

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

Direktor: Professor Dr. med. Rudolf Hagen

**Lautheitsbeurteilung unilateraler Cochlea-  
Implantat-Träger in Abhängigkeit von der  
Stimulusart und vom vorangehenden  
Stimulus bei sequenzieller  
Darbietung der Reize**

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

Stefan Kaulitz

aus Castrop-Rauxel

Würzburg, November 2007



Referent: Prof. Dr. med. Rudolf Hagen  
Korreferent: Priv.-Doz. Dr.-Ing. Mario Cebulla  
Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 12. Februar 2008

Der Promovend ist Arzt





Meiner Familie



# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Einführung . . . . .	1
1.1.1	Rückblick auf die Pionierarbeit . . . . .	2
1.2	Lautheitsskalierung . . . . .	3
1.2.1	Verhältnismethoden . . . . .	3
1.2.2	Partitionsmethoden . . . . .	3
1.2.3	Kontexteffekte . . . . .	6
1.2.4	Einfluss der Stimulusart auf die Lautheitsempfindung . . . . .	6
1.3	Cochlea-Implantat . . . . .	7
1.3.1	Aufbau . . . . .	7
1.3.2	Funktionsweise . . . . .	7
1.4	Fragestellung und Zielsetzung . . . . .	8
<b>2</b>	<b>Methodik</b>	<b>11</b>
2.1	Technik . . . . .	11
2.1.1	Computer . . . . .	11
2.1.2	USB-Soundkarte . . . . .	11
2.1.3	Audiometrie-Aktiv-Box . . . . .	11
2.1.4	Skaliertablett . . . . .	11
2.1.5	Skalierungsprogramm . . . . .	13
2.1.6	Patientendatenbank . . . . .	14
2.2	Auswahl der Probanden . . . . .	15
2.2.1	Tonaudiogramm . . . . .	15
2.3	Aufbau der Sequenzen . . . . .	15
2.4	Stimuli . . . . .	17
2.4.1	Auswahl . . . . .	18
2.4.2	Art und Beschaffenheit der Stimuli . . . . .	18
2.4.3	Reihenfolge der Stimuli . . . . .	21
2.5	Instruktion der Probanden . . . . .	21
2.5.1	Probandeninstruktion . . . . .	21

2.5.2	Zusatz zur Probandeninstruktion . . . . .	23
2.6	Freifelddarbietung . . . . .	23
2.7	Schalltoter Raum . . . . .	23
2.8	Aufbau der Geräte in der Kammer . . . . .	24
2.9	Schallpegelmessung . . . . .	24
2.10	Versuchsablauf . . . . .	25
<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>27</b>
3.1	Statistische Auswertung . . . . .	27
3.2	Rohdaten . . . . .	28
3.3	Urteilsdichte . . . . .	30
3.4	Urteilsunterschiede der Probanden . . . . .	33
3.5	Antwort in Abhängigkeit von der implantierten Seite . . . . .	34
3.6	Antwort in Abhängigkeit vom Stimulustyp . . . . .	34
3.7	Antwort in Abhängigkeit vom Pegel . . . . .	40
3.8	Antwort in Abhängigkeit von Vorgängerpegel und Vorgängerurteil .	43
3.8.1	Effekt des Vorgängerpegels und des Vorgängerurteils in Abhängigkeit vom Probanden . . . . .	46
3.8.2	Effekt des Vorgängerpegels und des Vorgängerurteils in Abhängigkeit von der implantierten Seite . . . . .	49
3.8.3	Effekt des Vorgängerpegels und des Vorgängerurteils in Abhängigkeit vom Stimulustyp . . . . .	51
3.8.4	Effekt des Vorgängerpegels und des Vorgängerurteils in Abhängigkeit vom Pegel . . . . .	54
3.9	Überblick über Vorgängereffekte . . . . .	54
3.10	Empfindungen und Schwierigkeiten der Probanden . . . . .	58
<b>4</b>	<b>Diskussion</b>	<b>61</b>
4.1	Urteilsverhalten der Probanden . . . . .	61
4.2	Einfluss der implantierten Seite . . . . .	65
4.3	Einfluss der verschiedenen Stimulustypen . . . . .	66
4.4	Pegelabhängigkeit . . . . .	66
4.5	Abhängigkeit der Antwort von Vorgängerpegel und Vorgängerurteil	70
4.5.1	Probandenabhängigkeit . . . . .	71
4.5.2	Seitenspezifische Abhängigkeit . . . . .	71
4.5.3	Abhängigkeit vom Stimulustyp . . . . .	72

4.5.4	Pegelabhängigkeit . . . . .	73
4.6	Überblick über Vorgängereffekte . . . . .	74
4.7	Fehlermöglichkeiten . . . . .	74
<b>5</b>	<b>Ausblick</b>	<b>77</b>
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>79</b>
<b>A</b>	<b>Übersichtstafeln Lautheitsskalierung und Urteilsdichte</b>	<b>81</b>
<b>B</b>	<b>Skalierungsdaten und Vorgängerabhängigkeiten</b>	<b>87</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>117</b>
	<b>Danksagung</b>	
	<b>Lebenslauf</b>	



# 1 Einleitung

## 1.1 Einführung

Erworbene oder angeborene Hörstörungen stellen die Betroffenen vor schwerwiegende Probleme. Mit dem akustischen Kontaktverlust zur Umwelt geht die soziale Ausgrenzung einher. Die Verwechslung von Taubheit mit Dummheit ist so aktuell, dass noch immer viele Hörgeschädigte versuchen, ihre Behinderung zu verbergen. Hörverlust im Erwachsenenalter führt in den allermeisten Fällen zur Erwerbsunfähigkeit mit all ihren sozioökonomischen Folgen. Hörgeschädigten Kindern bleiben ohne hörverbessernde Therapien Zukunftschancen verschlossen.

Hörstörungen bis hin zur Gehörlosigkeit können heute in der Regel mit gutem bis sehr gutem Erfolg therapiert werden. Bei hochgradiger Schwerhörigkeit oder Gehörlosigkeit ermöglichen Cochlea-Implantate (CI) die Funktion des Hörsinns wiederherzustellen. Voraussetzung dazu ist ein intakter Hörnerv. Aktuell (Niparko et al., 2007) tragen weltweit etwa 105.000 Menschen ein oder zwei CI, darunter mehr als 50.000 Kinder. Cochlea-Implantate stellen den Standard in der Therapie postlingual ertaubter Jugendlicher und Erwachsener sowie prälingual ertaubter Kinder dar. Nach einer Versorgung mit einem Cochlea-Implantat muß das Hören wieder erlernt werden. CI-Träger erlangen sechs Monate nach der Implantation durchschnittlich ein Wortverständnis von 87,8% (Helms et al., 2004) im HSM-Sprachverständnistest. 64% der postlingual ertaubten Erwachsenen weisen eine Hörrehabilitation auf, „... die für das Telefonieren mit fremden Personen in aller Regel ausreicht.“ (Helms und Müller, 1999). Nach beidseitiger CI-Versorgung ist ein Sprachverstehen auch in geräuschvoller Umgebung sowie die Lokalisation von Schallquellen möglich. Um beste Hörergebnisse zu erzielen, sind regelmäßige Anpassungen der CI-Systeme im Anschluß an die Implantation wichtig. Dabei werden die Systeme in Klang und Lautstärke an die Hörfähigkeiten und Wünsche ihrer Träger angepasst. Durch die Möglichkeit der Lautstärkeeinstellung ist die Lautheit beeinflussbar, mit der CI-Träger die akustische Umwelt wahrnehmen. Welche Lautheit CI-Träger mit der von ihnen gewählten Einstellung empfinden, soll in der vorliegenden Arbeit untersucht werden.

### 1.1.1 Rückblick auf die Pionierarbeit

Anlässlich des 50. Jubiläums (1957-2007) soll ein kurzer Rückblick auf die Pionierarbeit der Cochlea-Implantation folgen.

1957 trafen in Paris André Djourno und Charles Eyriès zusammen. Eyriès, zu dieser Zeit Chef des „Institute Prophylactique de Paris“ und Spezialist für Gesichtsnerventransplantationen, plante bei einem Patienten eine Rekonstruktion des N. facialis. Der Patient war zuvor durch beidseitige, radikale Entfernung von Cholesteatomen ertaubt und litt unter beidseitiger Gesichtsnervenlähmung. André Djourno, der rein wissenschaftlich tätig war, befasste sich zu dieser Zeit seit vielen Jahren intensiv mit der elektrischen Erregbarkeit von Nervenfasern und „Telestimulation“, der kabellosen Übertragung von Strom, z. B. durch die Haut. Er hatte die Idee, durch elektrische Stimulation des Hörnervs einen Höreindruck auslösen zu können, und er überzeugte Eyriès dem Patienten in der selben Operation ein Implantat einzubringen, das es ermöglichen sollte, den Hörnerv elektrisch zu stimulieren. Der Patient wünschte, dass auch das Unmöglichste versucht würde, um ihn von der ihn umgebenden Stille zu erlösen, sei es auch noch so unvollkommen. Da durch die Voroperationen bereits ein Stumpf des Nervs freilag, entstand kein zusätzliches operatives Risiko.

Die Operation fand am 25. Februar 1957 statt. Zunächst führte Eyriès die Transplantation des Gesichtsnervs durch, dann brachte er eine Elektrode in den verbliebenen Rest des Hör- und Gleichgewichtsnervs ein. Eine Induktionsspule sowie eine Referenzelektrode wurden unter dem Muskelus temporalis platziert. Die Operation verlief erfolgreich. Die erste Cochlea-Implantation weltweit war erfolgt. Bei der Aktivierung der Elektrode nahm der Patient Geräusche wie „Grillenzirpen“ und „Trillerpfeifen“ wahr. Nach einiger Übung konnte er die über Mikrofon eingesprochenen und analog übertragenen Worte „Mama“ und „Papa“ unterscheiden. Offenes Sprachverständnis wurde mit diesem Implantat nicht erreicht (Djourno et al., 1957; Eisen, 2003). Noch heute sind zwei von Djournos Entwicklungen wichtige Bestandteile aktueller CI-Systeme: die transkutane Übertragung des Stroms durch Induktion via Sender- und Empfängerspule und die monopolare Stimulation via Stimulations- und Referenzelektrode.



## 1.2 Lautheitsskalierung

„Die Skala ist ... ein Meßinstrument mit einer mehr oder weniger differenzierten Meßeinheit, auf dem der Stärkegrad einer psychologischen Wirkung, die z. B. durch einen ‚Reiz‘ erzeugt wird, abgelesen werden kann.“ (Heller, 1995) Lautheit als subjektive Empfindungsgröße ist nicht wie physikalische Größen mit Messgeräten zu erfassen. Der Versuch, Empfindungsgrößen zu messen, war die Geburtsstunde der „Psychophysik“. 1860 erfragte Fechner bei seinen Probanden ebenmerkliche Empfindungsunterschiede, aus denen er anschließend Unterschiedsschwellen errechnete. Durch Aneinanderlegen der Unterschiedsschwellen bildete er eine Skala, deren Einheit der ebenmerkliche Empfindungsunterschied war („indirekte Skalierung“) (Heller, 1995). Stevens (1955) führte in den 1960er Jahren mit den Verhältnismethoden „direkte“ Skaliermethoden ein, zu denen neben den Verhältnismethoden Partitionsmethoden gezählt werden.

### 1.2.1 Verhältnismethoden

Mit Verhältnismethoden können „Lautheitsverhältnisse“ verschiedener Reize zueinander erfasst werden. Die Testperson gibt Zahlenwerte an, die in ihrem Verhältnis dem Verhältnis der durch die Reize ausgelösten Empfindungsstärken entsprechen sollen. Als Referenzwert dient entweder ein vordefinierter Standardstimulus („magnitude estimation“) oder der erste von der Testperson bewertete Reiz („free magnitude estimation“). Befürworter der „absolute magnitude estimation“ glauben „... ,dass es eine ‚natürliche‘ Zuordnung von Zahlen zu Empfindungsstärken gibt ...“ (Hellbrück, 2003). Diese Vorstellung ist umstritten. Verhältnismethoden eignen sich vor allem dazu anzugeben „... mit welcher Rate die Lautstärke in Abhängigkeit vom Schallpegel zunimmt.“ (Hellbrück, 2003).

### 1.2.2 Partitionsmethoden

Die Lautheitsurteile der vorliegenden Arbeit wurden ausnahmslos mit dem „Kategorienunterteilungs-Verfahren“ (KU-Verfahren) nach Heller (1985), einer Partitions- oder Kategorienmethode erhoben. „Kategorienmethoden zeigen ... interindividuelle und Gruppenunterschiede im wahrgenommenen Lautstärkeniveau auf.“ (Hellbrück, 2003).

Beim KU-Verfahren gibt der Proband Urteile über die Empfindungsstärke eines Reizes auf einer vorgegebenen Skala an. Die Skala ist in fünf durch Alltags-

## 1 Einleitung

begriffe bezeichnete Kategorien (»leise«, »mittel« »laut«, etc.) grob unterteilt (s. Abbildung 1.1). „Die sprachliche Kategorisierung erlaubt die spontane, unvermittelte Zuordnung von Lautstärkeempfindungen in alltagssprachlich vertraute Klassifizierungen; ...“ (Hellbrück und Thomamüller, 1997). Jede Kategorie ist in zehn Schritte feinunterteilt. Ursprünglich wurde die Methode als zweistufiges Verfahren angewendet. Jeder Reiz wurde zweimal präsentiert. Nach der ersten Präsentation legte sich der Proband auf eine der fünf Kategorien fest, nach der zweiten nahm er eine Feinunterteilung innerhalb der Kategorie anhand der zehn Untereinheiten vor. In späteren Versuchsreihen (Kießling et al., 1993) konnte gezeigt werden, dass die Reduzierung auf ein einstufiges Verfahren keine Einbußen in der Genauigkeit zur Folge hat.

Das KU-Verfahren findet als Lautheitsskalierungsmethode breiten klinischen Einsatz bei Lautheitsskalierungstests, wie z. B. dem „Würzburger Hörfeld (WHF)“.

### **Würzburger Hörfeld**

Das WHF ist ein audiometrischer Test, mit dem der Dynamikbereich des Gehörs und die Absolutlage der Lautheitsempfindung von Testpersonen für verschiedene Frequenzen untersucht werden kann. Er ist wichtiger Bestandteil der Anpassung von technischen Hörhilfen, die in ihrer Darbietungslautstärke an den eingeschränkten Dynamikbereich sensorineural schwerhöriger Patienten angepasst werden müssen, um größtmögliches Wohlbefinden und beste Tragetoleranz zu erreichen. Einer Testperson wird ein in der Bandmittenfrequenz und in der Lautstärke variierendes Terzbandrauschen präsentiert. Die Frequenzen und Intensitätspegel sind in sogenannten Hörfeldern vordefiniert. Es gibt drei Hauptgruppen von Hörfeldern. Ein Hörfeld besteht aus 64 Terzbandrauschen in 15 verschiedenen Schalldruckpegeln (20–90 dB in 5 dB Schritten) und vier unterschiedlichen Bandmittenfrequenzen mit Oktavabstand (z. B. 500, 1000, 2000, 4000 Hz). Die Hauptgruppen unterscheiden sich in den Frequenzen (500-6300 Hz) und in der Reihenfolge der Stimuluspegel. Die Reizdarbietung erfolgt über eine Aktivbox in einer reflexionarmen Umgebung (Audiometrikabine). Die Lautheitsurteile werden von der Testperson auf einem Tablett (s. Abbildung 1.1) durch Fingerdruck auf einen berührungsempfindlichen Streifen abgegeben. Die Skala des Tablett entspricht der des KU-Verfahrens. Ein Computer registriert und speichert die Urteile (Kugler und Moser, 1995; Moser, 1996).

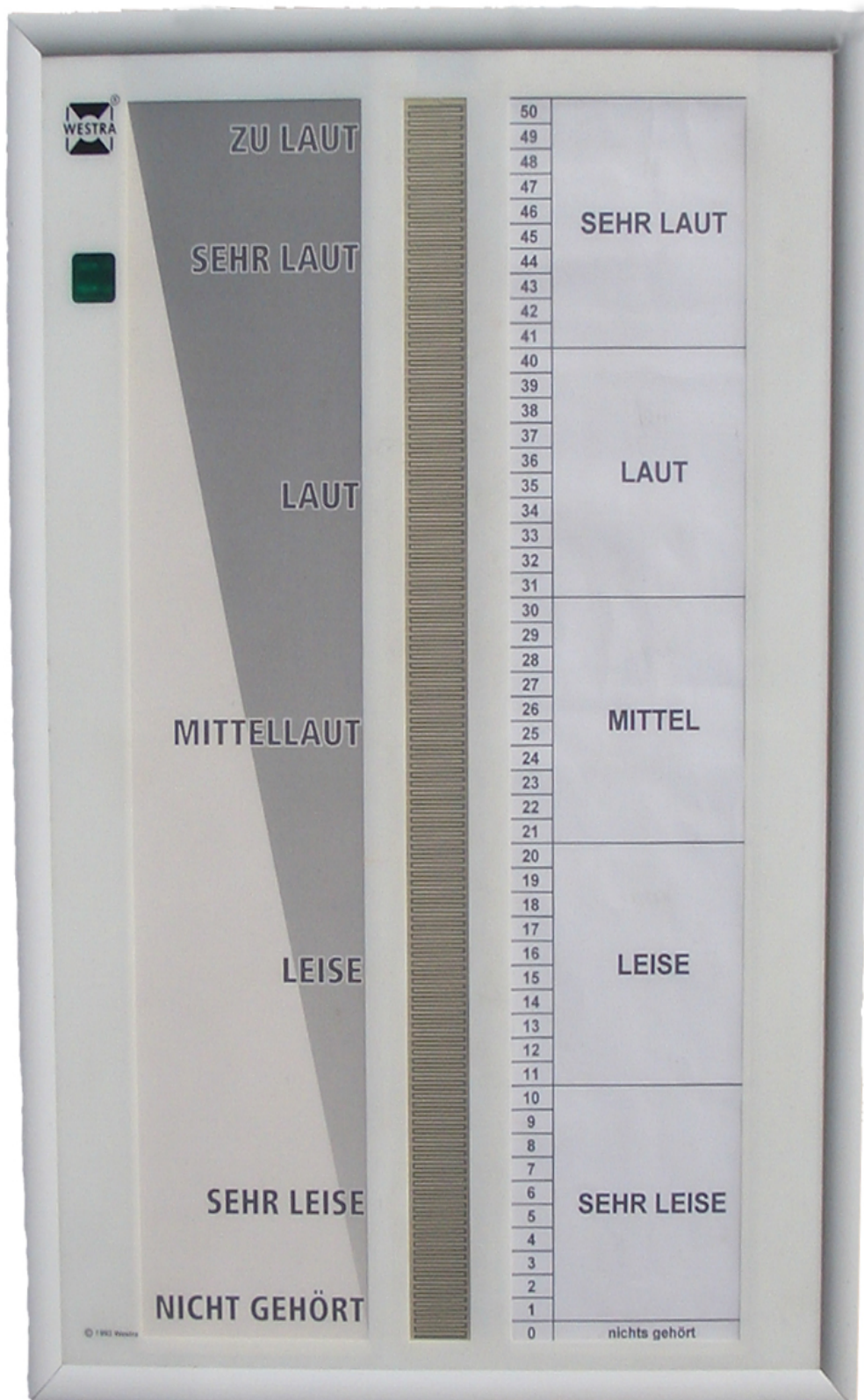


Abbildung 1.1: Skaliertablett mit Skala und berührungsempfindlichem Streifen

### 1.2.3 Kontexteffekte

Kontexteffekte, auch Sequenzeffekte genannt, sind im Rahmen von Lautheitskalierungsversuchen mit normalhörenden Probanden in der Literatur vieldiskutierte Effekte. Das Spektrum reicht von einer Reihe von Arbeiten, die unabhängig voneinander gleiche Sequenzeffekte zeigten (Holland und Lockhead, 1968; Lockhead, 1986; Nägle, 2004; Ward und Lockhead, 1970), über einzelne Arbeiten, die gegenteilige Effekte fanden (Jesteadt et al., 1977) bis hin zu einer Arbeit, die die Methoden mit denen Sequenzeffekte festgestellt wurden, gänzlich in Frage stellt (Haubensak, 1992). Untersuchungen zu Sequenzeffekten bei Cochlea-Implantat-Trägern tauchen in der Literatur nicht auf. Die Untersuchungen zu möglichen Kontexteffekten im Rahmen der vorliegenden Arbeit konzentrieren sich auf zwei für Normalhörende häufig beschriebene Sequenzeffekte:

#### **Vorgängerpegel- und Vorgängerurteilsabhängigkeit**

In Untersuchungen an Normalhörenden konnten u.a. Holland und Lockhead (1968); Lockhead (1986); Ward und Lockhead (1970) und jüngst Nägle (2004) eine positive Abhängigkeit des Urteils vom Vorgängerpegel und vom Vorgängerurteil zeigen. Sie stellten fest, dass das Urteil über einen Stimulus in Richtung des Lautstärkepegels und der Beurteilung seines unmittelbaren Vorgängerstimulus tendiert. Geht ein pegelstärkerer/lauter beurteilter Stimulus dem aktuellen voran, wird der aktuelle Stimulus überschätzt, geht ein pegelschwächerer/leiser beurteilter voran, wird der aktuelle Stimulus unterschätzt (Assimilation). Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde zum erstenmal untersucht, ob derartige Effekte bei unilateralen CI-Trägern existieren.

#### **1.2.4 Einfluss der Stimulusart auf die Lautheitsempfindung**

Ricketts und Bentler (1996) bemerkten in ihrer Arbeit, dass von Normalhörenden und leichtgradig Schwerhörigen breitbandige Stimuli signifikant lauter beurteilt wurden als schmalbandige. Nägle (2004) fand die gleichen Effekte bei Normalhörenden. Breitbandrauschen und Sprachsignale wurden lauter beurteilt als Sinus- und Wobbelsignale. Ob und wie sich dieser Effekt bei CI-Trägern zeigt, ist bislang ungeklärt und wurde ebenfalls in der vorliegenden Arbeit für unilaterale CI-Träger untersucht.

## 1.3 Cochlea-Implantat

### 1.3.1 Aufbau

Cochlea-Implantat-Systeme bestehen aus zwei Teilen: einem „externen Teil“, dem meist hinter dem Ohr (HdO) getragenen Prozessor und einem „internen Teil“, dem Implantat. Bei den meisten Implantatsystemen besteht der Prozessor aus einem Kunststoffgehäuse. Er enthält ein Mikrofon, signalverarbeitende Elektronik, äußere Bedienelemente und ein Batteriefach. Über ein Kabel ist eine Sendespule mit dem Prozessor verbunden. Der „interne Teil“, das Implantat, besteht je nach Typ aus einem Keramik- oder Titangehäuse, einem Elektroenträger und der Referenzelektrode. Im Implantatgehäuse befindet sich eine Empfängerspule und weitere signalverarbeitende Elektronik (s. Abbildung 1.2).

### 1.3.2 Funktionsweise

Das Mikrofon im Prozessor nimmt Schall auf. In einem ersten Schritt wird das Mikrofonsignal verstärkt und von der sog. Automatic-Gain-Control (AGC) im Dynamikumfang reduziert. Beide Funktionen sind in einem analogen integrierten Schaltkreis („IC“, „Chip“) implementiert. Durch einen zweiten Chip erfolgt die Umwandlung des akustischen in ein digitales Signal (AD-Wandler). Durch Frequenzfilter wird das Signal in Frequenzbänder aufgeteilt. Das Signal wird in eine Folge elektrischer Impulse umgewandelt (Kodierungsstrategie), die über ein Kabel an die Sendespule geleitet und mit Hilfe von Radiowellen transkutan an die Empfängerspule übermittelt werden. Die Sendespule wird magnetisch auf der Empfängerspule gehalten. Das Implantat empfängt das Signal, dekodiert es und teilt die entsprechenden Pulse eines Frequenzbandes jeweils einer Elektrode zu. In der Cochlea werden anschließend entsprechend der tonotopen Organisation der Basilarmembran (hohe Frequenzen basal, tiefe Frequenzen apikal) die Nervenzellen stimuliert.

Bei der in den aktuellen Systemen verwendeten CIS-Strategie (Continuous Interleaved Sampling) werden die Impulse von den Elektroden nicht gleichzeitig, sondern aufeinanderfolgend abgegeben. Elektrische Summationseffekte, die deutliche Nachteile für das Hörvermögen mit sich bringen, werden so verhindert.

## 1 Einleitung

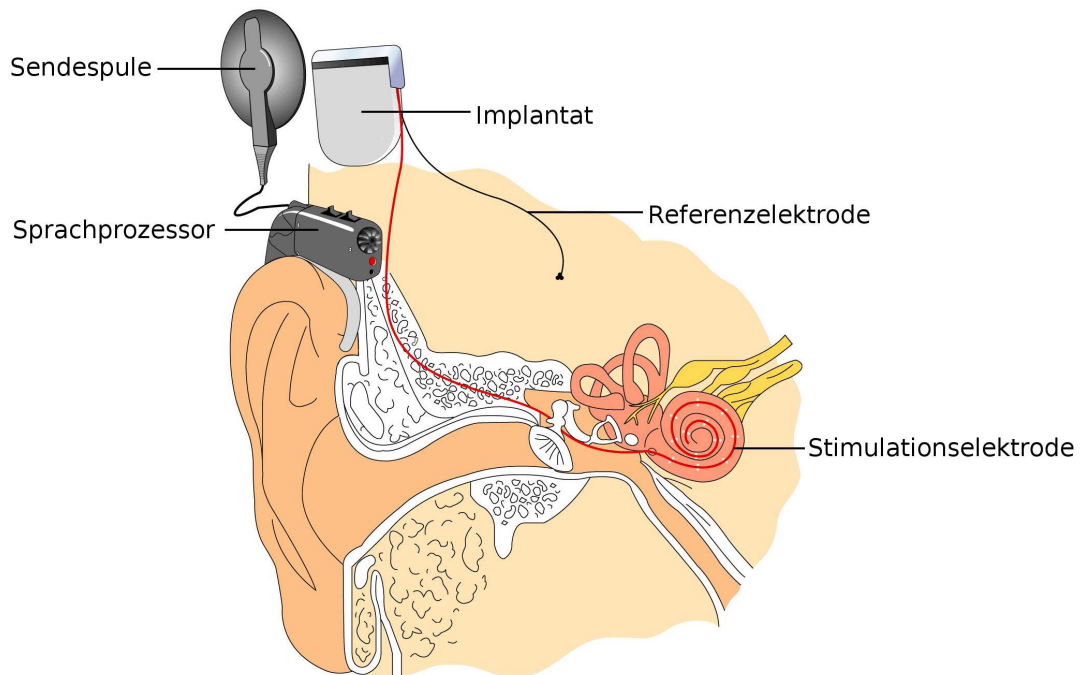


Abbildung 1.2: Cochlea-Implantat<sup>1</sup>

### 1.4 Fragestellung und Zielsetzung

In den ersten Jahren der Cochlea-Implantation wurden Menschen mit beidseitigem Hörverlust lediglich unilateral mit CI versorgt. Bis etwa 1995 gab es nur eine kleine Zahl von Patienten, denen aufgrund unzureichender Hörergebnisse nach Implantation des ersten CI ein zweites auf der kontralateralen Seite implantiert wurde oder die im Rahmen technischer Neuerungen ein moderneres Implantat auf der kontralateralen Seite erhielten. Die Patienten konnten die Signale aus beiden Ohren integrieren und verarbeiten. Als Schlussfolgerung wurde die Versorgung des kontralateralen Ohres für bestimmte Patienten als „akzeptabel“ befunden (Green et al., 1992). Die erste mit dem expliziten Ziel der Wiederherstellung des binauralen Hörens erfolgte bilaterale Cochlea-Implantation wurde in der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten der Universität Würzburg von Helms im Jahr 1996 durchgeführt. Der Eingriff war von der Idee motiviert, dem Patienten die Vorteile des binauralen Hörens wieder zugänglich zu machen. Dazu zählen ein verbessertes Sprachverständnis, vor allem im Störlärm, sowie die Möglichkeit der Lokalisation und Externalisation von Schallquellen. Die Idee erwies sich

<sup>1</sup>Mit freundlicher Genehmigung der Firma MedEl

als richtig. Eine retrospektive Literaturstudie (Murphy und O'Donoghue, 2007) fasste jüngst die in einer Vielzahl von Arbeiten bewiesenen Vorteile der bilateralen CI-Versorgung zusammen. Erwachsene zeigen nach der Versorgung der zweiten Seite unter anderem ein signifikant besseres Satzverständnis und signifikant bessere Ergebnisse bei der Lokalisation von Schallquellen. Müller et al. (2002) zeigten in einer Untersuchung drei zugrundeliegende Mechanismen sowie ihren jeweiligen Anteil an der Verbesserung des subjektiven und objektiven Hörergebnisses auf (Kopfschatteneffekt, Squelcheffekt und binaurale Summation). Unter „binauraler Summation“ wurden dabei Redundanzeffekte und das Phänomen der „binauralen Lautheitssummation“ zusammengefasst. Letzteres beschreibt, dass Schalle gleichen Lautstärkepegels bei binauraler Hörsituation lauter empfunden werden als bei monauraler. Die Lautheitssummation ist abhängig vom Schalldruckpegel, von der Bandbreite der Stimuli (schmal- oder breitbandig) und dem Schalldruckpegelunterschied zwischen beiden Ohren (Cartrette und Friedman, 1978; Hellbrück, 2003). Im Pegelbereich der Sprachlautstärke (60–70 dB) wird gleiche Lautheit in monauraler Hörsituation bei etwa 5 dB höherem Darbietungspegel empfunden. Auf einer Konferenz in Iowa 2000 wurde von einigen Teilnehmern die Meinung vertreten, dass der Gewinn bilateraler CI-Träger im Sprachverständnis ausschließlich auf „binaurale Lautheitssummation“ zurückzuführen sei. Konnte dies durch die Studie von Müller et al. (2002) bereits widerlegt werden, so ist in der Literatur doch keine Arbeit zu finden, die explizit die allgemeine Lautheitsempfindung unilateraler und bilateraler CI-Träger untersucht und diese miteinander oder gegen andere Kollektive (z. B. Normalhörende) vergleicht. Es ist bis heute nicht bekannt, wie laut unilaterale und bilaterale CI-Träger im Vergleich zueinander oder zu Normalhörenden mit ihrer alltäglichen Einstellung des CI hören. An der Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg wurde im Jahr 2000 eine Dissertation mit dem Thema: „Über die Lautheitsempfindung bei bilateralen Cochlea-Implantat-Trägern“ (Schaub, 2005) vergeben. Mit dem Würzburger Hörfeld (WHF) (s. Abschnitt 1.2.2, Würzburger Hörfeld, S. 4) wurden Lautheitsempfindungen unilateraler und bilateraler CI-Träger erfasst. Bei der Auswertung der gewonnenen Daten zeigte sich aber, dass einige Lautheitsempfindungskurven nicht monoton steigend verliefen und dass die Varianz der Urteile groß war. Dies schränkte die Aussagekraft des Tests stark ein. Technische Probleme konnten als Ursache ausgeschlossen werden. Als mögliche Gründe wurden Sequenzeffekte vermutet. Um das Auftreten von Sequenzeffekten (s. Abschnitt 1.2.3, Kontexteffekte, S. 6) und möglichen anderen Einfluss-

## 1 Einleitung

faktoren bei der direkten Lautheitsskalierung zu untersuchen, wurde anschließend in Würzburg ein komplexer Lautheitsskalierungsversuch entwickelt. Unter Ausschluß möglichst vieler Einflußfaktoren wurden 26 normalhörende Probanden getestet (Nägle, 2004). Der Versuchsaufbau lehnte an der Grundidee des WHF an, war jedoch wesentlich umfangreicher und kontrollierter gestaltet (s. Kapitel 2, Methodik, S. 11 ff.). Die Lautheitsempfindungskurven aller 26 Probanden verliefen streng monoton steigend. Es konnten Aussagen zu verschiedenen Einflußfaktoren gemacht werden. Da der neu entwickelte Versuchsaufbau sehr verlässliche Ergebnisse erbrachte, sollte er in der vorliegenden Arbeit genutzt werden, um Aussagen zur Lautheitsempfindung bei unilateralen CI-Trägern zu ermöglichen.

Cochlea-Implantate bieten bezogen auf die Lautheitsempfindung eine interessante Eigenschaft:

- CI-Träger können die Lautstärke wählen, mit der ihnen das CI die akustische Umwelt präsentiert.

Hält man sich als Normalhörender ein Ohr zu, empfindet man leiser. Man kann das noch hörende Ohr in dieser Situation nicht „lauter“ stellen um die Lautheitsabnahme zu kompensieren. CI-Träger können das sehr wohl. Daraus erwächst die zentrale Fragestellung der vorliegenden Arbeit:

- Streben unilaterale CI-Träger eine Kompensation des durch die monaurale Hörsituation bedingten Lautheitsverlustes an?

Desweiteren sollten Aussagen über:

- Urteilsunterschiede der Probanden
- Urteilsunterschiede in Abhängigkeit der implantierten Seite
- die Abhängigkeit der Antwort von Stimulustyp, Pegel, Vorgängerpegel und Vorgängerurteil
- den Verlauf der Lautheitsempfindungskurve
- die Dichteverteilung der Urteile

gemacht werden und die Ergebnisse mit denen Normalhörender verglichen werden.



## **2 Methodik**

### **2.1 Technik**

#### **2.1.1 Computer**

Als Computer wurde ein Notebook „MD 41300“ der Firma „Medion“ verwendet. Es war mit dem Betriebssystem Windows XP, Home-Edition, Version 2002, SP1 ausgestattet. Wichtige technische Daten sind: Mobile Intel Pentium 4 Prozessor, 3 GHz, 512 MB RAM, Festplattengröße 60 GB.

#### **2.1.2 USB-Soundkarte**

Zur Minimierung von Störgeräuschen wurde eine externe USB-Soundkarte genutzt. Die an der Hals-Nasen-Ohren-Klinik der Universität Würzburg entwickelte Audiokarte enthielt einen D/A-Wandler (digital-analog-Wandler, Typ PCM 2707) mit einer USB-Schnittstelle der Firma „Burr-Brown“.

#### **2.1.3 Audiometrie-Aktiv-Box**

Als Lautsprecher wurde eine Freifeld-Audiometrie-Box „LAB 501“ der Firma „Westra-Electronic“ verwendet. Die Maße des Lautsprechers sind: 235 × 335 × 24 mm. Sie besitzt einen vollkomplementären Gegentakt-Endverstärker. Laut Hersteller (Westra CAD03/1) zeichnet sich die Aktivbox durch hohe Linearität bei geringer Verzerrung aus. Die bauformbedingte Bündelung des Schalls im Bereich frontal der Box sorgt für einen maximalen Schalldruckpegel im normalen Hörraum von ca. 112 dB.

#### **2.1.4 Skaliertablett**

Die Lautheitsurteile der Probanden wurden mit dem WHF-Skaliertablett der Firma „Westra Electronic“ (s. Hersteller-Anleitung zum WHF, Westra WHF) erfasst

und unmittelbar in digitalisierter Form gespeichert. Durch Druck mit der Radiergummispitze eines umgedreht senkrecht gehaltenen Bleistiftes auf einem Drucksensorstreifen gaben die Probanden ihre Lautheitsurteile ab. Dadurch wurde ein lokaler Kurzschluss auf dem Sensorstreifen erzeugt. Die damit einhergehende Modifikation des ohmschen Widerstandes wurde in einen Zahlenwert umgerechnet und anschließend durch einen Computer per USB-Verbindung abgefragt und gespeichert. Der Sensorstreifen findet sich in der Mitte des Tablett (s. Abbildung 1.1). Rechts und links davon können verschiedene Skalen eingeschoben werden. In diesem Versuch wurde die Skala des „KU-Verfahrens“ nach Heller (1985) benutzt. Durch die Materialeigenschaften des Radiergummis wurde angestrebt, ein mögliches Verrutschen zu verhindern, einen inter- und intraindividuell gleichbleibenden Druck zu erreichen sowie eine, im Vergleich zur ursprünglichen Abgabe des Urteils mit dem Finger, präzisere Urteilsabgabe zu ermöglichen .

### „hel“

Bei der Bezeichnung „hel“ handelt es sich um eine Benennung des Wertes des Lautheitsurteils (0–50), das der Proband auf der Lautheitsskala abgab. Der Begriff wurde zu Ehren Hellers verwendet, der das Kategorien-Unterteilungsverfahren einführte. Mit der Bezeichnung „hel“ ist keine physikalische Einheit gemeint.

### Skaliertablettfehler

In der vorliegenden Arbeit traten technische Fehler des Skaliertabletts auf. Sie konnten jedoch toleriert werden, da sie keinen Einfluss auf die Ergebnisse hatten (s. Abschnitt 4.7, Fehlermöglichkeiten, S. 74 f.) Bereits in der Arbeit von Nägle (2004) wurden diese Schwächen des Skaliertabletts erkannt und dokumentiert:

Die Technik des Skaliertabletts erwies sich als teilweise problematisch: Während der Hauptversuche fiel bei drei Personen ein Effekt im Diagramm auf, der zunächst nicht erklärbar war. Bei diesen drei Personen zeigte sich ein extrem vom Mittelwert abweichendes Urteil bei 65 dB und zweimal bei 70 dB . . . Daraufhin wurde das Tablett in einer Nachuntersuchung im Skalenbereich zwischen 20 bis 40 genau kontrolliert. Bei 31 hel, etwas verschoben von der Mitte des Streifens, registrierte der Computer statt 31 hel einen Wert von 5 oder 7 hel; es lag also ein technischer Fehler im Skaliertablett vor.

Außerdem zeigten sich bei der ursprünglichen Urteilsabgabe mit dem Finger geringe druckabhängige Varianzen der Werte. Um diese auszuschalten wurde die Urteilsabgabe auf die Abgabe mit der Radiergummispitze eines Bleistiftes gewechselt. Die Probanden wurden instruiert, die Urteile mit gleichbleibend festem Druck abzugeben. In Abschnitt 2.5 (Instruktion der Probanden, S. 21 ff.) sind die genauen Probandeninstruktionen angeführt.

### 2.1.5 Skalierungsprogramm

Bei der verwendeten Software handelt es sich um eine durch Dipl.-Ing. (FH) Alexander Möltner modifizierte Audiometriesoftware. Mit ihr konnten die Sequenzen und Stimuli gewählt und abgespielt sowie die Lautheitsurteile vom Skaliertablett erfasst und gespeichert werden. Die identische Software wurde von Nägle (2004) verwendet:

Das Programm lädt eine Sequenzdatei, die die Reihenfolge der Stimuluspegel definiert. Vom Versuchsleiter wird interaktiv die Stimulusart bestimmt. Die Software spielt die Sequenzen und fragt die Antwort vom Skaliertablett ab. Die Stimulusdaten und Antworten werden in einer Protokolldatei gespeichert. Es ist möglich, die Urteilsabgabe des Probanden und somit die Streuung direkt am Bildschirm in einer Graphik zu beobachten, da die Werte sofort in einem Koordinatensystem dargestellt werden. Auf der x-Achse sind die Angebots-Pegel von 30 dB bis 90 dB aufgetragen, auf der y-Achse die Antwortmöglichkeiten von 1 bis 50 in der Einheit hel. Die Urteile sind für den Versuchsleiter als grüne Punkte in der Graphik sichtbar. Bei Ausbleiben einer Antwort zeigt die Graphik an entsprechender Stelle einen roten Punkt. Der Versuchsleiter kann zusätzlich in zwei Feldern sowohl den gerade abgespielten Stimuluspegel, sowie das Fortschreiten der 183 Stimuli langen Sequenz beobachten. So kann er während des Versuchsablaufs schon Tendenzen in den Urteilen erkennen und den Probanden anschließend sofort gezielte Fragen stellen, zum Beispiel, ob der Proband Schwierigkeiten hatte, sein Urteil zu fällen oder ob es ihm bei leisen Tönen einfacher gefallen ist, ein Urteil zu bilden. Ist die Streuung sehr groß, kann der Proband zum Beispiel über seine Konzentrationsfähigkeit befragt werden.

Das Programm beinhaltet außerdem einen Sicherheitsmechanismus: Falls in definierter Antwortzeit kein Urteil erfolgt, wird der Wert

„0“ registriert. Das Programm springt automatisch um 5 Stimuli in der Sequenz zurück, ohne dass der Proband etwas davon bemerkt. Die letzten 5 Pegel werden nochmals abgespielt. Nun wird lediglich die „0“ durch das erneut abgegebene Urteil ersetzt.

Als Zusatzfunktion zur Testung unilateraler CI-Träger konnte der Sicherheitsmechanismus für bestimmte Pegel deaktiviert werden („Ignore-Level“). Dies war notwendig, um Endlosschleifen durch nicht gehörte Stimuli zu verhindern.

### **Zusatzfunktion**

Nicht alle Probanden waren in der Lage leise Stimuli (30 dB bis 40 dB) wahrzunehmen. Daher wurde der Software eine weitere Funktion speziell für diese Versuchsreihe hinzugefügt. Sie wurde als „Ignore-Level“ bezeichnet und ermöglichte es, die Rücksprungautomatik für Stimuli bis zu einem vordefinierten Pegel auszuschalten um bei nicht erfolgtem Druck innerhalb des vorgegebenen Antwortzeitfensters diesen als »nicht gehört« zu registrieren, ohne gleichzeitig fünf Schritte zurückzuspringen. So wurden Endlosschleifen durch die Rücksprungautomatik verhindert. Für alle größeren Pegel funktionierte die Automatik normal und sprang bei fehlender Antwort des Probanden um fünf Schritte in der Sequenz zurück. Der maximal benötigte Pegel des „Ignore-Levels“ betrug 40 dB.

#### **2.1.6 Patientendatenbank**

Die Probandendaten wurden verschlüsselt erfasst. In die für das WHF entwickelte Patientenverwaltungssoftware der Firma „Westra-Electronic“ wurde für jeden Probanden eine spezifische Nummer eingetragen. Da ohne Angabe des Geburtsdatums das Starten des Programms nicht möglich war, wurden ein immer gleicher fiktiver Wert (11.11.1911) eingetragen. Eine Tabelle, die permanent in der Klinik verweilte, ordnete jeder Nummer die zum entsprechenden Probanden gehörenden weiteren Daten, wie Name, Vorname, Geburtsdatum, Datum und Seite der Implantation, Datum und Zeit des Versuchsdurchlaufes und eventuelle Bemerkungen zu.

## 2.2 Auswahl der Probanden

Die Hauptgruppe bestand aus 26 unilateral cochleaimplantierten Probanden im Alter von 24 bis 78 Jahren (Mittelwert: 56,96 Jahre). 14 Probanden waren linksseitig und 12 rechtsseitig implantiert. Die durchschnittliche Hörerfahrung mit dem CI betrug 4,23 Jahre (0,5 bis 10 Jahre). Als Selektionskriterium wurde ein Minimum der Implantationsdauer von sechs Monaten gefordert.

Da das Geschlecht keinen Einfluss auf die Lautheitsbeurteilung bei sequenzieller Darbietung der Reize im Freifeld hat (Nägle, 2004), wurde keine gleichmäßige Geschlechtsverteilung angestrebt. 17 Probanden waren weiblich, neun männlich. Zwei Probanden wurden nicht zur Hauptgruppe gezählt. Sie brachen den Versuch vorzeitig ab und wurden durch Nachrücker ersetzt.

### 2.2.1 Tonaudiogramm

Von allen Probanden lagen maximal ein Jahr zurückliegende Tonaudiogramme des nichtimplantierten Ohres vor. Im Falle einer Resthörigkeit dieses Ohres wurde es für die Zeit des Versuchs vertäubt. Dazu wurden Schaumstoffgehörstöpsel des Typs „Ohropax Soft“ der Firma „Ohropax“ mit einer Abdämpfung von etwa 35 dB (Angaben des Herstellers) über den gesamten hörbaren Frequenzbereich verwendet.

Fünf Probanden nutzten im täglichen Leben ein Hörgerät auf der dem Cochlea-Implantat kontralateralen Seite. Dieses wurde während des Versuches ausgeschaltet und das Ohr ebenfalls vertäubt. So konnte sichergestellt werden, dass die Probanden die dargebotenen Stimuli ausschließlich über das CI hörten.

## 2.3 Aufbau der Sequenzen

Der Versuchsaufbau sollte dem der Arbeit von Nägle (2004) möglichst exakt entsprechen. Als Sequenzen wurden die für ihre Untersuchungen konstruierten Sequenzen verwendet, die sie wie folgt beschreibt. Es:

... sollte untersucht werden, in welchem Ausmaß das Urteil über eine Lautstärke von der Lautstärke des Vorgänger-Stimulus abhängt. Zusätzlich sollte der Proband urteilen, ohne sich der eigentlichen Fragestellung bewusst zu sein. Dadurch wird vermieden, dass das Urteil

der Probanden durch das Wissen über Kontexteffekte zusätzlich beeinflusst wird.

Es sollten Lautstärkepegel im Bereich von 30 dB bis 90 dB in Fünferschritten getestet werden. Das ergab eine Anzahl von 13 Pegeln. Eine Sequenz wurde so konstruiert, dass jedem dieser 13 Pegel als Vorgänger jeweils alle anderen 13 Pegel einmal vorgeschaltet wurden. So konnte von jedem der Pegel die Lautheitsbeurteilung in Abhängigkeit von jedem möglichen Vorgänger erfasst werden. Damit bestand eine Sequenz aus  $13 \times 13 = 169$  Stimuli.

Da der erste Ton der gesamten Sequenz auch einen Vorgänger brauchte, wurde diesem der noch fehlende Vorgängerpegel vorangestellt. Dieser eine Pegel kam damit 14-mal, statt wie alle anderen 13-mal in der Sequenz vor. Daraus resultieren insgesamt 170 Stimuli in einer Sequenz. Um den Probanden eine Eingewöhnungsphase zu geben, die ihnen jedoch nicht bewusst sein sollte, wurde der eigentlichen Hauptsequenz noch einmal eine Initialsequenz aller vorkommenden Lautstärkepegel, also 13 Stimuli, vorausgeschickt. Zusammen mit dieser bestand die Gesamtsequenz also aus 183 Stimuli. Mit einem speziell entwickelten Computerprogramm wurden Sequenzen erzeugt, die die genannten Anforderungen erfüllten.

Während die Initialsequenz unverändert blieb, wurde die eigentliche Kernsequenz in mehreren, um einige Stimuli durchrotierten Varianten verwendet. Damit wurde versucht, potentielle Lerneffekte und einen Einfluss des Vorgängerstimulus zu minimieren.

Zusätzlich wurde eine separate Übungssequenz generiert, um die Probanden mit dem Versuchsablauf vertraut zu machen. Diese Sequenz enthielt alle im Haupttest vorkommenden Pegel von 30 dB bis 90 dB. Die Versuchsperson hatte damit eine nach oben und unten abgegrenzte Menge an Reizen und konnte sich ihr eigenes Bezugssystem bilden.

Daneben bot die Übungssequenz dem Versuchsleiter die Möglichkeit sich für das bestmögliche „Ignore-Level“ (s. Abschnitt 2.1.5, Zusatzfunktion, S. 14) zu entscheiden. Dies sollte gerade so groß gewählt werden, dass Endlosschleifen sicher verhindert wurden und gerade so niedrig, dass es nicht einen Pegelbereich beeinflusste, den die Probanden noch sicher hören konnten.

Die folgende Übersicht zeigt die Übungssequenz, die Initialsequenz und eine der 13 möglichen Hauptsequenzen (in dB).

60 35 85 55 80 40 65 30 90 50 75 45 70 (Übungssequenz)

60 35 85 55 75 45 65 30 90 50 80 40 70 (Initialsequenz)

### 60

60 35 60 40 60 65 60 75 60 45 60 70 60

30 60 85 60 50 60 55 60 80 60 90 35 35

40 35 65 35 75 35 45 35 70 35 30 35 85

35 50 35 55 35 80 35 90 40 40 65 40 75

40 45 40 70 40 30 40 85 40 50 40 55 40

80 40 90 65 65 75 65 45 65 70 65 30 65

85 65 50 65 55 65 80 65 90 75 75 45 75

70 75 30 75 85 75 50 75 55 75 80 75 90

45 45 70 45 30 45 85 45 50 45 55 45 80

45 90 70 70 30 70 85 70 50 70 55 70 80

70 90 30 30 85 30 50 30 55 30 80 30 90

85 85 50 85 55 85 80 85 90 50 50 55 50

80 50 90 55 55 80 55 90 80 80 90 90 **60** (Hauptsequenz)

## 2.4 Stimuli

Um den Versuchsaufbau identisch zu dem von Nägle (2004) zu halten, wurden auch die Vorgaben zu den Stimulustypen beachtet. Als Auszug folgen die Beschreibungen zu den Stimulustypen in den Abschnitten 2.4.1 bis 2.4.3. In Abbildung 2.1 ist der zeitliche Verlauf (linke Spalte) und das Spektrogramm (rechte Spalte) der Stimuli dargestellt. Die Abschnittsnumerierung des Zitats wurde an die Reihung der vorliegenden Arbeit angepaßt:

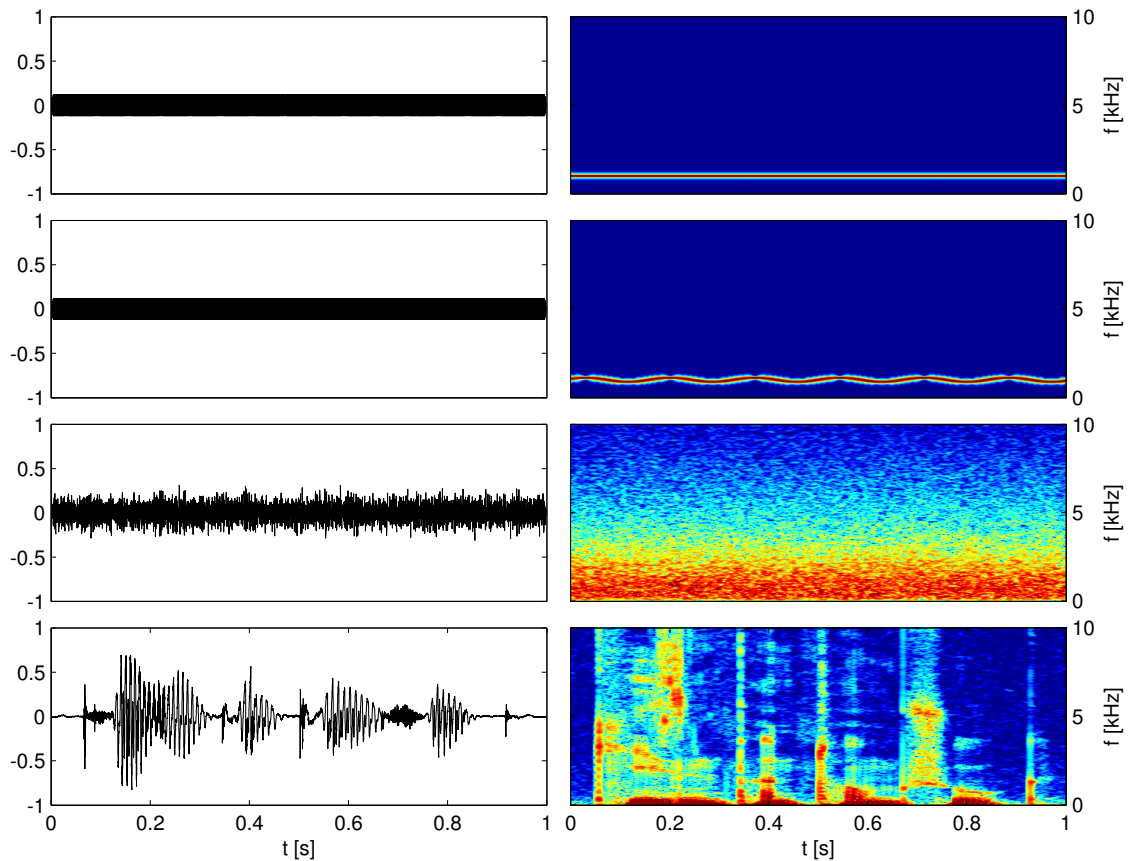


Abbildung 2.1: Zeitverlauf und Spektrogramm der vier Stimuli. Von oben nach unten: Sinus, Wobbel, CCITT-Rauschen und Sprachsignal

### 2.4.1 Auswahl

In der Literatur finden sich einige Untersuchungen, die sich mit verschiedenen Stimuli und deren Beurteilung beschäftigen. Fucci et al. (1997) testete zum Beispiel die Lautheitsempfindung von Rockmusik und „babble-speech“.

In dieser Arbeit kam es jedoch primär darauf an, genau diejenigen Stimuli zu verwenden und zu vergleichen, die in der täglichen Praxis bei Hörprüfungen verwendet werden. Zum Einsatz kamen ein Sinus-Ton, ein Wobbel-Ton, ein CCITT-Rauschen und ein Sprachsignal.

### 2.4.2 Art und Beschaffenheit der Stimuli

Alle Stimuli wurden in Dauer und Pegel (A-bewertete Impulsmessung) gleich ausgelegt. Da der genaue Aufbau der Stimuli, wie auf



üblichen Audiometrie-CDs angeboten, nicht bekannt war, wurden sie für diese Versuche von Dipl.-Ing. Stefan Brill neu generiert. Alle Stimuli waren genau eine Sekunde lang und wurden mit 16 Bit und einer Abtastfrequenz von 44,1 kHz aufgezeichnet. Es wurde eine verlustfreie digitale Kodierung in Microsoft WAV-Dateiformat verwendet.

Jeder dieser Stimuli wurde so erstellt, dass das Signal mit einer  $\sin^2$ -Rampe der Dauer von 5 ms begann und endete. So wurde ein Knacken am Anfang oder Ende des Stimulus vermieden . . .

### **Sinus-Ton**

Der Sinus-Ton ist ein weit verbreiteter Stimulus in der Routine der Audiometrie. Er besteht aus lediglich einer Frequenz. Das Tonaudiogramm wird mit Sinus-Tönen erhoben. Der Sinus-Ton wurde auf eine Frequenz von 1 kHz festgelegt . . .

Bei Sinus-Tönen in normalen Räumen besteht die Gefahr, dass sich stehende Wellen bilden und an unterschiedlichen Orten im Raum unterschiedliche Schallpegel vorliegen. Die Messungen wurden deshalb in einem schalltoten Raum vorgenommen . . .

### **Wobbel-Ton**

Der Wobbel-Ton wird ebenfalls in der Hörschwellenaudiometrie verwendet. Er ist ein Stimulus, bei dem sich die Frequenz über einen definierten Bereich permanent ändert. Seine Frequenz von 1 kHz variiert im Bereich zweier Halbtonschritte hinauf und hinunter, nach oben bis zu 1122 Hz und nach unten bis zu 891 Hz. Es wird so ein Frequenzbereich von einer Terz, das heißt von vier Halbtonschritten überdeckt. Die Änderung wird mit einer Frequenz von 6 Hz dreiecksförmig auf einer linearen Frequenzachse durchfahren . . .

### **CCITT-Rauschen**

Beim CCITT-Rauschen handelt es sich um ein Signal, das ursprünglich aus dem Bereich der Telefontechnik stammt und nach dem Standardisierungsgremium „Comité Consultatif International Téléphonique et Télégraphique“ benannt ist. Es ist so konstruiert, dass das

Leistungsspektrum demjenigen von Sprache entspricht. Es enthält Frequenzanteile in gleicher Verteilung wie normale Sprache.

Das CCITT-Rauschen ist ein Breitbandrauschen, das nicht nur in der täglichen Audiometrie als Signal verwendet wird. Man verwendet es auch als Vertäubungsgeräusch bei der Messung von bilateral schwerhörigen Patienten. An der HNO-Univ.-Klinik Würzburg wird es zusätzlich als Lokalisierungsreiz beim Richtungshörtest bilateral implantierter CI-Patienten eingesetzt. Außerdem findet das CCITT-Rauschen als Kalibrierungsrauschen Verwendung. Der zeitliche Verlauf und das Spektrogramm sind in Abbildung 2.1 (dritte Zeile) dargestellt.

### **Sprachstimulus**

Der Sprachstimulus soll über etwaige Unterschiede der Lautheitsempfindung zwischen Tönen oder der allgegenwärtigen Sprachwahrnehmung aufklären. Die Vermutung lag nahe, dass man Sprache durch alltäglichen Gebrauch besser in ihrer Lautheit beurteilen kann.

Als Stimulus wurde bewusst ein sinnloses Wort gewählt. Durch den eventuellen Versuch der Probanden, ein sinnvolles Wort zu erkennen, können Konzentrationsstörungen während der Lautheitswahrnehmung nicht sicher ausgeschlossen werden. Es geht also lediglich um die Lautheitsbeurteilung, nicht um die Erfassung des Wortsinnes. Die Ergebnisse lassen sich so besser vergleichen. Außerdem sollte dieses Wort 183-mal vorgespielt werden. Mit einem sinnlosen Wort bestand keine Gefahr, dem Probanden ein täglich verwendetes sinnvolles Wort dauerhaft unerträglich zu machen.

Das Wort lautet „Kiesenpantomschug“ und enthält Vertreter der meisten Lauttypen. Man findet alle 5 Vokale, Plosivlaute wie »P«, »K«, und »T« oder Frikativlaute wie »S«, »SCH« und Nasallaute wie das »M« und »N« (Duden. Das Aussprachewörterbuch, S. 14 ff.; Fellbaum, 1984). Diese Lauttypen lassen sich auch ... durch die korrespondierenden Buchstaben im zeitlichen Verlauf sowie im Spektrogramm erkennen. Das Wort wurde durch einen männlichen Sprecher aufgesprochen.

### 2.4.3 Reihenfolge der Stimuli

Mit diesen vier Stimuli, die in unterschiedlicher Reihenfolge mit jeweils unterschiedlichen Hauptsequenzen präsentiert wurden, ergaben sich somit 24 ( $n!$  : n-Fakultät;  $4! = 24$ ) Möglichkeiten, die Stimulusreihenfolge zu wählen. Da in dem Versuch insgesamt 26 Probanden untersucht wurden, hörten die letzten zwei Kandidaten die Stimulusreihenfolgen der zwei ersten Probanden, allerdings mit einer anderen Hauptsequenz. Durch diese Kombinationen sollten etwaige Lernprozesse oder Anfangsschwierigkeiten auf alle Stimulusarten gleichmäßig verteilt werden.

## 2.5 Instruktion der Probanden

Es wurde darauf geachtet, dass alle Probanden die gleiche Instruktion erhielten. Ziel war es, den einzelnen Probanden so auf den Versuch vorzubereiten, dass er frei und spontan jeden Stimulus einzeln beurteilte. Ihm sollten die zur richtigen Versuchsdurchführung wichtigen Verhaltensregeln klar sein und er sollte ohne Zwischenfragen den Versuch bis zum Ende durchführen können. Die Aufklärung entsprach der von Nägle (2004) verwendeten. Sie wurde um einen Zusatz erweitert. Der Wortlaut ist im folgenden abgedruckt.

### 2.5.1 Probandeninstruktion

*„Es handelt sich um einen Versuch, in dem Ihre individuelle Lautheitsbeurteilung erforscht werden soll. Dafür werden Ihnen verschieden laute Töne präsentiert. Solange Sie das beurteilen, was Sie im Moment der Präsentation des Tons wahrnehmen, können sie bei diesem Test nichts falsch machen.*

*Es werden vier Testreihen durchgeführt, da vier verschiedene Stimuli getestet werden sollen. Sie hören eine Testreihe mit einem Sinus-Ton, mit einem Rauschen, einem Wobbel-Ton und einem Sprachstimulus. Der Sprachstimulus ist ein sinnloses Wort. Daher brauchen Sie sich während des Versuchs keine Gedanken über den Sinn des Wortes zu machen.*

*Innerhalb einer Testreihe werden 183 Stimuli desselben Typs mit unterschiedlicher Lautstärke präsentiert. Die Lautstärken sind willkürlich angeordnet und ge-*

## 2 Methodik

hen in Fünferschritten von 30 dB bis 90 dB. Es besteht also keine Gefahr einer Gehörschädigung.

Achten sie darauf, dass sie jeden Ton für sich beurteilen, so wie Sie ihn in diesem Moment wahrnehmen.

Eine Testreihe dauert 16 Minuten.

Die Stimulusdauer beträgt eine Sekunde. Sie haben vier Sekunden Zeit, ihr Urteil auf dem Skaliertablett abzugeben, bevor der nächste Stimulus folgt. Sind sie einmal zu spät mit Ihrer Angabe, so ist die Software so programmiert, dass die Sequenz automatisch, ohne dass Sie es merken, um fünf Stimuli zurück springt und nur der fehlende Wert in die Datei eingetragen wird. Fahren Sie mit der Beurteilung fort, falls Sie zu spät gedrückt haben.

Es steht Ihnen eine Skala mit fünf Hauptkategorien zur Verfügung: »sehr leise«, »leise«, »mittellaut«, »laut«, »sehr laut«. Bitte geben Sie innerhalb der Kategorien nochmals eine Feineinteilung und somit die Tendenz zur nächsten darunter oder darüber liegenden Kategorie an. Die Zahlen sind allein zur besseren Orientierung angezeigt. Es kommt nicht darauf an, immer wieder die gleichen Zahlen zu drücken.

Die verschiedenen Urteile sollen Sie mit dem Radiergummiaufsatz dieses Bleistiftes möglichst senkrecht auf das Tablett, mit möglichst immer gleichem, festem Druck abgeben.

Sie sollten sich nicht mit den Händen am Tablett abstützen, da dieser Druck durch den Widerstand des Tablett fälschlicherweise als Wert registriert werden könnte.

Vor dem Beginn des Haupttests wird Ihnen eine Übungssequenz angeboten, die alle im Versuch vorkommenden Lautstärken beinhaltet und zur Bildung eines Bezugssystems dienen soll. Außerdem wird Ihnen dadurch die Bedienung des Tablett geläufiger. Wenn Sie möchten, können Sie die Übungssequenz so oft hören, bis Sie mit der Bedienung des Tablett vertraut sind. Auch vor jedem neuen Stimulus zur Eingewöhnung können Sie die Übungssequenz anhören.

Es dürfen keine Pausen während der Hauptsequenz gemacht werden. Weder Sie noch ich dürfen während des Versuchs sprechen. Ich werde Ihnen keine Rückmeldung über Ihre Urteile geben.

*Sie sollten möglichst aufmerksam sein und sich bemühen, die Lautstärke des Stimulus zu beurteilen.*

*Sie können den Test jederzeit abbrechen. Die bis dahin bereits erhobenen Daten werden dadurch allerdings ungültig und können nicht verwendet werden.“*

### **2.5.2 Zusatz zur Probandeninstruktion**

Nach den ersten Versuchen mit unilateralen CI Trägern wurde klar, dass sie aufgrund des fixen zeitlichen Abstands zweier Stimuli merkten, wenn sie einen Stimulus nicht hörten. Da daraus Unsicherheiten seitens der Probanden resultierten, wie sie nun zu handeln hätten, wurden sie zusätzlich instruiert in diesem Fall nichts zu drücken. Die Software registrierte das „Nichtdrücken“ unterhalb einer bestimmten Lautstärke als 0 = »nicht gehört«. In der Tat registrierte die Software einen nichtbeantworteten Darbietungspegel, der geringer als das eingestellte „Ignore-Level“ war als »nicht gehört« (s. Abschnitt 2.1.5, Zusatzfunktion, S. 14).

Der Wortlaut der Zusatzinstruktion ist im folgenden abgedruckt.

*„Sollten Sie das Gefühl haben, einen Ton nicht gehört zu haben, so müssen Sie nicht drücken. Bitte versuchen Sie in diesem Falle nicht ein Urteil abzugeben. Der Computer registriert Ihr „Nichtdrücken“ automatisch als »nicht gehört«. Es gibt Töne während des Versuches, die Sie nicht hören können.“*

## **2.6 Freifelddarbietung**

Die Signale wurden im Freifeld dargeboten. Im Gegensatz zu anderen Arbeiten Hellbrück (1983) und Hellbrück et al. (1984) kamen keine Kopfhörer zum Einsatz. Die Kopfhörerdarbietung eignete sich wegen des Probandenkollektivs (CI-Träger) nicht. Nägle (2004) verwendete bereits in ihrer Arbeit mit Normalhörenden die Darbietung im Freifeld. So sollte eine gute Vergleichbarkeit zu späteren Probandenkollektiven bestehend aus Hörhilfeträgern, wie z. B. in dieser Arbeit, erreicht werden.

## **2.7 Schalltoter Raum**

Die Versuche fanden in der „Camera silens“ der Hals-Nasen-Ohren-Klinik der Universität Würzburg statt. Sie existiert seit dem Bau der Klinik und dient vorwie-

gend Forschungszwecken. Durch ihren Aufbau ist die Kammer in hohem Maße reflexionsarm. Glaswollewürfel verschiedener Größen befinden sich am Boden, an den Wänden und unter der Decke. Die inneren Türen eines Doppeltürsystems sind mit verschieden großen Schaumstoffkeilen verkleidet. Die Innenmaße der Kammer sind  $5 \times 5 \times 4$  Meter. Um ideale Versuchsbedingungen zu schaffen, wurden während des Versuchs die innere und äußere Tür geschlossen und die Lüftung des Vorraumes ausgeschaltet. So konnten Nebengeräusche auf ein Minimum reduziert werden. Der Schalldruckpegel nicht zu vermeidender Nebengeräusche lag bei weniger als 25 dB. Das Frequenzspektrum befand sich im Tieftonbereich. Es handelte sich am wahrscheinlichsten um Maschinengeräusche.

### 2.8 Aufbau der Geräte in der Kammer

Der Geräteaufbau erfolgte exakt so, wie von Nägle (2004) vorgeschlagen:

Um den Versuch jederzeit mit exakt den gleichen Bedingungen durchführen zu können, wurde die Position aller Geräte und Gegenstände in der Kammer mit Klebeband markiert. Als Lautsprecher diente eine Aktivbox der Firma Westra- Electronic . . . Ein Sessel für die Probanden wurde so platziert, dass der Abstand von der Kopfmittle (Frontalebene durch die Gehörgänge) zur Front der Aktivbox 1,5 m betrug. An der Decke über dem Sessel war eine Schraubenmutter an einer Schnur so befestigt, dass sie exakt 1,5 m Abstand zum Lautsprecher hatte und knapp über dem Kopf des Probanden hing. Der Proband wurde mit dem Sessel nun so ausgerichtet, dass die Position der Schraubenmutter genau mit der Frontalebene übereinstimmte. Somit betrug der Gehörgangsabstand des Probanden vom Lautsprecher 1,5 m. Der Proband saß dezentral in der Kammer.

Ein Computer spielte die Stimuli über eine Audiokarte ab und zeichnete die Antworten der Probanden über das Skaliertablett direkt auf.

### 2.9 Schallpegelmessung

Vor Beginn der Tests wurden die Schallpegel der verwendeten Stimuli nachgemessen. Zunächst wurde mittels eines 90 dB CCITT-Rauschsignals die Aktivbox kalibriert und justiert. Danach wurde jeder Stimulus in allen vorkommenden

Tabelle 2.1: Gemessene Schallpegel bei Pegelvorgabe vom Computer, gemessen in 1,5 m Abstand, alle Angaben in dB

Pegel	Sinus	Wobbel	CCITT	Sprachst.
30	29,6	29,1	29,5	29,2
35	34,8	35,4	35,1	32,7
40	39,9	39,9	39,1	37,3
45	44,8	44,7	45,0	38,2
50	50,1	50,1	50,3	49,1
55	54,7	54,6	53,9	52,8
60	59,8	59,2	61,2	58,5
65	64,7	66,4	64,8	62,9
70	70,9	70,3	70,3	68,3
75	75,3	74,3	75,0	72,6
80	80,5	80,1	80,4	78,3
85	84,7	84,8	84,9	82,3
90	89,9	90,6	90,0	88,2

Schallpegeln (von 30 dB bis 90 dB in 5 dB Schritten) dargeboten und nachgemessen. Es wurden A-bewertete „Fast“-Messungen mit dem Schallpegelmesser Investigator 2260 der Firma „Brüel & Kjaer“ durchgeführt. Für die stationären Stimuli (Rauschen, Sinus und Wobbel) war die maximale Abweichung kleiner als 2,0 dB (s. Tabelle 2.1).

## 2.10 Versuchsablauf

Zu Beginn des Versuchs wurde den Probanden anhand der Probandeninstruktion der Versuch erklärt. Dann wurden sie gebeten, so auf dem Sessel in der „Camera silens“ Platz zu nehmen, dass sich ihr Kopf genau unter der angebrachten Schraubenmutter befand. Beim Überreichen des Skaliertabletts wurde ihnen die Urteilsabgabe noch einmal genau erklärt. Der eigentliche Versuch begann mit einer Übungssequenz. Nach jedem der vier Testabschnitte wurde eine Pause von ca. fünf Minuten eingehalten, in der die Probanden Gelegenheit hatten, Probleme zu äußern oder Fragen zu stellen.





## 3 Ergebnisse

### 3.1 Statistische Auswertung

Mit Hilfe der Statistiksoftware *R* (R Development Core Team, 2005) wurden die Rohdaten ausgewertet. Die Menge der gesammelten Rohdaten war groß. Jeder Proband gab zu vier Stimulustypen jeweils 169 Urteile ab. Damit ergaben sich 676 auszuwertende Urteile pro Proband. Bei 26 Probanden wurden der Statistiksoftware so 17576 Urteile zugeführt ( $676 \times 26 = 17576$ ). Die Rohdaten sind in Anhang B (S. 87 ff.) dargestellt.

In der vorliegenden Arbeit wurde der Einfluss der im folgenden genannten Faktoren untersucht.

1. Probandenspezifische Unterschiede der Urteile
2. Implantierte Seite
3. Stimulustyp
4. Schallpegel
5. Vorgängerpegel
6. Vorgängerurteil

Zur Untersuchung der Abhängigkeit der Urteile von diesen Einflussfaktoren wurden Regressionen berechnet. Nichtlineare Regressionen zur Untersuchung der Pegelabhängigkeit, lineare zur Untersuchung der Vorgängerpegel- und Vorgängerurteilsabhängigkeit. Die Zugehörigkeit zu verschiedenen Skalentypen machte die Anwendung unterschiedlicher statistischer Verfahren notwendig. So gehören die Einflussfaktoren 1–3 einer Nominal- bzw. Kategorialeskala an, Einflussfaktoren 4–6 hingegen metrischen Skalentypen. Bevorzugt wurden verteilungsunabhängige Verfahren angewendet. Der Wilcoxon-Test wurde als Einzeltest, der Kruskal-Wallis-Test als globaler multipler Test benutzt.

## 3.2 Rohdaten

Eine vollständige Darstellung der Rohdaten findet sich in Anhang B (S. 87 ff.). Jedes vom Probanden abgegebene Urteil ist darin durch einen Punkt dargestellt. Abgebildet auf der Abszisse sind die dreizehn möglichen Pegel (30–90 dB), abgebildet auf der Ordinate sind die Antwortmöglichkeiten von 0 hel bis 50 hel. Im Folgenden werden die Rohdaten der drei Probanden 51 bis 53 exemplarisch besprochen.

Bei der Betrachtung zeigen sich individuelle Unterschiede in der Verteilung der Urteile zwischen den drei Probanden. Die Unterschiede bestehen

1. im Maß der Ausnutzung des Skalierbereichs
2. in der Art der Ausnutzung des Skalierbereichs (Verteilung der Urteile über den Skalierbereich)
3. in der Streuung der Urteile bezogen auf einen Stimuluspegel (Genauigkeit)

wodurch sich unterschiedliche Verteilungsmuster ergeben. Während alle Probanden bei allen vier Stimulustypen den Skalierungsbereich „nach unten“, also in den leisen Kategorien ganz ausreizten, blieben abhängig von Stimulustyp und Probanden die Kategorien »sehr laut« und »zu laut«, also der obere Bereich des Skaliertabletts, zum Teil ungenutzt, was in Abbildung 3.1 beispielhaft bei Proband 51, Stimulustyp Wobbel, zu erkennen ist. Unterschiede im Urteilsverhalten zwischen den Probanden werden besonders bei der Betrachtung der Rohdaten zur Beurteilung des Sprachsignals (Abbildung 3.1, Zeile 4) „Kiesen“ deutlich. Proband 51 nutzte den Skalierungsbereich von 0 hel bis ca. 47 hel. Die Streuung der Urteile, bezogen auf einen Lautstärkepegel, ist groß. Durch drei Pegel mit kleinerer Streuung (30 dB, 65 dB, 90 dB) gruppieren sich die Punkte optisch in zwei Punktwolken. Eine im Bereich 0 dB bis 60 dB / 0 hel bis 30 hel, die zweite im Bereich 65 dB bis 90 dB / 30 hel bis 47 hel.

Bei Proband 52 verteilten sich die Urteile über den gesamten Skalierungsbereich (0 hel bis 50 hel). Sie liegen als Punktband um eine gedachte Funktion mit zunächst konvexem, dann linearem Verlauf. Die Streuung ist deutlich geringer als bei Proband 51.

Die Urteile von Proband 53 umfassen den Bereich 0 hel bis 45 hel und bilden optisch waagerechte, treppenförmige Punktbänder. Der Proband verwendete zur

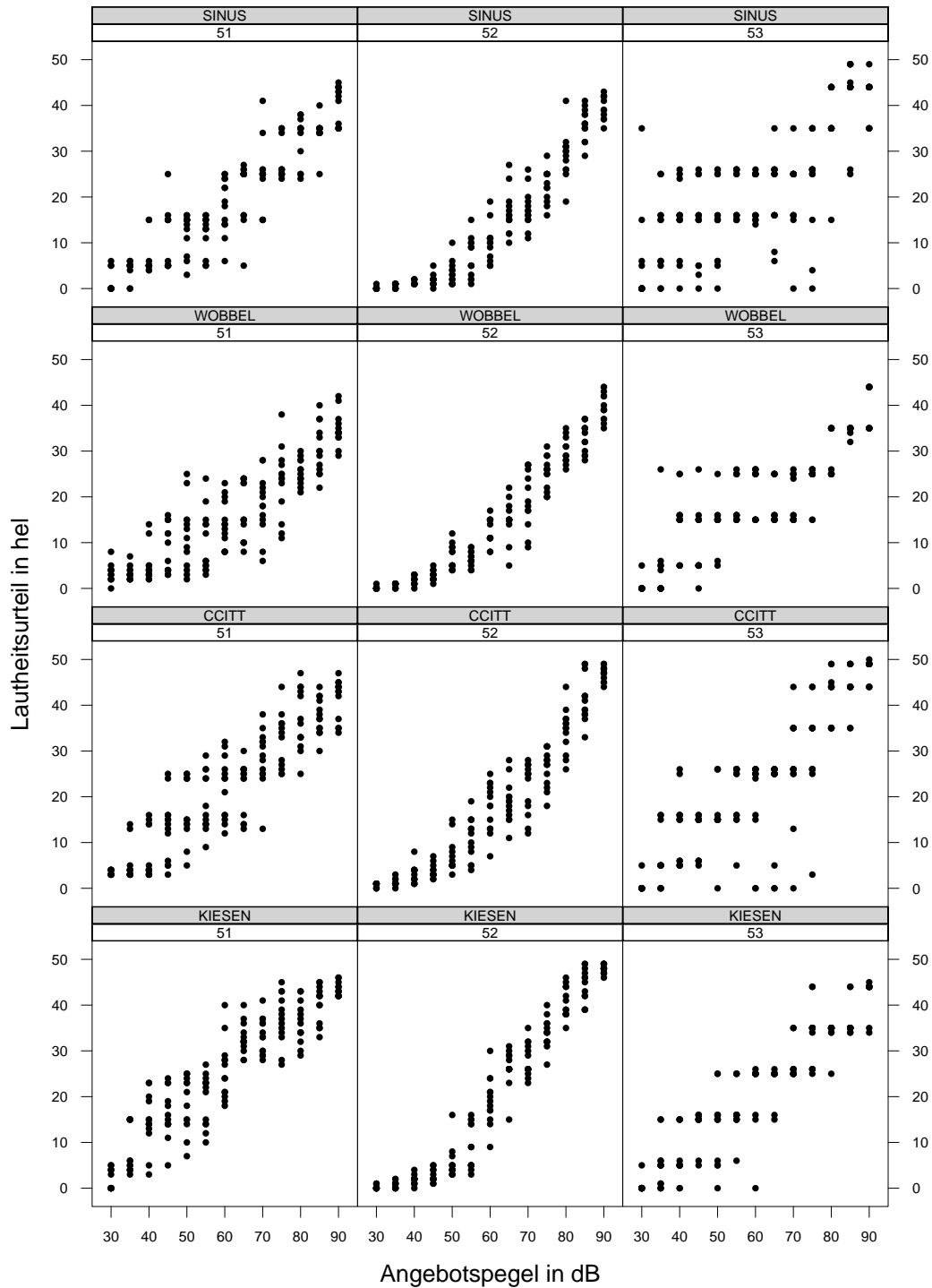


Abbildung 3.1: Rohdaten dreier Probanden für vier verschiedene Stimuli, Lautheitsurteil aufgetragen über dem Schallpegel

Urteilsabgabe stets die Mitte einer jeweiligen Kategorie. Er skalierte grob, d. h. ohne Ausnutzung der möglichen Zwischenstufen.

Betrachtet man jeden der drei Beispielprobanden für sich, zeigt sich ein unterschiedliches Maß der Ausnutzung des Skalierbereiches abhängig von den vier Stimulustypen. Die Probanden 51 und 52 nutzten bei den breitbandigen Stimuli (CCITT-Rauschen, Sprachstimulus) die Kategorien »zu laut« und »sehr laut« stärker aus als bei den schmalbandigen (Sinus, Wobbel). Bei Proband 53 hingegen kam es zu einer vollständigen Ausnutzung dieser Kategorien bei den Stimulustypen Sinus und CCITT-Rauschen, nicht aber bei Wobbel und Sprachstimulus. Bezogen auf einen Probanden erscheinen die Verteilungsmuster über die vier Stimulustypen konstant. Ausnahmen bildeten lediglich die Probanden 29 und 55, die für jeweils einen Stimulustypen ein abweichendes Verteilungsmuster zeigten (s. Anhang B, S. 87 ff., Proband 29: Sprachstimulus; Proband 55 CCITT-Rauschen).

Der individuelle Unterschied in der Urteilsverteilung zwischen den Probanden war stärker als der zwischen den vier Stimulustypen bezogen auf einen Probanden.

### 3.3 Urteilsdichte

Abbildung 3.2 stellt die Urteilsdichte der drei Beispielprobanden dar. Es handelt sich wie in Abschnitt 3.2 (Rohdaten, S. 28 ff.) um die Probanden 51 bis 53. Die Verteilungsdichten aller Probanden der Hauptgruppe sind in Anhang B (S. 87 ff.) angeführt. Aufgetragen auf der Ordinate sind die Verteilungsdichten der Urteile, aufgetragen auf der Abszisse die Lautheitsurteile in hel. Die Diagramme stellen eine nichtparametrische Dichteschätzung mit Epanechnikov-Kern dar (Rinne 2003, S. 482ff.; R-Referenz, S. 172 ff.). Bei der Erstellung der Dichtekurven mittels eines Kernschätzers mußte eine Kernfunktion gewählt werden; möglich sind endliche und unendliche Kernfunktionen. Da es sich bei den Werten der Urteile um endliche Werte handelt (0–50) wurde mit dem Epanechnikov-Kern eine endliche Kernfunktion benutzt. Außerdem musste die Bandbreite der Kernfunktion, der sogenannte „smoothing parameter“, festgelegt werden. Er wurde in der Grundeinstellung der Statistiksoftware für jede einzelne Darstellung der Verteilungsdichte der Urteile automatisch generiert. Um die Vergleichbarkeit aller Dichtekurven zu ermöglichen, wurde die Grundeinstellung deaktiviert und der „smoo-

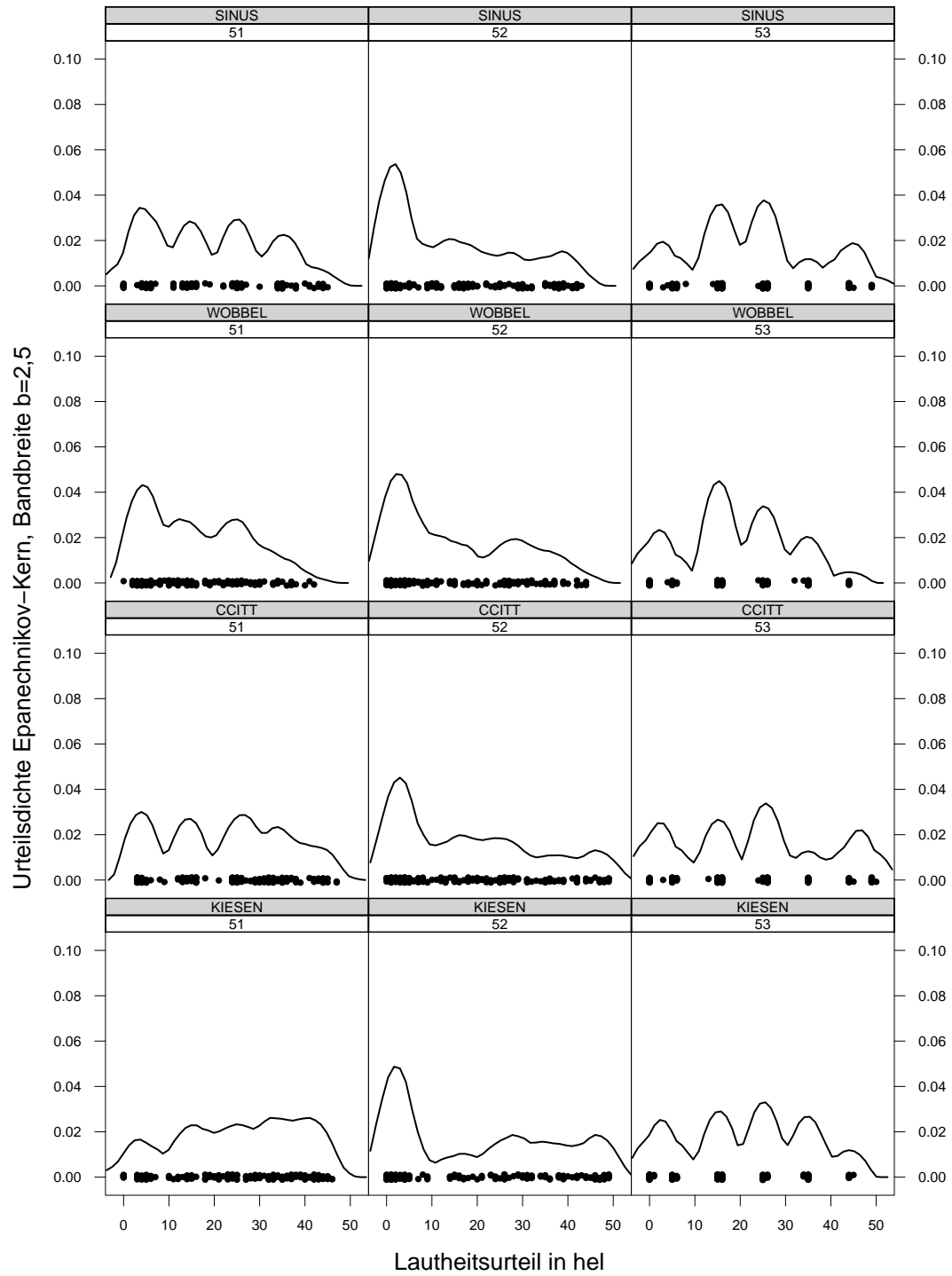


Abbildung 3.2: Urteilsdichte dreier Probanden für vier verschiedene Stimuli, Dichte aufgetragen über dem Urteil

### 3 Ergebnisse

thing parameter“ mit einem Wert von 2,5 manuell festgesetzt. Dieser Wert war kleiner als der Durchschnittswert (3,5) der von der Software nach der „Silverman rule of thumb“ automatisch generierten „smoothing parameter“ aller Probanden und Stimulustypen. Der Wert 2,5 wurde durch systematisches Ausprobieren ermittelt. Gewünscht waren nicht zu unruhige Dichtekurven, die dem Betrachter alle Informationen zeigen sollten. Wird absichtlich ein „undersmoothing“ provoziert, bleibt dem Betrachter die Möglichkeit erhalten, die mitunter etwas unruhige Dichtekurve „mit seinem Auge“ zu glätten. Wird der „smoothing parameter“ zu groß gewählt, erhält man ruhigere Kurven, allerdings mit dem Risiko verbunden, dass aufgrund der Glättung dem Betrachter einige Informationen verschlossen bleiben.

Bei der Betrachtung der Abbildung 3.2 fallen Ähnlichkeiten im Kurvenverlauf innerhalb der Probanden und deutliche Unterschiede in den Kurvenverläufen unter den Probanden auf. Im folgenden wird das Antwortverhalten jedes einzelnen Beispielprobanden abhängig vom Stimulustyp betrachtet.

Proband 52 (vier Dichteverteilungen, Mitte) zeigte über alle vier Stimulustypen die stabilste Urteilsverteilung. Alle vier Kurven besitzen ein ausgeprägtes Maximum in der Kategorie »sehr leise«. Bei beiden schmalbandigen Stimulustypen und beiden breitbandigen Stimulustypen untereinander zeigen sich annähernd identische Dichtekurvenverläufe. Im Vergleich der schmalbandigen zu den breitbandigen Stimulustypen zeigen sich ähnliche aber nicht identische Verläufe. Bei allen vier Stimulustypen verläuft die Kurve zu den lauten Urteilen hin wellenförmig, d. h. mit nur schwach ausgeprägten Maxima auf einem geringeren Niveau. In der Punktdarstellung der Urteile bildet sich eine annähernd lückenlose Linie entlang der x-Achse. Der Proband nutzte den gesamten Skalierbereich mit einer Häufung im Bereich »sehr leise«.

Bei Proband 51 (vier Dichteverteilungen, links) weist der Kurvenverlauf mehrere Maxima auf, was am deutlichsten beim Stimulustyp Sinus zu erkennen ist. Hier zeigen sich vier annähernd gleich hohe und gleich breite Gipfel. Die Dichtekurven verlaufen bei allen vier Stimulustypen unterschiedlich. Bei der Betrachtung der Urteile, aufgetragen als Punkte auf der x-Achse, sind Lücken zu erkennen. Der Proband gab seine Urteile vorzugsweise in der Mitte einer Kategorie ab (zu den Kategorien s. Abbildung 1.1, S. 5). Ein sehr ähnliches Antwortverhalten zeigte Proband 53.

In den Kurvenverläufen von Proband 53 sind bei allen vier Stimulustypen deutliche Peaks zu erkennen (vier Dichteverteilungen, rechts), die mit einer groben

Skalierung korrespondieren. Proband 53 gab seine Urteile stets in der Mitte einer Kategorie ab; er nutzte die Möglichkeit der Feinskalierung nicht.

Die Urteilsverteilungen der Probanden waren individuell deutlich unterschiedlich. Innerhalb eines Probanden bestanden stabilere Urteilsverteilungen über die vier Stimulustypen.

### 3.4 Urteilsunterschiede der Probanden

In Form von „Box and Whisker-Plots“ ist in Abbildung 3.4 die Lage der Lautheitsurteile aller Probanden dargestellt. Ein Plot enthält alle Urteile eines Probanden über alle vier Stimulustypen. Die Querstriche von oben nach unten betrachtet stellen die in Abbildung 3.3 gezeigten Werte dar.

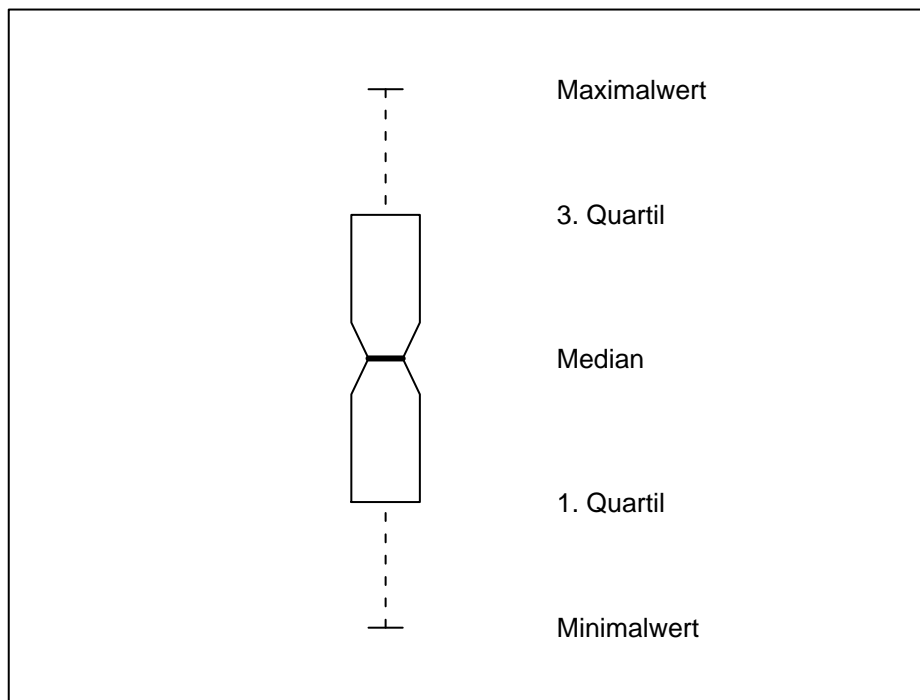


Abbildung 3.3: Beispielboxplot

Anhand des fett gedruckten Mittelstrichs ist also die Lage des Medians zu erkennen. Die Kerbenlänge entspricht „... in etwa der Breite des 95%- Konfidenzintervalls ... für den Median ...“ (Rinne, 2003, S. 49 ff.).

### 3 Ergebnisse

In der Abbildung sind zur besseren Übersichtlichkeit die Boxplots nach aufsteigenden Medianen sortiert. Dadurch finden sich auf der Abszisse die Probandennummern verwürfelt. Auf der Ordinate sind die Lautheitsurteile in hel aufgetragen. Der am häufigsten vorkommende Median betrug 21 hel. Er fand sich bei sieben Probanden. Bei acht Probanden nahm er kleinere, bei elf Probanden größere Werte an. Der kleinste Medianwert war 14 hel, der größte 26 hel. (Zahlenwerte s. Tabelle 3.1)

Der Abstand zwischen der 25%- und der 75%-Perzentile gibt an, in welchem Skalierbereich 50% der Urteile liegen. Bei Betrachtung dieses Bereichs werden zwischen den Probanden Unterschiede in der Verteilung der Urteile über den Skalierbereich deutlich (s. auch Abschnitt 3.3, S. 30). Während die Maximalwerte ebenfalls individuell unterschiedlich sind, beträgt der Minimalwert bei allen 26 Probanden 0 hel, was der Kategorie »nicht gehört« entspricht. Statistisch wurden die Daten mit dem verteilungsfreien Rangsummentest nach „Kruskal-Wallis“ untersucht. Mit  $p < 2,2 \times 10^{-16}$  war die Lage der Urteile statistisch signifikant vom Probanden abhängig.

#### 3.5 Antwort in Abhängigkeit von der implantierten Seite

Die Abhängigkeit der Antworten von der implantierten Seite wurde mit dem verteilungsfreien Wilcoxon-Rangsummentest statistisch untersucht. In Abbildung 3.5 sind die Urteile als „Box and Whisker-Plots“ nach der implantierten Seite dargestellt. Für beide Seiten ist die Lage des 3. Quartils identisch. Die Streuung bei den linksseitig implantierten Probanden war geringer. Der Medianwert sowie die Untergrenze des 25% Quartils lagen bei ihnen im Bereich größerer Werte. Es lag keine Überschneidung des 95% Konfidenzintervalls vor. Die Abhängigkeit der Urteile von der implantierten Seite war mit  $p < 9,861 \times 10^{-12}$  statistisch signifikant. Die linksseitig implantierten Probanden beurteilten die dargebotenen Stimuli lauter als die rechtsseitig implantierten.

#### 3.6 Antwort in Abhängigkeit vom Stimulustyp

Zur Analyse der Abhängigkeit der Urteile vom Stimulustyp wurden die zu einem Stimulustypen gehörenden Urteile aller Probanden zusammengefasst. In Abbildung 3.6 sind sie als „Box and Whisker-Plots“ dargestellt.



### 3.6 Antwort in Abhängigkeit vom Stimulustyp

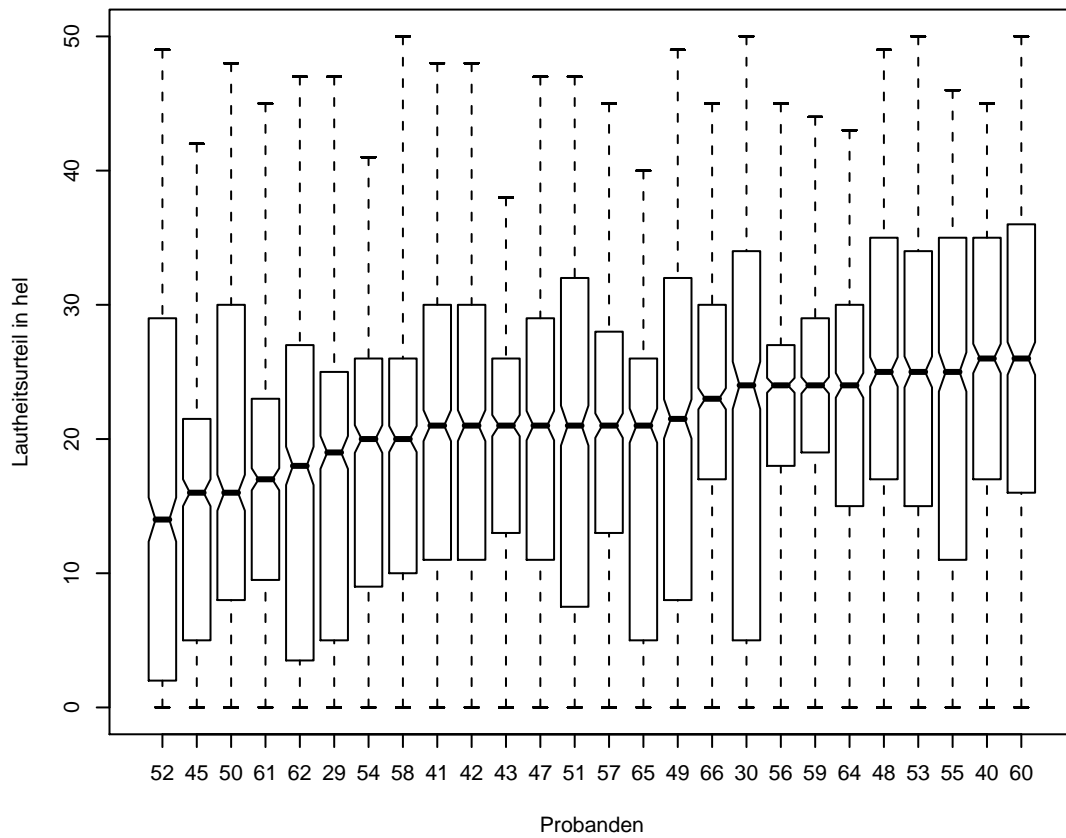


Abbildung 3.4: Lautheitsurteile der 26 Probanden der Hauptgruppe

### 3 Ergebnisse

Tabelle 3.1: Statistische Kennwerte der Lautheitsurteile aller Probanden der Hauptgruppe: Mittelwert ( $\bar{x}$ ), Standardabweichung, Minimum, 1. Quartil, Median, 3. Quartil, Maximum und mittlere absolute Abweichung (MAD). Diese Werte werden auch in folgenden Tabellen angegeben.

Proband	$\bar{x}$	Std.	Min.	1. Q.	Med.	3. Q.	Max.	MAD
29	17,38	12,29	0	5,0	19,0	25,0	47	11,86
30	21,71	15,88	0	5,0	24,0	34,0	50	20,76
40	24,96	11,39	0	17,0	26,0	35,0	45	13,34
41	20,29	12,55	0	11,0	21,0	30,0	48	14,83
42	20,54	12,66	0	11,0	21,0	30,0	48	14,83
43	19,18	9,09	0	13,0	21,0	26,0	38	8,90
45	14,86	9,87	0	5,0	16,0	21,5	42	11,86
47	19,56	11,53	0	11,0	21,0	29,0	47	13,34
48	24,70	12,80	0	17,0	25,0	35,0	49	13,34
49	21,05	14,37	0	8,0	21,5	32,0	49	16,31
50	19,35	13,18	0	8,0	16,0	30,0	48	14,83
51	20,47	13,15	0	7,5	21,0	32,0	47	17,79
52	16,76	15,24	0	2,0	14,0	29,0	49	17,79
53	21,37	13,82	0	15,0	25,0	34,0	50	14,83
54	17,86	11,82	0	9,0	20,0	26,0	41	13,34
55	21,47	13,55	0	11,0	25,0	35,0	46	14,83
56	22,77	7,99	0	18,0	24,0	27,0	45	5,93
57	20,78	11,65	0	13,0	21,0	28,0	45	11,86
58	19,36	13,06	0	10,0	20,0	26,0	50	13,34
59	22,07	10,09	0	19,0	24,0	29,0	44	7,41
60	25,51	14,04	0	16,0	26,0	36,0	50	14,83
61	16,49	9,16	0	9,5	17,0	23,0	45	8,90
62	17,56	13,63	0	3,5	18,0	27,0	47	17,79
64	22,04	10,85	0	15,0	24,0	30,0	43	10,38
65	17,66	11,93	0	5,0	21,0	26,0	40	13,34
66	22,29	10,54	0	17,0	23,0	30,0	45	10,38

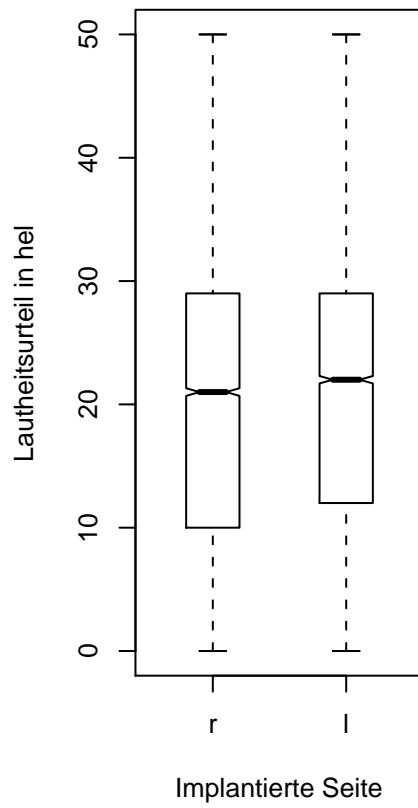


Abbildung 3.5: Lautheitsurteile in Abhängigkeit von der Implantationsseite

Tabelle 3.2: Statistische Kennwerte der Lautheitsurteile nach Stimulustyp (zur Erläuterung der Kennwerte s. Tabelle 3.1)

Stimulustyp	Ø	Std.	Min.	1. Q.	Med.	3. Q.	Max.	MAD
SINUS	17,87	11,89	0	7,0	19,0	26,0	49	13,34
WOBBEL	17,59	11,12	0	8,0	19,0	26,0	50	11,86
CCITT	23,02	13,06	0	14,0	24,0	33,0	50	13,34
KIESEN	22,76	13,04	0	14,0	25,0	32,0	50	13,34

Tabelle 3.3: Statistischer Vergleich der Lautheitsurteile aller Stimulustyp-Paarkombinationen (Wilcoxon-Rangsummentest)

Stimulustyp			p-Wert
SINUS	—	WOBBEL	0,359391762807
SINUS	—	CCITT	$< 1,0 \times 10^{-9}$
SINUS	—	KIESEN	$< 1,0 \times 10^{-9}$
WOBBEL	—	CCITT	$< 1,0 \times 10^{-9}$
WOBBEL	—	KIESEN	$< 1,0 \times 10^{-9}$
CCITT	—	KIESEN	0,778814403905

Beim Vergleich mit dem Wilcoxon-Rangsummentest zeigte sich eine signifikant lautere Beurteilung der beiden breitbandigen Stimulustypen im Vergleich zu den beiden schmalbandigen. Die Beurteilung der schmalbandigen Stimulustypen (Sinus und Wobbel) untereinander und der breitbandigen Stimulustypen (CCITT und Sprachstimulus) untereinander war nicht signifikant unterschiedlich. Abbildung 3.6 verdeutlicht dieses Ergebnis. Die Boxplots zu den beiden breitbandigen Stimulustypen ähneln sich in der Lage ihrer Medianwerte und der Streuung stark, die zu den schmalbandigen Stimulustypen sind annähernd identisch. Dagegen ist die Lage der Medianwerte der Urteile zu den breitbandigen Stimulustypen im Vergleich zu denen zu den schmalbandigen in Richtung der lauten Kategorien verschoben. Die Einkerbungen der Boxplots überschneiden sich eindeutig nicht. Es liegt keine Überlappung der 95% Konfidenzintervalle vor. Die breitbandigen Stimulustypen wurden signifikant lauter beurteilt als die schmalbandigen. Zahlenwerte sind in den Tabellen 3.2 und 3.3 angeführt.

### 3.6 Antwort in Abhängigkeit vom Stimulustyp

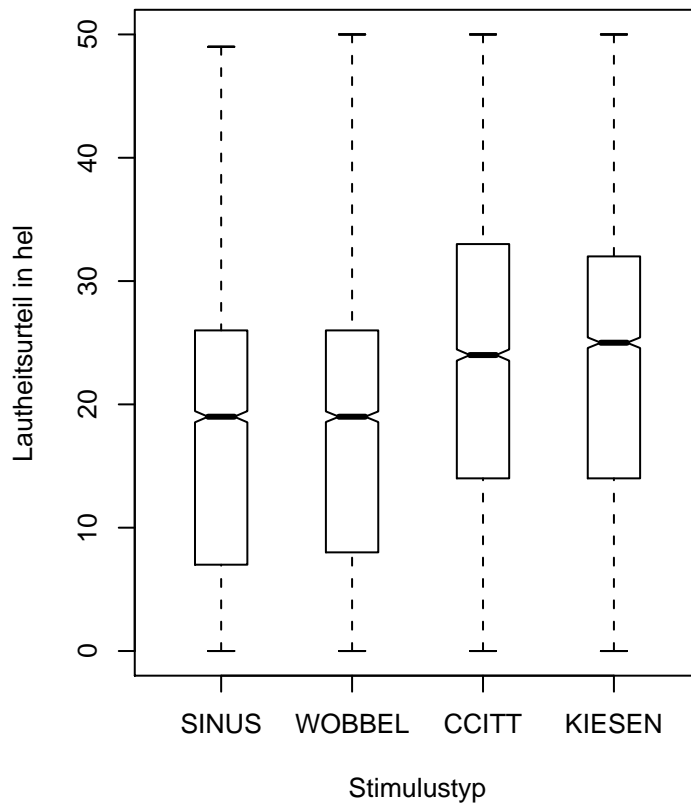


Abbildung 3.6: Lautheitsurteile in Abhängigkeit vom Stimulustyp

Tabelle 3.4: Statistische Kennwerte der Lautheitsurteile in Abhängigkeit vom Schallpegel (zur Erläuterung der Kennwerte s. Tabelle 3.1)

Stimulus	Ø	Std.	Min.	1. Q.	Med.	3. Q.	Max.	MAD
30	1,26	2,73	0	0,0	0,0	1,0	35	0,00
35	4,75	5,37	0	1,0	3,0	7,0	26	4,45
40	9,47	6,89	0	3,0	9,0	15,0	28	8,90
45	12,84	6,72	0	7,0	14,0	18,0	30	7,41
50	16,02	6,66	0	12,0	16,0	21,0	34	7,41
55	18,43	6,55	1	14,0	19,0	24,0	35	7,41
60	21,05	6,19	0	17,0	21,0	25,0	42	5,93
65	23,46	6,71	0	19,0	24,0	27,0	46	5,93
70	25,85	6,76	0	21,0	26,0	30,0	46	5,93
75	28,29	6,88	0	24,0	27,0	33,0	49	7,41
80	31,10	6,88	11	26,0	31,0	35,0	49	7,41
85	34,31	7,31	13	29,0	34,0	39,0	50	7,41
90	37,39	7,21	19	32,0	37,0	44,0	50	8,90

### 3.7 Antwort in Abhängigkeit vom Pegel

Durch Lautheitsempfindungskurven lässt sich die Abhängigkeit der Antworten vom Pegel darstellen. Erzeugt werden sie mit Hilfe des nichtlinearen, lokalen „LOESS“-Regressionsmodells (R Development Core Team, 2005, S. 915 ff.). In Abbildung 3.7 sind so die Antworten aller Probanden zu allen vier Stimulustypen zusammengefasst dargestellt. Auf der Abszisse sind die Pegel in dB, auf der Ordinate die Urteile in hel aufgetragen. Im Anhang B (S. 87 ff.) findet sich eine entsprechende Darstellung der Urteile für jeden einzelnen Probanden und jeden der vier Stimulustypen. Die in Abbildung 3.7 gezeigte Kurve verläuft streng monoton steigend mit zunehmendem Pegel. Im Bereich 30 dB bis 60 dB zunächst konvex, dann bis 90 dB konkav (Zahlenwerte s. Tabelle 3.4).

Bei der statistischen Untersuchung mit dem Wilcoxon-Rangsummentest zeigte sich eine mit jeder Schallpegelzunahme um 5 dB statistisch signifikante Zunahme des Lautheitsurteils (s. Abbildung 3.8). Die Lage der Medianwerte steigt mit jeder Pegelzunahme um 5 dB derart, dass in keinem Fall eine Überlappung der 95% Konfidenzintervalle (Einkerbungen der Boxplots) vorliegt. Die Zahlenwerte finden sich in Tabelle 3.4.

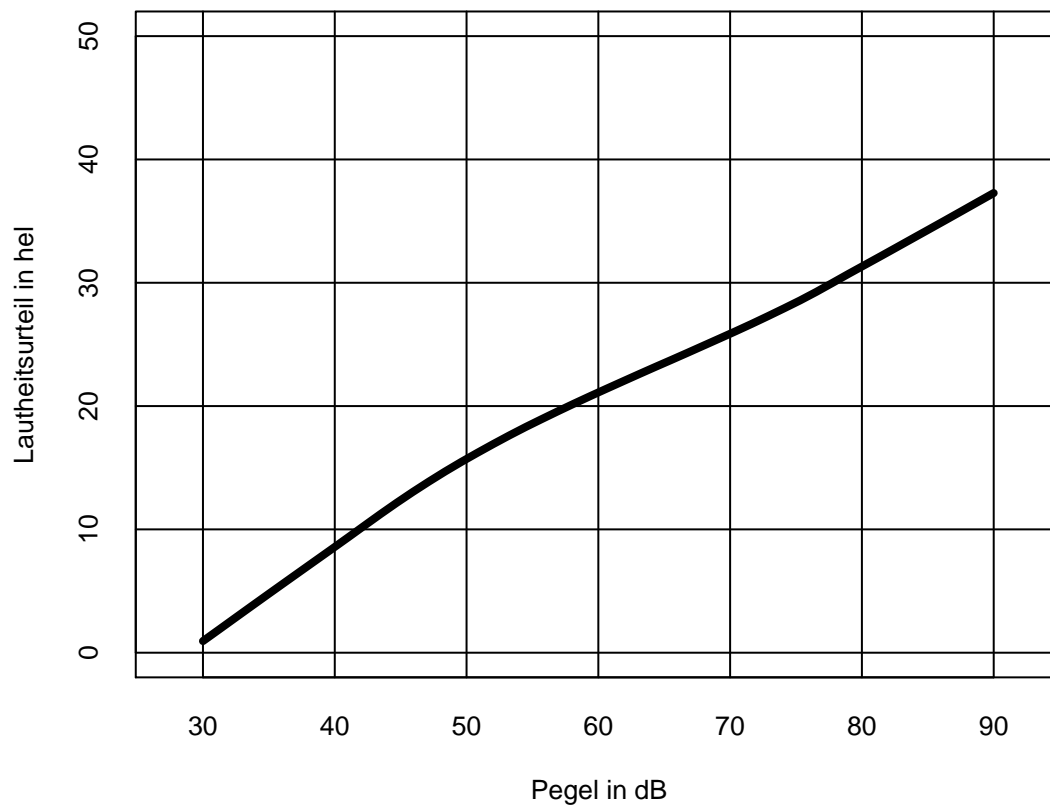


Abbildung 3.7: Lautheitsurteile in Abhängigkeit vom Schallpegel (nichtlineare „LOESS“-Regressionskurve), alle Probanden und Stimulustypen zusammengefasst

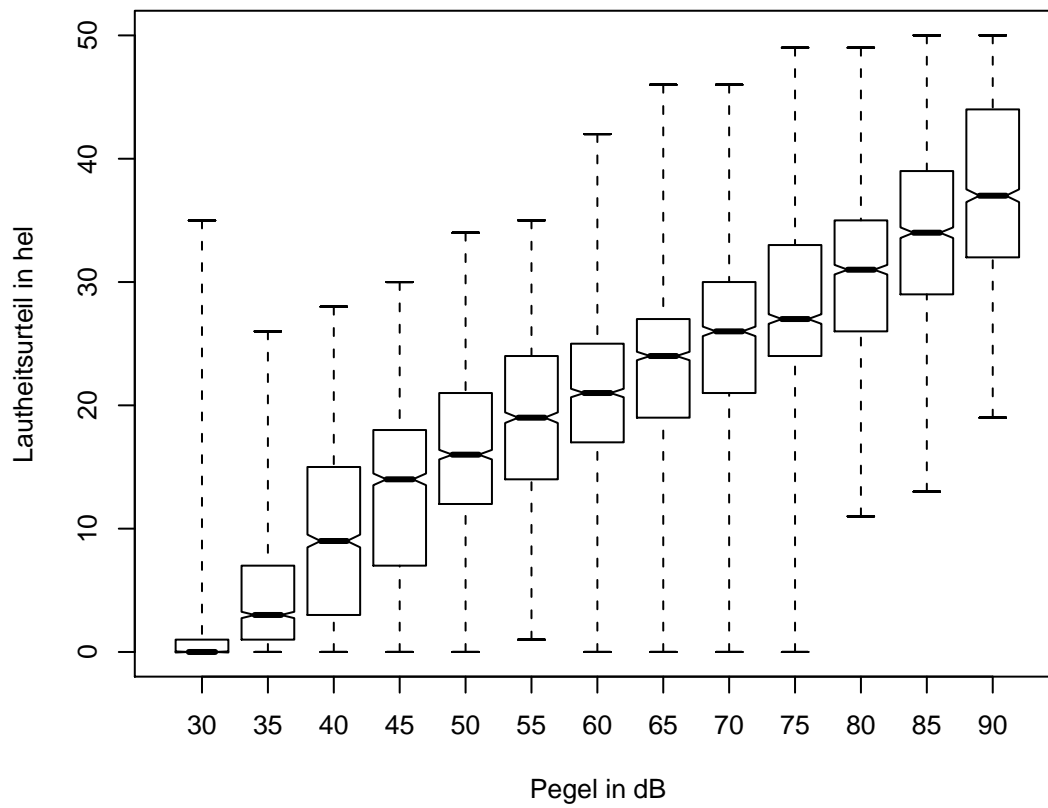


Abbildung 3.8: Lautheitsurteile in Abhängigkeit vom Schallpegel als Boxplot, alle Probanden und Stimulustypen zusammengefasst



Tabelle 3.5: Statistische Vergleichskennwerte der Lautheitsurteile benachbarter Schallpegel: Differenz benachbarter Mittelwerte und Mediane, p-Wert des Wilcoxon-Tests

Pegel		$\Delta \bar{\varnothing}$	$\Delta \text{Med.}$	p-Wert
30	— 35	3,49	3,0	$< 1,0 \times 10^{-9}$
35	— 40	4,72	6,0	$< 1,0 \times 10^{-9}$
40	— 45	3,37	5,0	$< 1,0 \times 10^{-9}$
45	— 50	3,18	2,0	$< 1,0 \times 10^{-9}$
50	— 55	2,42	3,0	$< 1,0 \times 10^{-9}$
55	— 60	2,62	2,0	$< 1,0 \times 10^{-9}$
60	— 65	2,41	3,0	$< 1,0 \times 10^{-9}$
65	— 70	2,40	2,0	$< 1,0 \times 10^{-9}$
70	— 75	2,43	1,0	$< 1,0 \times 10^{-9}$
75	— 80	2,82	4,0	$< 1,0 \times 10^{-9}$
80	— 85	3,20	3,0	$< 1,0 \times 10^{-9}$
85	— 90	3,08	3,0	$< 1,0 \times 10^{-9}$

### 3.8 Antwort in Abhängigkeit von Vorgängerpegel und Vorgängerurteil

Die Auswertung der Vorgängerabhängigkeiten wurde analog der von Nägele (2004) verwendeten und wie folgt beschriebenen Methodik durchgeführt. Die Beschreibungen beziehen sich auf Abbildung 3.9, Anhang B (S. 87 ff.), sowie die Farblegende in Anhang B (S. 88):

Um die Lautheitsurteile in Abhängigkeit zum Vorgängerpegel und Vorgängerurteil darzustellen, wurden die Vorgängerpegel in dB und die Vorgängerurteile (Vorgängerantwort) in hel auf der Abszisse aufgetragen ... Die Ordinate trägt jeweils die Einheit hel für das Lautheitsurteil. Jedem Probanden wurden vier Stimuli in allen dreizehn Pegeln präsentiert. Jedem der dreizehn Pegel wurde jeder mögliche Pegel vorangesetzt. So entstand für jeden Pegel eine Punktwolke zu je dreizehn Punkten. Die Werte wurden gegen die Lautheitsurteile aufgetragen. Zur besseren Erkennbarkeit wurden die Stimuluspegel in verschiedenen Farben gekennzeichnet. Jede der Farben entspricht einem bestimmten Pegel ...

### 3 Ergebnisse

Zu jeder dieser Punktwolken wurden jeweils lineare Regressionen berechnet, die sich als dreizehn Geraden zu jedem Probanden und Stimulus darstellen. Diese Geraden zeigen mit ihren Steigungen die Abhängigkeitsverhältnisse zwischen Lautheitsurteil vom Vorgängerpegel bzw. Vorgängerurteil. Je steiler die Steigung einer Gerade, desto größer ist die Abhängigkeit vom Vorgänger. Die Steigung kann sowohl positiv als auch negativ sein. Verläuft die Gerade annähernd waagrecht, so besteht keine bzw. eine statistisch nicht signifikante Abhängigkeit.

Im Fall der Abhängigkeit vom Vorgängerpegel wird die Steigung in Einheiten von  $\text{hel}/\text{dB}$  angegeben, im Fall der Abhängigkeit vom Vorgängerurteil in  $\text{hel}/\text{hel}$ , hier ist sie also eine reine Verhältniszahl. Eine Vergleichbarkeit beider Steigungen ergibt sich durch Normierung der Vorgängerpegelabhängigkeit mit dem Faktor  $60 \text{ dB}/50 \text{ hel}$  ( $1,2 \text{ dB}/\text{hel}$ ). Diese Normierung wurde in allen Graphiken durchgeführt, so dass beide Steigungen graphisch miteinander vergleichbar sind.

In Abbildung 3.9 sind die Abhängigkeitsverhältnisse von drei Beispielprobanden in der oben beschriebenen Weise dargestellt. Wie in den vorangehenden Abschnitten handelt es sich um die Probanden 51, 52 und 53. Aufgetragen sind die Urteile zum Stimulustyp CCITT. Die Daten aller Probanden finden sich in Anhang B (S. 87 ff.).

Im Folgenden werden die in den drei rechten Tafeln dargestellten Regressionen ( $75 \text{ dB}$ , dunkel-orange in der farbigen Darstellung) besprochen. Sie geben die Vorgängerantwortabhängigkeiten der drei Beispielprobanden wieder.

Eine Gerade lässt sich vollständig durch ihre Lage und Steigung beschreiben. Um Aussagen zur Abhängigkeit von der Vorgängerantwort zu machen, genügt es, die Steigung zu betrachten. Während die Gerade bei Proband 51 eine positive Steigung ( $0,283223$ ) hat, bei Proband 52 praktisch keine ( $0,007868$ ), besitzt die von Proband 53 eine negative Steigung ( $-0,332637$ ).

Mit dem Wilcoxon-Rangsummentest wurden die Steigungen auf Signifikanz hin überprüft. Dabei zeigte sich eine statistisch signifikant positive Abhängigkeit ( $p = 0,007671$ ) bei Proband 51. Die der anderen beiden Probanden war statistisch nicht signifikant ( $p = 0,922969$  für Proband 52 und  $p = 0,063958$  für Proband 53).

### 3.8 Antwort in Abhängigkeit von Vorgängerpegel und Vorgängerurteil

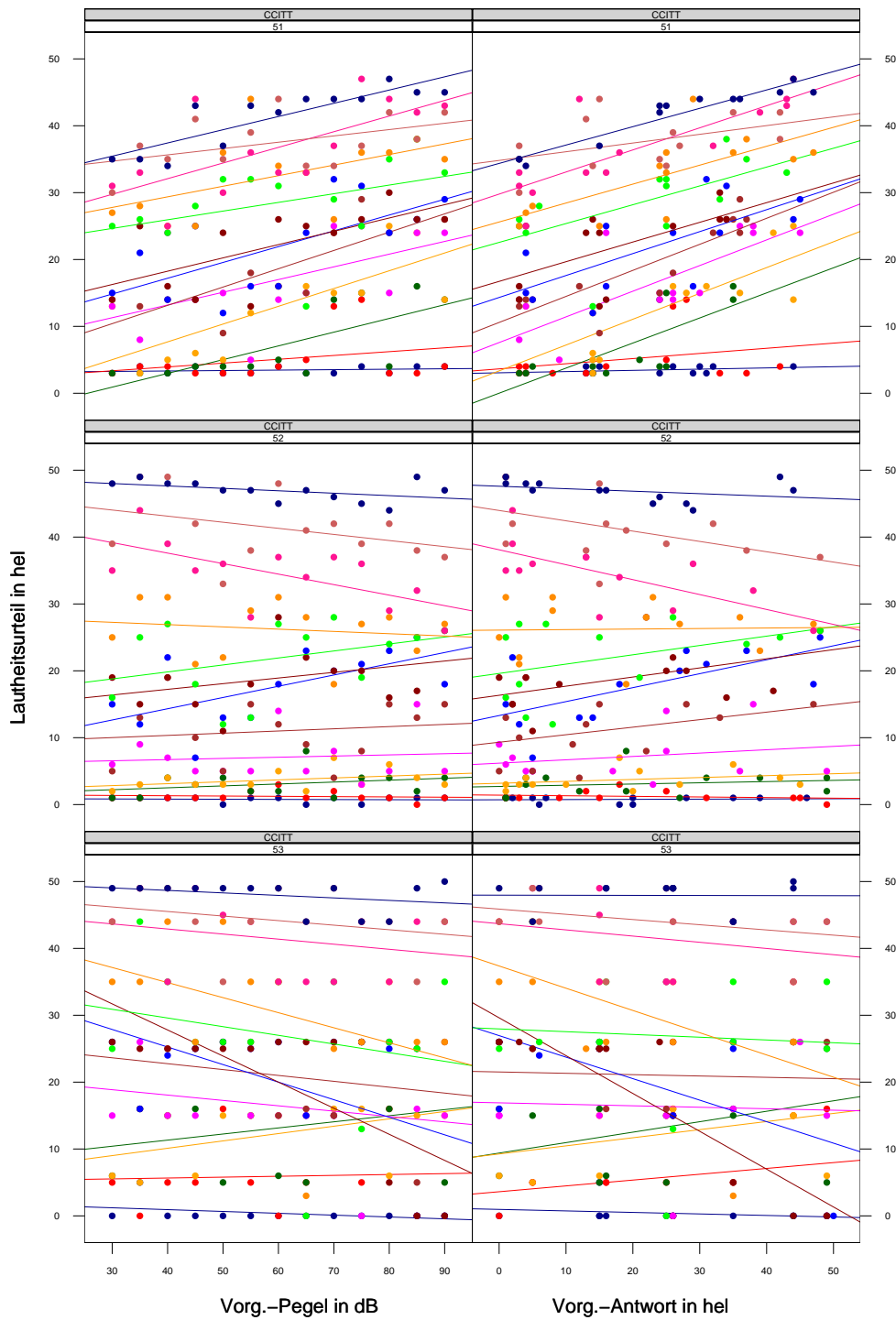


Abbildung 3.9: Lautheitsurteile in Abhängigkeit vom Schallpegel des Vorgängerstimulus (linke Spalte) und vom Lautheitsurteil über den Vorgängerstimulus (rechte Spalte), beispielhaft dargestellt für den Rauschstimulus und die Probanden 51, 52 und 53

Um weiteren Fragestellungen wie der nach dem Verhalten der Abhängigkeiten je nach Proband, Pegel, Stimulustyp und implantierter Seite nachzugehen, wurde mit den Steigungen der Geraden in unterschiedlicher Zusammenfassung weitere Statistik betrieben.

Insgesamt wurden statistische Untersuchungen mit 1352 Geraden und Steigungen, resultierend aus 26 Probanden, die bei vier zu beurteilenden Stimulustypen jeweils 13 Geraden pro Stimulustyp produzierten ( $26 \times 13 \times 4 = 1352$ ), durchgeführt. Um die Abhängigkeiten von Vorgängerpegel und Vorgängerantwort vergleichbar zu machen, bedurfte es einer Normierung, da die Steigung der Vorgängerpegelabhängigkeit in  $\text{hel}/\text{dB}$  und die der Vorgängerantwortabhängigkeit in  $\text{hel}/\text{hel}$  angegeben ist. Die Steigungen der Vorgängerpegelabhängigkeit wurden dazu mit dem Faktor  $1,2 \text{ dB}/\text{hel}$  multipliziert.

#### **3.8.1 Effekt des Vorgängerpegels und des Vorgängerurteils in Abhängigkeit vom Probanden**

Abbildung 3.10 und 3.11 geben die Abhängigkeiten vom Vorgängerpegel bzw. der Vorgängerantwort in Form von „Box and Whisker-Plots“ für jeden Probanden wieder. Wie in Abschnitt 3.4 (Urteilsunterschiede der Probanden, S. 33 ff.) sind sie nach aufsteigendem Medianwert sortiert, wodurch die Probandennummern auf der Abszisse auch hier wieder verwürfelt sind. Jeder Boxplot enthält die Daten aller Regressionsgeraden eines Probanden für alle vier Stimulustypen. Liegt das 95% Konfidenzintervall (s. Abschnitt 3.4, Urteilsunterschiede der Probanden, S. 33), also die Breite der Kerbe eines Boxplots, außerhalb von „0“, zeigt dies bereits optisch eine signifikante Abhängigkeit an. Unterhalb von „0“ wäre diese negativ, oberhalb von „0“ positiv. Drei Probanden (30, 48, 52) zeigen keine signifikante Abhängigkeit vom Vorgängerpegel, ein Proband (53) zeigt eine signifikant negative Abhängigkeit und 22 eine signifikant positive Abhängigkeit. Die Ergebnisse bei der Vorgängerurteilsabhängigkeit unterscheiden sich in mehrfacher Hinsicht. Vier Probanden (30, 48, 52, 53) zeigen keine signifikante Abhängigkeit, kein Proband zeigt eine signifikant negative Abhängigkeit und 22 Probanden zeigen eine signifikant positive Abhängigkeit. Die Lage der Medianwerte ist insgesamt deutlicher verschieden von „0“. Dies gibt einen Hinweis auf eine stärkere Abhängigkeit vom Vorgängerurteil als vom Vorgängerpegel, der im weiteren noch genauer untersucht und besprochen wird (s. Abschnitt 3.9, Überblick über Vorgängereffekte, S. 54).

### 3.8 Antwort in Abhängigkeit von Vorgängerpegel und Vorgängerurteil

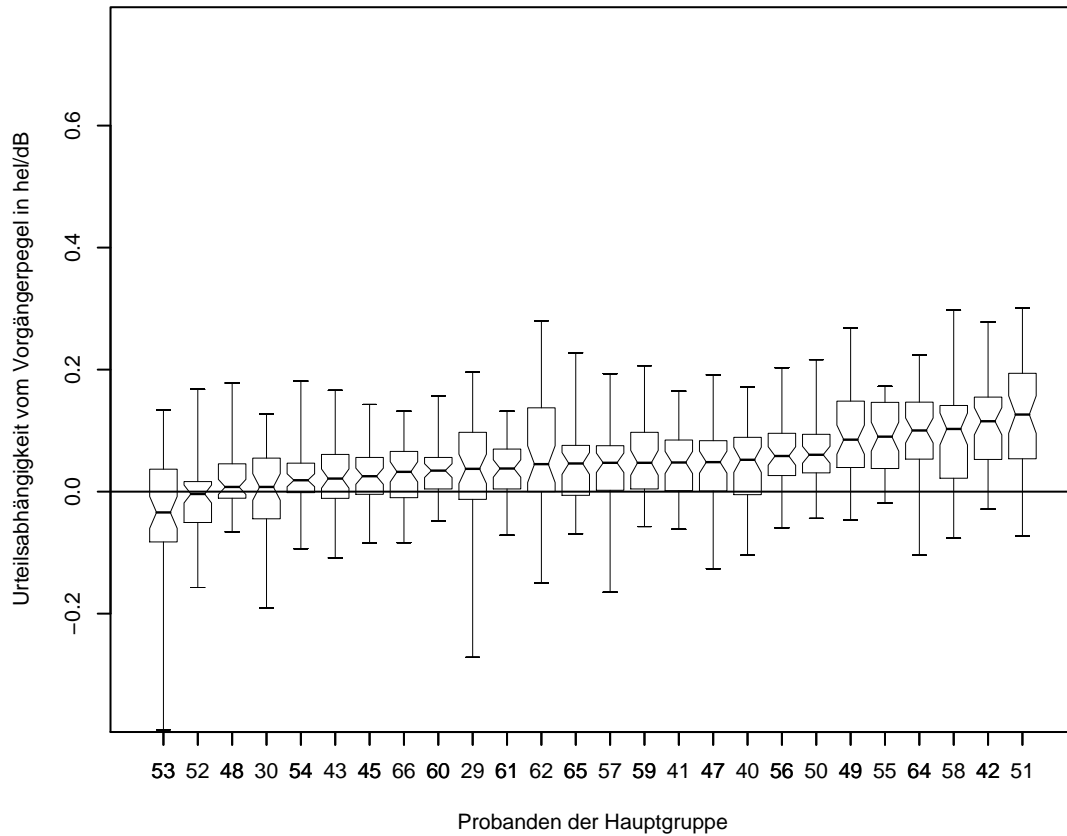


Abbildung 3.10: Lautheitsurteile aller Probanden in Abhängigkeit vom Schallpegel des Vorgängerstimulus, für alle vier Stimulustypen zusammengefasst (nicht normiert)

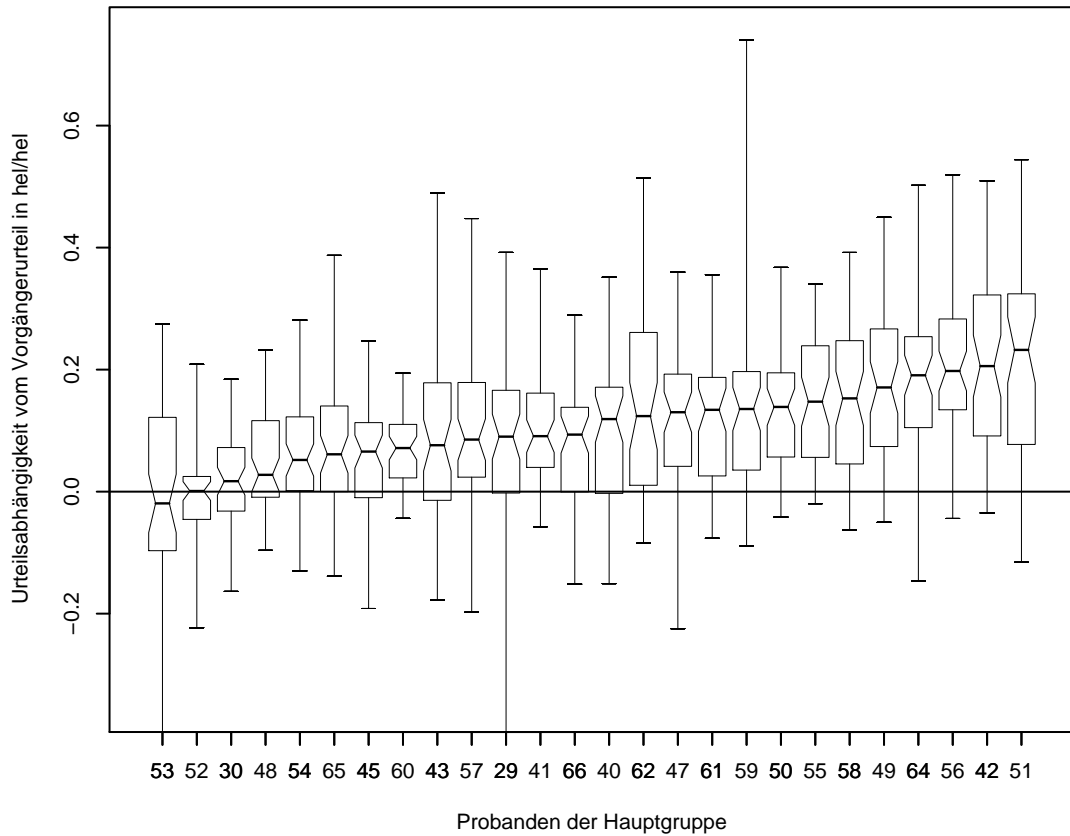


Abbildung 3.11: Lautheitsurteile aller Probanden in Abhängigkeit vom Lautheitsurteil über den Vorgängerstimulus, für alle vier Stimulustypen zusammengefasst

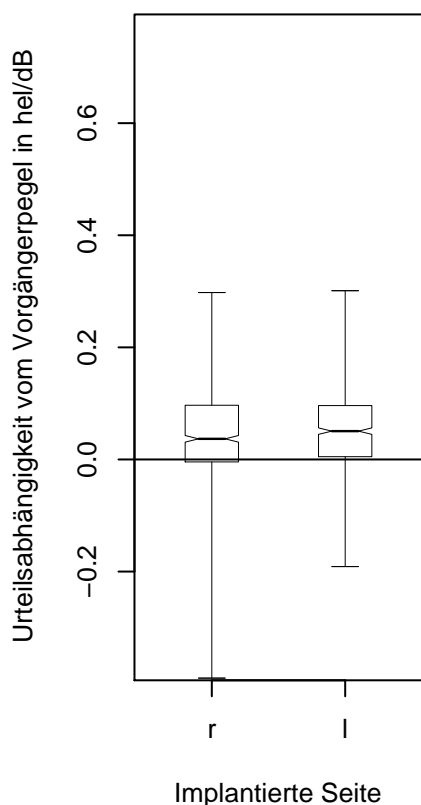


Abbildung 3.12: Lautheitsurteile nach implantierter Seite im Vergleich: Abhängigkeit vom Schallpegel des Vorgängerstimulus, für alle vier Stimulustypen zusammengefasst

#### 3.8.2 Effekt des Vorgängerpegels und des Vorgängerurteils in Abhängigkeit von der implantierten Seite

In Abbildung 3.12 und 3.13 zeigt sich zunächst die bereits in Abschnitt 3.8.1 (S. 46f.) erwähnte stärkere Abhängigkeit vom Vorgängerurteil als vom Vorgängerpegel. Es sind die Steigungen aller Regressionsgeraden zusammengefasst nach der implantierten Seite als Boxplots dargestellt. Es besteht eine signifikant positive Abhängigkeit sowohl vom Vorgängerpegel als auch vom Vorgängerurteil. In beiden Fällen hat die implantierte Seite einen signifikanten Einfluss auf die Stärke der Abhängigkeit. (Zahlenwerte s. Tabelle 3.6 und 3.7) Bei den linksseitig implantierten CI-Trägern ist die Abhängigkeit signifikant stärker als bei den rechtsseitig implantierten.

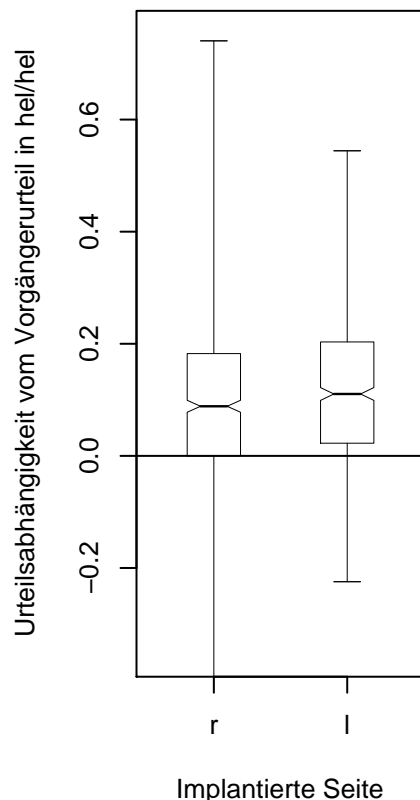


Abbildung 3.13: Lautheitsurteile nach implantierte Seite im Vergleich: Abhängigkeit vom Lautheitsurteil über den Vorgängerstimulus, für alle vier Stimulustypen zusammengefasst

Tabelle 3.6: Statistische Kennwerte der Vorgängerpegelabhängigkeiten je nach implantierte Seite. (zur Erläuterung der Kennwerte s. Tabelle 3.1)

Impl. Seite	Ø	Std.	Min.	1. Q.	Med.	3. Q.	Max.	MAD
r	0,043	0,081	-0,390	-0,004	0,037	0,097	0,298	0,071
l	0,054	0,070	-0,191	0,005	0,051	0,096	0,301	0,068

Tabelle 3.7: Statistische Kennwerte der Vorgängerantwortabhängigkeiten je nach implantierte Seite. (zur Erläuterung der Kennwerte s. Tabelle 3.1)

Impl. Seite	Ø	Std.	Min.	1. Q.	Med.	3. Q.	Max.	MAD
r	0,100	0,140	-0,566	-0,000	0,088	0,182	0,740	0,131
l	0,120	0,130	-0,225	0,023	0,110	0,203	0,544	0,133



Tabelle 3.8: Statistische Kennwerte der Vorgängerpegelabhängigkeiten je nach Stimulustyp (zur Erläuterung der Kennwerte s. Tabelle 3.1)

Stimulustyp	Ø	Std.	Min.	1. Q.	Med.	3. Q.	Max.	MAD
SINUS	0,042	0,086	-0,390	-0,009	0,041	0,096	0,274	0,077
WOBBEL	0,050	0,072	-0,216	-0,000	0,049	0,097	0,298	0,071
CCITT	0,049	0,074	-0,368	0,001	0,042	0,098	0,280	0,064
KIESEN	0,051	0,072	-0,132	-0,000	0,043	0,096	0,301	0,068

Tabelle 3.9: Statistische Kennwerte der Vorgängerantwortabhängigkeiten je nach Stimulustyp (zur Erläuterung der Kennwerte s. Tabelle 3.1)

Stimulustyp	Ø	Std.	Min.	1. Q.	Med.	3. Q.	Max.	MAD
SINUS	0,093	0,145	-0,566	-0,000	0,089	0,178	0,539	0,132
WOBBEL	0,099	0,118	-0,202	0,007	0,089	0,166	0,491	0,119
CCITT	0,119	0,135	-0,368	0,018	0,105	0,207	0,514	0,138
KIESEN	0,125	0,141	-0,192	0,007	0,115	0,222	0,740	0,160

### 3.8.3 Effekt des Vorgängerpegels und des Vorgängerurteils in Abhängigkeit vom Stimulustyp

Bei der Betrachtung der Steigungen der Regressionsgeraden sortiert nach den vier Stimulustypen (Abbildungen 3.14 und 3.15) zeigt sich bei allen vier Stimulustypen die bereits oben genannte stärkere Abhängigkeit vom Vorgängerurteil als vom Vorgängerpegel. In Abbildung 3.15 ist die Ähnlichkeit der Boxplots zur Vorgängerurteilsabhängigkeit der schmalbandigen Stimulustypen (Sinus und Wobbel) zu erkennen. Ebenso verhält es sich bei den beiden breitbandigen Stimulustypen. Dagegen unterscheiden sich die Boxplots der schmalbandigen von denen der breitbandigen Stimulustypen. Bei den schmalbandigen Stimulustypen lag eine signifikant stärkere Vorgängerurteilsabhängigkeit vor.

Es konnte kein signifikanter Einfluss der vier Stimulustypen auf die Vorgängerpegelabhängigkeit gefunden werden (Zahlenwerte s. Tabellen 3.10 und 3.11.)

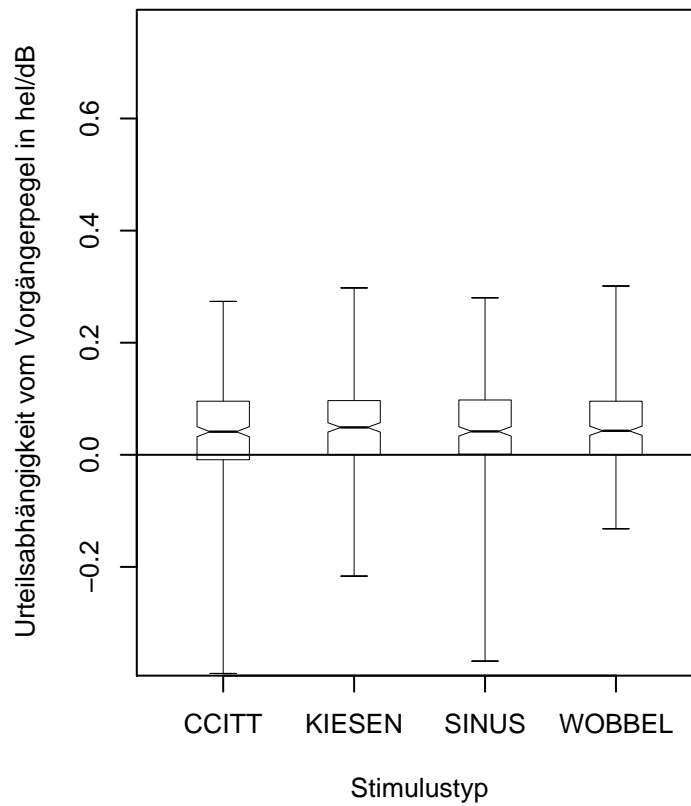


Abbildung 3.14: Lautheitsurteile in Abhängigkeit vom Schallpegel des Vorgängerstimulus, je nach Stimulustyp

Tabelle 3.10: Vergleichskennwerte der Vorgängerpegelabhängigkeiten je nach Stimulustyp

Stimuli			p-Wert
SINUS	—	WOBBEL	0,90265557866
SINUS	—	CCITT	0,237249205174
SINUS	—	KIESEN	0,973290522903
WOBBEL	—	CCITT	0,274105942113
WOBBEL	—	KIESEN	0,850190525433
CCITT	—	KIESEN	0,196842222548

### 3.8 Antwort in Abhängigkeit von Vorgängerpegel und Vorgängerurteil

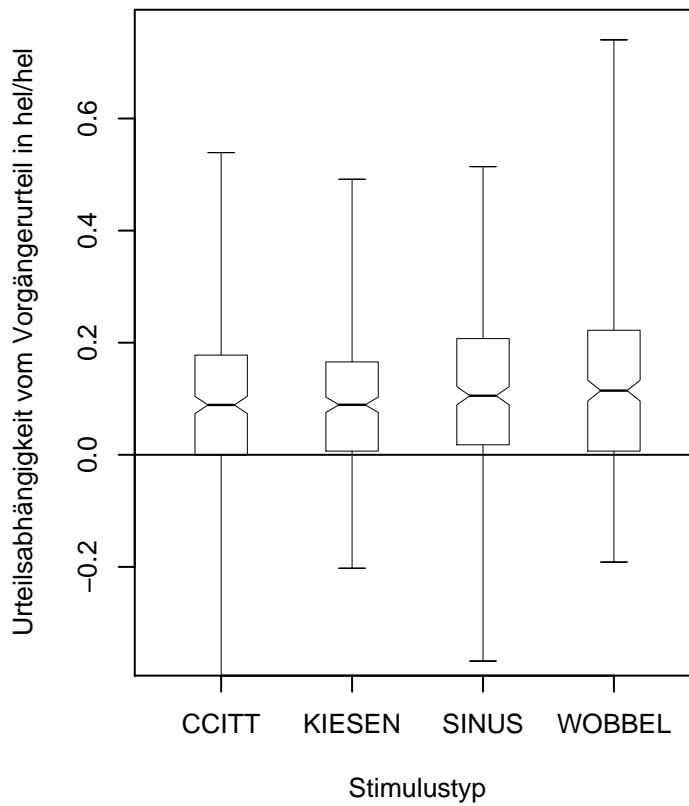


Abbildung 3.15: Lautheitsurteile in Abhängigkeit vom Lautheitsurteil über den Vorgängerstimulus, je nach Stimulustyp

Tabelle 3.11: Vergleichskennwerte der Vorgängerantwortabhängigkeiten je nach Stimulustyp

Stimuli			p-Wert
SINUS	—	WOBBEL	0,782299408223
SINUS	—	CCITT	0,033794453309
SINUS	—	KIESEN	0,044799563286
WOBBEL	—	CCITT	0,015984476513
WOBBEL	—	KIESEN	0,021282393898
CCITT	—	KIESEN	0,823118562516

#### 3.8.4 Effekt des Vorgängerpegels und des Vorgängerurteils in Abhängigkeit vom Pegel

In den Abbildungen 3.16 und 3.17 sieht man die Abhängigkeiten aufgeschlüsselt nach dem Vorgängerpegel bzw. dem Vorgängerurteil. In beiden Abbildungen zeigt sich eine Abschwächung der Abhängigkeit zu den Maxima hin. Die Mediane im Bereich 30 dB, 35 dB, und 90 dB nahmen Werte um „0“ an. Sie waren in keinem dieser Fälle statistisch signifikant verschieden von „0“. Die größte Abhängigkeit, sowohl vom Vorgängerpegel als auch vom Vorgängerurteil, fand sich beim Pegel 60 dB. Die Pegel 50 dB und 55 dB wiesen auffallend geringe Abhängigkeiten auf. Die Abhängigkeiten waren bei den benachbarten Pegeln (40 dB, 45 dB und 60 dB, 65 dB) deutlich stärker. Verbindet man die Medianwerte durch eine gedachte Kurve, so liegt im Bereich 50 dB und 55 dB eine Senke bei sonst konvexem Verlauf der Kurve zwischen den Maxima (30–90 dB) vor. Dieser Verlauf ist in beiden Abbildungen (3.16 und 3.17) zu erkennen. Er ist für die Vorgängerurteilsabhängigkeit aber deutlicher als für die Vorgängerpegelabhängigkeit. Die Medianwerte sind bei der Vorgängerurteilsabhängigkeit insgesamt stärker positiv. Die genauen Unterschiede der Werte sind den Tabellen 3.12 und 3.13 zu entnehmen.

### 3.9 Überblick über Vorgängereffekte

Abbildung 3.18 gibt einen Überblick über die Vorgängereffekte. Die Darstellungsart entspricht der der Abbildung 3.9 (zur detaillierten Beschreibung der Darstellungsart s. Abschnitt 3.8, S. 43ff.). In der linken Hälfte sind in den Regressionsgeraden die Urteile aller Probanden und aller Stimulustypen zusammengefasst und in Abhängigkeit vom Vorgängerpegel dargestellt, in der rechten Hälfte bei gleicher Zusammenfassung in Abhängigkeit vom Vorgängerurteil. Es fallen bereits optisch deutlich die stärker positiven Steigungen der Regressionsgeraden der rechten Bildhälfte auf. Je stärker die Steigung der Geraden, desto stärker ist die Abhängigkeit. Der Überblick verdeutlicht erneut, dass die Antworten stärker vom Vorgängerurteil als vom Vorgängerpegel abhängig waren. Weiter ist die geringere Abhängigkeit in den Extrembereichen zu erkennen. Die Regressionsgeraden bei 30 dB und 90 dB haben die geringsten Steigungen. Die Regressionsgeraden für den Pegel 30 dB bei der Vorgängerpegelabhängigkeit weist die einzig negative Steigung auf. In Anhang B (S. 87 ff.) finden sich die Regressionsgeraden aller Probanden der Hauptgruppe.

Tabelle 3.12: Statistische Kennwerte der Vorgängerpegelabhängigkeiten je nach Schallpegel

Pegel	Ø	Std.	Min.	1. Q.	Med.	3. Q.	Max.	MAD
30	-0,015	0,025	-0,104	-0,027	-0,004	-0,000	0,040	0,011
35	0,024	0,054	-0,084	-0,005	0,002	0,057	0,207	0,029
40	0,067	0,062	-0,175	0,022	0,065	0,102	0,208	0,060
45	0,071	0,070	-0,204	0,034	0,064	0,106	0,268	0,056
50	0,043	0,075	-0,191	-0,008	0,041	0,086	0,301	0,070
55	0,057	0,076	-0,148	0,010	0,045	0,102	0,274	0,068
60	0,089	0,086	-0,263	0,047	0,090	0,143	0,280	0,070
65	0,076	0,087	-0,390	0,035	0,073	0,131	0,237	0,073
70	0,064	0,073	-0,137	0,021	0,057	0,111	0,232	0,071
75	0,059	0,094	-0,368	0,016	0,069	0,122	0,298	0,078
80	0,033	0,072	-0,165	-0,019	0,037	0,076	0,234	0,072
85	0,040	0,064	-0,149	0,007	0,041	0,079	0,242	0,055
90	0,016	0,067	-0,272	-0,022	0,009	0,053	0,198	0,054

Tabelle 3.13: Statistische Kennwerte der Vorgängerantwortabhängigkeiten je nach Schallpegel

Pegel	Ø	Std.	Min.	1. Q.	Med.	3. Q.	Max.	MAD
30	-0,018	0,051	-0,368	-0,025	-0,002	-0,000	0,101	0,020
35	0,060	0,107	-0,140	-0,005	0,016	0,102	0,479	0,073
40	0,159	0,142	-0,199	0,054	0,141	0,231	0,740	0,129
45	0,163	0,122	-0,101	0,090	0,151	0,228	0,519	0,101
50	0,115	0,124	-0,164	0,025	0,105	0,181	0,504	0,114
55	0,151	0,144	-0,153	0,053	0,127	0,252	0,544	0,146
60	0,169	0,138	-0,322	0,077	0,153	0,277	0,514	0,122
65	0,154	0,146	-0,566	0,078	0,152	0,250	0,491	0,118
70	0,137	0,124	-0,114	0,041	0,134	0,221	0,469	0,131
75	0,123	0,145	-0,333	0,036	0,136	0,230	0,412	0,139
80	0,091	0,129	-0,223	-0,005	0,091	0,173	0,488	0,131
85	0,073	0,106	-0,413	0,022	0,081	0,146	0,320	0,096
90	0,040	0,109	-0,437	-0,021	0,026	0,114	0,280	0,092

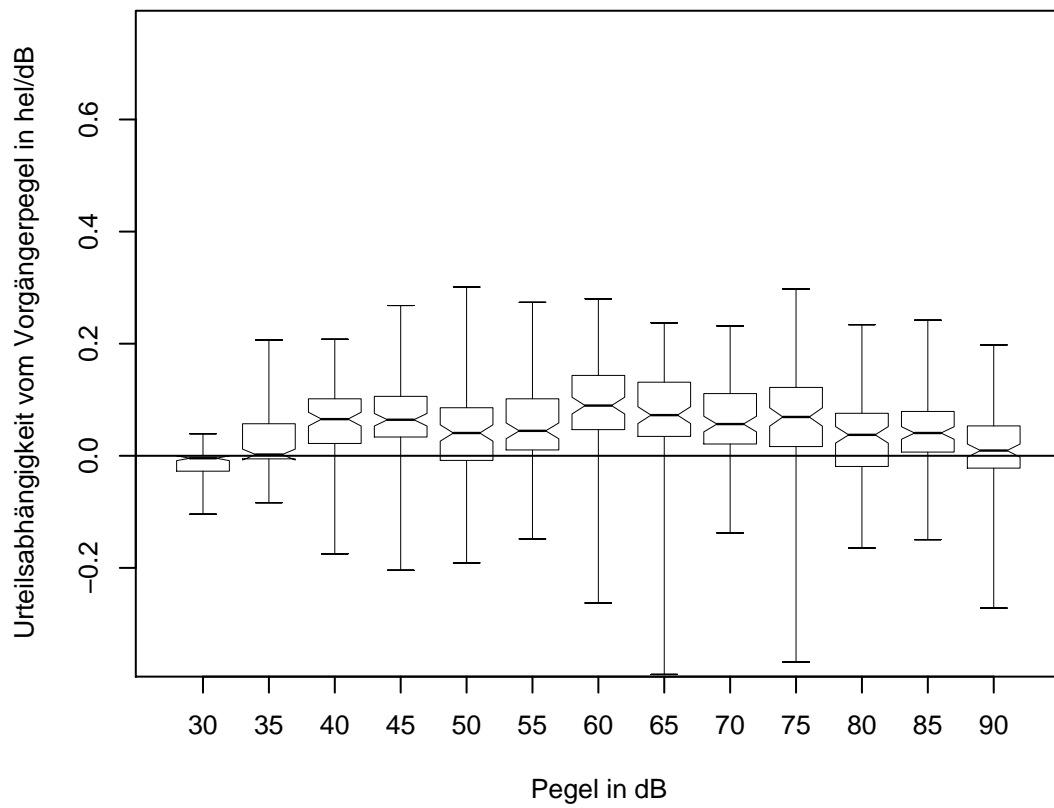


Abbildung 3.16: Lautheitsurteile in Abhängigkeit vom Schallpegel des Vorgängerstimulus, je nach Pegel

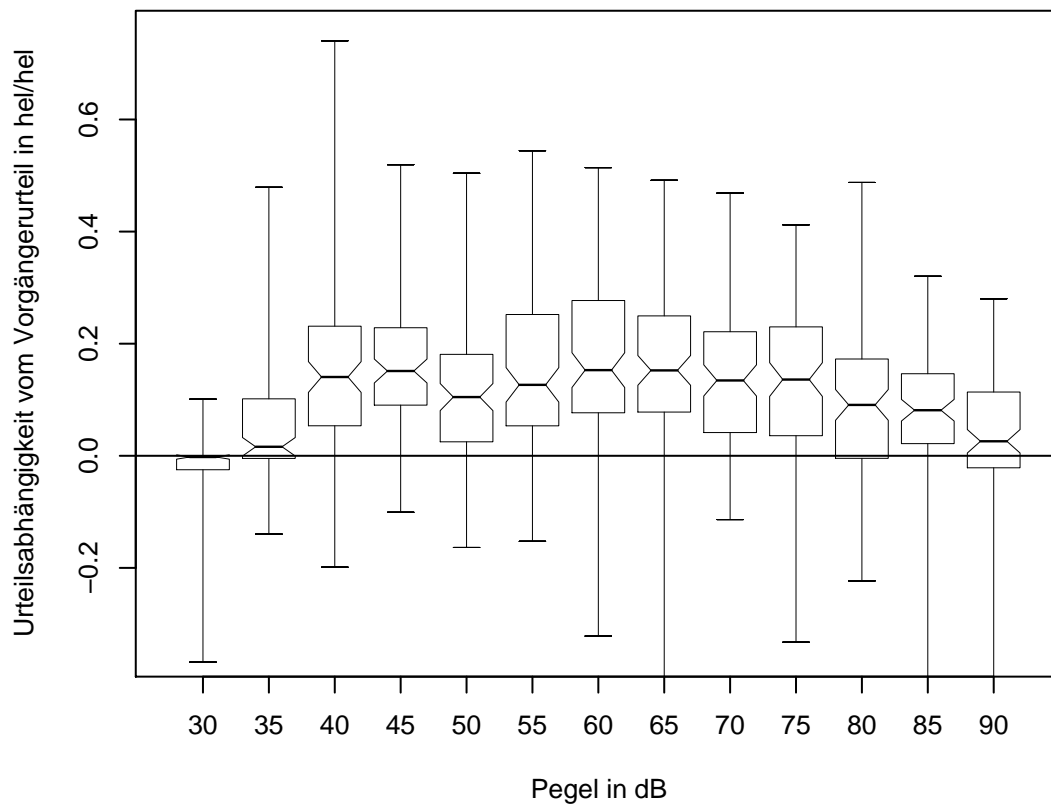


Abbildung 3.17: Lautheitsurteile in Abhängigkeit vom Lautheitsurteil über den Vorgängerstimulus, je nach Pegel

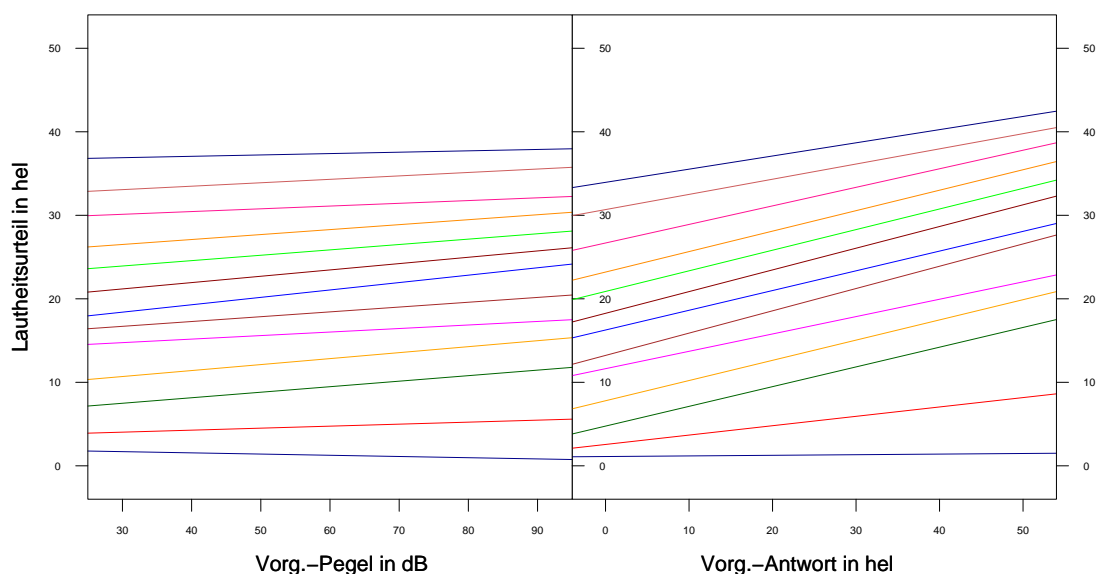


Abbildung 3.18: Abhängigkeiten vom Vorgängerpegel (links) und Vorgängerurteil (rechts), alle Probanden der Hauptgruppe und alle Stimulustypen zusammengefasst. Die Steigungen sind aufgrund der Normierung graphisch vergleichbar

### 3.10 Empfindungen und Schwierigkeiten der Probanden

Es fand keine gezielte Befragung der Probanden nach dem Versuch statt. Einige kommentierten jedoch von sich aus Teile des Versuchs, andere wurden unsystematisch zum Versuch befragt.

Keiner der Probanden nutzte die Möglichkeit, vor jeder Sequenz eine Probe-sequenz mit dem neuen Stimulustypen zu hören. Ein häufiger Grund war der Wunsch, den Versuch möglichst schnell zu absolvieren. Ebenfalls äußerte der Großteil der Probanden, dass sie es nicht für nötig hielten, nach der ersten Sequenz noch eine Probesequenz zu hören.

Aufgrund der großen Altersspanne der Probanden gab es starke Unterschiede, wie belastend der Versuch empfunden wurde. Gerade ältere Probanden empfanden den ca. 1,5-stündigen Durchlauf als anstrengend. Zwei ältere Probanden brachen nach der Hälfte des Versuches ab und konnten so nicht in die Hauptgruppe aufgenommen werden. Sie wurden durch zwei nachrückende Probanden ersetzt.

Trotz einer sorgfältigen Probandeninstruktion, die u.a. beinhaltete, dass es bei diesem Versuch nicht möglich sei „gut“ oder „schlecht“ zu urteilen, fragten man-



### *3.10 Empfindungen und Schwierigkeiten der Probanden*

che Probanden zum Schluss nach, wie gut sie waren. Sie konnten sich offensichtlich nicht von dem „Leistungs-Gedanken“ lösen.

Die ersten zwei Probanden durchliefen den Versuch ohne das später in die Software integrierte „Ignore Level“. Hörten sie einen Stimulus auch nach zweimaligem Durchlaufen der Rücksprungautomatik nicht, wurden sie beim dritten Mal durch den Versuchsleiter an entsprechender Stelle aufgefordert, ihr letztes Urteil erneut abzugeben. So konnte im Nachhinein der Großteil der Ausreißer dieser Probanden als nicht gehörte Stimuli identifiziert und korrigiert werden.

Immer wieder tauchte die Frage nach dem Ziel des Versuches auf. Nur wenige vermuteten die tatsächlichen Fragestellungen. Einige Probanden empfanden es als schwierig, jeden Stimulus für sich zu beurteilen. Alle danach befragten Probanden vermuteten eine negative Abhängigkeit vom Vorgängerpegel oder Vorgängerurteil.

Die beiden schmalbandigen Stimuli wurden von allen Probanden subjektiv leiser empfunden. Eine Probandin empfand den Stimulustyp Wobbel als unangenehm. Von den meisten anderen Probanden wurde der Sprachstimulus als unangenehmster Stimulus wahrgenommen.

### *3 Ergebnisse*

## 4 Diskussion

### 4.1 Urteilsverhalten der Probanden

Die Probanden zeigten ein individuell unterschiedliches Urteilsverhalten. Dagegen war mit Ausnahme von zwei Probanden das Urteilsverhalten innerhalb eines Probanden über die vier Stimulustypen stabil. Unterschiede im Urteilsverhalten lagen vor:

- im Maß der Ausnutzung des Skalierbereichs
- in der Art der Ausnutzung des Skalierbereichs (Verteilung der Urteile)
- in der Streuung der Urteile bezogen auf einen Stimuluspegel (Wiederholgenauigkeit)

In der Darstellung der Urteile der drei Beispielprobanden als Rohdaten (Abbildung 3.1 und Abbildung 3.2), sowie in der zusammengefassten Darstellung aller Urteile eines Probanden als Boxplot (Abbildung 3.4) ist dies gut zu erkennen. Ergänzend finden sich die entsprechenden Abbildungen aller Probanden in Anhang B (S. 87 ff.).

Das Minimalurteil betrug in allen Verteilungsmustern 0 hel. Alle Probanden hörten einen oder mehrere der Stimuli nicht. Bei den meisten Probanden war der Pegel des „Ignore-Levels“ (s. Abschnitt 2.1.5, Zusatzfunktion, S. 14) auf 40 dB eingestellt. Pegel kleiner gleich 40 dB wurden von den meisten Probanden nicht sicher gehört. In den Werten der Maximalurteile unterschieden sich die Probanden dagegen stark. Die Werte schwankten zwischen 38 hel und 50 hel, also um eine ganze Kategorie, wobei die überwiegende Zahl der Maximalurteile um den Wert 45 hel streute (Abbildung 3.4).

Ebenso unterschiedlich war der Bereich, in dem 50% der Urteile abgegeben wurden (Differenz zwischen 1. und 3. Quartil). Während einige Probanden ihre Urteile über einen weiten Bereich verteilten (beispielsweise Proband 30), nutzten andere nur einen kleinen (beispielsweise Proband 56). Auch die mittlere von den

Probanden angegebene Lautheit unterlag einer starken Streuung. Die Medianwerte lagen zwischen 14 hel und 26 hel, was in Kategorien »leise« bis »mittel« entspricht. Der am häufigsten vorkommende Wert war 21 hel (7/26 Probanden).

In den Dichtekurven der drei Beispielprobanden lassen sich anhand der unterschiedlichen Anzahl und Lokalisation von Peaks, sowie in den Punktwolken entlang der Abszisse (Abbildung 3.2) individuelle Unterschiede in den Verteilungsmustern der Urteile genauer erkennen. So existierte beispielsweise bei Proband 52 bei allen vier Stimulustypen eine Häufung der Urteile in der Kategorie »sehr leise« (Peak im Bereich dieser Kategorie), bei ansonsten homogener Verteilung der Urteile über den gesamten Skalierbereich (keine weiteren deutlichen Peaks und durchgehende Punktwolke). Die Dichtekurven des Probanden 53 hingegen zeigten mehrere Peaks, sowie deutliche Lücken in den Punktwolken. Er gab seine Urteile immer in der Mitte einer jeden Kategorie ab. Die Möglichkeit der Feinskalierung wurde von ihm nicht genutzt, er kategorisierte lediglich.

Ebenfalls individuell unterschiedlich war die Streuung bezogen auf einen Stimuluspegel (Abbildung 3.1). Von den drei Beispielprobanden streuten die Urteile von Proband 52 am geringsten, die von Proband 53 am stärksten.

Bei einer Mehrheit der Probanden wurden bei der Beurteilung der schmalbandigen Stimulustypen die lauten Kategorien weniger stark genutzt als bei der Beurteilung der breitbandigen (Daten aller Probanden, s. Anhang B S. 87ff.). Auf diese Beobachtung wird in einem der folgenden Abschnitte näher eingegangen.

Bei der Betrachtung jedes Probanden für sich, zeigen sich drei unterschiedliche Typen bei der Beurteilung der vier Stimulusarten (Abbildung 3.1, 3.2 sowie Anhang B). Beim Typ eins finden sich innerhalb eines Probanden über alle vier Stimulusarten annähernd identische Verteilungsmuster (z. B. Proband 52, Abbildung 3.2). Typ zwei ist charakterisiert durch zwei unterschiedliche Verteilungsmuster, abhängig davon, ob ein schmalbandiger oder ein breitbandiger Stimulustyp beurteilt wurde (z. B. Proband 50, Anhang B). Der dritte Typ zeigt unsystematisch unterschiedliches Urteilsverhalten (Proband 51, Abbildung 3.2). Eine Ausnahme bilden die Probanden, die nicht feinskalierten, sondern lediglich kategorisierten. So zeigte beispielsweise Proband 53 (Abbildung 3.2) ein annähernd identisches Verteilungsmuster über alle vier Stimulustypen, was aber durch eine Beschränkung auf sechs enge Bereiche zur Urteilsabgabe bedingt ist. Dies resultiert zwangsläufig in einer sich wiederholenden Häufung der Urteile und somit höheren Dichte in diesen sechs Bereichen des Skaliertabletts.

Zwei weitere Ausnahmen, Proband 29 und 55, die für jeweils einen Stimulustyp ein deutlich abweichendes Verteilungsmuster zeigten, sind durch initiales Missverstehen der Probandeninstruktion zu erklären. Nach erneuter Instruktion im Anschluss an die erste Sequenz änderten sie ihr Urteilsverhalten. Statt der initial groben Skalierung skalierten sie im folgenden feiner.

Das Urteilsverhalten innerhalb eines Probanden über die vier Stimulustypen war im Hinblick auf die oben genannten Kriterien (S. 61) stabiler als das individuelle Urteilsverhalten der Probanden untereinander.

In der vorliegenden Arbeit wurden bestimmte Einflussfaktoren, wie verschiedene Antwortzeiten, verschiedene Abstände zwischen den Stimuli, Unterschiede in der Einstellung der „Automatic Gain Control“ des Cochlea-Implantates und weitere ausgeschlossen. Andere konnten nicht ausgeschlossen werden. So war die Altersspanne groß (Durchschnitt: 57 Jahre / Spanne: 24–78 Jahre), lagen verschiedene Vorkenntnisse zu Lautheitsskalierungsverfahren vor, gab es Unterschiede in der Dauer der Hörerfahrung mit dem CI (durchschnittlich 4,23 Jahre / Spanne: 0,5–10 Jahre) und Unterschiede in der individuellen, maßgeblich durch den Probanden gewählten Einstellung des Implantates.

Innerhalb eines Kollektivs von 26 normalhörenden Probanden in der Altersspanne von 20 bis 30 Jahren, in dem diese Unterschiede nicht vorhanden waren, zeigte sich ein annähernd identisches Urteilsverhalten zwischen den Probanden. Lediglich das Urteilsverhalten innerhalb eines Probanden wurde als stabiler beschrieben (Nägle, 2004). Die Aussagen über die Stabilität der Urteilsverteilung in der Arbeit von Nägle innerhalb eines Probanden muss jedoch insofern in Frage gestellt werden, als dass für jede Urteilsdichtekurve der „smoothing factor“ automatisch gewählt wurde. Ein automatisch generierter „smoothing factor“ ist für jede Kurve individuell verschieden und führt so zur Unvergleichbarkeit der Dichtekurven. Zudem besteht die Gefahr, dass bei einem auf diesem Weg zu groß gewählten „smoothing factor“ Informationen über die Verteilung der Urteile in zu stark geglätteten Kurven verloren gehen. Es ist zu vermuten, dass sich bei einem manuellen, für alle Kurven identischen und nicht zu groß gewählten „smoothing factor“ ein ähnliches Urteilsverhalten innerhalb eines Probanden gezeigt hätte, wie im Kollektiv der CI-Träger. Bei der Betrachtung der Urteilsdichtekurven der oben genannten Arbeit lässt sich ein solches Verhalten erahnen.

Weitere mögliche Einflussfaktoren stellen die Konzentrationsfähigkeit und die Aufmerksamkeit der Probanden dar. „Einige Probanden fühlten sich unterfordert, einige jedoch nahe ihrer Leistungsgrenze“ (Nägle, 2004). Auch unter den

CI-Trägern zeigten sich solche Unterschiede. Diese Vermutung bestärkend, stellt sich ein Zusammenhang zwischen dem Alter der Probanden und der Urteilsverteilung dar. Von sieben Probanden, die älter als 70 Jahre waren, kategorisierten fünf stark. Zum Teil ging diese Kategorisierung in eine Feinskalierung über. Drei Probanden, die über alle vier Stimulusarten stark kategorisierten, empfanden den Versuch durchweg als anspruchsvoll. Unter allen anderen Probanden kategorisierten nur zwei Probanden.

Die initial grobe Skalierung bei zwei Probanden, die nach erneuter Instruktion bei den weiteren Sequenzen zu Gunsten einer feineren Skalierung verschwand, ist ein Indiz für mögliche Verständnisschwierigkeiten der Probandeninstruktion. Diese war präzise formuliert, sauber strukturiert und bewährte sich in der Arbeit von Nägle (2004). Hier wurde nur bei einem Probanden ein Missverstehen der Instruktion durch Unaufmerksamkeit vermutet. Weiter wurde für die bei ihm beobachtete grobe Skalierung ein mögliches „Desinteresse dem Versuch gegenüber“ (Nägle, 2004) diskutiert. Dass dieses Desinteresse am Versuch Einfluss auf das Urteilsverhalten haben kann, entspricht dem subjektiven Eindruck des Autors. Proband 55, der aufgrund von Termindruck im Verlauf des Versuch merklich unruhig wurde, skalierte in der letzten Sequenz deutlich ungenauer. Er gab seine Urteile schneller ab, vermutlich in der Annahme, den Versuch so beschleunigen zu können, und verzichtete mehr und mehr auf die Möglichkeit der Feinskalierung.

Während in der Vorgängerarbeit die unterschiedliche Hörvorbildung der Probanden als möglicher Einflussfaktor in Betracht gezogen wurde, könnten bei den CI-Trägern der Zeitpunkt der Ertaubung, die Dauer der Taubheit, die Hörerfahrung mit dem CI, sowie, angesichts der großen Altersspanne, das Alter der Probanden mögliche Einflussfaktoren sein. Zwischen der Hörerfahrung mit dem CI und dem Urteilsverhalten, sowie dem Alter und dem Urteilsverhalten zeigte sich keine signifikante Abhängigkeit. Zum Einfluss der Dauer der Taubheit kann keine Aussage gemacht werden, da der Zeitpunkt der Ertaubung häufig unbekannt war.

Mit der aus der Vorgängerarbeit übernommenen Probandeninstruktion und dem Vorspielen einer Übungssequenz wurden Vorschläge von Boretzki et al. (1994) und Heller (1991) befolgt, um Unterschiede durch eine „interne, bei jedem Probanden individuelle Bezugssystembildung“ (Nägle, 2004) zu verhindern. Es bleibt aber auch in diesem Versuch unklar, „inwieweit diese Instruktionen von den Probanden akzeptiert und dann auch umgesetzt wurden“ (Nägle, 2004).

Weiterhin unklar bleibt der Einfluss der mechanischen Umsetzung des psychisch gefundenen Urteils in das technisch fassbare Urteil, also der Abgabe des Urteils mit dem Stift auf das Skaliertablett. Während Nägle (2004) in Betracht zieht, dass möglicherweise eine probandenspezifische Arm- oder Handbewegung zu probandenspezifischen Urteilsmustern führt, muss angesichts der oben erwähnten größeren Urteilsunterschiede innerhalb eines jeden Probanden in diesem Versuch ein solcher Einfluss als eher gering eingestuft werden.

### 4.2 Einfluss der implantierten Seite

Linksseitig waren 14 Probanden implantiert, rechtsseitig 12. Die linksseitig implantierten Probanden urteilten überzufällig häufig lauter als die rechtsseitig implantierten (Abbildung 3.5).

Mögliche Gründe können in den nicht gänzlich auszuschließenden Einflussfaktoren vermutet werden. Einige sind in Abschnitt 4.1 (S. 61ff.), mit der Frage nach ihrem Einfluss auf das Urteilsverhalten, bereits angesprochen worden. So könnte das Alter, die Hörerfahrung mit dem CI und die Dauer der Taubheit eine Rolle spielen. Zu letzterer waren anamnestisch keine ausreichenden Informationen zur Untersuchung einer möglichen Abhängigkeit zu gewinnen.

In den nach der implantierten Seite aufgeteilten Gruppen zeigten sich Unterschiede in der Verteilung der Einflussfaktoren. Das Durchschnittsalter der linksseitig implantierten CI-Träger, also der Gruppe, die lauter urteilte, lag bei 55,5 Jahren, das der rechtsseitig implantierten bei 60,3 Jahren. Im statistischen Test zeigte sich jedoch keine signifikante Abhängigkeit zwischen dem Alter und der Lautheitsempfindung. Gleiches galt für die Hörerfahrung und das Lautheitsempfinden.

Die Sitzposition während des Versuchs könnte Einfluss auf die Übertragung vom Schallgeber (Lautsprecher) zum Schallempfänger (Mikrofon des CI) gehabt haben. Beispielsweise dann, wenn der Proband den Kopf so aus der Achse drehte, dass das Mikrofon in den Schallschatten des Kopfes geriet. Videomitschnitte der Versuche zeigten aber, dass der Kopf nur in seltenen Fällen und in diesen leicht nach links aus der Achse gedreht wurde. Wäre dieses Verhalten verantwortlich für den Lautheitsempfindungsunterschied zwischen beiden Gruppen, so müsste man erwarten, dass die Gruppe der linksseitig implantierten CI-Träger leiser und nicht lauter empfunden hätte.

Resthörigkeit auf dem kontralateralen Ohr könnte zu einer lauterer Beurteilung der Stimuli führen, sie war aber durch die Auswahlkriterien weitestgehend ausgeschlossen oder konnte suffizient vertäubt werden.

### 4.3 Einfluss der verschiedenen Stimulustypen

Im Versuch wurden zwei schmalbandige und zwei breitbandige Stimulustypen dargeboten. Die Urteilsunterschiede bezogen auf die vier Stimulustypen zeigen sich deutlich in Abbildung 3.6 (Zahlenwerte s. Tabelle 3.2 und 3.3). Die schmalbandigen Stimulustypen untereinander wurden fast identisch beurteilt, ebenso die breitbandigen Stimulustypen untereinander. Die beiden schmalbandigen zu den beiden breitbandigen wurden dagegen unterschiedlich beurteilt. Breitbandige Stimuli wurden lauter empfunden als schmalbandige. Dieses Verhalten stimmt mit den Angaben für Normalhörende in der Literatur überein.

Innerhalb eines im gleichen Versuchsaufbau getesteten Kollektivs von 26 Normalhörenden zeigte sich dieses Verhalten in identischer Weise (Nägle, 2004). Es stimmt überein mit dem Lautheitswahrnehmungsmodell von Zwicker und Fastl (1999). Breitbandige Stimuli reizen danach gleichzeitig mehrere Frequenzgruppen und werden in der Summe lauter beurteilt. Eine Eigenschaft, die auch Ricketts und Bentler (1996) beschrieben. Bei Fucci et al. (1997) zeigte sich kein Unterschied in der Lautheitsbeurteilung von schmalbandigen und breitbandigen Stimuli, was vermutlich durch die unterschiedliche Darbietungsdauer von 10 s im Vergleich zu 1 s zu erklären ist. Möglicherweise hebt die längere Darbietungsdauer die Empfindungsunterschiede zwischen schmalbandigen und breitbandigen Stimulustypen auf.

### 4.4 Pegelabhängigkeit

Eine der zentralen Zielsetzungen dieser Arbeit war es, Aussagen über das Lautheitsempfinden unilateraler CI-Träger im Vergleich zu Normalhörenden zu machen. Die in Abbildung 3.7 dargestellte Lautheitsempfindungskurve enthält die Urteile aller Probanden über alle Stimulustypen. Ihr Verlauf ist streng monoton ansteigend hin zu höheren Schalldruckpegeln und entspricht weitgehend dem anderer in der Literatur beschriebener Lautheitsempfindungskurven. Anhand der Darstellung derselben Daten in Form von „Box and Whisker Plots“ (s.



Abbildung 3.8) ist zu erkennen, dass mit jeder Anhebung des Pegels um 5 dB eine signifikante Erhöhung des Lautheitsurteils einherging (Zahlenwerte s. Tabelle 3.4). Bei Hellbrück et al. (1995) trat in einem ähnlichen Versuch „Nicht-Monotonität“ im Verlauf einiger Lautheitsempfindungskurven auf. Gründe sah Hellbrück in „Sequenzeffekten“, bedingt durch die Darbietungsabfolge der Stimuli, Vergleichsurteile innerhalb einer Serie oder durch ungreifbare wahrnehmungspsychologische Abläufe. Um „Nicht-Monotonitäten“ zu verhindern, müssen nach Hellbrück eine Reihe von Voraussetzungen erfüllt sein. So sollten die Sequenzen nicht mit extremen Pegeln beginnen und es sollten keine sehr ähnlichen und keine stark unterschiedlichen Reize direkt aufeinander folgen. Durch die Orientiertheit des Probanden über die Reizserie könnten Vergleichsurteile vermieden werden. Diese Voraussetzungen sind in der vorliegenden Arbeit erfüllt (s. Kapitel 2, Methodik, S. 11 ff.). Wie bei der Testung Normalhörender im gleichen Versuchsaufbau, trat auch in dieser Arbeit keine „Nicht-Monotonität“ im Verlauf der Lautheitsempfindungskurve auf. Es kann davon ausgegangen werden, dass störende Einflüsse erfolgreich eliminiert wurden und so die Vorgängerabhängigkeiten untersucht werden konnten.

In einer Graphik, die die Lautheitsempfindungskurve unilateraler CI-Träger und die Normalhörender enthält, verläuft die Kurve der CI-Gruppe kontinuierlich unterhalb der der Normalhörenden. Unilaterale CI-Träger empfanden die Stimuli über den gesamten Pegelbereich leiser als normalhörende Probanden. Indem man vergleicht, bei welchem Schalldruckpegel in beiden Gruppen gleiche Lautheit empfunden wurde, kann der Lautheitsunterschied als physikalische Größe angegeben werden. Im Fall der unilateralen CI-Träger im Vergleich zur Gruppe von Normalhörenden war der Lautheitsunterschied nicht konstant, sondern abhängig von den dargebotenen Schalldruckpegeln. Im Bereich des Sprachschallpegels (60–70 dB) lag er um 5 dB. Bei niedrigen (30–55 dB) und hohen Pegeln (70–90 dB) war er größer.

In der Literatur ist das Phänomen der binauralen Lautheitssummation bei Normalhörenden detailliert beschrieben. Stimuli gleichen Schalldruckpegels werden bei binauraler Darbietung lauter empfunden als bei monauraler. Die Angaben zum Ausmaß der Differenz variieren je nach Versuchsaufbau und Messmethode. Sie wird nicht als konstant, sondern abhängig von Frequenz, Schallpegel und weiteren Faktoren diskutiert. Die monaurale Hörschwelle liegt etwa 3 dB höher als die binaurale (Chocholle und Saulnier, 1962). Bei überschwelligen Pegeln schwankt das Ausmaß der binauralen Lautheitssummation abhängig vom Pegel,

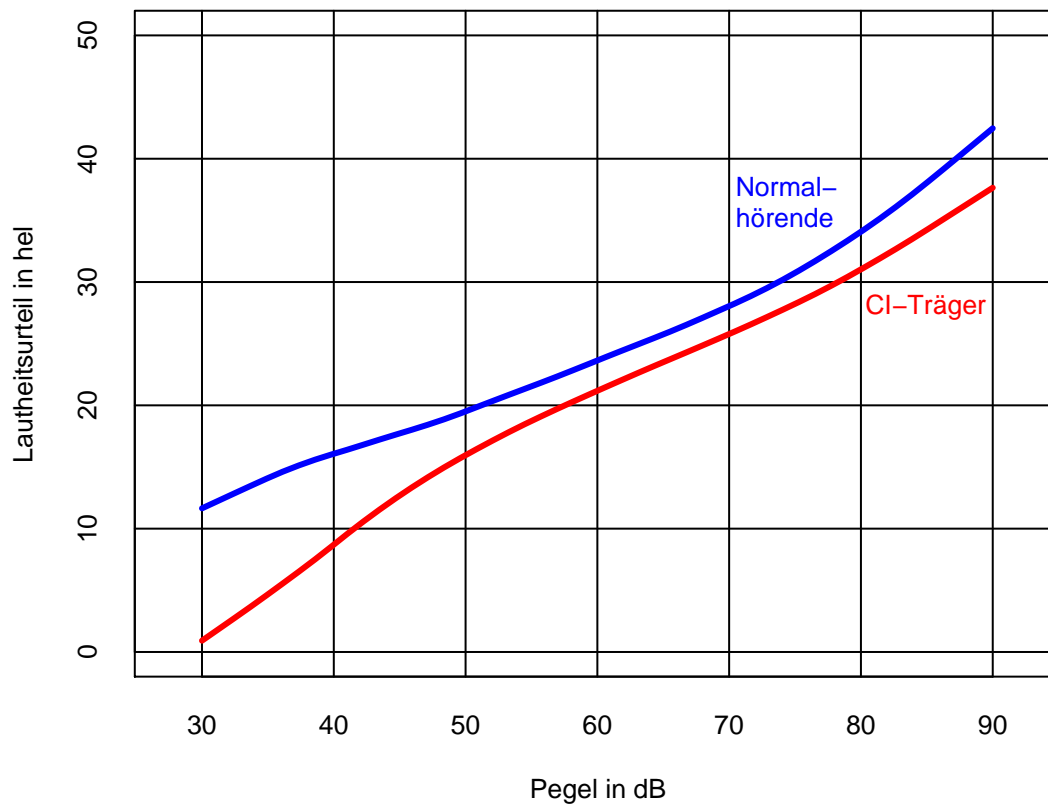


Abbildung 4.1: Lautheitsurteile in Abhängigkeit vom Schallpegel , rot Normalhörende, blau unilaterale CI-Träger

den Signaltypen und den interauralen Unterschieden in den Signalen, zwischen 0 und 12 dB (Carterette und Friedman, 1978).

Im Vergleich zur überwiegenden Anzahl der in der Literatur beschriebenen Versuche zur binauralen Lautheitssummation wurden in der vorliegenden Arbeit die Stimuli nicht via Kopfhörer dargeboten, sondern im Freifeld über eine Lautsprecherbox. Die Beurteilung der Lautheit wurde mittels kategorialer Lautheitsskalierung erfasst (s. Abschnitt 1.2, Lautheitsskalierung, S. 3 ff.), nicht wie in der überwiegenden Zahl der in der Literatur beschriebenen Tests mit den Verfahren des Lautheitsabgleichs und des Lautheitsausgleichs. Bei diesen Verfahren gleichen die Probanden ein Signal einem vorangegangenen Signal in seiner Lautheit an. Anschließend wird der Pegelunterschied bestimmt. In den meisten Versuchen wurden bei jedem Probanden beide Hörsituationen (monaural/binaural) getestet. In der vorliegenden Arbeit wurde ausschließlich der monaurale Hörmodus getestet, in der Arbeit von Nägler (2004) ausschließlich der binaurale. Im Kollektiv der monaural Hörenden lag zusätzlich eine besondere Situation vor: sie hörten mit einem technischen Hörsystem, dem Cochlea-Implantat.

Trotz der Unterschiede im Versuchsaufbau lassen sich die Ergebnisse hinreichend mit dem Phänomen der binauralen Lautheitssummation erklären. Die unilateralen CI-Träger empfanden gleiche Lautheit bei durchschnittlich etwa 5 dB lauterem Pegeln als die Normalhörenden.

Während des Versuchs verwendeten die CI-Träger ihre alltäglich benutzte Einstellung des CI. Im Durchschnitt wurde diese über vier Jahre hinweg wiederholt angepasst. Alle Probanden hatten im Rahmen dieser Anpassungssitzungen die Möglichkeit, die Darbietungslautstärke ihres CI erhöhen zu lassen, sich ihre Umwelt also lauter darbieten zu lassen und damit den Lautheitsverlust, bedingt durch die monaurale Hörsituation, auszugleichen. Bei keinem der Probanden war die technische Grenze der Darbietungslautstärke des CI erreicht.

Aus der technischen Möglichkeit der Lautstärkeanpassung bei den CI-Trägern und dem Wissen um die Unterschiede in der Lautheitsempfindung zwischen Normalhörenden und unilateralen CI-Trägern erwachsen folgende Fragen: Warum streben unilaterale CI-Träger nicht nach Kompensation des Lautheitsunterschiedes? Woran orientieren sich CI-Träger zur Einstellung der Darbietungslautstärke? Würde das Einstellen höherer Darbietungspegel zu einer Verbesserung des Sprachverständnisses führen? Oder würde es evtl. verschlechtern? Wie ist die Lautheitsempfindung bilateraler CI-Träger?

## 4.5 Abhängigkeit der Antwort von Vorgängerpegel und Vorgängerurteil

Ein weiterer zentraler Aspekt der vorliegenden Arbeit war die Frage nach der Vorgängerpegel- und Vorgängerurteilsabhängigkeit der Antwort bei unilateralen CI-Trägern. Erwartet man intuitiv am ehesten eine negative Vorgängerabhängigkeit, so zeigte sich bei Normalhörenden (Nägle, 2004) eine positive Abhängigkeit vom Vorgängerpegel und Vorgängerurteil. Die Abhängigkeit vom Vorgängerurteil war stärker als die vom Vorgängerpegel. Cross (1973) fand bei Versuchen mit Normalhörenden ebenfalls eine positive Abhängigkeit vom Vorgängerpegel. Die Abhängigkeit vom Vorgängerurteil untersuchte er nicht und im Gegensatz zu der in dieser und der Arbeit von Nägle verwendeten „Kategorialen Lautheitskalibrierung“ nach Heller (1981) verwendete Cross (1973) das Verfahren der „magnitude estimation“.

Bei den in der vorliegenden Arbeit getesteten unilateralen CI-Trägern wurden die gleichen Abhängigkeitsverhältnisse wie bei Normalhörenden beobachtet. Es bestand positive Abhängigkeit sowohl vom Vorgängerpegel als auch vom Vorgängerurteil. Die Abhängigkeit vom Vorgängerurteil war auch in diesem Probandenkollektiv stärker als die vom Vorgängerpegel. Es stellt sich die Frage, ob es sich um reale positive Abhängigkeiten handelt, oder ob möglicherweise durch systematische Fehler überdeckte negative Abhängigkeiten vorlagen (Nägle, 2004). So könnten beispielsweise Ermüdungserscheinungen durch wiederholte Armbewegungen die Urteilsabgabe beeinflussen, wenn daraus verringerte Armbewegungen resultieren. Bewegte der Proband, wenn er ein leises Urteil nach einem lauten Urteil abgeben wollte, den Arm evtl. nicht vollständig bis zum Urteilsort der eigentlich empfundenen Lautheit auf dem Skaliertablett, sondern beendete die Bewegung unbewusst auf dem Weg dorthin, so gab er sein Urteil im Bereich lauter als eigentlich wahrgenommen ab. In diesem Fall könnten negative Abhängigkeiten durch positive überdeckt worden sein. Vermutlich sind negative Vorgängerabhängigkeiten allgemein bekannter als positive. Sie finden sich beispielsweise bei der Temperaturempfindung. Lauwarmes Wasser wird nach Gewöhnung der Hand an heißes Wasser kälter empfunden als ohne vorherige Adaptation. Das Umgekehrte ist der Fall, wenn zuvor die Hand an kaltes Wasser adaptiert war. Ausgehend von dieser Annahme ist auch eine Überkompensation durch den Probanden denkbar. Vermutete dieser rational eine negative Abhän-

## 4.5 Abhängigkeit der Antwort von Vorgängerpegel und Vorgängerurteil

gigkeit und war er dazu versucht, die Lautheit „richtig“ zu beurteilen, so könnte er dazu geneigt haben, die vermutete negative Abhängigkeit zu kompensieren. Wenn dies übermäßig geschehen sein sollte, könnte es so zur Überkompensation und damit einer durch den Probanden verursachten positiven Abhängigkeit gekommen sein.

Eine weitere Erklärung für die positive Abhängigkeit wäre, dass sich das Bezugssystem, trotz korrekter Probandeninstruktion, im Laufe eines Versuchs doch verändert. Bilden die Probanden beispielsweise verschwommene, „gleitende“ Kategorien, die sich je nach Vorgängerpegel oder -urteil geringfügig nach oben oder unten verschieben, so könnte hieraus auch eine positive Abhängigkeit resultieren. Alle Probanden hörten vor jedem Versuch die immer gleiche Übungssequenz mit allen vorhandenen Pegeln und somit auch den Extremwerten. So sollte allen das gleiche Bezugssystem geboten werden. Ob und inwieweit Versuchspersonen dieses Bezugssystem wirklich verinnerlichten und für sich annahmen, bleibt weiterhin ungeklärt. (Nägle, 2004)

### 4.5.1 Probandenabhängigkeit

Die Vorgängerabhängigkeiten sind in den Abbildungen 3.10 und 3.11 nach Probanden aufgetragen. Wie schon bei der Darstellung der Abhängigkeit der Urteile vom Probanden zeigt sich hier die Variabilität des Urteilsverhaltens unter den Probanden. Mögliche Gründe für diese finden sich in Abschnitt 4.1 (Urteilsverhalten der Probanden, S. 61 ff.). Nägle (2004) trägt in ihrer Arbeit in gleicher Weise die Daten von Normalhörenden auf. Die Ergebnisse beider Gruppen sind in Bezug auf die Streuung der Lage der Urteilsmediane annähernd identisch.

### 4.5.2 Seitenspezifische Abhängigkeit

Wie schon bei der Untersuchung der Lautheitsempfindung (s. Abschnitt 4.2, Einfluss der implantierten Seite, S. 65 f.) wurde der Einfluss der implantierten Seite auch auf die Vorgängerabhängigkeiten untersucht. Sowohl bei der Abhängigkeit vom Vorgängerpegel als auch vom Vorgängerurteil zeigten die linksseitig implantierten Probanden eine stärkere Abhängigkeit als die rechtsseitig implantierten. Die Vorgängerurteilsabhängigkeit war stärker ausgeprägt als die Vorgän-

gerpegelabhängigkeit. Mögliche Erklärungen sind in Abschnitt 4.2 (Einfluss der implantierten Seite, S. 65 f.) angeführt. In der Literatur finden sich keine vergleichbaren Studien zu diesem Ergebnis.

### 4.5.3 Abhängigkeit vom Stimulustyp

In Abschnitt 3.8.3 (Effekt des Vorgängerpegels und des Vorgängerurteils in Abhängigkeit vom Stimulustyp, S. 51 ff.) ist beschrieben, wie sich die Vorgängerabhängigkeiten in Bezug auf den Stimulustyp verhalten haben. Bei allen Stimulustypen war die Abhängigkeit vom Vorgängerurteil stärker als vom Vorgängerpegel. Dies war angesichts der bisher diskutierten Ergebnisse zu erwarten. Bei der Vorgängerpegelabhängigkeit zeigte sich kaum ein Unterschied zwischen den Stimulustypen, lediglich das Sprachsignal zeigte eine nicht signifikant stärkere Abhängigkeit. Bei der Abhängigkeit vom Vorgängerurteil verhält es sich anders. Hier zeigten die beiden schmalbandigen Stimulustypen eine signifikant stärkere Vorgängerurteilsabhängigkeit als die breitbandigen. (Zahlenwerte siehe Tabelle 3.11)

Für Normalhörende ist der Einfluss der Stimulustypen auf die Vorgängerurteilsabhängigkeit genau entgegengesetzt beschrieben (Nägle, 2004). Breitbandige Stimuli seien demnach stärker vom Vorgängerurteil abhängig als schmalbandige. Bei dieser Beschreibung handelt es sich jedoch um eine Fehlinterpretation der Ergebnisse. In der Darstellung als Boxplot und in den Zahlenwerten zeigte sich auch bei Normalhörenden eine signifikant geringere Vorgängerurteilsabhängigkeit für breitbandige Stimulustypen, was mit den Resultaten für CI-Träger in Einklang steht.

Alltagsgeräusche sind überwiegend breitbandige Signale (z. B. Sprache, Musik, Straßenlärm). Möglicherweise ist das Gehör durch die häufigere Konfrontation mit breitbandigen Stimuli geübter in ihrer Beurteilung und kann sie dadurch in der Lautheit stabiler einordnen. Des Weiteren reizen nach dem Frequenzgruppenmodell von Zwicker und Fastl (1999) breitbandige Signale mehrere Frequenzgruppen gleichzeitig. Das Urteil kann sich somit auf mehr neuronale Information stützen, was stabilere Urteile bedingen könnte. Weitere Literatur zu diesem Thema war nicht ausfindig zu machen.

### 4.5.4 Pegelabhängigkeit

Die dargebotenen Pegel zeigten unterschiedlich starke Vorgängerabhängigkeiten (s. Abbildung 3.16 und 3.17). Die beiden Extrempiegel (30 dB und 90 dB) zeigten die geringsten Vorgängerabhängigkeiten. Dies war zu erwarten, da für diese Pegel keine niedrigeren bzw. höheren Vorgängerpegel vorkamen. Fast alle Probanden konnten Stimuli des Pegels 30 dB nicht oder nur sehr unregelmäßig hören. Das erklärt, warum auch beim Darbietungspegel 35 dB keine signifikanten Vorgängerabhängigkeiten gefunden wurden. Auch für diesen Pegel „fehlten“ damit geringere Vorgängerpegel. Sowohl bei der Vorgängerpegelabhängigkeit als auch der Vorgängerurteilsabhängigkeit stieg die Stärke der Abhängigkeit bis zum Pegel 60 dB an und nahm hin zum Pegel 90 dB wieder ab. Bei 50 dB und 55 dB fanden sich zwei Ausreißer aus diesem Verlauf. Beide Pegel zeigten deutlich geringere Vorgängerabhängigkeiten. Bei im gleichen Versuchsaufbau getesteten Normalhörenden (Nägle, 2004) fanden sich nahezu identische Ergebnisse. Die Pegel 50 dB und 55 dB zeigten ebenfalls auffallend geringe Vorgängerabhängigkeiten.

Denkbar wäre, dass Urteile in bestimmten Kategorien und dort vor allem in der Mitte der Kategorie einfacher und damit stabiler abgegeben werden können (z. B. »sehr leise«, »mittel«, »sehr laut«). Pegel, die eine entsprechende Lautheitsempfindung auslösen, könnten dann weniger stark vom Vorgängerurteil und -pegel abhängig sein. Die Urteile zu den Pegeln 50 dB und 55 dB lagen aber gerade nicht in einer solchen Region des Skaliertabletts (siehe Abbildung 3.8). Es könnte sich bei dem beobachteten Verhalten außerdem um Sequenzeffekte höheren Grades handeln, die trotz der sorgfältigen Generierung der Sequenzen auftraten. „Sequenzeffekte höheren Grades“ bedeutet hier, dass evtl. nicht nur der unmittelbare Vorgänger einen Effekt auf das aktuelle Urteil haben könnte, sondern auch der Vorvorgänger usw. Ein Indiz, das gegen die Existenz „stabilerer Urteilsregionen“ und für Sequenzeffekte als Erklärung spricht, ist, dass die unilateralen CI-Träger im Bereich 50–60 dB etwa bei 5 dB höheren Pegeln gleiche Lautheit empfanden als die Normalhörenden. Die Pegel mit geringeren Vorgängerabhängigkeiten müssten bei der Existenz „stabilerer Urteilsregionen“ um diese 5 dB verschoben sein. Zur Klärung sind weitere Untersuchungen notwendig.

## 4.6 Überblick über Vorgängereffekte

Abbildung 3.18 zeigt einen Überblick über die Vorgängerabhängigkeiten. Die hier zu erkennenden Effekte sind in Abschnitt 3.9 (Überblick über Vorgängereffekte, S. 54 ff.) besprochen.

## 4.7 Fehlermöglichkeiten

Trotz größter Bemühungen, für alle Probanden identische Versuchsbedingungen herzustellen, ist es bei psychoakustischen Tests nahezu unmöglich, alle Einflussfaktoren auszuschließen. In der vorliegenden Arbeit wurde ein Großteil möglicher Einflussfaktoren ausgeschlossen, andere konnten jedoch nicht vermieden werden und stellten damit potentielle Fehlerquellen dar. Sie sollen im Folgenden diskutiert werden.

Um eine ausreichende Menge an Probanden rekrutieren zu können, musste eine große Altersspanne akzeptiert werden. Die Probanden waren zwischen 24 und 78 Jahren alt. Durch den Altersunterschied ist es vorstellbar, dass ein unterschiedliches Ausmaß an Konzentration und Belastbarkeit zu unterschiedlichen Urteilsergebnissen geführt haben könnte. Es mussten zudem Unterschiede in der Hörerfahrung mit dem CI in Kauf genommen werden. Auch sie könnten einen Einflussfaktor darstellen. Der Einfluss von Alter und CI-Hörerfahrung auf die Ergebnisse wurde durch eine Korrelationsrechnung untersucht. Es konnte aber kein signifikanter Einfluss nachgewiesen werden.

Nägler (2004) diskutierte bereits die Technik des Skaliertabletts als problematisch. Druck an bestimmten Stellen des Tablett führte zur Registrierung falscher Urteilswerte. Auch in der vorliegenden Arbeit wurden solche Effekte beobachtet. Zur Untersuchung des Einflusses von Ausreißern auf das Ergebnis wurden bei der statistischen Auswertung unterschiedliche Modi an Zusammenstellungen der Rohdaten miteinander verglichen. So wurden in einem Modus alle Ausreißer aus dem Datensatz eliminiert, in einem anderen alle Ausreißer belassen und in einem dritten alle Ausreißer, sofern möglich, auf ihren eigentlichen Wert hin korrigiert. Die statistischen Grundaussagen der Ergebnisse aller drei Modi unterschieden sich nicht. Die Probandeninstruktion war ein weiterer möglicher Einflussfaktor. Sie sollte identisch zu der der Normalhörenden sein. Nägler (2004) schreibt in ihrer Arbeit:



Eine weitere denkbare Fehlerquelle stellte die ... Instruktion der Probanden dar. Was erklärt werden muss, ohne dass Fragen und Unsicherheit zurückbleiben, und was nicht erwähnt werden darf, um die Naivität gegenüber der Fragestellung zu wahren, bleibt Gegenstand weiterer Untersuchungen. Die ausführliche Instruktion der Personen erwies sich als sehr wichtig, um ihnen ihre Unsicherheiten zu nehmen, ohne ihnen die eigentlich wesentlichen Hintergründe der Fragestellung zu nennen. Der Proband musste in gewisser Weise naiv in diesen Test hineingehen, da er mit dem Wissen um die Fragestellung kein unvoreingenommenes Urteil mehr hätte abgeben können. Er hätte womöglich das Gehörte mit den anderen Stimuli verglichen, das heißt Relativurteile gebildet und so den Test eventuell verfälscht.

Weiter könnten die Sequenzen Einfluss gehabt haben. Um Lernprozesse im Verlauf der langen Testreihen ausmitteln zu können wurden jedem Probanden zwar ähnliche, aber nicht identische Sequenzen vorgespielt. Der Aufbau der Sequenzen ist ausführlich in Abschnitt 2.3 (Aufbau der Sequenzen, S. 15 ff.) beschrieben.

In der Camera silens betrug der Geräuschpegel unter Versuchsbedingungen bei ausgeschaltetem Notebook etwa 13 dB. Der Lüfter des Notebooks erhöhte den Ruhepegel auf etwa 20 dB. Durch Zuklappen des Notebookbildschirms konnte der Pegel noch einmal um etwa 2 dB gesenkt werden. Für die unilateralen CI-Träger waren diese Pegel nicht hörbar. Der niedrigste Darbietungspegel lag mindestens 10 dB über dem Ruhepegel. Ein Einfluss des Ruhepegels auf die Ergebnisse kann somit als ausgeschlossen gelten. Bei den 13 dB Ruhepegel bei ausgeschaltetem Notebook handelte es sich um tieffrequente Maschinengeräusche aus anderen Teilen des Gebäudes.

Nicht zuletzt haben die unterschiedliche Wirkung des Raumes, sowie die unterschiedlichen Tageszeiten, zu denen der Versuch durchgeführt wurde, einen Einfluss auf die Probanden. So wirkt auf den einen der durch Glaswolle und Bodengitter schalltote Raum beängstigend, auf den anderen faszinierend und so ist ein Proband am Vormittag möglicherweise konzentrierter als ein Proband am Nachmittag. Dies sind Faktoren, die nicht auszuschließen sind und deren Einfluss nicht quantifiziert werden kann.



## 5 Ausblick

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit resultieren weitere Fragen zur Lautheitsempfindung von CI-Trägern:

- Warum verlangen unilaterale CI-Träger im Laufe ihrer Anpassungen trotz der technischen Möglichkeit nicht nach Kompensation des Lautheitsunterschiedes zu Normalhörenden?
- Würden unilaterale CI-Träger von höheren Darbietungspegeln des CI beim Sprachverständnis profitieren?
- Wie verläuft die Lautheitsempfindungskurve bilateraler CI-Träger?
- Wie verläuft die Lautheitsempfindungskurve unilateral ertaubter Probanden mit Normalhörigkeit auf dem nichtertaubten Ohr im Vergleich zu der unilateraler CI-Träger?

Um den Effekt höherer Darbietungspegel des CI zu untersuchen, sollten mit entsprechenden Einstellungen audiometrische Untersuchungen (z. B. Sprachverständnistests) durchgeführt werden. Zusätzlich sollte untersucht werden, ob der Proband sich mit einer solchen Einstellung in alltäglichen Umgebungsgereuschen noch wohl fühlt.

Ein Großteil der Ergebnisse der CI-Probanden dieser Arbeit war annähernd identisch mit denen normalhörender Probanden. So konnten beispielsweise gleiche Vorgängerabhängigkeiten und gleiche Abhängigkeiten der Urteile von den Stimulustypen gezeigt werden. Zur Erklärung des Unterschieds der Lautheitsempfindungskurven sind weitere Untersuchungen notwendig. Es wäre interessant zu prüfen, ob binaurale Lautheitssummation die gefundenen Effekte tatsächlich erklärt. Hierzu wäre es interessant, unilateral ertaubte Probanden mit Normakusis des hörenden Ohres im gleichen Versuchsaufbau zu testen.

Die Frage nach der Lautheitsempfindung bei bilateralen CI-Trägern könnte in einem leicht modifizierten Versuch erfolgen. Hier könnte man zugunsten des wesentlich umfangreicheren Messaufwandes und der damit höheren Belastung der Probanden (jede Seite einzeln und beide Seiten zusammen testen) die Stimulusarten von vier auf zwei reduzieren (einen breitbandigen und einen schmalbandigen Stimulustypen).



## 6 Zusammenfassung

Bei der Anpassung eines Cochlea-Implantates (CI) entscheidet der Patient über die Lautstärke, mit der das CI ihm seine akustische Umwelt präsentiert. Mit der Methode der „kategorialen Lautheitsskalierung“ wurden Lautheitsurteile unilateraler CI-Träger ermittelt und ausgewertet. 26 unilateral versorgte CI-Träger beurteilten in 4 Versuchsabschnitten je einen Stimulustyp, der 169 mal mit 13 unterschiedlichen Lautstärken in festem zeitlichem Raster sequenziell dargeboten wurde. Der Sequenzaufbau stellte jeden Pegel jedem anderen möglichen Pegel als Vorgänger voran. Von jedem der Probanden wurden so 676 Lautheitsurteile erhoben und der statistischen Auswertung zugeführt. Probandenindividuell schwankten die Lautheitsurteile in Lage und Streuung. Mehrere Ergebnisse dieser Arbeit sind annähernd identisch mit denen einer Referenzgruppe von 26 Normalhörenden, die in einer Vorgängerarbeit mit dem gleichen Versuchsaufbau getestet worden waren. So wurden schmalbandige Stimuli signifikant leiser beurteilt als breitbandige. Beide Probandenkollektive zeigten eine positive Vorgängerpegelabhängigkeit sowie eine (signifikant stärkere) Vorgängerurteilsabhängigkeit. Sowohl bei den CI-Trägern als auch bei den Normalhörenden ging jede Erhöhung des Pegels um 5 dB mit einer signifikanten Erhöhung des Lautheitsurteils einher (strenge Monotonität). Die Lautheitsempfindungskurve der CI-Träger über alle Probanden und Stimuli verlief kontinuierlich unterhalb der der Normalhörenden. So wurde bei Sprachlautstärke (60–70 dB) gleiche Lautheit in der CI-Gruppe im Vergleich zur Referenzgruppe bei ca. 5 dB höheren Pegeln empfunden. Die unterschiedliche Lautheitsempfindung ist hinreichend durch die binaurale Hörsituation der Normalhörenden im Gegensatz zur monauralen der CI-Gruppe zu erklären. Es muss angenommen werden, dass die getesteten CI-Träger mit mindestens sechs Anpasssitzungen vor der Versuchsteilnahme über ausreichend Erfahrung zur Festlegung ihrer individuellen, idealen Lautstärke für den Alltagsgebrauch verfügten und diese an der Sprachlautstärke orientierten. Es bleibt Gegenstand weiterer Untersuchungen, warum unilaterale CI-Träger trotz der technischen Möglichkeit im Rahmen der Anpasssitzungen keine Kompensation des Lautheitsunterschiedes wünschen.



## **A Übersichtstafeln Lautheitsskalierung und Urteilsdichte**

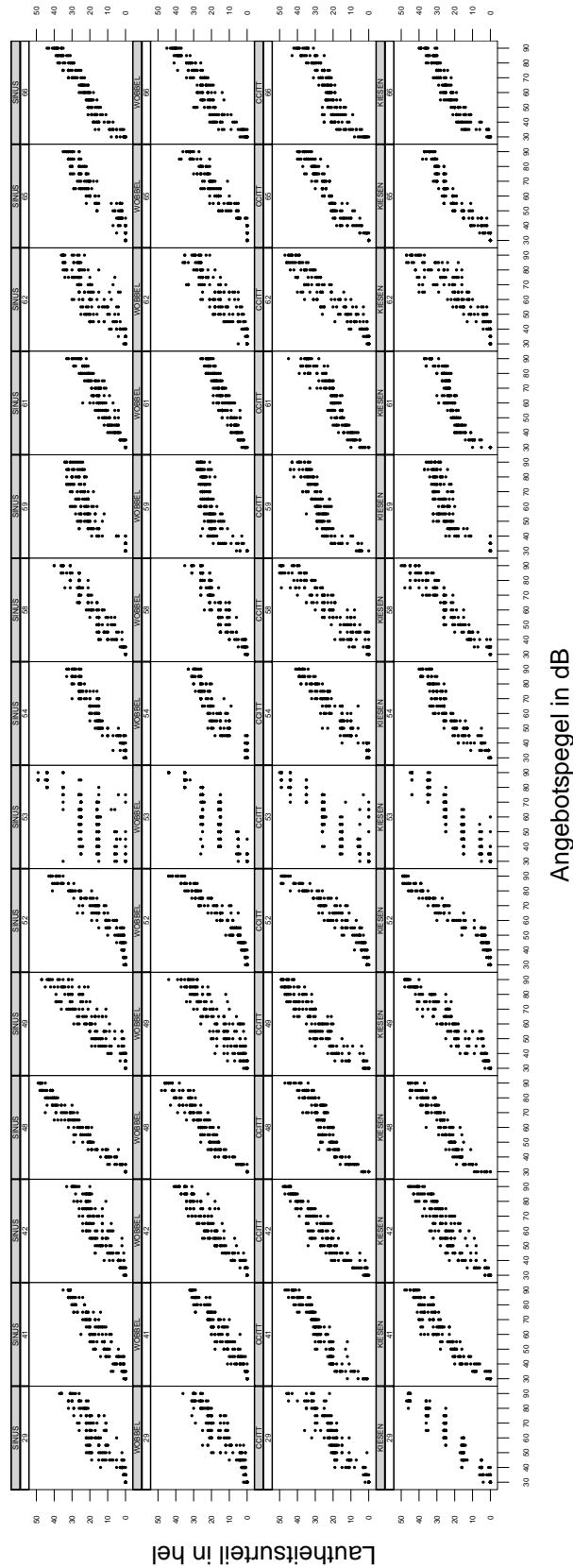
In den Abbildungen der folgenden vier Seiten finden sich die Daten aller erhobenen Lautheitsurteile. Für jeden der 26 Probanden sind die Urteile gegen den Schalldruckpegel sowie die Urteilsdichteverteilungen dargestellt. Die Verteilung der Probanden auf die Übersichtstafeln richtet sich nach der implantierten Seite. Im Wechsel sind die Daten der linksseitig und die der rechtsseitig implantierten CI-Träger in einer Übersichtstafel zusammengefasst dargestellt, beginnend mit denen der linksseitig implantierten.

Jede Spalte einer Abbildung stellt die Daten eines Probanden dar, jede Zeile die Daten zu einem Stimulustyp (Queransicht). Von oben nach unten betrachtet sind dies: Sinuston, Wobbelton, CCITT-Rauschen und Sprachsignal.

In den ersten beiden Übersichten sind auf der Ordinate die Urteilstwerte in  $hel$  gegen die Lautstärkepegel der Stimuli in dB auf der Abszisse aufgetragen. In den zwei weiteren Übersichten zeigt die Ordinate die Urteilsdichten, die Abszisse die Urteilstwerte in  $hel$ .

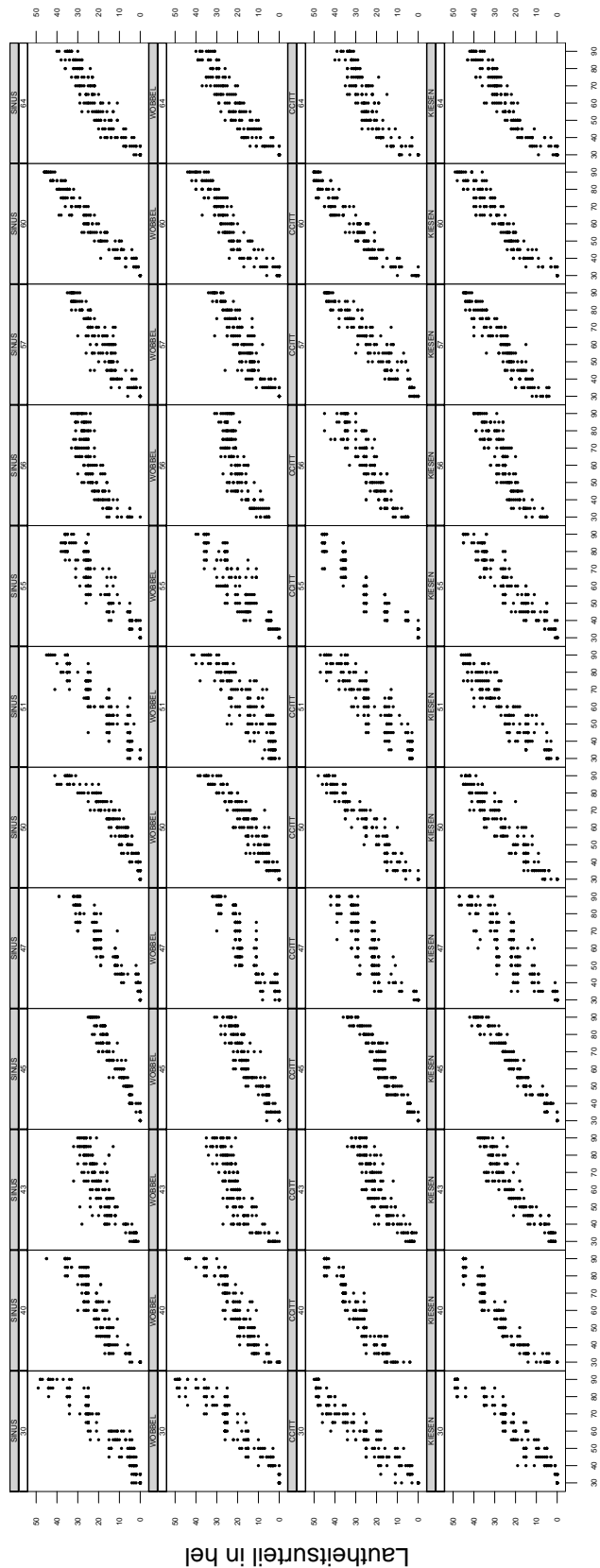
Jedes Feld einer Übersichtstafel enthält 169 Lautheitsurteile. Überlagerungen von Urteilen können den Eindruck erwecken, dass manche Felder eine kleinere Anzahl von Werten enthalten.

# A Übersichtstafeln Lautheitsskalierung und Urteilsdichte



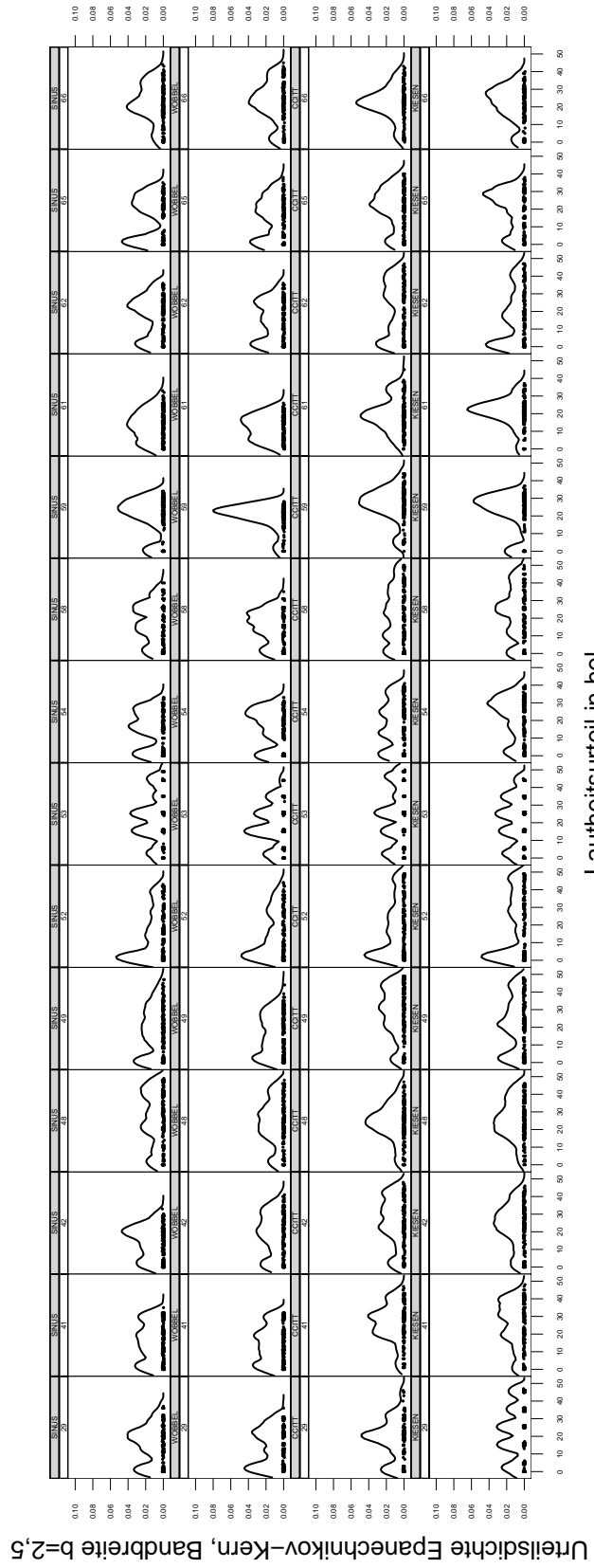


# A Übersichtstafeln Lautheitsskalierung und Urteilsdichte

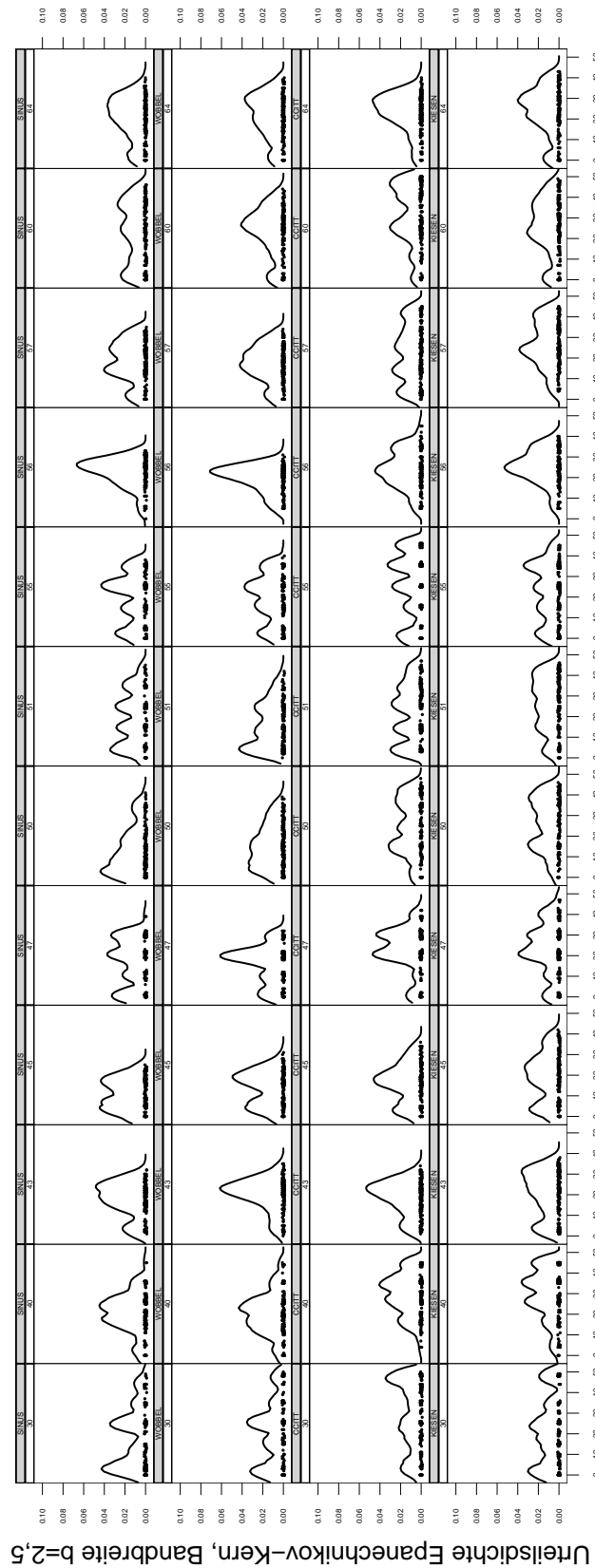


Angebotspegel in dB

# A Übersichtstafeln Lautheitsskalierung und Urteilsdichte



Lautheitsurteil in bel





## B Skalierungsdaten und Vorgängerabhängigkeiten

Im folgenden sind jeweils auf einer Seite die Skalierungsdaten eines Probanden abgebildet. Analog zu Anhang A gibt jede Zeile die zu einem Stimulustyp gehörenden Daten wieder (von oben nach unten: Sinuston, Wobbelton, CCITT-Rauschen und Sprachsignal). In allen Abbildungen sind auf der Ordinate die Lautheitsurteile in hel angegeben. Die Farbkodierung gibt an, mit welchem Schalldruckpegel ein Stimulus angeboten wurde (s. Abbildung B.1, S. 88). Je nach Spalte sind die Urteile in Abhängigkeit von verschiedenen Größen aufgetragen.

- In Spalte eins ist die Abhängigkeit des Urteils vom Schalldruckpegel (Abszisse und Farbkodierung) des angebotenen Stimulus gezeigt. Jeder Pegel wurde 13 mal angeboten. Durch Überlagerungen von Urteilen können für einen Angebotspegel weniger als 13 Urteile sichtbar sein.
- In Spalte zwei sind auf der Abszisse die Schalldruckpegel des Vorgängerstimulus aufgetragen. Die Farbkodierung zeigt den Schalldruckpegel des zu bewertenden Stimulus an, auf der Ordinate ist der Urteilswert in hel abzulesen. Durch die 13 zu einem Schalldruckpegel gehörenden Lautheitsurteile wurde eine Regressionsgerade gelegt. Positive Steigungen der Geraden bedeuten positive Abhängigkeit vom Vorgängerstimulus.
- In Spalte drei sind die Abhängigkeiten vom Vorgängerurteil analog dem Verfahren aus Spalte 2 zu entnehmen. Hier sind auf der Abszisse die hel-Werte des Lautheitsurteils über den Vorgängerstimulus aufgetragen. Die Farbkodierung gibt den Schalldruckpegel des zu beurteilenden Stimulus wieder, entlang der Ordinate sind die Lautheitsurteile in hel gezeigt. Die Lage der Regressionsgeraden macht eine Aussage über die Vorgängerurteilsabhängigkeit. Verläuft eine Gerade positiv steigend, ist das Urteil positiv abhängig vom Vorgängerurteil.

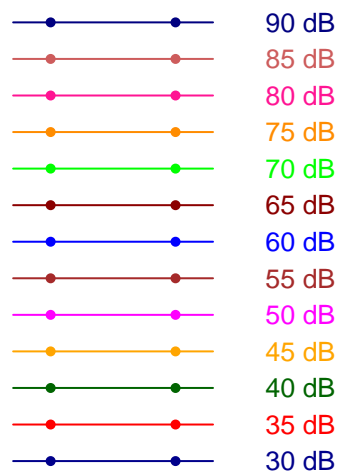
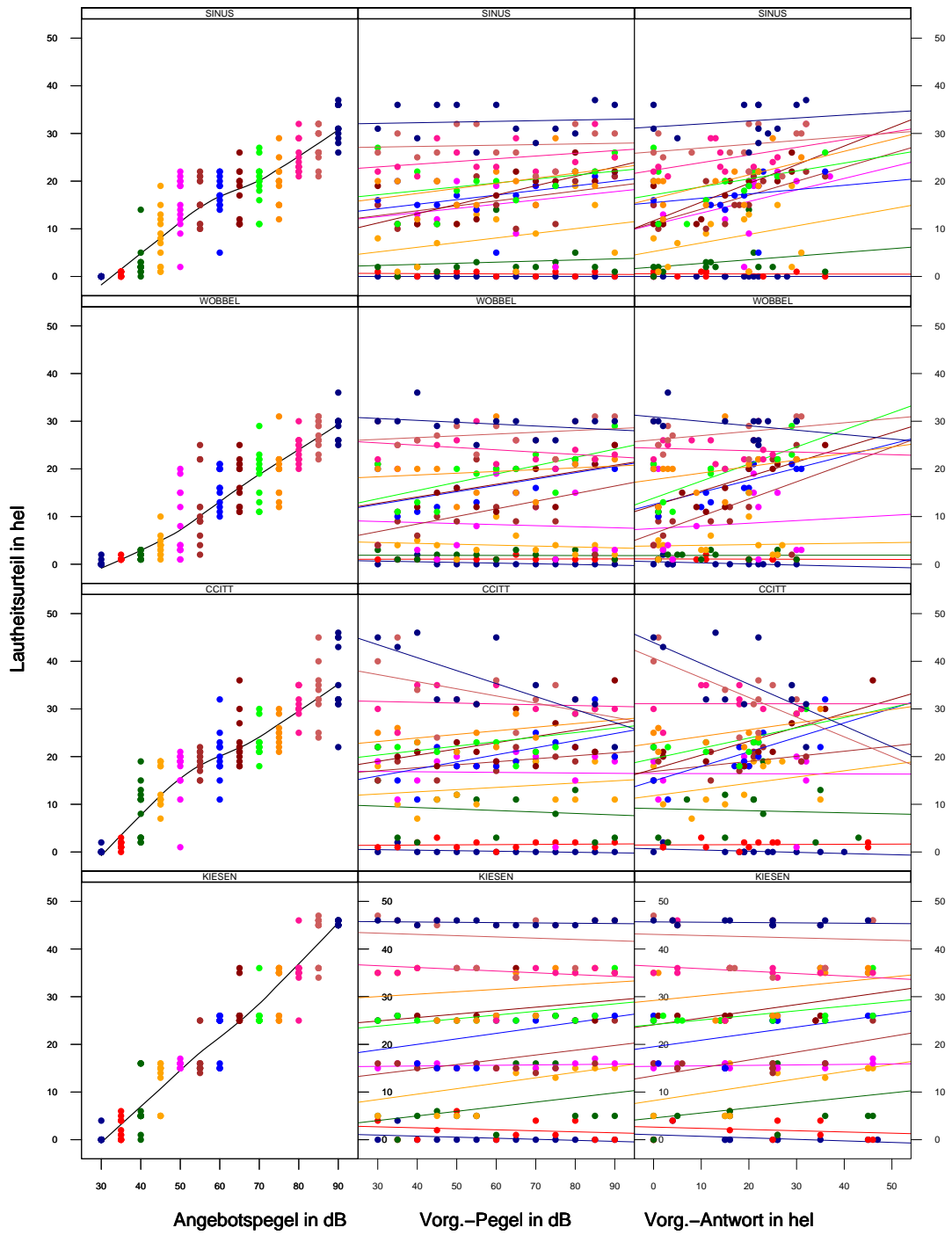


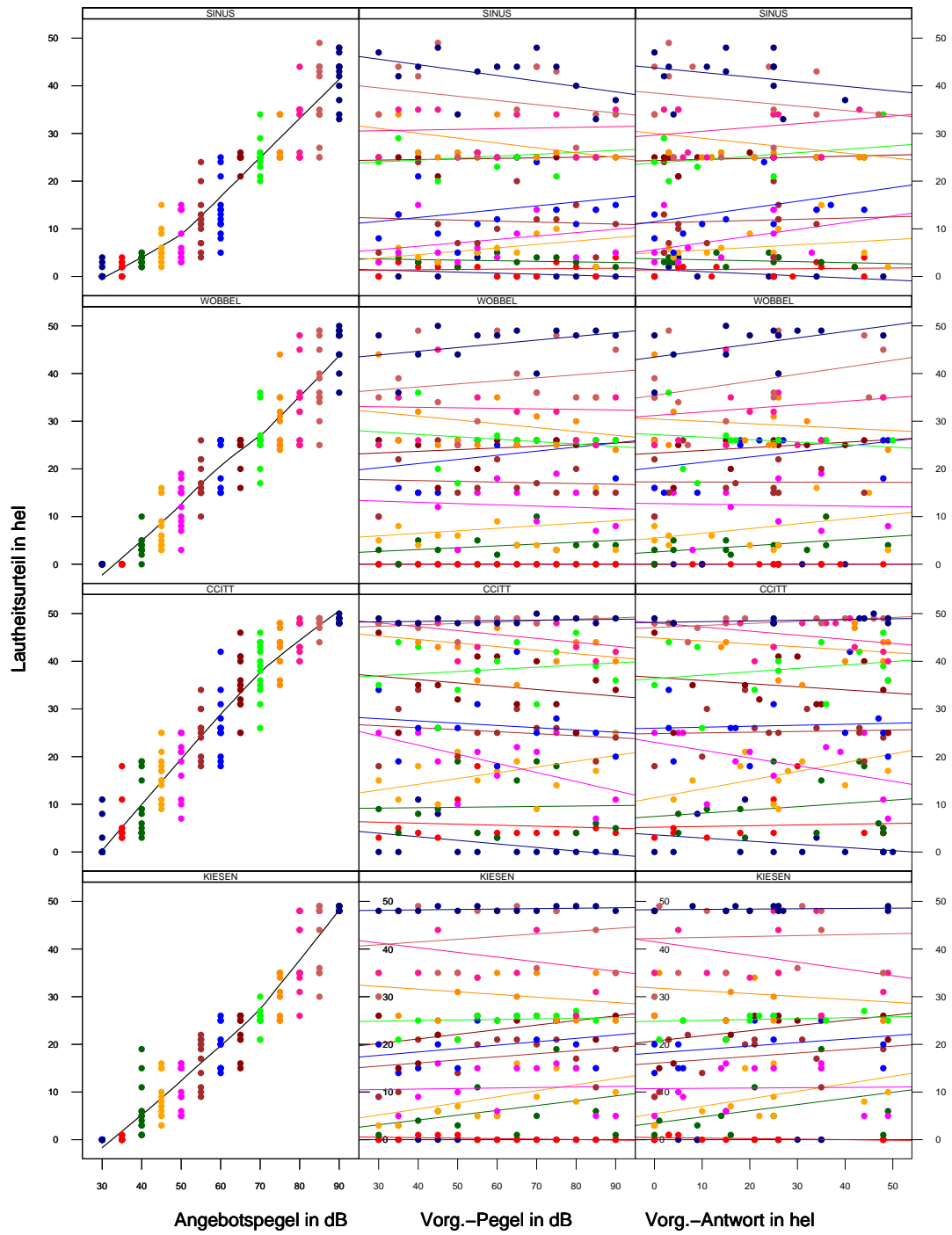
Abbildung B.1: Farblegende für die Skalierungsdaten auf den folgenden Seiten

Proband 29



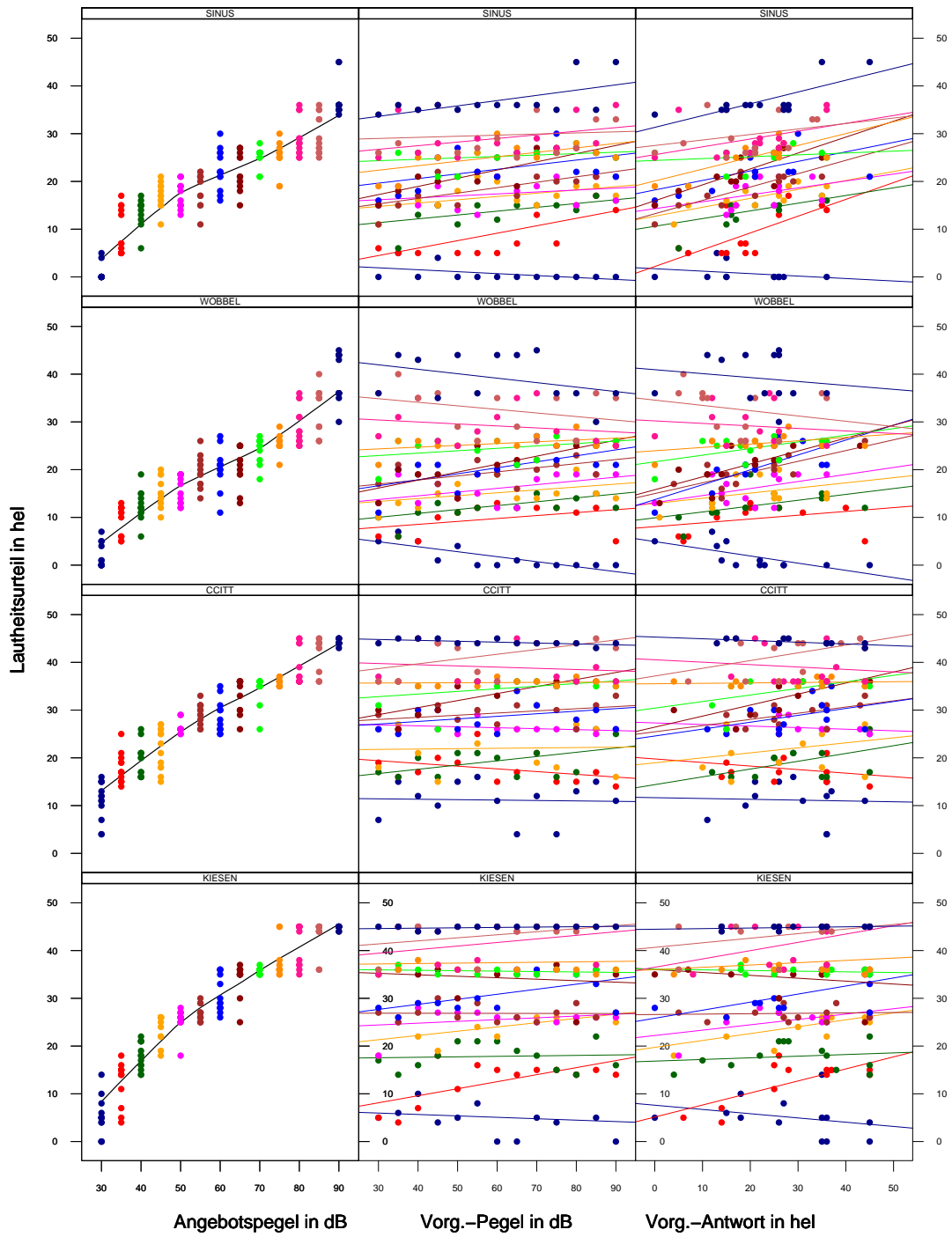
# B Skalierungsdaten und Vorgängerabhängigkeiten

## Proband 30



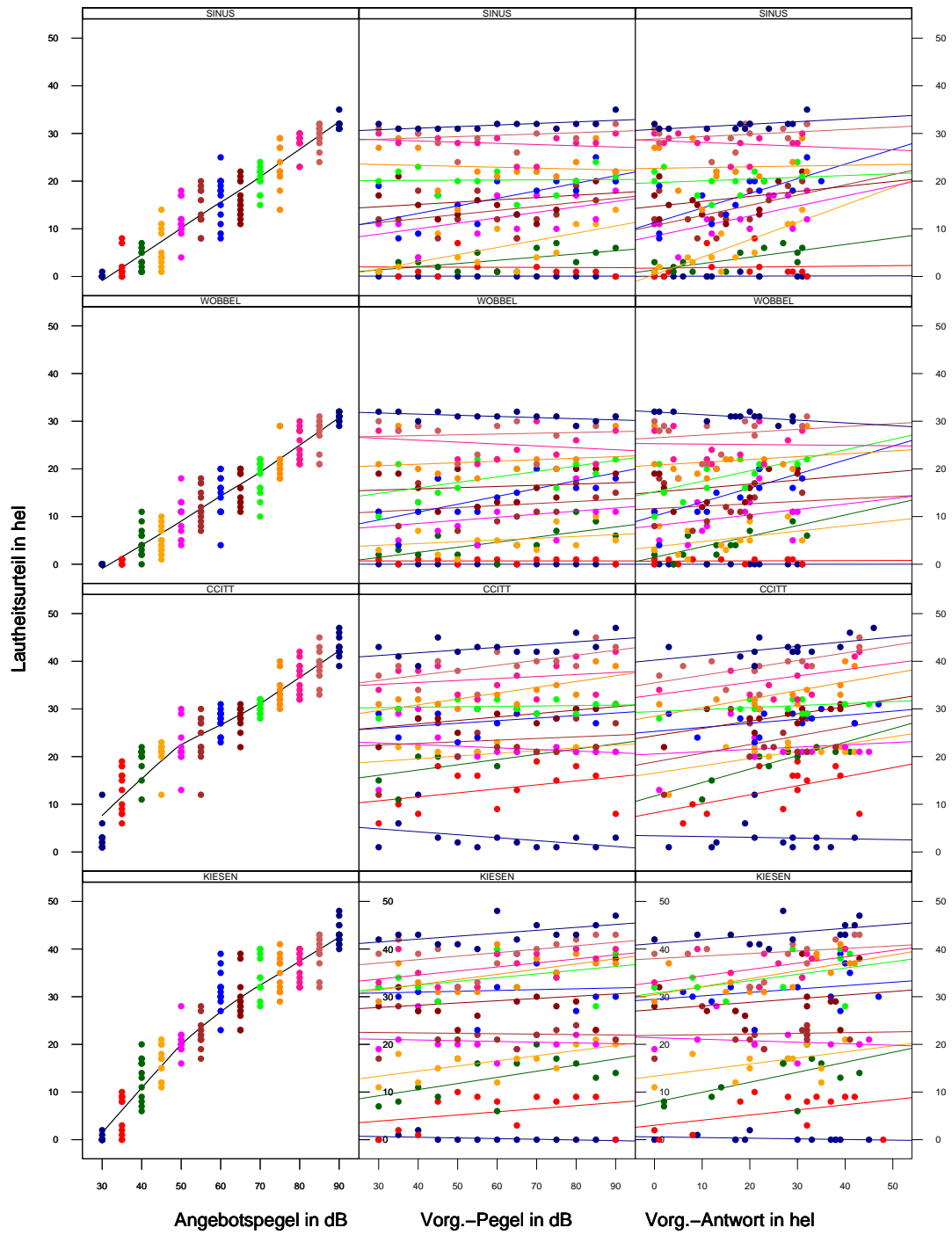


Proband 40

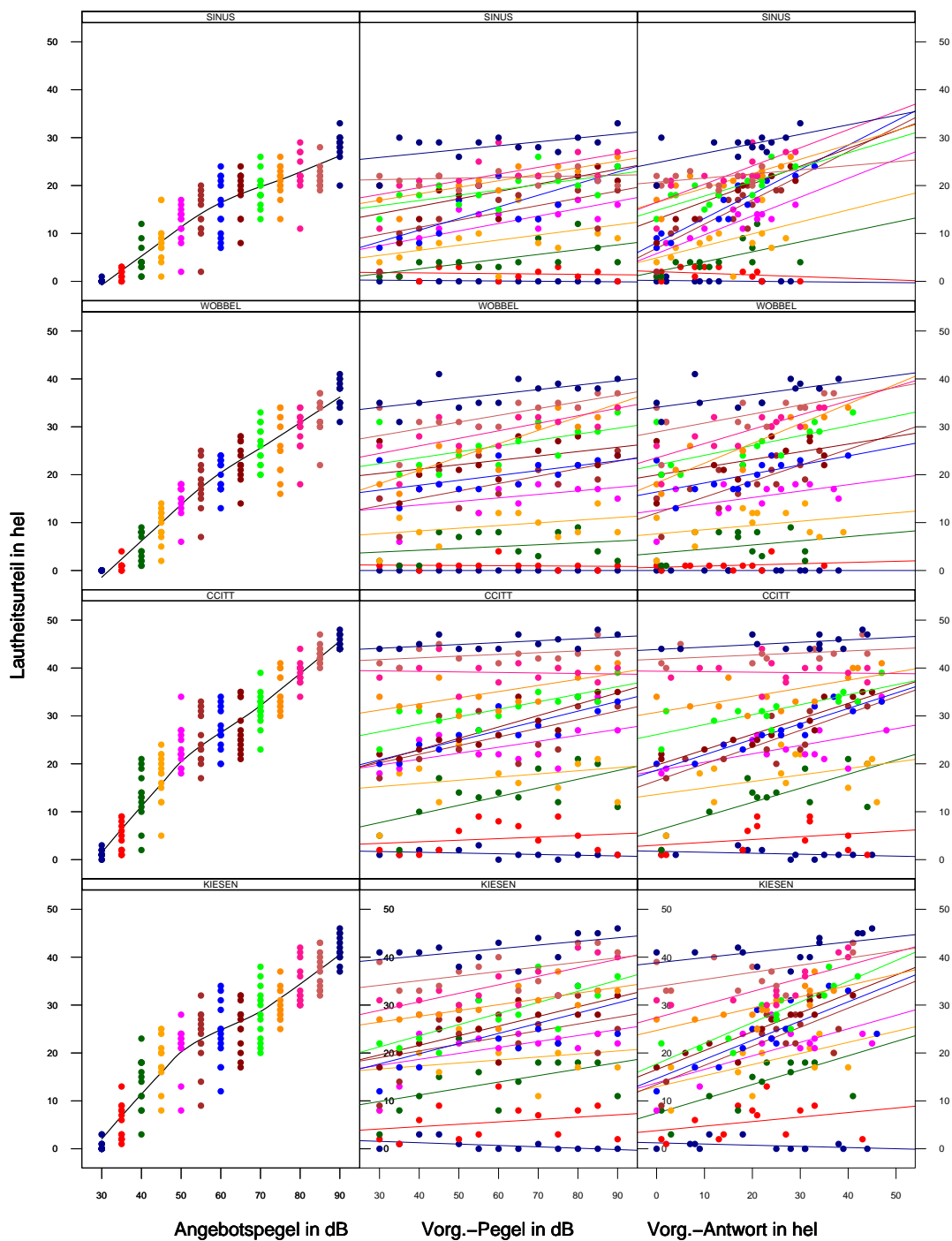


B Skalierungsdaten und Vorgängerabhängigkeiten

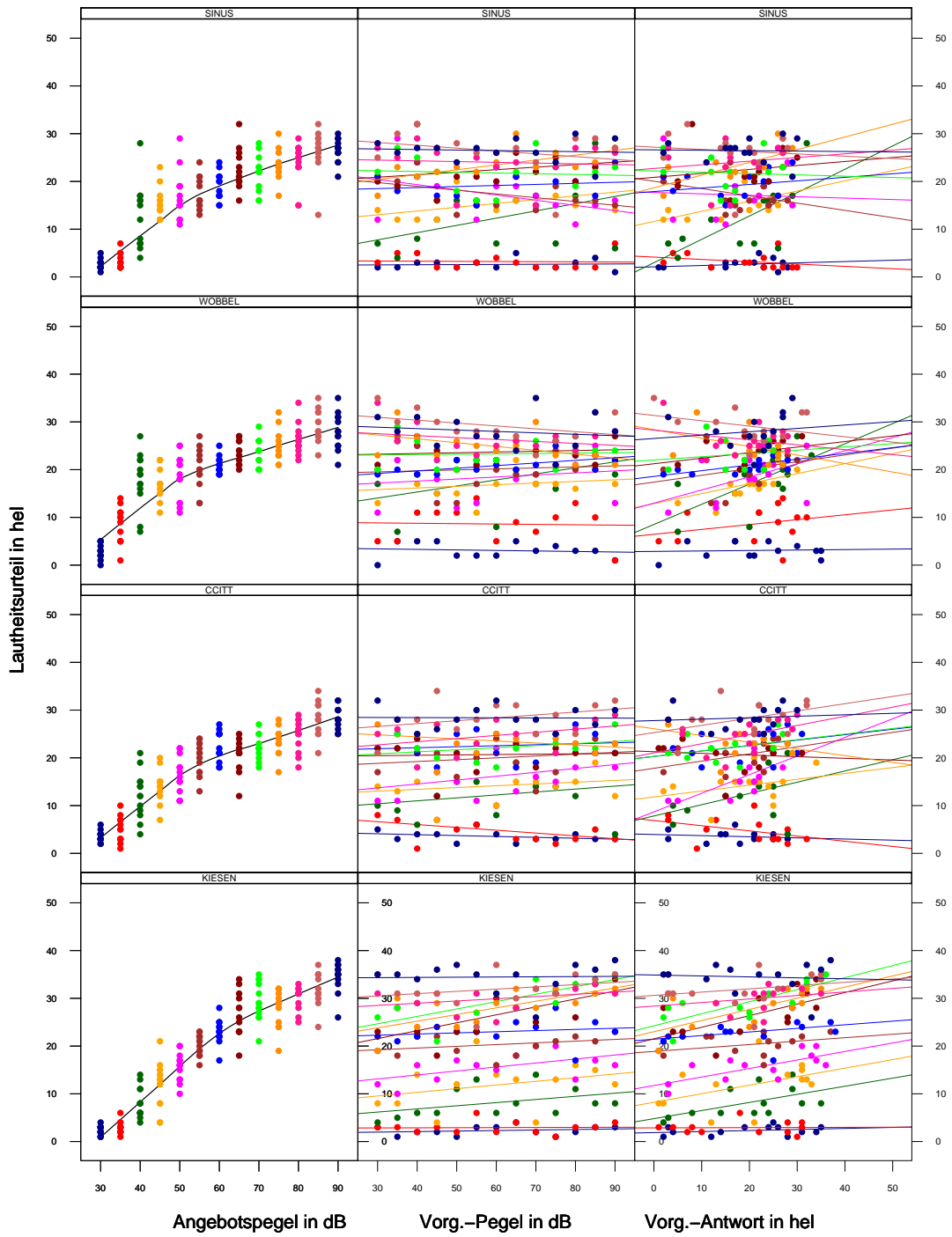
Proband 41



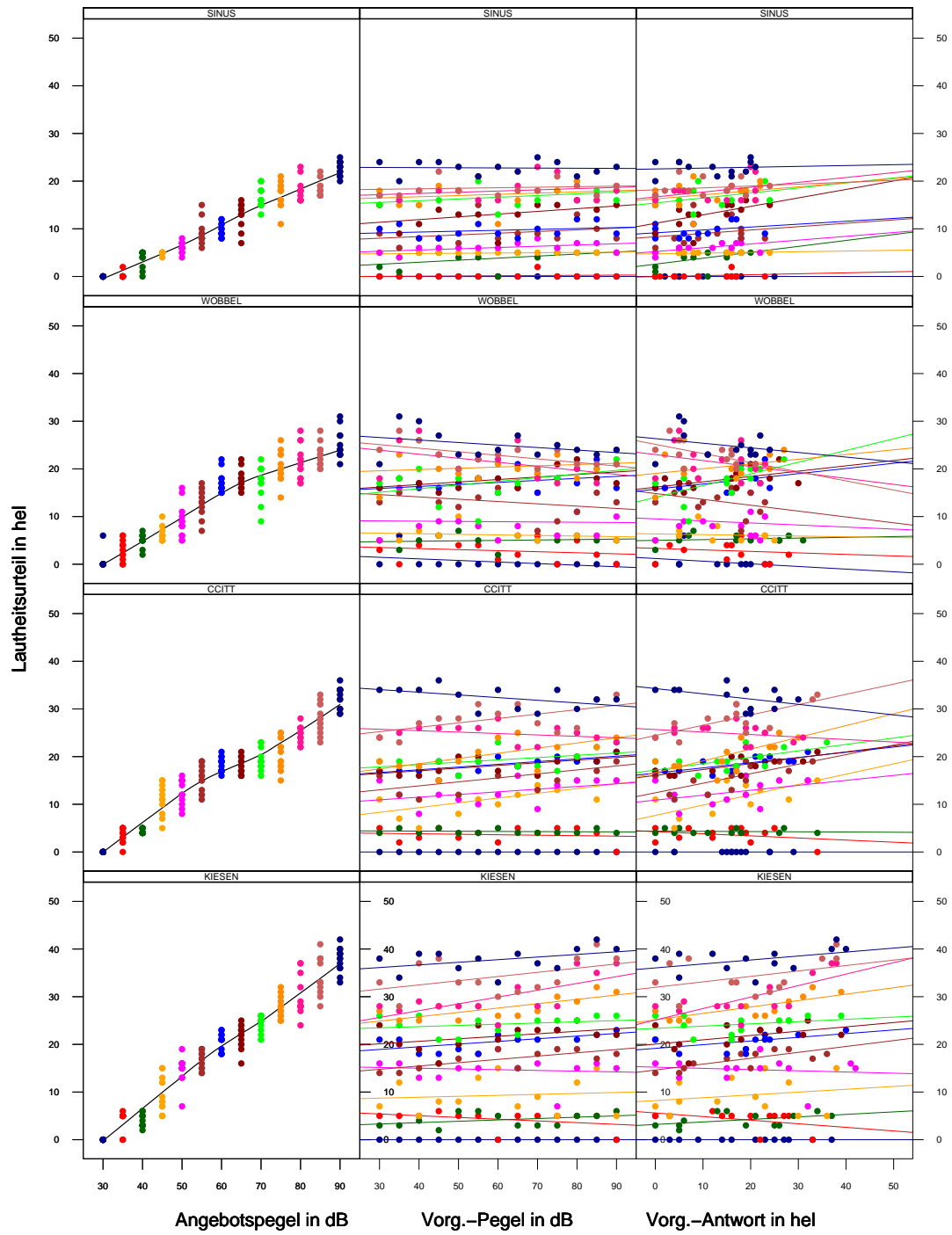
Proband 42



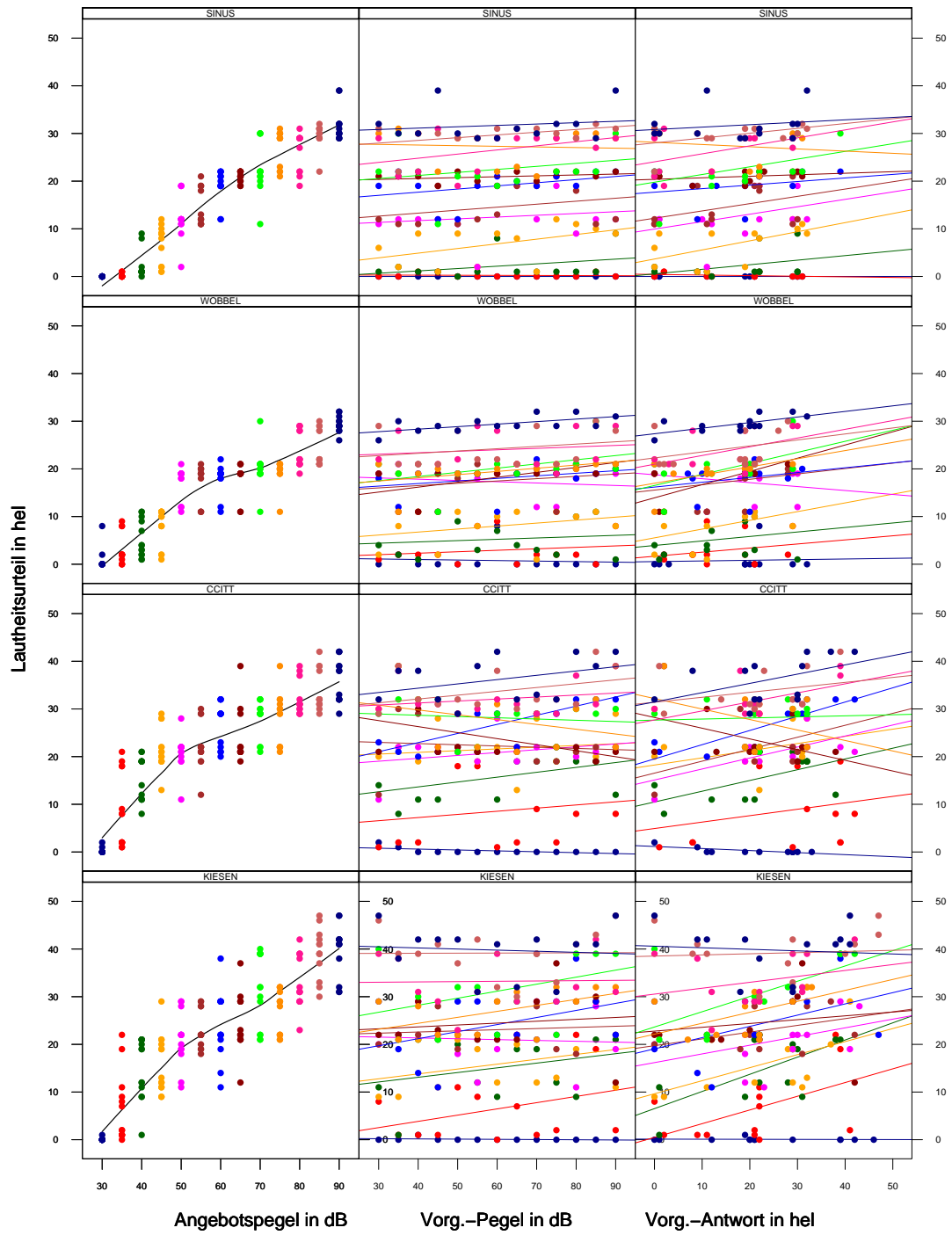
Proband 43



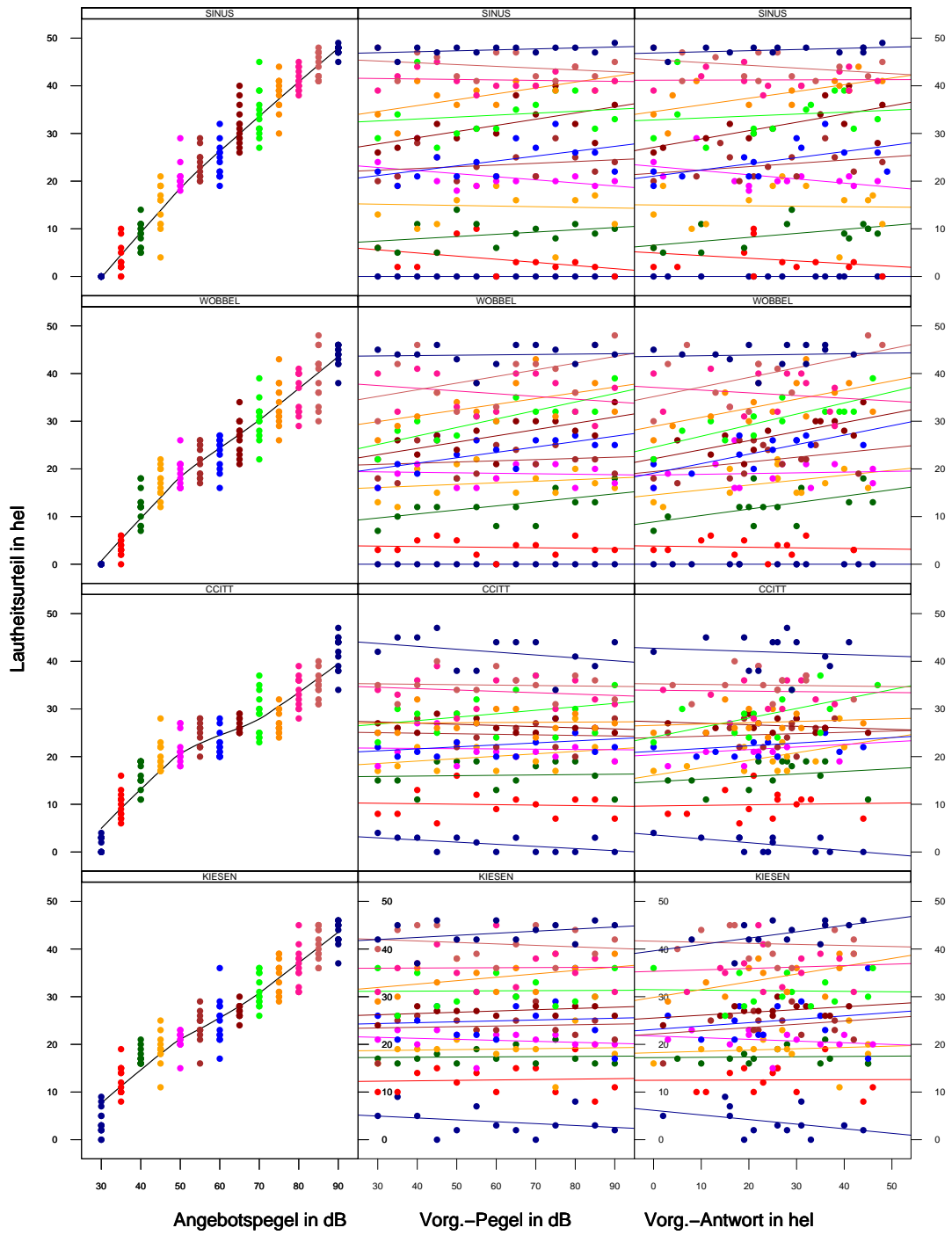
Proband 45



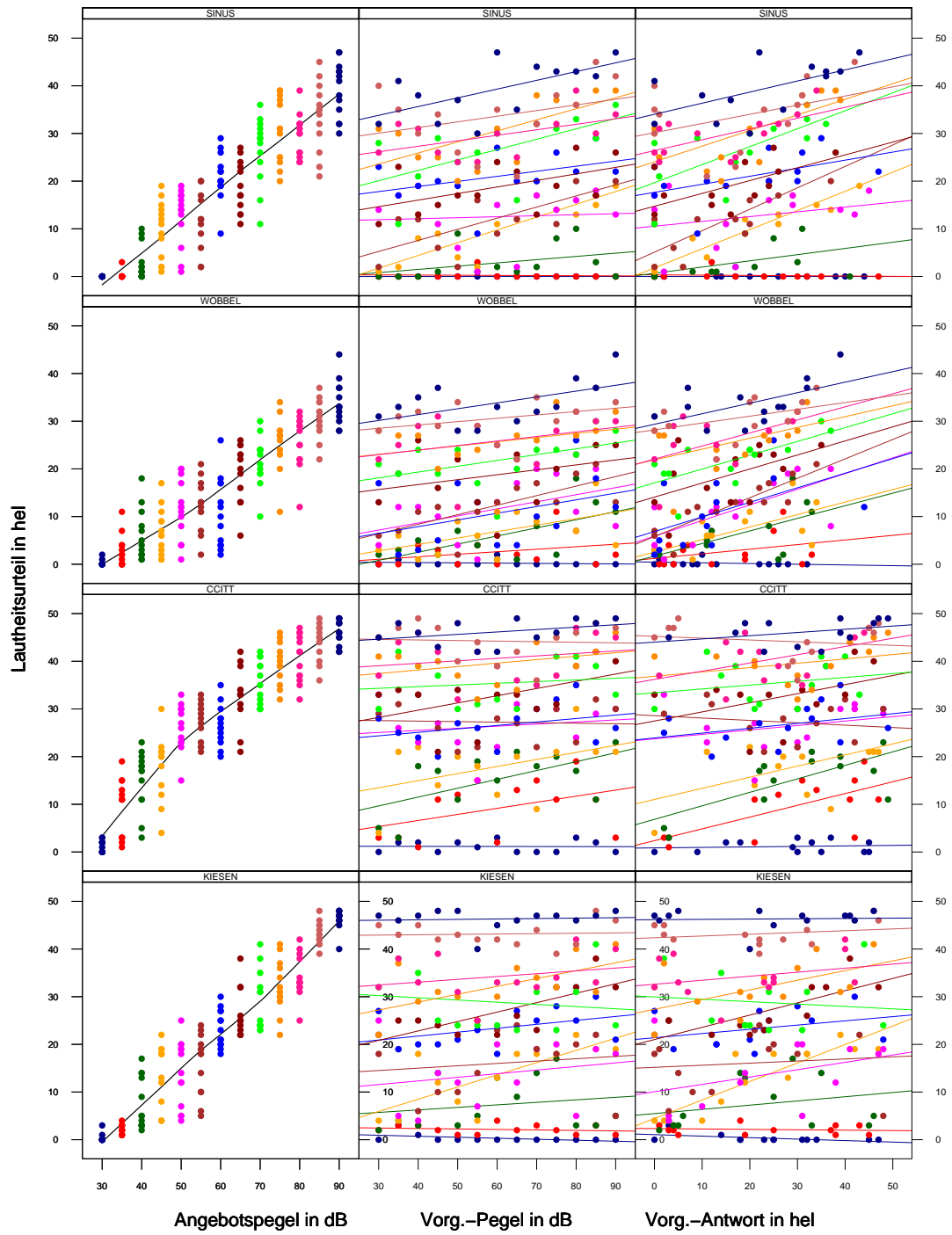
Proband 47



Proband 48

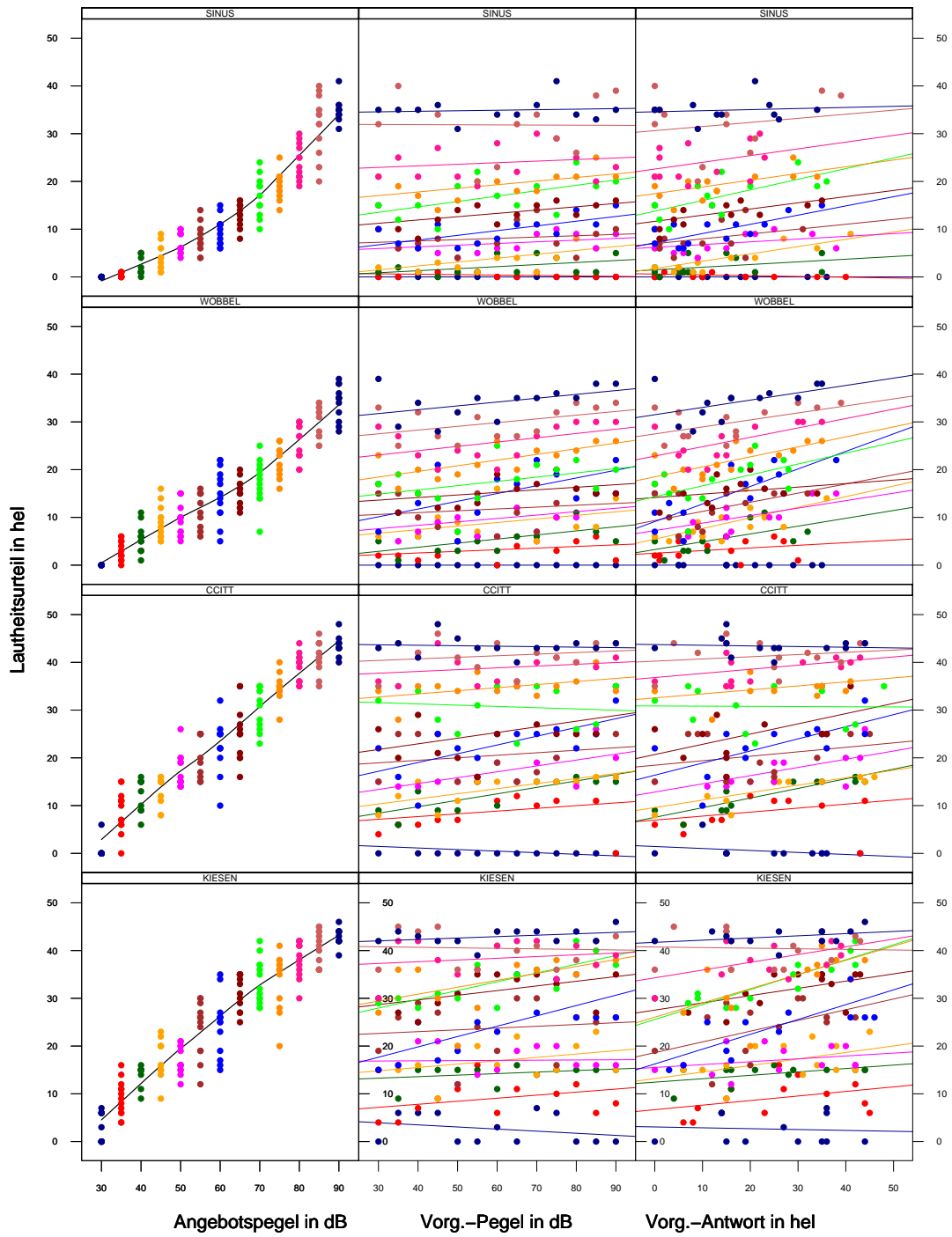


Proband 49

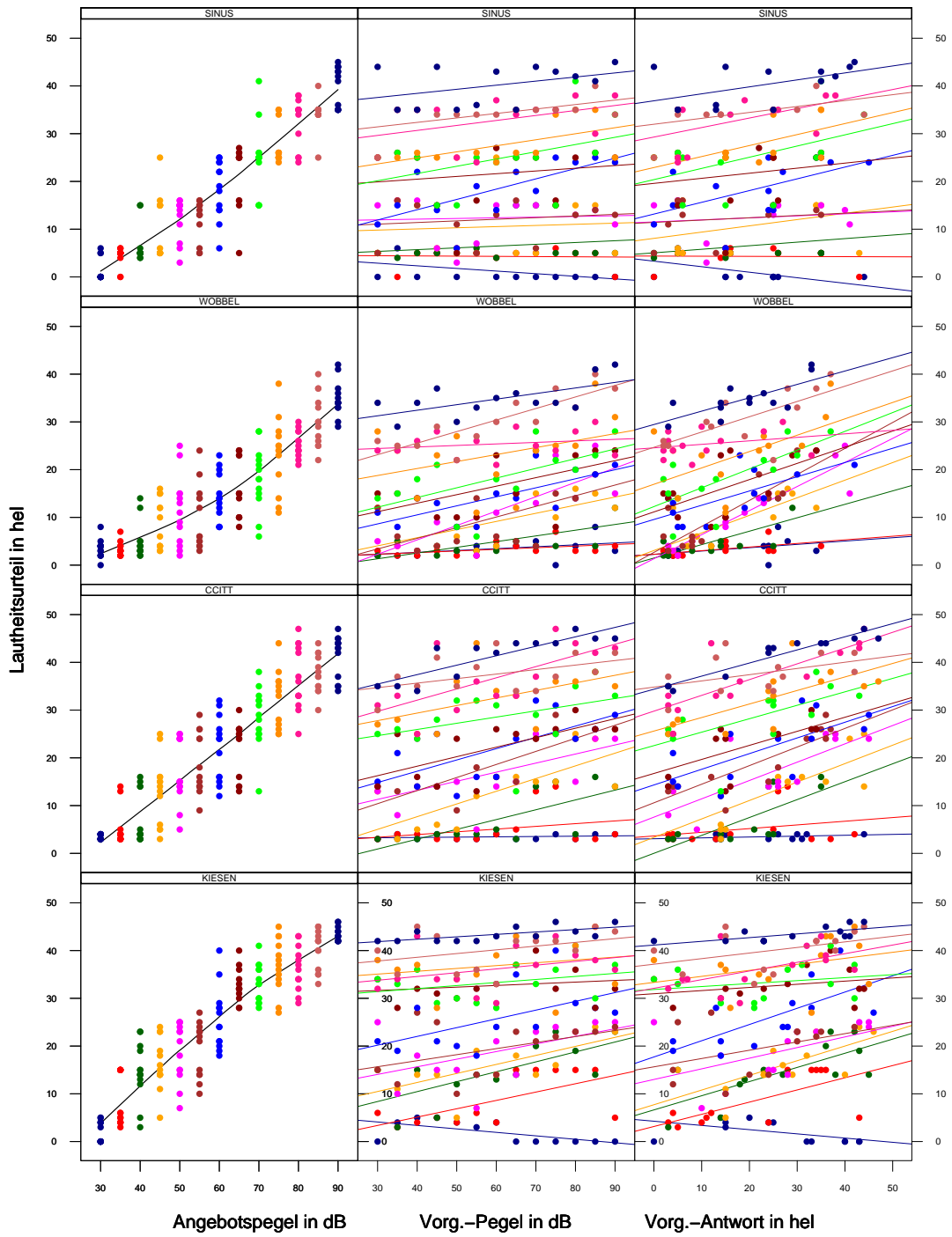




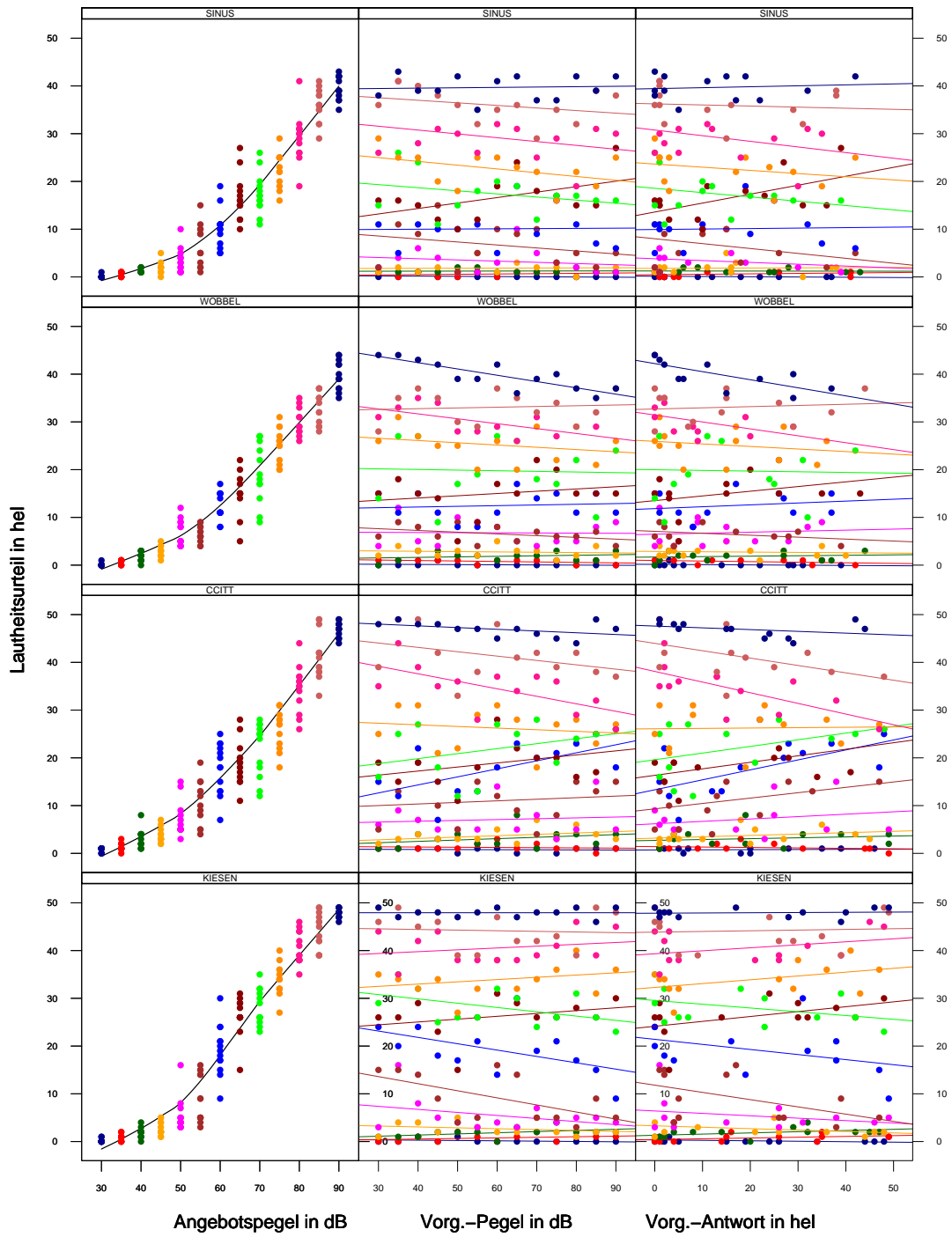
Proband 50



Proband 51

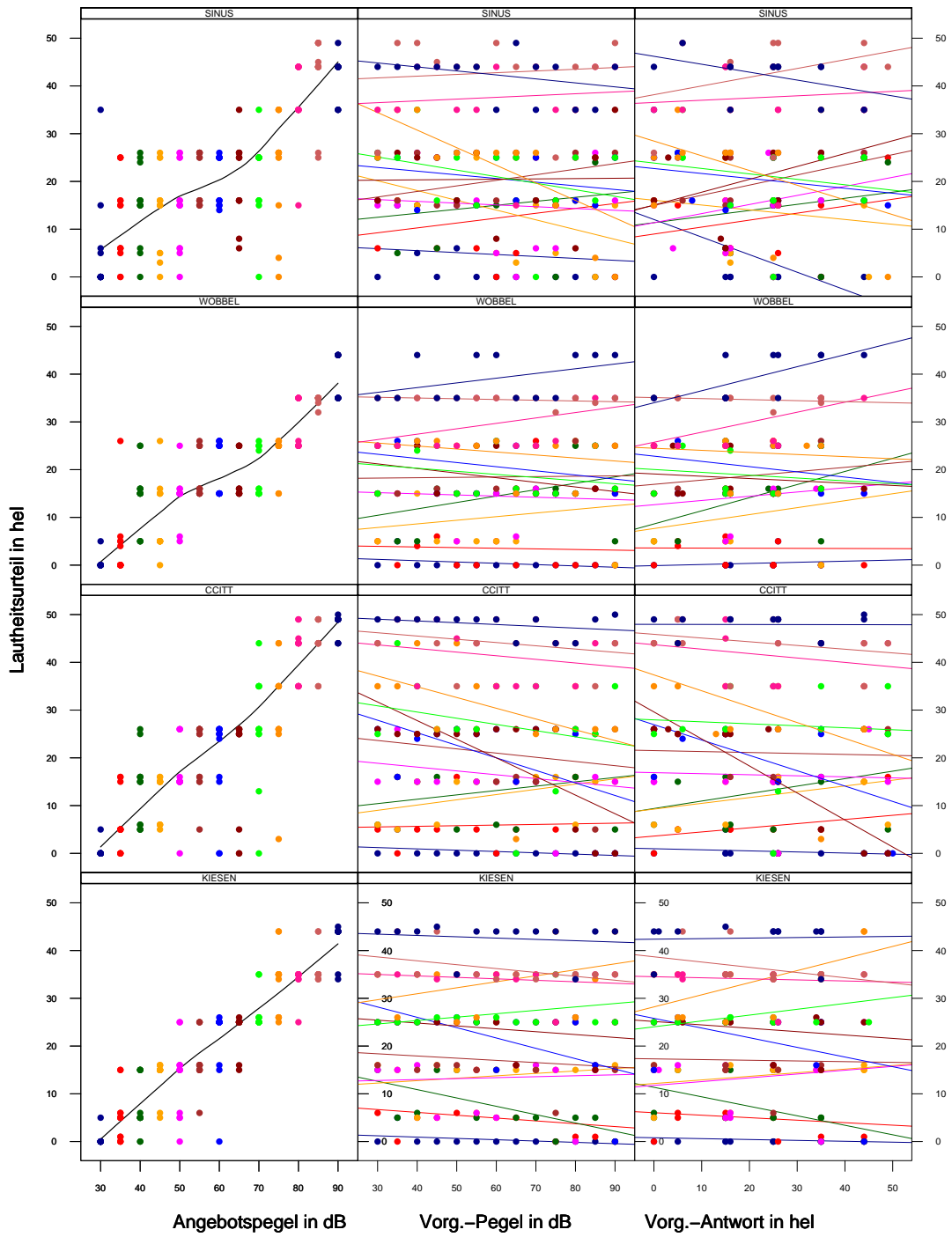


Proband 52

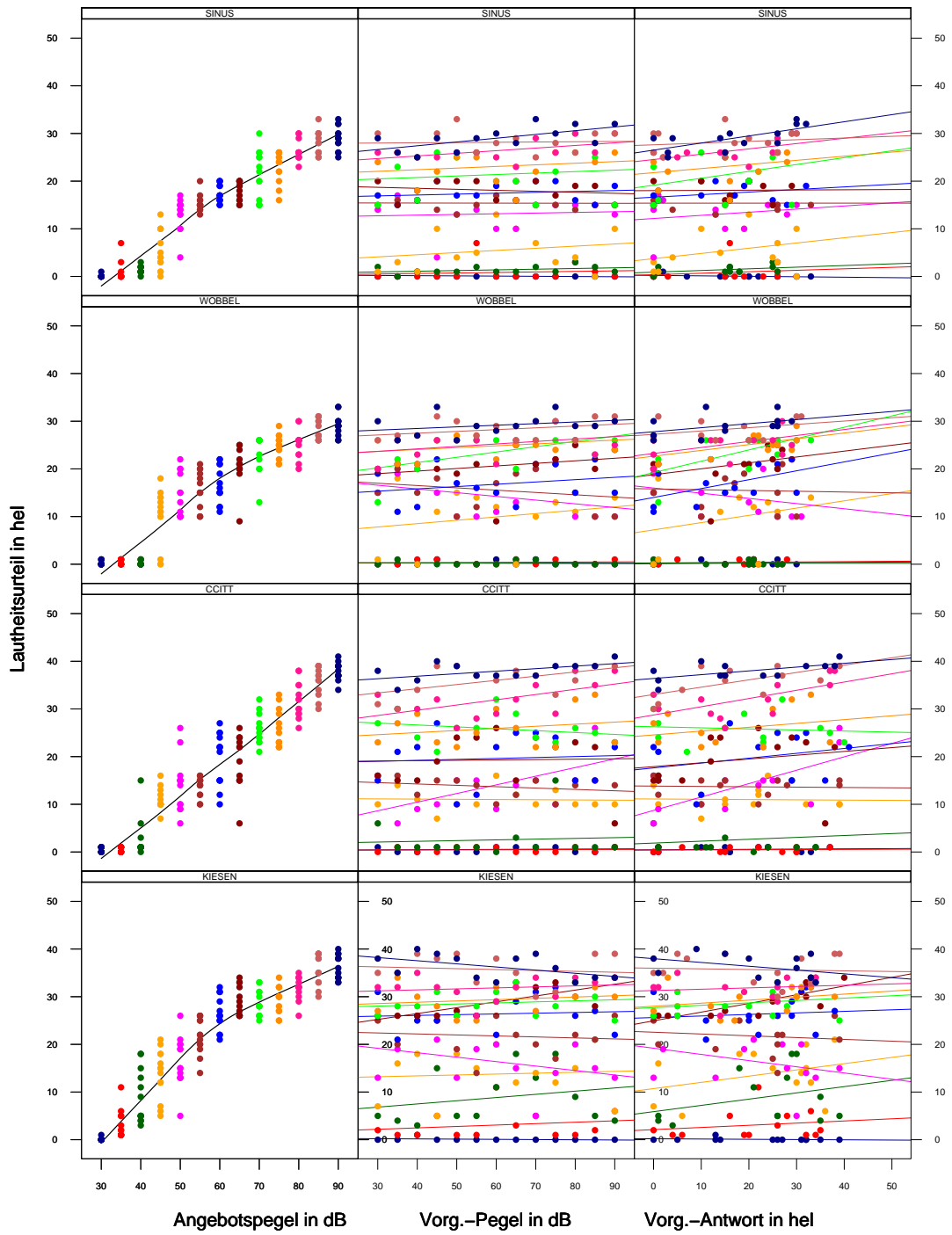


B Skalierungsdaten und Vorgängerabhängigkeiten

Proband 53

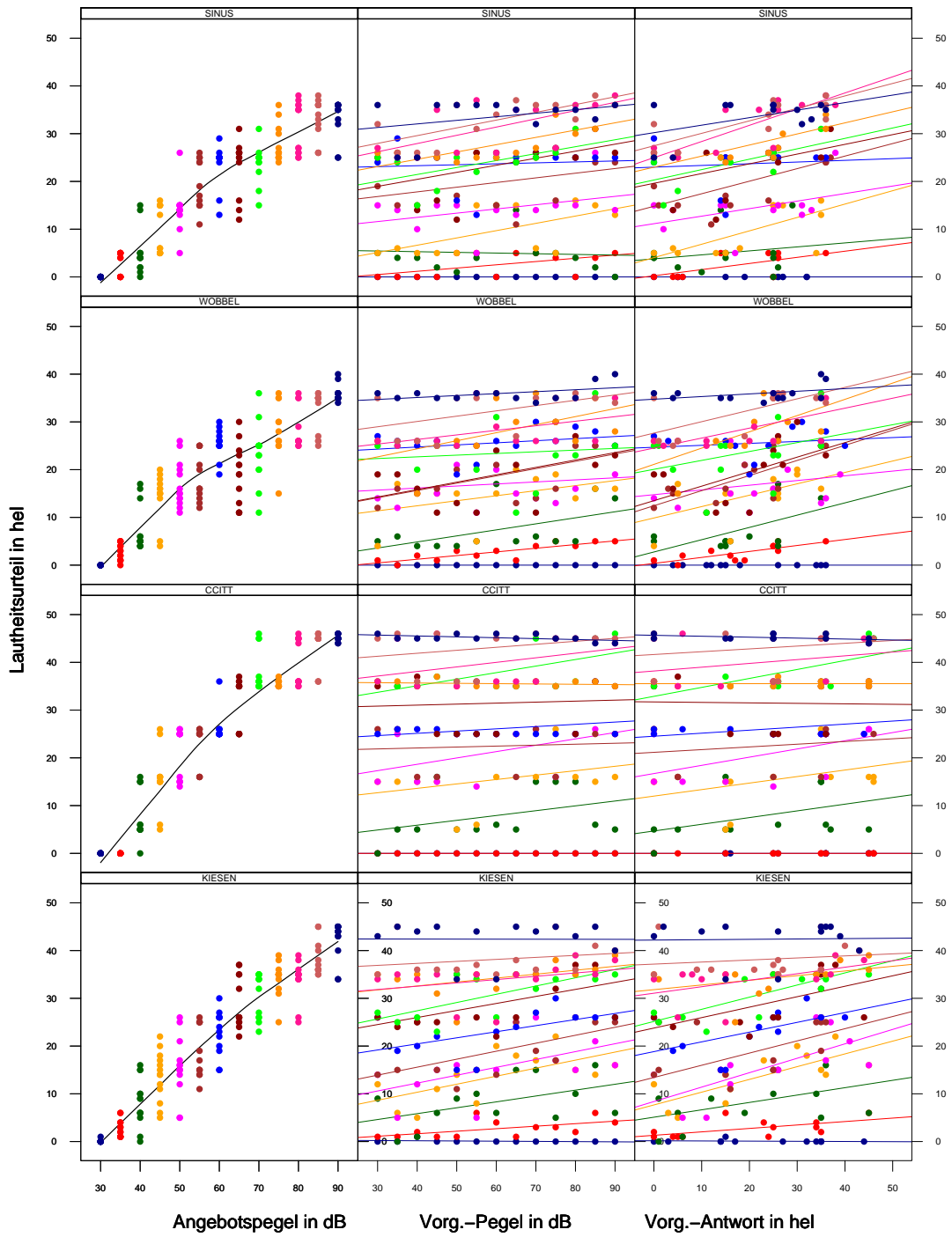


Proband 54

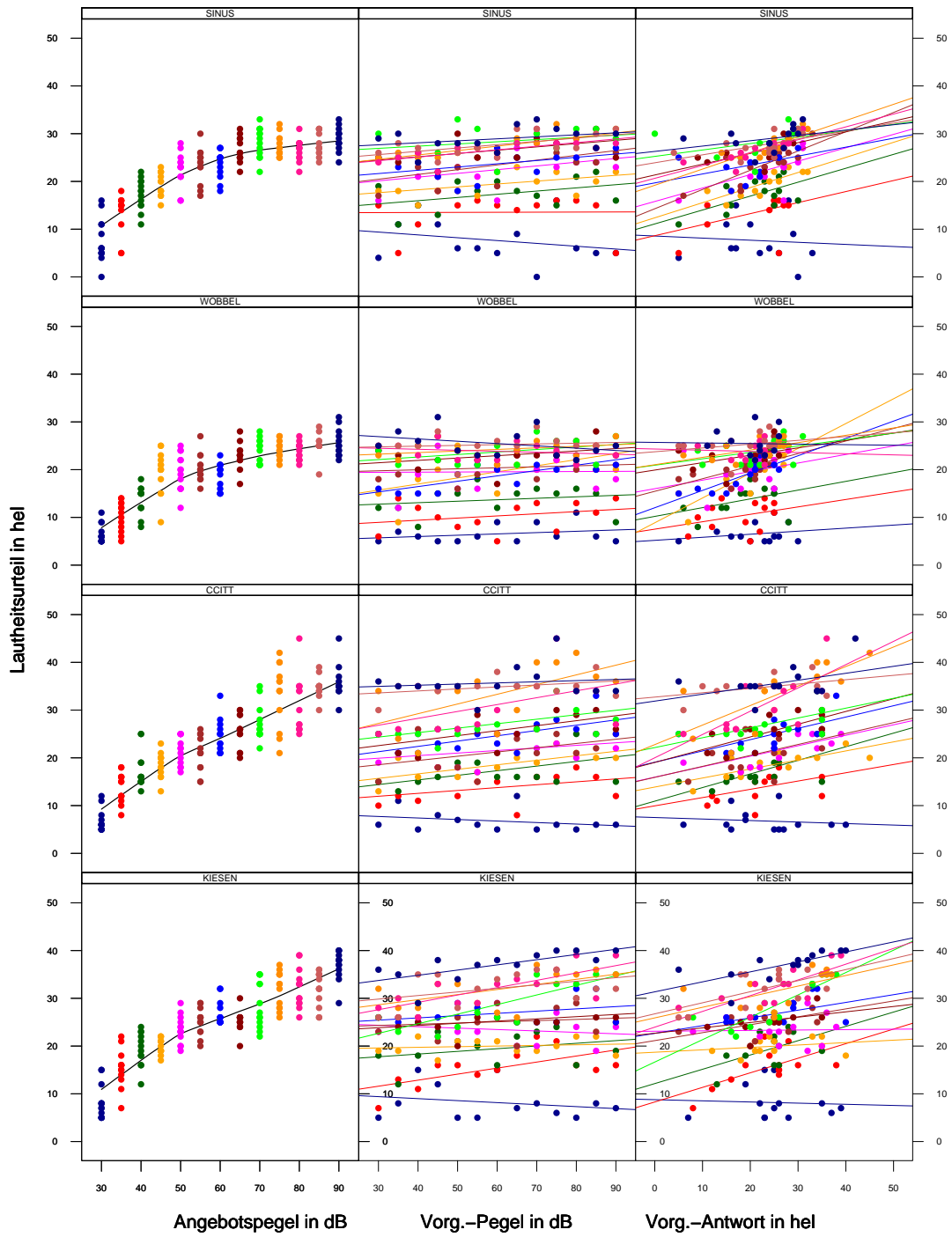


B Skalierungsdaten und Vorgängerabhängigkeiten

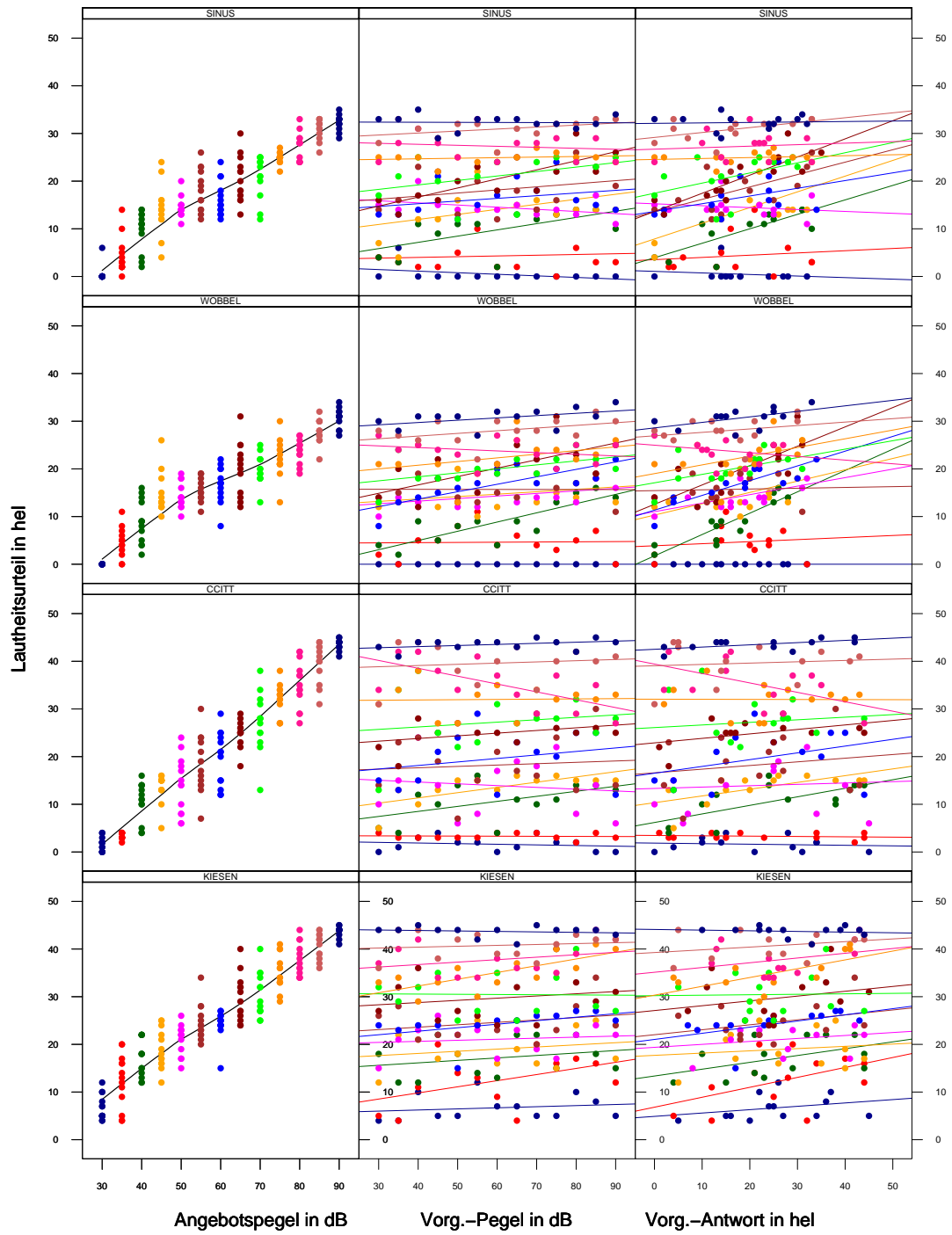
Proband 55



Proband 56

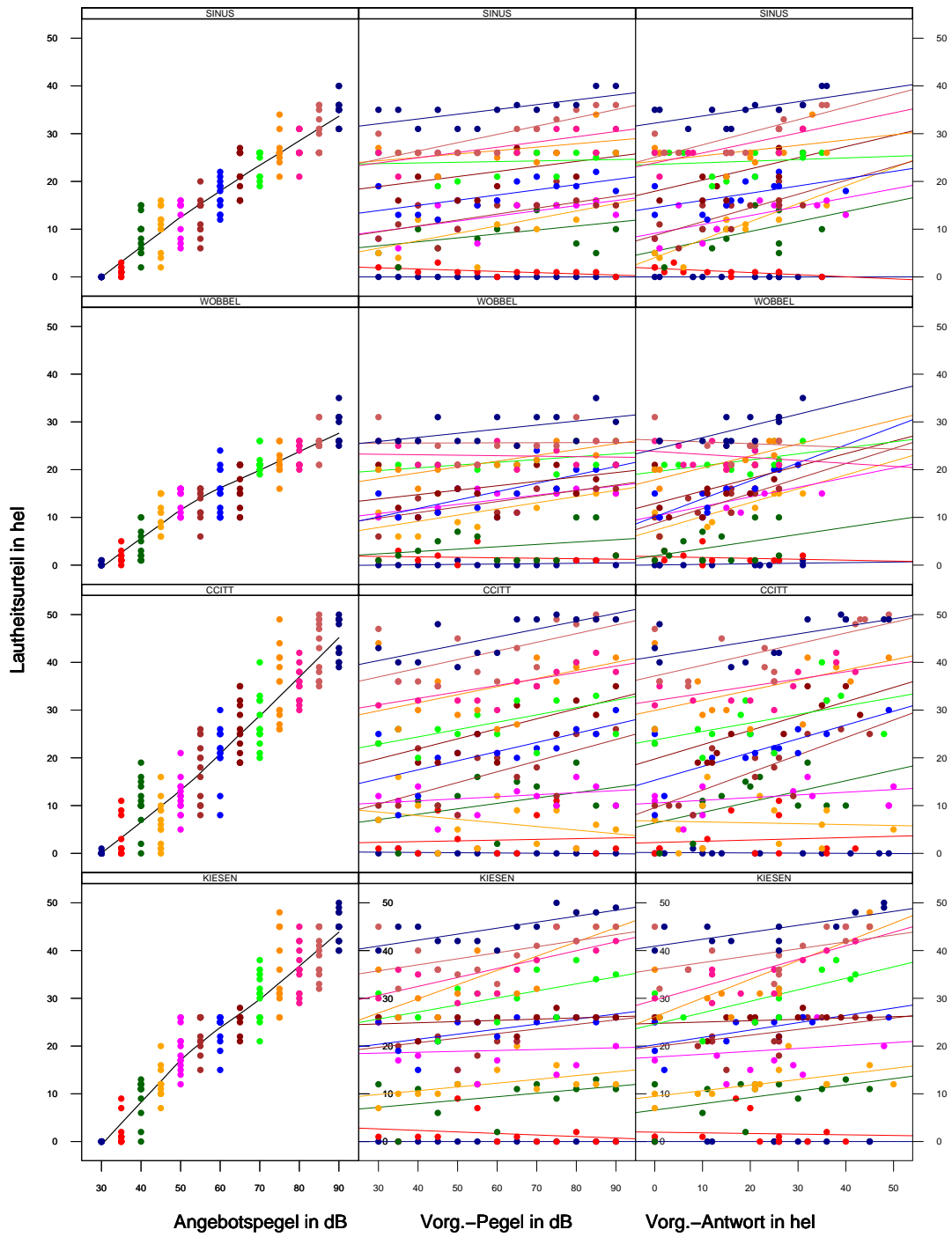


Proband 57



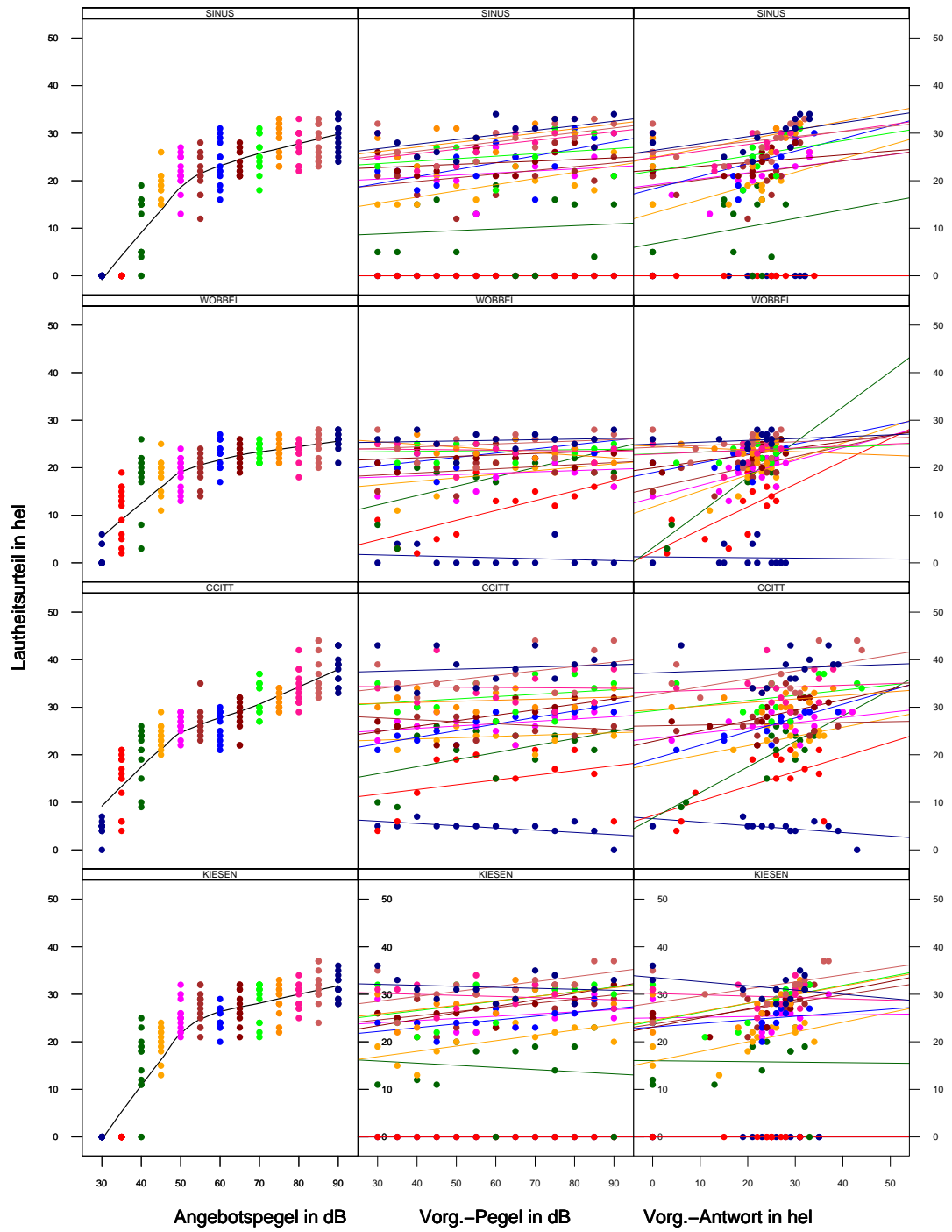


Proband 58

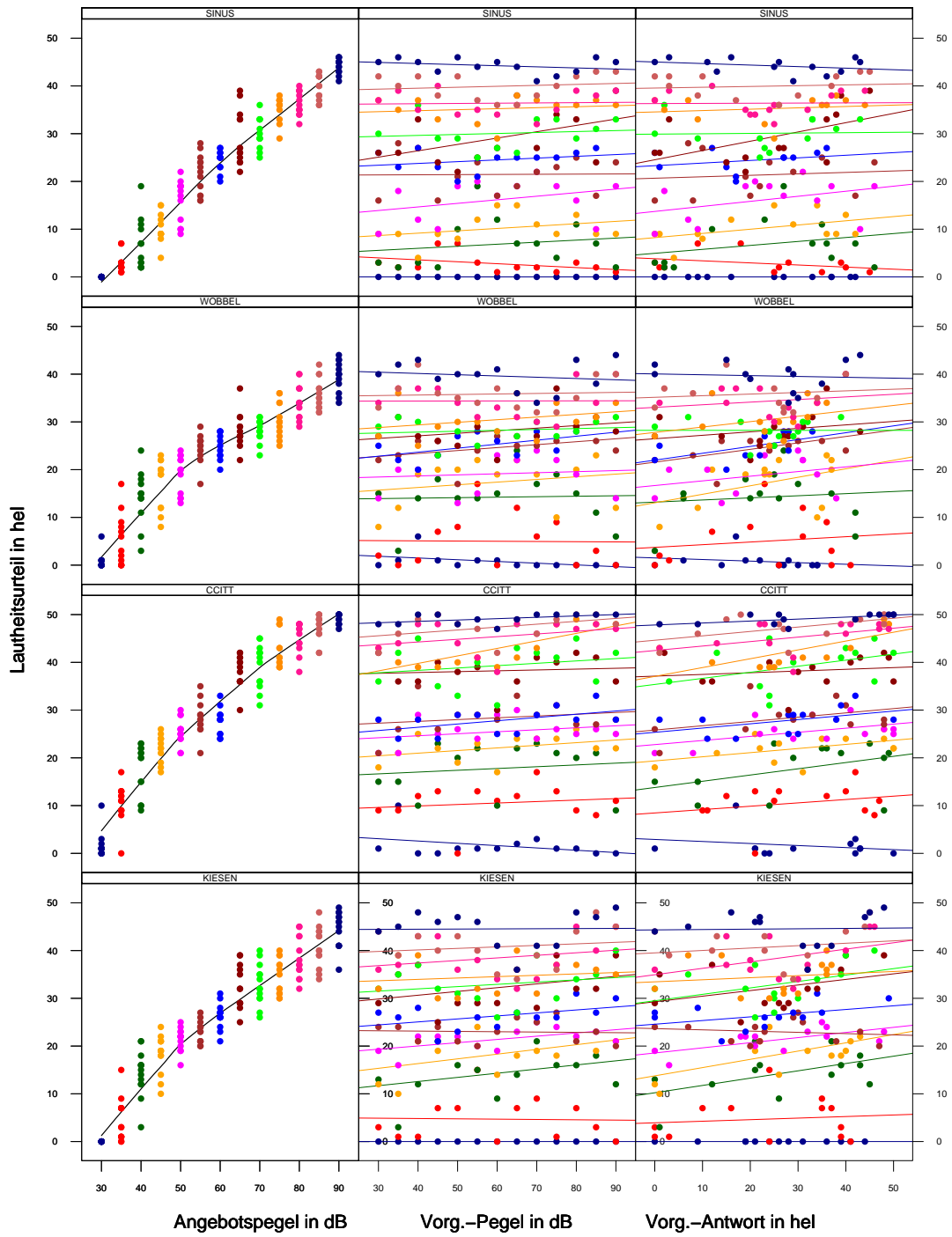


B Skalierungsdaten und Vorgängerabhängigkeiten

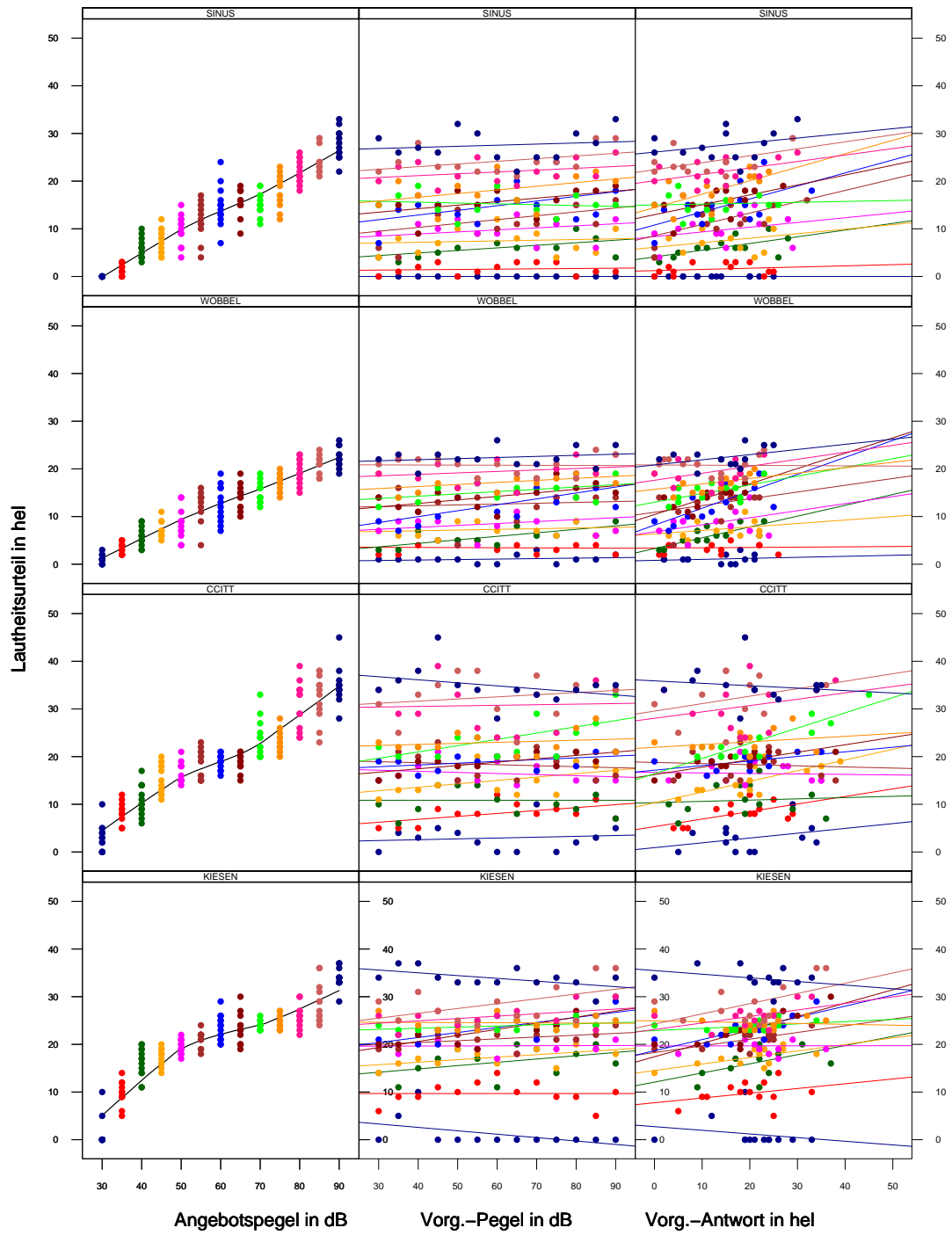
Proband 59



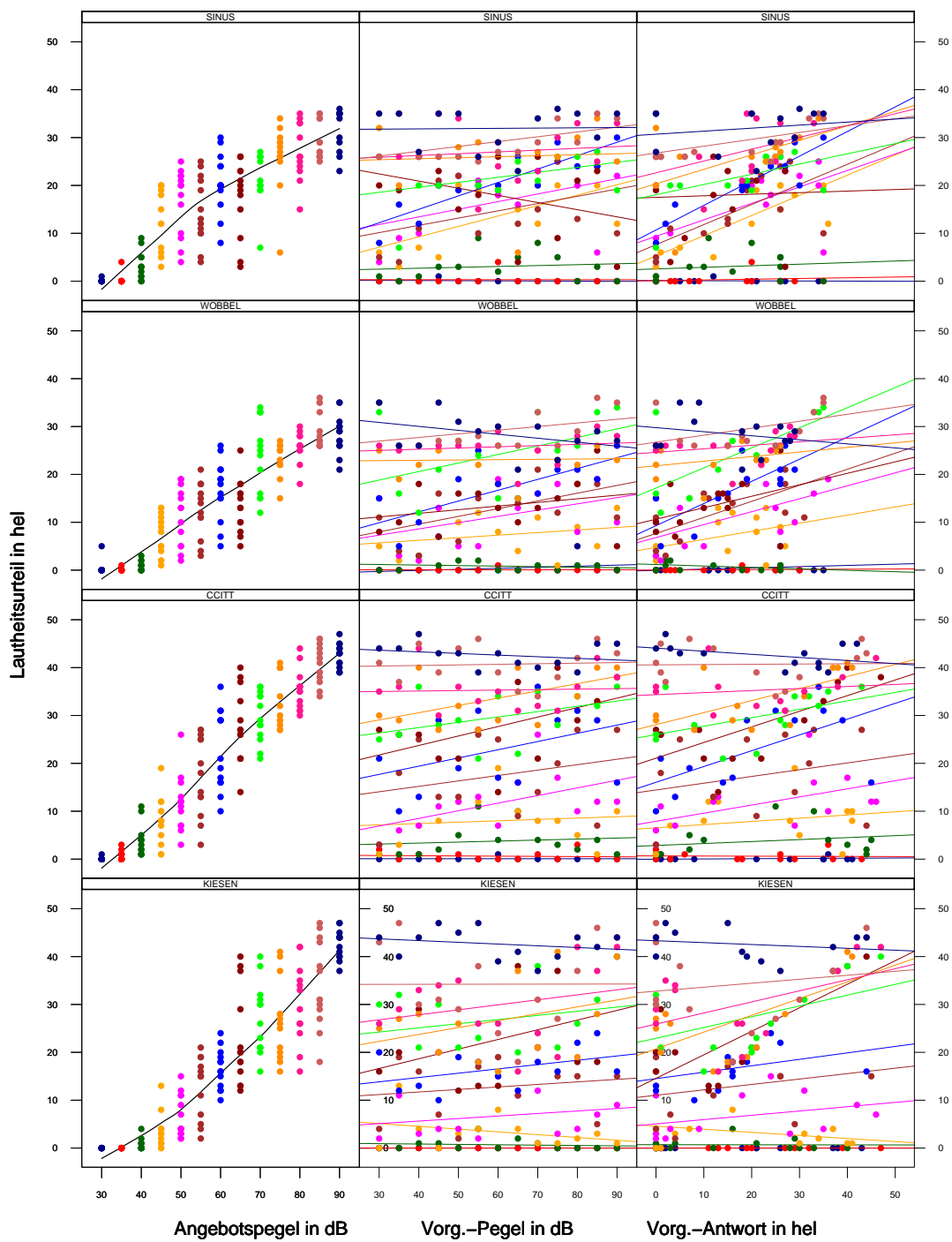
Proband 60



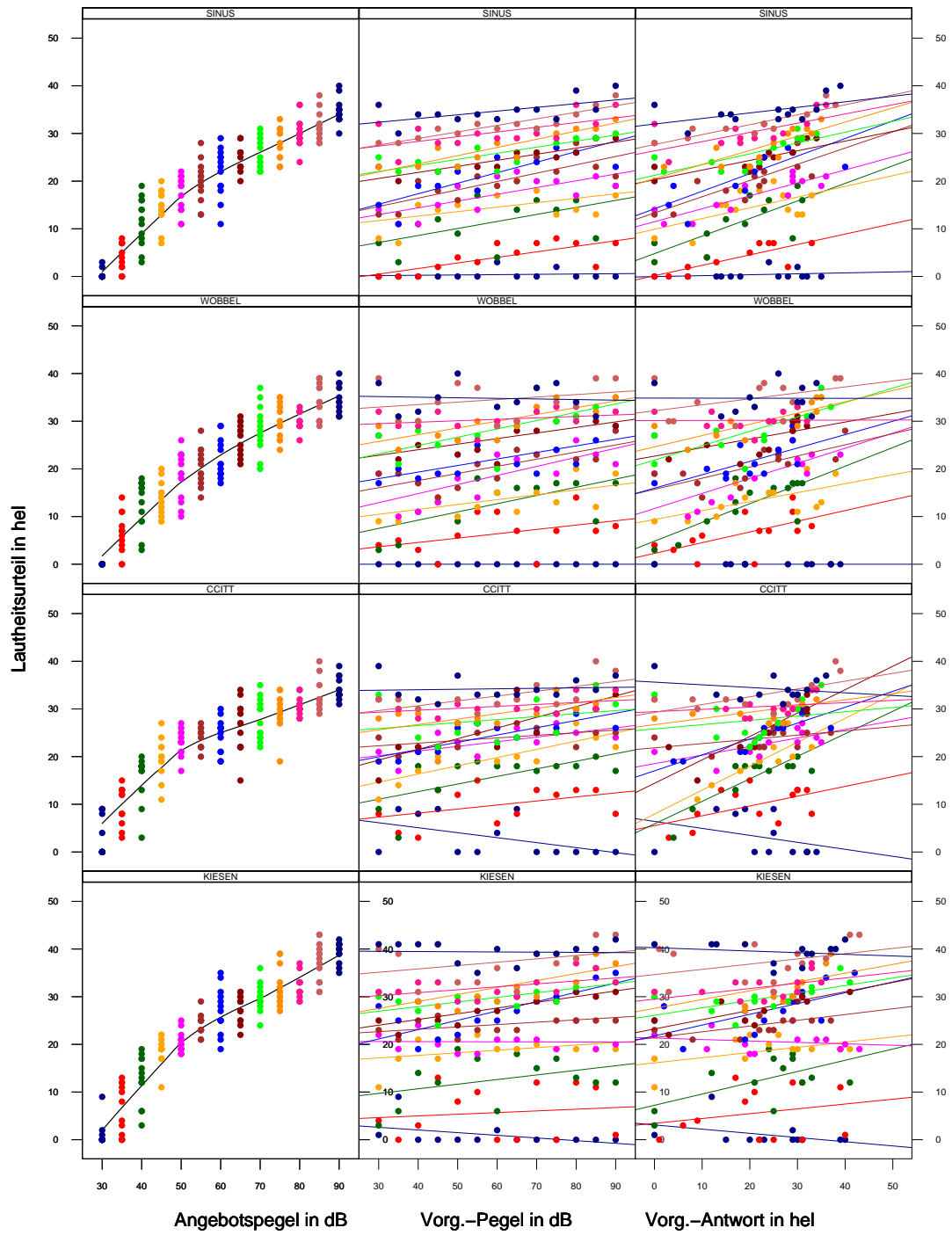
Proband 61



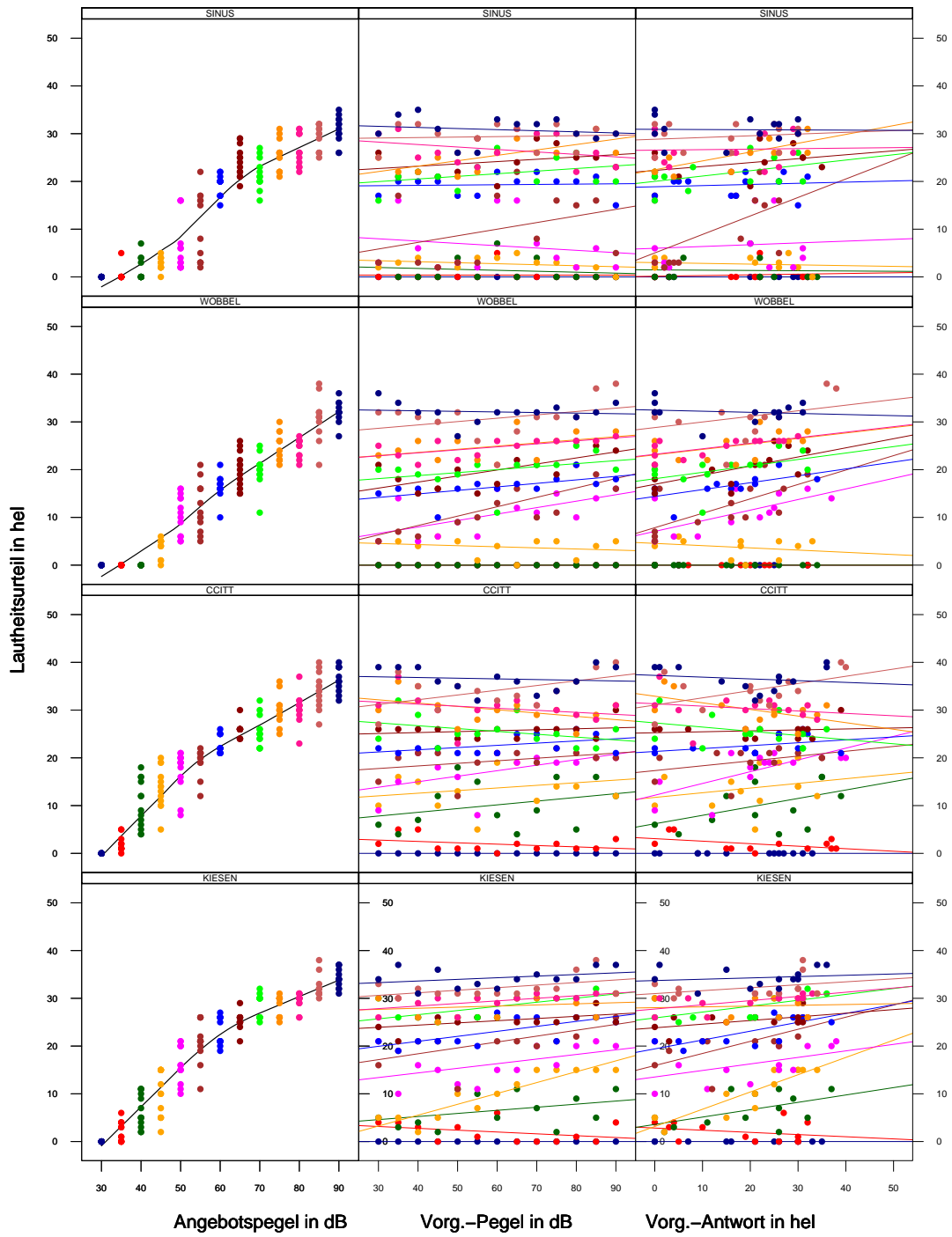
Proband 62



Proband 64

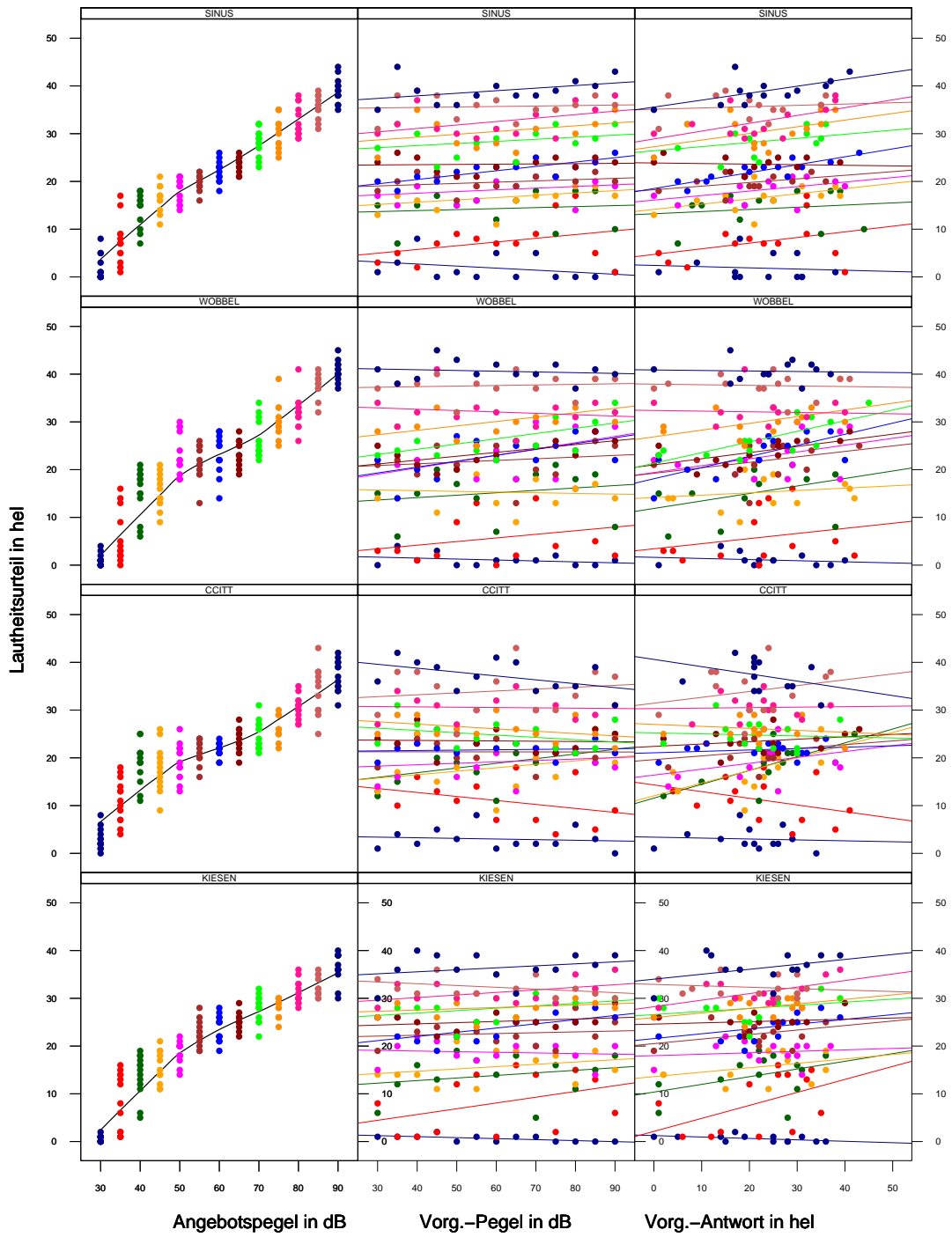


Proband 65



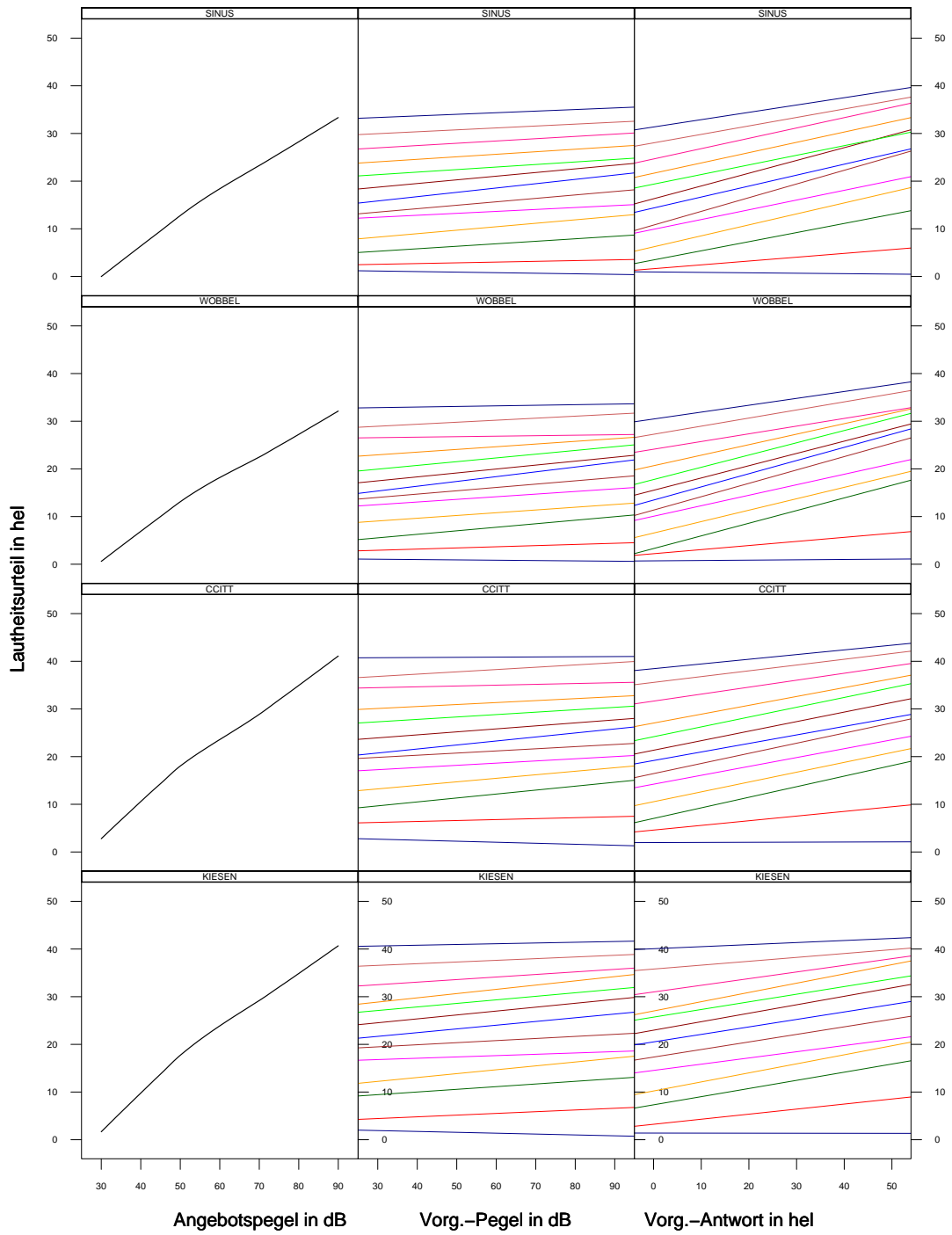
B Skalierungsdaten und Vorgängerabhängigkeiten

Proband 66





Alle Probanden Hauptgruppe





## Literaturverzeichnis

- Boretzki M., Heller O., Knoblach W., Fichtl E., Stock A. und Opitz M. Untersuchungen zur Reliabilität und Sensitivität der Hörfeldaudiometrie. In *Fortschritte der Akustik. DAGA 94, Bad Honnef*, Seiten 1433–1436, Bad Honnef, 1994. DPG-Verlag.
- Carterette E. C. und Friedman M. P. *Handbook of perception*, Bd. 4. Academic press, Inc., 1978.
- Chocholle R. und Saulnier C. 1962. The frequency differential threshold: the effect of the simultaneous presence of a sound or a white noise on the opposite ear. *J Physiol (Paris)*, 54:315–316.
- Cross D. V. 1973. Sequential dependencies and regression in psychophysical judgments. *Perception & Psychophysics*, 14(3):547–552.
- Djourno A., Eyriès Ch. und Vallancien B. Premiers essais d'excitation électrique du nerf auditif chez l'homme par micro-appareils inclus à demeure. In *Académie Nationale de Médecine, séance du 2 juillet 1957*, 1957.
- Duden Redaktion . *Duden. Das Aussprachewörterbuch*, Bd. 6. Dudenverlag, 4 Ausgabe, 2000.
- Eisen M. D. 2003. Djourno, Eyries, and the first implanted electrical neural stimulator to restore hearing. *Otol Neurotol*, 24(3):500–506.
- Fellbaum K. *Sprachverarbeitung und Sprachübertragung*. Nr. 12 in Nachrichtentechnik. Springer Verlag, Berlin, 1984.
- Fucci D., Petrosino L., McColl D., Wyatt D. und Wilcox C. 1997. Magnitude estimation scaling of the loudness of a wide range of auditory stimuli. *Perceptual and Motor Skills*, 85:1059–1066.
- Green J. D., Mills D. M., Bell B. A., Luxford W. M. und Tonokawa L. L. 1992. Binaural cochlear implants. *Am J Otol*, 13(6):502–506.

- Haubensak G. 1992. Sequenzeffekte in absoluten Urteilen. Kritisches zur Methode. *Zeitschrift für experimentelle und angewandte Psychologie*, XXXIX(1): 101–113.
- Hellbrück J. 1983. Geschlechtsspezifische Unterschiede in der Lautstärkeempfindung - Realität oder Artefakt? *Zeitschrift für experimentelle und angewandte Psychologie*, XXX(30):387–399.
- Hellbrück J. *Hören. Physiologie, Psychologie und Pathologie*. Hogrefe-Verlag, Göttingen, 2003.
- Hellbrück J., Oguey M. C. und Seiler C. 1984. Are sex specific differences in loudness perception an artefact of ear canal size? *Z Exp Angew Psychol*, 31 (3):439–446.
- Hellbrück J. und Thomamüller D. 1997. Direkte Skalierung der Lautstärke bei normal hörenden Erwachsenen und Kindern mit einem kategoriefreien analogen Skalierungsverfahren. *Audiologische Akustik*, 36:64–78.
- Hellbrück J., Thomamüller D. und Zeitler A. 1995. Hörfeldaudiometrie mit Gruppen normal hörender Personen in natürlichen Schallfeldern. *Audiologische Akustik*, 2:60–81.
- Heller O. Theorie und Praxis des Verfahrens der Kategorienunterteilung. Forschungsbericht, Psychologisches Institut der Universität Würzburg, Lehrstuhl III, Würzburg, 1981.
- Heller O. 1985. Hörfeldaudiometrie mit dem Verfahren der Kategorienunterteilung (KU). *Psychologische Beiträge*, 27:478–493.
- Heller O. Oriented category scaling of loudness and speech-audiometric validation. Seiten 135–159, Oldenburg, 1991.
- Heller O. 1995. Direkte Skalierung in der Hörfeldaudiometrie. *HörBericht*, 56/95.
- Helms J. und Müller J. 1999. Die Auswahl eines Cochlea-Implantats und die Ergebnisse der Implantation. *Laryngo-Rhino-Otol.*, 78(1):12–13.
- Helms J., Weichbold V., Baumann U., von Specht H., Schön F., Müller J., Esser B., Ziese M., Anderson I. und D'Haese P. 2004. Analysis of ceiling effects

- occurring with speech recognition tests in adult cochlear-implanted patients. *J Otorhinolaryngol Relat Spec*, 66(3):130–135.
- Holland M. K. und Lockhead G. R. 1968. Sequential effects in absolute judgments of loudness. 3(6):409–414.
- Jesteadt W., Luce R. D. und Green D. M. 1977. Sequential effects in judgments of loudness. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 3(1):92–104.
- Kießling J., Steffens Th. und Wagner I. 1993. Untersuchung zur praktischen Anwendbarkeit der Lautheitsskalierung. *Audiologische Akustik*, (4):100–115.
- Kugler M. und Moser L. M. 1995. Ein lineares Modell des kindlichen Hörfeldes gemessen mit dem Würzburger Hörfeld. *Audiologische Akustik*, 34:162–170.
- Lockhead G. R. 1986. Range and sequence effects on judgment. *Perception & Psychophysics*, 40(1):53–62.
- Moser L. M. 1996. Das Würzburger Hörfeld - kategoriale Lautheitsskalierung. *HNO*, 44:556–558.
- Murphy J. und O'Donoghue G. 2007. Bilateral cochlear implantation: an evidence-based medicine evaluation. *Laryngoscope*, 117(8):1412–1418.
- Müller J., Schön F. und Helms J. 2002. Speech understanding in quiet and noise in bilateral users of the MED-EL COMBI 40/40+ cochlear implant system. *Ear Hear*, 23(3):198–206.
- Niparko J.K., Eisenberg L.S., Quittner A.L., Thal D.J., Tobey E.A., Eink N.E., Wang N.-Y. und das CDaCI Investigative Team. Preliminary observations in the childhood development after cochlear implantation (CDcCI) study. In *Conference on Implantable Auditory Protheses*, 2007.
- Nägle Th. *Lautheitsbeurteilung in Abhängigkeit von der Stimulusart und vom vorangehenden Stimulus bei sequenzieller Darbietung der Reize*. Dissertation, Bayerische Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg, 2004.
- R Development Core Team . *The R Environment for Statistical Computing and Graphics, Reference Index*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria, 2.2.1 Ausgabe, 2005.

- Ricketts T. A. und Bentler R. A. 1996. The effect of test signal type and bandwidth on the categorical scaling of loudness. *Journal of the Acoustical Society of America*, 99(4):2281–2287.
- Rinne H. *Taschenbuch der Statistik*. Verlag Harri Deutsch, Frankfurt am Main, 3. Ausgabe, 2003.
- Schaub E. *Über die Lautheitssummation bei bilateralen Cochlea-Implantat-Trägern*. Dissertation, Bayerische Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg, 2005.
- Stevens S. S. 1955. The measurement of loudness. *Journal of the Acoustical Society of America*, 27:815–829.
- Ward L. M. und Lockhead G. R. 1970. Sequential effect and memory in category judgments. *Journal of Experimental Psychology*, 84(1):27–34.
- Westra GmbH . *Gerätebeschreibung für das Sprachaudiometer CAD 03/1*, a.
- Westra GmbH . *Hörgeräteanpassung, einfach, schnell, erfolgreich.*, b.
- Zwicker E. und Fastl H. *Psychoacoustics. Facts and Models*. Nr. 22 in Springer Series in Information Sciences. Springer Verlag, 2. Ausgabe, 1999.

## Danksagung

Zunächst ist es mir ein besonderes Anliegen allen Probanden herzlich zu danken. Ein vollständiger Versuchsdurchlauf beanspruchte viel Zeit und Konzentration. Wissend um diese Belastung sagten alle Probanden umgehend und bereitwillig ihre Teilnahme am Test zu und sorgten für eine durchweg angenehme Versuchsatmosphäre.

Für die Übernahme des Referates möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Rudolf Hagen, Direktor der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten, plastische und ästhetische Operationen der Universität Würzburg herzlich bedanken.

Für die Übernahme des Korreferats danke ich Herrn Priv.-Doz. Dr.-Ing. Mario Cebulla sehr.

Herrn Prof. Dr. med. Jan Helms, ehemaliger Direktor der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten der Universität Würzburg gilt mein Dank für die Annahme als Doktorand. Bei ihm und Herrn Prof. Dr. med. Joachim Müller bedanke ich mich für ihre herausragenden chirurgischen Leistungen, die die vorliegende Arbeit erst ermöglichten.

Herrn Dipl.-Ing. (FH) Alexander Möltner gilt mein Dank für die Weiterentwicklung der für den Versuch benötigten Software.

Meinen besonderen Dank richte ich an Herrn Dipl.-Ing. Stefan Brill. Seine Begeisterungsfähigkeit, Gewissenhaftigkeit und sein didaktisches Talent haben den Weg in und durch die erste wissenschaftliche Arbeit stets zu einem Vergnügen gemacht. Seine hervorragende Betreuung ermutigte zu jeder Zeit mit Problemen an ihn heran zu treten. In kritischen Diskussionen entwickelten sich stets fruchtbare Ideen. Ihm danke ich zudem für die Vergabe des Dissertationsthemas.

Nicht zuletzt danke ich meiner Familie, die immer ein offenes Ohr für Schwierigkeiten hatte, die mir stets den Rücken frei hielt und die in entscheidenden Momenten wichtige Impulse setzte.





## Lebenslauf

Name: Stefan Kaulitz  
Geboren am: 16. September 1979  
in: Castrop-Rauxel  
Konfession: katholisch  
Familienstand: ledig

### Schulausbildung:

1986 - 1990 Grundsule Elisabeth, Castrop-Rauxel  
1990 - 1999 Adalbert-Stifter-Gymnasium, Castrop-Rauxel  
06/1999 Abitur

### Berufsausbildung:

Ausbildung zum Rettungsassistenten

05/2000 - 12/2000 Berufsfachschule Rettungsdienst, Dortmund  
12/2000 staatl. Prüfung zum Rettungsassistenten

Studium der Humanmedizin

2000 - 2002 Vorklinisches Studium,  
Ruhr-Universität-Bochum  
2002 - 2003 Klinisches Studium,  
Université-Louis-Pasteur, Strasbourg  
2003 - 2005 Klinisches Studium,  
Bayerische Julius-Maximilians-Universität, Würzburg  
2005 - 2006 Praktisches Jahr,  
Bayerische Julius-Maximilians-Universität, Würzburg  
10/2006 Staatsexamen (Univ. Würzburg), Approbation

### Berufliche Tätigkeit:

seit 04/2007 wissenschaftlicher Mitarbeiter an der »Klinik und  
Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten,  
plastische- und ästhetische Operationen«,  
Universität Würzburg