



# Diplomarbeit

## Monaurale und binaurale Lautheitsskalierung bei Cochlea Implantat Trägern

Durchgeführt am  
Institut für Schallforschung  
der Akademie der Wissenschaften

unter der Anleitung von  
Univ. Doz. Dr. Werner A. Deutsch und Dr. Bernhard Laback

durch  
Florian Wippel  
Kirchenbergstraße 11  
3386 Windschnur

Datum

Unterschrift

## Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie werden zwei monaurale und eine binaurale Prozedur zur Lautheitsskalierung bei Cochlea Implantat Trägern hinsichtlich ihrer Effizienz und Zuverlässigkeit untersucht. Diese Prozeduren messen die subjektive Lautheit elektrischer Pulsketten auf einer kategorialen Skala in Abhängigkeit von der Stromstärke. Es wurden sieben binaural implantierte Cochlea Implantat Träger mit allen drei Prozeduren getestet. Ausgehend von der Oldenburger *Constant Stimuli*- Prozedur und der Oldenburger adaptiven Prozedur für Normalhörende, wurden an die Erfordernisse der Cochlea Implantat Träger angepasste Prozeduren entwickelt. Im monauralen Fall wurde an einzelnen Elektroden und im binauralen Fall an interauralen Elektrodenpaaren getestet. Zur Anpassung der Lautheitsdaten wurde eine modifizierte Potenzfunktion benutzt. Um die Vorhersagen der Lautheitsfunktionen für verschiedene Stromstärken zu verifizieren, wurde mit jeder Testperson ein binauraler Lautheitsabgleich durchgeführt und die Ergebnisse mit den Vorhersagen der Lautheitsfunktionen verglichen. Im Vergleich der beiden monauralen Prozeduren war die adaptive Prozedur effizienter und die vorhergesagten Lautheiten stimmten besser mit den Ergebnissen des Lautheitsabgleichs überein. Die *Constant Stimuli*- Prozedur war im Ablauf stabiler als die adaptive Prozedur. Die Lautheitsfunktionen in Abhängigkeit von der Stromstärke zeigten sowohl im monauralen wie im binauralen Fall positiv und negativ gekrümmte Lautheitsfunktionen.

## **Abstract**

In this study two monaural and one binaural procedure for loudness scaling of cochlear implant listeners were developed and evaluated. These procedures measure the subjective loudness growth as a function of the current level of the electric stimulus using a categorical scale. Seven binaural cochlear implant listeners were tested. The procedures are based on the Oldenburg adaptive and constant stimuli procedures for normal hearing listeners and were adapted to the requirements for cochlear implant listeners. In the monaural case the stimulus was presented on one electrode, in the binaural case on one interaural electrode pair. A modified power function was used to approximate the loudness data. To verify the results, the predictions of the loudness growth functions were compared to the results of a loudness balancing test performed by each subject. It could be shown that the monaural adaptive procedure was more efficient and yield more reliable data. The constant stimuli procedure was considerably more stable than the adaptive procedure. For both monaural and binaural loudness growth functions positive and negative curvatures were found.

# Danksagungen

An dieser Stelle möchte ich mich bei all jenen bedanken, die durch ihre fachliche und persönliche Unterstützung zum Gelingen dieser Diplomarbeit beigetragen haben.

Speziell bedanke ich mich bei Dr. Bernhard Laback und DI Piotr Majdak für die ausgezeichnete Betreuung und guten Hilfestellungen.

Weiters möchte ich mich beim Institutsvorstand Assoc. Prof. Dr. Werner A. Deutsch für sein Interesse am Fortgang der Arbeit, sowie für seinen fachkundigen Rat bedanken.

Dank gebührt auch allen Mitarbeitern des Instituts für des angenehme Arbeitsklima und die freundliche Atmosphäre

Ich bin allen Versuchspersonen zu Dank verbunden. Sie haben ohne finanzielle Interessen in ihrer Freizeit an dieser Studie teilgenommen.

Ferner bedanke ich mich bei der Österreichischen Akademie der Wissenschaften für die finanzielle Unterstützung. Bei der Firma MED-El möchte ich mich für die Bereitstellung der Geräte zur direkten Stimulation der Cochlea Implantat Träger bedanken.

Besonders bedanke ich mich bei meiner Familie, vor allem bei meinen Eltern, die mir das Studium ermöglicht haben, für die vorbehaltlose Unterstützung und die Motivation in schwierigen Zeiten.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einführung</b>	<b>8</b>
1.1	Lautheitswahrnehmung bei Cochlea Implantat Trägern . . . . .	11
1.2	Methoden zur Messung der Lautheitswahrnehmung . . . . .	12
1.2.1	Größenschätzung, Größenherstellung und <i>Cross Modality Matching</i> . . . . .	12
1.2.2	Kategorische Skalierung . . . . .	13
1.2.3	Lautheitsabgleich . . . . .	14
1.3	Problemstellung dieser Studie . . . . .	14
<b>2</b>	<b>Methoden</b>	<b>16</b>
2.1	Die Testpersonen und die CIs . . . . .	16
2.2	Die Stimuli und der Versuchsaufbau . . . . .	16
2.3	Die Antwortenskalen . . . . .	19
2.3.1	Die originale Skala . . . . .	21
2.3.2	Die adaptierte Skala . . . . .	21
2.4	Die Prozeduren . . . . .	23
2.4.1	Messung des Dynamikbereichs . . . . .	24
2.4.2	Methode zur Auffindung tonhöhenangepasster Elektroden . . . . .	25
2.4.3	Die Prozeduren zur Lautheitsskalierung . . . . .	25
2.4.4	Die Prozedur des Lautheitsabgleichs . . . . .	32
2.5	Der Versuchsablauf . . . . .	33
<b>3</b>	<b>Datenanalyse</b>	<b>37</b>
3.1	Die monauralen Daten . . . . .	37

3.1.1	Die Grenzen des Dynamikbereichs . . . . .	37
3.1.2	Die Antwortenverteilung . . . . .	38
3.2	Die binauralen Daten . . . . .	42
3.2.1	Die Grenzen des Dynamikbereichs . . . . .	42
3.2.2	Die Antwortenverteilung . . . . .	42
3.3	Die Modellfunktion . . . . .	43
3.3.1	Die Potenzfunktion . . . . .	46
3.3.2	Die modifizierte Modellfunktion . . . . .	47
3.3.3	Konvergenz der Funktionen . . . . .	51
3.3.4	Analyse der einzelnen Lautheitsfunktionen . . . . .	57
3.4	Interaurale Vergleich der Lautheiten . . . . .	60
3.4.1	Resultate des Lautheitsabgleichs . . . . .	60
3.4.2	Vergleichbarkeit der Lautheitsfunktionen . . . . .	60
3.5	Vergleich der monauralen und der binauralen Lautheitsfunktionen . . . . .	64
<b>4</b>	<b>Diskussion</b>	<b>65</b>
4.1	Die Prozeduren . . . . .	65
4.2	Die Modellfunktion . . . . .	67
4.3	Vergleichbarkeit der Lautheiten . . . . .	69
4.4	Allgemeine Schlussfolgerungen . . . . .	70
<b>A</b>	<b>Instruktionen</b>	<b>72</b>
<b>B</b>	<b>Monaurale Lautheitsfunktionen</b>	<b>73</b>
<b>C</b>	<b>Binaurale Lautheitsfunktionen</b>	<b>77</b>
<b>D</b>	<b>Visual Basic Code</b>	<b>79</b>
D.1	event.bas . . . . .	79
<b>E</b>	<b>Matlab Scripts</b>	<b>102</b>
E.1	Fit1PhAdapt.m . . . . .	102
E.2	FitAdapt.m . . . . .	103
E.3	ConsStim.m . . . . .	103

<i>INHALTSVERZEICHNIS</i>	7
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>108</b>

# Kapitel 1

## Einführung

Zu Hören ist eine der wichtigsten Fähigkeiten eines Menschen. Sie hilft uns, uns zu orientieren, Musik zu hören, zu spielen und miteinander zu kommunizieren. Das Gehör muss sehr komplexe Signale verarbeiten um all dies zu ermöglichen. Durch diese hohe Komplexität ist das Gehör sehr sensibel und kann sehr leicht beschädigt werden. Durch die Implantation eines Cochlea Implantats wurde es möglich, trotz schwerwiegender Schädigung oder kompletten Ausfall des Innenohrs den betroffenen Personen eine Form des Hörens wieder zurückzugeben. Dieses auch „Bionisches Ohr“ genannte Gerät ermöglicht es, die Peripherie des Hörorgans zu ersetzen und Signale direkt auf den Hörnerv zu übertragen.

Ein Cochlea Implantat (CI) ist folgendermaßen aufgebaut (Abb. 1.1). Auf der äußeren Seite des Ohres liegt ein Mikrofon mit einem Sprachprozessor und einer Stromversorgung. Dieses Gerät wird hinter dem Ohr getragen. Es wandelt akustische Signale in Befehle für elektrische Impulse um. Diese Impulsbefehle werden dann über eine induktive Schnittstelle an das Implantat übertragen. Das Implantat generiert nun elektrische Impulse und stimuliert durch die in die Cochlea eingeführten Elektroden (E1) die Neuronen des Spiralganglion an unterschiedlichen tonotopen Positionen. Mit der Stimulation durch Elektroden an unterschiedlichen Stellen in der Scala tympani wird versucht, die reale Hörsituation im Sinne einer Zerlegung in Frequenzkomponenten zu simulieren.

Einem wesentlichen Teil des Hörimplantats kommt hier die Funktion zu, die Schallsignale auf elektrische Signale abzubilden. Ein sehr wichtiger Teil der postoperativen Versorgung ist die Ermittlung der Transferfunktion, um dadurch möglichst gute Ergebnisse mit dem Implantat zu erzielen. Derzeit werden die Messungen der subjektiven Lautheit in Abhängigkeit der unterschiedlichen Stimulationsparameter nach wie vor manuell vorgenommen, was einerseits sehr zeitaufwendig ist und andererseits immer die Anwesenheit einer weiteren geschulten Person erfordert. Eine automatisierte Prozedur, die diese Funktionen übernehmen könnte, wäre nun sowohl im klinischen Bereich wie auch für wissenschaftlichen Studien mit CI-Trägern eine große Unterstützung.

Die vorliegende Studie untersucht für den monauralen Fall die Unterschiede zwischen einem adaptiven Verfahren und einer *Constant Stimuli*-Methode, die beide die Abhängigkeit der Lautheit von der Stromstärke für eine einzelne Elektrode bestimmen, auf ihre Effizienz und der Qualität der resultierenden Lautheitsfunktionen. Weiters wurde, basierend auf der monauralen adaptiven Prozedur, eine binaurale Prozedur entwickelt, die die Abhängigkeit der Lautheit von der Stromstärke für zwei Elektroden, eine am linken und eine am rechten Ohr, gleichzeitig misst. Die Vergleichbarkeit der Lautheiten für unterschiedliche Elektroden einer Testperson wurde durch ein Lautheitsabgleichexperiment überprüft.

In Kap. 1 werden die Lautheitswahrnehmung bei CI-Trägern und die Methoden zur Lautheitsskalierung allgemein beschrieben. Am Anfang des Kap. 2 werden die Versuchspersonen und das benutzte System vorgestellt. Dann werden die Antwortskalen und die psychoakustischen Prozeduren präsentiert. Schließlich wird in diesem Kapitel noch der genaue Versuchsablauf beschrieben. In Kap. 3 werden die Resultate der Versuche präsentiert. Weiters wird in diesem Kapitel eine Modellfunktion für die Lautheitsskalierungsdaten entwickelt. Schließlich werden im Kap. 4 die Resultate interpretiert und die unterschiedlichen Prozeduren auf ihre Anwendbarkeit in der Praxis besprochen.

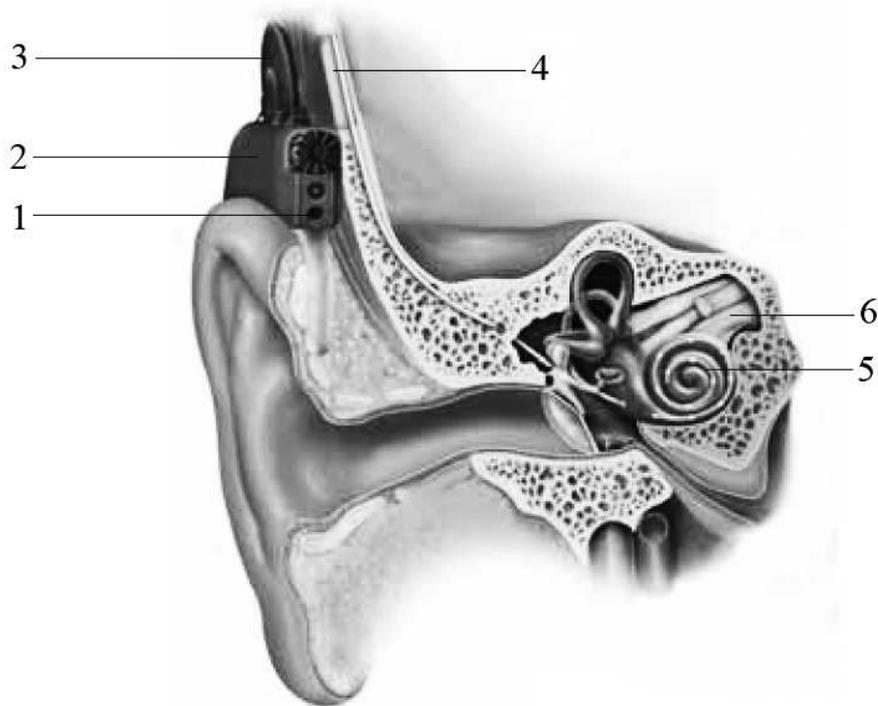


Abbildung 1.1: Das Cochlea Implantat:

1: Das Mikrofon

2: Der Sprachprozessor

3: Die induktive Schnittstelle außen

4: Die induktive Schnittstelle innen und das Implantat zur Generierung der Stimuli

5: Die Cochlea mit den eingeführten Elektroden zur Stimulation

6: Der Hörnerv

(Bildnachweis: Broschüre „Cochlea Implantate verstehen“ bereitgestellt von Med-El Cochlea Implantate auf ihrer *Homepage*

([http://www.medel.com/LANG/GER/40\\_News/10\\_pressroom/999\\_press\\_room.asp](http://www.medel.com/LANG/GER/40_News/10_pressroom/999_press_room.asp)))

## 1.1 Lautheitswahrnehmung bei Cochlea Implantat Trägern

Die Lautheit eines Stimulus wird durch die Anzahl der Neuronen des Spiralganglions bestimmt, für die das Schwellenpotential durch das elektrische Signal überschritten wird. Die Ladung, die zur Nervenzelle transportiert wird, ist somit ausschlaggebend für die Aktivierung der Nervenzelle. Der Zusammenhang zwischen der transportierten Ladung und der Lautheit ist sehr komplex. Die meisten CI-Systeme stimulieren mit zweiphasischen Rechteckimpulsen (siehe Kap. 2.2). Für einen elektrischen Stimulus aus solchen Impulsen können als Parameter die Pulsdauer, die Pulsrate und die Amplitude der Stromstärke variiert werden um die Lautheit zu verändern.

Chatterjee *et al.* (2000) fanden für eine Erhöhung der Pulsdauer eine Erhöhung der Lautheit. Weitere Studien untersuchten die Pulsrate und unterschiedliche Pulsdauern. Eddington (1978) zeigte, dass die Hörschwelle mit steigender Pulsrate sinkt. McKay *et al.* (1994) entwickelte ein Modell zur Vorhersage der Lautheit von Stimuli mit einer bestimmten Pulsdauer und Pulsrate.

Je größer die Amplitude der Pulse ist, desto mehr Ladung wird bei konstanter Pulsdauer und Pulsrate an die Nerven transportiert. Deshalb fanden alle Studien eine steigende Lautheitsfunktion bei ansteigender Spitzenstromstärke. Chatterjee *et al.* (2000) und Van Hoesel und Clark (1997) benutzte eine Größenschätzmethode zur Messung der Lautheit. Eine Methode zur Messung und Vorhersage der Lautheit komplexer Stimuli wurde von McKay *et al.* (2003) entwickelt.

Ab einer bestimmten maximalen Stromstärke steigt allerdings die Lautheit nicht mehr an. Ab diesem Punkt existiert eine Sättigung bei der Stimulation der Nervenzellen. Ferner können die Zellen aufgrund der Refraktärzeit nicht in beliebig kurzen Abständen stimuliert werden. Eine größere Lautheitsempfindung kann daher nur durch die Anregung einer größeren Anzahl von Neuronen ausgelöst werden. Sind alle Neuronen mit einer bestimmten Stromstärke angeregt, wird ein Stimulus mit einer noch höheren Stromstärke nicht mehr lauter empfunden.

Auch binaurale Lautheitssummation wurde bereits untersucht. Van Hoesel und Clark (1997) und Van Hoesel (2004) zeigten, dass sowohl für schmalbandige als auch für breitbandige Signale die Erhöhung der Lautheit durch binaurale Summation ungefähr einer Verdopplung entspricht.

Für CI-Träger wurden in der verfügbaren Literatur bisher noch keine Lautheitsmessungen mit kategorischen Skalen gefunden.

## 1.2 Methoden zur Messung der Lautheitswahrnehmung

Um die Lautheitswahrnehmung zu beurteilen, haben sich mehrere unterschiedliche Messmethoden etabliert, die ausführlich von Launer (1995) beschrieben wurden.

### 1.2.1 Größenschätzung, Größenherstellung und *Cross Modality Matching*

Bei der Größenschätzung werden Stimuli mit unterschiedlichen Pegeln präsentiert. Die Testpersonen werden aufgefordert diese Stimuli mit einer positiven Nummer zu bewerten, die der Lautheitsempfindung dieser Stimuli entspricht. Anfänglich wurde zu jedem Stimulus ein Referenzstimulus vorgespielt, der einem bestimmten Wert auf der Antwortskala entsprach. Die Testperson sollte nun bezüglich dieses Referenzwertes die subjektive Lautheit bewerten. Diese Vorgehensweise wird „Freie Größenschätzung“ genannt. Allerdings beeinflusst die Wahl des Referenzpegels und auch des Referenzwertes auf der Skala das Antwortverhalten (Hellmann und Zwislocki, 1961). Deshalb wird heutzutage keine Referenz benutzt, und die Testperson kann jede beliebige positive Zahl dem präsentierten Stimulus zuweisen. Diese Variante wird „Absolute Größenschätzung“ genannt.

Eine weitere Methode ist die Größenherstellung. Im Gegensatz zur Größenschätzung wird hier die Testperson aufgefordert den Pegel eines Stimulus solange zu variieren bis er einem bestimmten Zahlenwert entspricht.

Sowohl Größenschätzung als auch die Größenherstellung benötigen absolute Spontanität und Naivität in Bezug auf die Bewertung. Deshalb sind diese Methoden am besten für untrainierte Personen geeignet.

Eine Kombination aus Größenschätzung und Größenherstellung ist das *Cross Modality Matching*. Es wird hier versucht nicht über den Umweg der Bewertung durch Zahlen die Lautheitsfunktion zu messen, sondern die Empfindung Lautheit durch die Empfindung in einer anderen Modalität zu bewerten. Zum Beispiel wird die Lautheit des präsentierten Stimulus durch die verstellbare Helligkeit einer Lichtquelle oder durch die Länge einer Strecke beurteilt.

Diese drei Methoden basieren auf der Annahme, dass die Lautheitswahrnehmung auf einer Verhältnisskala basiert. Mit den hier benutzten Skalen kann allerdings keine Aussage über die absolute Lage der Skala gemacht werden.

### 1.2.2 Kategorische Skalierung

Eine alternative Möglichkeit zur Bewertung der subjektiven Lautheit von Stimuli ist die kategorische Skalierung. Hier wird der Dynamikbereich in verbale Kategorien unterteilt (z.B: „Leise“, „Mittel“, „Laut“). Dieser Umstand macht es viel leichter einzuordnen, wie die Testperson einen Stimulus mit diesem Pegel empfindet. Deshalb wird diese Methode oft zur Diagnose in der Audiologie und auch zum Anpassen der Kompression in Hörgeräten benutzt.

Es gibt hauptsächlich zwei unterschiedliche Prozeduren zur kategorischen Lautheitsskalierung. In der einen Methode (Heller, 1985) bewertet die Testperson im ersten Anlauf einen Stimulus grob durch eine verbale Kategorie. Nun wird der Stimulus ein weiteres Mal präsentiert und die Testperson beurteilt den Stimulus auf einer numerischen Skala, wobei diese Skala um die gewählte verbale Kategorie liegt, und die Mitte der Skala der verbalen Kategorie entspricht.

Die zweite Prozedur besteht aus einem *Item* pro Stimulus. Hier wird der Stimulus nur auf einer verbalen Categorieskala bewertet (Allen *et al.*, 1990). Es werden auch Skalen benutzt, die zwischen den verbal benannten Kate-

gorien unbenannte Zwischenstufen zulassen. Es wurde von Hohmann (1993) gezeigt, dass der Unterschied der Variabilität von gemessenen Lautheitsfunktionen zwischen der Prozeduren mit zwei Anläufen und der mit nur einem Anlauf aber Zwischenstufen sehr klein ist.

Es ist bei der kategorischen Skalierung wichtig, Stimuli aus dem gesamten durch die Kategorien bestimmten Lautheitsbereich zu präsentieren, weil die Testpersonen dazu neigen alle Kategorien benutzen zu wollen. Wird nicht dieser gesamte Lautheitsbereich präsentiert, besteht die Gefahr, dass die Testperson den lautesten Stimuli mit der höchsten Kategorie und den leisesten Stimuli mit der niedrigsten Kategorie bewertet. Damit wären die Testergebnisse nicht mehr sinnvoll auswertbar.

Ein Vorteil dieser Skalierungsmethode ist, dass das Ergebnis nicht vom Training der Versuchsperson abhängt.

### 1.2.3 Lautheitsabgleich

Die zugrundeliegende Idee dieser Methode ist, die Lautheit zweier Stimuli zu vergleichen und die Pegel dieser Stimuli so einzustellen, dass sie gleich laut empfunden werden. Diese Technik wird sehr oft benutzt um Kurven gleicher Lautheit zu messen. Wenn mehrere Messpunkte mittels Lautheitsabgleich zwecks Mittelwertbildung erhoben werden, werden die Ausgangspegel der beiden Stimuli variiert um so zu verhindern, dass die Testperson sich an die vorherige Einstellung erinnert.

Es kann wahlweise einer der beiden Stimuli als Referenz konstant gehalten werde, was bei der Messung von Kurven gleicher Lautheit gemacht wird, oder die beiden Pegel gegengleich verändert werden um die Intensität der gesamten Stimulipräsentation konstant zu halten.

## 1.3 Problemstellung dieser Studie

Zweck dieser Studie ist es, Lautheitsfunktionen für unterschiedliche Testpersonen und Elektrodenpositionen zu erhalten, die nachher in beliebigen psychoakustischen Experimenten mit CI-Trägern eingesetzt werden können. Die

Lautheitsfunktionen erfassen den jeweiligen, sehr unterschiedlichen Dynamikbereich und die Lautheitsempfindung in Abhängigkeit von der Stromstärke. Man erhält für jede Testperson und Elektrode eine Lautheitsfunktion. Nach kategorischer Skalierung („Unhörbar“ bis „Zu Laut“/„Sehr Laut“) werden die Lautheitsempfindungen unmittelbar vergleichbar. Es wird erwartet, dass die Lautheitsfunktionen monoton steigend sind, wodurch auch alle Zwischenwerte zur Stimulusvorgabe verfügbar werden. Die gemessenen Lautheitsfunktionen sollten exakt genug sein, dass für unterschiedlichen Elektroden beliebige Stimuli berechnet werden können, die gleich laut wahrgenommen werden. Die Lautheitsfunktionen führen somit zu einer Vereinfachung des experimentellen Ablaufes und zu erheblich geringerer Belastung der Testpersonen.

Für den monauralen Fall wird die für normal- und schwerhörige Personen entwickelte Oldenburger *Constant Stimuli* - Prozedur und die Oldenburger adaptive Prozedur für CI-Träger angepasst. Ferner wird auf Basis der monauralen adaptiven Prozedur eine binaurale Prozedur entwickelt, die auch die Lautheitssummation berücksichtigt.

Als weiteres wesentliches Ergebnis können die Lautheitsfunktionen wichtige Hinweise auf unterschiedliche Verarbeitung der Stimuli geben, deren Interpretation z.B. bezüglich Exponenten und Ätiologie usw. in dieser Studie nicht erfasst werden konnten.

# Kapitel 2

## Methoden

### 2.1 Die Testpersonen und die CIs

Es wurden sieben beidseitig implantierte CI-Träger getestet. Die benutzten Implantate waren entweder das C40+ oder das ältere C40 System, hergestellt von der Firma Med-El Corporation. Das C40+-Implantat kann nicht simultane zweiphasige Strompulse an bis zu 12 Elektroden stimulieren. Die minimale Phasendauer beträgt  $26.7 \mu\text{s}$ . Das C40-Implantat stimuliert den Hörnerv ebenfalls mit nicht simultanen zweiphasigen Strompulsen, allerdings nur an acht in der Cochlea verteilten Elektroden und mit einer minimalen Phasendauer von  $40 \mu\text{s}$ . Beide Implantate stimulieren monopolar.

Tabelle 2.1 präsentiert die getesteten CI-Träger. Die Testpersonen p4 und p7 waren prälingual ertaubt. Alle anderen Testpersonen waren postlingual ertaubt.

### 2.2 Die Stimuli und der Versuchsaufbau

Der Stimulus war eine Pulschette mit einer Dauer von 600 ms und einer Pulsrate von 300 pps (Pulses per second). Die Dauer der Stimuli wurde eindeutig über der Integrationszeit des Hörnervs gewählt.

Es wurde während der Experimente die Amplitude der Stromstärke variiert. Da die gleiche Stromstärke für verschiedene Elektroden und/oder Perso-

Test-Person	CI Links	CI Rechts	Alter	Alter der Ertaubung	Alter bei der OP	Erfahrung mit dem CI
p1	C40	C40+	54	(43/43)	(44/48)	(10/6)
p2	C40+	C40+	59	(54/56)	(23/23)	(5/3)
p3	C40+	C40+	43	(38/27)	(41/39)	(2/4)
p4	C40	C40+	12	prälingual	(2/6)	(10/6)
p5	C40+	C40	59	(33/23)	(56/53)	(3/6)
p6	C40+	C40+	28	(18/18)	(20/20)	(8/8)
p7	C40+	C40+	15	prälingual	(9/6)	(6/9)

Tabelle 2.1: Die CIs, das Alter der Ertaubung [Jahre], das Alter bei der Operation (OP) [Jahre] und die Erfahrungsdauer mit dem CI [Jahre] der Testpersonen; Es wurde die Notation (Linke Seite; Rechte Seite) benutzt.

nen sehr unterschiedliche Lautheiten hervorrufen kann, wurde der Dynamikbereich vor der eigentlichen Lautheitsskalierung mittels dem Verfahren von Unterkap. 2.4.1 geschätzt. Durch die Grenzen dieses vorher ausgemessenen Dynamikbereichs wurde die minimale und maximale Stromstärke, die durch weitere Prozeduren stimuliert werden konnte, begrenzt.

Abb. 2.1 zeigt eine schematische Struktur des Experimentenaufbaus. Um die elektrische Stimulation und die Prozedur zu kontrollieren wurde ein PC-System benutzt. Um die Prozeduren zur Lautheitsskalierung zu steuern, wurde ein Programm namens *Loudsca* in einer in der Forschungsgruppe benutzten Programmierplattform mit dem Namen ExpSuite Version 1.1.10 entwickelt. Die Programmiersprache war Visual Basic. Abb. 2.2 zeigt dieses Programm. Die Berechnungen der Prozeduren und die Stimulusgenerierung fanden in Matlab (Mathworks) statt. Für die Übertragung der Stimuli an ein CI wurde eine *Research Interface Box* (RIB) benutzt, die von der technischen Universität Innsbruck, Österreich entwickelt wurde. Die RIB bietet eine Möglichkeit direkt elektrische Stimuli an das CI zu übertragen und somit den äußeren Sprachprozessor zu umgehen. Beide RIBs waren über eine serielle Schnittstelle mit dem PC verbunden und miteinander synchronisiert. Bei binauraler Stimulation wurden die Pulsketten interaural synchron stimuliert. Die maximale Synchronisationsungenauigkeit beträgt  $2.5 \mu\text{s}$ .

Während des Experiments wurden die Versuchspersonen über einen Bild-

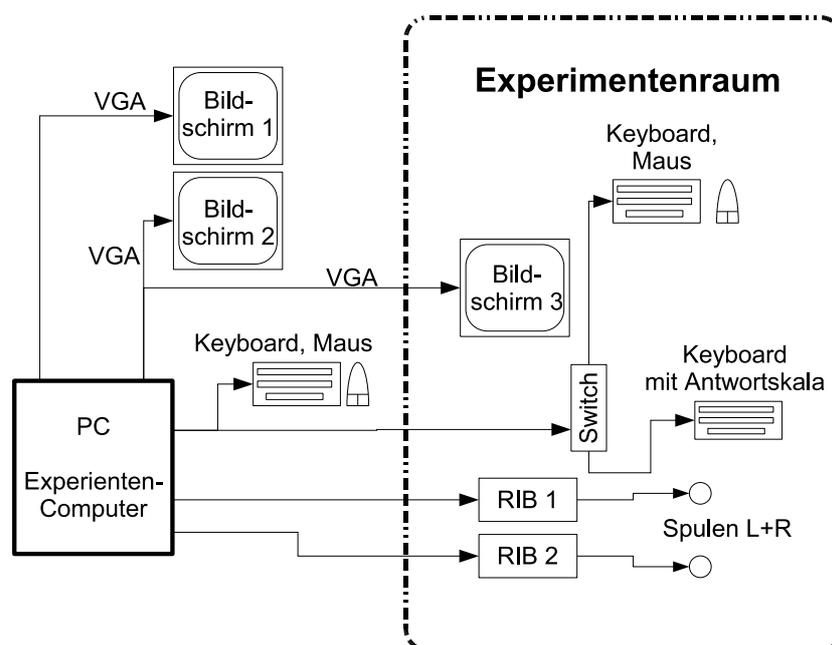


Abbildung 2.1: Schematische Darstellung der experimentellen Anordnung, ein zentraler Experimentencomputer steuerte die gesamten Experimentenablauf. Die Testperson konnte über das *Keyboard* mit einer Antwortskala die über die RIBs an die Spule und dann an das CI übertragenen Stimuli bewerten. Über die weiteren Bildschirme, *Keyboards* und Mäuse konnte der Experimentator die Geräte bedienen. Das Experiment fand weiters in einem schallarmen Experimentenraum statt.

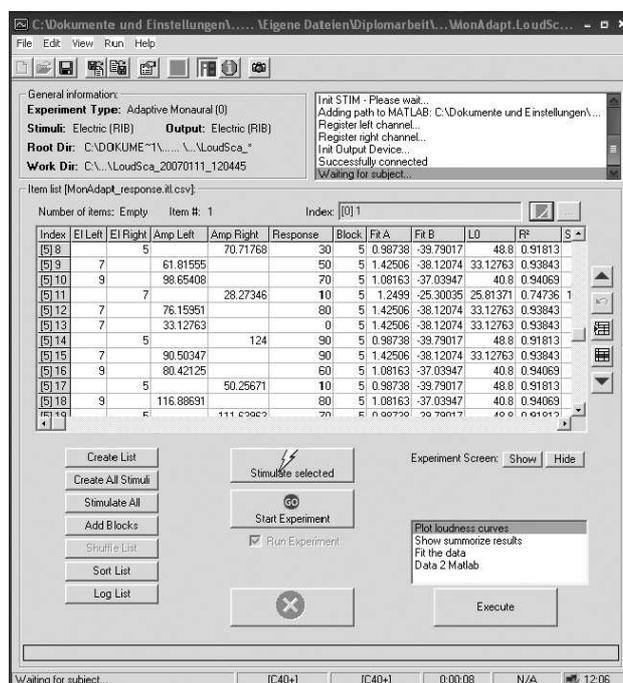


Abbildung 2.2: Screenshot des benutzten Programms zur Steuerung der Stimuli; in der Liste sieht man bereits bewertete Stimuli.

schirm durch einen visuellen Stimulus kurz vor dem elektrischen Stimulus auf diesen vorbereitet. Dazu wurde das Rechteck in Abb. 2.3 grün hinterlegt. Der genaue Ablauf der Stimulation wird in Abb. 2.4 dargestellt. Es wurde nach einem kleinen *Offset* von 300 ms der visuelle Stimulus gezeigt. Nach weiteren 50 ms wurde elektrisch stimuliert. Nach dem Ende des Stimulus wurde der visuelle Stimulus noch 300 ms gezeigt. Nun wurde auf die Bewertung des Stimulus durch die Versuchspersonen gewartet. Direkt nach dem Betätigen einer Antworttaste begann dieser Ablauf wieder mit dem 300 ms - *Offset*.

## 2.3 Die Antwortenskalen

Im Zuge der Vortests wurde der individuelle Dynamikbereich jeder Testperson erhoben. Dabei konnte festgestellt werden, dass einige Testpersonen nicht in der Lage waren den vollen Skalenbereich von „Unhörbar“ bis „Sehr Laut“

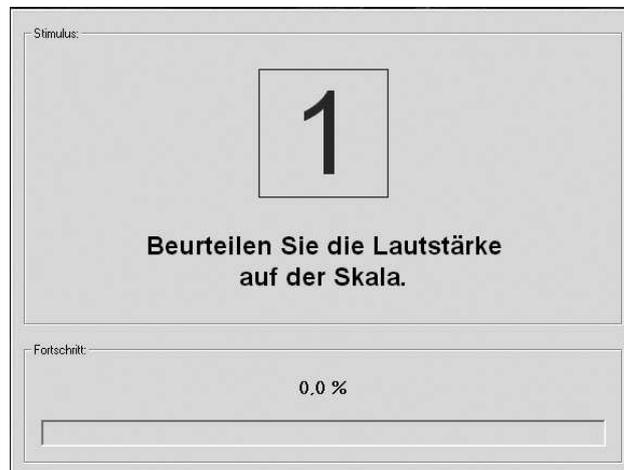


Abbildung 2.3: *Screenshot* des Experimentenbildschirms, den die Testperson sieht. Wenn ein Stimulus präsentiert wurde, wurde das Rechteck mit der Eins grün hinterlegt um die Testperson auf den Stimulus vorzubereiten.

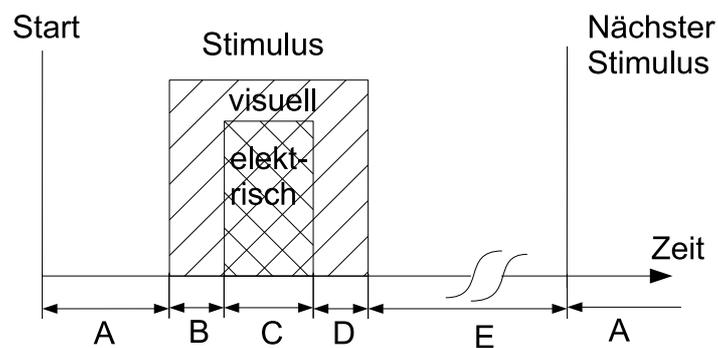


Abbildung 2.4: A: *Offset* vor dem Start der Stimulation (300 ms); B: Start des visuellen Stimulus um die Testperson vorzubereiten (50 ms); C: Elektrische Stimulation (600 ms); D: Der visuelle Stimulus wird noch etwas länger gezeigt (300 ms); E: Warten auf die Bewertung; → A

(„Zu Laut“) trotz Erhöhung der Stromstärke zu überstreichen. Es wurden daher zwei unterschiedliche Skalen eingesetzt.

### 2.3.1 Die originale Skala

Diese Skala wurde von Brand (2002) benutzt (Abb. 2.5). Sie hat elf Antwortalternativen. Davon sind sieben Kategorien benannt, und vier Zwischenstufen unbenannt. Die sieben benannten Stufen sind „Unhörbar“, „Sehr Leise“, „Leise“, „Mittel“, „Laut“, „Sehr Laut“ und „Zu Laut“. Die fünf Zwischenstufen, die im mittleren Bereich zwischen den Hauptkategorien liegen, werden benötigt, um die Stufenanzahl zu erhöhen. Sie wurden nicht benannt um Verwirrung durch zu viele Benennungen zu vermeiden.

Die Kategorien-Skala wird auf eine metrische Skala projiziert. Die unterste Kategorie „Unhörbar“ entspricht 0 Kategorieinheiten (categorical units (cu)), die oberste Kategorie „Zu Laut“ entspricht 100 cu. Die von unten nächste Kategorie „Sehr Leise“ entspricht 10 cu, die erste Zwischenstufe 20 cu, „Leise“ 30 cu, und so weiter.

Die Antwortkategorie „Zu Laut“ wurde nicht in den linearen Antwortbereich einbezogen, sondern bekam eine außerordentliche Stelle rechts neben der Skala. Die Taste für diese Kategorie war zusätzlich mit roter Farbe gekennzeichnet.

### 2.3.2 Die adaptierte Skala

Die originale Skala konnte nicht für alle Versuchspersonen benutzt werden. Da am Beginn der Prozeduren der Dynamikbereich geschätzt wird, muss ein Stimulus präsentiert werden, der mindestens mit „Sehr Laut“ bewertet wird. Jedoch für einige Versuchspersonen wurden selbst sehr große Stromstärken nur „Laut“ empfunden. Dadurch war es notwendig die Antwortskala zu adaptieren, um auch diesen Personen 11 Antwortmöglichkeiten zu bieten.

In dieser weiteren Skala (Abb. 2.6) tritt an die Stelle der Kategorie „Sehr Laut“ die Kategorie „Laut“. Die höchste Antwort wird somit „Sehr Laut“. Vorher „Laut“ wird zu „Mittellaut“, „Mittel“ wird zu „Mittelleise“. Die unteren

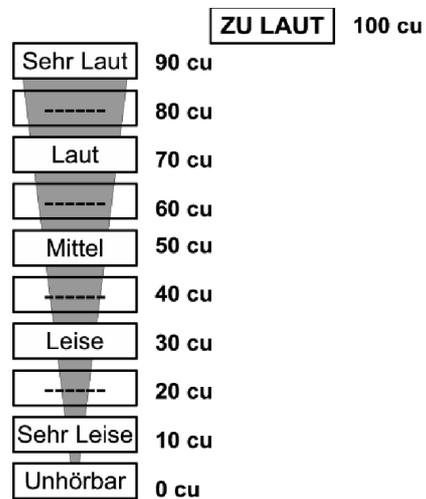


Abbildung 2.5: Die originale Skala mit den der jeweiligen Kategorie zugewiesenen Werten in cu

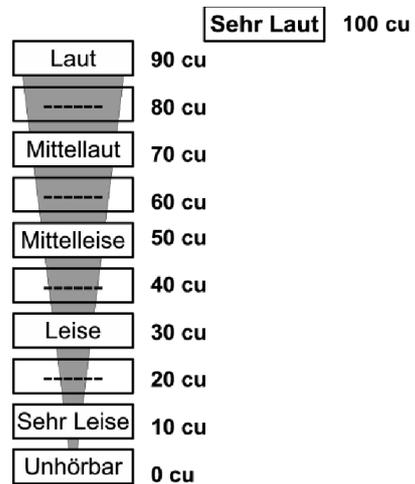


Abbildung 2.6: Die adaptierte Skala mit den der jeweiligen Kategorie zugewiesenen Werten in cu



Abbildung 2.7: Schematische Versuchsablauf mit Verweise auf die Kapitel, in dem die jeweilige Prozedur besprochen wird.

Kategorien „Leise“, „Sehr Leise“ und „Unhörbar“ blieben an derselbe Stelle wie in der originalen Skala.

Dementsprechend wurde auch die Zuordnung der metrischen Werte angepasst. „Sehr Laut“ entspricht nun dem 100 cu Punkt. „Unhörbar“ bleibt auf dem 0 cu Punkt. Die Werte für die Kategorien dazwischen wurden entsprechend angepasst (Abb. 2.6).

Auch diese Skala hat sieben benannte und vier nicht benannte Antworten. Durch die Modifikation wird erreicht, dass die Testperson die gesamten Antwortskala benutzen kann.

## 2.4 Die Prozeduren

Abb. 2.7 zeigt den schematischen Versuchsablauf. Im folgenden Teil werden die Prozeduren allgemein in chronologischer Reihenfolge besprochen.

### 2.4.1 Messung des Dynamikbereichs

Vor jedem Experiment wurden die Grenzen des Dynamikbereichs geschätzt. Es war vor allem wichtig eine obere Grenze (MCL) für die Stimuli auszumessen um nicht der Testperson durch einen zu lauten Stimulus Schmerz zuzufügen. So wurde für jede getestete Elektrode unterschiedliche Stimuli mit einer vom Versuchsleiter manuell eingestellten Stromstärke präsentiert. Die Testperson zeigte auf einer der beiden Skalen aus dem Kap. 2.3 die empfundene Lautheit an.

Es wurde mit der originalen Skala (Kap. 2.3.1) begonnen. Aufgrund des Ablaufes der Prozeduren zur Lautheitsskalierung musste zumindest ein Stimulus einer Kategorie mit 90 cu generiert werden können. In dieser Skala war die entsprechende Kategorie „Sehr Laut“. Wenn es schwierig war einen Stimulus zu präsentieren, der für die Versuchsperson „Sehr Laut“ war, wurde zur adaptierten Skala (Kap. 2.3.2) gewechselt, um die Stimuli zu bewerten. Bei dieser Skala musste ein Stimulus nur mit „Laut“ bewertet werden um die Kategorie 90 cu zu erreichen. Es war für alle Testpersonen möglich mit dieser Skala die entsprechende 90 cu Bewertung zu erreichen. Weiters wurde auch für sehr sensible Personen wie für Kinder die adaptierte Skala benutzt, um nicht zu laut zu stimulieren.

Die untere Grenze des Dynamikbereichs (THR) wurde eher ungenau ausgemessen. Es war hier nötig diese Grenze, die von den nachfolgenden Prozeduren benutzt wurde, eindeutig in einen Bereich zu setzen, in dem der Stimulus nicht mehr gehört wurde. Weiters verkürzt sich die Vortest-Phase der Lautheitsskalierung, wenn diese untere Grenze nicht unnötig tief liegt, und somit nicht sehr viele nicht gehörte Stimuli präsentiert werden, die bei der Anpassung der Daten durch eine Lautheitsfunktion keinen Beitrag liefern (vgl. Kap. 2.4.3).

Diese sehr ungenau gemessenen Grenzen des „wahren“ Dynamikbereichs dienen nun als Basis für die Prozeduren der Lautheitsskalierung aus Kap. 2.4.3.

### 2.4.2 Methode zur Auffindung tonhöhenangepasster Elektroden

Da die Stimuli bei der binauralen Prozedur als ein homogener Klang erscheinen sollten, so dass die Testpersonen die linke und die rechte Seite nicht separat hören und bewerten, war es nötig möglichst gut höhenangepasste Elektroden zu finden.

Für die Testpersonen p1, p3 und p5 waren Daten aus einem Test zur Höhenbewertung vorhanden. Diese Ergebnisse wurden für die entsprechenden Personen als Basis benutzt um schneller zu einem Ergebnis zu kommen.

Als erstes werden eine linke und eine rechte Elektrode nacheinander stimuliert für unterschiedlichen Elektrodenkombinationen. Die Versuchsperson wird aufgefordert die Lautheit der Stimuli zu vergleichen und gegebenenfalls die lautere Seite zu nennen. Die Stromstärke der Elektroden wird so verändert, dass die Elektroden in beliebiger Kombination gleich laut sind. Sobald die Stimulationen links und rechts gleich laut wahrgenommen werden, werden simultan auf beiden Seiten an jeweils einer Elektrode gleich laute Stimuli präsentiert, und die Versuchsperson bewertet auf einer Skala von eins bis sechs den Verschmelzungszustand der Töne (Eddington, 2003). Sechs entspricht der gleichen Tonhöhe des linken und rechten Geräusches und eins bedeutet zwei getrennt gehörte Tonhöhen. Es werden verschiedene Elektrodenpaare mehrmals getestet.

Aus dem Ergebnis dieser Methode werden nun optimale Elektrodenpaare ausgewählt. Für alle Personen konnten tonhöhenangepasste Elektroden gefunden werden.

### 2.4.3 Die Prozeduren zur Lautheitsskalierung

Als Basis zur Entwicklung von Prozeduren für CI-Träger wurden in dieser Arbeit zwei unterschiedliche Prozeduren zur Lautheitsskalierung verwendet, die Oldenburger *Constant-Stimuli*-Prozedur (Hohmann und Kollmeier, 1995) und die Oldenburger adaptive Prozedur (Brand, 2002). Beide Prozeduren wurden an die Erfordernisse bei CI-Trägern angepasst. Die Oldenburg-Tests können von Schalldruckpegel ausgehen. Das Äquivalent zum Schalldruckpe-

gel bei CI-Trägern ist die Stromstärke. Allerdings bestehen anders als bei akustisch hörenden Personen große Unterschiede im Dynamikbereich. Deshalb werden die Stromstärken für den Prozedurablauf in Prozent des Dynamikbereichs (DB) angegeben um eine einheitliche Vorgehensweise für alle Testpersonen zu garantieren.

Beide Prozeduren bestehen aus einer Vortest-Phase und einer Haupttest-Phase. In der Vortest-Phase wird versucht, den Dynamikbereich automatisiert zu schätzen. In der Haupttest-Phase wird anschließend der Großteil der Daten erhoben um eine entsprechende Genauigkeit zu erreichen. Am Ende beider Prozeduren wird eine Modellfunktion (vgl. Kapitel 3.3) an die gesamten Daten (der Vortest-Phase und der Haupttest-Phase) angepasst.

Den Testpersonen werden einzelne Stimuli präsentiert, die sie nach jeder Präsentation auf einer der beiden Antwortskalen (Kap. 2.3.1 oder Kap. 2.3.2) bewerten.

### **Die monaurale *Constant Stimuli* - Prozedur**

Die Vortest-Phase der *Constant Stimuli* - Prozedur beginnt mit einem nicht hörbaren Stimulus. Diese niedrigste Stromstärke wurde in einem Vortest (Kap. 2.4.1) grob geschätzt. In kleinen Schritten von 4% des DBs wird die Stromstärke angehoben bis ein Stimulus gehört wird und demnach nicht mehr mit „Unhörbar“ bewertet wird. Hierauf wird die Stromstärke in 17% Schritten des DBs erhöht bis 80% des DB erreicht ist. Von diesem Punkt an wird wieder in 4% Schritten die Stromstärke gesteigert. Beendet wird dieser Anstieg wenn ein Stimulus mit der 90 cu Kategorie („Sehr Laut“ in der originalen Skala oder „Laut“ in der adaptierten Skala) oder höher bewertet wird. Das ist das Ende der Vortest-Phase.

Anschließend wird zwischen dem 10 cu Punkt und dem 90 cu Punkt linear interpoliert. Durch diese Interpolation erhält man 7 Stromstärken, die auf der Lautheitsachse gleichmäßig verteilt sind. Im Hauptteil des Experiments werden Stimuli mit diesen Stromstärken in zufälliger Reihenfolge mehrmals präsentiert. Durch die Anzahl der Wiederholungen der einzelnen Stimuli kann höhere Genauigkeit der Schätzung der Lautheit erzielt werden. Zum Schluss

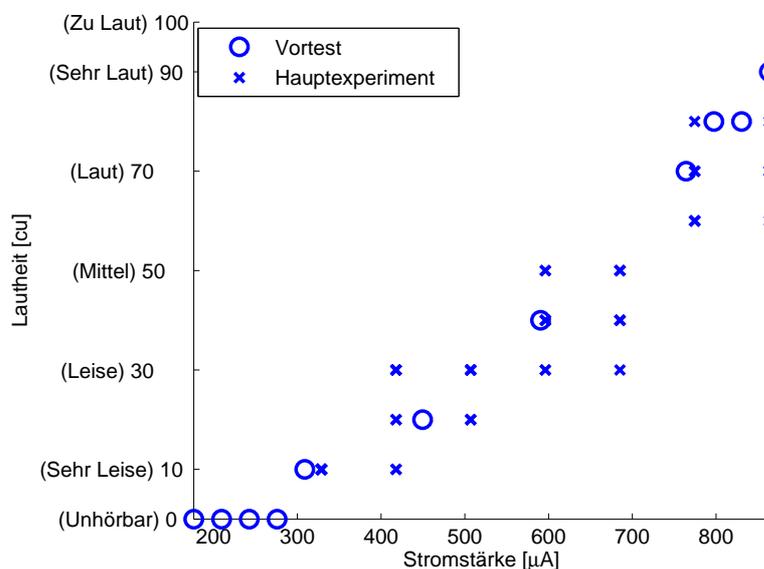


Abbildung 2.8: Illustration der Vortest-Phase und die Haupt-Phase der „Constant-Stimuli“-Prozedur

wird eine Modellfunktion (Kap. 3.3) an die Daten mittels eines *Robust Least Square Fits* angepasst.

Bei der Berechnung der *Robust Least Square Fits* werden Daten, die mit 0 cu oder mit 100 cu bewertet werden, nicht berücksichtigt.

In Abb. 2.8 wird die gesamte Prozedur dargestellt. Die Kreise zeigen den Vortest mit den kontinuierlich steigenden Stromstärken. Die Kreuze repräsentieren die sieben berechneten Stromstärken, die mehrfach präsentiert und bewertet werden.

### Die monaurale adaptive Prozedur

Auch die adaptive Prozedur startet mit einer Vortest-Phase. Im Gegensatz zur *Constant Stimuli*-Prozedur startet die adaptive Prozedur bereits bei einer Stromstärke von 80% des DBs. Wird dieser erste Stimulus bereits mit der 90 cu Kategorie oder größer bewertet, wird die Stromstärke um 15% des DBs vermindert. Dies wird solange wiederholt bis eine Antwort kleiner als 90 cu erzielt wird. Dann wird die Stromstärke um 4% des DB langsam

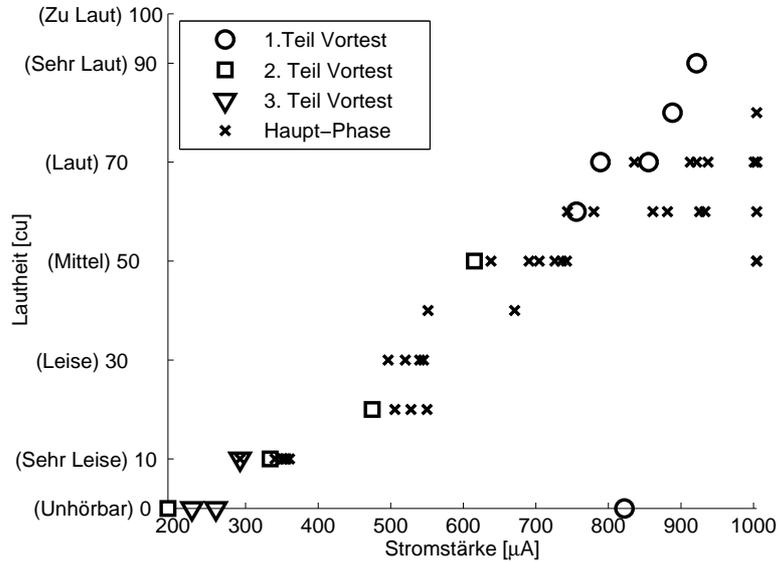


Abbildung 2.9: Illustration des Ablaufs der Vortest-Phase der adaptiven Prozedur: es wird die Vortest-Phase in drei Abschnitte dargestellt; es werden auch die Daten der Haupt-Phase gezeigt

gesteigert bis ein Stimulus mit 90 cu bewertet wird. Anschließend wird ein Stimulus aus der Mitte des DBs präsentiert. Dieser wird in 14% Schritten des DBs in der Stromstärke reduziert bis ein Stimulus mit 0 cu („Unhörbar“) bewertet wird. Nun wird wieder die Stromstärke in kleinen 4% Schritten des DBs erhöht, bis ein Stimulus mit einer Kategorie größer als 0 cu bewertet wird. Der Vortest-Phase ist in Abb. 2.9 in mehrere Teile dargestellt.

Nun beginnt die Haupt-Phase der Prozedur, die aus mehreren Blöcken besteht. Im ersten Block werden durch lineare Interpolation zwischen dem 10 cu Punkt und dem 90 cu Punkt vier Stromstärken berechnet. Diese Stromstärken ( $I_{Lautheit}$ ) entsprechen auf dieser Geraden den Lautheiten 30 cu, 50 cu, 70 cu und 90 cu:  $I_{30}$ ,  $I_{50}$ ,  $I_{70}$  und  $I_{90}$ . Im Hauptteil des Experiments werden diese vier Stimuli einmalig randomisiert präsentiert. Im zweiten Block wird durch einen linearen robusten *Least-Square-Fit* eine Gerade an alle nun verfügbaren Daten angepasst (Daten der Vortests-Phase und der bisherigen Haupt-Phase). Mittels der Lautheitsgerade werden die fünf Stromstärken  $I_{10}$ ,  $I_{30}$ ,  $I_{50}$ ,  $I_{70}$  und  $I_{90}$  berechnet. Diese fünf Stromstärken werden randomisiert

präsentiert. Der zweite Block kann nun beliebig oft wiederholt werden. Am Ende der Prozedur wird eine Modellfunktion (vgl. Kap. 3.3) an alle Daten angepasst.

Bei allen *Robust-Least-Square-Fits* werden Daten, die mit 0 cu oder mit 100 cu bewertet werden, nicht berücksichtigt.

In Abb. 2.10, 2.11 und 2.12 wird die Entwicklung der angepassten Gerade demonstriert. Die in der Vortest-Phase gemessenen Grenzen des Dynamikbereichs können so während der Prozedur noch verändert werden, und hiermit wird ein größerer Teil des Hörfeldes abgetastet.

### Vergleich der zwei monauralen Prozeduren

Jede der beiden Prozeduren benutzt eine eigene Vortest-Phase. In der *Constant Stimuli*-Prozedur wird zuerst die untere und hierauf die obere Grenze gemessen. In der adaptiven Prozedur ist die Reihenfolge dieser Grenzwertbestimmung vertauscht.

Ein ausschlaggebender Punkt ist, dass die adaptive Prozedur im Zuge des Haupttest-Phase noch die Möglichkeit hat, den Dynamikbereich gegebenenfalls zu erweitern, während die *Constant Stimuli*-Prozedur nur innerhalb der durch die Vortest-Phase bestimmten Grenzen testet.

### Die binaurale adaptive Prozedur

Die binaurale adaptive Prozedur basiert auf der monauralen adaptiven Prozedur.

Für den Vortest-Phase der binauralen adaptiven Prozedur (Abb. 2.13) werden bereits monaurale Lautheitsfunktionen benötigt, weil es wichtig ist links und rechts gleich laute Stimuli zu präsentieren. Dafür werden die monauralen Lautheitsfunktionen für eine bestimmte Lautheit ausgewertet und so zwei gleich laute Stromstärken bestimmt. Somit wird hier nicht anhand der Stromstärke die Lautheit des Stimuli geändert, sondern anhand der monauralen Lautheit werden gleich laute Stromstärken berechnet.

Der Vortest-Phase dieser Prozedur beginnt wie die monaurale adaptive Prozedur mit einem hörbaren Stimulus. Es wird hierfür die Stromstärken  $I_{70}$

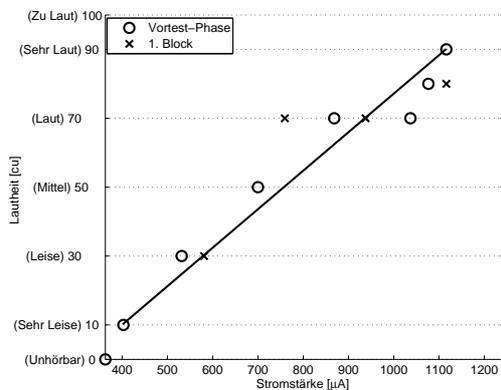


Abbildung 2.10: Die lineare Interpolation nach dem Vortest-Phase und die vier berechneten und bereits bewerteten Stromstärken des 1. Blocks der Haupt-Phase

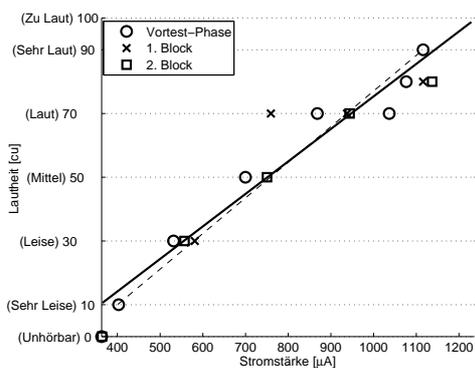


Abbildung 2.11: „Lineare Least Square Fit“ des 1. Blocks und die fünf berechneten und bereits bewerteten Stromstärken des 2. Blocks der Haupt-Phase

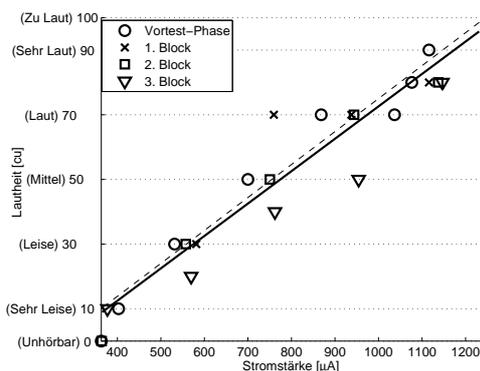


Abbildung 2.12: „Lineare Least Square Fit“ des 2. Blocks und die fünf berechneten und bereits bewerteten Stromstärken des 3. Blocks der Haupt-Phase

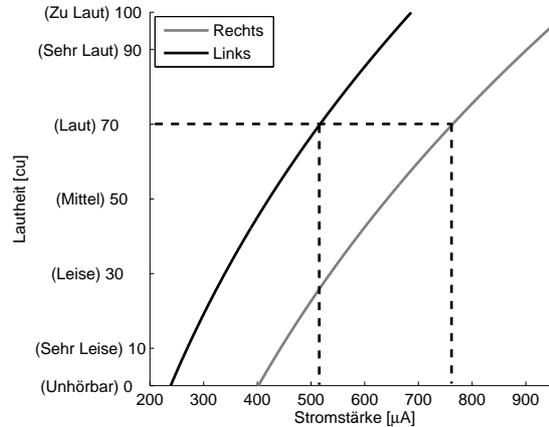


Abbildung 2.13: Berechnung der zwei Stromstärken für die linke und die rechte Seite über die monauralen Lautheitsfunktionen für eine gegebene Lautheiten

für die 70 cu Lautheit der monauralen Funktionen verwendet. Bei diesem Startwert ist zu beachten, dass binaurale Summation auftritt und somit die Stimuli lauter bewertet werden als die monauralen Stimuli. Es ist daher möglich, dass dieser Startwert bereits mit 90 cu oder 100 cu bewertet wird. In diesen Fall wird die Lautheit um 24 cu reduziert. Sobald ein Antwort kleiner als 90 cu gewählt wird, wird die monaurale Lautheit der Stimuli schrittweise in 12 cu Schritten erhöht. Sobald ein Stimulus mit der 90 cu Kategorie bewertet wird, wird die Lautheit der Pegel in großen 24 cu Schritten reduziert bis zu einer „Unhörbar“ Bewertung. Nun wird in kleinen 4 cu Lautheitsschritten die Stromstärken erneut erhöht bis wieder ein Stimulus gehört wird.

Die Haupt-Phase besteht aus mehreren Blocks von Präsentationen. Dabei finden alle Berechnungen jeweils für die linke und rechte Seite getrennt statt. Es wird zweimal, einmal für links und einmal für rechts, zwischen den in Vortest-Phase geschätzten Grenzen der Dynamikbereiche (der  $I_{10}$  und der  $I_{90}$ ) linear interpoliert. Auf Basis dieser zwei Interpolationen werden  $I_{30}$ ,  $I_{50}$ ,  $I_{70}$  und  $I_{90}$  sowohl für die linke, wie auch für die rechte Seite berechnet. Diese Stimuli werden dann binaural für jede Lautheit einmal in zufälliger Reihenfolge präsentiert und bewertet. Im zweiten Block der binauralen Prozedur wird eine lineare Funktion mittels *Robust-Least-Square-Fit* an die Daten bei-

der Seiten getrennt angepasst. Nun werden jeweils fünf Stromstärken mittels dieser linearen Funktionen ermittelt:  $I_{10}$ ,  $I_{30}$ ,  $I_{50}$ ,  $I_{70}$  und  $I_{90}$ . Als nächstes werden die 5 Stromstärkenpaare wieder einmalig binaural präsentiert. Dieser zweite Block kann mehrmals wiederholt werden, um auf eine genügend große Anzahl von Daten zu erhalten. Am Ende der Prozedur werden zwei Modellfunktionen (vgl. Kap. 3.3) an alle Daten angepasst.

Bei allen *Robust-Least-Square-Fits* werden Daten, die mit 0 cu oder mit 100 cu bewertet wurden, nicht berücksichtigt.

#### 2.4.4 Die Prozedur des Lautheitsabgleichs

Auf der Basis der gemessenen Lautheitsfunktionen zweier höhenangepasster Elektroden wurden für bestimmte Lautheiten zwei gleich laute Stromstärken geschätzt. Diese waren die Ausgangsstromstärken für den Lautheitsabgleich. Zur genaueren Bestimmung wurde nun ein automatisierter Prozedur eingesetzt.

In dieser Prozedur werden die Elektroden eines interauralen Elektrodenpaares nacheinander stimuliert, und anschließend kann die Testperson mit einer von zwei Tasten den relativen Unterschied der Stromstärken der Stimuli ändern. Es wird dabei immer die Stromstärke einer Seite erhöht und der anderen vermindert. Werden die beiden Stimuli als gleich laut wahrgenommen, kann die Testperson dies durch eine weitere Taste bestätigen, und es werden die nächsten Stimuli präsentiert, die es abzugleichen gilt. Von einem Stimuli-Paar zum nächsten werden die Ausgangsstromstärken mit einem randomisierten Faktor versehen, um unterschiedliche Ausgangspunkte des Lautheitsabgleichs zu schaffen. Dieser Faktor ist so gewählt, dass man mit maximal zehnmaligem Drücken einer der beiden Tasten zu den Ausgangsstromstärken gelangt.

Auf diese Weise werden zwei gleich laute Stimuli ausgemessen, die hierauf wieder mit den Lautheitsfunktionen verglichen werden können.

Test-person	El. Links	El. Rechts	El.-Paar binaural	Phasen-Dauer [ $\mu s$ ]	Skala
p1	4	/	/	67.5	orig.
p2	4; 5	3; 6	/	(26.7; 26.7)	orig.
p3	7; 9	5; 7	(9;7), (7;5)	(26.7; 26.7)	orig.
p4	5	5	(5;5)	(40; 26.7)	adapt.
p5	8	8	(8;8)	(26.7; 40)	adapt.
p6	7; 8	7; 8	(7;7), (8;8)	(26.7; 26.7)	adapt..
p7	7; 5	5	(5;5), (7;7)	(26.7; 26.7)	adapt.

Tabelle 2.2: Die getesteten Elektroden, die Phasendauer und die zur Stimulibewertung benutzte Skala („orig.“ und „adapt.“ vgl. Kap. 2.3) der Testpersonen; Es wurde die Notation (linke El.; rechte El) benutzt.

## 2.5 Der Versuchsablauf

Tabelle 2.2 zeigt für alle Testpersonen die getesteten Elektroden, Phasendauer der Pulse und die zur Stimulibewertung verwendete Skala. Für die ersten drei Testpersonen wurde die originale Skala benutzt (Kap. 2.3.1). Für die restlichen vier CI-Träger wurde die adaptierte Skala herangezogen (Kap. 2.3.2). Es wurden alle sieben Testpersonen monaural getestet und fünf binaural. Die Testperson p1 wurde nur auf einer Elektrode auf der linken Seite getestet.

Abb. 2.14 zeigt einen Flussdiagramm des Ablaufs und der Resultate des Experiments. Der genaue Ablauf wird nun besprochen.

Mit jeder Versuchsperson wurde vor den eigentlichen Experimenten bestimmte Vortests gemacht. Als erstes wurden die Grenzen des Dynamikbereich ausgemessen mittels der Vorgehensweise beschrieben in Kap. 2.4.1. Danach wurde ein kurzer Test zum Auffinden tonhöhenangepasster Elektroden durchgeführt, beschrieben in Kap. 2.4.2.

Nach diesen Vortests wurden nun ein oder zwei tonhöhenangepasste Elektrodenpaare ausgewählt. Hierfür war weiters wichtig, dass für diese Elektroden bei monauraler Stimulation sehr laute oder zumindest laute Stimuli erzeugt werden konnten. Von dem Umstand, ob der lauteste Stimulus sehr laut oder laut empfunden wurde, hing auch ab, ob die originale Skala (vgl. Kap. 2.3.1) oder die adaptierte Skala (vgl. Kap. 2.3.2) benutzt wurde. Nachdem die Versuchsperson die Instruktionen für die Lautheitsskalierungsexpe-

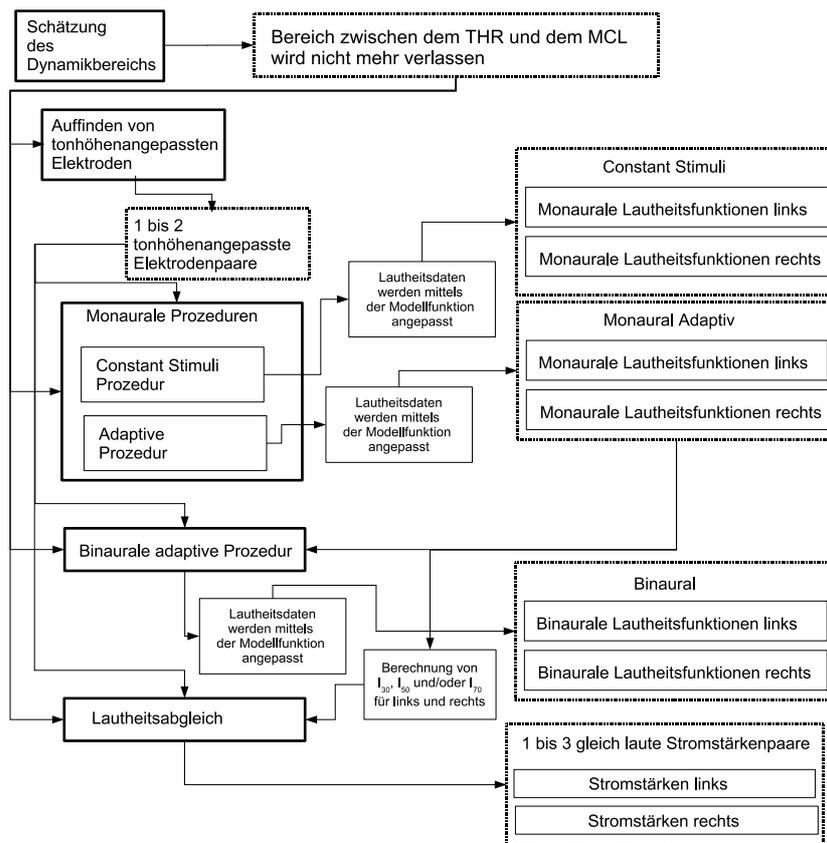


Abbildung 2.14: Flussdiagramm des Versuchsablauf (Abk.: THR: Hörschwelle; MCL: Obere Grenze des Dynamikbereichs;  $I_{Lautheit}$ : Die Stromstärke einer bestimmten Lautheit)

rimente gelesen hatte (vgl. Anhang A), wurden mit den ausgewählten Elektrodenpaaren die weiteren Experimente durchgeführt.

Es wurde zuerst die *Constant Stimuli*-Prozedur, dann die monaurale adaptive Prozedur und hierauf die binaurale adaptive Prozedur durchgeführt. Ein jeder dieser Prozeduren begann mit dem in Kap. 2.4.3 beschriebenen Vortest-Phase. Diese Vortest-Phasen wurden bei allen Prozeduren für jede der ausgewählten Elektroden oder Elektrodenpaare nacheinander automatisch durchgeführt. Die Hauptteile schlossen dann ohne Unterbrechung an diese an.

In der Haupt-Phase der *Constant Stimuli*-Prozedur wurden die sieben Stromstärken für alle getesteten Elektroden berechnet und acht mal komplett randomisiert präsentiert.

In der Haupt-Phase der monauralen adaptiven Prozedur wurden die vier Stromstärken jeder Elektroden berechnet. Diese Stimuli aller Elektroden wurden nun randomisiert präsentiert. Dann begann der nächste Block, und es wurden die nächsten Stimuli berechnet und in zufälliger Reihenfolge präsentiert. Folglich wurden die Stimuli aller Elektroden blockweise randomisiert. Es wurden acht Blocks durchgeführt.

Die Vortest-Phase der binauralen adaptiven Prozedur basierte immer auf den Lautheitsfunktionen der monauralen adaptiven Prozedur. In der Haupt-Phase, die ebenfalls ohne Unterbrechung an die Vortest-Phase anschloss, wurden die Stimuli unterschiedlicher Elektroden, innerhalb eines Blocks randomisiert, präsentiert. Zusätzlich zu den binauralen Stimuli wurden in der Haupt-Phase der binauralen Prozedur alle binaural berechneten Stromstärken ebenfalls monaural präsentiert, um zusammen mit den binauralen Lautheitsfunktionen auch die binaurale Summation zu messen. Somit ergaben sich pro Block dreimal so viele Stimuli, als wenn nur binaural gemessen worden wäre. Auch der binaurale adaptive Test wurde mit acht Blocks durchgeführt.

Sollte die Berechnung der Stimuli zu Stromstärken führen, die außerhalb des in den Vortests ausgemessenen Dynamikbereichs liegen, wurden diese Stromstärken auf die jeweilige Grenze des Dynamikbereichs gesetzt (zu hohe Stimuli auf den MCL und zu niedrige Stimuli auf die THR). Waren zu viele der Stimuli dieser Art, wurde abgebrochen und nochmals der vorläufi-

ge Dynamikbereich mit der Prozedur aus Kap. 2.4.1 neu gemessen und das Experiment wiederholt.

Schließlich wurde für die tonhöhenangepassten und ausgewählten Elektrodenpaare jeweils zwischen der linken und der rechten Elektrode ein Lautheitsabgleich durchgeführt (beschrieben in Kap. 2.4.4). Dieser Lautheitsabgleich wurde für ein bis drei Stimulipaare gemacht. Pro Stimulipaar wurden zehn Wiederholungen durchgeführt. Die Ausgangsstromstärken für diesen Abgleich waren ca.  $I_{30}$ ,  $I_{50}$  und/oder  $I_{70}$  der monauralen adaptiven Lautheitsfunktionen.

Der Zeitaufwand für die gesamte Testreihe betrug ungefähr einen halben Tag.

# Kapitel 3

## Datenanalyse

### 3.1 Die monauralen Daten

#### 3.1.1 Die Grenzen des Dynamikbereichs

Eine Anforderung an eine automatische Lautheitsskalierungsprozedur ist es, den gesamten Dynamikbereich, der mit den Grenzen der Bewertungsskala assoziiert wird, abzudecken. Treten sowohl hohe Bewertungen (hier Kategorien mit 90 cu oder 100 cu) als auch niedrige Bewertungen (hier Kategorien mit 10 cu oder 0 cu) in der Haupt-Phase der Prozeduren auf, kann angenommen werden, dass die durch die Kategorien bestimmten Grenzen des Dynamikbereichs auch erreicht wurden. In Abb. 3.1 sind diese höchsten und niedrigsten Bewertungen für die unterschiedlichen Elektroden und für beide Prozeduren dargestellt. Die Experimentennummer bezieht sich auf eine bestimmte Elektrode einer bestimmten Testperson. Des Weiteren sind die Testpersonen, p1 bis p7, den Experimentennummern zugeordnet.

Bei der adaptiven Prozedur erreichen 75% während der Haupt-Phase des Experiments eine Bewertung von 90 cu oder höher. Von den restlichen 25% entfielen 20% der Experimente auf die Testperson p6, die damit keinen einzigen adaptiven Test aufweist, der im Hauptteil eine Bewertung größer als 80 cu beinhaltet. Das Kriterium für die unteren Grenzen wurden von 100% der adaptiven Experimente erfüllt.

In der *Constant Stimuli* - Prozedur erfüllen nur 55% der Experimente die

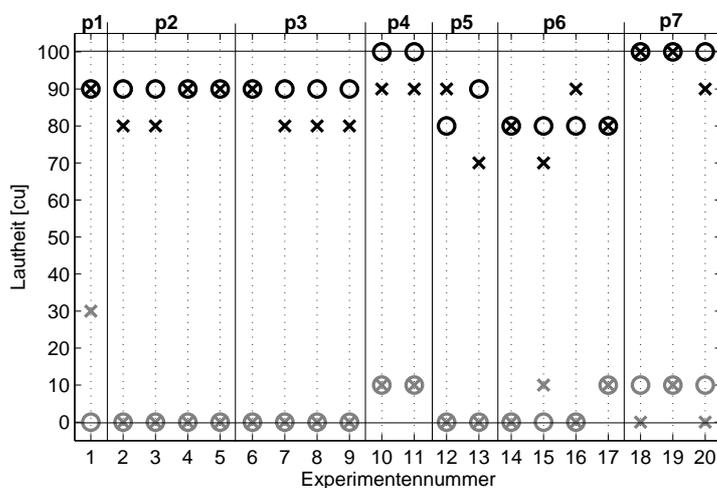


Abbildung 3.1: Vergleich höchsten Antworten (dunkel) und die niedrigsten Antworten (hell) der *Constant Stimuli* (x) und der adaptiven (o) Daten in der Haupt-Phase

Anforderung für die obere Grenze. Hier sind die restlichen 45% der Experimente auf die vier Testpersonen p2, p3, p5 und p6 verteilt. Es gibt sogar zwei Fälle, was 10% der Gesamtzahl ausmacht, die nicht über die Bewertung von 70 cu hinauskommen. Die unteren Grenzen sind fast einheitlich kleiner oder gleich 10 cu. Nur für 5% (ein Fall) ist die kleinste Bewertung im Hauptteil des Experiments 30 cu.

Vergleicht man die oberen Grenzen der beiden Prozeduren kommt man zu dem Ergebnis, dass 50% der höchsten Bewertungen in den adaptiven Experimenten höher sind als die in den *Constant Stimuli*-Experimenten. Weitere 40% dieser oberen Grenze der Bewertung sind gleich für die beiden Prozeduren. Für die restlichen 10% führt die *Constant Stimuli*-Prozedur zu höheren Bewertungen. Diese restlichen 10% waren Experimente mit den postlingual ertaubten Testpersonen p5 und p6, die die modifizierte Skala benützten.

### 3.1.2 Die Antwortenverteilung

Das Antwortverhalten für die beiden Skalen wird im Folgenden getrennt analysiert.

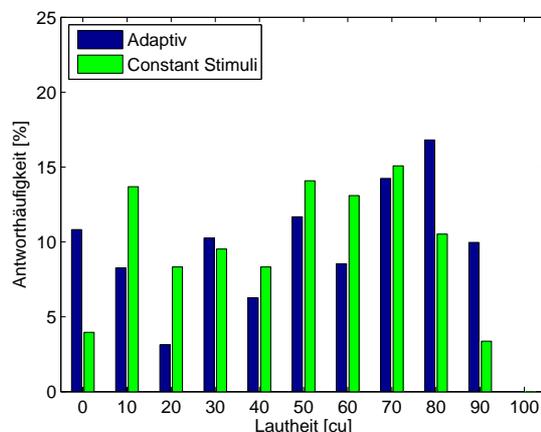


Abbildung 3.2: Histogramm der Bewertungen der Testpersonen p1, p2 und p3, die die originale Skala benutzten ( $n_{Const.Stim.} = 504$ ,  $n_{Adapt.} = 351$ )

In Abb. 3.2 wird die Verteilung der Antworten mit der originalen Skala für beide Prozeduren gezeigt. In diesem Vergleich zeigt sich, dass die Anzahl der Antworten ab 80 cu aufwärts für die adaptive Prozedur größer ist als für die *Constant Stimuli* - Prozedur. Bei den niedrigen Bewertungen 10 cu und 20 cu führte die *Constant Stimuli* - Prozedur zu einer größeren Anzahl. Es ist weiters noch zu bemerken, dass bei der adaptiven Prozedur wesentlich mehr nicht gehörte Stimuli präsentiert wurden. Diese nicht gehörten Stimuli kommen allerdings ausschließlich von der Testperson p2 .

Abb. 3.3 zeigt die Verteilung der Antworten für die modifizierte Skala. Hier führt die adaptive Prozedur zu wesentlich mehr hohen Bewertungen als die *Constant Stimuli* - Prozedur. Alle Kategorien ab 50 cu aufwärts werden häufiger bei der adaptiven Prozedur benutzt. Bei der *Constant Stimuli* - Prozedur fällt die Antworthäufigkeit für die Hauptkategorien langsam vom 10 cu Punkt an Richtung höherer Bewertungen ab. Bei der adaptiven Prozedur liegt das Maximum in der Mitte der Antwortenskala. Die Zwischenstufen wurden zur Bewertung nicht so oft benutzt wie die Hauptkategorien.

Es ist sinnvoll, die Ergebnisse für die modifizierte Skala nochmals in die Gruppe der postlingual und der prälingual ertaubten Personen zu unterteilen.

Das Antwortverhalten bei den prälingual ertaubten Personen (Abb. 3.4) zeigt bei der *Constant Stimuli* - Prozedur einen starken Abfall in Richtung

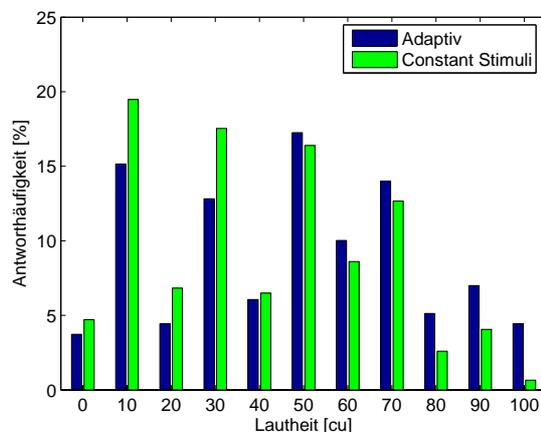


Abbildung 3.3: Histogramm der Bewertungen der Testpersonen p4, p5, p6 und p7, die die modifizierte Skala benutzten ( $n_{Const.Stim.} = 616$ ,  $n_{Adapt.} = 429$ )

höherer Bewertungen. Sehr auffällig ist hier noch, dass diese Testpersonen äußerst selten die Zwischenstufen der kategorialen Skala benutzten.

Auch die postlingual ertaubten Testpersonen p5 und p6 (Abb. 3.5) reagierten bei der *Constant Stimuli*-Prozedur ähnlich wie die prälingual ertaubten Testpersonen, allerdings nicht so eindeutig. Auch hier ist die häufigste Antwort die 10 cu Kategorie. Das Maximum der adaptiv gemessenen Daten ist jedoch in der Mitte der Antwortenskala.

In Tabelle 3.1 werden die Signifikanzwerte des Unterschieds der Anzahl der Antworten für eine bestimmten Bewertung zwischen der *Constant Stimuli*-Prozedur und der adaptiven Prozedur präsentiert. Diese wurden mittels eines Binomialtest berechnet. Es ist sehr auffällig, dass es vor allem bei niedrigen und bei hohen Lautheiten signifikante Unterschiede im Antwortverhalten gibt.

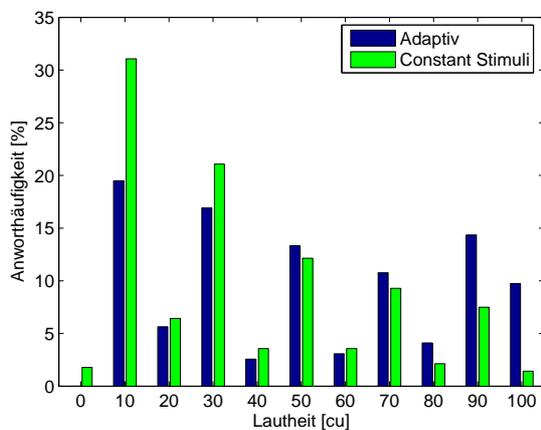


Abbildung 3.4: Histogramm der Bewertungen der prälingual ertaubten Testpersonen p4 und p7, die die modifizierte Skala benutzten ( $n_{Const.Stim.} = 280$ ,  $n_{Adapt.} = 195$ )

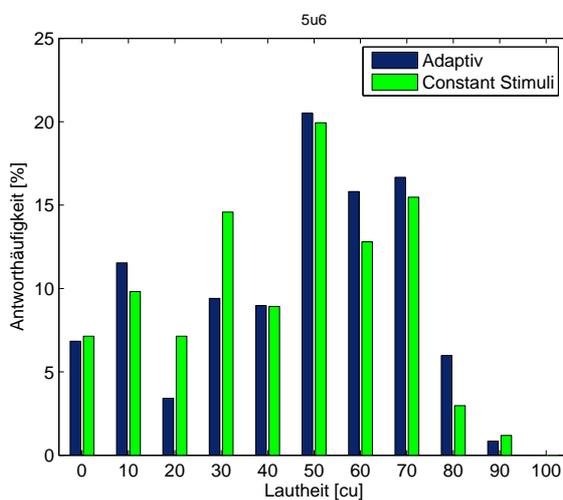


Abbildung 3.5: Histogramm der Bewertungen der postlingual ertaubten Testpersonen p5 und p6, die die modifizierte Skala benutzten ( $n_{Const.Stim.} = 336$ ,  $n_{Adapt.} = 234$ )

Abb.	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
3.2	<0.001	<b>0.003</b>	<0.001	0.6	0.1	0.1	<b>0.015</b>	0.66	<0.001	<0.001	<0.001
3.3	0.34	<b>0.024</b>	<b>0.05</b>	<b>0.01</b>	0.72	0.6	0.3	0.41	<b>0.001</b>	<b>0.002</b>	<0.001
3.4	<b>0.03</b>	<b>0.0005</b>	0.65	0.16	0.6	0.6	0.9	0.48	<0.001	<0.001	<0.001
3.5	0.85	0.38	<b>0.03</b>	<b>0.03</b>	0.98	0.83	0.17	0.61	<0.001	<0.001	1

Tabelle 3.1: Es werden hier die mittels einen Binomialtest ermittelten Signifikanzniveaus für die Unterschiedes zwischen den Antworthäufigkeiten für die unterschiedlichen Lautheiten der Histogramme 3.2 bis 3.5 gezeigt. Vor allem bei niedrigen und bei hohen Lautheiten tritt ein signifikanter Unterschied auf.

## 3.2 Die binauralen Daten

### 3.2.1 Die Grenzen des Dynamikbereichs

Aus den in Unterkap. 3.1.1 erwähnten Gründen werden nun wieder in Abb. 3.6 die höchsten und niedrigsten Bewertungen der binauralen Tests dargestellt. Es ist auch hier wichtig, den gesamten Dynamikbereich für binaurale Stimuli abzudecken, um eine repräsentative Schätzung der Lautheitsfunktion zu erhalten.

Alle Experimente mit der binauralen adaptiven Prozedur lieferten Bewertungen größer oder gleich 90 cu für die obere Grenze und kleiner oder gleich 10 cu für die untere Grenze.

### 3.2.2 Die Antwortenverteilung

Auch im binauralen Fall werden die Skalen für das Antwortverhalten getrennt behandelt.

Abb. 3.7 zeigt die Verteilung der Antworten für die Testperson p3, die in den binauralen Experimenten als einzige die originale Skala benutzte. Dies führt zu einer relativ kleinen Anzahl von Bewertungen mit  $n = 78$ . Die am öftesten gewählte Bewertung liegt bei 80 cu, was relativ hoch ist.

Alle anderen Testpersonen wurden binaural mit der modifizierten Skala getestet. Das Antwortverhalten ist in Abb. 3.8 dargestellt. Hier wurden die Hauptkategorien halbwegs gleich häufig gewählt. Allerdings wurden die letzten beiden Hauptkategorien 90 cu und 100 cu weniger oft benutzt als die

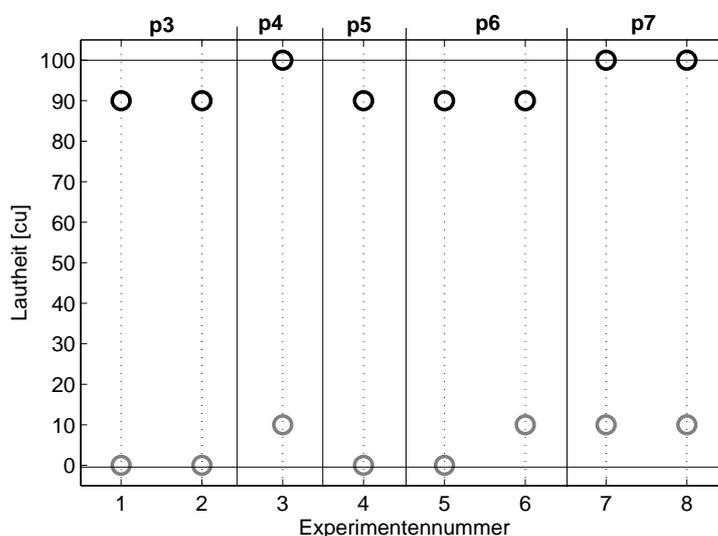


Abbildung 3.6: Die höchsten Antworten (dunkel) und die niedrigsten Antworten (hell) der adaptiven binauralen Daten in der Haupt-Phase des Experiments

anderen. Generell kann man sagen, dass auch hier die Zwischenkategorien nicht so häufig benutzt wurden wie die Hauptkategorien.

Abb. 3.9 und Abb. 3.10 zeigen das Antwortverhalten der prälingual und der postlingual ertaubten Testpersonen. Die prälingual ertaubten Testpersonen zeigen die Extrema der Häufigkeitsverteilung am Randbereich der Skala. Die postlingual ertaubten Personen zeigen ein Maximum bei 70 cu. Für beide Gruppen wurden die Zwischenstufen wiederum nicht so häufig gewählt wie die Hauptstufen. Das Histogramm in Abb. 3.7 für die postlingual ertaubte Testperson mit der originalen Skala hat eine sehr ähnliche Form wie das Histogramm in Abb. 3.10 für die postlingual ertaubten Testpersonen mit der modifizierten Skala.

### 3.3 Die Modellfunktion

Es wurden die Lautheiten  $L_i$  in Abhängigkeit von der Stromstärke  $I_i$  ermittelt.

Nach der Aufnahme der Daten ( $L_i(I_i)$ ) war es nun notwendig eine ge-

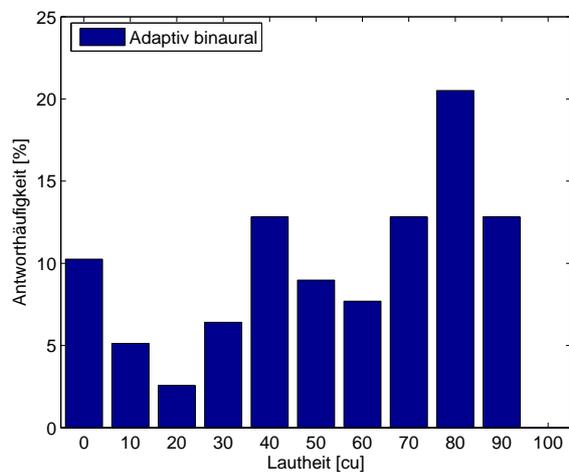


Abbildung 3.7: Histogramm der Bewertungen der binauralen Testperson p3, mit der originalen Skala ( $n = 78$ )

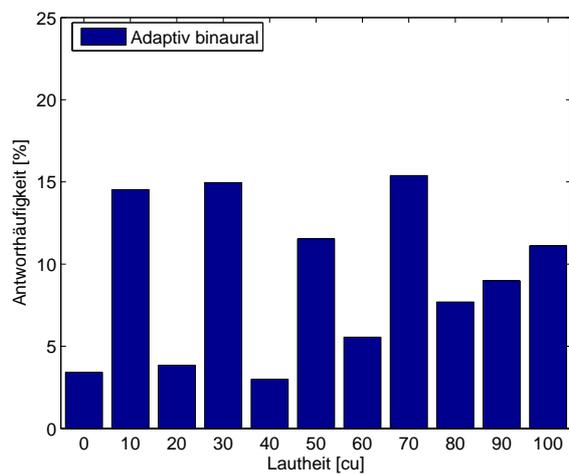


Abbildung 3.8: Histogramm der Bewertungen aller binauralen Testpersonen p4 bis p7, mit der modifizierten Skala ( $n = 294$ )

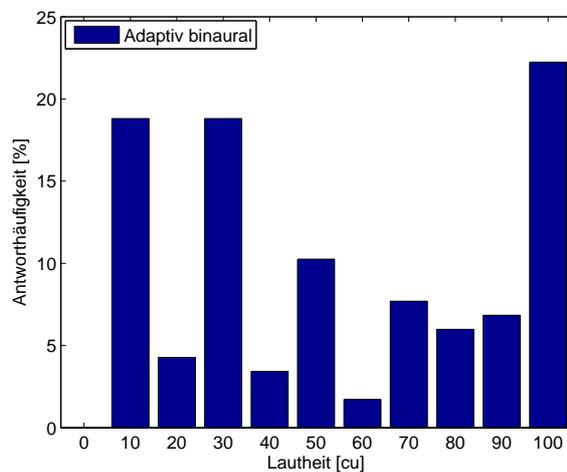


Abbildung 3.9: Histogramm der Bewertungen der prälingual ertaubten Personen p4 und p7, mit der modifizierten Skala ( $n = 78$ )

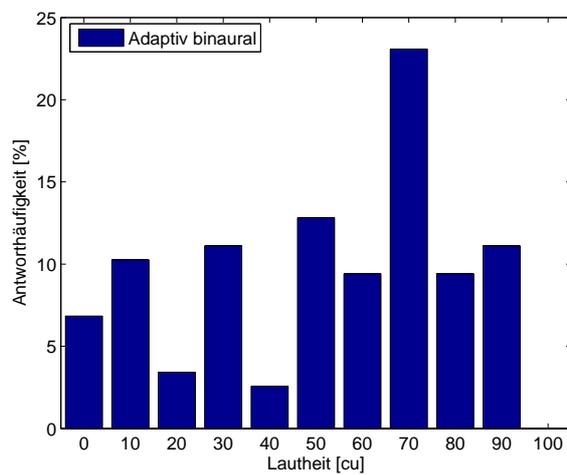


Abbildung 3.10: Histogramm der Bewertungen aller postlingual ertaubten Testpersonen p5 und p6, mit der modifizierten Skala ( $n = 294$ )

eignete Modellfunktion  $F(I)$  zu finden, die möglichst viele der gemessenen Daten beschreibt und dementsprechend gut die „wahre“ Lautheitsfunktion approximiert.

Generell wurde in allen Regressionen als Minimierungskriterium die Summe der Abstandsquadrate  $\sum_i \Delta_i^2$  benutzt. Es wurde allerdings vorher folgende Modifizierung dieser Anpassungsmethode vorgenommen:

$$\Delta_i = \begin{cases} 0 & \text{für } L_i(I_i) = 100 \vee L_i(I_i) = 0 \\ w_i(L_i(I_i) - F(I_i)) & \text{für } 0 < L_i(I_i) < 100 \end{cases} \quad (3.1)$$

mit  $w_i$  als das *Robust Weight*. Die Daten an den Grenzen der Skala  $L_i(I_i) = 100$  und  $L_i(I_i) = 0$  wurden nicht in die Regression miteinbezogen, da dort nicht von einer Normalverteilung der Antwortdaten ausgegangen werden konnte. Diese Grenzen waren Kategorien, mit denen Stimuli bewertet wurden, die nicht mehr durch die Antwortskala erfasst werden konnten. Einleuchtender wird dies, wenn man bedenkt, dass, egal wie leise man einen nicht gehörten Stimulus macht, dieser mit 0 cu bewertet wird. Umgekehrtes gilt für zu laute Stimuli und der Antwort 100 cu.

### 3.3.1 Die Potenzfunktion

Ein erster Ansatz war eine Funktion der Form (Stevens, 1975)

$$F(I) = a * I^b + c \quad (3.2)$$

mit den Regressionsparametern  $a$ ,  $b$  und  $c$ . Es gab aber ein Problem mit dieser Modellfunktion.

In Abb. 3.11 und Abb. 3.12 wird dieses Problem visualisiert. In beiden Fällen erreicht die angepasste Lautheitsfunktion nicht die Lautheit 0 cu innerhalb des gemessenen Bereichs. Damit ist die Vorhersage der Modellfunktion in diesem Bereich, der sehr genau gemessen werden kann, unzureichend. Für die Bestimmung der Hörschwelle existieren exakte psychophysikalische Messmethoden. In Abb. 3.11 ist bei einer Stromstärke von 150  $\mu A$  sicherlich kein Stimulus mehr hörbar. Allerdings wird durch die approximierete Laut-

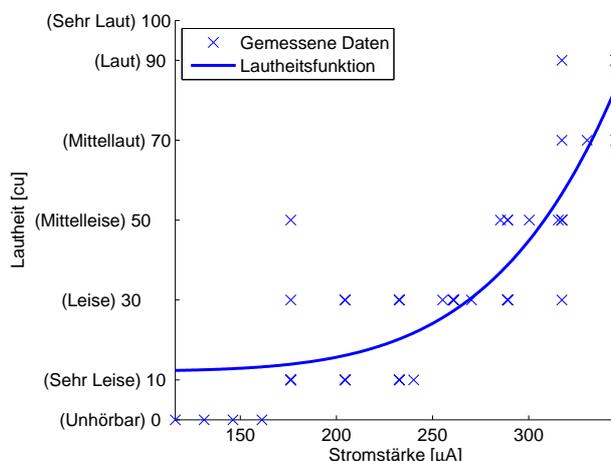


Abbildung 3.11: Erstes Beispiel einer Lautheitsfunktion, die nicht die Lautheit 0 cu innerhalb des gemessenen Bereichs erreicht, obwohl die Lautheitsdaten eindeutig ab einem bestimmten Punkt darauf hindeuten

heitsfunktion eine Lautheit von über 10 cu vorhergesagt. Ein ähnlicher Fall tritt bei dieser Modellfunktion mit den Daten in Abb. 3.12 auf. Hier kann man sicherlich davon ausgehen, dass ein Stimulus mit der Stromstärke von  $200 \mu A$  unhörbar ist. Die Funktion liefert hierfür allerdings eine Lautheit von über 20 cu.

Sieben von den 20 adaptiv gemessenen Lautheitsdaten mit dieser Modellfunktion erreichen nicht die Lautheit 0 cu innerhalb des gemessenen Bereichs. Für die *Constant Stimuli*-Prozedur sind es sogar 12 von 20 Messungen, die dieses Verhalten aufweisen.

Deshalb ist diese unmodifizierte Potenzfunktion aus Glg. (3.2) keine brauchbare Modellfunktion, weil sie den Anforderungen nicht genügt, auch im Bereich von Stimuli mit niedriger Lautheit eine entsprechende Genauigkeit zu besitzen. Man muss allerdings bedenken, dass man somit bei niedrigen Lautheiten eine höhere Anpassungsgüte fordert als bei großen Lautheiten.

### 3.3.2 Die modifizierte Modellfunktion

Um das Problem mit der Funktion aus Glg. (3.2) zu beseitigen wurde die Potenzfunktion etwas modifiziert. Die modifizierte Modellfunktion sollte den

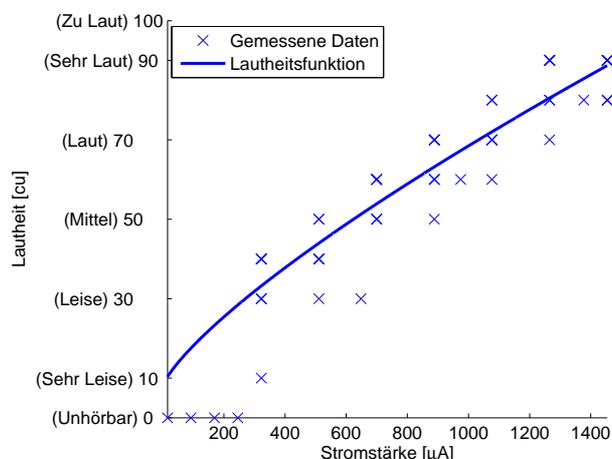


Abbildung 3.12: Zweites Beispiel einer Lautheitsfunktion, die nicht die Lautheit 0 cu innerhalb des gemessenen Bereichs erreicht, obwohl die Lautheitsdaten eindeutig ab einem bestimmten Punkt darauf hindeuten

niedrigen Lautheitsbereich besser repräsentieren. Allerdings sollten die bereits durch die Potenzfunktion (3.2) ausreichend gut angepassten Lautheitsfunktionen nicht allzu sehr verändert werden.

Um eine bessere Anpassung im niedrigen Lautheitsbereich zu erreichen, wurde die Modellfunktion durch einen Punkt geführt, der die Messdaten in diesem Bereich sehr gut repräsentiert. Dieser Punkt war eine geschätzte Hörschwelle  $I_{THR}$  (threshold of hearing).  $I_{THR}$  wurde auf der Basis der gesamten Daten berechnet. Hierbei wurden den Stromstärken, die mit 0 cu („Unhörbar“) bewertet wurden, der y-Wert 0 zugewiesen, und alle anderen Stromstärken wurden mit 1 bewertet. Diesen Daten wurde nun eine sigmoide Funktion angepasst, und der 50% Punkt berechnet. Diese Stromstärke war nun die Hörschwelle ( $I_{THR}$ ).

Nun war eine Stromstärke gefunden. Allerdings war noch offen, wo entlang der Lautheitsachse die Schwelle anzusiedeln ist. Es ist klar, dass der  $I_{THR}$  unterhalb der 10 cu Kategorie („Sehr Leise“) liegen muss. Deshalb wurde die Position des  $I_{THR}$  entlang der Lautheitsachse im Zuge der Anpassung als freier Regressionsparameter im Bereich zwischen 0 cu und 9.9 cu variiert und so die optimale Lautheit des  $I_{THR}$  berechnet.

Somit erhält man mit  $I_{THR}$  als voraus berechnete Konstante und  $L_{THR}$  als

variabler Regressionsparameter, der im Bereich  $[0,9.9]$  variiert wird, folgende Modellfunktion:

$$F(I) = a * I^p + L_{THR} - a * I_{THR}^p = a * (I^p - I_{THR}^p) + L_{THR} \quad (3.3)$$

Es wurde noch eine weitere Einschränkung gemacht. Die höchste Stromstärke, für die keine niedrigere Stromstärke existiert, die mit einer Lautheit größer als 0 cu existiert, wurde zur weiteren Einschränkung der möglichen Lautheitsfunktionen benutzt. Man konnte davon ausgehen, dass diese Stromstärke ( $L_0$ ) eindeutig im nicht mehr gehörten Bereich lag. Somit wurde von der Lautheitsfunktion gefordert:

$$L_0 \leq F(0) \quad (3.4)$$

Dieses Kriterium schränkte vor allem den Wert  $L_{THR}$ , der im Bereich  $[0,9.9]$  variiert wurde, nach oben hin ein.

In Abb. 3.13 wird ein repräsentatives Beispiel der modifizierten Potenzfunktion im Vergleich zur Potenzfunktion aus Glg. (3.2) gezeigt. Man kann erkennen, dass durch die Modifikation die Lautheitsfunktion nun genauer die Daten im unteren Lautheitsbereich wiedergibt. Im oberen Lautheitsbereich kommt es dabei zu geringen Abweichungen von einigen wenigen Einheiten. In Abb. 3.14 wird ein Fall gezeigt, in dem bereits die Potenzfunktion alle Ansprüche erfüllte und nun die modifizierte Potenzfunktion nichts an der Form der unmodifizierten Lautheitsfunktion ändert.

Abb. 3.15 zeigt ein Beispiel mit einer positiven Krümmung. Auch hier kann mit der modifizierte Lautheitsfunktion eine Stromstärke angegeben werden, die nicht mehr gehört wird. Die Daten im niedrigen Lautheitsbereich sind durch die Funktion gut repräsentiert. Im oberen Bereich der Lautheit unterscheiden sich auch hier die beiden Funktion nur geringfügig.

In Abb. 3.16 wird das Beispiel gezeigt, in dem die Modifizierung nicht funktioniert hat. Der Ausreißer bei einer Stromstärke von  $500 \mu A$  und einer Lautheit von 0 cu dürfte einen Fehler in der Berechnung der THR verursacht haben. Dies ist von allen Personen und Elektroden der einzige Fall, in dem

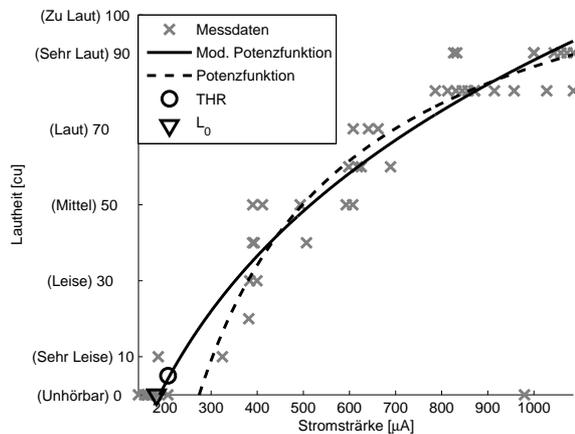


Abbildung 3.13: Ein Beispiel für die Veränderung der Lautheitsfunktion durch die Modifikation,  $R_{pot.}^2 = 0.85$  und  $R_{mod.pot}^2 = 0.88$

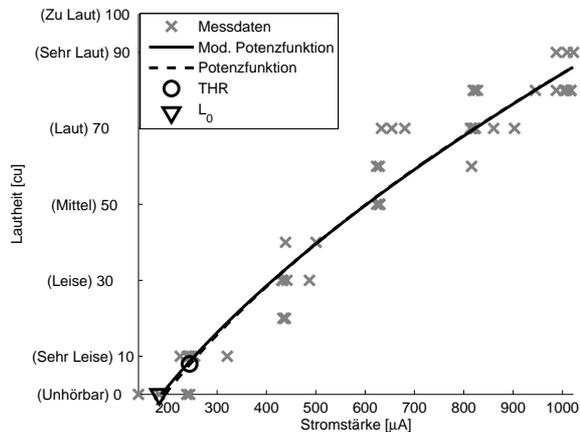


Abbildung 3.14: Die Potenzfunktion entsprach bereits vor der Modifikation dem Anspruch die niedrigen Lautheitsbereich optimal zu repräsentieren,  $R_{pot.}^2 = 0.92$  und  $R_{mod.pot}^2 = 0.92$

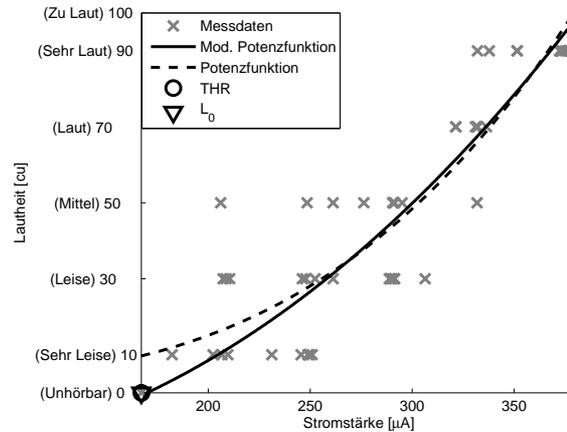


Abbildung 3.15: Ein Beispiel mit positiver Krümmung, die unteren Lautheiten werden durch die Modifikation wesentlich besser vorhergesagt, bei lauterem Stimuli gibt es nur eine kleine Veränderung,  $R_{pot.}^2 = 0.77$  und  $R_{mod.pot}^2 = 0.76$

diese Modifikation zu einer derartigen Verschlechterung der Anpassungsgüte führte.

### 3.3.3 Konvergenz der Funktionen

Ein wichtiger Punkt bei einer automatischen Prozedur ist es zu untersuchen, nach wie vielen *Trials* (eine Stimuluspräsentation mit Bewertung) man den Test beenden kann, da sich die angepasste Lautheitsfunktion nicht mehr verändert und somit konvergent ist. Als Kriterium für die Veränderung einer Funktion in Abhängigkeit von der Anzahl der benutzten *Trials* wurde die absolute Fläche  $A$  zwischen zwei Funktionen verwendet. Wenn  $F_i$  auf  $i$  *Trials* basiert und  $F_j$  auf  $j$  *Trials* ergibt sich

$$A_{ij} = \frac{1}{I_{100} - I_0} \int_{Dynamik} ||F_i(I) - F_j(I)|| dI. \quad (3.5)$$

In Abb. 3.17 wird als Beispiel für eine bestimmte Elektrode einer Person die Fläche zwischen den Lautheitsfunktionen nach 11 *Trials* und nach 45 *Trials* dargestellt.

Es wurden die Lautheitsfunktionen, für alle Elektroden jeder Testperson,

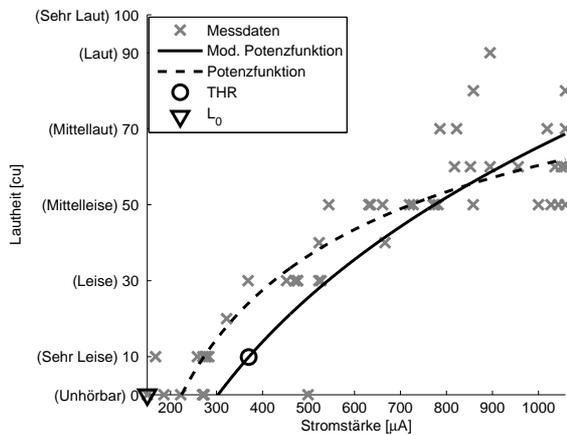


Abbildung 3.16: Der einzige Fall, in dem die Modifikation zu einem sehr schlechten Ergebnis führte,  $R^2_{pot.} = 0.79$  und  $R^2_{mod.pot} = 0.5$

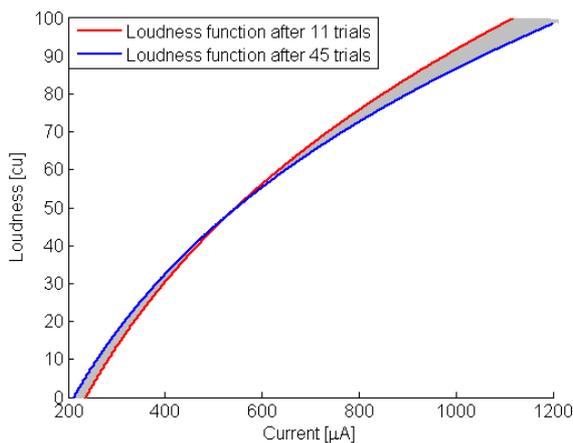


Abbildung 3.17: Illustration der Fläche zwischen Lautheitsfunktionen nach unterschiedlich vielen *Trial*.

ausgehend vom 11. *Trial* in zweier Schritten bis zum 45. *Trial* berechnet. In Abb. 3.18 werden die Flächen aller Kombinationen zwischen zwei Lautheitsfunktionen, die auf einer unterschiedlichen Anzahl von *Trials* basieren, für eine exemplarische Elektrode gezeigt. Allerdings wurde hier ein Fenster von drei horizontal nebeneinander liegenden Werten benutzt, über die immer gemittelt wurde um die Kurven etwas zu glätten. Daher ist in Abb. 3.18 die höchste *Trial* - Anzahl nur 43 und nicht 45. Weiters wurde die Fläche durch den Dynamikbereich dividiert (normalisierte Fläche) um für unterschiedliche Elektroden und Testpersonen ein einheitliches Kriterium zu erreichen. Die normalisierte Fläche entspricht nun einer durchschnittlichen vertikalen Verschiebung der Lautheitsfunktion.

Diese Darstellung ist hilfreich um herauszufinden, welche Funktion als Basis zur Beurteilung der Konvergenz herangezogen werden sollte. Betrachtet man die unterste Zeile in Abb. 3.18, so sieht man hier anfangs keine Veränderung der Lautheitsfunktion, dann eine sprunghafte Veränderung um fast den gesamten Dynamikbereich der Berechnung. Anschließend tritt eindeutig Konvergenz auf. Auf anderen Zeilen oder auch auf den Diagonalen, die den Fläche zwischen zwei Funktionen mit aufeinander folgenden *Trial* - Anzahlen entsprechen, ist diese Veränderung nicht so eindeutig zu erkennen. Da die erste Zeile den höchsten Kontrast zeigte, wurde die Funktion nach elf *Trials* festgehalten und nur die zweite Funktion variiert.

In Abb. 3.19 bis Abb. 3.22 ist genau diese Zeile der Abb. 3.18 und ihre Ableitung nach der *Trial* - Anzahl separat dargestellt. Man nimmt hier an, dass Konvergenz folgendermaßen zustande kommt. Anfangs ist unter Umständen die Veränderung der Funktion klein. Ab einen bestimmten Punkt findet ein großer Sprung statt. Anschließend oszilliert die Funktion um die Endstelle. Als konvergent wurden nun die Kurven betrachtet, die die folgenden Eigenschaften genügten:

1. Der Betrag der Steigung der letzten drei aufeinander folgenden Punkte ist kleiner als eins.
2. Die Steigung ist mindestens einmal kleiner als Null, da angenommen wird, dass die Funktion um den Endwert oszilliert.

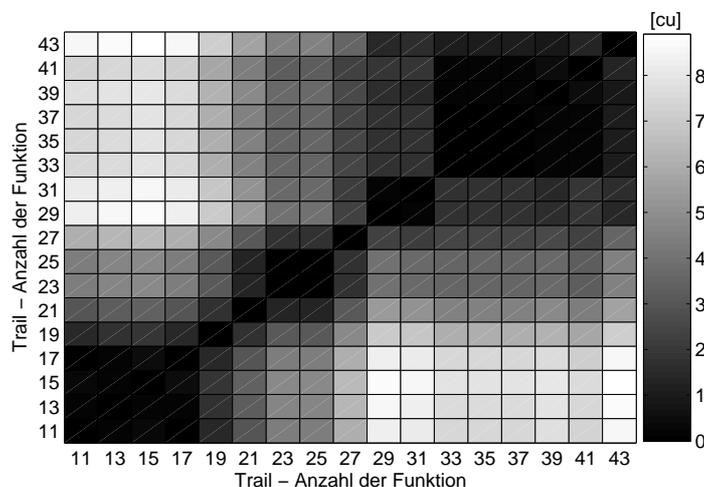


Abbildung 3.18: Flächen zwischen den Lautheitsfunktionen für dieselbe Elektrode, aber unterschiedliche *Trial*-Nummern

In Abb. 3.19 wird bereits das 1. Kriterium nicht erfüllt (Typ 1). In Abb. 3.20 zwar das 1. erfüllt, allerdings nicht das 2. Kriterium (Typ 2).

Sind diese Bedingungen nicht erfüllt, wäre es notwendig gewesen, die *Trial* - Anzahl der Lautheitsskalierungsexperimente zu erhöhen.

Erfüllt hingegen eine Flächenkurve diese Anforderungen, so können sich zwei unterschiedliche Typen ergeben:

- Ist der Betrag der Steigung von Beginn an niemals über eins, und gibt es außerdem negative Werte für die Steigung, wird diese Funktion, als von Beginn an konvergent betrachtet. Ein Beispiel wird in Abb. 3.21 gezeigt (Typ 3).
- Die Funktion konvergiert zwischen dem elften und dem 45. *Trial*. Als Konvergenzpunkt wird hier der erste Punkt genommen, nach dem der Betrag der Steigung kleiner als eins bleibt. Ein Beispiel wird in Abb. 3.22 gezeigt (Typ 4).

Mittels dieser Definitionen konnte nun das Konvergenzverhalten der einzelnen Prozeduren untersucht werden.

Bei der adaptiven Prozedur waren 90% der gemessenen Lautheitsfunktionen nach 45 *Trials* konvergent. 40% waren von Anfang an konvergent (Type

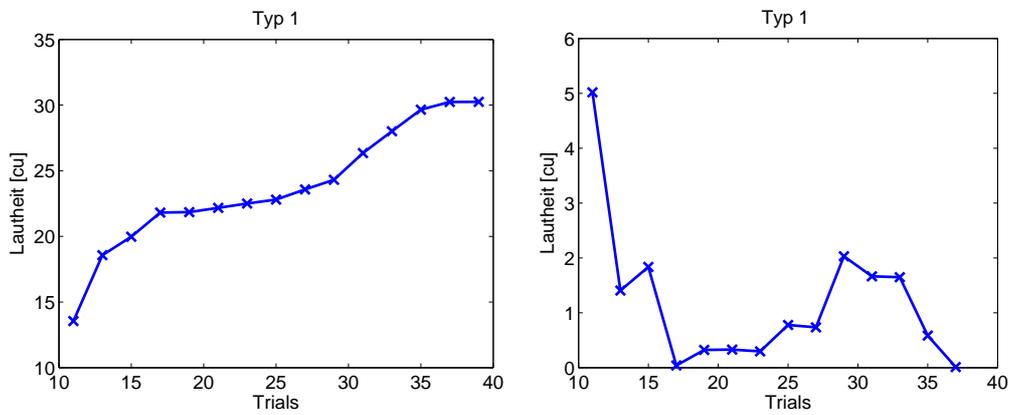


Abbildung 3.19: Typ 1, eine nicht konvergenten Funktionen, (Links: die normalisierte Fläche; Rechts: die Ableitung der normalisierten Fläche nach der *Trial* - Anzahl)

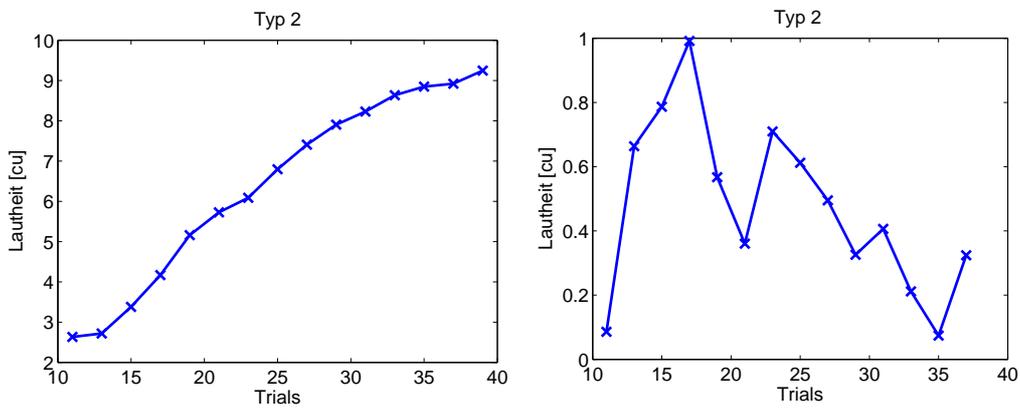


Abbildung 3.20: Typ 2, eine nicht konvergenten Funktionen, (Links: die normalisierte Fläche; Rechts: die Ableitung der normalisierten Fläche nach der *Trial* - Anzahl)

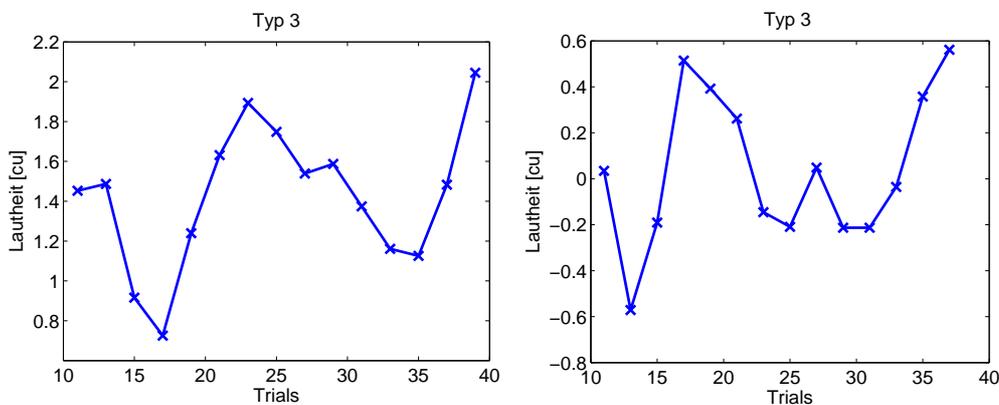


Abbildung 3.21: Typ 3, eine konvergenten Funktionen, (Links: die normalisierte Fläche; Rechts: die Ableitung der normalisierten Fläche nach der *Trial*-Anzahl)

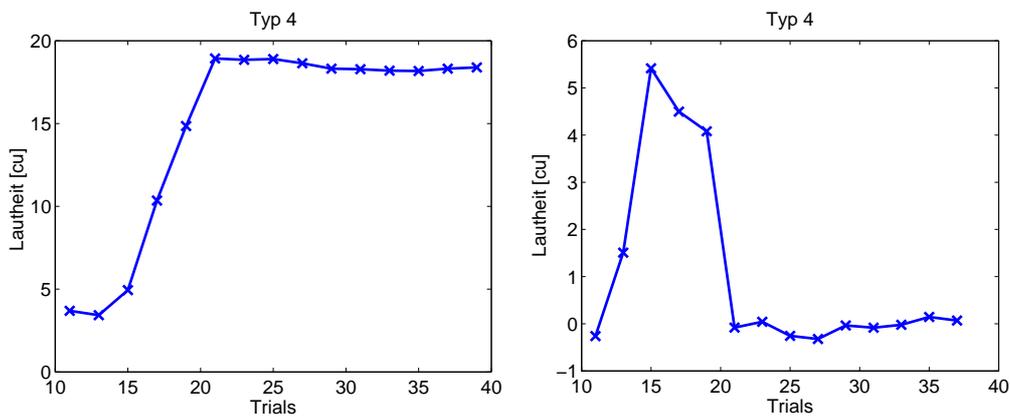


Abbildung 3.22: Typ 4, eine konvergenten Funktionen, (Links: die normalisierte Fläche; Rechts: die Ableitung der normalisierten Fläche nach der *Trial*-Anzahl)

3). Die restlichen 50% konvergierten zwischen dem zwölften und dem 45. *Trial* (Type 4). Die nicht konvergenten 10% der Lautheitsfunktionen waren vom Typ 2.

Bei der *Constant Stimuli* - Prozedur waren 80% der Lautheitsfunktionen nach 45 *Trials* konvergent. 50% aller Lautheitsfunktionen waren von Anfang an konvergent und 30% konvergierten zwischen dem 12. und dem 45. *Trial*. 5% der Lautheitsfunktionen waren vom Typ 1 und 15% vom Typ 2.

Da die *Constant Stimuli* - Prozedur im Schnitt mehr als 45 *Trials* hatte, konnte die Analyse weiter ausgedehnt werden. Nach einer Testdauer von 61 *Trials* waren bereits 95% der Funktionen konvergent.

Bei der binauralen adaptiven Prozedur waren 87.5% der gemessenen Lautheitsfunktionen konvergent. 12.5% aller Lautheitsfunktionen waren von Beginn an konvergent, und weitere 75% konvergierten im Verlauf des Experiments. Die nicht konvergenten 12.5% der Lautheitsfunktionen waren vom Typ 2 und wanderten demnach langsam in eine Richtung.

### 3.3.4 Analyse der einzelnen Lautheitsfunktionen

Für jede ausgewählte Elektrode wurden immer beide monauralen Prozeduren durchgeführt. Nun werden die beiden Prozeduren bezüglich der resultierenden Lautheitsfunktionen untersucht. Abb. 3.24 bis Abb. 3.27 zeigen in einigen repräsentativen Beispielen die durch die einzelnen Prozeduren erhobenen Daten und die resultierenden Funktionen.

Die Ergebnisse zeigen sehr unterschiedliche Verhalten. Es gab sowohl positive Krümmungen (entspricht in Glg. (3.3) einem  $p > 1$ ), die mehr das Aussehen einer Exponentialfunktion haben, wie auch negative Krümmungen (entspricht in Glg. (3.3) einem  $p < 1$ ), die mehr das Aussehen einer Logarithmusfunktion haben. Die prälingual ertaubten Personen weisen stets eine ausgeprägte positive Krümmung auf. Die negative Krümmung trat nur bei postlingual ertaubten Testpersonen auf.

Abb. 3.23 zeigt die Hochzahlen  $p$  für alle Experimente. Es gibt eine eindeutige Grenze zwischen den postlingual und den prälingual ertaubten Testpersonen. Diese liegt bei  $p = 1.5$ .

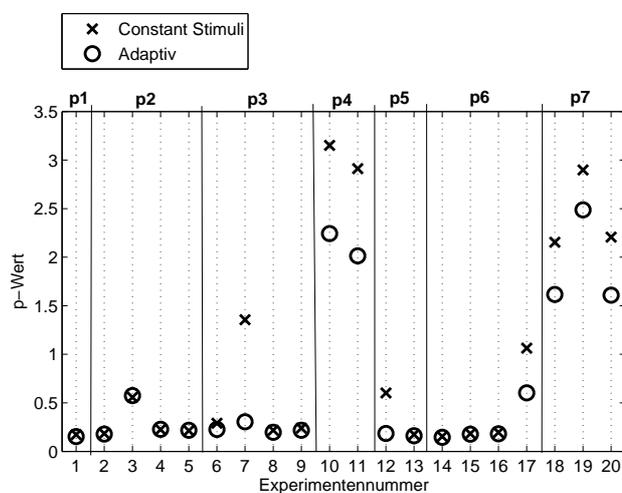


Abbildung 3.23: Der Exponent  $p$  der Lautheitsfunktionen für die monauralen Experimente; Ist  $p > 1$ , ist die Funktion positiv gekrümmt; ist  $p < 1$ , dann ist die Funktion negativ gekrümmt. Die prälingual ertaubten Testpersonen p4 und p7 haben ein  $p > 1.5$ . Die postlingual ertaubten Testpersonen p1, p2, p3, p5 und p6 haben ein  $p < 1.5$ .

Die Lautheitsfunktionen der *Constant Stimuli* - Prozedur sind generell steiler als die der adaptiven Prozedur. Für einen Prozentsatz von 25% der gemessenen Elektroden liegt die adaptiv gemessene Kurve im ganzen Verlauf bei höheren Stromstärken im Vergleich zur *Constant Stimuli* - Prozedur (Bsp.: Abb. 3.27). Für 65% gibt es zumindest einen Schnittpunkt der beiden Lautheitsfunktionen, wie in Abb. 3.24 und in Abb. 3.25. Bei diesen Lautheitsfunktion ist die adaptiv gemessene immer die Kurve mit der kleineren Steigung. In 5% der Fälle ist die adaptiv gemessene Lautheitsfunktion im niedrigeren Stromstärkenbereich. In den übrigen 5% der Fälle sind die beiden Funktionen nicht unterscheidbar wie in Abb. 3.26.

Zwei Beispiele für binaurale Lautheitsfunktionen, die mit der adaptiven binauralen Prozedur beschrieben in Kap. 2.4.3 gemessen wurden, werden in Abb. 3.28 und Abb. 3.29 gezeigt. Es gibt auch hier sowohl Funktionen mit positiver Krümmung (Abb. 3.29), die vorwiegend bei prälingual ertaubten Personen auftraten, als auch mit negativer Krümmung (Abb. 3.28), die nur bei postlingual ertaubten Personen zustande kamen.

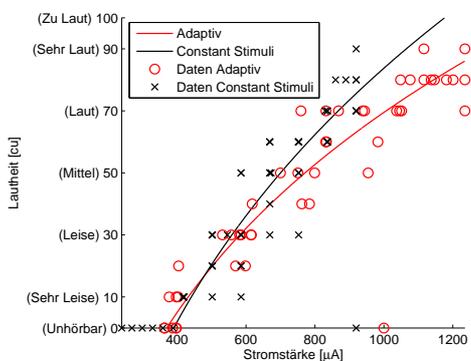


Abbildung 3.24: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p3, rechte El 7

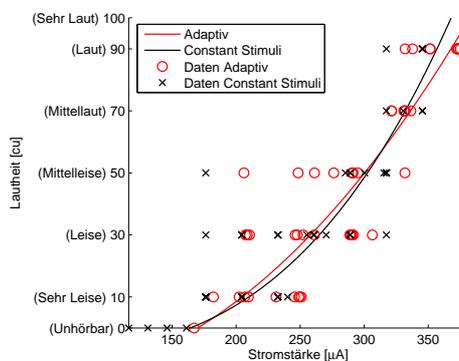


Abbildung 3.25: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p4, linke El 5

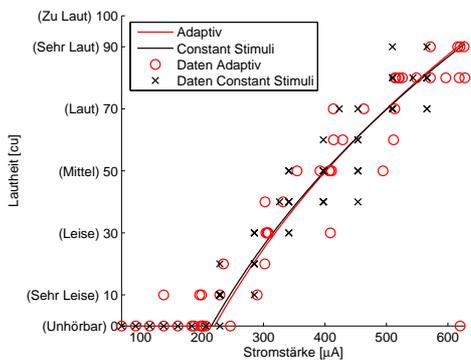


Abbildung 3.26: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p2, rechte El 3

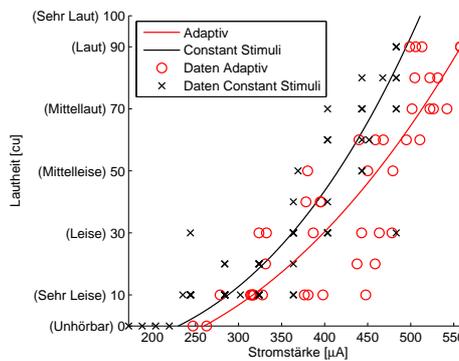


Abbildung 3.27: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p7, linke El 5

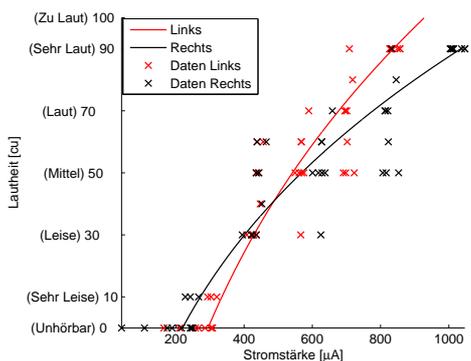


Abbildung 3.28: Bin. Lautheitsfunktionen der TP p5 (linken El 8, rechte El 8)

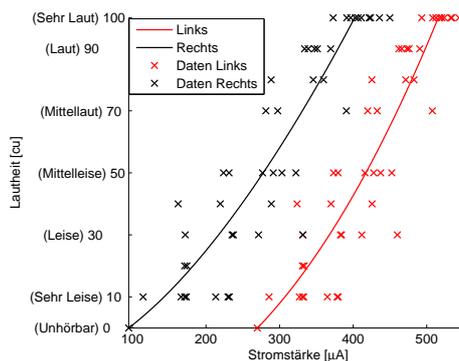


Abbildung 3.29: Bin. Lautheitsfunktionen der TP p7 (linken El 5, rechte El 5)

## 3.4 Interaurale Vergleich der Lautheiten

### 3.4.1 Resultate des Lautheitsabgleichs

Bei der Prozedur des Lautheitsabgleichs werden zwei gleich laute Stromstärken pro Elektrodenpaar ermittelt. Es wurden 18 Datenpaare bei sechs Testpersonen erhoben.

Die Mittelwerte der zehn Messwiederholungen und ihre Standardabweichungen werden in Abb. 3.30 gezeigt. Generell haben die meisten Daten eine sehr kleine Standardabweichung. Dieser Umstand wirkt sich sehr positiv auf die Verifizierung gleicher Lautheitsvorhersagen für unterschiedliche Elektroden einer Testperson aus (vgl. Kap. 3.4.2). Nur die mit höheren Lautheiten assoziierten Stromstärken neigten zu einer größeren Streuung. Im speziellen betrifft das die Experimente 2, 3, 6 und 16. Bei diesen sind vor allem die Standardabweichungen der linken Elektroden größer als bei den übrigen Experimenten.

### 3.4.2 Vergleichbarkeit der Lautheitsfunktionen

Die Prozedur für den Lautheitsabgleich lieferte für jedes Elektrodenpaar, jeweils eine Stromstärke für die linke und eine für die rechte Seite, die als gleich laut wahrgenommen wurden. Idealerweise sollten diese beiden Werte über die Lautheitsfunktion der jeweiligen Elektrode die gleiche Lautheit ergeben. Durch die Unsicherheit beider Experimente ergeben sich nicht genau gleichen Lautheiten. Es werden nun die Ergebnisse des Lautheitsabgleichs als Referenz genommen. Überschneiden sich nun die Vertrauensintervall der angepassten Lautheitsfunktionen an diesen Referenzwerten, wird angenommen, dass kein Unterschied in der empfundenen Lautheit existiert.

Für die adaptive Prozedur werden in Abb. 3.31 die Lautheiten der abgeglichenen Stromstärken mit den Vertrauensintervall der Lautheitsfunktionen gezeigt. Das Signifikanzniveau beträgt 95%. Von den 18 Stromstärkenpaaren zeigen nur vier einen signifikanten Unterschied in dieser Betrachtung. Dies sind die Experimente mit den Nummern 1, 4, 7 und 15. Für die 14 anderen Experimente war keine Signifikanz nachweisbar. Weiters ist noch auffällig,

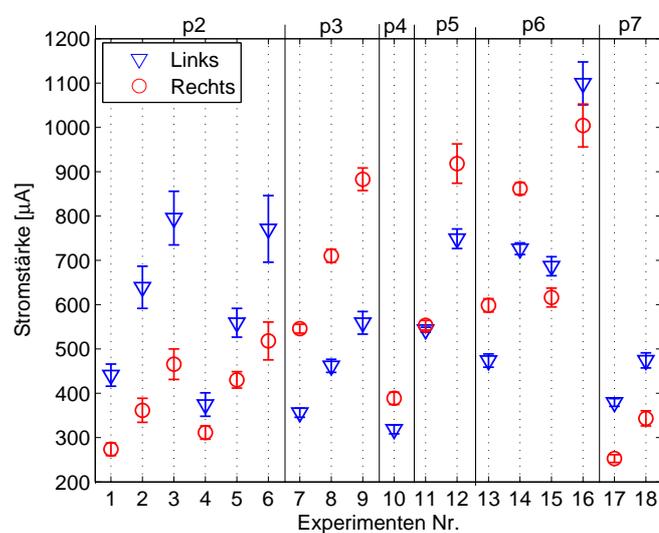


Abbildung 3.30: Die Ergebnisse der Lautheitsabgleichexperimente sind hier in Gruppen für die einzelnen Testpersonen präsentiert. Von links nach rechts (Elektrodennotation: (links/rechts)): p2: 3 Exp. mit Elektroden (5/6), 3 Exp. mit Elektroden (4/3); p3: 3 Exp. mit Elektroden (7/5); p4: 1 Exp mit Elektroden (5/5); p5: 2 Exp. mit Elektroden (8/8); p6: 2 Exp. mit Elektroden (8/8), 2 Exp. mit Elektroden (7/7); p7: 2 Exp. mit Elektroden (5/5)

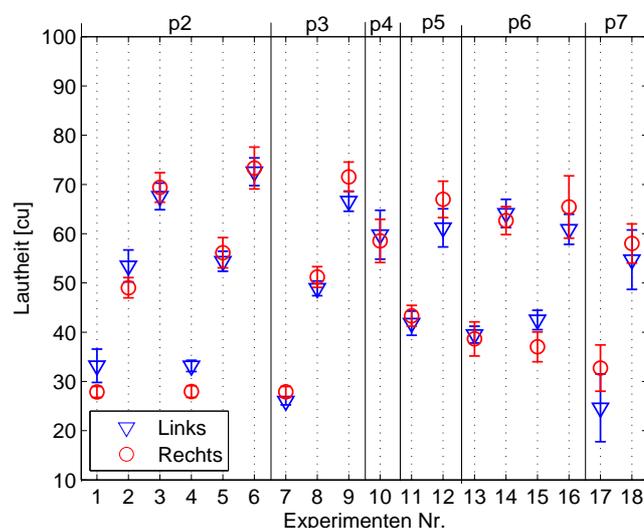


Abbildung 3.31: Der adaptive Vergleich: Die Daten aus den Lautheitsabgleichtests werden gemittelt und dann beide über die linke und die rechte Lautheitsfunktion der adaptiven Prozedur ausgewertet. Weiters wird der Vertrauensbereich für diese Funktionen abgebildet.

dass die signifikant unterschiedlichen Werte alle im unteren Lautheitsbereich liegen, also unterhalb der 50 cu Kategorie.

Die *Constant Stimuli* - Prozedur führt in dieser Betrachtung der Mittelwerte und Vertrauensintervalle zur Abb. 3.32. Es ist ersichtlich, dass sieben der 18 Messungen hier zu signifikant unterschiedlichen Mittelwerten führten. Dies sind die Experimente mit den Nummern 4, 9, 10, 13, 14, 16 und 18. Allerdings sind hier die signifikant unterschiedlichen Werte über die ganze Lautheitsachse verteilt. Die wirklich großen Unterschiede zwischen der linken und der rechten Seite befinden sich im oberen Lautheitsbereich bei den Experimenten der Nummer 9, 10, 14, 16 und 18.

Im Vergleich der beiden monauralen Prozeduren lieferte die adaptive Prozedur mit der ausgewählten Lautheitsfunktion die wesentlich höhere Anzahl von gleich lauten Stimuli in dieser Analyse. Die adaptiv gemessenen Lautheitsfunktionen führten in weitaus mehr Fällen zur gleichen Lautheit. Weiters kam es bei der *Constant Stimuli* - Prozedur bei Experiment Nummer 16 zum größten Unterschied zwischen rechter und linke Lautheit von  $\sim 20$  cu. Bei

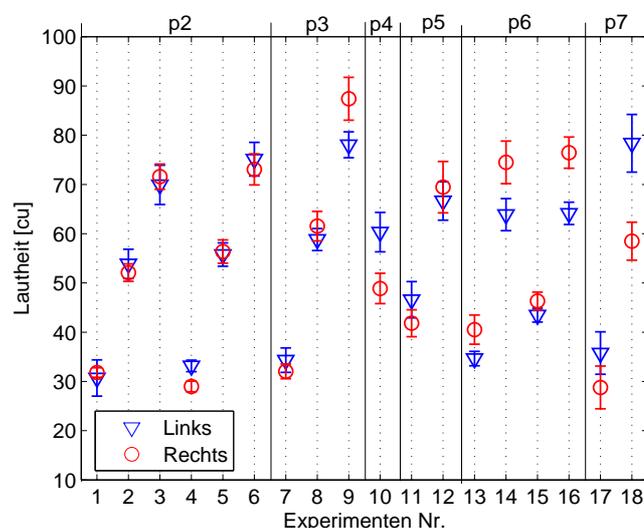


Abbildung 3.32: Der *Constant Stimuli* - Vergleich: Die Daten aus der Lautheitsabgleichtest werden gemittelt und dann beide über die linke und die rechte Lautheitsfunktion der *Constant Stimuli* - Prozedur ausgewertet. Weiters wird der Vertrauensbereich für diese Funktionen abgebildet.

der adaptiven Prozedur ist der maximale Unterschied zwischen Lautheiten eines Elektrodenpaars  $\sim 8 cu$ .

Ein Binomialtest zur Überprüfung der Anzahl der signifikant unterschiedlichen Lautheiten der *Constant Stimuli* - Prozedur und der adaptiven Prozedur ergibt keine Signifikanz zwischen diesen beiden Werten für die 18 Experimente.

Die obere Lautheitshälfte (alle Datenpaare mit zumindest einer Lautheit größer als  $50 cu$ ) umfasst die 11 Experimente (2, 3, 5, 6, 8, 9, 10, 12, 14, 16 und 18). In diesem Bereich sind kein Datenpaar der adaptiven Prozedur und fünf Paare der *Constant Stimuli* - Prozedur signifikant unterschiedlich. Der Binomialtest ergibt für diese beiden Anzahlen einen signifikanten Unterschied mit einem  $p = 0.003$ . Die untere Lautheitshälfte umfasst nun die restlichen sieben Experimente, wobei vier Datenpaare der adaptiven Prozedur und zwei der *Constant Stimuli* - Prozedur signifikant unterschiedlich sind. Für diese beiden Werte existiert keine Signifikanz,  $p = 0.25$ .

### 3.5 Vergleich der monauralen und der binauralen Lautheitsfunktionen

Da sowohl monaurale wie auch binaurale Daten erhoben wurden, wäre es interessant diese miteinander zu vergleichen um eine Aussage über Lautheitssummation machen zu können. Es wurde hierzu monaurale Stimuli innerhalb der binauralen Prozedur präsentiert und bewertet wie in Kap. 2.5 beschrieben. Allerdings ergab sich hier das Problem, dass diese monauralen Daten eine sehr hohe Streuung aufwiesen. Interessanter Weise war diese sehr hohe Streuung nur auf die monauralen Daten beschränkt. Dies macht die Interpretation sehr schwierig. Es scheint, dass das Mischen der monauralen und binauralen Stimuli innerhalb der hier verwendeten Prozedur verwirrend empfunden wurde.

Diese Studie wurde primär durchgeführt, um die Effizienz der Prozedur und nicht die Lautheitssummation zu untersuchen.

# Kapitel 4

## Diskussion

Alle hier getesteten Prozeduren waren in dieser Studie sehr effizient und daher schnell durchgeführt.

### 4.1 Die Prozeduren

Die *Constant Stimuli* - Prozedur ist durch ihren wesentlich einfacheren Ablauf sehr stabil und ohne Probleme durchzuführen. Die Vortest-Phase schätzt zuerst die THR und dann erst die obere Grenze des Dynamikbereichs. Die untere Grenze wird auf diese Weise sehr gut geschätzt. Allerdings wird die obere Grenze sehr oft unterschätzt. Ein Grund dafür ist sicherlich der Umstand, dass sukzessive die Stromstärke erhöht wird, und die Testperson zu schnell von einer Kategorie zur nächsten wechselt. Das hat zur Folge, dass nicht der ganze Dynamikbereich in dieser Vortest-Phase abgetastet wird. Da nun die Stromstärken der Hauptphase durch die Grenzen des Vortests berechnet werden, fehlen gerade im oberen Lautheitsbereich Messpunkte. Dadurch wird dieser obere Lautheitsbereich durch die angepasste Funktion schlecht repräsentiert. Es wird nur in 55% der Experimente im Haupt-Phase des Experiments nochmal die Kategorie 90 cu gewählt. Da dieses Verhalten auf viele Testpersonen verteilt ist, kann man durchaus annehmen, dass dies an der Prozedur liegt. Weiters gibt es hier noch die Gefahr, dass die Testpersonen alle Antwortmöglichkeiten nutzen wollen und dadurch die Skala an die

präsentierten Stromstärkenbereich anpassen. Dies führt zu zu steilen Lautheitsfunktionen. Dieser Effekt kann allerdings nicht aus den hier erhobenen Daten beurteilt werden.

Bei der adaptiven Prozedur ist in der Vortest-Phase die Reihenfolge der Grenzenbestimmung vertauscht. Hier wird zuerst die obere und dann die untere Grenze des Dynamikbereichs bestimmt. Hier ergab bereits die Vortest-Phase eine genauere Schätzung des Dynamikbereichs, da hier nicht anfangs bereits sehr leise Stimuli präsentiert werden, sondern gleich bei moderat lauten Stimuli begonnen wird. In der Haupt-Phase wird durch die fortlaufende Anpassung der Stromstärken an das Antwortverhalten die Wahrscheinlichkeit erhöht, den gesamten durch die Skala definierten Teil des Dynamikbereichs der Testperson abzutasten. Die Ergebnisse dieser Studie weisen eindeutig auf diesen Sachverhalt hin, da bei 75% der Experimente Stimuli im gesamten Skalenbereich präsentiert wurden.

Das Antwortverhalten bei der adaptiven Prozedur zeigt eine signifikant höhere Anzahl von Bewertungen oberhalb von 50 cu und eine signifikant geringere Anzahl von Bewertungen um 10 cu im Vergleich zur *Constant Stimuli*-Prozedur. Dies führt im Allgemeinen zu einer gleichmäßigeren Verteilung der Antworten. Da die Regression nur im Bereich, in dem Daten vorliegen, ein akzeptables Vertrauensintervall aufweist, und bei der *Constant Stimuli*-Prozedur gerade Daten im oberen Lautheitsbereich fehlen, wird hier die adaptive Prozedur zu genaueren Vorhersagen führen.

Die Testperson p6 wählte nur bei einem aus vier Tests im Hauptteil eine Kategorie größer 90 cu (vgl. Abb. 3.1). Sie ist bei der adaptiven Prozedur 20% der Fälle verantwortlich, bei denen nicht der gesamte Lautheitsbereich abgetastet wird. Dies lässt vermuten, dass für diese Testperson die Stimuli nicht laut genug waren um alle Kategorien zu benutzen. Für diese Testperson war somit auch die modifizierte Skala nicht ausreichend für diese monauralen Prozeduren.

Für alle anderen Testperson führt die adaptive Prozedur für den gemessenen Dynamikbereich zu mehr Messpunkte im oberen Lautheitsbereich. Dies zeigt, dass die adaptive Prozedur mit der modifizierten Skala zu einer sehr guten Schätzung des Dynamikbereichs führt.

Ein Nachteil der adaptiven Prozedur ist, dass der wesentlich kompliziertere Aufbau diese Prozedur tendenziell instabiler macht. Es kann vorkommen, dass die Prozedur neu begonnen werden muss, da viele der berechneten Stromstärken außerhalb des Dynamikbereichs liegen.

Die binaurale Prozedur deckt sehr gut den gesamten Dynamikbereich ab (vgl. Abb. 3.6). Im Unterschied zu den monauralen Experimenten wurden bei allen binauralen Experimenten in der Haupt-Phase die gesamte Dynamik der jeweiligen Skala benutzt (vgl. 3.2.2).

Die postlingual ertaubten Testpersonen zeigten ein sehr ähnliches Antwortverhalten unabhängig von der benutzten Skala. Es gibt bei diesen Messungen sehr viele Datenpunkte im höheren Lautheitsbereich (vgl. Abb. 3.7 und 3.10). Dadurch ist die approximierte Lautheitsfunktion im oberen Lautheitsbereich sehr gut bestimmt. Die prälingual ertaubten Testpersonen wählten sehr oft die Kategorie 100 cu. Da diese Datenpunkte in der Regression nicht berücksichtigt werden, sind die Lautheitsfunktionen für diese Testpersonen schlechter bestimmt.

## 4.2 Die Modellfunktion

Die modifizierte Modellfunktion aus Kap. 3.3.2 erwies sich als sehr gut, um alle Datensätze ausreichend anzupassen.

Diese Modellfunktion wurde in ähnlicher Form für Normalhörende vorgeschlagen (Suzuki und Takeshima, 2004; Takeshima *et al.*, 2003):

$$S = a(p^{2\alpha} - p_t^{2\alpha}) \quad (4.1)$$

wobei  $S$  die Lautstärke in phone,  $p$  der Schalldruckpegel in db,  $p_t$  die Hörschwelle in db,  $a$  und  $\alpha$  Regressionsparameter sind. Die in der vorliegenden Studie verwendete Funktion lautet

$$F(I) = a * I^p + L_{THR} - a * I_{THR}^p = a * (I^p - I_{THR}^p) + L_{THR}. \quad (4.2)$$

Somit unterscheiden sich diese beiden Funktion im Formelbild nur durch

den *Offset*  $L_{THR}$ . Allerdings ist zu bemerken, dass dies eine sehr allgemein gehaltene Funktion ist.

$I_{THR}$  wird durch ein bekanntes statistisches Verfahren gewonnen. Allerdings ist die Anzahl der Daten im nicht hörbaren Bereich häufig nicht allzu groß, was zu einer schlechten Schätzung führen kann. Trotzdem ist die Genauigkeit der Schätzung für alle Fälle außer einem ausreichend um repräsentative Werte zu erhalten.

$L_{THR}$  wurde auf den Bereich zwischen 0 cu und 9.9 cu eingeschränkt. Dies ist sehr willkürlich. Allerdings muss man hier bemerken, dass die Anforderungen der einzelnen Testpersonen an die Prozedur sehr unterschiedlich sind. Dies gilt auch für den Wert  $L_0$ , der ebenfalls kein statistischer Parameter ist. Allerdings führt die Einführung dieser beiden Parameter zu einer Verbesserung der Anpassung an die Daten im niedrigen Lautheitsbereich.

Die in dieser Studie entwickelten Konvergenzkriterien (vgl. Kap. 3.3.3) sind eine gute Basis um die Konvergenz der gemessenen Lautheitsfunktionen zu messen. Es zeigt sich, dass die adaptive Prozedur zu einer höheren Anzahl von konvergenten Funktionen nach 45 *Trials* führt als die *Constant Stimuli* - Prozedur. Um bei der *Constant Stimuli* - Prozedur auf eine ähnliche Zahl von konvergenten Funktionen zu kommen muss die *Trial* - Anzahl wesentlich erhöht werden.

Bei der binauralen Prozedur konvergierten ebenfalls fast alle Lautheitsfunktionen nach 45 *Trials*.

Ein Schwachpunkt der Konvergenzkriterien ist, dass ein Fall nicht erfasst wird. Wenn nun eine Funktion einmalig einen großen Sprung macht und dann langsam weiterwandert, gilt diese Funktion als konvergiert. Es ist ratsam hier noch genauere Analysen durchzuführen um bessere Kriterien zu entwickeln.

Einige Studien, die Größenschätzung zu Lautheitsskalierung benutzten, schlugen eine Exponentialfunktion als Modellfunktion vor (Fu und Shannon, 1998; Chatterjee *et al.*, 2000). Allerdings wird in diesen Studien andere Prozeduren und Skalen verwendet, was zu einem anderen Verhalten der Lautheitsfunktionen führt (Blum *et al.*, 2000). Weiters bietet die vorgeschlagene Exponentialfunktion sehr schlechte Anpassung an Daten im niedrigen Lautheitsbereich (vgl. Kap. 3.3.1).

### 4.3 Vergleichbarkeit der Lautheiten

Ein Vorteil der kategorialen Skalierung ist die interindividuelle Vergleichbarkeit der Lautheiten (Blum *et al.*, 2000). Hier ist vor allem die intraindividuelle Vergleichbarkeit von Interesse.

Das Ziel dieser Untersuchung war, durch einen Lautheitsabgleich mit monauralen Stimuli nachzuweisen, dass zwei Lautheitsfunktionen innerhalb des Vertrauensintervall der Lautheitsfunktionen die Stimuli als gleich laut wahrgenommen werden. Die Vertrauensintervall sind alle relativ klein.

Für die adaptive Prozedur wurden für den überwiegenden Anteil (vgl. Kap. 3.4) kein signifikanter Unterschied zwischen der rechten und der linken Seite gefunden. Also zeigt auch die vorliegende Studie gute Vergleichbarkeit der Lautheiten bei der kategorialen Skala. Es sollte erwähnt werden, dass die Lautheitsfunktionen im niedrigen Lautheitsbereich (kleiner als 50 cu) dazu neigen signifikante Unterschiede aufzuweisen. Dies kann einerseits an der Modifikation der Modellfunktion liegen. Andererseits sind diese Abweichungen sehr klein, und der signifikante Unterschied kommt vor allem dadurch zustande, dass das Vertrauensintervall sehr klein ist, was sicherlich auf eine gute Regression zurückzuführen ist. Allerdings wird im Vergleich der Lautheiten die Unsicherheit der Lautheitsabgleichdaten nicht berücksichtigt. Die maximale Abweichung in der Lautheit der Datenpaare ist 8 cu, und damit sicherlich innerhalb der Genauigkeit der Prozedur.

Bei der *Constant Stimuli* - Prozedur sind wesentlich mehr der Stromstärkepaare signifikant unterschiedlich (vgl. Kap. 3.4). Hier gibt es auch einen signifikant größeren Anzahl an Paaren, die im oberen Lautheitsbereich stark unterschiedliche Lautheiten (größer als 50 cu) aufweisen. Dies ist dadurch zu erklären, dass die oberen Grenzen des Dynamikbereichs nicht sehr gut ausgemessen wurden. Im unteren Lautheitsbereich ist der Unterschied der Anzahl an signifikanten Lautheitsunterschieden nicht signifikant. Somit ist insgesamt die adaptive Prozedur der *Constant Stimuli* - Prozedur in der Vergleichbarkeit der Lautheiten überlegen.

Beim Lautheitsvergleich ist die adaptive Prozedur der *Constant Stimuli* - Prozedur durch die bessere Abdeckung des Dynamikbereichs überlegen.

Der Lautheitsabgleich wurde nur für monaurale Stimuli durchgeführt. Allerdings, wenn für zwei Lautheitsfunktionen der monauralen adaptiven Prozedur die Stimuli für eine Lautheit gleich laut empfunden werden, kann man annehmen, dass auch die binauralen Funktionen, die ja durch die binaurale Vortest-Phase auf diesen monauralen Funktionen basieren und damit nachhaltig von diesen beeinflusst sind, zu ähnlich lauten Stimuli führen.

## 4.4 Allgemeine Schlussfolgerungen

Es wurden zwei monauralen Prozeduren und eine binaurale Prozedur getestet.

Aufgrund der höheren Anzahl an konvergenten Lautheitsfunktionen bei einer gegebenen Anzahl von *Trials*, der besseren Abtastung des Dynamikbereichs und der damit verbundenen Verbesserung der Regression, sowie der bessere Vergleichbarkeit der Lautheiten ist die adaptive Prozedur zu empfehlen. Allerdings sollte hier berücksichtigt werden, dass der kompliziertere Aufbau dieser Prozedur zu Problemen im Ablauf führen kann, was wiederum einen höheren Personalaufwand bei der Verwendung dieser Prozedur in der Praxis führen kann.

Da die binaurale Prozedur auf der monauralen adaptiven Prozedur basiert, kann man annehmen, dass diese ähnlich genau ist.

Um die adaptive Prozedur noch effizienter zu gestalten, wird es notwendig sein, von der linearen Funktion zur Anpassung der Daten im Laufe der Prozedur abzugehen, und die modifizierte Modellfunktion zu benutzen. Es ist wahrscheinlich, dass dadurch die Verteilung der Stimuli entlang der Lautheitsachse gleichmäßiger ist. Im optimalen Fall wird jede Kategorie gleich oft benutzt.

Weiters wäre es sinnvoll, auch Experimente zum Lautheitsabgleich für die binaurale Prozedur durchzuführen, um auch hier sicher zu stellen, dass die Stromstärken für eine Lautheit bei zwei unterschiedlichen Elektroden gleich laut empfunden werden.

Ein weiterer noch zu klärender Punkt ist die Wiederholbarkeit der Experimente. Allerdings müssten diese Experimente mit der modifizierten Modell-

funktion zur Anpassung der Daten während der Prozedur durchgeführt werden, um zu verhindern, dass durch eine sehr starke Abweichung der „wahren“ Lautheitsfunktion von einer linearen Funktion große Instabilitäten auftreten.

Diese Studie hofft ein wichtiger Beitrag zur Vereinfachung und Optimierung des Umgangs mit den bei CI-Trägern sehr unterschiedlichen Dynamikbereichen und Verläufen der Lautheitsfunktionen in allen anwendungsorientierten Bereichen zu sein.

# Anhang A

## Instruktionen

Bei diesem Test bitten wir Sie, die Lautstärke von Tönen zu beurteilen.

Sie bekommen kurze Töne dargeboten. Bitte beurteilen Sie nach jedem Ton, wie laut Sie diesen empfunden haben. Verwenden Sie dazu die unten abgebildete Skala. Sie können eine der Stufen „Unhörbar“, „Sehr Leise“, „Leise“, „Mittel“, „Laut“, „Sehr Laut“, „Zu Laut“ oder eine der nicht beschrifteten Zwischenstufen verwenden. Bitte geben Sie Ihre Antwort durch Drücken der entsprechenden Taste.

Es sollte kein Ton der Stufe „Zu Laut“ entsprechen. Sollten Sie dennoch einen Ton als unangenehm empfinden, zögern Sie nicht, die entsprechende Taste „Zu Laut“ zu drücken. Diese Taste ist abseits der Reihe der Tasten für die erwarteten Lautstärken.

Sollten Sie aufgefordert werden die Lautstärke zu beurteilen, ohne dass Sie einen Ton gehört haben, drücken Sie bitte „Nicht Hörbar“.

Bei der Bewertung sollten Sie aufeinander folgende Töne nicht zueinander vergleichen und nicht von der Lautstärke eines Tons auf die Lautstärke des nächsten schließen. Bewerten Sie einen jeden Ton für sich alleine, unabhängig von den vorherigen. Es gibt keine richtige oder falsche Antwort. Entscheidend ist nur, wie laut Sie den dargebotenen Ton empfunden haben.

Sobald Sie Ihre Antwort gegeben haben, wird Ihnen der nächste Ton präsentiert.

Haben Sie noch Fragen?

# Anhang B

## Monaurale Lautheitsfunktionen

In den folgenden Abbildungen werden alle monauralen Lautheitsfunktionen mit den gemessenen Lautheitsdaten der Testpersonen (TP) gezeigt. Es werden immer die Ergebnisse sowohl der *Constant Stimuli* - Prozedur als auch der adaptiven Prozedur für jede Elektrode in einer Abbildung gezeigt um diese vergleichen zu können.

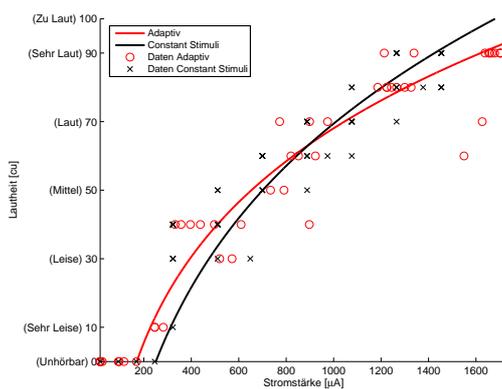


Abbildung B.1: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p1, linke El 4

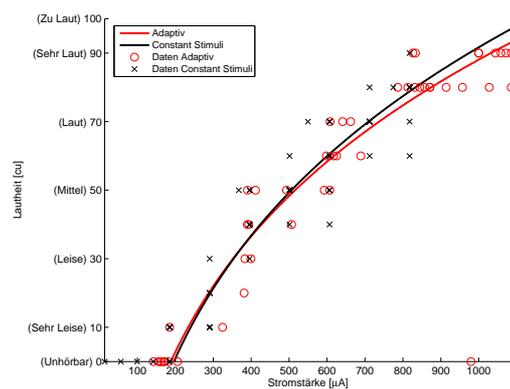


Abbildung B.2: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p2, linke El 4

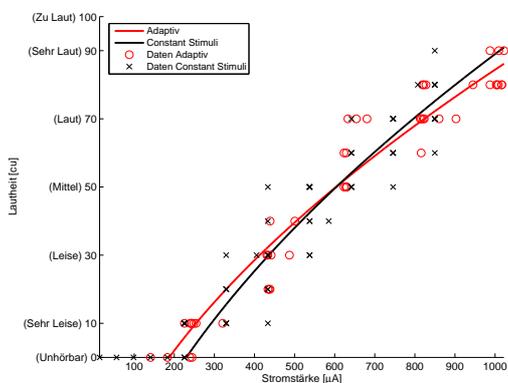


Abbildung B.3: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p2, linke El 5

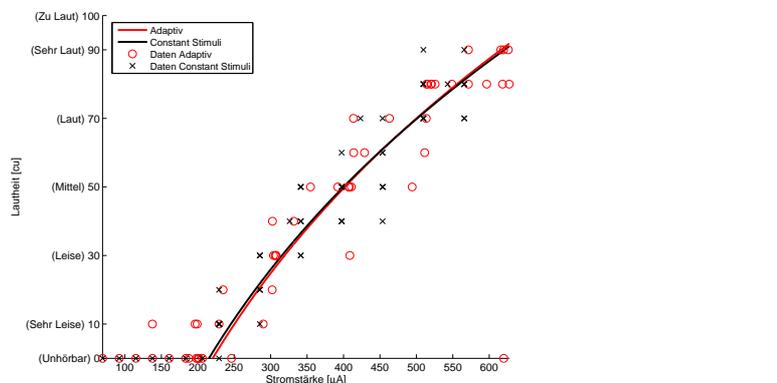


Abbildung B.4: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p2, rechte El 3

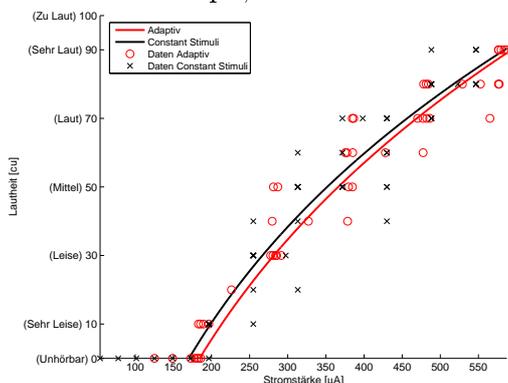


Abbildung B.5: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p2, rechte El 6

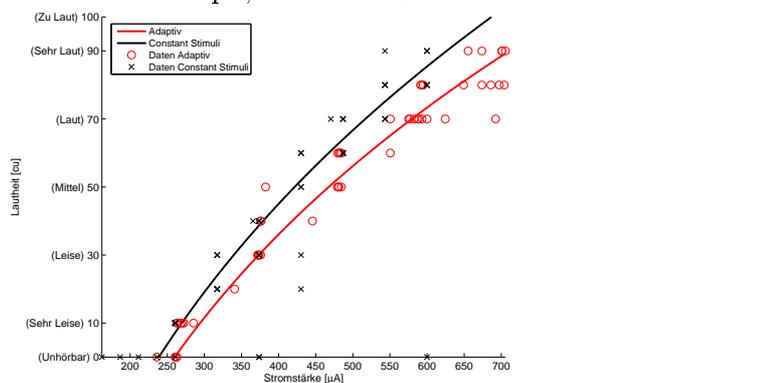


Abbildung B.6: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p3, linke El 7

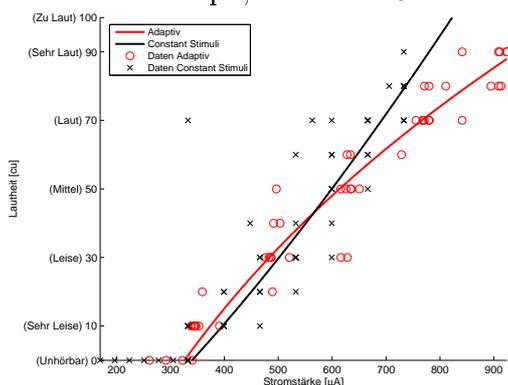


Abbildung B.7: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p3, linke El 9

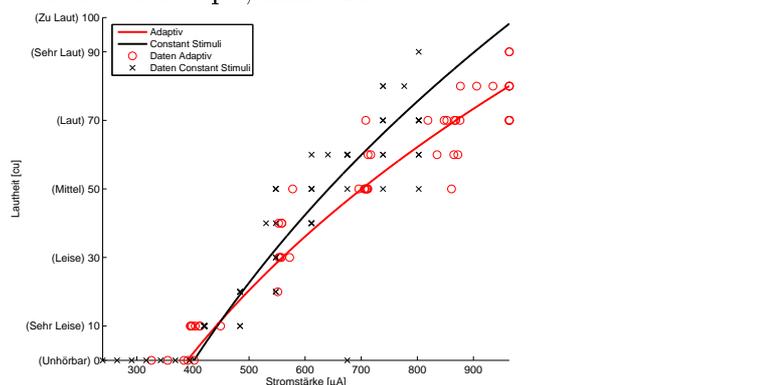


Abbildung B.8: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p3, rechte El 5

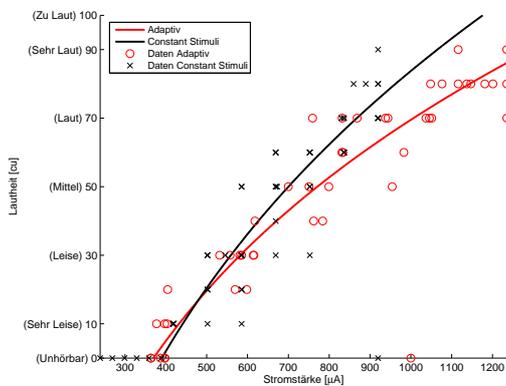


Abbildung B.9: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p3, rechte El 7

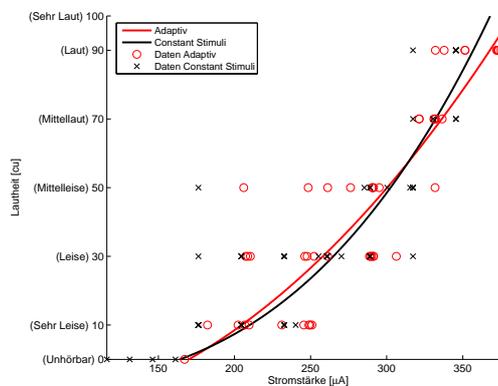


Abbildung B.10: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p4, linke El 5

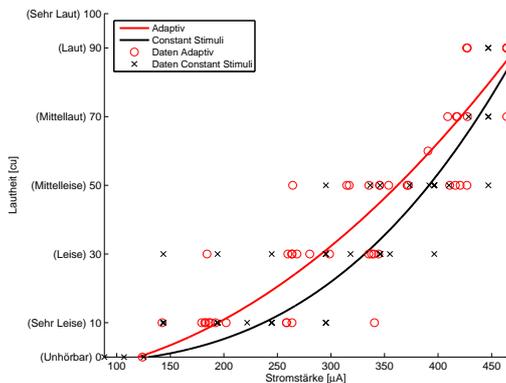


Abbildung B.11: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p4, rechte El 5

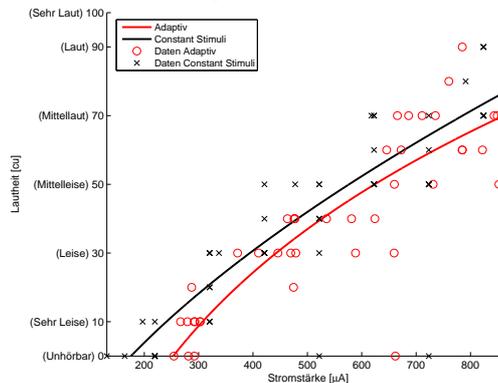


Abbildung B.12: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p5, linke El 8

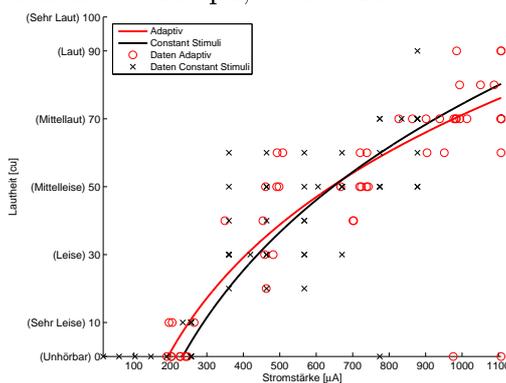


Abbildung B.13: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p5, rechte El 8

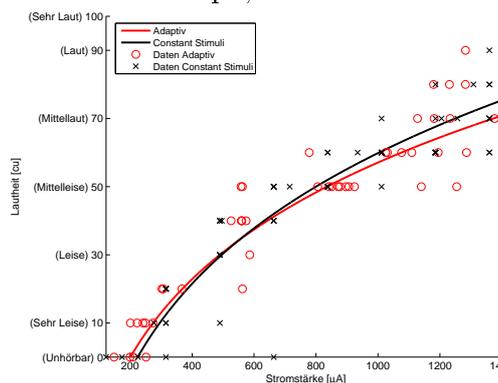


Abbildung B.14: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p6, linke El 7

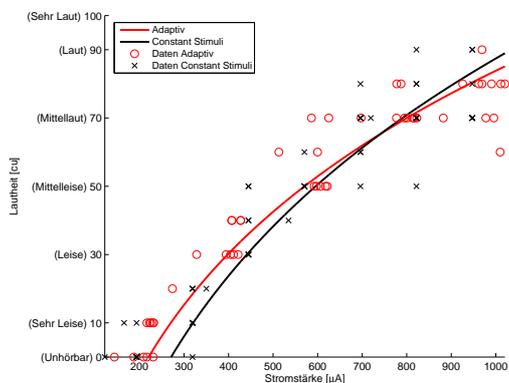


Abbildung B.15: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p6, linke El 8

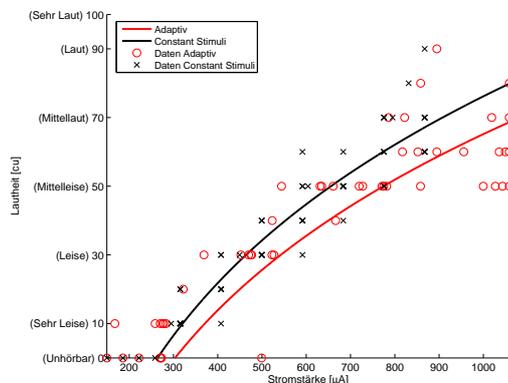


Abbildung B.16: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p6, rechte El 7

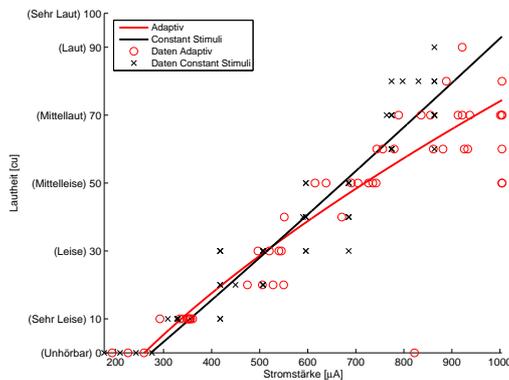


Abbildung B.17: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p6, rechte El 8

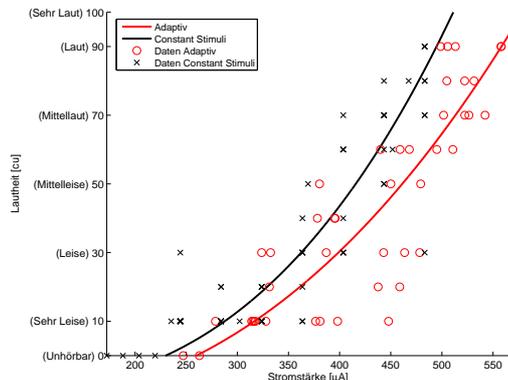


Abbildung B.18: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p7, linke El 5

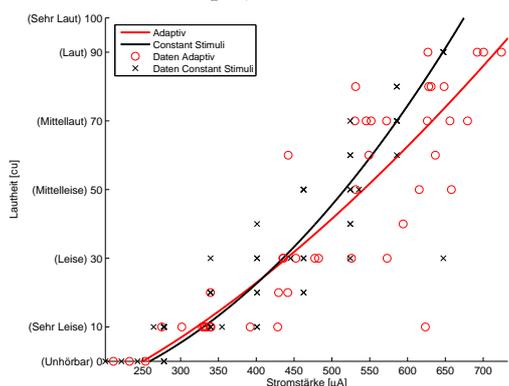


Abbildung B.19: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p7, linke El 7

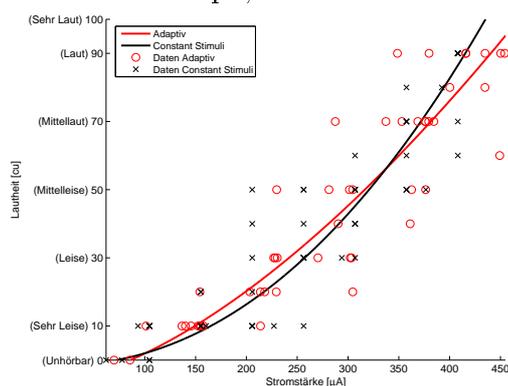


Abbildung B.20: Mon. Lautheitsfunktionen der TP p7, rechte El 5

# Anhang C

## Binaurale Lautheitsfunktionen

In den folgenden Abbildungen werden alle binauralen Lautheitsfunktionen und die gemessenen Lautheitsdaten der Testpersonen (TP) gezeigt. In jeder Abbildung werden die Lautheitsfunktionen eines interauralen Elektrodenpaar gezeigt. Es wird die Notation (linke El; rechte El) benutzt.

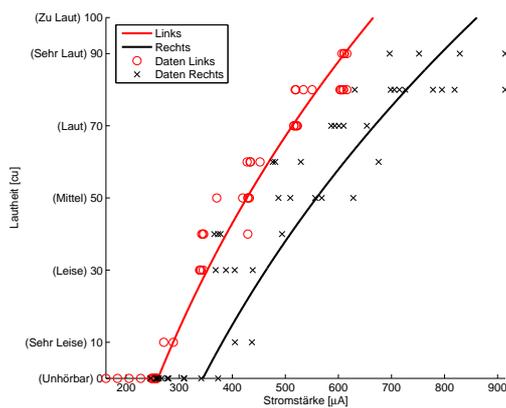


Abbildung C.1: Bin. Lautheitsfunktionen der TP p3, (7; 5)

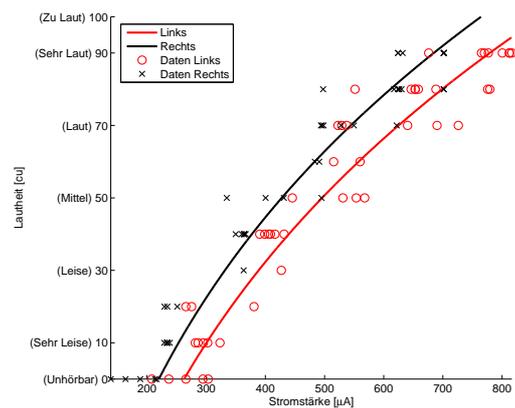


Abbildung C.2: Bin. Lautheitsfunktionen der TP p3, (9; 7)

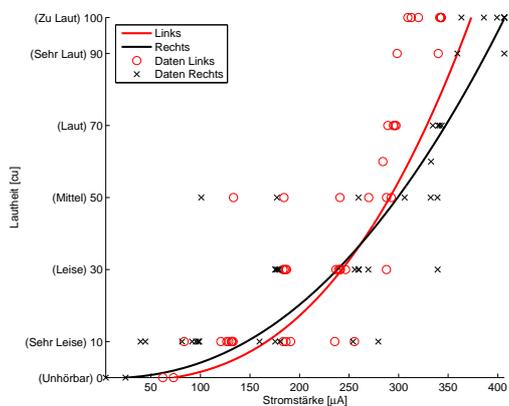


Abbildung C.3: Bin. Lautheitsfunktionen der TP p4, (5; 5)

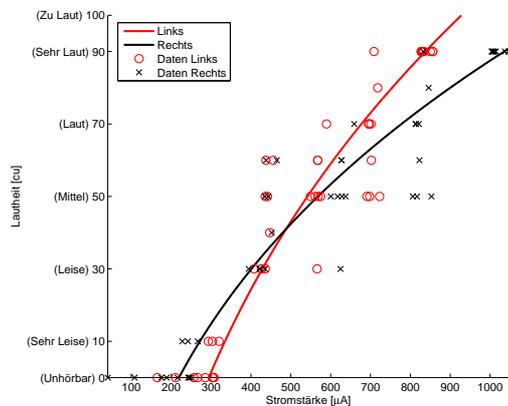


Abbildung C.4: Bin. Lautheitsfunktionen der TP p5, (8; 8)

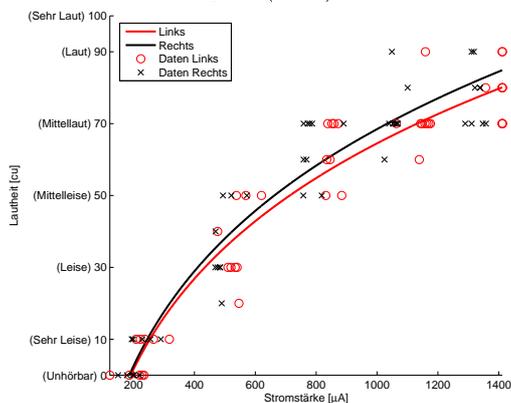


Abbildung C.5: Bin. Lautheitsfunktionen der TP p6, (7; 7)

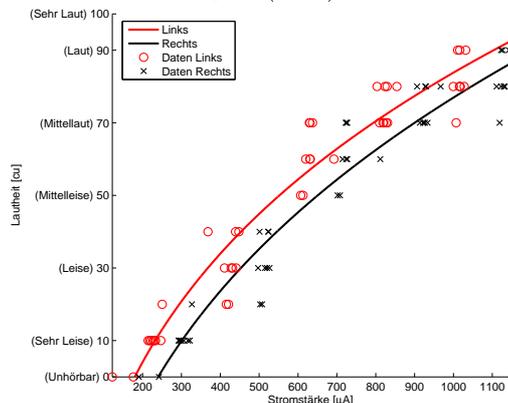


Abbildung C.6: Bin. Lautheitsfunktionen der TP p6, (8; 8)

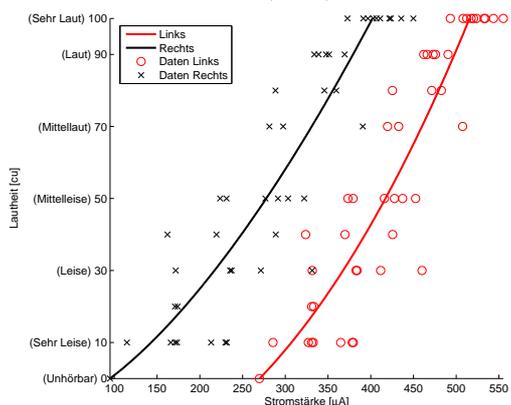


Abbildung C.7: Bin. Lautheitsfunktionen der TP p7, (5; 5)

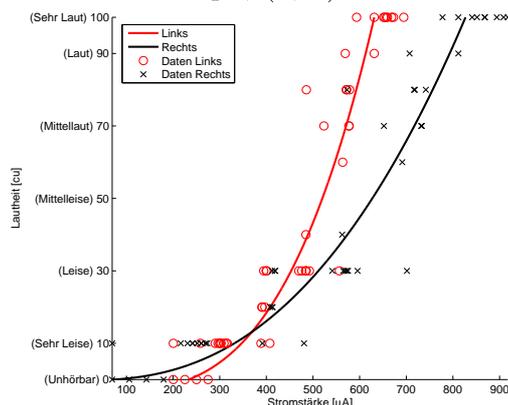


Abbildung C.8: Bin. Lautheitsfunktionen der TP p7, (7; 7)

# Anhang D

## Visual Basic Code

Im folgenden werden einige entscheidenden Passagen zur Steuerung der Prozeduren aus dem Programm Loudsca präsentiert. Die Programmiersprache ist Visual Basic.

### D.1 event.bas

```
Function OnCreateItemList(Optional iBlock As Long = 0) As Long
Dim szErr As String, lErr As Long ' error handling
Dim lX As Long, lNr As Long
Dim lval1 As Long, lval2 As Long
Dim lVal3 As Long, lVal4 As Long
Dim sStartAmp As Single, sL As Single

With ItemList
Select Case glExpType
Case 0
  If GetUbound(glE1L()) = -1 And GetUbound(glE1R()) = -1 Then
    szErr = "There are no items specified."_
    + vbCrLf + "Check the settings and try again"
    GoTo SubError
  End If
  .Clear
  .ItemCount = 0
  lX = 1
  If Not GetUbound(glE1L()) = -1 Then
    .ItemCount = (UBound(glE1L()) + 1)
    For lval1 = 0 To UBound(glE1L())
      .Item(lX, "E1 Left") = MyStr(glE1L(lval1))
      sStartAmp = (gfreqParL(glE1L(lval1)) - 1).sMCL -_

```

```

        gfreqParL(glEiL(lval1) - 1).sTHR) * gsStartPart _
            + gfreqParL(glEiL(lval1) - 1).sTHR
        .Item(lX, "Amp Left") = MyStr(sStartAmp)
        .Item(lX, "Block") = 0
        lX = lX + 1
    Next
End If
If Not GetUbound(glEiR()) = -1 Then
    .ItemCount = .ItemCount + (UBound(glEiR()) + 1)
    For lval1 = 0 To UBound(glEiR())
        .Item(lX, "El Right") = MyStr(glEiR(lval1))
        sStartAmp = (gfreqParR(glEiR(lval1) - 1).sMCL -
            gfreqParR(glEiR(lval1) - 1).sTHR) * gsStartPart _
            + gfreqParR(glEiR(lval1) - 1).sTHR
        .Item(lX, "Amp Right") = MyStr(sStartAmp)
        .Item(lX, "Block") = 0
        lX = lX + 1
    Next
End If
For lval1 = 1 To .ItemCount
    .Item(lval1, "Index") = "[0] " & MyStr(lval1)
Next

Case 1
If gblnConnectLeft = False Or gblnConnectRight = False Then
    MsgBox "Please Connect before"
    GoTo SubEnd
End If
If GetUbound(glEiL()) = -1 And GetUbound(glEiR()) = -1 Then
    szErr = "There are no items specified." + vbCrLf + "Check_
        the settings and try again"
    GoTo SubError
End If
.Clear
.ItemCount = 0
lX = 1
.ItemCount = (UBound(glEiL()) + 1)
For lval1 = 0 To UBound(glEiL())
    .Item(lX, "El Left") = MyStr(glEiL(lval1))
    .Item(lX, "El Right") = MyStr(glEiR(lval1))

    szErr = glLoudScaData.GetAmp(gBinMaxEstimate * gsStartPart, sStartAmp, Val(glEiL(lval1)), 0)
    If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError2
    .Item(lX, "Amp Left") = MyStr(sStartAmp)

    szErr = glLoudScaData.GetAmp(gBinMaxEstimate * gsStartPart, _
        sStartAmp, Val(glEiR(lval1)), 1)
    If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError2
    .Item(lX, "Amp Right") = MyStr(sStartAmp)

```

```

        .Item(lX, "Block") = 0
        lX = lX + 1
    Next
    For lval1 = 1 To .ItemCount
        .Item(lval1, "Index") = "[0] " & MyStr(lval1)
    Next

    ' additional monaural Stimuli
    If Not GetUbound(gszMonaural()) = -1 Then
        For lval1 = 0 To UBound(gszMonaural())
            Select Case gszMonaural(lval1)
                Case "Left"
                    .ItemCount = .ItemCount + UBound(glEEL()) + 1
                    For lval2 = 0 To UBound(glEEL())
                        .Item(lX, "El Left") = MyStr(glEEL(lval2))
                        .Item(lX, "Block") = 0
                        lX = lX + 1
                    Next
                Case "Right"
                    .ItemCount = .ItemCount + UBound(glEER()) + 1
                    For lval2 = 0 To UBound(glEER())
                        .Item(lX, "El Right") = MyStr(glEER(lval2))
                        .Item(lX, "Block") = 0
                        lX = lX + 1
                    Next
            End Select
        Next
    End If

    Case 2
        If GetUbound(glEEL()) = -1 And GetUbound(glEER()) = -1 Then
            szErr = "There are no items specified." + vbCrLf + _
                "Check the settings and try again"
            GoTo SubError
        End If
        .Clear
        .ItemCount = 0
        lX = 1
        If Not GetUbound(glEEL()) = -1 Then
            .ItemCount = (UBound(glEEL()) + 1)
            For lval1 = 0 To UBound(glEEL())
                .Item(lX, "El Left") = MyStr(glEEL(lval1))
                sStartAmp = gfreqParL(glEEL(lval1) - 1).sTHR
                .Item(lX, "Amp Left") = MyStr(sStartAmp)
                .Item(lX, "Block") = 0
                lX = lX + 1
            Next
        End If
        If Not GetUbound(glEER()) = -1 Then
            .ItemCount = .ItemCount + (UBound(glEER()) + 1)

```

```

    For lval1 = 0 To UBound(glElR())
        .Item(lX, "El Right") = MyStr(glElR(lval1))
        sStartAmp = gfreqParR(glElR(lval1) - 1).sTHR
        .Item(lX, "Amp Right") = MyStr(sStartAmp)
        .Item(lX, "Block") = 0
        lX = lX + 1
    Next
End If
For lval1 = 1 To .ItemCount
    .Item(lval1, "Index") = "[0] " & MyStr(lval1)
Next
End Select

SubEnd:
    OnCreateItemList = 0
    gblnSilenceCreated = False
    Exit Function

SubError:
    If Len(szErr) = 0 Then szErr = MyStr(lErr)
    MsgBox szErr, vbCritical, "Create Item List"
    If lErr = 0 Then lErr = 1
    OnCreateItemList = lErr
    GoTo SubEnd

SubError2:
    MsgBox szErr
    GoTo SubEnd

End With

End Function

Sub OnExpShow(lType As Long, rectPos As RECT, Optional lFlags As Long = 0)
    Dim lArr() As Long
    Dim szErr As String
    Dim szArr() As String
        ' set up exp screen
    szErr = frmExp.Init(glExpMode(lType), glExpAFC(lType), glExpIFC(lType), lFlags)
    If Len(szErr) <> 0 Then
        MsgBox szErr, vbCritical
        Exit Sub
    End If
        ' set response names
    szArr() = Split(gszExpResponseNames(lType), ";")
    frmExp.SetResponseNames szArr()

    ReDim lArr(glExpAFC(lType) - 1)
    Select Case glExpMode(lType)

```

```

Case 0, 1, 2
    lArr(0) = vbKey1           'inaudible
    lArr(1) = vbKey2           'very soft
    lArr(2) = vbKey3           'vsoftb
    lArr(3) = vbKey4           'soft
    lArr(4) = vbKey5           'softb
    lArr(5) = vbKey6           'middle
    lArr(6) = vbKey7           'middleb
    lArr(7) = vbKey8           'loud
    lArr(8) = vbKey9           'loudb
    lArr(9) = vbKey0           'vloud
    lArr(10) = 76              'too loud
End Select
frmExp.SetResponseKeys lArr(), vbKeySpace, vbKeySpace
' set request text
frmExp.SetRequestText gszExpRequestText(glExpType)

' show exp window
frmExp.Show vbModeless
' set size and position
With rectPos
    frmExp.SetSize .Left, .Width, .Top, .Height
End With

End Sub

Function OnStartExperiment(lRow As Long) As String
Dim szErr As String ' error handling
Dim lCh As Long, lEl(1) As Long, lX As Long, lvar1 As Long, lTHRNr As Long
Dim iBlock As Long, iValid As Long, szAmp(1) As String, sTHR(1)
Dim sAmp(1) As Single, sL(4) As Single, sre As Single
Dim curTimer As Currency, dblA As Double, lItemNr As Long, sNrP As Single

' PROLOG
'-----
With ItemList
iBlock = 0
If .ItemCount = 0 Then
szErr = "ItemList is empty"
GoTo SubError
End If

Do
'needed for the progress presentation
    lItemNr = lItemNr + 1
    If lItemNr = .ItemCount Then Exit Do
    If .Item(lItemNr + 1, "Block") > 0 Then Exit Do
Loop

' set up exp screen

```

```

frmExp.SetProgress 0
frmExp.SetRequestText gszExpRequestText(glExpType)
frmExp.ShowBlankScreen gblnExpOnTop
frmExp.DisableResponse
frmExp.ShowStartScreen

' wait for go!
frmMain.SetStatus "Waiting for subject..."
frmExp.EnableResponse False
lX = -1
Do
  DoEvents
  frmExp.GetResponse lX
Loop Until lX = rSTART Or lX = rCANCEL Or lX = rNEXT Or gblnCancel
frmExp.DisableResponse
If gblnCancel Then GoTo SubCancel
If lX = rCANCEL Then GoTo SubCancel

' create silence if necessary
If gblnSilenceCreated = False Then CreateSilence
'-----
szAmp(0) = "Amp Left"
szAmp(1) = "Amp Right"

Select Case glExpType
Case 0, 2 'Monaural Procedure, adaptive and constant
' LOOP for each item in the list
Do
  .ItemStamp
  iValid = 0
  lEl(0) = Val(.Item(.ItemIndex, "El Left"))
  lEl(1) = Val(.Item(.ItemIndex, "El Right"))
  sAmp(0) = Val(.Item(.ItemIndex, "Amp Left"))
  sAmp(1) = Val(.Item(.ItemIndex, "Amp Right"))

  If lEl(0) = 0 Then 'lCh = 1 ...Rechts; lCh = 0 ...Links
    lCh = 1
    sTHR(1) = gfreqParR(lEl(1) - 1).sTHR
  Else
    lCh = 0
    sTHR(0) = gfreqParL(lEl(0) - 1).sTHR
  End If
  iBlock = .Item(.ItemIndex, "Block")

  Select Case iBlock
  Case 0 ' 1. Phase of the Procedure: Finding the Limits;
' iValid is in this Case: to destinguish between
' the branches of the 1. phase
  .Item(.ItemIndex, szAmp(lCh)) = ""
  Do 'Save the Amplitude

```

```

frmExp.ShowNextScreen "NEXT-Taste drücken"

' wait for go!
frmMain.SetStatus "Waiting for subject..."
frmExp.EnableResponse False
lX = -1
Do
    DoEvents
    frmExp.GetResponse lX
Loop Until lX = rSTART Or lX = rCANCEL Or lX = rNEXT Or gblnCancel
frmExp.DisableResponse
If gblnCancel Then GoTo SubCancel
If lX = rCANCEL Then GoTo SubCancel

frmExp.ShowStimScreen rSTART
WaitHP curTimer

szErr = OnStimulation(lEl(0), lEl(1), sAmp(0), sAmp(1))
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError

szErr = OnResponse(lX, sre)
' get the Respnse code back and write it down
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError

If sAmp(lCh) = sTHR(lCh) And lTHRNr < 2 And lX > rinaudible Then
' the last item at the THR is played 3 times if the
' response is not inaudible
    lTHRNr = lTHRNr + 1
Else
    .Item(.ItemIndex, szAmp(lCh)) = _
    MyStr(Round(sAmp(lCh), gRoundAmp)) & ";" & _
        .Item(.ItemIndex, szAmp(lCh))
    ' set start values and Stimulate
    .Item(.ItemIndex, "Response") = MyStr(sre) + ";" & _
    + .Item(.ItemIndex, "Response")
    szErr = OnDecision(iValid, lX, sAmp(lCh), lEl(lCh), _
        szAmp(lCh), lCh)
    ' evaluate the response and change the response
    If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
End If

frmExp.ShowNextScreen "NEXT-Taste drücken"

Loop Until iValid = 4
lTHRNr = 0

frmExp.ShowNextScreen "Bitte Warten"

If .ItemIndex = .ItemCount Then
    iValid = 0

```

```

For lvar1 = 1 To .ItemCount
  Select Case Left(.Item(lvar1, "Amp Left"), 3)
    Case "MCL", "THR"
      iValid = iValid + 1
    End Select
  Select Case Left(.Item(lvar1, "Amp Right"), 3)
    Case "MCL", "THR"
      iValid = iValid + 1
    End Select
  End Select
Next
If iValid > 0 Then
  MsgBox "There are " & MyStr(iValid) &_
    " Items with wrong MCLs or THRs!"
  GoTo SubEnd
End If
szErr = OnFitAndCalc(iBlock)
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
End If
'-----

Case Is >= 1
  frmExp.ShowNextScreen "NEXT-Taste drücken"

  ' wait for go!
  frmMain.SetStatus "Waiting for subject..."
  frmExp.EnableResponse False
  lX = -1
  Do
    DoEvents
    frmExp.GetResponse lX
  Loop Until lX = rSTART Or lX = rCANCEL Or lX = rNEXT Or gblnCancel
  frmExp.DisableResponse
  If gblnCancel Then GoTo SubCancel
  If lX = rCANCEL Then GoTo SubCancel

  frmExp.ShowStimScreen rSTART
  WaitHP curTimer

  szErr = OnStimulation(lEl(0), lEl(1), sAmp(0), sAmp(1))
  ' set start values and Stimulate
  If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError

  szErr = OnResponse(lX, sre)
  ' get the Respnse code back and write it down
  If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError

  frmExp.ShowNextScreen "Bitte Warten"

  .Item(.ItemIndex, "Response") = MyStr(sre)

```

```

' at the end of each block the data is fit
If .ItemCount = .ItemIndex Then
    szErr = OnFitAndCalc(iBlock)
    If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
    iBlock = iBlock + 1
End If

End Select

If glExpType = 0 Then
    sNrP = .ItemIndex / ((gAproxValues * glBlock - 1) * _
        lItemNr + lItemNr) * 100
Else
    sNrP = .ItemIndex / (lItemNr * glConsStimNr * _
        glConsStRep + lItemNr) * 100
End If

Loop Until .NextItem(sNrP) Or iBlock > glBlock
'-----
Case 1      'binaural Procedure
Do
    .ItemStamp
    iValid = 0
    lEl(0) = Val(.Item(.ItemIndex, "El Left"))
    lEl(1) = Val(.Item(.ItemIndex, "El Right"))
    sAmp(0) = Val(.Item(.ItemIndex, szAmp(0)))
    sAmp(1) = Val(.Item(.ItemIndex, szAmp(1)))
    iBlock = Val(.Item(.ItemIndex, "Block"))
    Select Case iBlock
    Case 0
        If lEl(0) > 0 And lEl(1) > 0 Then
            .Item(.ItemIndex, "Amp Left") = ""
            .Item(.ItemIndex, "Amp Right") = ""
        Do
            frmExp.ShowNextScreen "NEXT-Taste drücken"
                ' wait for go!
            frmMain.SetStatus "Waiting for subject..."
            frmExp.EnableResponse False
            lX = -1
        Do
            DoEvents
            frmExp.GetResponse lX
        Loop Until lX = rSTART Or lX = rCANCEL Or _
            lX = rNEXT Or gblnCancel
            frmExp.DisableResponse
            If gblnCancel Then GoTo SubCancel
            If lX = rCANCEL Then GoTo SubCancel

            frmExp.ShowStimScreen rSTART
            WaitHP curTimer

```

```

.Item(.ItemIndex, szAmp(0)) = MyStr(Round(sAmp(0), gRound)) & ";" & _
    .Item(.ItemIndex, szAmp(0))
.Item(.ItemIndex, szAmp(1)) = MyStr(Round(sAmp(1), gRound)) & ";" & _
    .Item(.ItemIndex, szAmp(1))

szErr = OnStimulation(lEl(0), lEl(1), sAmp(0), sAmp(1))
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError

szErr = OnResponse(lX, sre)
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError

frmExp.ShowNextScreen "Please Wait"

.Item(.ItemIndex, "Response") = MyStr(sre) + ";" + .Item(.ItemIndex, "Response")

If (sAmp(0) = gfreqParL(lEl(0) - 1).sTHR Or sAmp(1) = gfreqParR(lEl(1) - 1).sTHR) _
    And lTHRNr < 2 And lX > rinaudible Then
    lTHRNr = lTHRNr + 1
Else
    szErr = OnDecision(iValid, lX, sAmp(0), lEl(0), szAmp(0), 0, True)
    If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
    szErr = OnDecision(iValid, lX, sAmp(1), lEl(1), szAmp(1), 1, False)
    If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
End If

frmExp.ShowNextScreen "NEXT-Taste drücken"

Loop Until iValid = 4
lTHRNr = 0
End If

frmExp.ShowNextScreen "Bitte Warten"

If .ItemIndex = .ItemCount Then
    iValid = 0
    For lvar1 = 1 To .ItemCount
        Select Case Left(.Item(lvar1), "Amp Left"), 3)
            Case "MCL", "THR"
                iValid = iValid + 1
        End Select
        Select Case Left(.Item(lvar1), "Amp Right"), 3)
            Case "MCL", "THR"
                iValid = iValid + 1
        End Select
    Next
    If iValid > 0 Then
        MsgBox "There are " & MyStr(iValid) & _
            " Items with wrong MCLs or THRs!"
        GoTo SubEnd
    End If

```

```

        szErr = OnFitAndCalc(iBlock)
        If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
    End If

Case Is >= 1
    ' wait for go!
    frmExp.ShowNextScreen "NEXT-Taste drücken"

    frmMain.SetStatus "Waiting for subject..."
    frmExp.EnableResponse False
    lX = -1
    Do
        DoEvents
        frmExp.GetResponse lX
    Loop Until lX = rSTART Or lX = rCANCEL Or lX = rNEXT Or gblnCancel
    frmExp.DisableResponse
    If gblnCancel Then GoTo SubCancel
    If lX = rCANCEL Then GoTo SubCancel

    frmExp.ShowStimScreen rSTART
    WaitHP curTimer

    szErr = OnStimulation(lEl(0), lEl(1), sAmp(0), sAmp(1))
    ' set start values and Stimulate
    If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError

    szErr = OnResponse(lX, sre)
    ' get the Response code back and write it down
    If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError

    frmExp.ShowNextScreen "Bitte Warten"

    .Item(.ItemIndex, "Response") = MyStr(sre)
    ' at the end of each block the data is fit
    If .ItemCount = .ItemIndex Then
        szErr = OnFitAndCalc(iBlock)
        If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
        iBlock = iBlock + 1
    End If

End Select

Loop Until .NextItem(.ItemIndex / ((gAproxValues * _
g1Block - 1) * lItemNr + lItemNr) * 100) _
        Or iBlock > g1Block

End Select

' EPILOG
'-----

```

```

frmExp.ShowEndScreen
frmMain.SetStatus "Experiment finished."

End With

SubEnd:
Exit Function

' exception handling
SubCancel:
OnStartExperiment = "Experiment Canceled"
GoTo SubEnd

SubError:
OnStartExperiment = "Experiment Error: " + szErr
GoTo SubEnd

End Function

Function OnResponse(lX As Long, sre As Single) As String

frmExp.SetRequestText gszExpRequestText(glExpType)
frmExp.EnableResponse False
lX = -1
Do
Do
DoEvents
Loop Until frmExp.GetResponse(lX) Or gblnCancel
Loop Until lX <= glExpAFC(glExpType) Or lX = rCANCEL Or gblnCancel
frmExp.DisableResponse
If gblnCancel Then GoTo SubCancel
If lX = rCANCEL Then GoTo SubCancel
Select Case lX
Case rinaudible 'Defined in the Module Config
sre = lX * rmulti * gsCorrAnswer
Case rvsoft
sre = lX * rmulti * gsCorrAnswer
Case rvsoftb
sre = lX * rmulti * gsCorrAnswer
Case rsoft
sre = lX * rmulti * gsCorrAnswer
Case rsoftb
sre = lX * rmulti * gsCorrAnswer
Case rmiddle
sre = lX * rmulti * gsCorrAnswer
Case rmiddleb
sre = lX * rmulti * gsCorrAnswer
Case rloud
sre = lX * rmulti * gsCorrAnswer
Case rloudb

```

```

        sre = lX * rmulti * gsCorrAnswer
    Case rvloud
        sre = lX * rmulti * gsCorrAnswer
    Case rtloud
        sre = lX * rmulti * gsCorrAnswer
End Select

SubEnd:
    Exit Function

' exception handling
SubCancel:
    OnResponse = "Experiment Canceled"
    GoTo SubEnd

SubError:
    OnResponse = "Response Error"
    GoTo SubEnd

End Function

Function OnFitAndCalc(iBlock As Long) As String
'Fitting and Calculation of the next 5 items
Dim szErr As String, lvar1 As Long
Dim lvar2 As Long, lvar3 As Long, lUpbound As Long, lRangeB As Long
Dim szTransferA As String, szTransferR As String
Dim A(1) As Par, lEl(1) As Long, lCh As Long
Dim lCol As Long, lRow As Long

With ItemList
lUpbound = .ItemCount
szErr = frmMain.STIM1.Matlab("Limitcons = [" & MyStr(Limitcons * _
    gsCorrAnswer) & "];")
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError

szErr = OnFindBegin(1, lRangeB)
'Setzt lRangeB auf Block 1 begin the start of the 2. phase items
'the end of the last part of the phase
lvar3 = 1
'have to start at the beginning
Do
    Select Case glExpType
    Case 0
        lEl(0) = Val(.Item(lvar3, 1))
        lEl(1) = Val(.Item(lvar3, 2))
        If lEl(0) = 0 Then
            lCh = 1
        Else

```

```

    lCh = 0
End If
szTransferA = .Item(lvar3, 3 + lCh)
szTransferR = .Item(lvar3, 5)

If iBlock >= 1 Then
    For lvar2 = lRangeB To lUpbound
        If Val(.Item(lvar2, 1)) = lEl(0) And Val(.Item(lvar2, 2)) = lEl(1) Then
            szTransferA = .Item(lvar2, 3 + lCh) & ";" & szTransferA
            szTransferR = .Item(lvar2, 5) & ";" & szTransferR
        End If
    Next
End If

szErr = frmMain.STIM1.Matlab("xdata = [" & szTransferA & "];")
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
szErr = frmMain.STIM1.Matlab("ydata = [" & szTransferR & "];")
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
If iBlock = 0 Then
    szErr = frmMain.STIM1.Matlab("Fit1PhAdapt")
    If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
ElseIf iBlock >= 1 Then
    szErr = frmMain.STIM1.Matlab("FitAdapt")
    If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
End If
szErr = frmMain.STIM1.MatlabGetMatrixSize("results", lRow, lCol)
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
ReDim A(0).dblL(lRow - 1, lCol - 1)
szErr = frmMain.STIM1.MatlabGetRealMatrix2("results", A(0).dblL())
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError

If iBlock < glBlock And iBlock > 0 Then
    .ItemCount = .ItemCount + gAproxValues
    For lvar2 = 0 To gAproxValues - 1
        If lCh = 0 Then
            If A(0).dblL(4 - lvar2, 0) < gfreqParL(lEl(lCh) - 1).sTHR Then _
                A(0).dblL(4 - lvar2, 0) = gfreqParL(lEl(lCh) - 1).sTHR
            If A(0).dblL(4 - lvar2, 0) > gfreqParL(lEl(lCh) - 1).sMCL Then _
                A(0).dblL(4 - lvar2, 0) = gfreqParL(lEl(lCh) - 1).sMCL
        End If
        If lCh = 1 Then
            If A(0).dblL(4 - lvar2, 0) < gfreqParR(lEl(lCh) - 1).sTHR Then _
                A(0).dblL(4 - lvar2, 0) = gfreqParR(lEl(lCh) - 1).sTHR
            If A(0).dblL(4 - lvar2, 0) > gfreqParR(lEl(lCh) - 1).sMCL Then _
                A(0).dblL(4 - lvar2, 0) = gfreqParR(lEl(lCh) - 1).sMCL
        End If
        .Item(.ItemCount - lvar2, 3 + lCh) = MyStr(Round(A(0).dblL(4 - lvar2, 0), gRoundAmp))
        .Item(.ItemCount - lvar2, 1 + lCh) = MyStr(lEl(lCh))
        .Item(.ItemCount - lvar2, 6) = iBlock + 1
    Next
Next

```

```

ElseIf iBlock = 0 Then
    .ItemCount = .ItemCount + gAproxValues - 1
    For lvar2 = 0 To gAproxValues - 2
        If lCh = 0 Then
            If A(0).dblL(4 - lvar2, 0) < gfreqParL(1El(0) - 1).sTHR Then _
                A(0).dblL(4 - lvar2, 0) = gfreqParL(1El(0) - 1).sTHR
            If A(0).dblL(4 - lvar2, 0) > gfreqParL(1El(0) - 1).sMCL Then _
                A(0).dblL(4 - lvar2, 0) = gfreqParL(1El(0) - 1).sMCL
            End If
        If lCh = 1 Then
            If A(0).dblL(4 - lvar2, 0) < gfreqParR(1El(1) - 1).sTHR Then _
                A(0).dblL(4 - lvar2, 0) = gfreqParR(1El(1) - 1).sTHR
            If A(0).dblL(4 - lvar2, 0) > gfreqParR(1El(1) - 1).sMCL Then _
                A(0).dblL(4 - lvar2, 0) = gfreqParR(1El(1) - 1).sMCL
            End If
        .Item(.ItemCount - lvar2, 3 + lCh) = MyStr(Round(A(0).dblL(3 - lvar2, 0), gRoundAmp))
        .Item(.ItemCount - lvar2, 1 + lCh) = MyStr(1El(lCh))
        .Item(.ItemCount - lvar2, "Block") = 1
    Next
End If
'combine the fit constants with the items with which the were calculated
szErr = OnFindBegin(iBlock, lvar2)
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
For lvar1 = lvar2 To lUpbound
    If Val(.Item(lvar1, 1)) = 1El(0) And Val(.Item(lvar1, 2)) = 1El(1) Then
        .Item(lvar1, 7) = MyStr(Round(A(0).dblL(5, 0), gRound))
        ' a und b von dem Fit
        .Item(lvar1, 8) = MyStr(Round(A(0).dblL(6, 0), gRound))
        .Item(lvar1, 9) = MyStr(Round(A(0).dblL(7, 0), gRound))
        .Item(lvar1, 10) = MyStr(Round(A(0).dblL(8, 0), gRound))
        ' err.rsquare; err.rmse ( Coefficient of Determination, Standard Error)
        .Item(lvar1, 11) = MyStr(Round(A(0).dblL(9, 0), gRound))
        .Item(lvar1, 12) = MyStr(Round(A(0).dblL(10, 0), gRound))
        'Confidence Interval
        .Item(lvar1, 13) = MyStr(Round(A(0).dblL(11, 0), gRound))
        .Item(lvar1, 14) = MyStr(Round(A(0).dblL(12, 0), gRound))
        .Item(lvar1, 15) = MyStr(Round(A(0).dblL(13, 0), gRound))
    End If
Next

Case 1                                'binaural Fitting
1El(0) = Val(.Item(lvar3, 1))
1El(1) = Val(.Item(lvar3, 2))
If 1El(0) > 0 And 1El(1) > 0 Then
'for the binaural items
    If iBlock < glBlock Then _
        .ItemCount = .ItemCount + gAproxValues + (-1) * CLng(CBool(iBlock)) - 1
    For lCh = 0 To 1
        szTransferA = .Item(lvar3, 3 + lCh)
        szTransferR = .Item(lvar3, 5)
    
```

```

If iBlock >= 1 Then
  For lvar2 = lRangeB To lUpbound
    If Val(.Item(lvar2, 1)) = lEl(0) And_
      Val(.Item(lvar2, 2)) = lEl(1) Then
      szTransferA = .Item(lvar2, 3 + lCh) & ";" & szTransferA
      szTransferR = .Item(lvar2, 5) & ";" & szTransferR
    End If
  Next
End If

szErr = frmMain.STIM1.Matlab("xdata = [" & szTransferA & "];")
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
szErr = frmMain.STIM1.Matlab("ydata = [" & szTransferR & "];")
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
If iBlock = 0 Then
  szErr = frmMain.STIM1.Matlab("Fit1PhAdapt")
  If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
ElseIf iBlock >= 1 Then
  szErr = frmMain.STIM1.Matlab("FitAdapt")
  If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
End If

szErr = frmMain.STIM1.MatlabGetMatrixSize("results", lRow, lCol)
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
ReDim A(lCh).dblL(lRow - 1, lCol - 1)

szErr = frmMain.STIM1.MatlabGetRealMatrix2("results", A(lCh).dblL())
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
Next
If iBlock < glBlock Then
  For lvar2 = 0 To 3 + CLng(CBool(iBlock)) * (-1)
    If A(0).dblL(lvar2, 0) < gfreqParL(lEl(0) - 1).sTHR Then _
      A(0).dblL(lvar2, 0) = gfreqParL(lEl(0) - 1).sTHR
    If A(1).dblL(lvar2, 0) < gfreqParR(lEl(1) - 1).sTHR Then _
      A(1).dblL(lvar2, 0) = gfreqParR(lEl(1) - 1).sTHR
    If A(0).dblL(lvar2, 0) > gfreqParL(lEl(0) - 1).sMCL Then _
      A(0).dblL(lvar2, 0) = gfreqParL(lEl(0) - 1).sMCL
    If A(1).dblL(lvar2, 0) > gfreqParR(lEl(1) - 1).sMCL Then _
      A(1).dblL(lvar2, 0) = gfreqParR(lEl(1) - 1).sMCL
    .Item(.ItemCount - lvar2, 3) = _
      MyStr(Round(A(0).dblL(lvar2, 0), gRoundAmp))
    .Item(.ItemCount - lvar2, 4) = _
      MyStr(Round(A(1).dblL(lvar2, 0), gRoundAmp))
    .Item(.ItemCount - lvar2, 1) = MyStr(lEl(0))
    .Item(.ItemCount - lvar2, 2) = MyStr(lEl(1))
    .Item(.ItemCount - lvar2, 6) = iBlock + 1
  Next
End If

szErr = OnFindBegin(iBlock, lvar2)

```

```

If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
For lvar1 = lvar2 To lUpbound
  If Val(.Item(lvar1, 1)) = lEl(0) And Val(.Item(lvar1, 2)) = lEl(1) Then
    .Item(lvar1, 7) = MyStr(Round(A(0).dblL(5, 0), gRound))
    ' a und b von dem Fit
    .Item(lvar1, 8) = MyStr(Round(A(0).dblL(6, 0), gRound))
    .Item(lvar1, 9) = MyStr(Round(A(0).dblL(7, 0), gRound))
    .Item(lvar1, 10) = MyStr(Round(A(1).dblL(5, 0), gRound))
    .Item(lvar1, 11) = MyStr(Round(A(1).dblL(6, 0), gRound))
    .Item(lvar1, 12) = MyStr(Round(A(1).dblL(7, 0), gRound))
    .Item(lvar1, 13) = MyStr(Round(A(0).dblL(8, 0), gRound))
    ' err.rsquare; err.rmse
    '( Coefficient of Determination, Standard Error)
    .Item(lvar1, 14) = MyStr(Round(A(0).dblL(9, 0), gRound))
    .Item(lvar1, 15) = MyStr(Round(A(1).dblL(8, 0), gRound))
    .Item(lvar1, 16) = MyStr(Round(A(1).dblL(9, 0), gRound))
    .Item(lvar1, 17) = MyStr(Round(A(0).dblL(10, 0), gRound))
    ' Confidence Interval Links
    .Item(lvar1, 18) = MyStr(Round(A(0).dblL(11, 0), gRound))
    .Item(lvar1, 19) = MyStr(Round(A(0).dblL(12, 0), gRound))
    .Item(lvar1, 20) = MyStr(Round(A(0).dblL(13, 0), gRound))
    .Item(lvar1, 21) = MyStr(Round(A(1).dblL(10, 0), gRound))
    ' Confidence Interval Rechts
    .Item(lvar1, 22) = MyStr(Round(A(1).dblL(11, 0), gRound))
    .Item(lvar1, 23) = MyStr(Round(A(1).dblL(12, 0), gRound))
    .Item(lvar1, 24) = MyStr(Round(A(1).dblL(13, 0), gRound))
  End If
Next
ReDim A(0).dblL(0)
ReDim A(1).dblL(0)
Else
  If lEl(0) = 0 Then
    lCh = 1
  Else
    lCh = 0
  End If
  If iBlock < glBlock Then
    For lvar1 = lUpbound + 1 To .ItemCount
      If lEl(lCh) = .Item(lvar1, 1 + lCh) And _
        Not Val(.Item(lvar1, 2 + CLng(CBool(lCh)))) = 0 Then
        .ItemCount = .ItemCount + 1
        .Item(.ItemCount, 1 + lCh) = lEl(lCh)
        .Item(.ItemCount, 3 + lCh) = .Item(lvar1, 3 + lCh)
        .Item(.ItemCount, 6) = iBlock + 1
      End If
    Next
  ElseIf iBlock = glBlock Then
    szTransferA = ""
    szTransferR = ""
    For lvar2 = lRangeB To lUpbound

```

```

    If Val(.Item(lvar2, 1)) = lEl(0) And Val(.Item(lvar2, 2)) = lEl(1) Then
        szTransferA = .Item(lvar2, 3 + lCh) & ";" & szTransferA
        szTransferR = .Item(lvar2, 5) & ";" & szTransferR
    End If
Next
szErr = frmMain.STIM1.Matlab("xdata = [" & szTransferA & "];")
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
szErr = frmMain.STIM1.Matlab("ydata = [" & szTransferR & "];")
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
szErr = frmMain.STIM1.Matlab("FitAdapt")
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
szErr = frmMain.STIM1.MatlabGetMatrixSize("results", lRow, lCol)
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
ReDim A(lCh).dblL(lRow - 1, lCol - 1)
szErr = frmMain.STIM1.MatlabGetRealMatrix2("results", A(lCh).dblL())
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
szErr = OnFindBegin(iBlock, lvar2)
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
For lvar1 = lvar2 To lUpbound
    If Val(.Item(lvar1, 1)) = lEl(0) And Val(.Item(lvar1, 2)) = lEl(1) Then
        .Item(lvar1, 7 + lCh * 3) = MyStr(Round(A(lCh).dblL(5, 0), gRound))
        ' a und b and l0 von dem Fit
        .Item(lvar1, 8 + lCh * 3) = MyStr(Round(A(lCh).dblL(6, 0), gRound))
        .Item(lvar1, 9 + lCh * 3) = MyStr(Round(A(lCh).dblL(7, 0), gRound))
        .Item(lvar1, 13 + lCh * 2) = MyStr(Round(A(lCh).dblL(8, 0), gRound))
        ' err.rsquare; err.rmse ( Coefficient of Determination, Standard Error)
        .Item(lvar1, 14 + lCh * 2) = MyStr(Round(A(lCh).dblL(9, 0), gRound))
        .Item(lvar1, 17 + lCh * 4) = MyStr(Round(A(lCh).dblL(10, 0), gRound))
        ' Confidence Interval
        .Item(lvar1, 18 + lCh * 4) = MyStr(Round(A(lCh).dblL(11, 0), gRound))
        .Item(lvar1, 19 + lCh * 4) = MyStr(Round(A(lCh).dblL(12, 0), gRound))
        .Item(lvar1, 20 + lCh * 4) = MyStr(Round(A(lCh).dblL(13, 0), gRound))
    End If
Next
End If
End If
Case 2
lEl(0) = Val(.Item(lvar3, 1))
lEl(1) = Val(.Item(lvar3, 2))
If lEl(0) = 0 Then
    lCh = 1
Else
    lCh = 0
End If
szTransferA = .Item(lvar3, 3 + lCh)
szTransferR = .Item(lvar3, 5)

If iBlock = 1 Then
    For lvar2 = lRangeB To lUpbound

```

```

    If Val(.Item(lvar2, 1)) = lEl(0) And Val(.Item(lvar2, 2)) = lEl(1) Then
        szTransferA = .Item(lvar2, 3 + lCh) & ";" & szTransferA
        szTransferR = .Item(lvar2, 5) & ";" & szTransferR
    End If
Next
End If
szErr = frmMain.STIM1.Matlab("xdata = [" & szTransferA & "];")
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
szErr = frmMain.STIM1.Matlab("ydata = [" & szTransferR & "];")
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
If iBlock = 0 Then
    szErr = frmMain.STIM1.Matlab("ConsStim")
ElseIf iBlock = 1 Then
    szErr = frmMain.STIM1.Matlab("FitConsStim")
End If
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
szErr = frmMain.STIM1.MatlabGetMatrixSize("results", lRow, lCol)
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
ReDim Preserve A(0).dblL(lRow - 1, lCol - 1)
szErr = frmMain.STIM1.MatlabGetRealMatrix2("results", A(0).dblL())
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError
If iBlock = 0 Then
    For lvar2 = 1 To glConsStRep
        .ItemCount = .ItemCount + glConsStimNr
        For lvar1 = 0 To glConsStimNr - 1
            .Item(.ItemCount - lvar1, 1 + lCh) = MyStr(lEl(lCh))
            .Item(.ItemCount - lvar1, 3 + lCh) = MyStr(Round(A(0).dblL(lvar1, 0), gRoundAmp))
            .Item(.ItemCount - lvar1, "Block") = 1
        Next
    Next
ElseIf iBlock = 1 Then
    For lvar1 = 1 To .ItemCount
        If .Item(lvar1, 1 + lCh) = lEl(lCh) Then
            .Item(lvar1, 7) = MyStr(Round(A(0).dblL(0, 0), gRound))
            .Item(lvar1, 8) = MyStr(Round(A(0).dblL(1, 0), gRound))
            .Item(lvar1, 9) = MyStr(Round(A(0).dblL(2, 0), gRound))
            .Item(lvar1, 10) = MyStr(Round(A(0).dblL(3, 0), gRound))
            .Item(lvar1, 11) = MyStr(Round(A(0).dblL(4, 0), gRound))
            .Item(lvar1, 12) = MyStr(Round(A(0).dblL(5, 0), gRound))
            'Confidence Interval
            .Item(lvar1, 13) = MyStr(Round(A(0).dblL(6, 0), gRound))
            .Item(lvar1, 14) = MyStr(Round(A(0).dblL(7, 0), gRound))
            .Item(lvar1, 15) = MyStr(Round(A(0).dblL(8, 0), gRound))
        End If
    Next
End If
End Select

lvar3 = lvar3 + 1
Loop Until lvar3 = lRangeB

```

```

If iBlock < glBlock And (Not glExpType = 2 Or iBlock = 0) Then
    .ShuffleItems lUpbound + 1, .ItemCount
    For lvar3 = lUpbound + 1 To .ItemCount
        .Item(lvar3, "Index") = "[" & MyStr(iBlock + 1) & "]" " & MyStr(lvar3 - lUpbound)
    Next
End If
.ItemIndex = lUpbound

End With

SubEnd:
    Exit Function

SubError:
    OnFitAndCalc = "OnFitAndCalc: " & szErr
    GoTo SubEnd

End Function

Function OnDecision(iValid As Long, lX As Long, sAmp As Single, lEl As Long, _
    szAmp As String, lCh As Long, _
    Optional lProtect As Boolean = False)
'Last one is for protecting iValid of changment in the binaural part
Dim sStep As Single, sMCL As Single, sTHR As Single, sL As Single, szErr As String
Dim lvar As Long, sAmptest As Single

If lCh = 0 Then
    sMCL = gfreqParL(lEl - 1).sMCL
    sTHR = gfreqParL(lEl - 1).sTHR
ElseIf lCh = 1 Then
    sMCL = gfreqParR(lEl - 1).sMCL
    sTHR = gfreqParR(lEl - 1).sTHR
End If

Select Case glExpType
Case 0
    With ItemList
        sStep = (sMCL - sTHR)
        Select Case iValid
        Case 0
            ' how good is the starting point
            If lX < rvloud Then
                sAmp = sAmp + gSmallSt * sStep
                iValid = 1
            End If
            If lX >= rvloud Then sAmp = sAmp - gBigSt * sStep
        Case 1
            ' find the upper limit

```

```

If lX < rvloud Then sAmp = sAmp + gSmallSt * sStep
If sAmp > sMCL And (sAmp - 0.9 * gSmallSt * sStep) < sMCL Then sAmp = sMCL
If sAmp > sMCL Then
    .Item(.ItemIndex, szAmp) = "MCL too small"
    iValid = 4
End If
If lX >= rvloud Then
    sAmp = sStep * gsStartPart + sTHR - gBigSt * sStep
    iValid = 2
End If
Case 2          ' go to the point of inaudibility
If lX > rinaudible Then
    sAmp = sAmp - gBigSt * sStep
    If sAmp < sTHR And (sAmp + gBigSt * sStep) > sTHR Then sAmp = sTHR
End If
If lX = rinaudible Then
    sAmp = sAmp + gSmallSt * sStep
    iValid = 3
End If
If sAmp < sTHR And (sTHR > 0 Or gStimOutput = genAcoustical) Then _
    .Item(.ItemIndex, szAmp) = "THR too big"
If sAmp < sTHR And (sTHR > 0 Or gStimOutput = genAcoustical) Then _
    iValid = 4
Case 3          'raise the level till it is audible
If lX = rinaudible Then sAmp = sAmp + gSmallSt * sStep
If lX > rinaudible Then iValid = 4
End Select
End With
Case 1
With glLoudScaData
sStep = glLoudnessMax
Select Case iValid
Case 0
If lX < rvloud Then
szErr = .GetLoudness(sAmp, sL, lEl, lCh)
sL = sL + sStep * gSmallStbin
szErr = .GetAmp(sL, sAmp, lEl, lCh)
If sAmp > sMCL Then
    ItemList.Item(ItemList.ItemIndex, szAmp) = "MCL too small"
    iValid = 4
End If
If Not lProtect Then iValid = 1
ElseIf lX >= rvloud Then
szErr = .GetLoudness(sAmp, sL, lEl, lCh)
sL = sL - sStep * gBigStbin
szErr = .GetAmp(sL, sAmp, lEl, lCh)
End If
Case 1
If lX < rvloud Then
szErr = .GetLoudness(sAmp, sL, lEl, lCh)

```

```

    If sAmp < sMCL Then lvar = 1
    sL = sL + sStep * gSmallStbin
    szErr = .GetAmp(sL, sAmp, lEl, lCh)
    If sAmp > sMCL And lvar = 1 Then sAmp = sMCL
ElseIf lX >= rvloud Then
    szErr = .GetAmp(gBinMaxEstimate * gsStartPart - sStep * gBigStbin, sAmp, lEl, lCh)
    If Not lProtect Then iValid = 2
End If
szErr = .GetAmp(sL - (sStep * gSmallStbin) * 0.9, sAmpTest, lEl, lCh)
If sAmp > sMCL And sAmpTest < sMCL Then sAmp = sMCL
If sAmp > sMCL Then
    ItemList.Item(ItemList.ItemIndex, szAmp) = "MCL too small"
    iValid = 4
End If
Case 2
If lX > rinaudible Then
    szErr = .GetLoudness(sAmp, sL, lEl, lCh)
    If sAmp > sTHR Then lvar = 1
    sL = sL - sStep * gBigStbin
    szErr = .GetAmp(sL, sAmp, lEl, lCh)
    If sAmp < sTHR And lvar = 1 Then sAmp = sTHR
ElseIf lX = rinaudible Then
    szErr = .GetLoudness(sAmp, sL, lEl, lCh)
    sL = sL + sStep * gSmallSt
    szErr = .GetAmp(sL, sAmp, lEl, lCh)
    If Not lProtect Then iValid = 3
End If
szErr = .GetAmp(sL + sStep * gSmallStbin, sAmpTest, lEl, lCh)
If sAmp < sTHR And sAmpTest > sTHR Then sAmp = sTHR
If sAmp < sTHR And (sTHR > 0 Or gStimOutput = genAcoustical) Then _
    ItemList.Item(ItemList.ItemIndex, szAmp) = "THR too big"
If sAmp < sTHR And (sTHR >= 0 Or gStimOutput = genAcoustical) Then _
    iValid = 4
Case 3
If lX = rinaudible Then
    szErr = .GetLoudness(sAmp, sL, lEl, lCh)
    sL = sL + sStep * gSmallSt
    szErr = .GetAmp(sL, sAmp, lEl, lCh)
ElseIf lX > rinaudible Then
    If Not lProtect Then iValid = 4
End If
End Select
End With
Case 2
With ItemList
sStep = (sMCL - sTHR)
Select Case iValid
Case 0
    If lX > rinaudible And sAmp = sTHR And sTHR > 0 And gStimOutput = genElectricalRIB Then
        .Item(.ItemIndex, szAmp) = "THR too big"

```

```
        iValid = 4
    ElseIf lX = rinaudible Then
        sAmp = sAmp + gSmallSt * sStep
    ElseIf lX > rinaudible Then
        sAmp = sAmp + gBigSt * sStep
        iValid = 1
    End If
Case 1
    If lX < rvloud Then
        If sAmp < (0.8 * gsStartPart * sStep + sTHR) Then _
            sAmp = sAmp + gBigSt * sStep
        If sAmp >= (0.8 * gsStartPart * sStep + sTHR) And sAmp <= sMCL Then _
            sAmp = sAmp + gSmallSt * sStep
        If sAmp > sMCL And (sAmp - 0.9 * gSmallSt * sStep) < sMCL Then sAmp = sMCL
        If sAmp > sMCL Then
            .Item(.ItemIndex, szAmp) = "MCL too small"
            iValid = 4
        End If
    ElseIf lX >= rvloud Then
        iValid = 4
    End If
End Select
End With

End Select
If Len(szErr) <> 0 Then GoTo SubError

SubEnd:
    Exit Function

SubError:
    OnDecision = "OnDecision: " & szErr
    GoTo SubEnd

End Function
```

# Anhang E

## Matlab Scripts

Im folgenden werden die für die Prozeduren relevanten Matlab-Scripts präsentiert.

### E.1 Fit1PhAdapt.m

Dieses Script wurde benutzt um die Daten nach der Vortest-Phase der monauralen und der binauralen adaptiven Prozedur anzupassen.

```
l0 = max(xdata(find(ydata == 0)));
xdata = xdata(find(ydata > 0));
ydata = ydata(find(ydata > 0));

LLimY = min(ydata);
indmin = max(find(LLimY == ydata()));
LLimX = xdata(indmin);

ULimY = max(ydata());
indmax = min(find(ULimY == ydata()));
% Really, really only one index should be given back
ULimX = xdata(indmax);

% Calculation of the four equally spaced levels inbetween the limits
stepsize = (Limitcons - 10) / 4.;
% Response for very loud
lev = 10 + [1:4]' * stepsize;
% start at L30, because its the first round of the second phase
% Calculation of the x-values of these levels.
[func, error] = fit([LLimX; ULimX], [LLimY; ULimY], 'poly1');
Llev = (lev - func.p2)/func.p1;
```

```
% Return results
results = [ Llev(1:4);0;func.p1; func.p2;10;error.rmse; error.rsquare; 0; 0; 0; 0];
```

## E.2 FitAdapt.m

Dieses Script wurde benutzt um die Daten während der monauralen und binauralen adaptiven Prozedur anzupassen.

```
xysort = sortrows([xdata,ydata],1);
n = min(find(xysort(:,2) > 0));
if n == 1
    l0 = 0;
else
    l0 = xysort(n-1,1);
end

[func, err] = fit(xdata,ydata,'poly1','robust','on');
a = func.p1;
b = func.p2;
ci = confint(func);
lev = [0:4]' * (Limitcons - 10) / 4. + 10;
% L10, L30, L50, L70, L90 are calc. (Limitcons = 90), jetzt hardcoded 15.5.2006

Llev = (lev - b)/a;
results = [Llev;a;b;10;err.adjrsquare;err.rmse;ci(1,1);ci(2,1);ci(1,2);ci(2,2)];
```

## E.3 ConsStim.m

Dieses Script wurde benutzt um die Daten nach der Vortest-Phase der *Constant Stimuli* - Prozedur die sieben Stromstärken zu berechnen.

```
xdata = xdata(find(ydata > 0));
ydata = ydata(find(ydata > 0));

LLimY = min(ydata);
indmin = max(find(LLimY == ydata()));
LLimX = xdata(indmin);

ULimY = max(ydata());
indmax = min(find(ULimY == ydata()));
% Really, really only one index should be given back
ULimX = xdata(indmax);

% Calculation of the four equally spaced levels inbetween the limits
```

```
stepsize = (Limitcons - 10.) / 6.;
% Response for very loud. (L10 is now hard coded 15.5.2006)
lev = 10 + [0:6]' * stepsize;
% Calculation of the x-values of these levels.
[func, error] = fit([LLimX; ULimX], [LLimY; ULimY], 'poly1');
ci = zeros(2, 2);
%this matrix is just here for equivalenze
%to all the other files, but doesn't has a real sense
Llev = (lev - func.p2)/func.p1;
% Return results
results=[Llev(1:7);func.p1;func.p2;error.rmse;error.rsquare;ci(1,1);ci(2,1);ci(1,2);ci(2,2)];
```

# Literaturverzeichnis

- Allen, J. B., Hall, J. L., und Jeng, P. S. (1990). "Loudness growth in 1/2 octave bands - (lg0b) a procedure for assessment of loudness", *J. Acoust. Soc. Am* **88**, 745–753.
- Blum, R., Hohmann, V., und Kollmeier, B. (2000). "Vergleich zwischen kategorialer lautheitsskalierung und absoluter größenschätzung der lautheit", *Z Audiol* **39(3)**, 62–77.
- Brand, T. (2000). "Analysis and optimization of psychophysical procedures in audiology", Ph.D. thesis, Universität Oldenburg, Germany.
- Brand, T. (2002). "An adaptive procedure for categorical loudness scaling", *J. Acoust. Soc. Am* **112**, 1597.
- Chatterjee, M., Fu, Q., und Shannon, R. V. (2000). "Effects of phase duration and electrode separation on loudness growth in cochlear implant listeners", *J. Acoust. Soc. Am* **107(3)**, 1637–1644.
- Clark, G. (2003). *Cochlear Implants, Fundamentals and Application* (Springer Verlag New York, Inc.).
- Eddington, D. (1978). "Speech discrimination in deaf subjects with cochlear implants", *Annals of Ontology* **87**, 1–39.
- Eddington, D. K. (2003). "Speech processors for auditory prostheses", in *Fifth Quarterly Progress Report*.

- Fu, Q.-J. und Shannon, R. V. (1998). "Effects of amplitude nonlinearity on phoneme recognition by cochlear implant users and normal-hearing listeners", *J. Acoust. Soc. Am* **104**(5), 2570–2577.
- Heller, O. (1985). "Hörfeldaudiometrie mit dem verfahren der kategorienunterteilung (ku)", *Psychol. Beiträge* **27**, 478–493.
- Hellmann, R. P. und Zwislocki, J. J. (1961). "Some factors affecting the estimation of loudness", *J. Acoust. Soc. Am* **33**, 687–694.
- Hohmann, V. (1993). *Dynamikkompensation für Hörgeräte - Psychoakustische Grundlagen und Algorithmen* (VDI-Verlag).
- Hohmann, V. und Kollmeier, B. (1995). "Weiterentwicklung und klinischer einatz der hörfeldskalierung", *Audiologische Akustik* **34**, 48–59.
- Launer, S. (1995). "Loundess perception in listeners with sensorineural hearing impairment", Ph.D. thesis, Universität Oldenburg.
- McKay, C. M., Henshall, K. R., Farrell, R. J., und McDermott, H. J. (2003). "A practical method of predicting the loudness of complex electrical stimuli", *J. Acoust. Soc. Am* **113** (4), 2054–2063.
- McKay, C. M., McDermott, H. J., und Clark, G. M. (1994). "Pitch percepts associated with amplitude-modulated current pulse trains in cochlear implatees", *J. Acoust. Soc. Am* **96**, 2664–2673.
- Stevens, S. S. (1975). *Psychophysics, Introduction to its perceptual neural, and social prospects* (John Wiley and Sons Inc.).
- Suzuki, Y. und Takeshima, H. (2004). "Equal-loudness-level contours for pure tones", *J. Acoust. Soc. Am* **116** (2), 918–933.
- Takeshima, H., Suzuki, Y., Ozawa, K., Kumagai, M., und Sone, T. (2003). "Comparison of loudnes functions suitable for drawing equal-loudness-level contours", *Acoust. Sci. Tech.* **24**, 106–109.

- Tyler, R. S., ed. (1998). *Cochlear Implants, Audiological Foundations* (Singular Publishing Group, Inc.).
- Van Hoesel, J. M. (2004). "Exploring the benefits of bilateral cochlear implants", *Audiol. Neurootol.* **9**, 234–246.
- Van Hoesel, R. J. M. und Clark, G. M. (1997). "Psychophysical studies with two binaural cochlear implant subjects", *J. Acoust. Soc. Am* **102** (1), 495–507.
- Zeng, F. G., N., P. A., und Fay, R. R., eds. (2004). *Cochlear Implants, Auditory Protheses and Electric Hearing* (Springer Verlag New York, LLC).

# Abbildungsverzeichnis

## 1.1 Das Cochlea Implantat:

1: Das Mikrofon

2: Der Sprachprozessor

3: Die induktive Schnittstelle außen

4: Die induktive Schnittstelle innen und das Implantat zur Generierung der Stimuli

5: Die Cochlea mit den eingeführten Elektroden zur Stimulation

6: Der Hörnerv

(Bildnachweis: Broschüre „Cochlea Implantate verstehen“ bereitgestellt von Med-El Cochlea Implantate auf ihrer *Homepage*

([http://www.medel.com/LANG/GER/40\\_News/10\\_pressroom/999\\_press\\_room.as](http://www.medel.com/LANG/GER/40_News/10_pressroom/999_press_room.as)

2.1 Schematische Darstellung der experimentellen Anordnung, ein zentraler Experimentencomputer steuerte die gesamten Experimentenablauf. Die Testperson konnte über das *Keyboard* mit einer Antwortskala die über die RIBs an die Spule und dann an das CI übertragenen Stimuli bewerten. Über die weiteren Bildschirme, *Keyboards* und Mäuse konnte der Experimentator die Geräte bedienen. Das Experiment fand weiters in einem schallarmen Experimentenraum statt. . . . . 18

2.2 *Screenshot* des benutzten Programms zur Steuerung der Stimuli; in der Liste sieht man bereits bewertete Stimuli. . . . . 19

2.3 *Screenshot* des Experimentenbildschirms, den die Testperson sieht. Wenn ein Stimulus präsentiert wurde, wurde das Rechteck mit der Eins grün hinterlegt um die Testperson auf den Stimulus vorzubereiten. . . . . 20

2.4 A: *Offset* vor dem Start der Stimulation (300 ms); B: Start des visuellen Stimulus um die Testperson vorzubereiten (50 ms); C: Elektrische Stimulation (600 ms); D: Der visuelle Stimulus wird noch etwas länger gezeigt (300 ms); E: Warten auf die Bewertung; → A . . . . . 20

2.5 Die originale Skala mit den der jeweiligen Kategorie zugewiesenen Werten in cu . . . . . 22

2.6 Die adaptierte Skala mit den der jeweiligen Kategorie zugewiesenen Werten in cu . . . . . 22

2.7 Schematische Versuchsablauf mit Verweise auf die Kapitel, in dem die jeweilige Prozedur besprochen wird. . . . . 23

2.8 Illustration der Vortest-Phase und die Haupt-Phase der „Constant-Stimuli“-Prozedur . . . . . 27

2.9 Illustration des Ablaufs der Vortest-Phase der adaptiven Prozedur: es wird die Vortest-Phase in drei Abschnitte dargestellt; es werden auch die Daten der Haupt-Phase gezeigt . . . . . 28

2.10 Die lineare Interpolation nach dem Vortest-Phase und die vier berechneten und bereits bewerteten Stromstärken des 1. Blocks der Haupt-Phase . . . . . 30

2.11 „Lineare Least Square Fit“ des 1. Blocks und die fünf berechneten und bereits bewerteten Stromstärken des 2. Blocks der Haupt-Phase 30

2.12 „Lineare Least Square Fit“ des 2. Blocks und die fünf berechneten und bereits bewerteten Stromstärken des 3. Blocks der Haupt-Phase 30

2.13 Berechnung der zwei Stromstärken für die linke und die rechte Seite über die monauralen Lautheitsfunktionen für eine gegebene Lautheiten . . . . . 31

2.14 Flussdiagramm des Versuchsablauf (Abk.: THR: Hörschwelle; MCL: Obere Grenze des Dynamikbereichs;  $I_{Lautheit}$ : Die Stromstärke einer bestimmten Lautheit) . . . . . 34

3.1 Vergleich höchsten Antworten (dunkel) und die niedrigsten Antworten (hell) der *Constant Stimuli* (x) und der adaptiven (o) Daten in der Haupt-Phase . . . . . 38

3.2 Histogramm der Bewertungen der Testpersonen p1, p2 und p3, die die originale Skala benutzten ( $n_{Const.Stim.} = 504$ ,  $n_{Adapt.} = 351$ ) . . . . . 39

3.3 Histogramm der Bewertungen der Testpersonen p4, p5, p6 und p7, die die modifizierte Skala benutzten ( $n_{Const.Stim.} = 616$ ,  $n_{Adapt.} = 429$ ) . . . . . 40

3.4 Histogramm der Bewertungen der prälingual ertaubten Testpersonen p4 und p7, die die modifizierte Skala benutzten ( $n_{Const.Stim.} = 280$ ,  $n_{Adapt.} = 195$ ) . . . . . 41

3.5 Histogramm der Bewertungen der postlingual ertaubten Testpersonen p5 und p6, die die modifizierte Skala benutzten ( $n_{Const.Stim.} = 336$ ,  $n_{Adapt.} = 234$ ) . . . . . 41

3.6 Die höchsten Antworten (dunkel) und die niedrigsten Antworten (hell) der adaptiven binauralen Daten in der Haupt-Phase des Experiments . . . . . 43

3.7 Histogramm der Bewertungen der binauralen Testperson p3, mit der originalen Skala ( $n = 78$ ) . . . . . 44

3.8 Histogramm der Bewertungen aller binauralen Testpersonen p4 bis p7, mit der modifizierten Skala ( $n = 294$ ) . . . . . 44

3.9 Histogramm der Bewertungen der prälingual ertaubten Personen p4 und p7, mit der modifizierten Skala ( $n = 78$ ) . . . . . 45

3.10 Histogramm der Bewertungen aller postlingual ertaubten Testpersonen p5 und p6, mit der modifizierten Skala ( $n = 294$ ) . . . . . 45

3.11 Erstes Beispiel einer Lautheitsfunktion, die nicht die Lautheit 0 cu innerhalb des gemessenen Bereichs erreicht, obwohl die Lautheitsdaten eindeutig ab einem bestimmten Punkt darauf hindeuten . . . . . 47

3.12 Zweites Beispiel einer Lautheitsfunktion, die nicht die Lautheit 0 cu innerhalb des gemessenen Bereichs erreicht, obwohl die Lautheitsdaten eindeutig ab einem bestimmten Punkt darauf hindeuten . . . . . 48

3.13 Ein Beispiel für die Veränderung der Lautheitsfunktion durch die Modifikation,  $R^2_{pot.} = 0.85$  und  $R^2_{mod.pot} = 0.88$  . . . . . 50

3.14 Die Potenzfunktion entsprach bereits vor der Modifikation dem Anspruch die niedrigen Lautheitsbereich optimal zu repräsentieren,  $R^2_{pot.} = 0.92$  und  $R^2_{mod.pot} = 0.92$  . . . . . 50

3.15 Ein Beispiel mit positiver Krümmung, die unteren Lautheiten werden durch die Modifikation wesentlich besser vorhergesagt, bei lauterer Stimuli gibt es nur eine kleine Veränderung,  $R^2_{pot.} = 0.77$  und  $R^2_{mod.pot} = 0.76$  . . . . . 51

3.16 Der einzige Fall, in dem die Modifikation zu einem sehr schlechten Ergebnis führte,  $R^2_{pot.} = 0.79$  und  $R^2_{mod.pot} = 0.5$  . . . . . 52

3.17 Illustration der Fläche zwischen Lautheitsfunktionen nach unterschiedlich vielen *Trial*. . . . . 52

3.18 Flächen zwischen den Lautheitsfunktionen für dieselbe Elektrode, aber unterschiedliche *Trial*-Nummern . . . . . 54

3.19 Typ 1, eine nicht konvergenten Funktionen, (Links: die normalisierte Fläche; Rechts: die Ableitung der normalisierten Fläche nach der *Trial* - Anzahl) . . . . . 55

3.20 Typ 2, eine nicht konvergenten Funktionen, (Links: die normalisierte Fläche; Rechts: die Ableitung der normalisierten Fläche nach der *Trial* - Anzahl) . . . . . 55

3.21 Typ 3, eine konvergenten Funktionen, (Links: die normalisierte Fläche; Rechts: die Ableitung der normalisierten Fläche nach der *Trial* - Anzahl) . . . . . 56

3.22 Typ 4, eine konvergenten Funktionen, (Links: die normalisierte Fläche; Rechts: die Ableitung der normalisierten Fläche nach der *Trial* - Anzahl) . . . . . 56

3.23	Der Exponent $p$ der Lautheitsfunktionen für die monauralen Experimente; Ist $p > 1$ , ist die Funktion positiv gekrümmt; ist $p < 1$ , dann ist die Funktion negativ gekrümmt. Die prälingual ertaubten Testpersonen p4 und p7 haben ein $p > 1.5$ . Die postlingual ertaubten Testpersonen p1, p2, p3, p5 und p6 haben ein $p < 1.5$ . . . . .	58
3.24	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p3, rechte El 7 . . . . .	59
3.25	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p4, linke El 5 . . . . .	59
3.26	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p2, rechte El 3 . . . . .	59
3.27	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p7, linke El 5 . . . . .	59
3.28	Bin. Lautheitsfunktionen der TP p5 (linken El 8, rechte El 8)	59
3.29	Bin. Lautheitsfunktionen der TP p7 (linken El 5, rechte El 5)	59
3.30	Die Ergebnisse der Lautheitsabgleichexperimente sind hier in Gruppen für die einzelnen Testpersonen präsentiert. Von links nach rechts (Elektrodennotation: (links/rechts)): p2: 3 Exp. mit Elektroden (5/6), 3 Exp. mit Elektroden (4/3); p3: 3 Exp. mit Elektroden (7/5); p4: 1 Exp mit Elektroden (5/5); p5: 2 Exp. mit Elektroden (8/8); p6: 2 Exp. mit Elektroden (8/8), 2 Exp. mit Elektroden (7/7); p7: 2 Exp. mit Elektroden (5/5)	61
3.31	Der adaptive Vergleich: Die Daten aus den Lautheitsabgleichtests werden gemittelt und dann beide über die linke und die rechte Lautheitsfunktion der adaptiven Prozedur ausgewertet. Weiters wird der Vertrauensbereich für diese Funktionen abgebildet. . . . .	62
3.32	Der <i>Constant Stimuli</i> - Vergleich: Die Daten aus der Lautheitsabgleichtest werden gemittelt und dann beide über die linke und die rechte Lautheitsfunktion der <i>Constant Stimuli</i> - Prozedur ausgewertet. Weiters wird der Vertrauensbereich für diese Funktionen abgebildet. . . . .	63
B.1	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p1, linke El 4 . . . . .	73
B.2	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p2, linke El 4 . . . . .	73
B.3	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p2, linke El 5 . . . . .	74

B.4	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p2, rechte El 3 . . . . .	74
B.5	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p2, rechte El 6 . . . . .	74
B.6	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p3, linke El 7 . . . . .	74
B.7	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p3, linke El 9 . . . . .	74
B.8	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p3, rechte El 5 . . . . .	74
B.9	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p3, rechte El 7 . . . . .	75
B.10	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p4, linke El 5 . . . . .	75
B.11	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p4, rechte El 5 . . . . .	75
B.12	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p5, linke El 8 . . . . .	75
B.13	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p5, rechte El 8 . . . . .	75
B.14	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p6, linke El 7 . . . . .	75
B.15	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p6, linke El 8 . . . . .	76
B.16	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p6, rechte El 7 . . . . .	76
B.17	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p6, rechte El 8 . . . . .	76
B.18	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p7, linke El 5 . . . . .	76
B.19	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p7, linke El 7 . . . . .	76
B.20	Mon. Lautheitsfunktionen der TP p7, rechte El 5 . . . . .	76
C.1	Bin. Lautheitsfunktionen der TP p3, (7; 5) . . . . .	77
C.2	Bin. Lautheitsfunktionen der TP p3, (9; 7) . . . . .	77
C.3	Bin. Lautheitsfunktionen der TP p4, (5; 5) . . . . .	78
C.4	Bin. Lautheitsfunktionen der TP p5, (8; 8) . . . . .	78
C.5	Bin. Lautheitsfunktionen der TP p6, (7; 7) . . . . .	78
C.6	Bin. Lautheitsfunktionen der TP p6, (8; 8) . . . . .	78
C.7	Bin. Lautheitsfunktionen der TP p7, (5; 5) . . . . .	78
C.8	Bin. Lautheitsfunktionen der TP p7, (7; 7) . . . . .	78