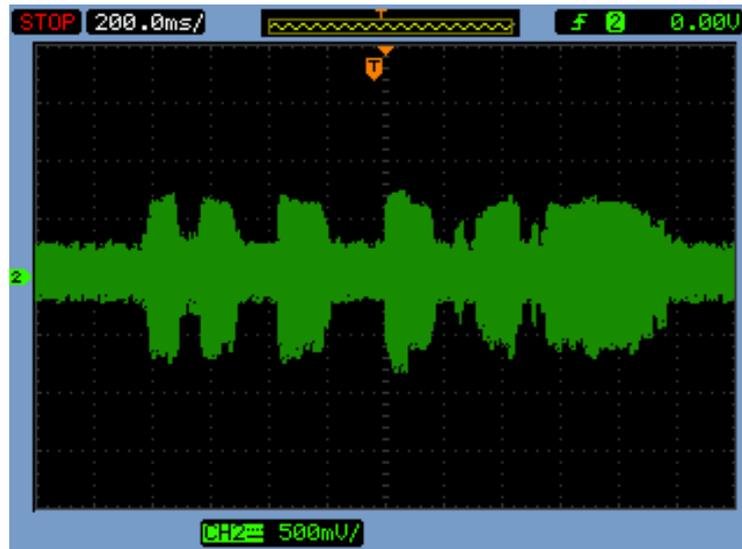


Abbildung 44: Stimulationsmuster auf Kanal 1 für Testperson A5 (5,31 mm Abstand und MCL-Wert von 590 cu)

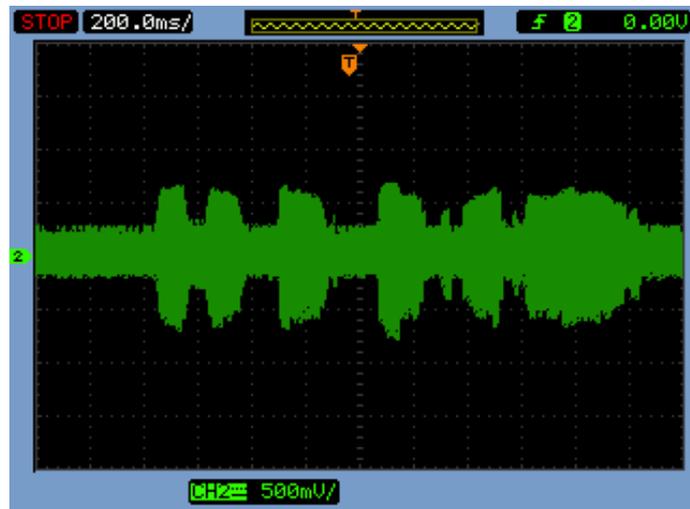


Abbildung 45: Stimulationsmuster auf Kanal 1 für Testperson A5 (7,44 mm Abstand und MCL-Wert von 645 cu)



Abbildung 46: Stimulationsmuster auf Kanal 1 für Testperson A5 (9,56 mm Abstand und MCL-Wert von 715 cu)



Abbildung 47: Stimulationsmuster auf Kanal 1 für Testperson A5 (11,26 mm Abstand und MCL-Wert von 812 cu)

Zusammenfassend kann man sagen, dass während der Operation auf einen nicht zu dicken Hautlappen geachtet werden sollte, damit ein optimales Sprachverstehen erzielt werden kann (optimal ist ein Abstand von 4 bis 6mm). Die Nachteile eines zu dicken Hautlappen wurden bereits ausgeführt. Bei einem zu dünnen Hautlappen ist der Druck auf das Gewebe zu groß, das könnte zu Schädigungen führen.

4 EINFLUSS DER SPRACHKODIERUNGSSTRATEGIEN AUF DAS TONHÖHENUNTERSCHIEDUNGSVERMÖGEN

Cochlea Implantat Träger können ein hervorragendes Sprachverstehen erreichen, nämlich ungefähr 45% Erkennung von Einsilbern und 80% Worterkennung und Satzerkennung, wobei es große individuelle Unterschiede gibt (Schatzer et al., 2010; Fettermann und Domico, 2002; Gstöttner et al., 2000; Hamzavi et al., 2001; Helms et al., 1997; Pasanisi et al., 2003; Valimaa und Sori, 2001). Viele jedoch haben Schwierigkeiten mit geräuschreicher Umgebung oder dem Musikhören. So haben Leal et al. (2003) berichtet, dass 38% ihrer 29 untersuchten Cochlea Implantat Träger keine Freude am Musikhören mit ihrem Implantat haben. Gfeller et al. (2000) haben herausgefunden, dass Cochlea Implantat Träger weitaus größere Schwierigkeiten bei der Erkennung von Melodien haben als Normalhörende. Auch Fujita und Ito (1999) berichten große individuelle Unterschiede bei der Melodieerkennung. Ein Schlüsselfaktor für eine Unterscheidung von Sprache zu Umgebungslärm sind die tonalen Anteile in der Musik (Kong et al., 2004; Fu et al., 2002). Auch zum Musikhören ist die Tonhöhenunterscheidung fundamental. In diesem Teil der Arbeit soll daher untersucht werden, ob Parameter wie die Stimulationsstrategie, die Stimulationsrate oder der Ort der Stimulation in der Cochlea einen Einfluss auf die Tonhöhenunterscheidungsfähigkeit der Testpersonen hat.

Die erreichbare Frequenzauflösung bzw. Tonhöhenerkennung von CI-Trägern hängt einerseits von den physiologischen Voraussetzungen und andererseits von den verwendeten Kodierungsstrategien ab. Grundsätzlich kann die Tonhöhe über zwei Mechanismen, die Periodizitätsanalyse und die Analyse des Ortes der Stimulation (Tonotopie) erfasst werden. Auf Grund der endlichen Pulsrate einer Nervenfasern kann die Periodizität bis zu einer oberen Frequenzgrenze von ca. 300Hz bis 1kHz erfasst werden (z.B. Pijl und Schwarz, 1995; Zeng, 2002; Wilson et al., 1997). Für höhere Frequenzen ist der Ort der Stimulation entscheidend. Bei tiefen Tonhöhen liegt die erreichbare Frequenzauflösung bei einigen Prozent. Bei hohen Tönen ist sie abhängig von der Anordnung der Stimulationskontakte in der Cochlea, von den Filterparametern, Kanalübersprechen und der Einstellung der Amplitudenkompression. Um besseres Hörempfinden für den Patienten zu ermöglichen, werden laufend neue Sprachkodierungsstrategien entwickelt. Im vorliegenden Kapitel sollen zwei Sprachkodierungsstrategien miteinander verglichen werden. Die klassische CIS Strategie bildet das Spektrum des Eingangssignals über Bandpässe durch unterschiedliche Stimulationsorte entsprechend der jeweiligen Bandpassmittelfrequenz und Amplituden entsprechend der Einhüllenden des Bandpasssignals ab. Die neuer entwickelte Feinstruktur-Strategie (FS) analysiert im tieffrequenten Bereich zusätzliche Details der zeitlichen Struktur des Eingangssignals. Es werden bis zu maximal sechs Kanäle mit sogenannten "Channel Specific Sampling Sequences (CSSS)" (Zierhofer, 2001) stimuliert, die mit den Nulldurchgängen der zugehörigen Bandpasssignale synchronisiert sind und mit der Amplitude der Bandpasssignale

gewichtet werden. Eine explizite Kodierung der Grundfrequenz des Eingangssignals und der niederfrequenten Harmonischen wird durch die Verringerung der unteren Grenzfrequenz auf 100 Hz (siehe Abbildung 48 erreicht, früher: 300Hz).

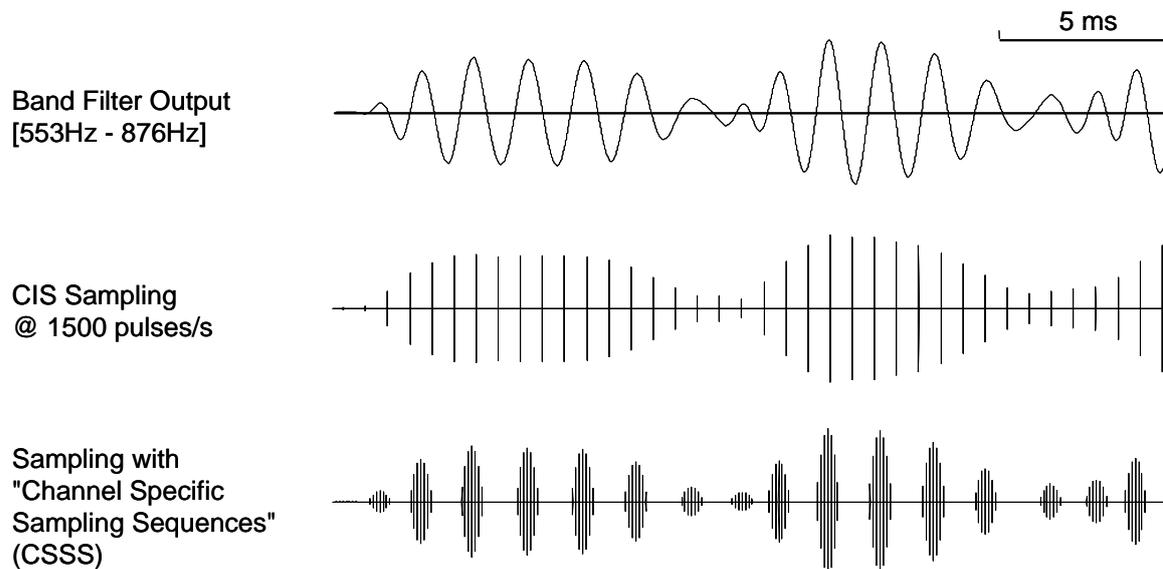


Abbildung 48: Stimulation eines Kanals nach dem Bandpassfilter-Ausgangssignal. Einhüllende und CSSS Kodierung (ohne Kompression)

Ziel dieses Teils der Arbeit ist es herauszufinden, ob das mit Cochlea Implantaten erreichbare Tonhöhenunterscheidungsvermögen vom Ort der Stimulation (apikal, medial, basal), sowie der Sprachkodierungsstrategie und der Stimulationsrate abhängt. Dabei wurde auch der Einfluss der Lage der Messfrequenz innerhalb der Teilbänder (Bandmitte oder Überlappungsfrequenz zweier benachbarter Bänder bei 3dB Dämpfung) untersucht (siehe Abbildung 49). Verglichen wurden zwei Sprachkodierungsstrategien, nämlich die Stimulationsstrategie CIS+, basierend auf der CIS Strategie, und die FS-Strategie, welche im tieffrequenten Bereich zusätzliche Details der zeitlichen Struktur des Eingangssignals analysiert. Beide Strategien wurden im selben Frequenzbereich zwischen 100Hz und 8500Hz implementiert.

Um das erreichbare Tonhöhenvermögen zu testen, wurden Tonhöhenunterscheidungstests mit Sinustönen durchgeführt, deren Frequenzen so ausgewählt wurden, dass die zu erwartenden Testtöne nach der Analyse durch die Filterbank nur zur Stimulation bestimmter Elektroden führen würde, nämlich im apikalen, medialen und basalen Bereich.

Nach bisherigen Studien sind bei diesen Tests gerade wahrnehmbare Frequenzunterschiede von ca. 5 bis 15% zu erwarten. D.h. es dass auf Grund der Bandbreite der verwendeten Filter und der ausgewählten Testfrequenz dazu kommen kann, dass die im Test dargebotenen Testtöne nur zur Stimulation einer einzelnen Elektrode führen, z.B. bei Testfrequenz = Mittenfrequenz des Filterbands einer Elektrode. Analog zu Nobbe et al. (2006) wurde deshalb als zweite Testfrequenz die Überlappungsfrequenz zwischen zwei Filtern ausgewählt, um im Versuchsverlauf Testtöne zu präsentieren, die mindestens zur Stimulation zweier Elektroden führt. Abbildung 49 zeigt die verwendete Filterbank. Die Bandpassfiltergrenzfrequenzen sind von 100Hz bis 8500Hz logarithmisch auf

der Frequenz-Achse verteilt. Die verwendeten Basisfrequenzen für den Tonhöhenunterscheidungstest sind durch gestrichelte Linien markiert.

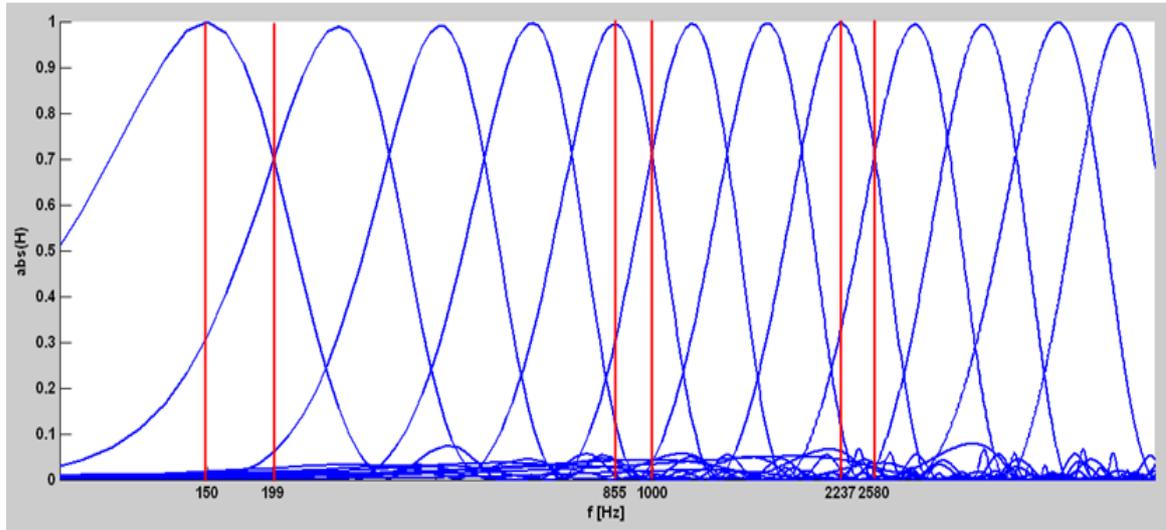


Abbildung 49: Filterbank der Sprachkodierungsstrategien

Die Frequenzanalyse durch die Filterbank führt zur gezielten Stimulation einzelner Elektroden mit einer gewissen Amplitude. Allerdings kommt es auf Grund der Charakteristik der verwendeten Filterbank zu Nebenmaxima auf benachbarten Elektroden, da FIR-Filter mit Kaiserfenster verwendet werden, siehe Abbildung 50. Deren Einfluss wurde in folgendem kleinen Vorversuch untersucht.

Die verwendete Filterbank wurde mit einem MatLab Programm generiert und mit MatLab die Frequenzen analysiert, bei denen Nebenmaxima auftreten.

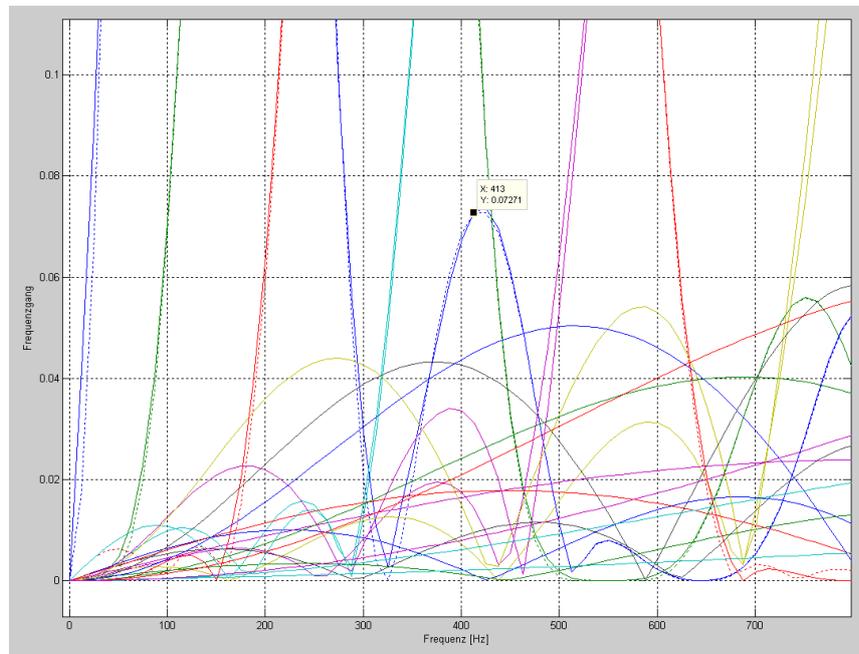


Abbildung 50: Filterbank FIR-Filter. In blau Frequenzgang Kanal 1 mit Nebenmaxima

Für den Versuch wurden bei einer Testperson alle Kanäle ausgeschaltet bis auf eine Elektrode. Dann wurden mit einem Sinusgenerator Sinustöne mit Frequenzen ge-

nau an diesen Nebenmaxima generiert. Diese Testtöne wurden randomisiert mit Testtönen innerhalb des Filterbands der Elektrode abgespielt und die Testperson wurde gefragt, ob sie einen Ton wahrnimmt oder nicht.

Die Testpersonen gaben an, dass der Ton bei der Frequenz des ersten Nebenmaximums deutlich hörbar, aber leise ist. D.h. bei einer Testfrequenz mitten im Frequenzbereich, der zu einer Elektrode zugeordnet ist, wird auch die Nachbar Elektrode mit geringerer Amplitude mitstimuliert. In einer weiteren Testbedingung wurden daher neben den beiden hauptsächlich beteiligten Testelektroden auch eine nächsthöhere dritte Elektrode im normalen Modus der Sprachverarbeitungsstrategie angeschaltet und getestet, ob sich ein Unterschied zu nur zwei aktiven Elektroden ergab. Auf Grund der aktuellen Entwicklung bei den gängigen Sprachverarbeitungsstrategien zu immer höheren Stimulationsraten wurden in einer weiteren Testbedingung die Versuche mit der aktuell häufig vorkommenden Stimulationsrate von 1818pps wiederholt und mit der höheren Stimulationsrate von 3030pps.

4.1 Testmethode

4.1.1 Testpersonen

Die Hörversuche wurden mit sieben postlingual ertaubten Erwachsenen durchgeführt. Alle Testpersonen waren erfahrene Benutzer der Med-EI C40+ (T1, T3, T7) und PULSAR CI100 (T2, T4, T5, T6) Implantate. Ihre demographischen Daten sind in Tabelle 15 zugeführt. Das Durchschnittsalter der Testpersonen war 56 Jahre, die Tragedauer zwischen 2 und 8 Jahren.

Testpersonen ID	Implantat Typ	Tragedauer Implantat (Jahre)	Testelektroden
T1	C40+	7	E1,E2,E3; E5,E6,E7; E8,E9,E10
T2	PULSAR CI100	5	E1,E2,E3; E5,E6,E7; E8,E9,E10
T3	C40+	8	E1,E2,E3; E5,E6,E7; E8,E9,E10
T4	PULSAR CI100	4	E1,E2,E3; E5,E6,E7; E8,E9,E10
T5	PULSAR CI100	2	E1,E2,E3; E5,E6,E7; E8,E9,E10
T6	PULSAR CI100	3	E1,E2,E3; E5,E6,E7; E8,E9,E10
T7	C40+	8	E1,E2,E3; E5,E6,E7; E8,E9,E10

Tabelle 15: Demographische Daten der sieben Testpersonen

4.1.2 Anpassung der patientenspezifischen Parameter

Die Tonhöhenunterscheidungstests wurden über direkten Input von Sinustönen in den MED-EL OPUS 1 Sprachprozessor durchgeführt, dabei wurde der Sprachprozessor über die Diagnostic Interface Box 2 angesteuert, siehe Abbildung 51. Für die Tests mussten jeweils testspezifische Anpassungen gemacht werden für die Bedingungen apikal, medial und basal, für die Bedingungen zwei oder drei aktive Elektroden, für die zwei verschiedenen Stimulationsraten und die verschiedenen Stimulationsstrategien. Dabei ist zu beachten, dass die Stimulationsstrategie FS im basalen Bereich auf Grund von Limitationen der verwendeten FSP.Studio, einer speziellen Anpassungssoftware zur Forschung mit Einstellungsparametern, angelehnt an die CI.STUDIO+ Anpassungssoftware, nicht getestet werden konnte, da nur für die untersten sechs Kanäle Feinstrukturstimulation ausgewählt werden kann.

Zuerst wurde mit der Pulsrate 1818pps für die jeweiligen Testelektroden apikal, medial und basal plus der jeweils nächsthöheren stimulierbaren Elektrode eine Lautstärkenanpassung durchgeführt. Um die gewünschte Pulsrate pro Elektrode mit der im Sprachprozessor programmierten Sprachkodierungsstrategie zu erreichen, wurden der MCL-Level und die gerade wahrnehmbare Hörschwelle THR bei den für die jeweilige Bedingung nicht stimulierten Kanälen auf Null gesetzt.

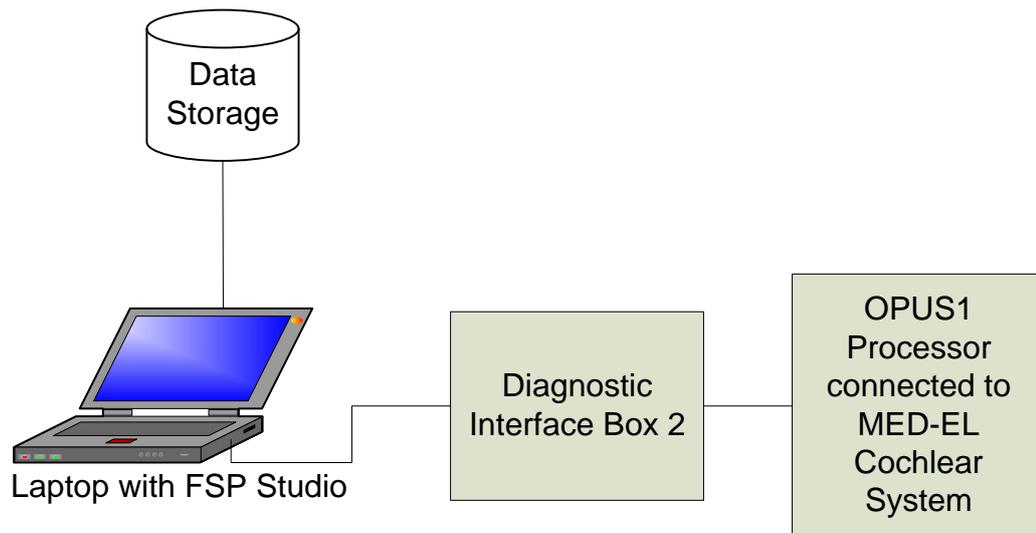


Abbildung 51: Testaufbau zur Durchführung der Tonhöhenunterscheidungstests

Sodann wurden mit der Pulsrate 3030 pps für die jeweiligen Testelektroden apikal, medial und basal plus der jeweils nächsthöheren stimulierbaren Elektrode angepasst. Um die Pulsrate von 3030 pps auf diesen Elektroden mit dem Sprachprozessor zu erreichen, wurden der MCL-Level und die gerade wahrnehmbare Hörschwelle THR des jeweils übernächsten stimulierbaren Kanals auf null gesetzt und alle weiteren Kanäle deaktiviert.



Abbildung 52: Screenshot der FSP.Studio Software für die Anpassung der apikalen Kanäle mit CIS Strategie

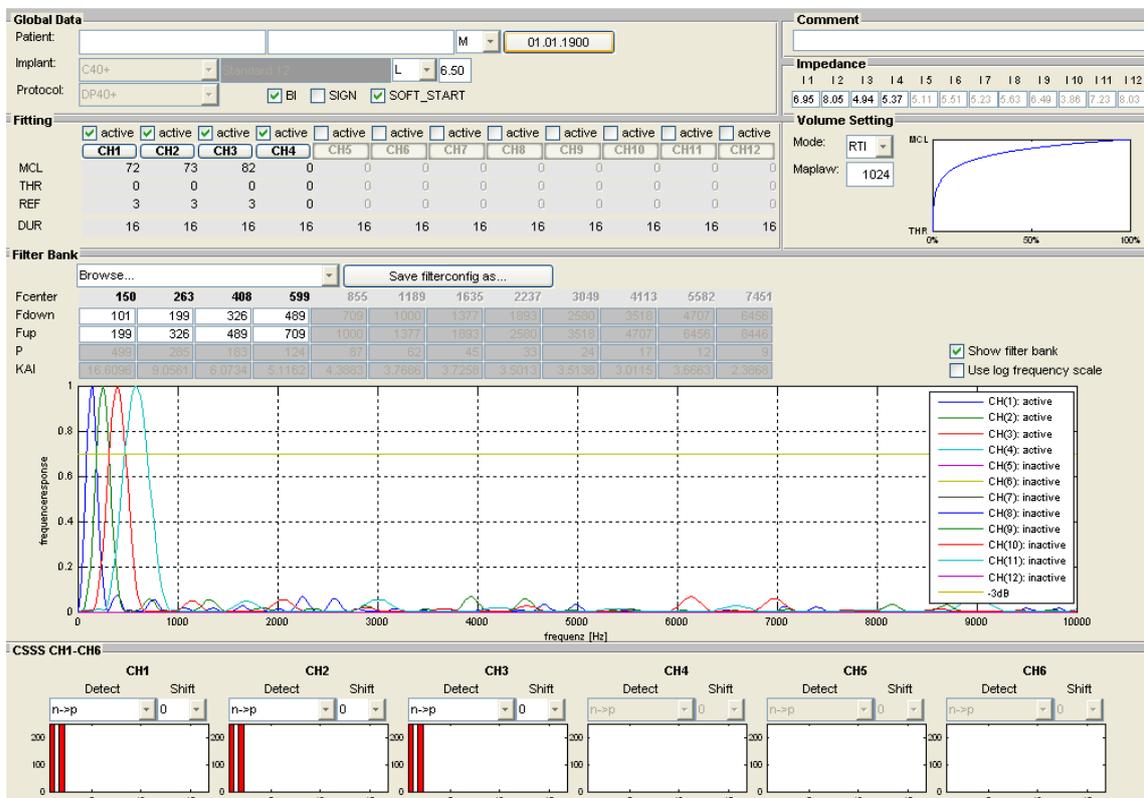


Abbildung 53: Screenshot der FSP.Studio Software für die Anpassung der apikalen Kanäle mit FS Strategie

Abbildungen 52 und 53 zeigen ein Musterbeispiel von der Anpasssoftware FSP.Studio, mit der Stimulationsrate 1818pps pro Kanal für CIS und FS Stimulationsstrategien.

4.1.3 Test-Durchführung

4.1.3.1 Vorbereitung der Anpassungen

In den verschiedenen Bereichen der Cochlea wurden folgende Bereiche und Elektroden ausgewählt: apikal E1 und E2 (3. Kanal E3), medial E5 und E6 (3. Kanal E7), basal E8 und E9 (3. Kanal E10). Dabei wurden für jeden Bereich zwei Testfrequenzen ausgewählt, nämlich die Mittenfrequenz der untersten stimulierten Elektrode und die Überlappungsfrequenz der Filter zwischen der untersten und der nächsthöheren Elektrode. Somit ergaben sich folgende Testfrequenzen, die in Abbildung 49 markiert sind: apikal: 150Hz, 199Hz, medial: 855Hz, 1000Hz, basal: 2237Hz, 2580Hz.

Durch die glockenförmige Form der Filter werden die Elektroden in Abhängigkeit der Eingangsfrequenz mit unterschiedlicher Amplitude stimuliert. Dieser Effekt muss beim Tonhöhenunterscheidungstest ausgeschaltet werden. Daher wurde vor den Tonhöhenunterscheidungstest ein Lautstärkenausgleich im gesamten Frequenzbereich der Testelektroden durchgeführt. Dies war zwischen 80 und 522Hz im apikalen Bereich, zwischen 652 und 1997Hz im medialen Bereich, zwischen 1762 und 4951Hz im basalen Bereich. Für den Lautstärkenabgleich wurden in den jeweiligen Frequenzbereichen Sinustöne generiert und mit der Testfrequenz verglichen. Dabei wurde immer zuerst der Ton mit der Testfrequenz für den Tonhöhenunterscheidungstest abgespielt und dann ein weiterer Testton aus dem Frequenzbereich. Die Testpersonen konnten die Lautstärke des zweiten Testtons so lange verändert, bis sich ein gleicher Lautstärkeneindruck ergab. Die ausgewählten Töne aus dem Frequenzbereich wurden dabei jeweils einmal ausgeglichen und randomisiert dargeboten. Nach einem Durchgang wurden in einem zweiten Durchgang nochmals alle Töne dargeboten und die Lautstärke konnte bei Bedarf korrigiert werden. Der Lautstärkeausgleich wurde für beide Testfrequenzen im jeweiligen Frequenzbereich durchgeführt.

Die jeweiligen Lautstärken der dargebotenen Töne innerhalb des Frequenzbereichs wurden gespeichert und bei nachfolgenden zwei Tonhöhenunterscheidungstest verwendet. Dabei wurde die Lautstärke der hierbei dargebotenen Töne jeweils zwischen der Lautstärke zweier benachbarter gemessener Testtöne linear interpoliert.

4.1.3.2 Tonhöhenunterscheidungstest

Um die Tonhöhenunterscheidung zu untersuchen, wurde der gerade wahrnehmbare Unterschied von Sinustönen mit einem adaptiven 2-Intervalle 2-AFC-Verfahren getestet (AFC = Alternative Forced Choice) analog zu Micheyl & Oxenham, 2004. Der Test besteht aus zwei Intervallen, einem Standardintervall und einem Zielintervall. Die Basisfrequenz wird für jede Präsentation der zwei Intervalle zufällig aus einer Rechtecksverteilung von $\pm 10\%$ in 1%-Schritten um die nominale Basisfrequenz F_0 ausgewählt. Für das Standard- und Zielintervall wird dann die Frequenz des Sinustons wie folgt festgelegt: Für eines der Intervalle wird $\pm \Delta F_0/2$ zu F_0 addiert, für das andere Intervall $\pm \Delta F_0/2$ von F_0 subtrahiert. Das Vorzeichen wird dabei zufällig ausgewählt. Die Testperson muss von beiden Intervallen das benennen, bei dem sie den Eindruck hat, der Ton sei höher als

der andere. In einem adaptiven Verfahren, genannt, three-down one-up, wird ΔF_0 nach drei korrekten Antworten durch einen bestimmten Faktor dividiert, nach einer falschen Antwort um einen Faktor multipliziert. Der Faktor ist bei der ersten Präsentation 4, dann reduziert zu 2 und nach dem dritten Umkehrpunkt $\sqrt{2}$. Ein Durchgang endet nach 16 Umkehrpunkten. Der gerade wahrnehmbare Tonhöhenunterschied wird dann berechnet aus dem arithmetischen Mittel der letzten zehn Umkehrpunkte und wird prozentual zur Testfrequenz angegeben als JND (engl. just noticeable difference). Alle Testbedingungen wurden randomisiert dargeboten.

The screenshot shows the 'AFC - Methods' dialog box with the following settings:

- Name of the test: Tonhöhenunterscheidung: Sinus mit Tonhöhe + abs. Pegel nach Carlyon II
- Number of intervals: 2 (Anchor intervals: 1 2, Down: 3, Up: 1)
- Question: Welcher Ton war höher?
- Answers: {'One'...}: {'Ton eins'!'Ton zwei'}
- Turn points: 2 5 8 (1 3 16)
- Step size: 0.5 0.8 0.9 (0.25 0.5 0.7071) rel.
- Start interval: 0.2 rel.
- Base: 170 Base middle
- Base jitter: 0.05
- Direction: up
- Target direction: bigger
- Interval log:
- Base min.: 70 Base max.: 1000
- Jitter steps: 11 Jitter absolute
- Base 2: 84
- Basis 2 correction: KH_loudnsbal_CSSS.txt
- Jitter 2 steps: 2 Jitter 2 absolute
- Base 2 jitter: 0
- Duration [sec]: 0.5
- Ramp [sec]: 0.025
- Pause [sec]: 0.3
- Generator: sinus_pitch_level

Abbildung 54: Startbildschirm der Lost Software für die Durchführung des 2I2AFC Tests

The screenshot shows the main interface of the AFC software during a test. It features a 'START' button at the top, followed by the question 'Welcher Ton war höher?' and two buttons: 'Ton eins' and 'Ton zwei'. A 'Weiter' button is at the bottom.

Abbildung 55: Graphisches Interface für die Durchführung der 2I2AFC Tests

Die Steuerung der Tonhöhentests erfolgte automatisch über eine speziell entwickelte MatLab Anwendung, genannt Lost Software. Die folgenden Abbildungen zeigen den Eingabebildschirm zum Start der Tests durch den Versuchsleiter sowie das graphische Interface, mit dem die Testpersonen den Test durchführten. Nach dem Klick auf Ton 1 oder Ton 2 wurde durch die „Weiter“ Schaltfläche die Auswahl bestätigt und die Präsentation der nächsten beiden Intervalle gestartet.

4.2 Ergebnisse

Die folgenden Abbildungen zeigen den Mittelwert des gerade wahrnehmbaren Tonhöhenunterschieds der sieben Testpersonen bei den apikalen Kanälen in Abhängigkeit von der Testfrequenz, sowie von der Stimulationsrate. Im Vergleich zur CIS-Strategie ergibt sich bei allen Testbedingungen mit der FS-Strategie eine bessere Frequenzunterscheidung als mit der CIS-Strategie. Es kann keine Abhängigkeit von der Anzahl der aktiven Elektroden festgestellt werden. Daher wurden für die weitere Auswertung die Ergebnisse mit zwei oder drei Elektroden gemittelt.

Die JNDs der Testfrequenzen lagen mit FS für beide Stimulationsraten bei der Filtermittelfrequenz zwischen 5% und 8%, mit CIS dagegen zwischen 7% und 32%. Bei der Überlappungsfrequenz lagen die JNDs mit der FS-Strategie bei beiden Stimulationsraten zwischen 5% und 9%, mit CIS zwischen 6 % und 9%. Wenn die Testfrequenz eine Filtermittelfrequenz war, zeigte sich ein signifikanter Unterschied ($p = 0.018$) zwischen den beiden Sprachkodierungsstrategien. Außerdem ergab sich eine Abhängigkeit von der Stimulationsrate: Bei den apikalen Kanälen ergaben sich bei höherer Stimulationsrate auch bei Überlappungsfrequenz signifikante Unterschiede zwischen den Strategien ($p = 0.043$). Im Mittelwert ergab sich keine Abhängigkeit davon, ob der Test mit zwei oder drei aktiven Elektroden durchgeführt wurde. Die Ergebnisse wurden daher über diese beiden Testbedingungen und Einzeldurchläufe gemittelt.

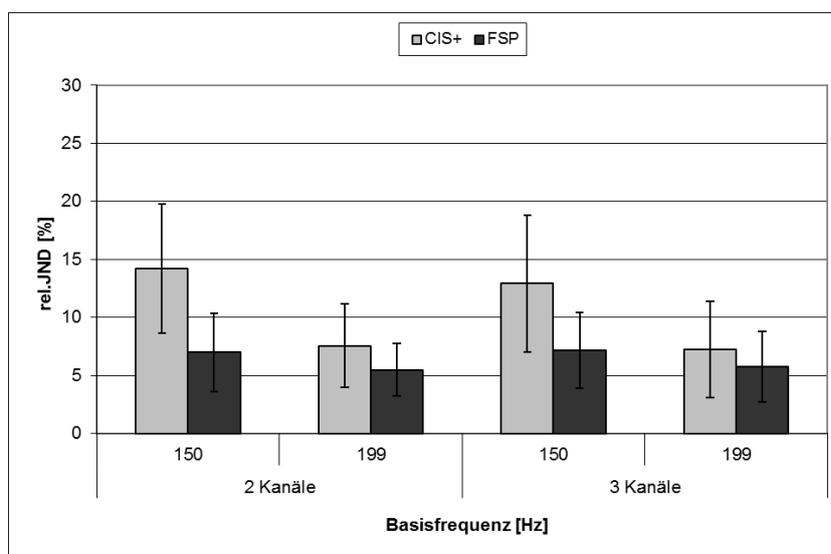


Abbildung 56: Gerade wahrnehmbarer Tonhöhenunterschied (JND) über sieben Versuchspersonen gemittelt im apikalen Be-reich für zwei oder drei aktive Elektroden

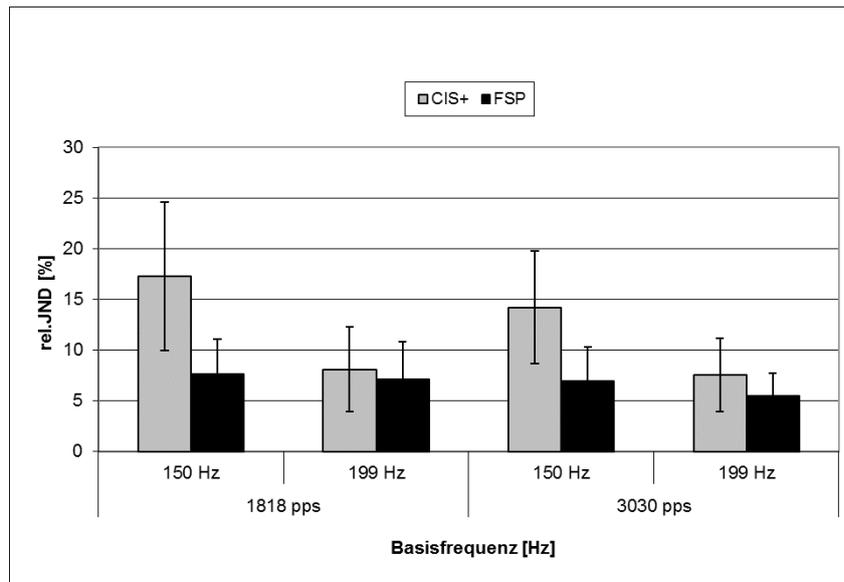


Abbildung 57: Gerade wahrnehmbarer Tonhöhenunterschied (JND) über sieben Versuchspersonen gemittelt im apikalen Be-reich in Abhängigkeit der Stimulationsrate

Die folgenden Abbildungen zeigen den gerade wahrnehmbaren Tonhöhenunterschied bei den medialen Kanälen gemittelt über alle sieben Testpersonen in Abhängigkeit von der Testfrequenz und aktiven Elektroden, sowie in Abhängigkeit der Stimulationsrate. Es lässt sich kein Effekt in Abhängigkeit der Anzahl der aktiven Elektroden beobachten. Daher wurden die Ergebnisse für zwei oder drei aktive Elektroden in der nachfolgenden Betrachtung gemittelt. Nur bei höherer Stimulationsrate (3030pps) und der Filtermittenfrequenz (855Hz) lässt sich noch ein signifikanter Unterschied zwischen der CIS- und FS-Strategie erkennen ($p = 0.018$). Bei allen anderen Bedingungen lagen die JNDs mit der FS Strategie zwischen 3% und 5%, mit CIS zwischen 4 % und 7% und es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede (p -Value > 0.05), weder in Abhängigkeit der Sprachkodierung, noch der Stimulationsrate.

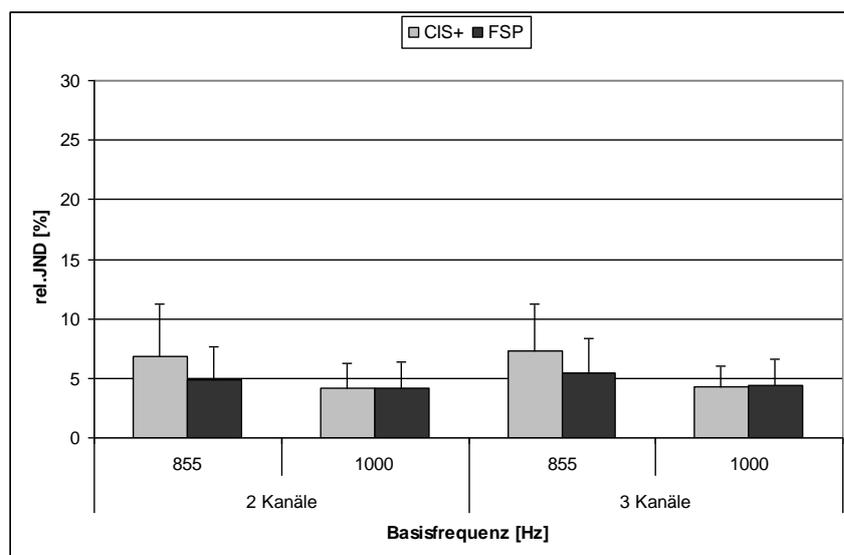


Abbildung 58: Gerade wahrnehmbarer Tonhöhenunterschied (JND) über sieben Versuchspersonen gemittelt im medialen Be-reich für zwei oder drei aktive Elektroden

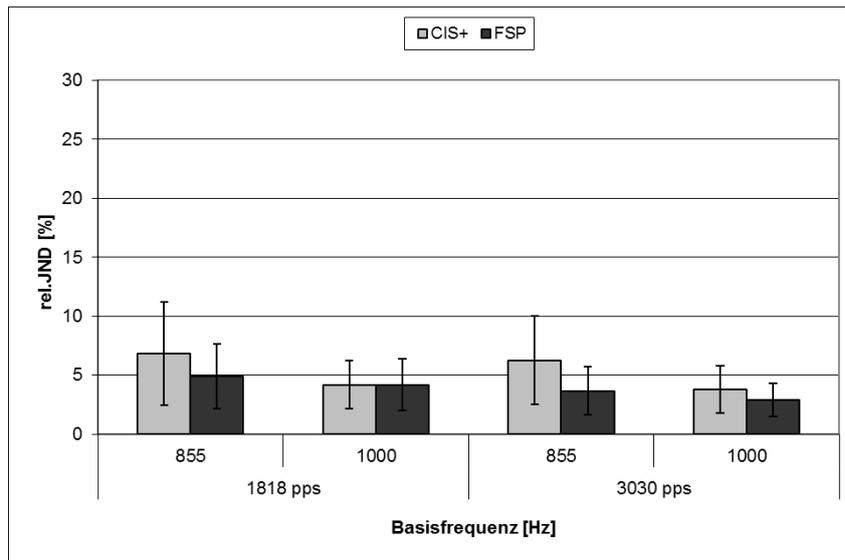


Abbildung 59: Gerade wahrnehmbarer Tonhöhenunterschied (JND) über sieben Versuchspersonen gemittelt im medialen Bereich in Abhängigkeit der Stimulationsrate

Die folgende Abbildung zeigt den gerade wahrnehmbaren Tonhöhenunterschied gemittelt über alle sieben Testpersonen in Abhängigkeit von der Testelektrode bei den basalen Kanälen. Auf Grund der Begrenzung der CSSS-Kanäle auf maximal sechs mit der FS-Strategie, entspricht die CIS-Strategie in diesem Frequenzbereich der FS-Strategie. Die beiden Strategien wurden daher in diesem Bereich nicht verglichen. Die JNDs lagen mit CIS-Strategie zwischen 6% und 9%. Es ergeben sich keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Stimulationsrate bei den basalen Kanälen ($p = 0,81$).

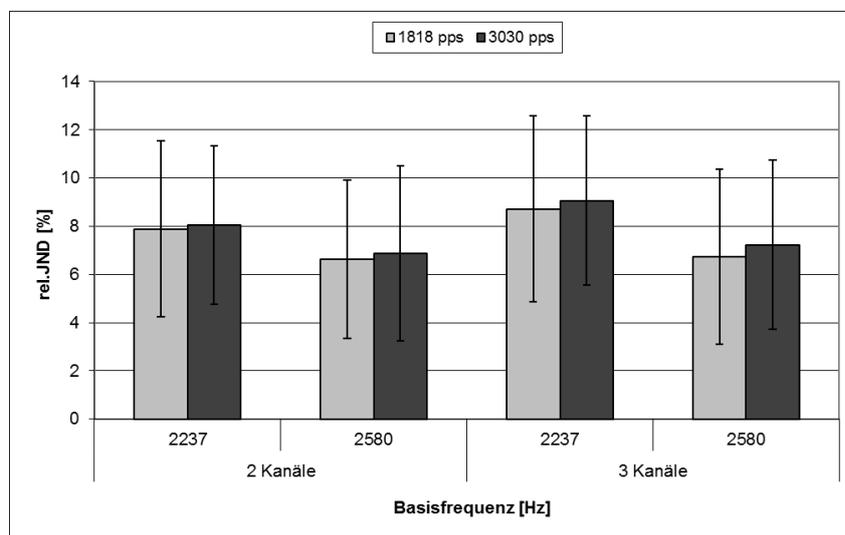


Abbildung 60: Gerade wahrnehmbarer Tonhöhenunterschied (JND) über sieben Versuchspersonen gemittelt im basalen Bereich

4.3 Diskussion

Die Ergebnisse zeigen, dass die JNDs bei Stimulation mit FS zwischen 5 und 9% und mit CIS zwischen 6 und 32% variieren. Dabei konnte ein geringes Tonhöhenunterscheidungsvermögen mit der CIS Strategie vor allem im apikalen Bereich festgestellt

werden. Bei Inputsignalen, die aus Sinustönen bestehen, werden durch die Kodierungsstrategie CIS+ (Wilson et al., 1991) allein die Amplituden der benachbarten Kanäle je nach Lage der Testfrequenz in Bezug auf das jeweils dem Kanal zugeordneten Filterbands verändert. Der aus zwei Kanälen auf diese Weise resultierende Stimulationsort wird also in Abhängigkeit der Inputfrequenz entlang der Cochlea verschoben. Dieser Mechanismus der Tonhöhenunterscheidung über die Ortsabhängigkeit funktioniert im apikalen Bereich (CIS zwischen 7 und 32%) weniger gut als im medialen (CIS zwischen 4 und 7%) und basalen Bereich (CIS zwischen 6 und 9%). Die vorliegenden Ergebnisse entsprechen in der Größenordnung auch den in Nobbe et al., 2007, gefundenen wahrnehmbaren Tonhöhenunterschieden im apikalen Bereich mit der CIS+-Strategie. Betrachtet man in Nobbe et al., 2007, die Einzelergebnisse der Patienten, zeigt sich auch hier der Trend, dass der gerade wahrnehmbare Tonhöhenunterschied im apikalen Bereich mit der CIS-Strategie höher ist als im medialen und basalen Bereich.

Der im Vorversuch festgestellte hörbare Einfluss der Nebenmaxima eines Frequenzbandes konnte in diesem Versuch nicht reproduziert werden. Es ergab sich kein Unterschied bei der Tonhöhenunterscheidung in Abhängigkeit der Anzahl der aktiven Kanäle. Es kann angenommen werden, dass der Stimulus des Nebenmaximums zu leise ist, um den Tonhöhereindruck zu verändern.

Des Weiteren wurde in dieser Studie der Effekt der Stimulationsrate untersucht. Hierbei zeigt sich, dass der Mechanismus der Ortskodierung mit der CIS-Strategie unabhängig von der Stimulationsrate funktioniert.

Um im apikalen Bereich die Tonhöhenunterscheidung zu verbessern, hilft die Feinstruktur-Strategie. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass mit der FS-Strategie im apikalen Bereich signifikant bessere Tonhöhenunterscheidung möglich ist als mit der CIS-Strategie, wobei der Unterschied für Inputfrequenzen gleich der Filtermittenfrequenz deutlicher ist als für die Überlappungsfrequenz. Dieser Unterschied wurde in der Studie von Nobbe et al., 2006, in der in einem ähnlichen Experiment mit tiefen Eingangsfrequenzen zwischen 150 und 200Hz ebenfalls die Tonhöhenunterscheidung gemessen wurde, nicht gefunden. In dieser Studie war die Tonhöhenunterscheidung mit der FS-Strategie über alle Inputfrequenzen bis 200Hz signifikant besser als mit der CIS-Strategie.

Die FS-Struktur verbessert allerdings nur im apikalen Bereich die Tonhöhenunterscheidung. Der Effekt konnte im medialen Bereich nur bei einer Bedingung beobachtet werden und im basalen Bereich nicht gemessen werden (FS-Strategie mit maximal sechs apikalen CSSS-Kanälen, siehe Zierhofer, 2001). Dies basiert auf den Einschränkungen der Frequenzselektivität. Wie auch schon von Zeng, 2002; Fearn R. und Wolfe J. (2000) und Nobbe (2004) untersucht, kann die Tonhöhe allein auf Basis der Periodizität auf Grund der endlichen Pulsrate einer Nervenfasernur bis ca. 300 bis 1000Hz unterschieden werden.

Eine Verbesserung der Tonhöhenunterscheidung mit der FS-Strategie konnte allerdings durch die Erhöhung der Stimulationsrate erzielt werden. Dies basiert auf der Tatsache, dass die Abbildung der Inputfrequenz mit CSSS umso genauer ist, je höher die Stimulationsrate des jeweiligen Kanals ist.

Die vorliegende Studie zeigt, dass die Verwendung der FS-Strategie mit einer Stimulation mit CSSS bis maximal ca. 850Hz und einer möglichst hohen Stimulationsrate zu Verbesserungen im Bereich von Melodieerkennung und Tonalsprachen bei Cochlea-Implantat-Trägern führen kann. Ähnliche Ansätze werden auch von Xu und Pfingst (2003) und Schatzer et al. (2010).

5 AUSWIRKUNG VERSCHIEDENER FILTERBREITEN AUF SPRACHVERSTÄNDNIS UND KLANGQUALITÄT

5.1 Einführung

In der Arbeit mit Cochlea Implantat Trägern im Klinikalltag versucht man oft auch neue Wege zu gehen. Maestro, die Software zur patientenspezifischen Anpassung der Implantate der Firma Med-El, bietet hier u.a. auch die Möglichkeit, die Grenzfrequenzen der Frequenzbänder einzustellen. Erste subjektive Tests mit Patienten haben ergeben, dass eine Verbreiterung der Frequenzbänder zu einer besseren Akzeptanz der eingestellten Sprachkodierungsstrategie führen könnte.

Dieses Phänomen soll im letzten Teil der Arbeit systematisch untersucht werden, in dem die Auswirkung verschiedener Überlappungsfrequenzen auf das Sprachverstehen, die Klangqualität und die Melodieerkennung untersucht wird.

5.2 Auswirkung verschieden starker Filterüberlappungen auf das Sprachverständnis

5.2.1 Testmethode

In der standardmäßig verfügbaren Signalverarbeitung der Sprachkodierungsstrategien der Firma Med-El liegt die Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz zweier benachbarter Frequenzbänder bei 3dB. Dies gilt für alle aktuell angebotenen Sprachkodierungsstrategien: CIS, FSP, FS4 und FS4p. Wie in Kapitel 2.1.4 beschrieben werden dabei glockenförmige FIR-Bandpassfilter verwendet.

Die Maestro-Software lässt nicht zu, den Parameter der Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz systematisch zu ändern, sehr wohl aber kann man die Grenzfrequenzen der einzelnen Frequenzbänder händisch modifizieren. Durch die Veränderung der Grenzfrequenzen kann man die Filterbreite verändern, damit die Steilheit der Filter und somit indirekt die Dämpfung an der Überlappungsfrequenz.

Deshalb wurden in Vorbereitung auf die durchzuführenden Versuche anhand des hinterlegten Algorithmus der Med-El Sprachverarbeitungsstrategie Zierhofer, Cochlear Implant System (Date of Patent 1999) die Grenzfrequenzen in Abhängigkeit von der gewünschten Dämpfung mit Hilfe von MatLab berechnet. Die Mittenfrequenzen der Filter bleiben dabei unverändert. Neben der Standarddämpfung von 3dB wurden eine höhere Dämpfung von 6dB und eine geringere Dämpfung von 2dB ausgewählt.

Die resultierenden Filter für 2dB, 6dB und für die Standarddämpfung von 3dB sind in den Abbildungen 61-63 dargestellt. Man sieht entsprechend steilere Filter mit weniger Überlappung bei 6dB und flachere Filter und mehr Überlappung bei 2dB.

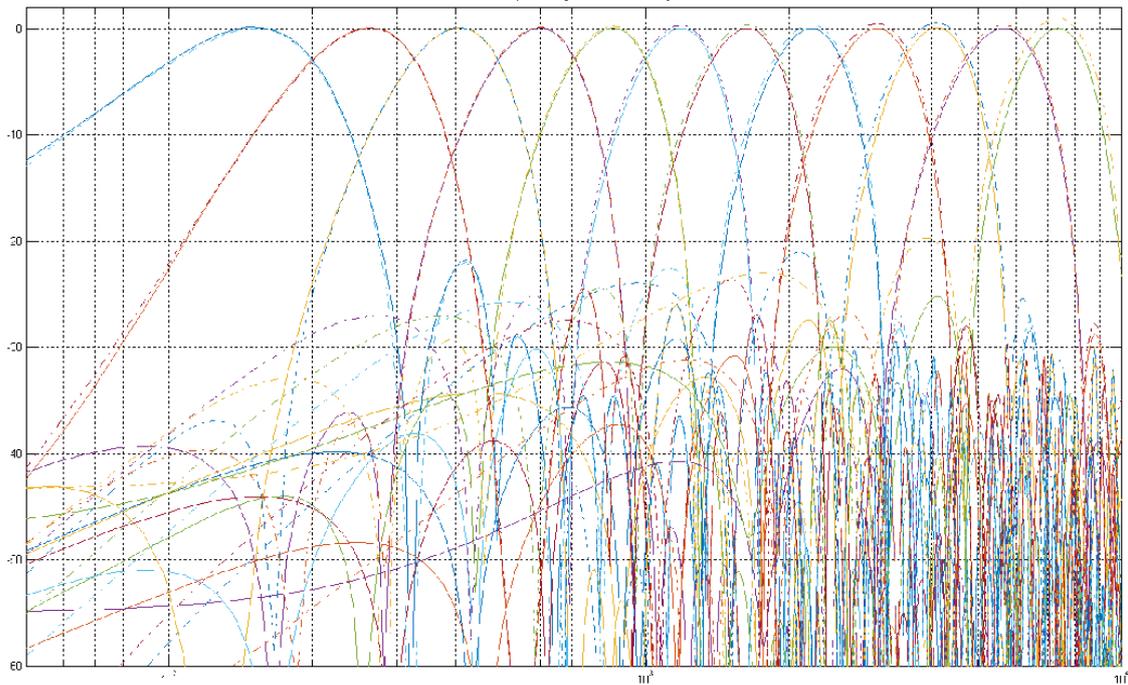


Abbildung 61: Filter bei 3dB Dämpfung an der Überlappungsfrequenz. Die X-Achse zeigt die Frequenz in Hz, die Y-Achse zeigt die Verstärkung in dB. Bild generiert aus dem Original Algorithmus aus MatLab. Die Filtermittelfrequenzen reichen an die 0dB-Linie, die sichtbaren Nebenmaxima unter -20dB resultieren aus der begrenzten Länge der FIR-Filter im Sprachprozessor

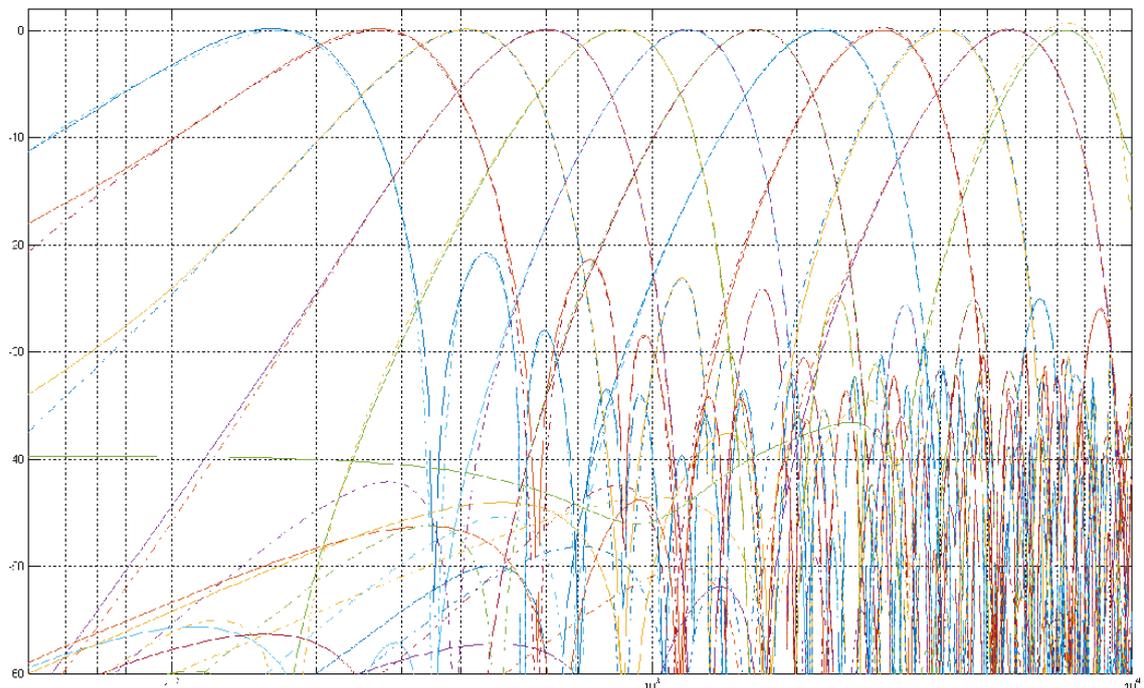


Abbildung 62: Filter bei 2dB Dämpfung an der Überlappungsfrequenz. Die X-Achse zeigt die Frequenz in Hz, die Y-Achse zeigt die Verstärkung in dB. Bild generiert aus dem Original Algorithmus aus MatLab. Die Filtermittelfrequenzen reichen an die 0dB-Linie, Nebenmaxima unter -20dB resultieren aus der begrenzten Länge der FIR-Filter im Sprachprozessor

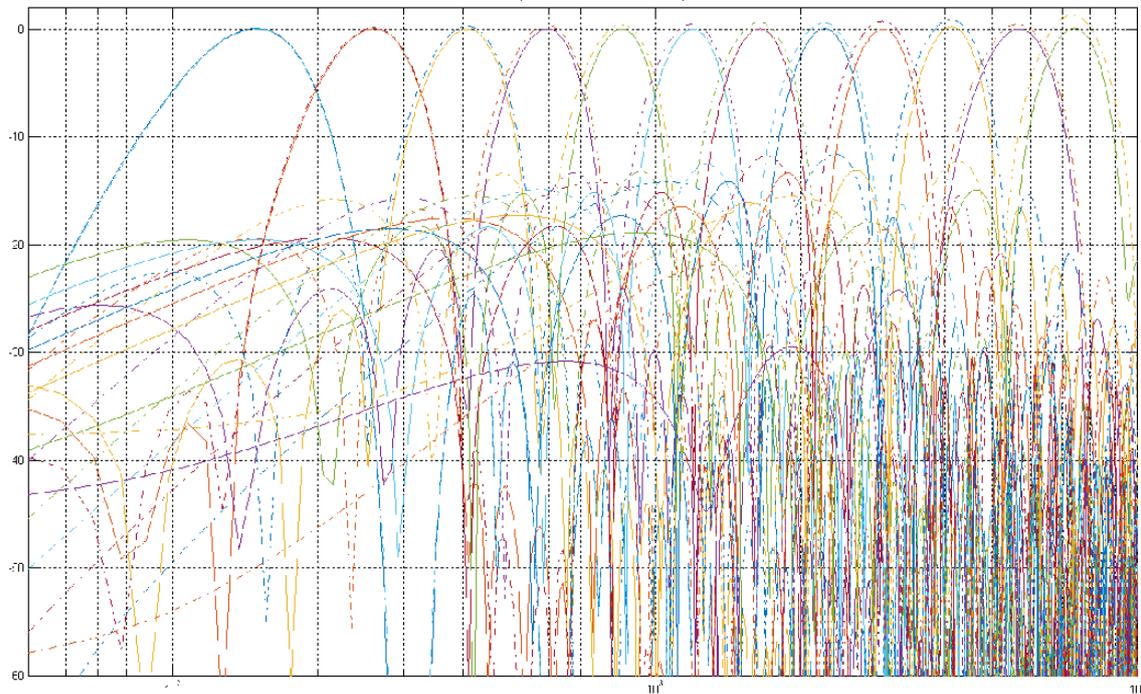


Abbildung 63: Filter bei 6dB Dämpfung an der Überlappungsfrequenz. Die X-Achse zeigt die Frequenz in Hz, die Y-Achse zeigt die Verstärkung in dB. Bild generiert aus dem Original Algorithmus aus MatLab. Die Filtermittelfrequenzen reichen an die 0dB-Linie, die Nebenmaxima unter -10dB resultieren aus der begrenzten Länge der FIR-Filter im Sprachprozessor.

In den Tabellen 16-18 sind die entsprechenden von MatLab berechneten Grenzfrequenzen angeführt, die dann in Maestro-Software eingegeben werden mussten, um die gewünschte Dämpfung zu erreichen. Es gibt dabei allerdings seitens Maestro-Software eine weitere Einschränkung: Die äußeren Grenzfrequenzen des Gesamtbereichs sind auf 70Hz und 8500Hz fixiert. Daher konnten die berechneten Grenzfrequenzen bei der 2dB Dämpfung für den äußersten Kanal nicht realisiert werden. D.h. auch die entsprechende Dämpfung war für die beiden äußersten Kanäle nicht ganz exakt einstellbar.

In der Tabelle 16 sind die unteren (f_{3dB_low}) und die oberen (f_{3dB_high}) Grenzfrequenzen der 12 Kanalfilter aufgelistet, die zu den gewünschten Dämpfungen von 3dB bei den Überlappungsfrequenzen führen. In den Tabellen 17 und 18 die entsprechenden Grenzfrequenzen für 2dB und 6dB.

In der Maestro-Software wurden die verschiedenen Filtergrenzfrequenzen eingestellt, dabei wurden die patientenspezifischen Parameter (Amplitude, Pulsbreite, Kodierungsstrategie, Maplaw usw.) aus der ursprünglichen Einstellung für 3dB-Dämpfung übernommen. Anschließend wurde die Gesamtlautstärke für alle drei Dämpfungen mittels paarweisem Vergleich so lange angepasst, bis die Testpersonen das Empfinden hatten, dass alle drei Einstellungen gleich laut wären. Die drei entstehenden Einstellungen wurden zufällig auf die drei am Sprachprozessor verfügbaren Programmplätze gespeichert. Die Testpersonen wussten Bescheid, dass sie drei verschiedene Filtereinstellungen hatten, aber ihnen war nicht bekannt, welches Programm welche Einstellung hatte.

Kanal Nr	f_3dB_low [Hz]	f_3dB_high [Hz]
1	100	198
2	198	325
3	325	491
4	491	710
5	710	999
6	999	1383
7	1383	1893
8	1893	2574
9	2574	3483
10	3483	4698
11	4698	6323
12	6323	8500

Tabelle 16: Die Grenzfrequenzen der Bandpassfilter für 3dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz

Kanal Nr	f_2dB_low[Hz]	f_2dB_high[Hz]
1	80	219
2	174	354
3	293	522
4	448	753
5	652	1057
6	929	1449
7	1280	1997
8	1762	2712
9	2400	3743
10	3255	4951
11	4347	6967
12	5922	8859

Tabelle 17: Die Grenzfrequenzen der Bandpassfilter für 2dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz

Kanal Nr	f_6dB_low [Hz]	f_6dB_high [Hz]
1	112	184
2	213	307
3	348	468
4	518	679
5	750	959
6	1051	1330
7	1450	1820
8	1982	2485
9	2692	3366
10	3642	4545
11	4885	6135
12	6525	8290

Tabelle 18: Die Grenzfrequenzen der Bandpassfilter für 6dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz

Um eine Langzeitwirkung zu testen, wurde für alle Testpersonen zufällig ein Programm zum Start ausgewählt. Sie bekamen die Anweisung dieses drei Wochen lang konstant zu verwenden und dann auf das nächste Programm zu wechseln, nach weiteren drei Wochen auf das dritte Programm. Anschließend fand ein Kontrolltermin statt.

Danach wurde die Prozedur wiederholt, nur dass dieses Mal jedes Programm zwei Monate verwendet werden sollte.

Die Testpersonen wurden gebeten, während der Versuchszeit für jedes Programm subjektive Höreindrücke wie Klang und Sprachverständnis zu notieren.

Das Sprachverstehen wurde mit dem OLSA Satztest (Beschreibung siehe Kapitel 3.4.3.1) überprüft, und zwar am Tag der Einstellung der drei Dämpfungsversionen, nach 9 Wochen und weitere 6 Monate (26 Wochen) später. Dabei wurden die drei Programme mit 2dB, 3dB und 6dB Dämpfung randomisiert getestet und der Mittelwert von drei Durchgängen gebildet. Den Testpersonen war jeweils bekannt, welcher Programmplatz (1, 2 oder 3) getestet wurde, nicht aber, welche Einstellung sich dahinter verbarg.

Nach den Tests wurden die Testpersonen zu jeder Versuchsphase gefragt: „Welches der drei Programme würden Sie als Standardprogramm verwenden?“ und „Wie gefällt Ihnen das Programm 2 im Vergleich zu Programm 1, Programm 2 im Vergleich zu Programm 3 im Vergleich zu Programm 1?“. Dabei wurde den Testpersonen beliebig Zeit gegeben, zwischen den Programmen zu wechseln, und es wurden alle Programmkombinationen mehrmals in zufälliger Reihenfolge bewertet, bis sich eine eindeutige Meinung abzeichnete.

5.2.2 Testpersonen

An den Versuchen nahmen fünfzehn postlingual ertaubte Erwachsene teil. Detaillierte Informationen über die Testpersonen sind in Tabelle 19 aufgelistet. Testpersonen F9 und F10 haben erst seit einem Jahr Erfahrung mit dem Implantat.

Testperson ID	Implantat Typ	Anzahl der aktiven Kanäle
F1	Synchrony	12
F2	Concerto	12
F3	Sonata ti100	12
F4	Concerto	12
F5	Synchrony	12
F6	Concerto	12
F7	Concerto	12
F8	Synchrony	12
F9	Synchrony	12
F10	Synchrony	12
F11	Synchrony	12
F12	Synchrony	12
F13	Concerto	12
F14	Synchrony	12
F15	Synchrony	12

Tabelle 19: Testpersonen für die Filterbankversuche

5.2.3 Ergebnisse

Das subjektive Feedback der Testpersonen unmittelbar nach der Anpassung für die 2 dB Dämpfung war sehr positiv. Alle berichteten über klares Sprachverstehen und vollen Klang. Für die 6dB Dämpfung gab es kein ausdrücklich positives Feedback.

Danach folgten die objektiven Tests. In Abbildung 64 sind die Mittelwerte aus jeweils drei Durchgängen dargestellt. Unmittelbar nach der Anpassung zeigten 11 von 15 Testpersonen (F1, F2, F3, F5, F6, F7, F8, F10, F12, F14 und F15) eine Tendenz zu einem besseren Sprachverstehen bei der 2dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz im Vergleich zu anderen Einstellungen. F11 und F13 zeigten bei 3dB die besten Ergebnisse. Bei F4 ergab sich gleich gutes Sprachverstehen bei 2dB und 3dB, aber eine schlechtere Performance bei 6dB.

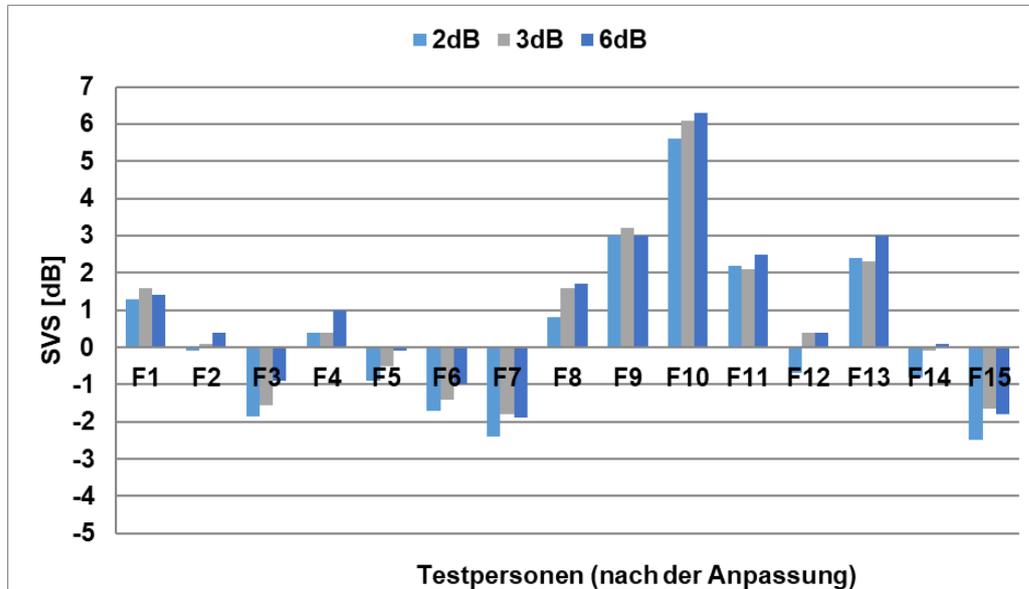


Abbildung 64: OLSA-Tests über 15 Versuchspersonen gemittelt unmittelbar nach der Anpassung für 2dB, 3dB und 6dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz. Je kleiner der SVS, desto besser.

Nach 9 Wochen zeigten die Ergebnisse des OLSA-Tests (siehe Abbildung 65), dass die meisten Testpersonen weiterhin eine Tendenz zu einem besseren Sprachverstehen mit 2dB Dämpfung zeigten (F3, F4, F5, F6, F8, F10, F11, F12, F13, F14, F15). Bei F2 zeigt sich nun ein besseres Ergebnis bei 3dB. Bei F1 und F9 ist annähernd kein Unterschied zwischen 2dB und 6dB zu erkennen, lediglich das Ergebnis bei 3dB ist etwas schlechter. F7 zeigt annähernd keinen Einfluss der unterschiedlichen Überlappungen auf das Sprachverstehen.

Auch dieses Mal wurden die Testpersonen nach ihrer subjektiven Meinung befragt: Nach 9 Testwochen kristallisierte sich heraus, dass alle Testpersonen den Eindruck hatten, dass mit der 2dB Dämpfung das Sprachverstehen deutlich besser war und der Klang als voller und natürlicher empfunden wurde. Einzig die Testperson F1 fand die 6dB Dämpfung situationsabhängig auch sehr gut.

Obwohl mehrere Testpersonen klar ein Programm bevorzugten (für die 2 dB Überlappung), mussten sie in der nächsten Testphase wiederum alle Programme einschalten und dieses Mal im zweimonatigen Rhythmus wechseln. Die drei Einstellungen wurden dabei gezielt auf andere Speicherplätze des Sprachprozessors gelegt als in der ersten Testrunde.

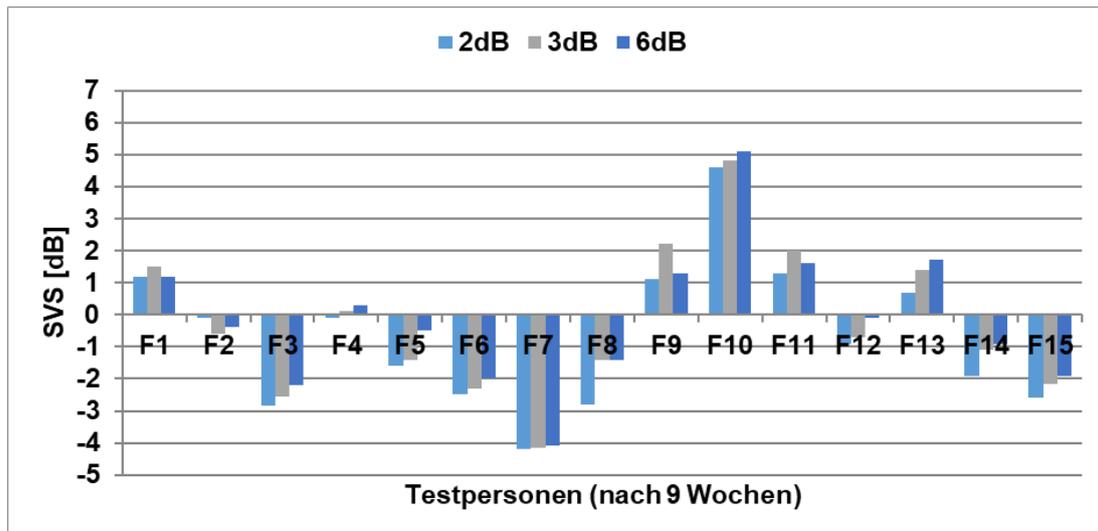


Abbildung 65: OLSA-Tests über 15 Versuchspersonen gemittelt 9 Wochen nach der Anpassung für 2dB, 3dB und 6dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz

Nach weiteren 6 Monaten und längerer Eingewöhnungszeit pro Programm konnten nur 9 Testpersonen an den erneuten Tests teilnehmen. Die restlichen 6 Testpersonen konnten zum Stichtag für die Sprachtests nicht zur Verfügung stehen.

Die Ergebnisse (Abbildung 66) zeigen bei 8 von 9 Testpersonen ein besseres Sprachverstehen mit der 2dB Überlappung. Einzig bei Testperson F5 gibt es das beste Ergebnis mit 3dB.

Die subjektive Präferenz stimmt für alle Testpersonen außer F5 mit den objektiven Ergebnissen des Sprachtests überein. F5 würde subjektiv zwar ebenfalls die breiteren Filter der 2dB Einstellung bevorzugen, aber hier ist das Sprachverstehen bei 3dB am besten.

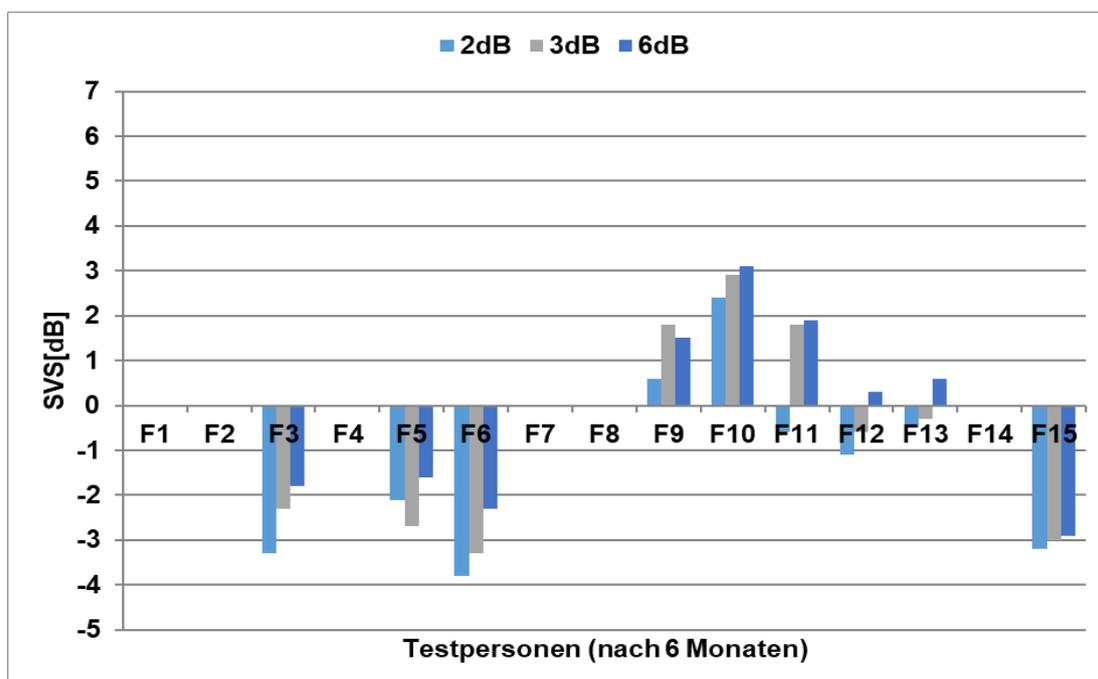


Abbildung 66: OLSA-Tests über 15 Versuchspersonen gemittelt nach 26 Wochen nach der Anpassung für 2dB, 3dB und 6dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz

Um die Signifikanz der Ergebnisse genauer zu betrachten, wurden die Ergebnisse mittels „Repeated Measures ANOVA“ statistisch ausgewertet. Unterschiedliche Filterüberlappungen wurden als 2-3-6dB eingetragen und die Zeit nach der Anpassung mit 0-9-26Wo. beschrieben. „F1-F15“ sind die teilnehmenden Testpersonen.

In der Tabelle 20 sind die Ergebnisse der ANOVA mit Messwiederholung aufgeführt. Die wichtigste Spalte ist Signifikanz p (hier rot dargestellt). Wie üblich, wenn der p-Wert kleiner als 5% bzw. ,05 ist, wird der Unterschied signifikant angenommen.

Effekt	SQ	FG	MQ	F	p
Konstante	1,0000	1	1,00000	0,01936	0,892768
Fehler	413,1400	8	51,64250		
ZEIT	36,7057	2	18,35287	27,45400	0,000007
Fehler	10,6959	16	0,66850		
DB	9,1052	2	4,55259	29,99878	0,000004
Fehler	2,4281	16	0,15176		
ZEIT*DB	0,8007	4	0,20019	1,82025	0,149211
Fehler	3,5193	32	0,10998		

Tabelle 20: ANOVA-Design mit Messwiederholung - Effektgröße und-stärke Sigtabeschränkte Parametrisierung Effektive Hypothesen-Dekomposition. SQ – Summe der Fehlerquadrate, FG – Freiheitsgrade, MQ – Mittlere Fehlerquadrate, F-Wert – ist der Wert, der in der F-Verteilung nachgeschlagen wird um den p-Wert zu berechnen, p-Wert – ist der Wert, der die Signifikanz angibt

In Tabelle 20 sieht man, dass sowohl der Faktor Zeit ($p = 0,000007$) als auch Faktor Dezibel ($p = 0,000004$) hoch signifikant sind. Um herauszufinden welcher der Gruppen 2-3-6dB und 0-9-26Wo. sich statistisch signifikant voneinander unterscheiden, wurden die Kleinste Quadrate (KQ) Gruppen-Mittelwerte abgebildet (Abbildung 67) und paarweise posthoc Tests durchgeführt (Tabelle 21).

Unterschiedliche Filterüberlappungen wurden als 2-3-6dB mit 1-2-3 eingetragen und die Zeit mit 0-9-26Wo. mit 1-2-3 (X-Achse) beschrieben. „F1-F15“ sind die teilnehmenden Testpersonen.

Normalverteilungsplots der Residuen (siehe Anhang: Kap 11) zeigen keine bemerkenswerten Abweichungen von der Normalverteilung und damit keine Verletzung der Voraussetzungen. In Tabelle 21 werden paarweise Posthoc Tests abgebildet.

Die meisten Vergleiche der Zeiten innerhalb einer Dezibelstufe (Blaue Felder) sind signifikant unterschiedlich, nur der Unterschied zwischen 9 Wo. vs. 26 Wo. bei 6 dB ist nicht signifikant.

Viele der Vergleiche der Dezibelstufen innerhalb einer Zeit (Grüne Felder) sind signifikant unterschiedlich: 2dB unterscheidet sich von 6dB immer, nach 26 Wochen wird auch der Unterschied zwischen 2dB vs. 3dB signifikant.

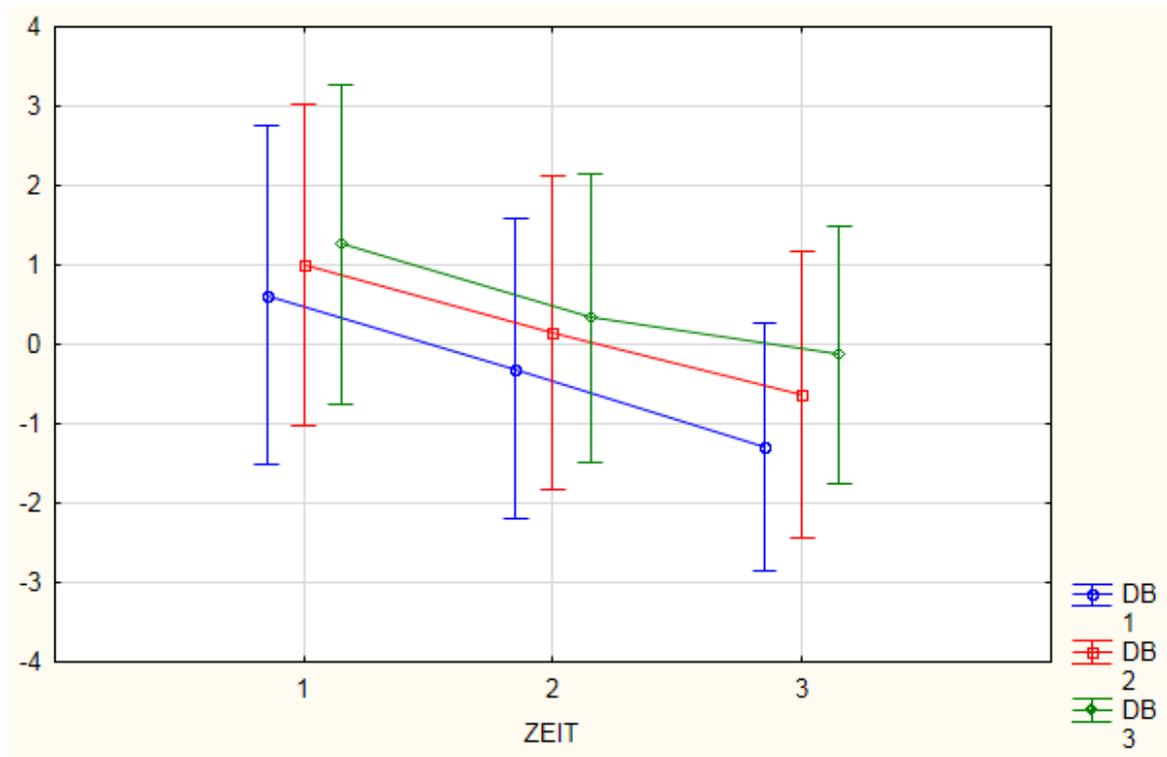


Abbildung 67: Kleinste Quadrate (KQ)-Mittelwerte, effektive Hypothesen – Dekomposition, Vertikale Balken zeigen 95% Konfidenzintervalle, X-Achse Zeit*dB.

Zelle Nr.	HSD Test für ungleiches N; Variable AV_1 Approximierte Wahrscheinlichkeiten für Post-hoc-Tests Fehler: MQ(Innerh.) = ,10998, FG = 32,000										
	ZEIT	DB	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}	{9}
1	1	1	,61667	1,0000	1,2667	-,3056	,14444	,33333	-1,289	-,6333	-,1333
2	1	2	0,292162		0,738760	0,000181	0,098310	0,674100	0,000145	0,000145	0,001159
3	1	3	0,006172	0,738760		0,000145	0,000146	0,000173	0,000145	0,000145	0,000145
4	2	1	0,000181	0,000145	0,000145		0,132360	0,007435	0,000155	0,492969	0,969814
5	2	2	0,098310	0,000280	0,000146	0,132360		0,948784	0,000145	0,000749	0,696093
6	2	3	0,674100	0,004661	0,000173	0,007435	0,948784		0,000145	0,000159	0,106029
7	3	1	0,000145	0,000145	0,000145	0,000155	0,000145	0,000145		0,005619	0,000146
8	3	2	0,000145	0,000145	0,000145	0,492969	0,000749	0,000159	0,005619		0,066527
9	3	3	0,001159	0,000146	0,000145	0,969814	0,696093	0,106029	0,000146	0,066527	

Tabelle 21: Paarweise posthoc Tests. Zelle Nr. 1-3: Zeit 1; 1; 1 sind 0 Wochen nach der Anpassung, dB 1; 2; 3 sind 2dB; 3dB und 6dB. Zelle Nr. 4-6: Zeit 2; 2; 2 sind 9 Wochen nach der Anpassung, dB 1; 2; 3 sind 2dB; 3dB und 6dB. Zelle Nr. 7-9: Zeit 3; 3; 3 sind 26 Wochen nach der Anpassung, dB 1; 2; 3 sind 2dB; 3dB und 6dB.

Die Ergebnisse über 15 Teilnehmer zeigen, dass das Sprachverstehen mit breiteren Filtern nicht nur über die Zeit signifikant besser wird, sondern auch der Klang bei 2dB Dämpfung an der Überlappungsfrequenz gleich nach der Einstellung, aber auch nach 9 bzw. 26 Wochen der Filtergrenzfrequenzen von fast allen Testpersonen als natürlicher, klarer und deutlicher empfunden wird. Der Unterschied zw. 2dB und 6dB ist immer signifi-

fikant, der Trend zum Unterschied zwischen 2dB und 3dB verstärkt sich über die Zeit und wird nach 26 Wochen auch signifikant.

5.3 Auswirkung maximal breiter Filter auf das Sprachverstehen

Da die bisher getesteten breiteren Filter von 2dB Dämpfung an der Überlappungsfrequenz nach den Angaben der Testpersonen die Klangqualität verbessern und sowohl subjektiv als auch objektiv das Sprachverstehen erhöhen, werden in diesem Kapitel noch breitere Filter getestet und mit der Standardeinstellung von 3dB verglichen.

5.3.1 Testmethode

Zu den bisher getesteten 2dB und 3dB Einstellungen wurden zwei weitere Testbedingungen mit 1dB und 0,5dB Dämpfung hinzugefügt. Auch hierfür wurden die Grenzfrequenzen mit MatLab berechnet und dann in die Maestro-Software übertragen. In den Tabellen 22 und 23 sind die entsprechenden von MatLab berechneten Grenzfrequenzen angeführt, die dann in Maestro-Software eingegeben werden mussten, um die gewünschte Dämpfung zu erreichen. Es gibt dabei allerdings hier auch seitens Maestro-Software eine weitere Einschränkung: Wie schon erwähnt, die äußeren Grenzfrequenzen des Gesamtbereichs sind auf 70Hz bis 8500Hz fixiert. Daher konnten die berechneten Grenzfrequenzen bei der 0,5dB Dämpfung und bei der 1dB Dämpfung für die äußersten Kanäle nicht realisiert werden. D.h. auch die entsprechende Dämpfung war für diese Kanäle nicht exakt einstellbar.

In Abbildung 68 und 69 sind die dabei entstehenden Filterbänke dargestellt, in Tabelle 22 und 23 die entsprechend in Maestro-Software eingegebenen Grenzfrequenzen. Das Sprachverstehen wurde wiederum mit dem OLSA-Test bestimmt. Die insgesamt 4 Einstellungen wurden randomisiert verwendet und jeweils der Mittelwert aus drei Einzelergebnissen gebildet. D.h. die Testmethode aus Kapitel 5.2.1 wurde exakt wiederholt, nur dieses Mal mit 4 Testbedingungen.

Kanal Nr	f_0,5dB_low [Hz]	f_0,5dB_high [Hz]
1	52	248
2	161	375
3	264	557
4	402	784
5	596	1150
6	804	1555
7	1200	2072
8	1519	2937
9	2202	3845
10	3083	5212
11	4302	6731
12	5862	9023

Tabelle 22: Die Filtergrenzfrequenzen der Bandpassfilter für 0,5dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz

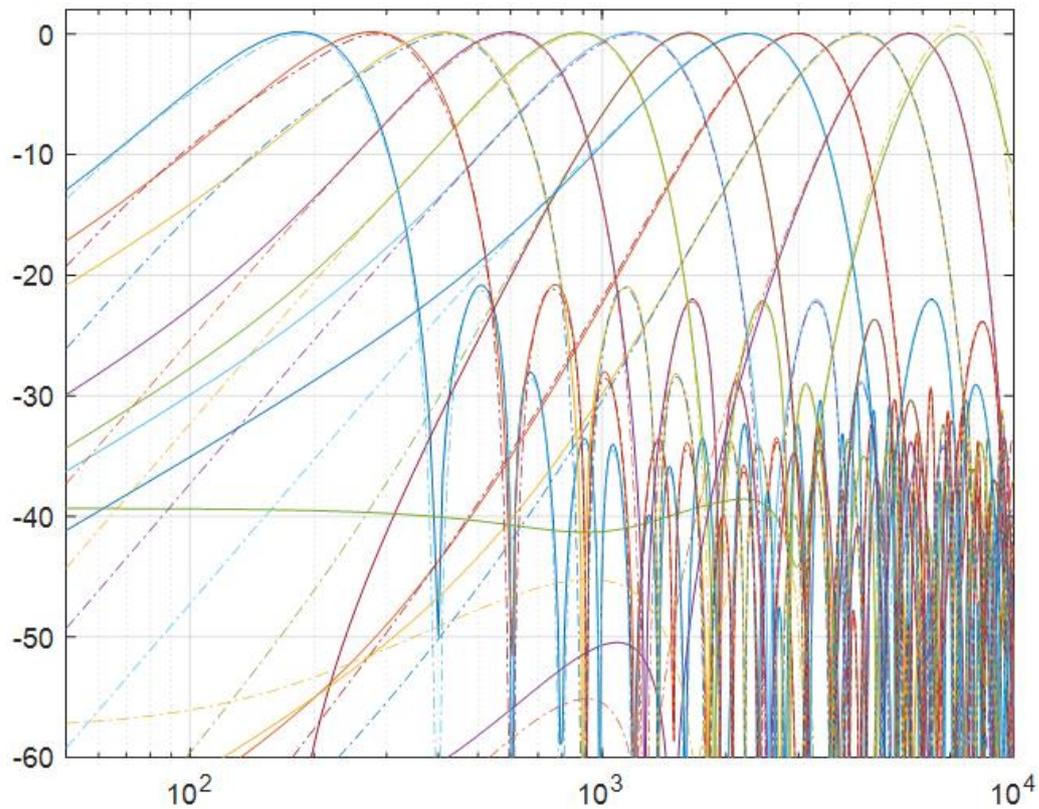


Abbildung 68: Filter mit 0,5dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz. Die X-Achse zeigt die Frequenz in Hz, die Y-Achse zeigt die Verstärkung in dB. Bild generiert aus dem Original Algorithmus aus MatLab. Die Filtermittenfrequenzen reichen an die 0dB-Linie, die Nebenmaxima unter -20dB resultieren aus der begrenzten Länge der FIR-Filter im Sprachprozessor.

Kanal Nr	f_1dB_low [Hz]	f_1dB_high [Hz]
1	73	223
2	169	356
3	284	532
4	429	765
5	630	1073
6	900	1484
7	1261	2003
8	1689	2766
9	2329	3704
10	3237	4956
11	4434	6604
12	6003	8826

Tabelle 23: Die Filtergrenzfrequenzen der Bandpassfilter bei 1dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz

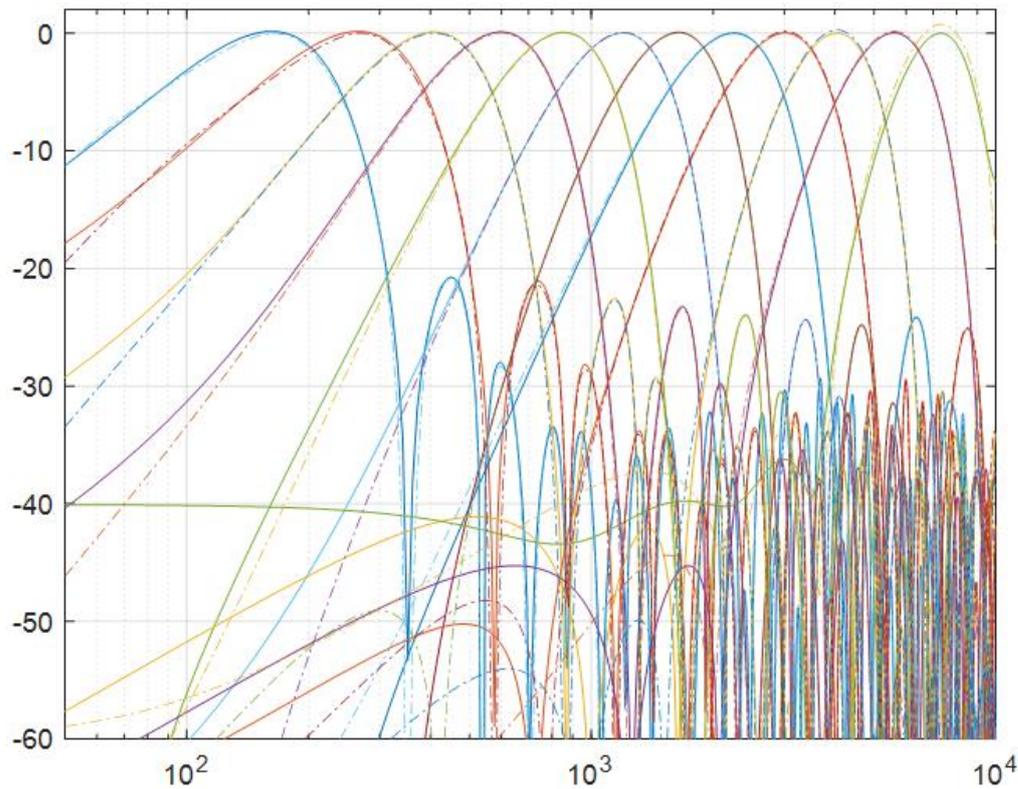


Abbildung 69: Filter mit 1dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz. Die X-Achse zeigt die Frequenz in Hz, die Y-Achse zeigt die Verstärkung in dB. Bild generiert aus dem Original Algorithmus aus MatLab. Die Filtermittenfrequenzen reichen an die 0dB-Linie, die Nebenmaxima unter -20dB resultieren aus der begrenzten Länge der FIR-Filter im Sprachprozessor.

5.3.2 Testpersonen

An den Versuchen nahmen sechs postlingual ertaubte Erwachsene teil. Dabei konnten drei Testpersonen gewonnen werden, die schon an den vorigen Versuchen teilgenommen hatten (F1, F9 und F10) sowie drei weitere Testpersonen (F16, F17 und F18). Detaillierte Informationen über die sechs Testpersonen sind in Tabelle 24 aufgelistet.

Testperson ID	Implantat Typ	Anzahl der aktiven Kanäle
F1	Synchrony	12
F9	Synchrony	12
F10	Synchrony	12
F16	C40+	12
F17	Synchrony	12
F18	Sonata	12

Tabelle 24: Testpersonen für Filterbankversuche und Melodietest

5.3.3 Ergebnisse

Abbildung 70 zeigt die Ergebnisse aller 6 Testpersonen als Mittelwert von drei Durchgängen. Für die Testpersonen F1, F9, F16 und F17 war die 0,5dB Dämpfung unangenehm und unverständlich. Bei der Testperson F18 stellte sich diese Empfindung bei 1dB Dämpfung ein. Diese Testdurchläufe wurden abgebrochen und nicht ausgewertet.

Die Ergebnisse sind sehr unterschiedlich. Nur bei F16 ist ein Trend ersichtlich, dass die 1dB Bedingung noch eine weitere Verbesserung im Sprachverstehen bringen könnte. Bei F1, F9, F10, F17 und F18 hingegen ist das Sprachverstehen mit den jeweils breitesten Filtern (0,5dB bzw. 1dB) deutlich schlechter als mit 2dB bzw. 3dB. Auch bei dieser Versuchsreihe zeigt sich bei 4 von 6 Testpersonen ein Trend, dass die 2dB Bedingung zu einem besseren Sprachverstehen führt als die 3dB Bedingung. Auch in der subjektiven Bewertung ergaben sich keine Vorteile für die breiteren Filter (0,5dB und 1dB Dämpfung). Die Testpersonen beschrieben für die 0,5dB und 1dB Filter die Sprache als nicht deutlich und den Klang als unangenehm.

Wegen der geringen Teilnehmerzahl wurde keine statistische Auswertung durchgeführt.

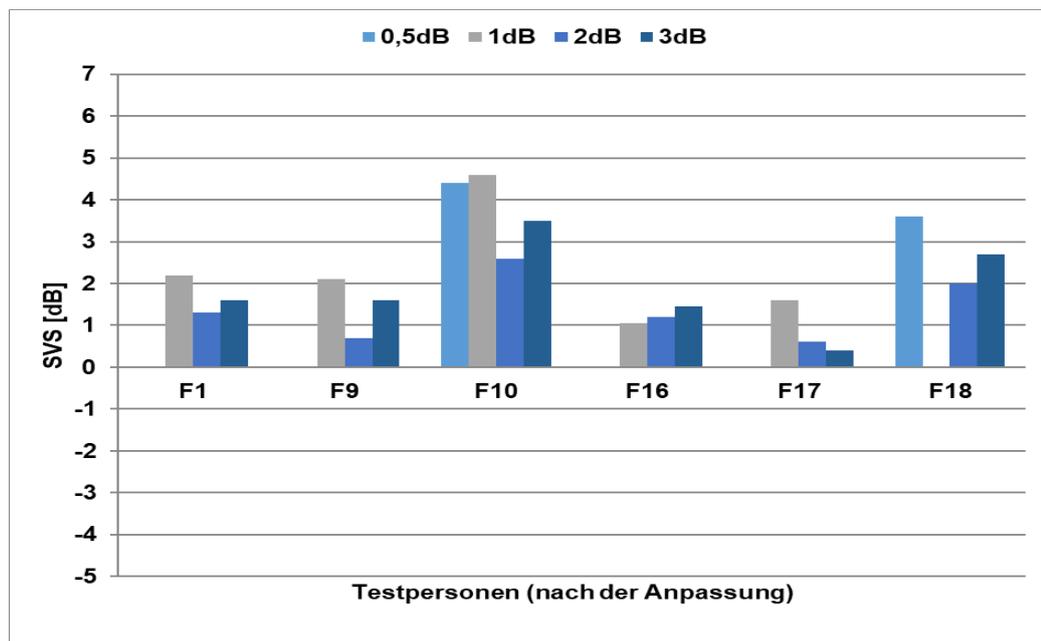


Abbildung 70: OLSA-Tests über 6 Testpersonen gemittelt unmittelbar nach der Anpassung für 0,5dB, 1dB, 2dB, und 3dB Dämpfung bei Überlappungsfrequenz

5.4 Auswirkung verschiedener Überlappungsfrequenzen auf Melodieerkennung

Da neben Sprachverstehen auch Musikhören ein wichtiges Element im Leben eines CI-Trägers ist und mit den breiteren Filtern sowohl das Sprachverstehen als auch das Klangerlebnis verbessert werden konnten, soll als abschließender Test die Fähigkeit der CI-Träger, einfache Melodien zu erkennen, in Abhängigkeit von den Dämpfungen untersucht werden.

5.4.1 Testmethode

Für die Melodieerkennung wurden analog zu Nobbe et al. 2004 bekannte deutsche Volks-, Kinder- und Weihnachtslieder verwendet. Es wurden 30 Melodien präsentiert, die vorab auf eine Länge von 9 bis 15 Sekunden gekürzt wurden. Die Versuchspersonen wurden nicht über die verwendeten Melodien informiert. Die Melodien

wurden mit zwei verschiedenen Klangfarben dargeboten: Sinustöne sowie harmonisch komplexe Töne. D.h. ein Testlauf bestand aus gesamt 60 Melodien. Nach der Präsentation einer Melodie wurde die Testperson gefragt, ob ihr die Melodie bekannt sei. Eine Melodie wurde als erkannt gewertet, wenn der Titel benannt wurde, ein Stück aus dem zugehörigen Text zitiert werden konnte oder die Melodie nachgesungen werden konnte.

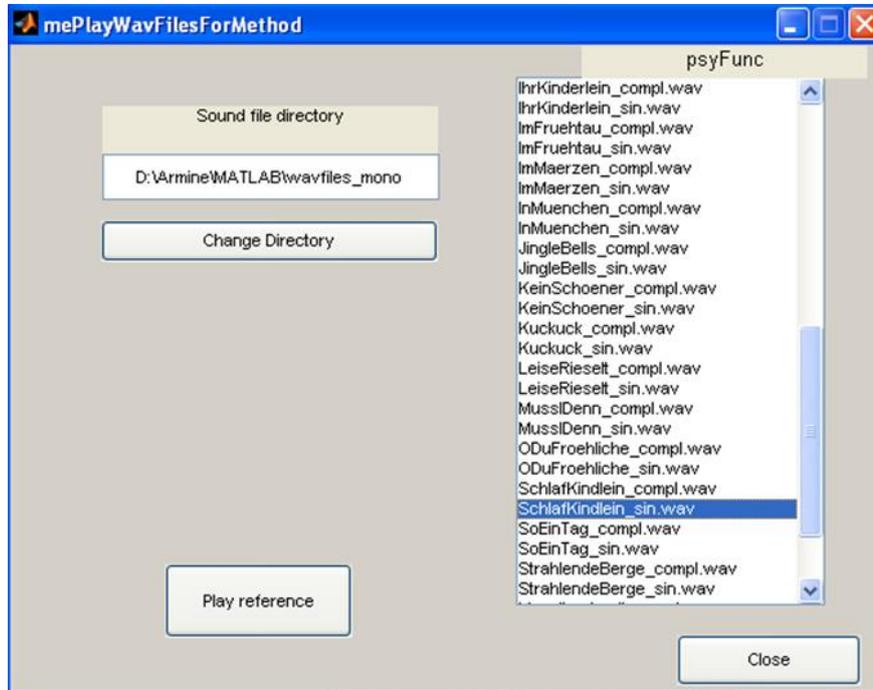


Abbildung 71: Auswahlfenster für die Darbietung der Melodien gesteuert mit MatLab

Für diesen Test wurden drei Filterbedingungen verwendet: 1dB, 2dB und 3dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz. Der Test wurde für jede Filterbedingung einmal durchgeführt. Dabei wurden die Bedingungen unter den Teilnehmern und innerhalb eines Teilnehmers randomisiert. Nach den Tests wurde den Versuchspersonen eine Liste mit den Titeln von 50 Melodien, die auch die 30 präsentierten Melodien enthielten, vorgelegt. Die Testpersonen sollten diejenigen Melodien ankreuzen, die ihnen bekannt waren. So wurde verifiziert, ob den Testpersonen alle Melodien auch wirklich bekannt waren. Der Anteil der erkannten Melodien an den bekannten Melodien der 30 präsentierten Stücke wurde dann in Prozent als Testergebnis gewertet. Eine beliebige Wiederholung der Tests war durch den zu erwartenden Lerneffekt nicht möglich.

Die Melodiewahrnehmung wurde außerdem mit einem kurzen Fragebogen ausgewertet. Die Testpersonen sollten kurze, einstimmige Melodien mit verschiedenen Filtereinstellungen vergleichen und die Musikqualität bewerten. Am Ende der Tests sollte entschieden werden, welche der Einstellungen für Sprache oder für Melodie bevorzugt wurde.

5.4.2 Testpersonen

An den Versuchen nahmen die gleichen sechs postlingual ertaubten Testpersonen wie in Kapitel 5.3.2 teil.

5.4.3 Ergebnisse

Die Ergebnisse des Melodietests sind in Abbildung 72 dargestellt. Auch beim Melodietest ergaben sich individuelle Unterschiede. Testpersonen F1, F9, F10, F16 und F17 erkannten die Melodien am besten mit 2dB Dämpfung an der Überlappungsfrequenz. Bei Testpersonen F1, F10, F16 und F18 gibt es einen Trend für eine schlechtere Erkennung mit 1dB Dämpfung an der Überlappungsfrequenz. Das stimmt auch mit der subjektiven Bewertung dieser Testbedingung überein (klingt verzerrt, unangenehm).

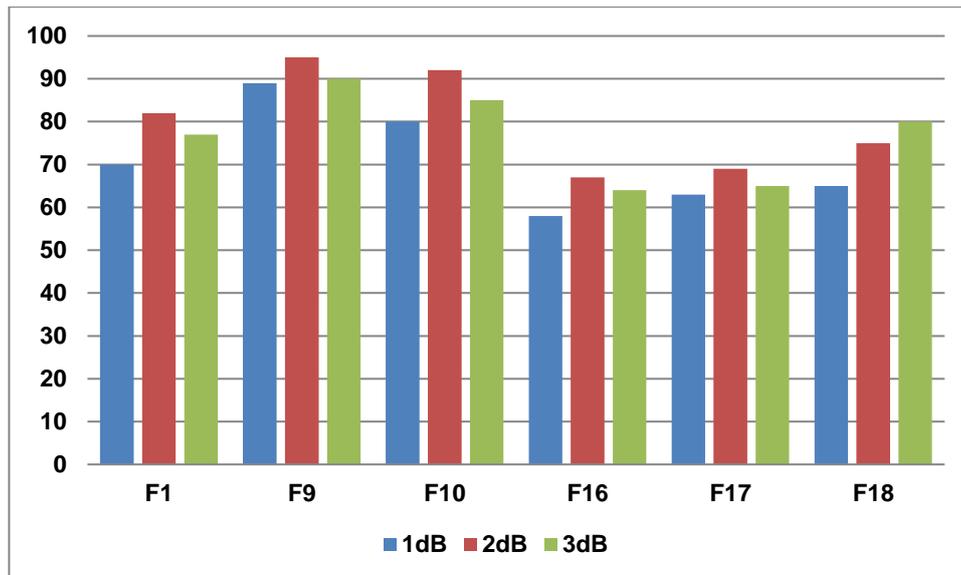


Abbildung 72: Ergebnis des Melodietests. Melodieerkennung in % für verschiedene Filtereinstellungen

Tabelle 25 zeigt die subjektive Bewertung der Klangfarbe bei den drei verschiedenen Filtereinstellungen.

Testperson	1dB Dämpfung	2dB Dämpfung	3dB Dämpfung
F1	Manche Lieder schwierig zu verstehen	schöner Klang, klar	gut, nicht so melodisch
F9	gleich gut, anderer Klang	schön, nicht verzerrt	gut verständlich
F10	gut	sehr schön	melodischer Ton
F16	verzerrt	natürlicher Klang	gleich gut
F17	gleich gut	sehr schöner klang	nicht so lebhaft
F18	klingt wie Orgel, unangenehm	rein, verständlich	melodisch und schön

Tabelle 25 : Subjektive Bewertung der Klangfarbe bei drei verschiedenen Filtereinstellungen

Auch wenn es schwierig ist die Aussagen zu bewerten, sieht man doch einen Trend dafür, dass die 2dB Bedingung von allen 6 Testpersonen sehr positiv bewertet

wurde, die 3dB Bedingung als positiv, aber weniger deutlich hervorgehoben wurde. Die 1dB Bedingung hingegen wurde von 3 Personen klar als schlechter und von den drei anderen als gut, aber weniger gut als die anderen Bedingungen bewertet.

5.5 Diskussion

Die Ergebnisse (Abbildungen 64 – 66) der OLSA-Tests über 15 Teilnehmer zeigen, dass das Sprachverstehen mit breiteren Filtern nicht nur über die Zeit signifikant besser wird, sondern auch der Klang bei 2dB Dämpfung an der Überlappungsfrequenz gleich nach der Einstellung der Filtergrenzfrequenzen von fast allen Testpersonen als natürlicher, klarer und deutlicher empfunden wird.

Nicht nur beim OLSA-Sprachverständlichkeitstest, sondern auch beim Melodieerkennungstest zeichnen sich eindeutige Präferenzen ab. Ein großer Teil der Testpersonen empfand die Filtereinstellung mit 2dB Dämpfung als klarer und deutlicher. Für die Melodieerkennung war die Einstellung mit 1dB Dämpfung nicht zufriedenstellend.

Das Gespräch mit den Testpersonen über ihre Erfahrungen mit Musik zeigt, dass die Personen, die am besten Melodien erkennen können, Musik als wichtigen Teil ihres Lebens ansehen und sich das Musikhören im Laufe der Zeit antrainieren konnten. Es ist deshalb anzunehmen, dass die Erkennung von Musikstücken und Melodien durch Training ebenso verbessert werden kann wie das Verstehen von Sprache. Dieser Effekt wurde auch von Gfeller et al. (2000) und Nobbe et al. (2004) festgestellt.

Gutes Sprachverstehen bedingt nicht unbedingt gute Fähigkeiten zur Melodieerkennung. Diese hängt nicht nur vom Implantat-Typ oder von der Strategie ab, sondern auch von Motivation und Training der CI-Träger. Sie sollten daher unbedingt dazu animiert werden, sich intensiv mit Musik auseinanderzusetzen und trotz anfänglicher Misserfolge nicht aufzugeben.

Nach der Testphase wollten 16 Testpersonen als Standard-Programm die 2 dB Überlappung beibehalten. Auch im klinischen Alltag bevorzugen die meisten meiner Patienten die 2dB Einstellung.

Da die Versuche in Kapitel 5 als Langzeitversuche durchgeführt wurden, kann man bei den beiden Testpersonen, die ihr Implantat bei Versuchsbeginn im Gegensatz zu den anderen Teilnehmern erst ca. 1 Jahr trugen auch ein weiteres Phänomen beobachten: Wie in den Ergebnissen in Kapitel 5.2.3 ersichtlich ist, verbessert sich bei F9 und F10 das Sprachverstehen klar über den Versuchszeitraum von 6 Monaten.

Woran es aber liegen kann, dass die breiteren Filter zu einer Verbesserung im Sprachverstehen und einem besseren Klangeindruck führen, dazu gibt es bisher keine Untersuchungen. Eine Vermutung ist, dass die Nebenmaxima der glockenförmigen Filter eine Rolle spielen könnten, vor allem in Tieftonbereich. Wie man in Kapitel 4 an den Nebenmaxima des 1. Kanals (Abbildung 50) sieht, gaben die Testpersonen an, dass der Ton bei der Frequenz des ersten Nebenmaximums deutlich hörbar, aber leise ist. D.h. bei einer Testfrequenz mitten in dem Frequenzbereich, der einer Elektrode zugeordnet ist, wird auch - wie bei Betrachtung der Abbildungen 61 – 63 zu erwarten - die Nachbar-elektrode mit geringerer Amplitude mitstimuliert. Als zweite Überlegung wären die Har-

monischen zu betrachten. Durch breitere Filter kann mehr als eine Harmonische in ein Filterband fallen. All diese Faktoren könnten zu einer detaillierteren Wahrnehmung führen.

6 RESÜMEE DER DURCHGEFÜHRTEN TESTS

Die in dieser Arbeit durchgeführten Tests zum Einfluss von patientenspezifischen Parametern auf Performance-Indikatoren wie Sprachverstehen, Melodieerkennung und gerade wahrnehmbare Tonhöhenunterschiede zeigen, dass keiner der veränderten Parameter einen globalen Einfluss auf die Performance der Testpersonen hatte, es aber individuelle Effekte gab.

Als Folge für den Praxisalltag bedeutet dies, dass es keinen einheitlichen Algorithmus und keine allgemeine Empfehlung gibt, die zu einer optimalen Einstellung für jeden Patienten führen. Daher es ist nötig sich für jeden Patienten viel Zeit zu nehmen, um die beste Einstellung zu finden. Zu den wichtigen einstellbaren Parametern gehören:

- Unbehaglichkeitsschwelle und Hörschwelle (MCL und THR)
- Pulsdauer
- Frequenzbereich
- Frequenzband
- Bandpasszuordnung
- Anzahl der Kanäle
- Stimulationsrate
- Stimulationsreihenfolge
- Kompressionsfunktion (Maplaw)
- Lautstärkemodeus
- Lautstärkebereich
- Mikrofoneinstellungen
- Dämpfung an der Überlappungsfrequenz

Für den Kliniker ist es sehr wichtig, sowohl über die nötigen Schulungen Fachwissen zu erlangen, welchen Einfluss die verschiedenen Parameter haben, als auch damit Erfahrung zu sammeln. Die modernen Anpassungs-Softwares bieten sehr viele Möglichkeiten, die im Klinikalltag kaum genutzt werden, da es meistens an Zeit für den Patienten mangelt. Der Kliniker sollte sich intensiv mit den Parametern auseinandersetzen und immer wieder die Einstellung variieren und dem Patienten als Testeinstellungen mit nach Hause geben. Oft ist eine Einstellung nicht von vornherein überzeugend, erweist sich aber in bestimmten Alltagssituationen als vorteilhaft. Dies kann in der Klinik nicht nachgestellt werden. D.h. der Patient sollte sich sowohl bei der Anpassung durch den Kliniker, als auch beim Ausprobieren zuhause viel Zeit lassen. Auch der Austausch mit anderen Klinikern ist sehr wichtig. Anstatt nur statistisch signifikante Einflüsse zu präsentieren, sollten viel mehr Fallstudien in der Fachliteratur beschrieben werden, um diesen Austausch zu fördern und den Klinikern Ideen zu geben, wie sie mit den individuellen Bedürfnissen ihrer Patienten umgehen können. Interessant wäre in diesem Zusammenhang, ob der Krankheitsverlauf auf die Wirkung verschiedener Parameter einen Einfluss hat.

Im Zusammenhang mit den untersuchten Parametern lässt sich in Bezug auf den Krankheitsverlauf feststellen, dass bereits bei der Implantation wichtige Weichen für ein

besseres Sprachverstehen gestellt werden. Die Hautlappendicke über dem Implantat ist dabei ein wichtiger Einflussfaktor, der zu schlechterer Performance führen kann. Die aktuell auf der Basis der CIS-Strategie entwickelten Feinstruktur-Sprachkodierungsstrategien haben in dieser Arbeit keinen systematischen Einfluss gezeigt. Hier startet bereits die individuell nötige Anpassungsarbeit, während der Kliniker herausfinden muss, mit welcher Sprachverarbeitungsstrategie der Patient besser zurechtkommt. Nicht zu vergessen ist die Optimierung der Stimulationsrate. Als weiterer Parameter wurden verschiedene Filtereinstellungen untersucht. Auch hier zeigten sich individuelle Unterschiede. Der größte Teil der Patienten wollte die Einstellung mit der 2dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz beibehalten und bei manchen hatte diese keinen Einfluss. Zwei der Patienten, die vor der Ertaubung ein Instrument gespielt hatten, fingen nach den Hörtests an wieder Instrumente zu spielen und Musik zu hören.

Für Kliniker sowie für Forscher gibt es noch einige Parameter, die untersucht werden können, und die die Akzeptanz von Cochlea-Implantaten noch weiter steigern können. Für spätere Forschungsarbeiten wäre es interessant, den Einfluss der Nebenmaxima der Bandfilter zu untersuchen.

The drawing is 'finished' from the time you start with the first line. There are places you can 'stop' the drawing and call it 'finished' but it is never really 'finished' until time and space itself are 'finished.' There are always infinitely more things you can do to the composition; the trouble is knowing when to stop. The beauty is knowing when to stop. I choose when to stop, but my work is never 'finished' and always 'finished.'

Keith Haring

Es gibt unendlich viel Arbeit um vieles herauszufinden. Es wird niemals „fertig“!

7 DANK

An dieser Stelle möchte ich mich ganz herzlich bei meinen CI-Trägern bedanken: Für die vielen zeitaufwändigen Tests und ihr gutes und wertvolles Feedback. Sie bereiten mir immer Freude und ihre Neugier und Bereitschaft sind für mich die größte Motivation und Herausforderung im Leben, immer wieder etwas Neues auszutesten. Der schönste Teil der Arbeit ist es die leuchtenden Augen von kleinen Kindern und bis zu über 90 Jährigen CI-Trägern zu sehen und an ihrer Freude und ihrem Glück zu hören teilzuhaben.

Bedanken möchte ich mich ganz herzlich auch bei meinen beiden Betreuern Prof. Erwin Hochmair und Prof. Peter Pfundner, die immer zu mir standen und nicht nur meine Dissertation betreut und unterstützt haben, sondern auch eine sehr große Rolle gespielt haben, mich in meiner neuen Heimat Österreich zu integrieren.

Herzlichen Dank auch an Dr. Ingeborg Hochmair für die finanzielle Unterstützung und Motivation. Sie wird für mich immer ein großes Vorbild bleiben.

Meiner Familie, den Kreuzers, Simonyans, Martirosyans und Seeböcks, Freunden und Kollegen wie Dr. Andrea Nobbe, Dr. Otto Peter, Prof. Clemens Zierhofer, Dr. Reinhold Schatzer, Dr. Andreas Krenmayr, der Firma Med-El mit Dr. Peter Nopp, Dr. Peter Schleich, Dr. Dirk Meister (von ihm stamm die Idee, mit 0,5dB und 1dB Überlappung zu testen), DI. Daniel Hofer, Dr. Edwin Kornherr, Dipl.-Ing Ali Mayr, und an der Univ.-Klinik Prof. Patrick Zorowka, Prof. Kurt Stephan, Prof. Andrea Klausner, Dr. Irene Abraham, Dr. Antonia Breiter und Prof. Joachim Schmutzhard möchte ich für die Geduld, unzählige Besprechungen, Diskussionen und Kritiken und dafür, dass sie immer hinter mir gestanden sind, ganz herzlich danken.

8 ABKÜRZUNGEN

2I-2AFC	Two-Interval Two-Alternative Forced Choice
AFC	Alternative Forced Choice
AGC	Automatic Gain Control
AID	Audio Isolation Device
ANOVA	Analysis Of Variance
CCITT	Consultative Committee for International Telephony and Telegraphy
CI	Cochlea Implantat
CIS	Continuous Interleaved Sampling
CI Studio+	Anpassungsprogramm der Firma MED-EL
COMBI 40+	MED-EL Cochlear Implantat
CSSS	Channel Specific Sampling Sequences
DB	Dezibel
DIB	Diagnostic Interface Box
FIR	Finite Impulse Response
FG	Freiheitsgrade
FS	Fine Structure
FSP	Fine Structure Processing
FSP-STUDIO	Anpassungssoftware der Firma MED-EL
JND	Just Noticeable Difference
KQ	Kleinste Quadrate
LOST	Localisation and Speech Test
MAESTRO	Anpassungsprogramm der Firma MED-EL
MCL	Most Comfortable Loudness
MQ	Mittlere Fehlerquadrate
OA	Ohne Abstand
OLSA	Oldenburger Satztest
OPUS1	Sprachprozessor
PULSAR _{CI} ¹⁰⁰	MED-EL Cochlea Implantat
SNR	Signal-to-Noise Ratio
SPL	Sound Pressure Level
SQ	Summe der Fehlerquadrate
SVS	Sprachverständlichkeitsschwelle
THR	Threshold

9 ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Anatomie des menschlichen Ohres (entnommen, Suva Broschüre «Musik und Hörverlust»).....	10
Abbildung 2: Die durchschnittlich gerade wahrnehmbare Hörschwelle (durchgezogene Linien) Schmerzgrenze, Lästigkeitsgrenze und Isophonen, die Schmerzgrenze (rote Linie) und der Bereich für die Wahrnehmung von Sprache und Musik (Everard Sigal (2005)).....	11
Abbildung 3: Querschnitt durch die Hörschnecke (Henry Gray (1918) Anatomy of the Human Body)	12
Abbildung 4: Anordnung der musikalischen Töne in der Cochlea nach Helmholtz	13
Abbildung 5: Corti-Organ (nach: Fettiplace R & Hackney CM, The sensory and motor roles of auditory hair cells. Nature Reviews Neuroscience 2006: 7, 19-29)	13
Abbildung 6: Von der Schallquelle bis zum Hörnerv (modifiziert nach Braus-Elze und Deetjen, Speckmann, Hescheler: Physiologie, Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag, 4 Aufl. 2004)	14
Abbildung 7: Prinzip der Tonhöhenwahrnehmung im menschlichen Ohr (Pitch, Neural Coding and Perception, Cristopher J. et al., Springer Book. Volume 24 2005)	14
Abbildung 8: Funktionsweise und verschiedene Teile des Cochlea Implantat-Systems (www.medel.com).....	16
Abbildung 9: Blockdiagramm der CIS Strategie nach Wilson et al., 2005.	17
Abbildung 10: Übersicht über das Fenster des Telemetrie-Moduls der CI.STUDIO+ Software	18
Abbildung 11: Anpassungsfester der CI.STUDIO+ Software.	19
Abbildung 12: Messung der Abziehungskraft in Abhängigkeit von der Dicke der Kunststoffplättchen .	22
Abbildung 13: Messung der Hautlappendicke mit einer Federwaage mit verschiedenen Abständen (zwischen Implantat und Magnet werden verschiedenen dicke Kunststoffplättchen gelegt)	23
Abbildung 14 zeigt die in Vitro Messergebnisse als Abstand in Abhängigkeit von der Abziehungskraft	24
Abbildung 15 zeigt die Ergebnisse über alle Versuchspersonen als Funktion der Dicke der Kunststoffplättchen über die Kraft des Magneten von der Kopfhaut	26
Abbildung 16: Messung der Hautlappendicke durch Ultraschall bei Testperson A6 gemessen mit ESAOTE Technos MPX.	27
Abbildung 17: Messung der Hautlappendicke durch Ultraschall bei Testperson A8 gemessen mit SIEMENS Sequoia 512.	27
Abbildung 18: Einzelergebnisse der Testpersonen A1-A8. Annäherung durch logarithmische Gleichung an die tatsächlichen Abstände zwischen Implantat und Magnet.	29
Abbildung 19: Gesamtüberblick über die die tatsächliche Hautlappendicke der Testpersonen. R^2 ist ein statistisches Maß, wie nahe die Daten an der angepassten Regressionslinie liegen. Je höher der Wert von R^2 , desto besser ist die Annäherung des Modells an die ermittelten Daten.	30
Abbildung 20: Die Detektor-Boxen des C40+ und PULSAR CI100 Implantats	31
Abbildung 21: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei der in Vitro Messung mit dem PULSAR CI100. OA = Ohne Abstand, 0mm.....	31
Abbildung 22: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei der in Vitro Messung mit dem C40+	32
Abbildung 23: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei Testperson A1 (Kanäle 1 und 2 sind deaktiviert)	33

Abbildung 24: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei Testperson A2 (Alle Kanäle sind aktiv)	33
Abbildung 25: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei Testperson A3 (Kanäle 1, 10, 11 und 12 sind deaktiviert)	34
Abbildung 26: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei Testperson A4 (12. Kanal ist deaktiviert)	34
Abbildung 27: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei Testperson A5 (12. Kanal ist deaktiviert)	35
Abbildung 28: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei Testperson A6 (Kanäle 8, 9, 10, 11 und 12 sind deaktiviert)	35
Abbildung 29: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei Testperson A7 (Kanäle 11 und 12 sind deaktiviert)	36
Abbildung 30: Impedanzkurven für verschiedene Abstände bei Testperson A8 (Alle Kanäle sind aktiv)	36
Abbildung 31: Anpassung Testperson A1 (C40+ Implantat) für verschiedene Abstände (Kanäle 1 und 2 sind deaktiviert)	37
Abbildung 32: Anpassung Testperson A2 (Pulsar Implantat) für verschiedene Abstände (bei 10,19mm keine Anpassung möglich)	38
Abbildung 33: Anpassung Testperson A3 (C40+ Implantat) für verschiedene Abstände (Kanäle 1, 10, 11 und 12 sind deaktiviert)	38
Abbildung 34: Anpassung A4 (Pulsar Implantat) für verschiedene Abstände (Kanal 12 deaktiviert, bei 9,53 mm keine Anpassung möglich)	39
Abbildung 35: Anpassung Testperson A5 (C40+ Implantat) für verschiedene Abstände (Kanal 12 deaktiviert)	39
Abbildung 36: Anpassung Testperson A6 (Pulsar Implantat) für verschiedene Abstände (Kanäle 8 bis 12 deaktiviert, für 10,6 und 11,76mm keine Anpassung möglich)	39
Abbildung 37: Anpassung Testperson A7 (Pulsar Implantat) für verschiedene Abstände (Kanäle 11 und 12 deaktiviert, für 11,1mm keine Anpassung möglich)	40
Abbildung 38: Anpassung Testperson A8 (C40+ Implantat) für verschiedene Abstände	40
Abbildung 39: Überblick über die Eingabemaske der LOST Software unter MatLab zur Festlegung der Testparameter	42
Abbildung 40: Gesamtüberblick über die Oldenburger Satztests. Je geringer der SVS, desto besser	43
Abbildung 41: Stimulationsmuster auf Kanal 1 für Testperson A2 (4,24 mm Abstand und MCL-Wert von 661,4cu)	45
Abbildung 42: Stimulationsmuster auf Kanal 1 für Testperson A2 (6,37 mm Abstand und MCL-Wert von 661,4 cu)	45
Abbildung 43: Stimulationsmuster auf Kanal 1 für Testperson A2 (8,49 mm Abstand und MCL-Wert von 795,2cu)	45
Abbildung 44: Stimulationsmuster auf Kanal 1 für Testperson A5 (5,31 mm Abstand und MCL-Wert von 590 cu)	46
Abbildung 45: Stimulationsmuster auf Kanal 1 für Testperson A5 (7,44 mm Abstand und MCL-Wert von 645 cu)	46
Abbildung 46: Stimulationsmuster auf Kanal 1 für Testperson A5 (9,56 mm Abstand und MCL-Wert von 715 cu)	46
Abbildung 47: Stimulationsmuster auf Kanal 1 für Testperson A5 (11,26 mm Abstand und MCL-Wert von 812 cu)	47

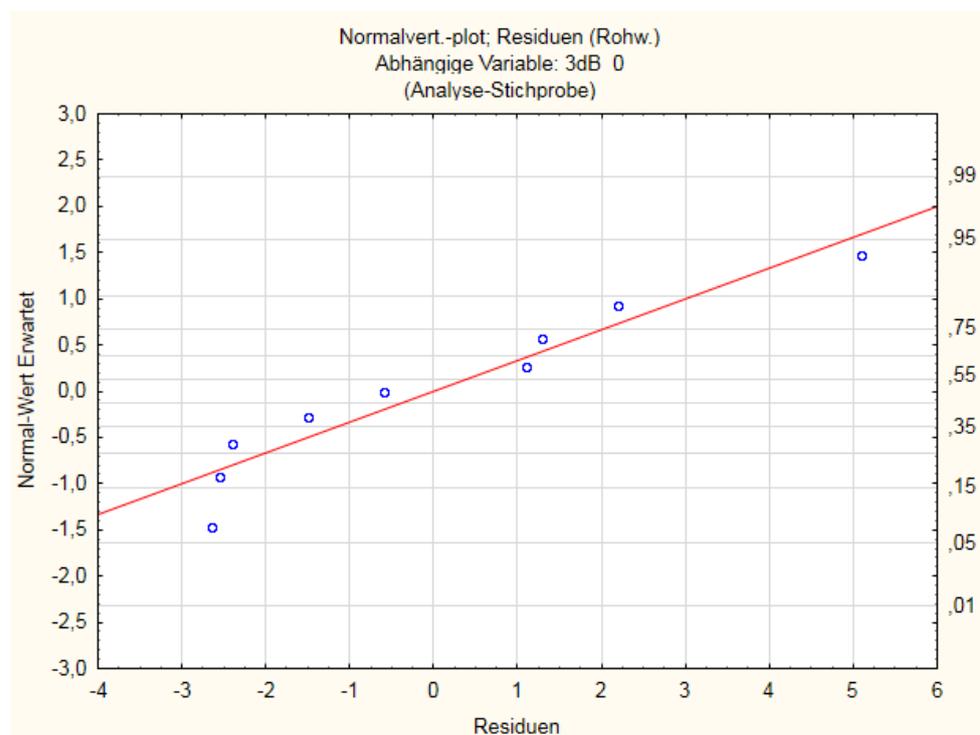
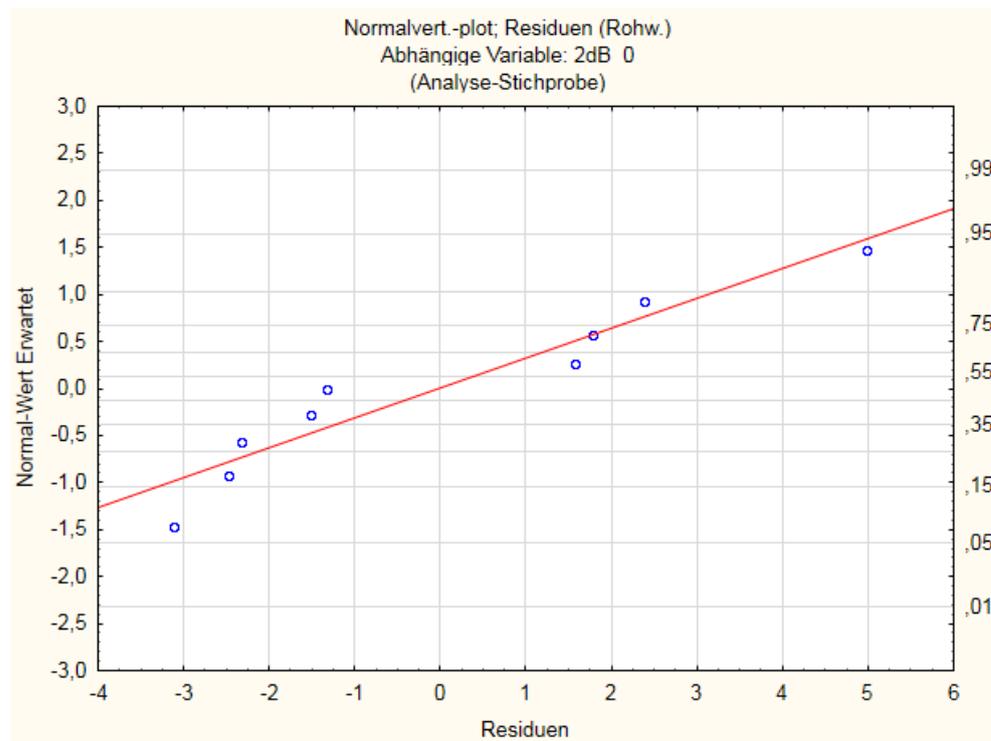
Abbildung 48: Stimulation eines Kanals nach dem Bandpassfilter-Ausgangssignal. Einhüllende und CSSS Kodierung (ohne Kompression).....	49
Abbildung 49: Filterbank der Sprachkodierungsstrategien	50
Abbildung 50: Filterbank FIR-Filter. In blau Frequenzgang Kanal 1 mit Nebenmaxima.....	50
Abbildung 51: Testaufbau zur Durchführung der Tonhöhenunterscheidungstests.....	52
Abbildung 52: Screenshot der FSP.Studio Software für die Anpassung der apikalen Kanäle mit CIS Strategie	53
Abbildung 53: Screenshot der FSP.Studio Software für die Anpassung der apikalen Kanäle mit FS Strategie	53
Abbildung 54: Startbildschirm der Lost Software für die Durchführung des 2I2AFC Tests	55
Abbildung 55: Graphisches Interface für die Durchführung der 2I2AFC Tests.....	55
Abbildung 56: Gerade wahrnehmbarer Tonhöhenunterschied (JND) über sieben Versuchspersonen gemittelt im apikalen Be-reich für zwei oder drei aktive Elektroden ..	56
Abbildung 57: Gerade wahrnehmbarer Tonhöhenunterschied (JND) über sieben Versuchspersonen gemittelt im apikalen Be-reich in Abhängigkeit der Stimulationsrate.	57
Abbildung 58: Gerade wahrnehmbarer Tonhöhenunterschied (JND) über sieben Versuchspersonen gemittelt im medialen Be-reich für zwei oder drei aktive Elektroden .	57
Abbildung 59: Gerade wahrnehmbarer Tonhöhenunterschied (JND) über sieben Versuchspersonen gemittelt im medialen Be-reich in Abhängigkeit der Stimulationsrate	58
Abbildung 60: Gerade wahrnehmbarer Tonhöhenunterschied (JND) über sieben Versuchspersonen gemittelt im basalen Bereich	58
Abbildung 61: Filter bei 3dB Dämpfung an der Überlappungsfrequenz. Die X-Achse zeigt die Frequenz in Hz, die Y-Achse zeigt die Verstärkung in dB. Bild generiert aus dem Original Algorithmus aus MatLab. Die Filtermittenfrequenzen reichen an die 0dB-Linie, die sichtbaren Nebenmaxima unter -20dB resultieren aus der begrenzten Länge der FIR-Filter im Sprachprozessor	62
Abbildung 62: Filter bei 2dB Dämpfung an der Überlappungsfrequenz. Die X-Achse zeigt die Frequenz in Hz, die Y-Achse zeigt die Verstärkung in dB. Bild generiert aus dem Original Algorithmus aus MatLab. Die Filtermittenfrequenzen reichen an die 0dB-Linie, Nebenmaxima unter -20dB resultieren aus der begrenzten Länge der FIR-Filter im Sprachprozessor	62
Abbildung 63: Filter bei 6dB Dämpfung an der Überlappungsfrequenz. Die X-Achse zeigt die Frequenz in Hz, die Y-Achse zeigt die Verstärkung in dB. Bild generiert aus dem Original Algorithmus aus MatLab. Die Filtermittenfrequenzen reichen an die 0dB-Linie, die Nebenmaxima unter -10dB resultieren aus der begrenzten Länge der FIR-Filter im Sprachprozessor.....	63
Abbildung 64: OLSA-Tests über 15 Versuchspersonen gemittelt unmittelbar nach der Anpassung für 2dB, 3dB und 6dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz. Je kleiner der SVS, desto besser.....	66
Abbildung 65: OLSA-Tests über 15 Versuchspersonen gemittelt 9 Wochen nach der Anpassung für 2dB, 3dB und 6dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz	67
Abbildung 66: OLSA-Tests über 15 Versuchspersonen gemittelt nach 26 Wochen nach der Anpassung für 2dB, 3dB und 6dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz	67
Abbildung 67: Kleinste Quadrate (KQ)-Mittelwerte, effektive Hypothesen – Dekomposition, Vertikale Balken zeigen 95% Konfidenzintervalle, X-Achse Zeit*dB.	69
Abbildung 68: Filter mit 0,5dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz. Die X-Achse zeigt die Frequenz in Hz, die Y-Achse zeigt die Verstärkung in dB. Bild generiert aus dem Original Algorithmus aus MatLab. Die Filtermittenfrequenzen reichen an die 0dB-Linie, die	

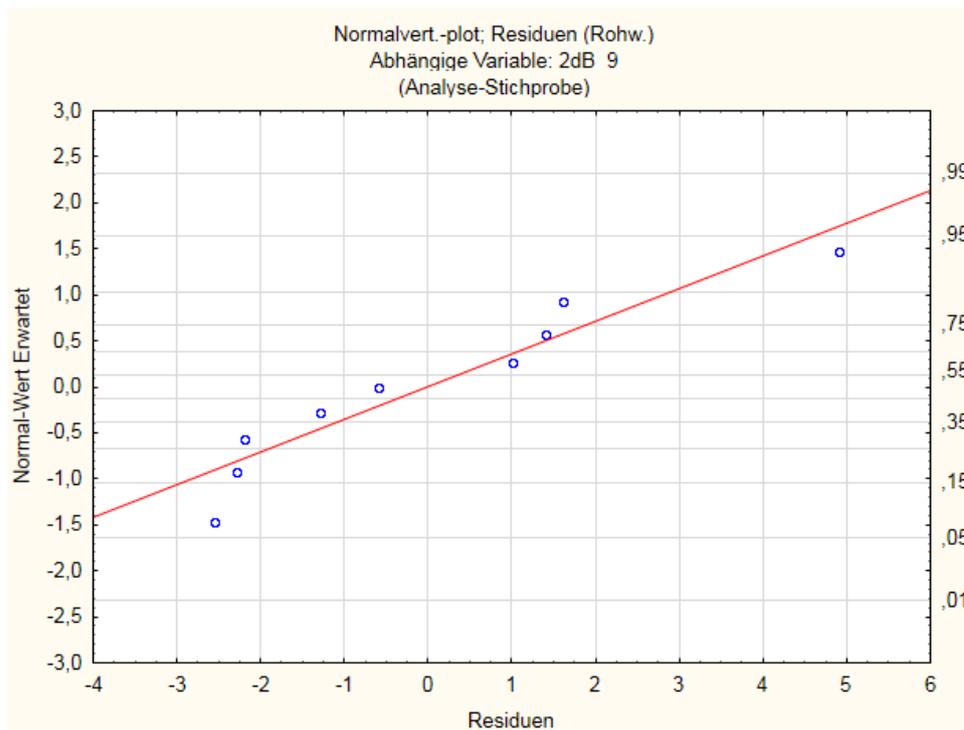
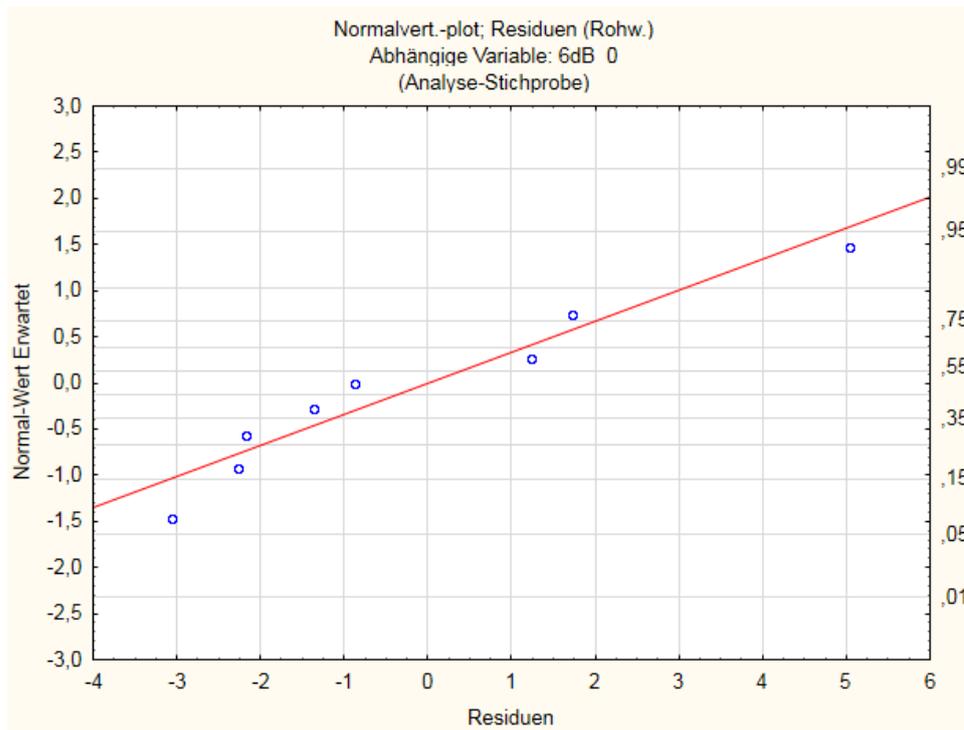
Nebenmaxima unter -20dB resultieren aus der begrenzten Länge der FIR-Filter im Sprachprozessor.	71
Abbildung 69: Filter mit 1dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz. Die X-Achse zeigt die Frequenz in Hz, die Y-Achse zeigt die Verstärkung in dB. Bild generiert aus dem Original Algorithmus aus MatLab. Die Filtermittenfrequenzen reichen an die 0dB-Linie, die Nebenmaxima unter -20dB resultieren aus der begrenzten Länge der FIR-Filter im Sprachprozessor.	72
Abbildung 70: OLSA-Tests über 6 Testpersonen gemittelt unmittelbar nach der Anpassung für 0,5dB, 1dB, 2dB, und 3dB Dämpfung bei Überlappungsfrequenz	73
Abbildung 71: Auswahlfenster für die Darbietung der Melodien gesteuert mit MatLab	74
Abbildung 72: Ergebnis des Melodietests. Melodieerkennung in % für verschiedene Filtereinstellungen	75

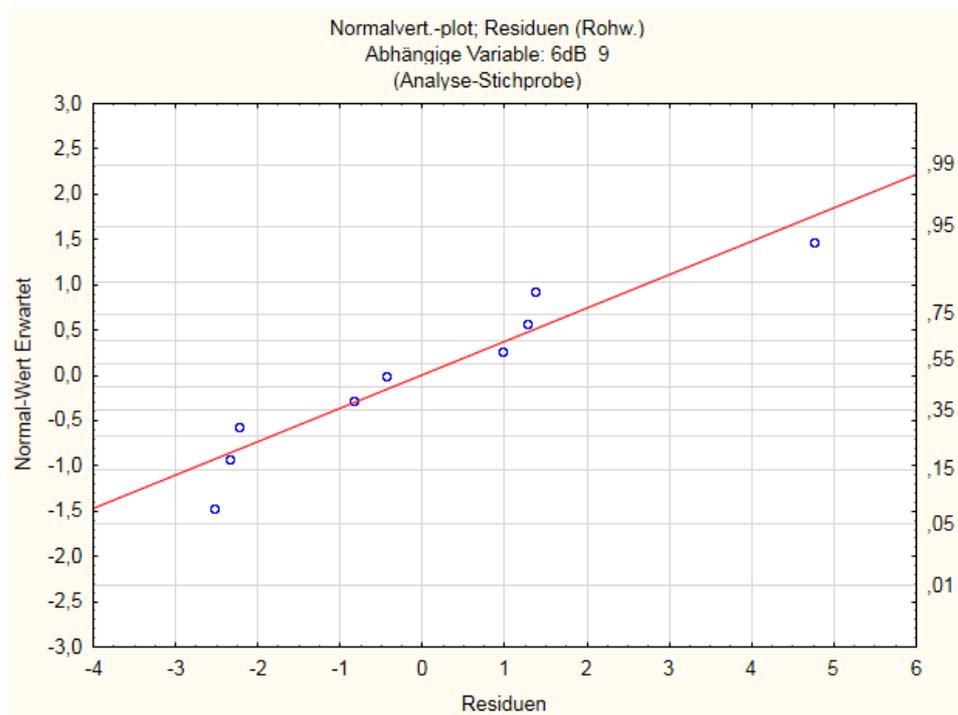
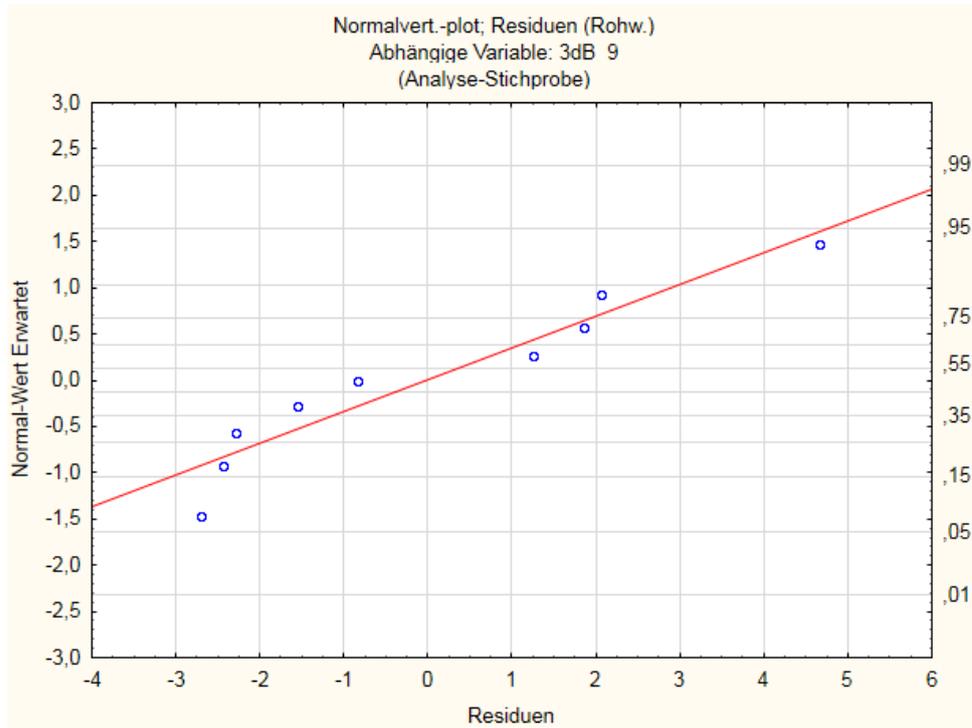
10 TABELLENVERZEICHNIS

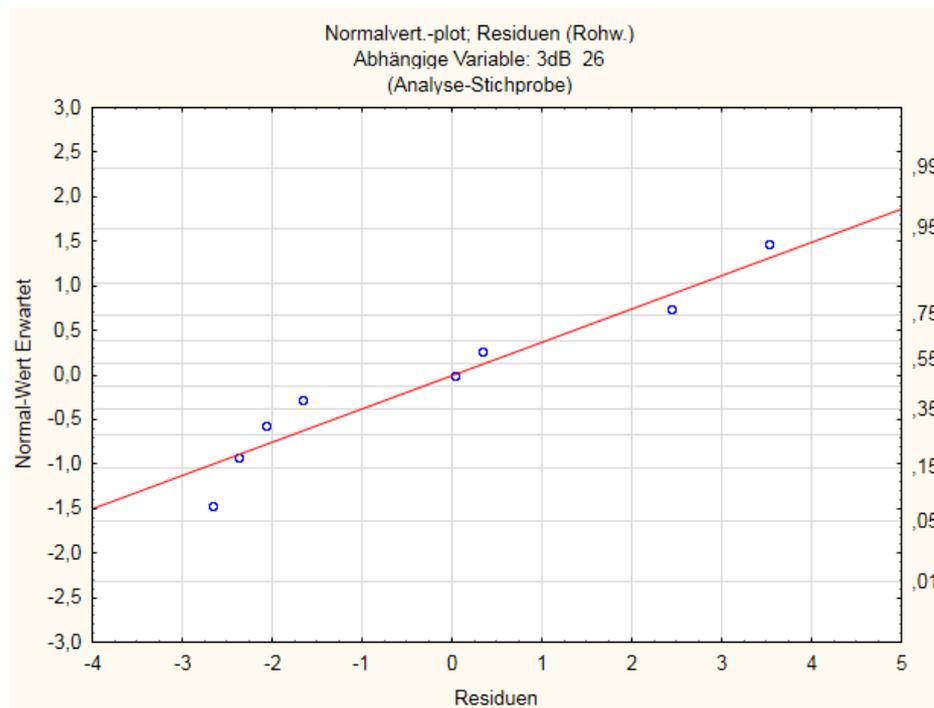
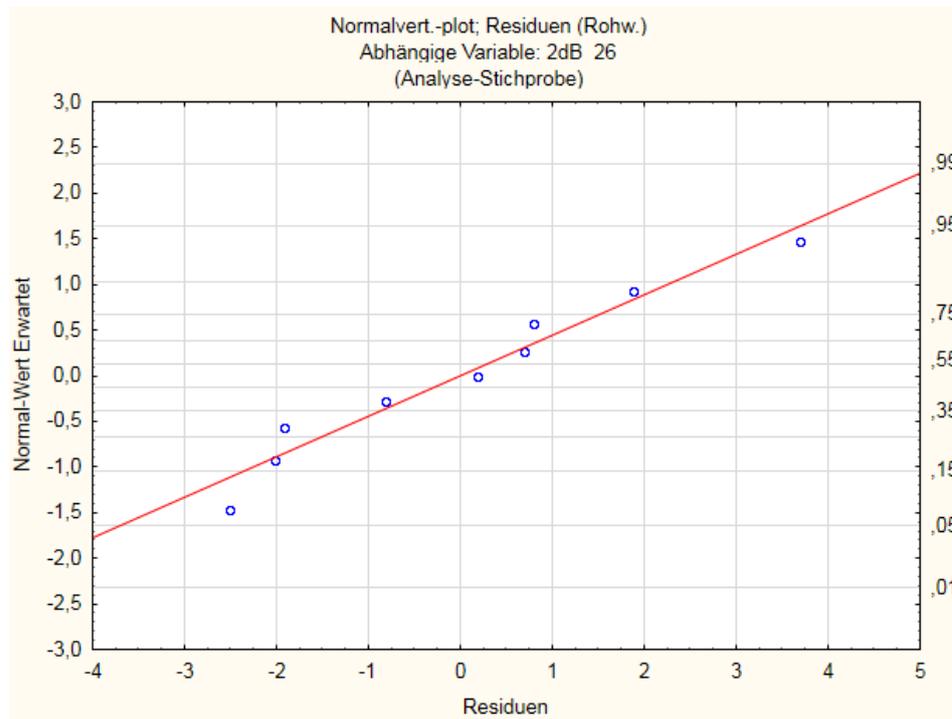
Tabelle 1: Versuchsteilnehmer für Hautlappenmessung- bzw. Oldenburger Sprachtests (OLSA)	21
Tabelle 2: In Vitro Messung der Magnetkraft bei verschiedenen Abständen. Einzelergebnisse und Mittelwert	24
Tabelle 3: Messung mit Magnetkraft bei verschiedenen Abständen bei Testperson A1	24
Tabelle 4: Messung mit Magnetkraft bei verschiedenen Abständen bei Testperson A2	25
Tabelle 5: Messung mit Magnetkraft bei verschiedenen Abständen bei Testperson A3	25
Tabelle 6: Messung mit Magnetkraft bei verschiedenen Abständen bei Testperson A4	25
Tabelle 7: Messung mit Magnetkraft bei verschiedenen Abständen bei Testperson A5	25
Tabelle 8: Messung mit Magnetkraft bei verschiedenen Abständen bei Testperson A6	25
Tabelle 9: Messung mit Magnetkraft bei verschiedenen Abständen bei Testperson A7	25
Tabelle 10: Messung mit Magnetkraft bei verschiedenen Abständen bei Testperson A8	26
Tabelle 11 zeigt die ermittelte Hautlappendicke durch die Ultraschallmessung für Testpersonen A6 und A8.....	27
Tabelle 12: Berechnete Hautlappendicken und Abstände für unterschiedliche Dicken der Kunststoffplättchen.....	28
Tabelle 13 zeigt die ermittelte Hautlappendicke für Testpersonen A6 und A8 mit berechneten Hautlappendicken und mit der Ultraschallmessung	30
Tabelle 14: Testbedingungen zur Ermittlung des Sprachverstehens in Abhängigkeit der Hautlappendicke.....	42
Tabelle 15: Demographische Daten der sieben Testpersonen.....	51
Tabelle 16: Die Grenzfrequenzen der Bandpassfilter für 3dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz.....	64
Tabelle 17: Die Grenzfrequenzen der Bandpassfilter für 2dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz.....	64
Tabelle 18: Die Grenzfrequenzen der Bandpassfilter für 6dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz.....	64
Tabelle 19: Testpersonen für die Filterbankversuche	65
Tabelle 20: ANOVA-Design mit Messwiederholung - Effektgröße und-stärke Sigmabeschränkte Parametrisierung Effektive Hypothesen-Dekomposition. SQ – Summe der Fehlerquadrat, FG – Freiheitsgrade, MQ – Mittlere Fehlerquadrat, F-Wert – ist der Wert, der in der F-Verteilung nachgeschlagen wird um den p-Wert zu berechnen, p-Wert – ist der Wert, der die Signifikanz angibt.....	68
Tabelle 21: Paarweise posthoc Tests. Zelle Nr. 1-3: Zeit 1; 1; 1 sind 0 Wochen nach der Anpassung, dB 1; 2; 3 sind 2dB; 3dB und 6dB. Zelle Nr. 4-6: Zeit 2, 2; 2 sind 9 Wochen nach der Anpassung, dB 1, 2; 3 sind 2dB; 3dB und 6dB. Zelle Nr. 7-9: Zeit 3, 3; 3 sind 26 Wochen nach der Anpassung, dB 1, 2; 3 sind 2dB; 3dB und 6dB.	69
Tabelle 22: Die Filtergrenzfrequenzen der Bandpassfilter für 0,5dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz.....	70
Tabelle 23: Die Filtergrenzfrequenzen der Bandpassfilter bei 1dB Dämpfung bei der Überlappungsfrequenz.....	71
Tabelle 24: Testpersonen für Filterbankversuche und Melodietest	72
Tabelle 25 : Subjektive Bewertung der Klangfarbe bei drei verschiedenen Filtereinstellungen	75

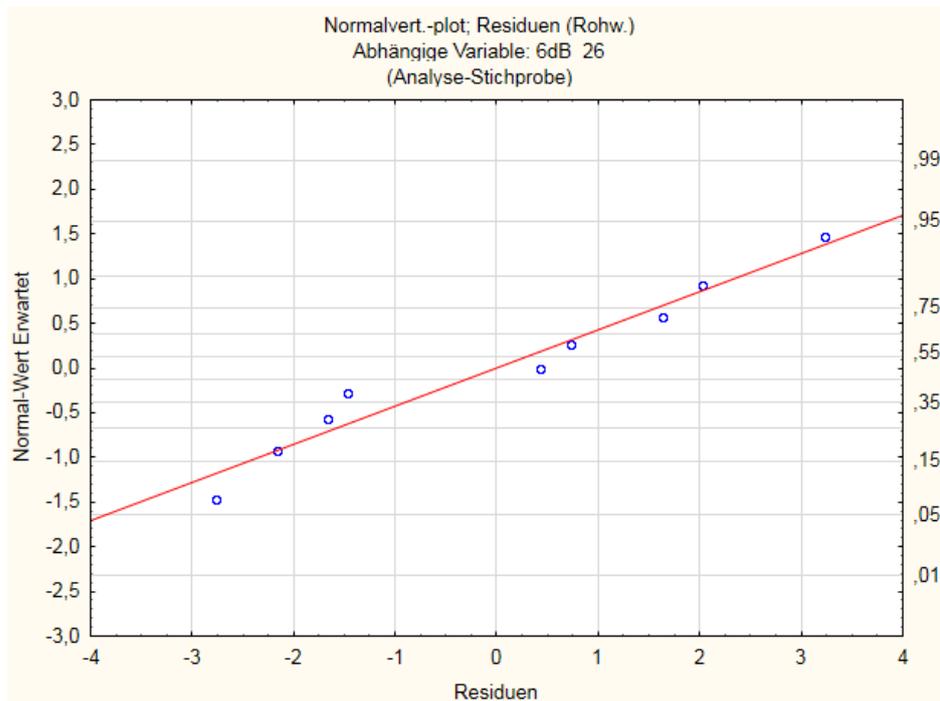
11 ANHANG



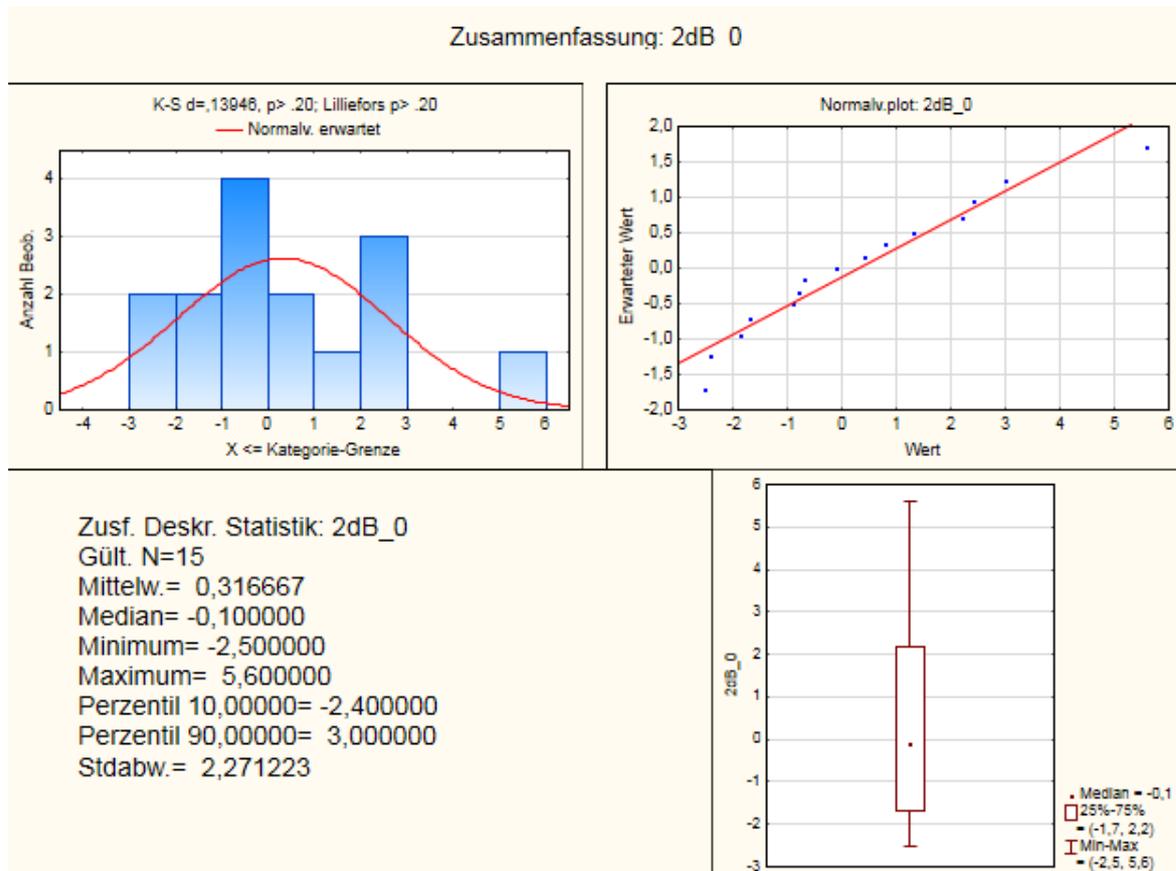




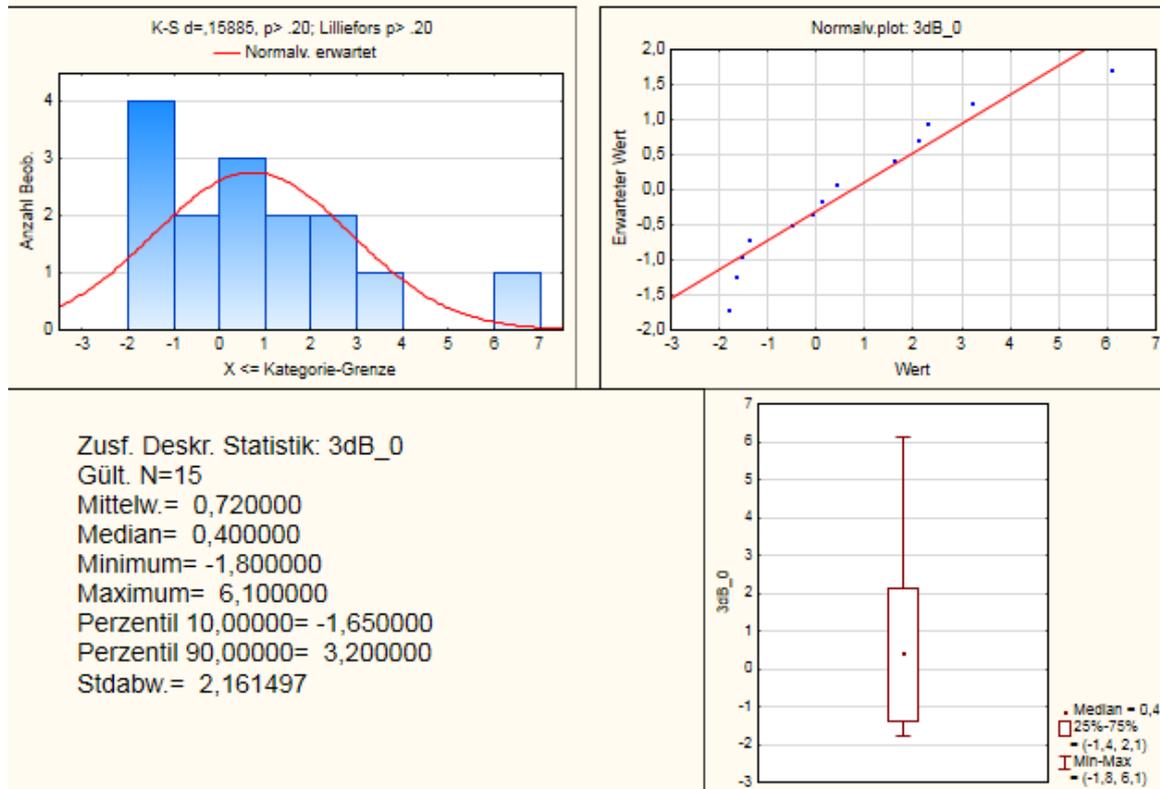




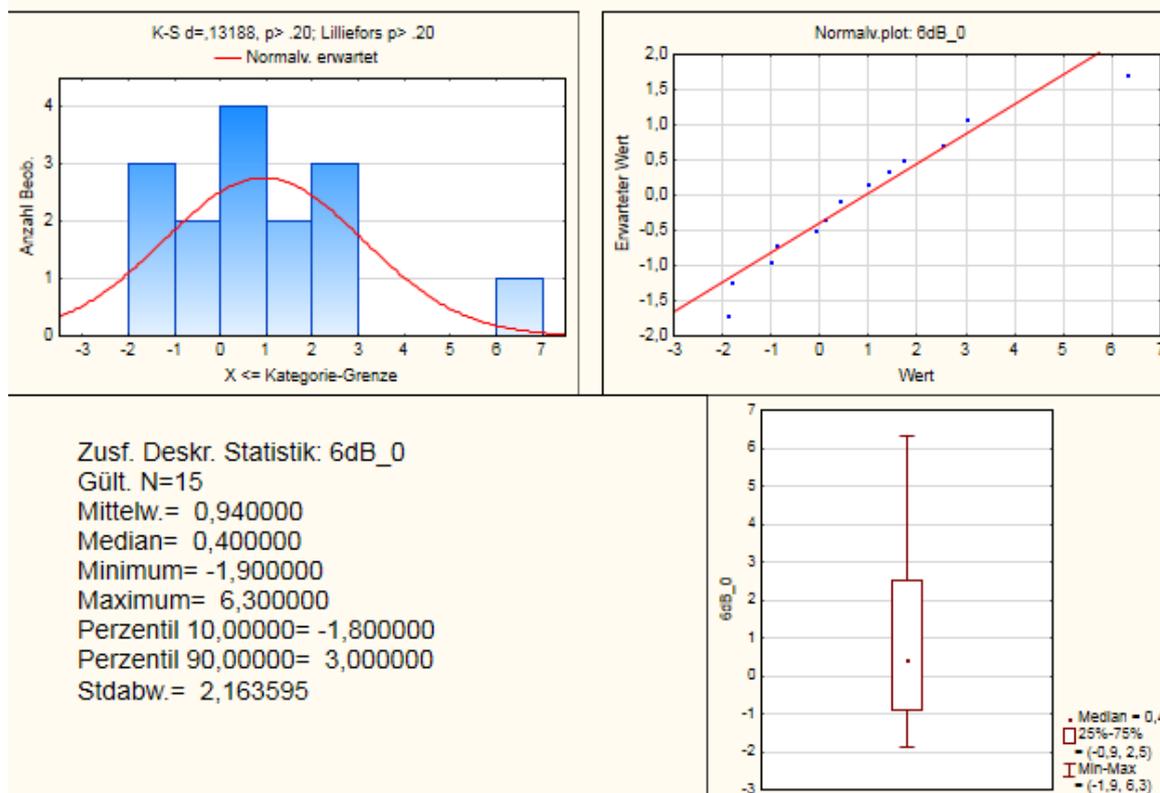
Statistische Auswertung nach der Anpassung „0“



Zusammenfassung: 3dB_0

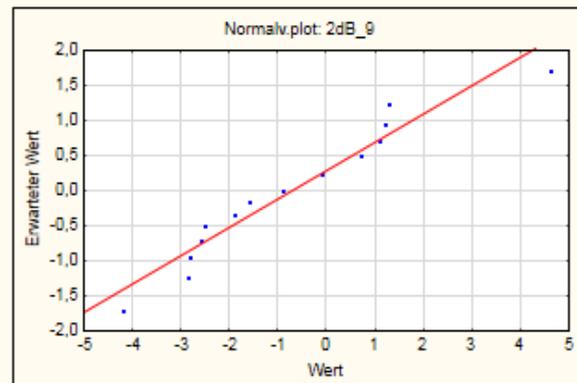
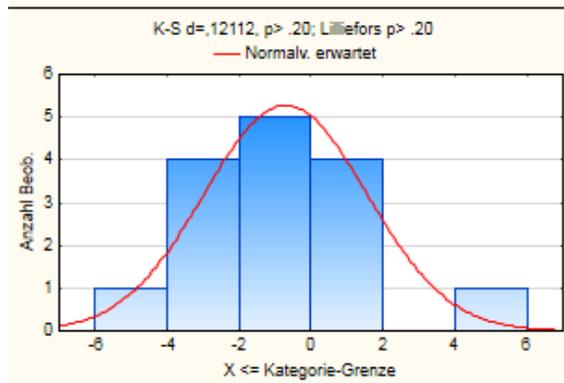


Zusammenfassung: 6dB_0

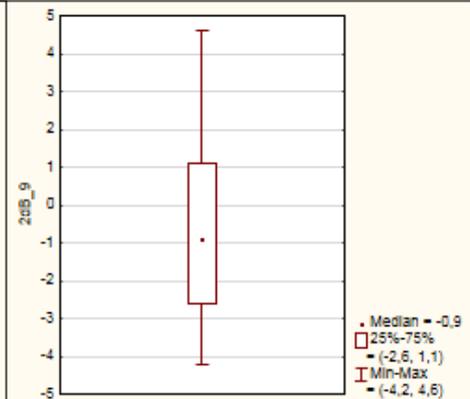


Statistische Auswertung nach 9 Wochen "9"

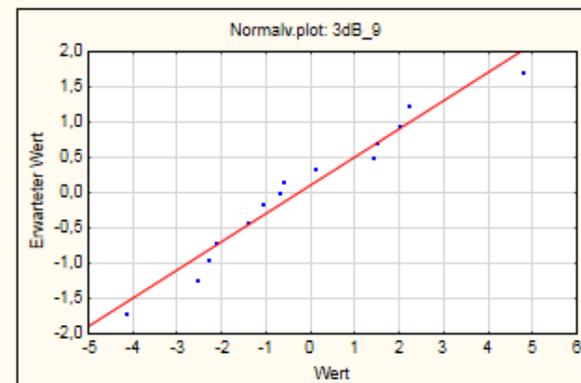
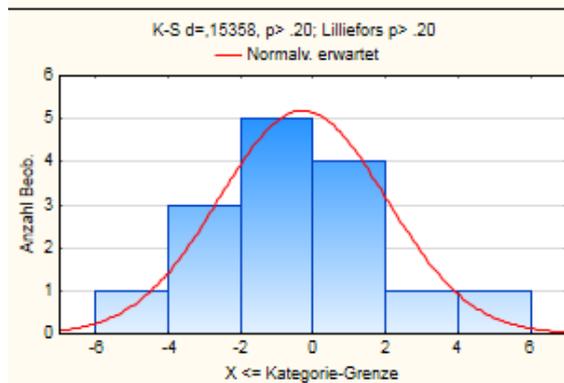
Zusammenfassung: 2dB 9



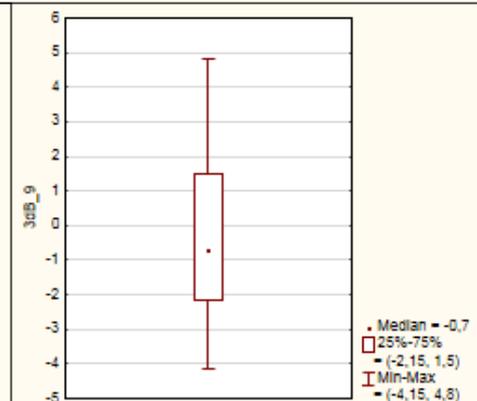
Zusf. Deskr. Statistik: 2dB_9
 Gült. N=15
 Mittelw. = -0,710000
 Median= -0,900000
 Minimum= -4,200000
 Maximum= 4,600000
 Perzentil 10,00000= -2,850000
 Perzentil 90,00000= 1,300000
 Stdabw. = 2,268432



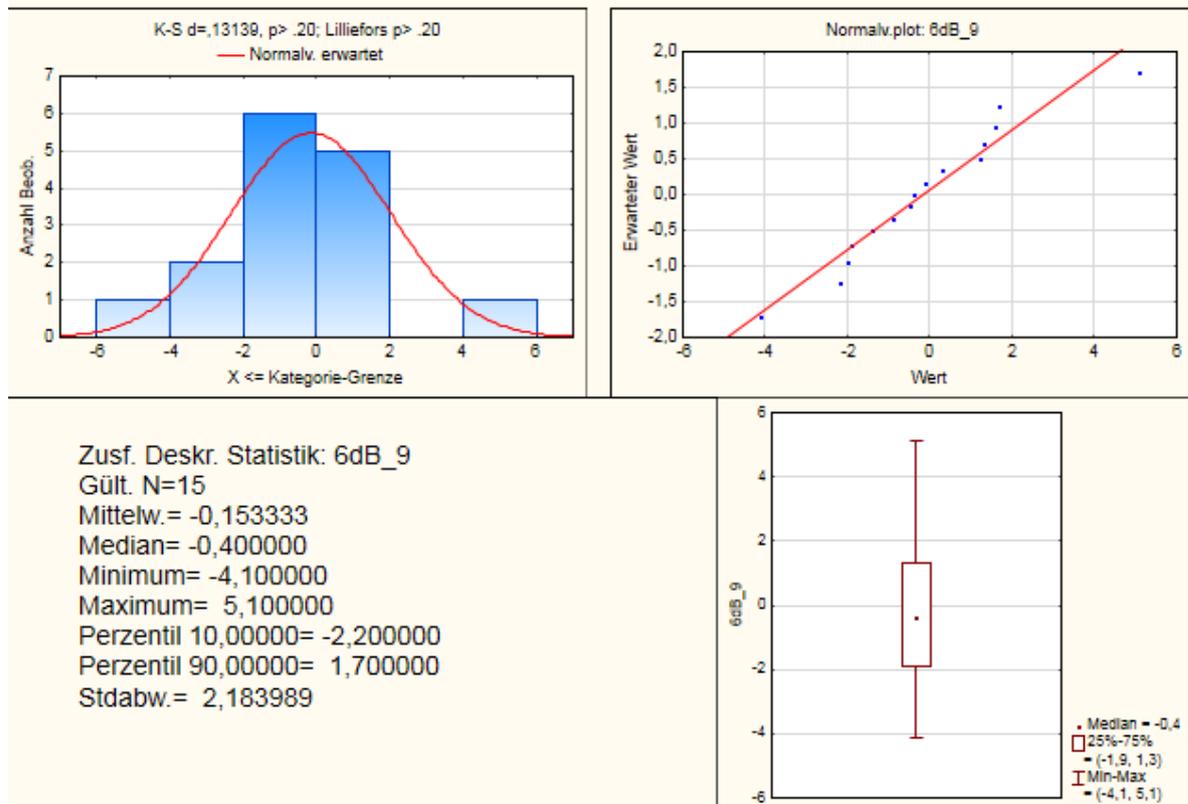
Zusammenfassung: 3dB 9



Zusf. Deskr. Statistik: 3dB_9
 Gült. N=15
 Mittelw. = -0,289333
 Median= -0,700000
 Minimum= -4,150000
 Maximum= 4,800000
 Perzentil 10,00000= -2,550000
 Perzentil 90,00000= 2,200000
 Stdabw. = 2,306263

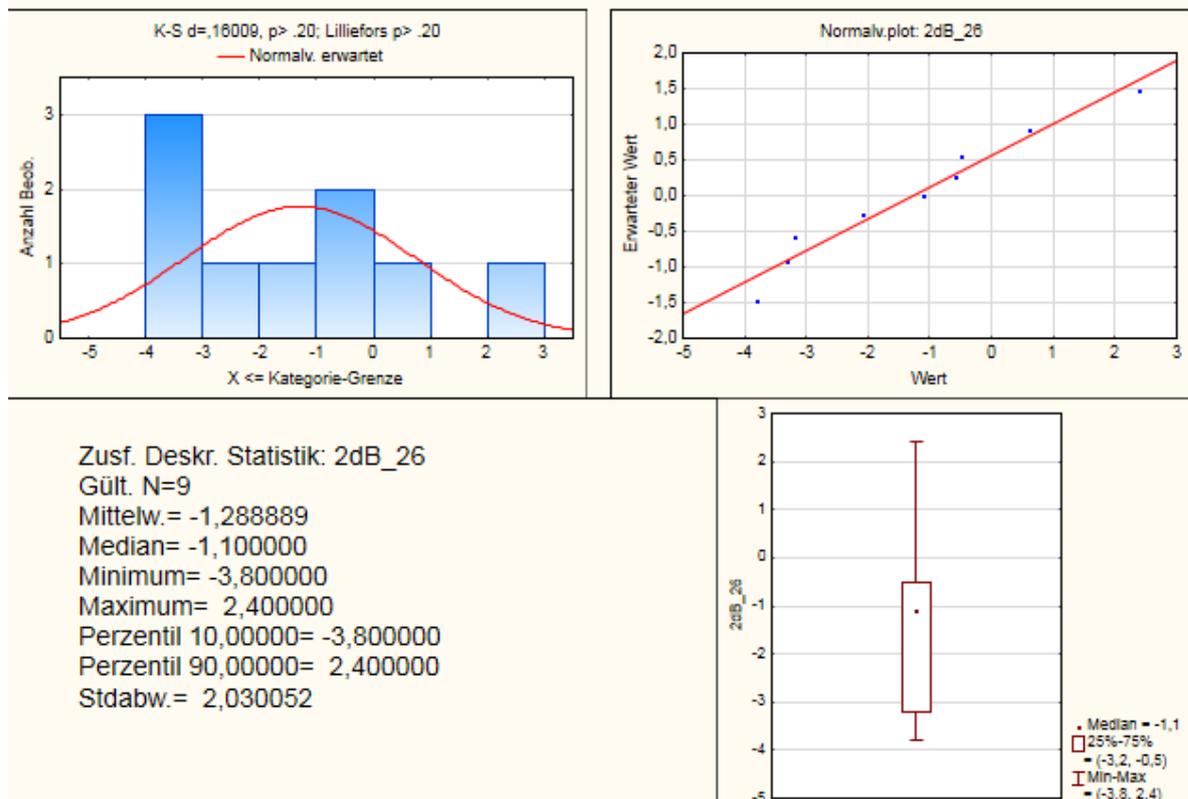


Zusammenfassung: 6dB 9

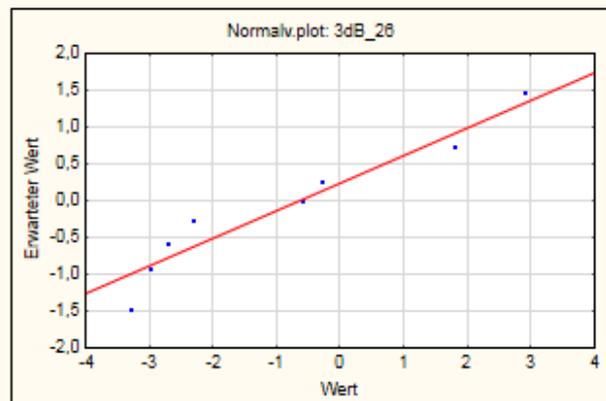
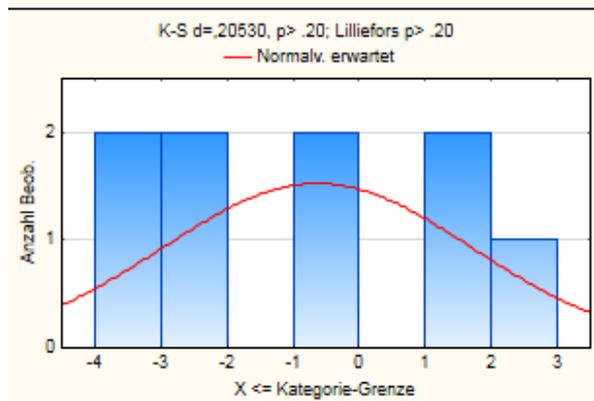


Statistische Auswertung nach 26 Wochen/6 Monaten „26“

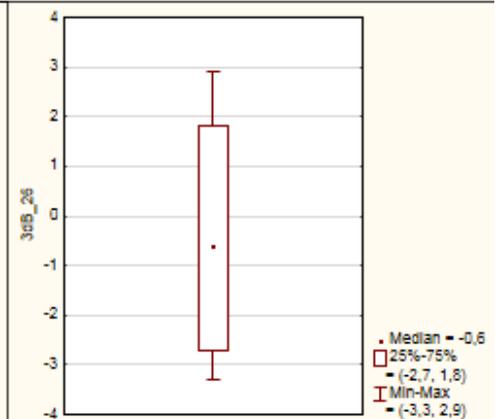
Zusammenfassung: 2dB 26



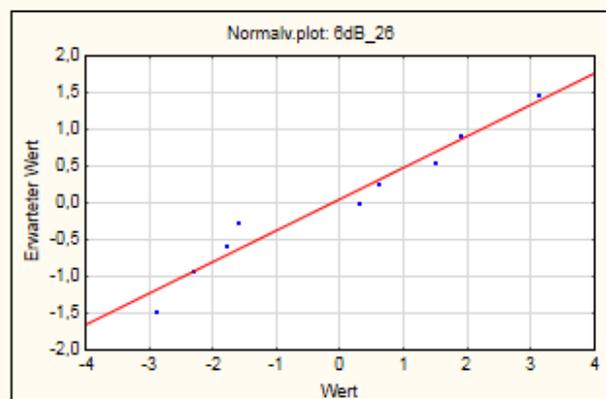
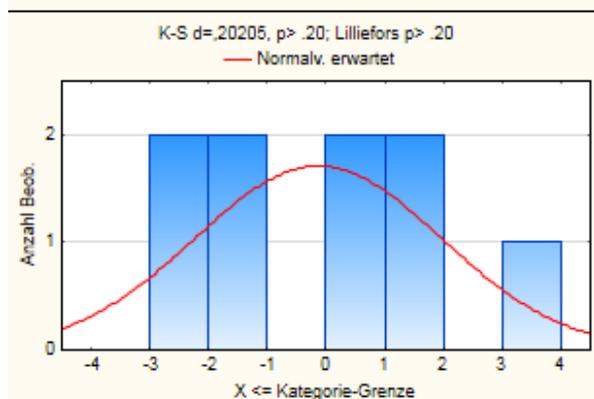
Zusammenfassung: 3dB_26



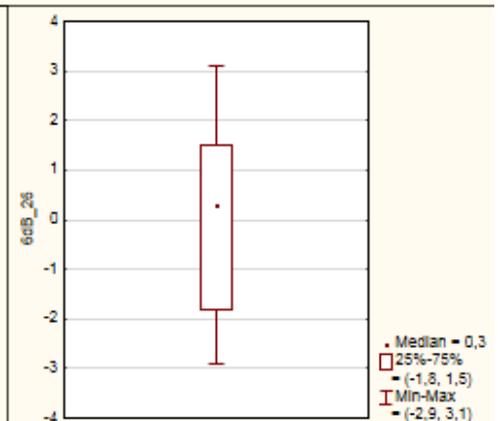
Zusf. Deskr. Statistik: 3dB_26
Gült. N=9
Mittelw.= -0,633333
Median= -0,600000
Minimum= -3,300000
Maximum= 2,900000
Perzentil 10,00000= -3,300000
Perzentil 90,00000= 2,900000
Stdabw.= 2,350532



Zusammenfassung: 6dB_26



Zusf. Deskr. Statistik: 6dB_26
Gült. N=9
Mittelw.= -0,133333
Median= 0,300000
Minimum= -2,900000
Maximum= 3,100000
Perzentil 10,00000= -2,900000
Perzentil 90,00000= 3,100000
Stdabw.= 2,099405



12 LITERATURVERZEICHNIS

- Abbas, PJ, Rubinstein, JT, Miller, CA, Matsuoka, AK, Robinson, BK (1999). The neurophysiological effects of stimulated auditory prosthesis stimulation. Final Report, Research Triangle Institute, University of Iowa.
- Békésy von, G (1947). The variation of phase along the basilar membrane with sinusoidal vibrations. *J Acoust Soc Am*; 19(3): 452-60.
- Békésy von, G (1960). *Experiments in Hearing*. Edited by EG Wever. New York. McGraw-Hill Book Company, Inc.
- Dunn HK, White SD (1940). Statistical measurements on conversational speech. *J Acoust Soc Am*; 11(3): 278-88.
- Einbock, S (2018). *Statistik für Ingenieure und Naturwissenschaftler (mit Excel) endlich verständlich!* Books on Demand. Norderstedt. <http://einbock-akademie.de> ISBN: 978-3746074023.
- Fearn R, Wolfe J (2000). Relative importance of rate and place: experiments using pitch scaling techniques with cochlear implants recipients. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*. 2000 Dec; 185: 51-3.
- Fettermann, BL, Domico, EH (2002). Speech recognition in background noise of cochlear implant patients. *Otolaryngol Head Neck Surg*; 126: 257-63.
- Friesen LM (2009). The relationship between central auditory system response and speech understanding, *Can. Hear. Rep.*, Vol. 3. Canadian Academy of Audiology.
- Fu, QJ, Zeng, FG, Shannon, RV, Soli, SD (1998). Importance of tonal envelope cues in Chinese speech recognition. *J Acoust Soc Am*; 104(1): 505-10.
- Fujita, S, Ito, J (1999). Ability of nucleus cochlear implantees to recognize music. *Am Otol Rhinol Laryngol* 108: 634-40.
- Geisler CD (1998). *From Sound to Synapse*. Oxford, New York: Oxford University Press.
- Gfeller, K, Christ, A, Knutson, JF, Witt, S, Murray, KT et al. (2000). Musical backgrounds, listening habits and esthetic enjoyment of adult cochlear implant recipients. *J Am Acad Audiol*; 11: 390-406.
- Goode RL, Killion M, Nakamura K, Nishihara S (1994). New knowledge about the function of the human middle ear: development of an improved analog model. *Am J Otol*; 15(2): 145-54.
- Greenwood DD, (1990). A cochlear frequency-position function for several species--29 years later. *J Acoust Soc Am*; 87(6):2592-605.
- Gstöttner, WK, Adunka, O, Hamzavi, J, Lautischer, M, Baumgartner, WD (2000). Sprachdiskriminierung bei postlingual ertaubten, cochlear-implantierten Patienten. *Wien Klin Wochenschr*: 112: 487-91.
- Hamzavi, J, Baumgartner, WD, Pok, SM, Franz, P, Gstöttner, W (2003). Variables affecting speech recognition in postlingually deaf adults following cochlear implantation. *Acta Otolaryngol*; 123: 493-8.
- von Helmholtz H., 1863. *Die Lehre von den Tonempfindungen als physiologische Grundlage für die Theorie der Musik* Friedrich Vieweg und Sohn, Braunschweig, Germany.
- Helms J, Müller J, Schön F, Moser L, Arnold W (1997). Evaluation of performance with the COMBI40 cochlear implant in adults: a multicentric clinical study. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*; 59: 23-5.
- Helms J, Müller J, Schön F, Winkler F, Moser L et al. (2001). Comparison of the TEMPO+ ear-level speech processor and the CIS PRO+ body-worn processor in adult MED-EL cochlear implant users. *ORS j Otorhinolaryngol Relat Spec*; 63(1): 31-40.
- Hochmair I, Nopp P, Jolly C, Schmidt M, Schöber H, Garnham C, and Anderson I (2006) MED-EL Cochlear Implants: State of the Art and a Glimpse Into the Future, *Trends Amplif*. 2006 Dec; 10(4): 201–219. doi: [10.1177/1084713806296720](https://doi.org/10.1177/1084713806296720).

- Kong, YY, Cruz, R, Jones, JA, Zeng, FG (2004). Music perception with temporal cues in acoustic and electric hearing. *Ear Hear*; 25: 173-85.
- Leal, MC, Shin, YJ, Laborde, ML, Calmels, MN, Verges, S et al. (2003). Music perception in adult cochlear implant recipients. *Acta Otolaryngol*; 123: 826-35.
- Micheyl & Oxenham, (2005) Comparing F0 discrimination in sequential and simultaneous conditions. *J Acoust Soc Am*; 118(1): 41-4.
- Miller JM, Spelman FA (1989). Cochlear implants: models of the electrically stimulated ear, Springer Verlag, New York, Berlin, Heidelberg, London.
- Nobbe, A (2004): Pitch perception and signal processing in electric hearing: Tonhöhenwahrnehmung und Signalverarbeitung bei elektrischem Hören. Dissertation, LMU München: Medizinische Fakultät.
- Nobbe A, Schleich P., Nopp P und Zierhofer C (2006). Vergleich einer Feinstruktur-Strategie mit der CIS+-Strategie bzgl. Tonhöhenunterscheidung bei MED-EL Benutzern. 9. DGA Jahrestagung.
- Nobbe A, Schleich P, Zierhofer C, and Nopp P (2007). Frequency discrimination with sequential and simultaneous stimulation in MED-EL cochlear implants. *Acta Otolaryngol*, 127:1266-72.
- Nobbe, A, Krüger, B, Lesinski-Schiedat, A, Baumann, U (2004). Melody recognition test with cochlear implants. *Int Conference Music Percept*, Chicago.
- Nobili R, Mammano F (1993) *The Journal of the Acoustical Society of America* **93**, 3320 (1993); doi: 10.1121/1.405716.
- Pasiani, E, Bacciu, A, Vincenti, V, Guida, M, Barbot, A et al. (2003). Speech recognition in elderly cochlear implant recipients. *Clin Otolaryngol*; 28: 154-7.
- Pijl, S, Schwarz, DW (1995). Melody recognition and musical interval perception by deaf subjects stimulation with electrical pulse trains through single cochlear implant electrodes. *J Acoust Soc Am*; 98: 886-95.
- Rohen JW (1994). *Funktionelle Anatomie des Nervensystems*, 5. Aufl., Schattauer Verlag, Stuttgart.
- Schatzer R, Krenmayr A, Au DK, Kals M, Zierhofer C, (2010) Temporal fine structure in cochlear implants: preliminary speech perception results in Cantonese-speaking implant users. *Acta Otolaryngol*. 130(9): 1031-9.
- Schatzer R, Vermeire K, Visser D, Krenmayr A, Kals M, Voormolen M, Van de Heyning P, Zierhofer C (2014) Electric-acoustic pitch comparisons in single-sided-deaf cochlear implant users: Frequency-place functions and rate pitch. *Hearing Research Volume 309*, Pages 26–35.
- Tobias JV (1970). *Foundations of modern auditory theory*, volume 1 and 2, Academic Press, New York, San Francisco, London.
- Valimaa TT, Sorri MJ (2001). Speech perception and functional benefit after cochlear implantation: a multi-centre survey in Finland. *Scand Audiol*; 30: 112-8.
- Van den Honert, C, Finley, C, Wilson, B (1997). Speech processors for auditory prostheses. The 9th Quarterly Progress Report, Research Triangle Institute, University of Iowa.
- Vermeire K, Landsberger DM, Van de Heyning PH, Voormolen M, Kleine Punte A, Schatzer R, Zierhofer C (2015) Frequency-place map for electrical stimulation in cochlear implants: Change over time. *Hearing Research Volume 326*, Pages 8–14.
- Wagener K, Brand T, Kollmeier B (1999). Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache III: Evaluation des Oldenburger Satztests. *Z Audiol*, 38: 86-95.
- Wilson, BS Lawson, DT, Finley, CC, Wolford, RD. (1991). Coding strategies for multichannel cochlear prostheses. *Am J Otol*, 12 Suppl: 56-61.

- Wilson, BS, Finley, CC, Lawson, DT, Wolford, RD, Eddington, DK, Rabinowitz, WM. (1991). Better speech recognition with cochlear implants. *Nature*, 352(6332): 236-8.
- Wilson, BS, Finley, CC, Lawson, DT, Zerbi, M (1997). Temporal representations with cochlear implants. *Am J Otol*, 18(6 Suppl): S30-4.
- Wilson BS, Schater R, Lopez-Poveda EA, Sun X, Lawson DT et al. (2005). Two new directions in speech processor design for cochlear implants. *Ear Hear*, 26 (4 Suppl):73S-81S.
- Xu L, Pfingst BE (2003). Relative importance of temporal envelope and fine structure in lexical-tone perception. *J Acoust Soc Am*; 114, 3024.
- Zeng FG (2002). Temporal pitch in electric hearing. *Hear Res*, 174, 101-106.
- Zierhofer, CM, Hochmair-Desoyer, IJ, Hochmair, ES (1995). Electronic Design of a Cochlear Implant for Multichannel High-Rate Pulsatile Stimulation Strategies. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 3 (1): 112-116.
- Zierhofer, CM (1999). Electrical nerve stimulation based on channel specific sampling sequences. Patent US application 60/150.773.
- Zierhofer, C (2001). Electrical nerve stimulation based on channel-specific sequences. World Patent WO 01/13991 A1.
- Zwacknagl, M (2001). Digitale Signalverarbeitungs-Strategien für Cochlea Implantate. Dissertation Universität Innsbruck.

13 CURRICULUM VITAE



Technikerstrasse 9B/1
6020 Innsbruck

amina.kreuzer-simonyan@tirol-kliniken.at

PERSÖNLICHE DATEN

Geburtsdatum 19. März 1979
Geburtsort Yerevan/Armenien
Staatsbürgerschaft Österreich
Familienstand Verheiratet, zwei Kinder

AUSBILDUNG

Oktober 2015 - Heute **Technische Universität Wien**
Fortsetzung Doktoratsstudium an der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik

November 2016 **Die österreichische Gesellschaft für medizinische Physik**
Fachanerkennung für medizinische Physik

Oktober 2006 - September 2015 **Technische Universität Wien**
Beurlaubung wegen Kinderbetreuung

Oktober 2003 - Oktober 2006 **Technische Universität Wien**
Doktoratsstudium an der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik

Oktober 2002 - Juli 2003 **Technische Universität Wien**
Anerkennung der armenischen Diplome für das Doktoratsstudium

September 2001 - Oktober 2002 **Technische Universität Armenien**
Doktoratsstudium

September 1999 - Juni 2001 **Technische Universität Armenien / Technische Universität Wien**
Magister-Studium der Fachrichtung Biomedizinische Apparate und Systeme.
Magisterarbeit erarbeitet an der TU Wien: „Computermodell für den Blutglucosehaushalt im menschlichen Körper“. Die Diplomarbeit behandelte die Modellierung des Zuckerstoffwechsels im menschlichen Körper. Ziel der Arbeit war es, ein mathematisches Modell zu entwerfen, das die Höhe des Glucosespiegels im Blut darstellt. In Abhängigkeit von Nahrungsaufnahme, Insulinspiegel im Blut und weiteren Parametern, die die Konstitution eines durchschnittlichen Menschen mit oder ohne Insulinabhängigkeit beschreiben, wird der zeitliche Verlauf der Blutglucose simuliert. Durch Variation der Parameter kann damit untersucht werden, wie verschiedene Personen bzw. Patienten auf Nahrungsmenge und gespritzte Insulindosis reagieren.

- September 1995 -
Juni 1999 **Technische Universität Armenien**
Studium der Biomedizinischen Informations- und Verwaltungssysteme an der Fakultät für Kybernetik. Abschluss mit Auszeichnung.
Diplomarbeit: „Regelungssystem des Kohlenwasserstoffwechsels im Blut zuckerkranker Patienten“
Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein mathematisches Modell erarbeitet, welches den Kohlenstoffwechsel im Blut eines Zuckerkranken simuliert. Kernstück stellte dabei die Berechnung der Modell-Parameter sowie des Ausführungslogarithmus zur Feststellung der notwendigen Insulin- und Nahrungsgaben dar.
- September 1985 -
Juni 1995 **Yerevan / Armenien**
Besuch der Mittelschule Nr. 174
Abschluss mit der Hochschulzugangsberechtigung.

BERUFSERFAHRUNG

- Seit November 2014 **Tirol-Kliniken Innsbruck**
Abteilung für Hör-, Stimm- und Sprachstörungen, im Bereich Anpassungen, Beratungen, intraoperative- und audiologische Messungen für Cochlea-, Mittelohr- und Knochenleitungsimplantate.
- April 2012 -
November 2014 **Firma Med-EI / Universitätskliniken Innsbruck**
Wissenschaftliche Mitarbeiterin mit Außenstelle in der Abteilung für Hör-, Stimm- und Sprachstörungen (im Bereich Audiologie).
- November 2010 -
März 2012 Karenz
- Jänner 2008 -
Oktober 2010 **Leopold-Franzens-Universität Innsbruck**
Projekt: „Tonhöhen- und Melodieerkennung bei Cochlea Implantatträgern“ am Institut für Ionen- und Angewandte Physik.
- August 2006 -
März 2007 Karenz
- August 2003 -
Dezember 2007 **Leopold-Franzens-Universität Innsbruck**
Wissenschaftliche Mitarbeiterin am Institut für Ionen- und Angewandte Physik.

ANDERE TÄTIGKEITEN UND PRAKTIKA WÄHREND DER AUSBILDUNG

- Oktober 2018 **Tirol-Kliniken**
Zertifikat „START - das Personalentwicklungsprogramm“
- November 2016 **Firma Med-EI**
Zertifikat „SAMBA Training“
- Dezember 2012 **Firma Med-EI**
Zertifikat „Hearing Implant Academy“
- Jänner 2002 **Landeskrankenhaus Innsbruck**
Praktikum im Zentrum für Medizin und Labortechnik
- September 1995 -
Juni 2001 **Technische Universität Armenien**
Pflichtpraktiken in diversen Kliniken, Forschungszentren, an der
medizinischen Universität und im Physiotherapiezentrum (Schwer-
punkt medizinische Geräte, Behandlungen und Untersuchungen)

STIPENDIEN UND FÖRDERUNGEN

- Jänner 2008 -
Oktober 2010 **Firma Med-EI / Land Tirol**
Förderung für Wissenschaftliche Forschung
- Oktober 2002 -
Juli 2003 **Österreichischer Austauschdienst**
Stipendium
- März 2001 -
Juli 2001 **Österreichischer Austauschdienst**
Stipendium
-

SPRACHKENNTNISSE

Armenisch (Muttersprache)
Russisch (fließend)
Deutsch (fließend)
Englisch (gute Kenntnisse)
Kroatisch (Grundkenntnisse)

EDV-KENNTNISSE

MS Office-Paket, MS Access, LabView, MatLab, Simulink

HOBBIES

Musik, Reisen, Schifahren, Segeln, Wandern, Schach, Basteln, Malen

WISSENSCHAFTLICHE ARBEITEN

Zeitschrift „e & i Elektrotechnik und Informationstechnik“:

"Einfluss der Sprachkodierungsstrategien auf das Tonhöhenunterscheidungsvermögen von Cochlea-Implantat-Trägern in Abhängigkeit vom Stimulationsort und von der Stimulationsrate"

Simonyan, A. Elektrotech. Inftech. (2012) 129: 102. <https://doi.org/10.1007/s00502-012-0084-2>

KONGRESSBEITRÄGE

„Vergleich der mittels A-Wert errechneten Cochlea Implantat Insertionstiefe und der postoperativ erhobenen Insertion mittels digitaler Volumetomographie“

J. Schmutzhard / A. Kreuzer-Simonyan / G. Widmann / C. Jolly / N. Fischer / H. Riechermann, Innsbruck, 61. Österreichischer HNO-Kongress 2017

„Cochlea-Implantate bei Älteren (70+)“

D. Prejban, N. Fischer, A. Kreuzer-Simonyan, H. Riechermann, J. Schmutzhard | Innsbruck,

12. Gemeinsamer Österreichisch-Deutscher Geriatriekongress 57. Kongress der Österreichischen Gesellschaft für Geriatrie und Gerontologie 2017