

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Hals – Nasen -
und Ohrenkranke im Kopfklinikum Würzburg
Direktor: Professor Dr. med. J. Helms

**Vergleich eines analogen (Unitron Sound FX) mit einem digitalen
(Resound BZ5) Hörgerät getragen vom Kopf und Rumpf Simulator
(HATS) von Brüel & Kjaer und gemessen mit dem Wortverständnis
für HSM-Satztest, - abgehört über Kopfhörer von normalhörenden
Ohren, und Bestimmung des Signal/ Rauschabstandes für
50 prozentiges Verstehen.**

Inaugural - Dissertation
Zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen Julius – Maximilians – Universität zu Würzburg

vorgelegt von
Martin Johannes Schiweck
aus Mannheim

Würzburg, Juni 2002

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung und Fragestellung	2
2.	Material und Methode	3
2.1	Verwendete Gerätetechnik und Material für die Erstellung der Tonbänder	3
2.1.1.	KEMAR der Vorgänger des B&K Kunstkopfes	3
2.1.2.	Audiometeranlage	6
2.1.3.	Tonträger	7
2.1.4.	Räumliche Aufnahmebedingungen (Camera Silens)	7
2.1.5.	Sprachmaterial (HSM-Satztest)	8
2.1.6.	Störlärm	8
2.1.7.	Hörgeräte	9
2.1.8	Tonbänder	
2.2.	Methode für die Erstellung der Tonbänder	17
2.2.1	Versuchsaufbau und Aufnahmevorbereitungen	17
2.2.2.	Aufnahmeablauf	18
2.3.	Verwendete Gerätetechnik und Material für die Testsituation	20
2.3.1.	Aufbau der Versuchsreihe	20
2.3.2.	Räumliche Gegebenheiten	21
2.3.3.	Versuchspersonen	21
2.4.	Methode	22
2.4.1.	Versuchsvorbereitung	22
2.4.2.	Versuchsablauf	22
3.	Ergebnisse	23
3.1.	Ergebnisse bei 60 dB Störlärm	23
3.2.	Ergebnisse bei 80 dB Störlärm	25
3.3.	Diskussion der Ergebnisse	27
3.4.	Auswertung der Messergebnisse	29
4.	Zusammenfassung	36
5.	Literaturverzeichnis	37
6.	Urdaten	39

1.

Einleitung und Fragestellung

Das Gehör des Menschen ist ein Sinnesorgan, dessen Hauptaufgabe darin besteht, dynamische Veränderungen in Amplitude und Frequenz bei mittleren Lautstärken zu verarbeiten und somit Sprache zu erkennen. Im Gegensatz zu anderen Sinnesorganen, wie z.B. dem Auge, muß das Ohr die Information gleich beim ersten Durchlauf verarbeitet haben. Es hat nicht die Möglichkeit mehrfach abzutasten und damit zu wiederholen. (1 Spreng)

Somit haben Menschen, die einen Hörschaden oder -verlust erleiden, das Problem, daß sie in ihrem sozialen Umfeld nicht mehr alle Informationen aufnehmen und verarbeiten können. Die Folge ist soziale Isolation! Da von diesem Phänomen mindestens 30% aller Menschen über 65 Jahren und eine weitere Anzahl jüngerer Leute betroffen sind, ist auf dem Markt der Hörgeräteforschung eine rasante Entwicklung zu verfolgen.(2 Wiesener,Tesch-Römer) Der Patient steht dadurch vor der Wahl zwischen den verschiedensten Gerätetypen mit sehr unterschiedlichen Technologien. Er kann auf herkömmliche analoge Geräte zurückgreifen oder sich die neusten Entwicklungen der digitalen Hörcomputer zunutze machen. Die Entwicklung geht sogar inzwischen soweit, daß bald "unsichtbare" Geräte angeboten werden (FAZ 9.10.99). Dies sind Geräte, die unter die Haut plantiert werden und kabellos programmiert werden können.

Die Durchführung der eigentlichen Anpassung erfolgt durch den Hörgeräte-Akustiker, er stellt aufgrund des Hördefizites und den Wünschen des Patienten schon eine Gruppe aus der Vielzahl der Geräten zusammen. Anschließend werden dem Patienten diese Geräte der Reihe nach vorgestellt und dann das für ihn beste, effektivste und zugleich angenehmste ausgewählt. Grundlage in diesem Auswahlprozeß sind das Ton- und Sprachaudiogramm. Die Anpassung wird grundsätzlich mit Sprachtests durchgeführt, weil die praktische Anwendung überwiegend das Verständnis von Sprache verbessern soll.(3 Plath s.146) Da im normalen Gebrauch des Hörgerätes stets auch unerwünschte Störpegel hinzukommen, werden die Sprachtests zusätzlich mit Störgeräuschen in Form von z.B. einem "weißen" Rauschen vorgenommen. Es stehen verschiedene Sprachtests zur Auswahl: Freiburger-Sprachtest, Göttinger-Satztest, Marburger-Satztest etc.

Ein weiterer wichtiger Faktor sind die Kosten des einzelnen Gerätes. Hier ergeben sich Differenzen zwischen einem Preis von ein paar hundert Mark und ein paar tausend Mark. Natürlich stellt sich die Frage, ob sich eine so große Preisdifferenz auch im Nutzen des Gerätes widerspiegelt.

In der vorliegenden Arbeit werden zwei vom technischen Aufbau sehr unterschiedliche Hörgerätetypen miteinander verglichen. Es handelt sich dabei um ein analog

arbeitendes Gerät, sowie um ein Gerät, welches die eingehenden Schallsignale digital verarbeitet. Beides sind moderne Geräte, die zur Zeit nach Aussagen mehrerer Hörgeräteakustiker häufig zum Einsatz kommen. Zwischen den beiden Geräten existiert die oben angesprochene Preisdifferenz, wobei das digitale Gerät mit der aufwendigeren Technik das teurere ist. Es wird im folgenden versucht werden, diese Differenz auch in den Leistungen des Gerätes nachzuweisen.

Um die Variabilität der Ergebnisse zu verringern, sind in den vorliegenden Versuchen ausschließlich "normalhörende" Versuchspersonen zum Einsatz gekommen.

Mit Hilfe des HSM-Satztests im Störgeräusch wurde versucht, einen signifikanten Unterschied in der Verständlichkeit von Sprache zwischen diesen Geräten nachzuweisen.

2. Material und Methode

2.1. Verwendete Gerätetechnik und Material für die Erstellung der Tonbänder

2.1.1. KEMAR der Vorgänger des B&K Kunstkopfes

Die Voraussetzung für den Vergleich zwischen zwei Hörgeräten ist unter u.a. die Standardisierung der äußeren Faktoren der Person, wie z.B. unterschiedliche Körperformen, die verschiedenen Möglichkeiten, das Haar zu tragen etc. Es ist schon lange bekannt, daß der Träger eines Hörgerätes durch die Beugung der Schallwellen um seinen Oberkörper und Kopf die Verstärkung seines Hörgerätes verändert. Dies wurde zum Beispiel schon 1942 von Romanow bewiesen, er forderte die Berücksichtigung dieser Erkenntnis und den Einsatz eines standardisierten Versuchsobjektes, eines sogenannten Phantoms. Weitere Vorteile eines Phantoms zur Durchführung von Hörgerätemessungen bestehen darin, daß

1. es sich um eine vollkommen reproduzierbare Testperson handelt
2. es für akustische Prüfungen beliebig oft und beliebig lange zur Verfügung steht
3. die Wiedergabe mühelos geeicht werden kann und somit für jede Messung exakt dieselbe Einstellung gewählt werden kann
4. sich keine Ermüdungserscheinungen oder Beeinträchtigungen durch den Gesundheitszustand auf die Messung auswirken können.

Seit diesen Erkenntnissen wurden viele exakt nachgebildete Köpfe oder Rumpfe mit Köpfen für akustische Messungen verwendet.

KEMAR (**K**nowles **E**lectronics **M**anikin for **A**coustic **R**esearch) wurde entwickelt, um eben diese Erkenntnisse mit in die Hörgeräteakustik einzubeziehen. KEMAR stellt sozusagen den Durchschnitt des Kopfes und Oberkörpers eines Erwachsenen dar. Die Maße für seine Entwicklung wurden aufgrund von Messungen an über 4000 Männern des fliegenden US-Personals (Durchschnittsalter 28 J.) und an 852 weiblichen Auszubildenden der WAF (Durchschnittsalter 20 J.) gewonnen. (4 Schorn K.) In allen Fällen liegen die KEMAR-Abmessungen unterhalb einer 4% Toleranzgrenze bezogen auf die zusammengefaßten männlichen und weiblichen Durchschnittswerte.

Im Gegensatz zu vielen anderen Phantomen scheinen nur die Entwickler des KEMAR sowie Bauer und seine Mitarbeiter bei ihren Phantomen die Schallfortleitung im Gehörgang berücksichtigt zu haben. Beim KEMAR ist außer der genauen Mittelung der Körpermaße noch ein weiterer wichtiger Aspekt berücksichtigt worden, der speziell für die Arbeit mit Hörgeräten von Bedeutung ist, nämlich daß das Trommelfell mit Hilfe eines Ohrsimulators nachgebildet ist. Diese genaue Ohrnachbildung scheint sich bei vielen Hörgerätemessungen als signifikant erwiesen zu haben.

Der Gehörgang und der Trommelfellsimulator lehnt sich an das von Zwislocki (1971) entwickelte Modell an. Folgende Abbildung stellt einen Abschnitt desjenigen Simulatorteils dar, in dem die Impedanz des Trommelfells eines Erwachsenen nachgebildet wird. (5 Burkhardt M.)

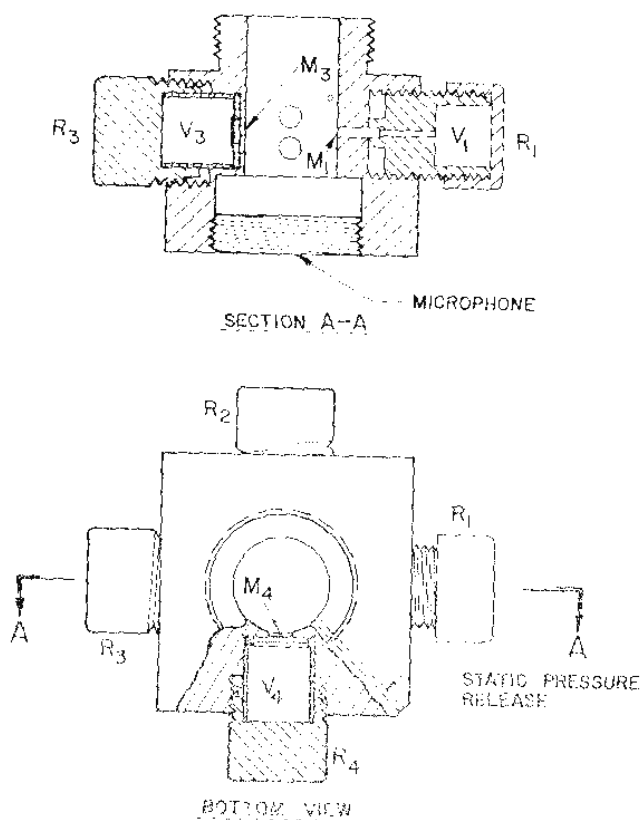


Abb.1

Dieses Modell hat einen Hohlraum von ca. 7,5 mm Durchmesser und kommt so der Größe eines durchschnittlichen Gehörganges sehr nahe. Die natürliche Ohrimpedanz wird mit Hilfe von 4 Helmholtz-Resonatoren nachempfunden. Die Schallaufnahme am "Trommelfell" wird durch ein ½ - Mikrofon (Typ Brüel und Kjaer) nachempfunden. Der Ohrsimulator wird auf ein Teil aufgesetzt, welches in folgender Abbildung (5 Burkhardt M.) zu sehen ist.

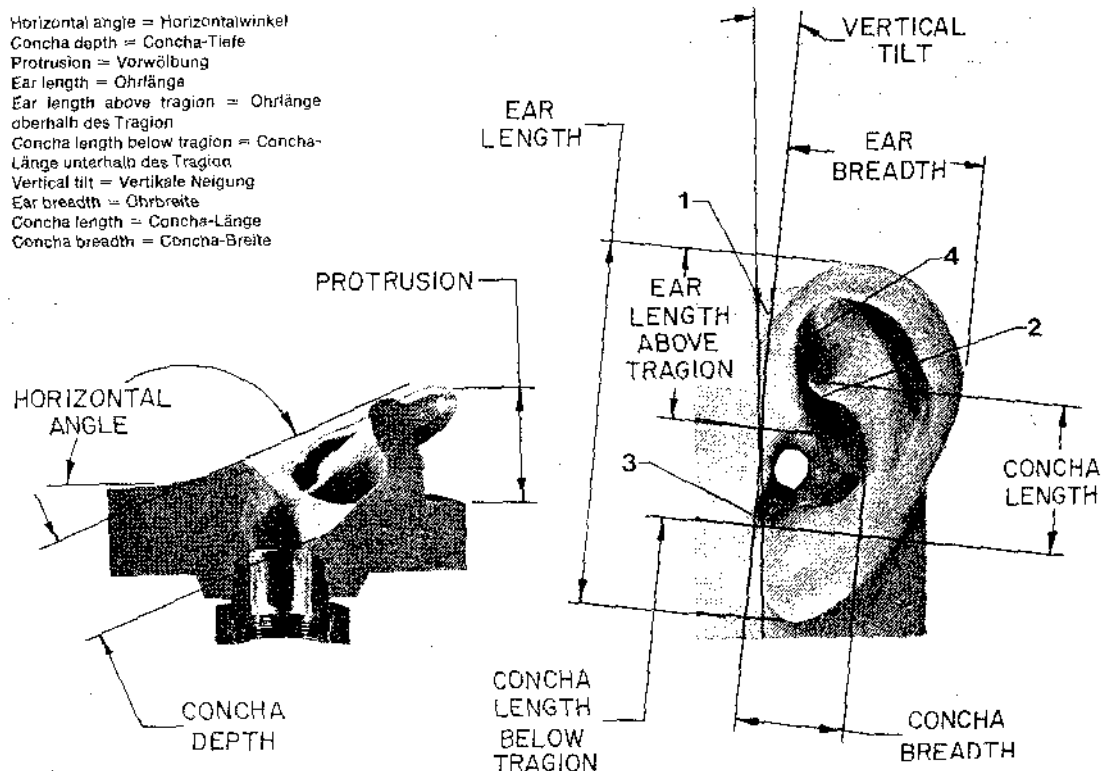


Abb.2

Ein weiterer wichtiger Aspekt ist die Größe, Form und Ausrichtung der Ohrmuschel. Da es über diese Details keine oder nur wenig Angaben in der Literatur gibt, wurde für die Entwicklung des KEMAR-Ohres bei insgesamt 24 Personen 13 verschiedene Maße am äußeren Ohr abgenommen. Dies wird ebenfalls in Abbildung 2 verdeutlicht.

Kopf und Torso sind beide aus glasfaserverstärktem Polyester hergestellt. Der Kopf ist frei drehbar und innen hohl. Das Kopfinnere ist durch ein abnehmbares Kopfberteil zugänglich. Durch den ebenfalls hohlen Hals wird der Durchgang von Instrumentenleitungen in das Innere des Oberkörpers möglich. Die Arme hören direkt

oberhalb der Ellenbeuge auf. Das Innere des Torsos ist durch eine Klappe am Rücken zugänglich.

Die beiden Ohren sind aus reißfestem Silikongummi gegossen und ahmen somit die Elastizität der Ohrmuschel nach. Dies erleichtert auch das Einsetzen der Ohrpaßstücke. Die Ohren sind abnehmbar und austauschbar, was die Untersuchungen der Auswirkung von Größe und Form sehr erleichtert.

Die akustischen Eigenschaften des KEMAR sollen denen einer durchschnittlichen Person gleichen. Dies wurde durch eine Anzahl von Messungen bewiesen. So wurde das KEMAR-Phantom in einem Abstand von einem Meter vor einem Lautsprecher aufgestellt und der Schalldruck und Phase am Trommelfell sowie am Ohrkanaleingang bestimmt und mit den Werten bei natürlichen Personen verglichen. Der Torso bewirkt bei natürlichen Personen wie auch beim KEMAR, daß der von ihm reflektierte Schall das Trommelfell etwas zeitversetzt erreicht, gegenüber jenem, der auf direktem Wege auf das Trommelfell trifft. Dadurch entstehen Interferenzminima bei den am Trommelfell oder Ohrkanaleingang gemessenen Schalldrücken. Tatsächlich konnten dieser und andere akustische Effekte am KEMAR und an durchschnittlichen Personen übereinstimmend festgestellt werden.

An der Universität Würzburg wird zur Zeit nicht mehr mit dem KEMAR gearbeitet, sondern mit dem auf den Erkenntnissen des KEMARs aufbauenden Kunstkopf von Brüel & Kjaer. Dieses Modell, Artificial Ear Type 4152, kommt aus Dänemark und ist auf dem neuesten Stand der Technik. Es wurde auch für diese Arbeit verwendet.

Rein äußerlich unterscheidet sich das Modell von Brüel & Kjaer vom KEMAR hauptsächlich durch die fehlenden Oberarmansätze. Technisch hat der Head and Torso Simulator Type 4128 C außerdem noch die Möglichkeit eines Mundsimulators, was aber für den vorliegenden Versuch keine Rolle spielt. Weitere Informationen zu diesem Simulator sind der Dissertation von Christoph Schwab zu entnehmen.

2.1.2. Audiometeranlage

- CD-Player : Laptop von Toshiba Satellite
- Audiometer : Westra Electronic CAD-03 + Steuerpult
- Boxensystem : Manger Schallsystemboxen

2.1.3. Tonträger

Für den vorliegenden Versuch wurde der HSM-Test auf CD von der Firma Westra als Tonträger benutzt. (Entspricht DIN 45621)

Durch die Verwendung dieses Digitalmaterials wird eine gewisse Standardisierung ermöglicht. Auf der CD befindet sich außer den Satzgruppen noch das umweltsimulierende Rauschen nach Niemeyer. Sätze und Störlärm sind auf zwei verschiedenen Kanälen gespeichert, um eventuell getrennten Gebrauch zu gewährleisten.

Weitere für die Erstellung der DAT-Bänder technische Geräte sind in Kurzform aufgelistet:

- Tektronix TDS 520 D Two Channel DigitalPhosphor Oscilloscope 500MH
2GS/s
- Dat Fuji R-60
- Modular Precision Sound Level Meter „Taktmaximal“ Module BZ7102
- Rhode & Schwarz Audio Analyzer 2HZ-500KHZ UPI

2.1.4. Räumliche Aufnahmebedingungen

Als Raum für die Aufnahmen der DAT-Bänder wurde die "Camera Silens" der HNO-Klinik der Universität Würzburg in Anspruch genommen. Dies ist ein störgeräusch- und reflektionsarmer Raum von ca. 50 Kubikmeter Volumen. Bei sprachaudiometrischen Freifeldversuchen unter Störschalleinfluß fordern Moser und Güttner nämlich einen großen, reflektionsarmen Raum (10 Moser, 11 Güttner), da in einem kleineren Raum die Schallfeldstruktur nicht der eines freien Schallfeldes entsprechen würde.

Während der Aufnahmen befanden sich keine Personen in der Camera Silens. Dies wurde durch vorherige Programmierung des Laptops erreicht. Außer den notwendigen technischen Geräten war der Raum völlig leer und bot somit das absolute Minimum an Schallreflektionsflächen und anderen Störfaktoren, wie es in vielen anderen Versuchen nicht der Fall war, z.B. durch die anwesenden Versuchsleiter etc.

2.1.5. Sprachmaterial (HSM-Satztest)

Da es bei dem Verstehen von Sprache um die Verständlichkeit komplexer Sätze und ihrer Bedeutung geht, wird bei der Hörgeräteanpassung auf Satzteste zurückgegriffen. Dabei wird nämlich die zentrale und die periphere Hörleistung beansprucht, was bei der Testung mit einzelnen Wörtern oder Zahlen nicht der Fall ist, hier fallen Parameter wie Sprachmelodie, Sprachrhythmus, Sprachdynamik und das Erfassen größerer Sinnzusammenhänge weg. (15 Beckmann).

Auch bei der hier vorliegenden Arbeit ist zur Überprüfung ein Satztest verwendet worden. Es handelt sich um den HSM-Satztest, der sich an den Marburger Satztest anlehnt, welchen es seit 1962 gibt. (Der Marburger-Satztest ist von Niemeyer und Beckmann entwickelt worden und einer der ältesten deutschsprachigen Satztests, der breite Anwendung fand. Dieser Test wurde neu überarbeitet und 1973 von Klaus Wunderlich neu aufgesprochen. Diese überarbeitete Form besteht aus 10 Gruppen zu je 10 kurzen Sätzen. Jeder Satz beinhaltet 4-6 Wörter, jede Satzgruppe umfaßt 50 Wörter. Schwerpunkt bei der Auswahl des Wortschatzes war die Forderung nach Verständlichkeit, Natürlichkeit und die Vermeidung redundanter Worte. Die untereinander weitgehend phonetisch ausbalancierten Gruppen simulieren im Lautbestand ein Abbild der Alltagssprache. Es besteht kein Sinnzusammenhang zwischen den Sätzen, um eine zufällige Vertrautheit oder Unbekanntheit des Satzinhaltes zu vermeiden. Der Wortschatz entspricht der Alltagssprache und ist auch von ca. elfjährigen Kindern gut zu verstehen.)

Der HSM-Test besteht aus 30 Gruppen zu je 20 Sätzen. Die Sätze werden aus 3 bis 8 Worten gebildet. Der Wortschatz hat ungefähr den selben Schwierigkeitsgrad wie der Marburger-Satztest, ist also ebenfalls von Kindern zu verstehen(16 Niemeyer). Die Sprachgeschwindigkeit beträgt 3,6 Silben pro Sekunde und ist somit etwas langsamer als normale Umgangssprache. Der Test ist auch von Klaus Wunderlich gesprochen worden und findet in der HNO-Klinik Würzburg breite Anwendung.

2.1.6. Störgeräusch

Die Sprachaudiometrie mit Sätzen stellt schon eine wesentlich bessere Annäherung an das Sprachehören im täglichen Leben dar als die mit einzelnen Wörtern oder Zahlen. Trotzdem wird ein wichtiger Faktor häufig außer acht gelassen, der Umweltlärm der überall und immer präsent ist, wird nicht mit einbezogen. Im täglichen Leben ist der Mensch auch ständig von Geräuschen umgeben, diese sind sehr unterschiedlich und natürlich situationsgebunden. Erst in schallgeschützten Räumen wird einem bewußt, welchem ständigen Geräuschpegel der Mensch ausgesetzt ist. So

wird im täglichen Leben das Verstehen von Sprache durch den ständig vorhandenen Störschall behindert. (17 Döring)

Daher wird von verschiedenen Autoren gefordert, die Sprachaudiometrie im Störlärm durchzuführen.(12 Peter Plath, G.Böhme und K.Welzl-Müller) Besonders in der Hörgeräteversorgung kommt der Anpassung mit Störlärm große Bedeutung zu. Sie zeigt die prinzipielle Grenze hinsichtlich des maximalen Störgeräusches auf, bei der noch eine Verbesserung der Sprachverständlichkeit mit Hörgeräten erzielt werden kann. Dieses Verfahren ist außerdem sehr hilfreich, um zwischen den verschiedenen Geräten auszuwählen und den Patienten mit demjenigen zu versorgen, welches ihm bei Hintergrundlärm die beste Sprachverständlichkeit bietet.

In vielen Studien wurde versucht, ein ideales Störgeräusch zu finden. So wurden Cocktailpartylärm mit Impuls- und Straßelärm von Wedel (13) verglichen. Des weiteren wurden Babelgeräusche, Schmalbandrauschen und Breitbandrauschen etc. eingesetzt, um noch einige weitere zu nennen. Da demnach die Kommunikationssituationen so verschieden sein können, muß davon ausgegangen werden, daß es kein ideales Störgeräusch gibt. Diese Schlußfolgerung zogen auch Wedel, Ingold und Tschopp (14).

Bei dieser Arbeit wurde das umweltsimulierende Rauschen nach Niemeyer verwendet, da es seit 1963 angewendet und empfohlen wird. Es entspricht in etwa dem Frequenzspektrum der Sprache, wobei der Hauptanteil im tiefen Frequenzbereich liegt. Dies ist den in der normalen Umwelt vorkommenden Geräuschen nachempfunden.

Schließlich stellte sich noch die Frage der Lautstärke für das Störgeräusch in der Testsituation. Um auch hier eine möglichst natürliche alltägliche Hörsituation nachzustellen, wurden die Einstellungen bei 60 dB und 80 dB Störgeräuschen gewählt. Einigen Messungen von Schultz-Coulon (18) nach herrschen in unserer Umwelt genau diese Schallpegel: 70-75 dB in einem Theaterfoyer, 65-70 dB in einer Bahnhofshalle und 50-55 dB in einem ruhigen Speiselokal. Clark (19) gibt an, daß ein laufender Staubsauger einen Pegel von ca. 85 dB erzeugt und eine Waschmaschine ca. 80 dB.

2.1.7. Hörgeräte

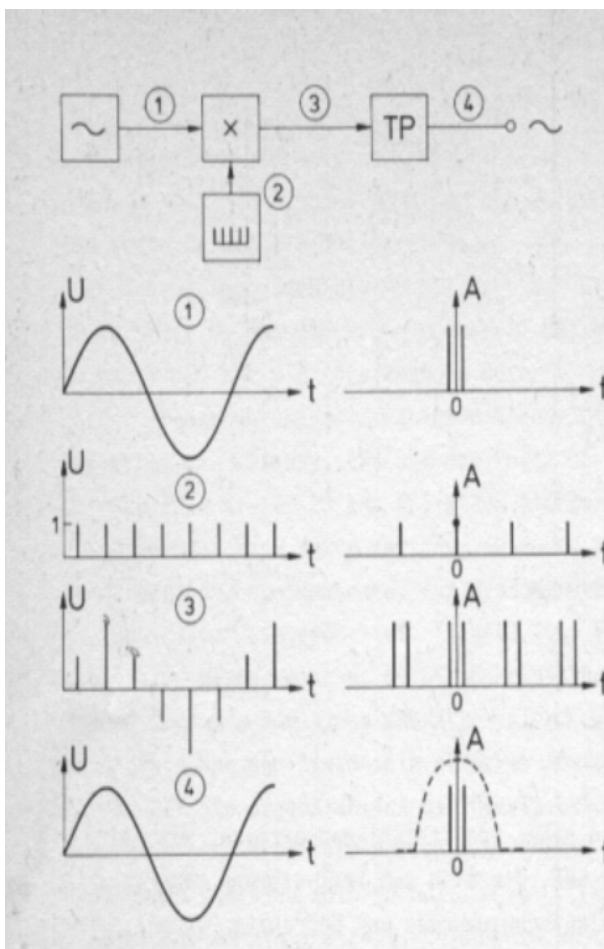
Prinzipiell gibt es zwei verschiedene Formen der Schallverarbeitung in Hörgeräten: Einmal die analoge Aufnahme und Verstärkung und zum anderen die analoge Aufnahme, Umwandlung in digitale Signale, Verstärkung und Veränderung des digitalen Signals mit abschließender Rückwandlung wieder in ein analoges Signal.

Die moderne Digitaltechnik kann im Gegensatz zur analogen Technik gezielt an einigen dieser Punkte angreifen und dadurch das Signal verändern, sodaß obengenannte Störfaktoren teilweise wegfallen. Obwohl diese digitale Alternative einige Verbesserungen in der Verarbeitung des Nutzsignals und Unterdrückung des Störsignals bietet, ist auch diese Form der Signalverarbeitung mit Fehlern behaftet und

kann zumindest aus jetziger Sicht noch keinen vollständigen Ersatz der analogen Technik bedeuten. (5 E. Zwicker, M. Zollner).

Funktionsweise der digitalen Signalverarbeitung:

Analoge Signale, wie zum Beispiel ein Sinuston (Punkt 1 in Abb.), können eindeutig durch Abtastwerte (Punkt 2+3 in Abb.) beschrieben werden. Voraussetzung dafür ist allerdings, daß die Abtastfrequenz mindestens doppelt so groß ist wie die höchste Signalfrequenz (Abtasttheorem). Ansonsten muß das Eingangssignal in seiner Bandbreite durch einen Tiefpaßfilter (TP) begrenzt werden (Antialiasing-Filter), der nur einen begrenzten Teil an Frequenzen durchläßt und somit den Informationsgehalt mindert. Diese zeitabhängigen Abtastwerte stellen in ihrer Gesamtheit immer noch Analogsignale dar, deren Amplituden beliebige Werte annehmen können. (Siehe Abbildung3)



Blockschaltbild des digitalen Hörgerätes

Signalverläufe Frequenzspektren

Abb.3

Die eigentliche Digitalisierung kommt dadurch zustande, daß jedem Abtastwert eine Zahlenkombination zugeordnet wird; die Amplitude wird sozusagen quantisiert.

Siehe Abbildung:

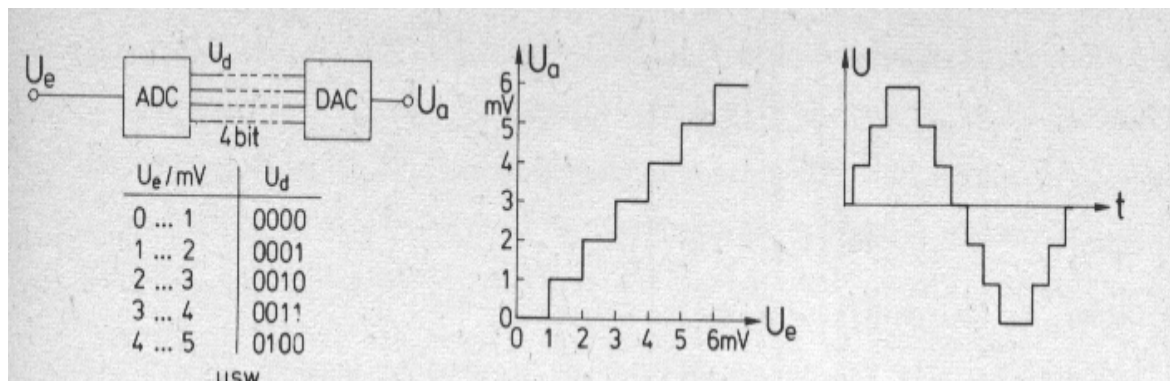


Abb.4

Dieser Umwandlungsprozeß wird in einem Analog-Digital-Wandler (ADC: Analog-Digital-Converter) vollzogen.

Nach entsprechender digitaler Signalverarbeitung wird die bei Hörgeräten meist verstärkte Ausgangsinformation an einen Digital-Analog-Wandler (DAC) weitergeleitet, der sie wieder in ein analoges Signal zurückführt. In der Abbildung kann man erkennen, daß der DAC seinen Ausgangszustand so lange hält, bis ein neuer Abtastwert eintrifft. Dadurch entsteht aus der Sinusschwingung ein treppenförmiger Kurvenverlauf.

Bei der Abtastung der Sinuskurve und Umwandlung in zeitabhängige Abtastwerte entsteht kein Verlust an Information, wobei aber bei der „Amplituden-Quantisierung“ Signalinformation unwiederbringlich verloren geht. Dieser Informationsverlust äußert sich als Rauschstörung (Quantisierungsrauschen).

Wie in der Abbildung zu sehen, entsteht der Verlust dadurch, daß Werte zwischen 0 und 0,999 mV dem gleichen Digitalwort, in diesem Fall 0000, zugeordnet werden. Bei der Rückwandlung in ein analoges Signal kann der DAC Signale mit zum Beispiel 0,1 mV und 0,9 mV nicht mehr auftrennen und ordnet sie somit dem gleichen analogen Wert von 0 mV zu.

Bei der analogen Signalverarbeitung geht allerdings ebenfalls Information verloren. Dies begründet sich auf dem unvermeidlichen Störuschen. Bei der analogen Technik ist der Signal-Rausch-Abstand der begrenzende Faktor für die übertragene Information. Dagegen ist im digitalen Bereich die Bitzahl n und die Kanalkapazität C die bestimmende Größe für den Informationsfluß. Bei beiden Systemen spielt die Bandbreite ebenfalls eine limitierende Rolle.

Um den Unterschied zwischen analoger und digitaler Verarbeitung von Schall bei Hörhilfen herauszufiltern, wurden zwei Geräte gewählt, die schon einige Zeit auf dem Markt sind und sich auch bei den Hörgeräteakustikern etabliert haben. Es handelt sich dabei um das digitale **BZ5** der Firma **RESOUND** und das analoge **SOUND FX+4D** von der Firma **UNITRON**. Beide Geräte kommen häufig zum Einsatz und sind technisch hochmoderne Entwicklungen. Sie sind beide mit Richtmikrofontechnik ausgerüstet, welche hier ebenfalls zum Einsatz gekommen ist. Im folgenden werden einige Informationen zu den einzelnen Geräten angegeben, die vom Hersteller zur Verfügung gestellt wurden.

Kenndaten der digitalen Signalverarbeitung des **BZ5** :

Digitales Dynamikbereichkompressions-System in 14 Bändern

Silbenkompression

- Programmierung	Verstärkung für 50dB SPL und 80dB SPL Eingangsspegel bei 250Hz ,500Hz, 1kHz, 2kHz, 4kHz und 6kHz
- Regelschwelle	<45dB SPL in jedem Band
- Kompressionsverhältnis	1.0 - 3.0 (programmabhängig in jedem Band)
- Einschwingzeit	< oder = 5 ms
- Ausschwingzeit	70 ms (120 ms bei 250 Hz)

Eingangsbegrenzung

- Regelschwelle	75 bis 100 dB SPL (programmabhängig in jedem Band)
- Kompressionsverhältnis	> 15.0
- Einschwingzeit	< oder = 5 ms
- Ausschwingzeit	70 ms

Geräuschunterdrückung

- Regelschwelle	abhängig vom S/N-Verhältnis in jedem Band
- Verstärkungsbereich	0 bis -18dB
- Einschwingzeit	> 5 s
- Ausschwingzeit	50 ms bis 200 ms

Duales Richtmikrofonsystem

- Richtungsabhängige Freifeld-Schallaufnahme Charakteristik Omnidirectional, bidirectional cardioid oder hypercardioid
- Mikrofonabstimmung +/- 0.25 dB mit digitalem Filter

Rückkopplungsunterdrückung

- Kalibrierung Abschätzung des akustischen Rückkopplungsweges mittels eines kurzen Geräusches
- Adaptiver Algorithmus der digitale Filter paßt sich ständig an den sich ändernden Rückkopplungsweg an
- zusätzlicher Verstärkungsbereich 5 bis 15 dB

Wie man leicht erkennen kann, steckt in diesem digitalen Gerät eine sehr komplexe Technik und somit viele Möglichkeiten der Einstellung. Für den vorliegenden Versuch wurde von den verschiedenen Richtungscharakteristiken „Hypercardioid“ gewählt, was maximalen Einsatz des Richtmikrofons bedeutet. Diese Richtcharakteristik bewirkt die Verstärkung des Sprachsignals aus der vorderen Box und unterdrückt das Rauschsignal aus der hinteren Box. (siehe Versuchsaufbau)

Weiterhin wurde die maximale Verstärkung auf +20 dB festgelegt, der maximale Outputlevel liegt bei 110 dB und die Verstärkung ist linear.

Die Programmierung wurde freundlicherweise vom Optik- und Hörgerätehaus Abele in Würzburg übernommen, die mit der notwendigen Software ausgestattet sind.

Die Einstellung der Geräte wurde mit Hilfe des Rhode & Schwarz Audio Analyzer 2HZ-500KHZ UPI nachvollzogen und graphisch dargestellt:

Programmierung des BZ5:

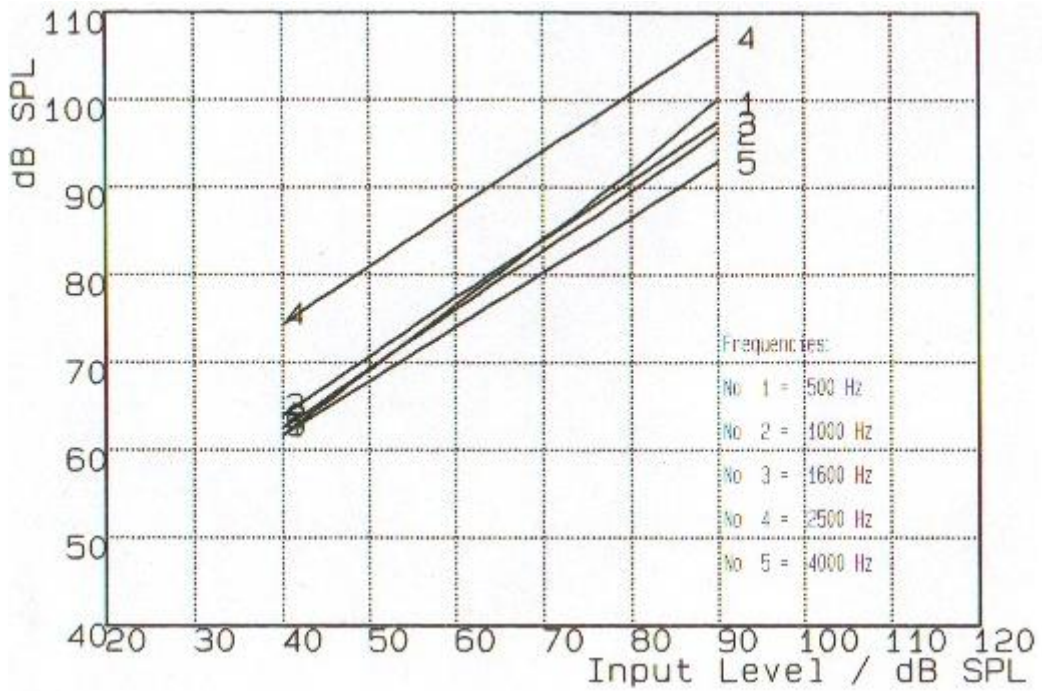


Abb.5

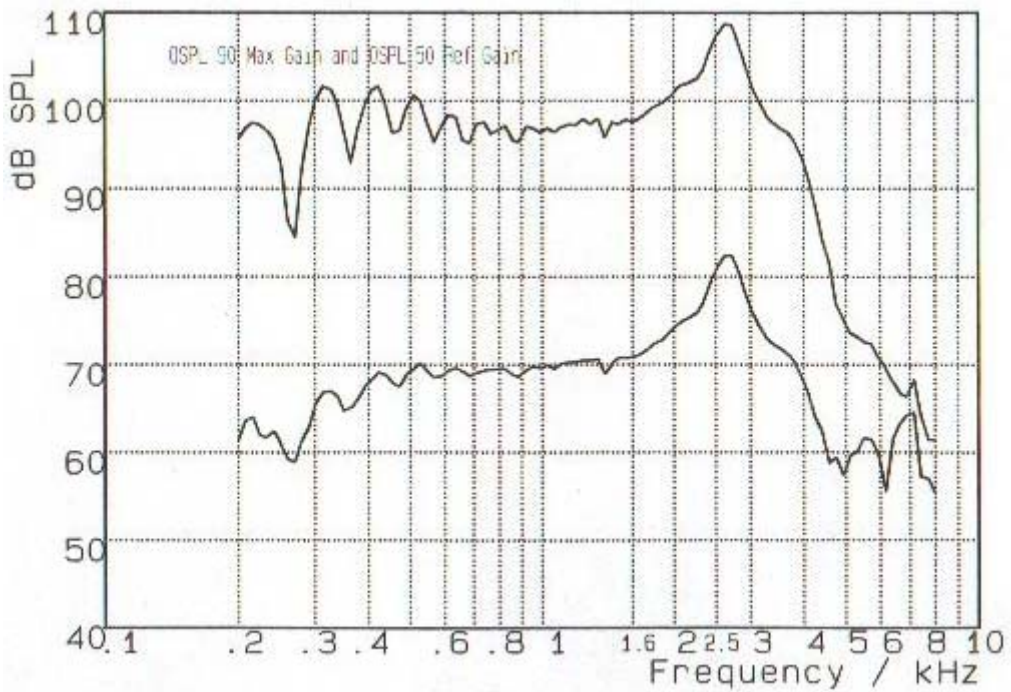


Abb.6

Kenndaten der analogen Signalverarbeitung des Sound FX+4D:

IEC 118-72cc COUPLER

Peak Gain(40 dB in)	56 dB
Peak output	116 dB
Reference Test Gain	35 dB
Full on Average Gain	49 dB
Average output	112 dB
Frequency Range	100-8000 Hz

Auch beim analogen Gerät ist das vorhandene Richtmikrofon voll genutzt worden. Die maximale Verstärkung wurde ebenfalls auf +20dB festgelegt und der höchste Outputlevel liegt ebenfalls bei +110 dB. Der einzige Unterschied in der Einstellung liegt in der nicht linearen Einstellung des analogen Gerätes (siehe Graphen).

Audio & Schwarz Analyzer Einstellungsgraphen:

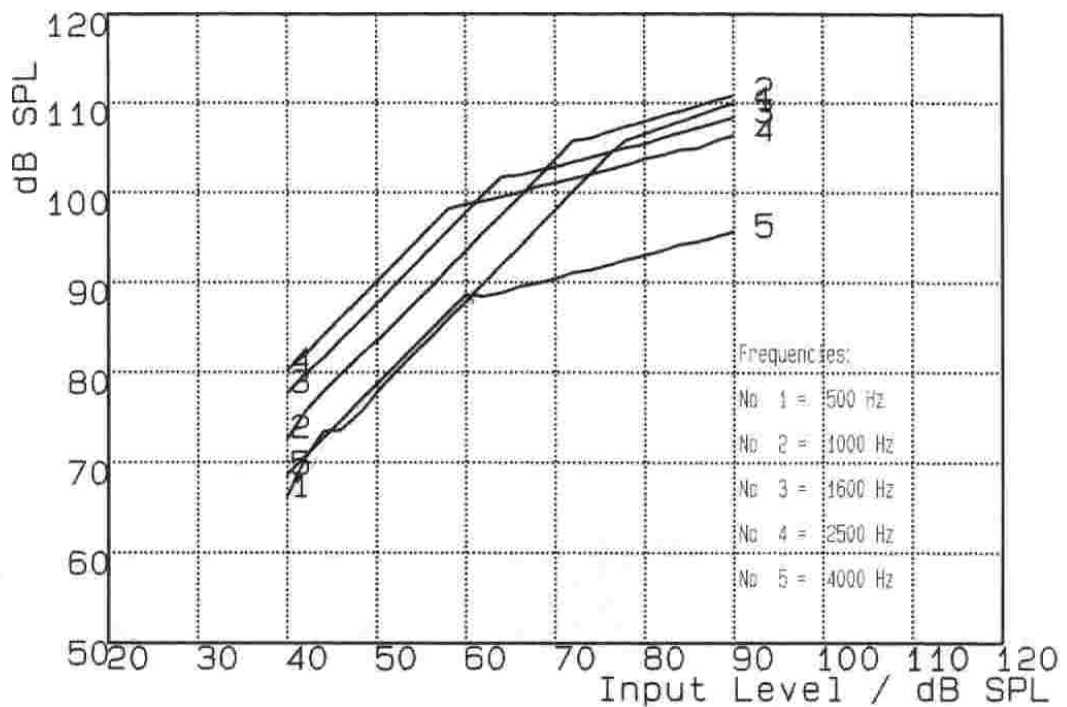


Abb.7

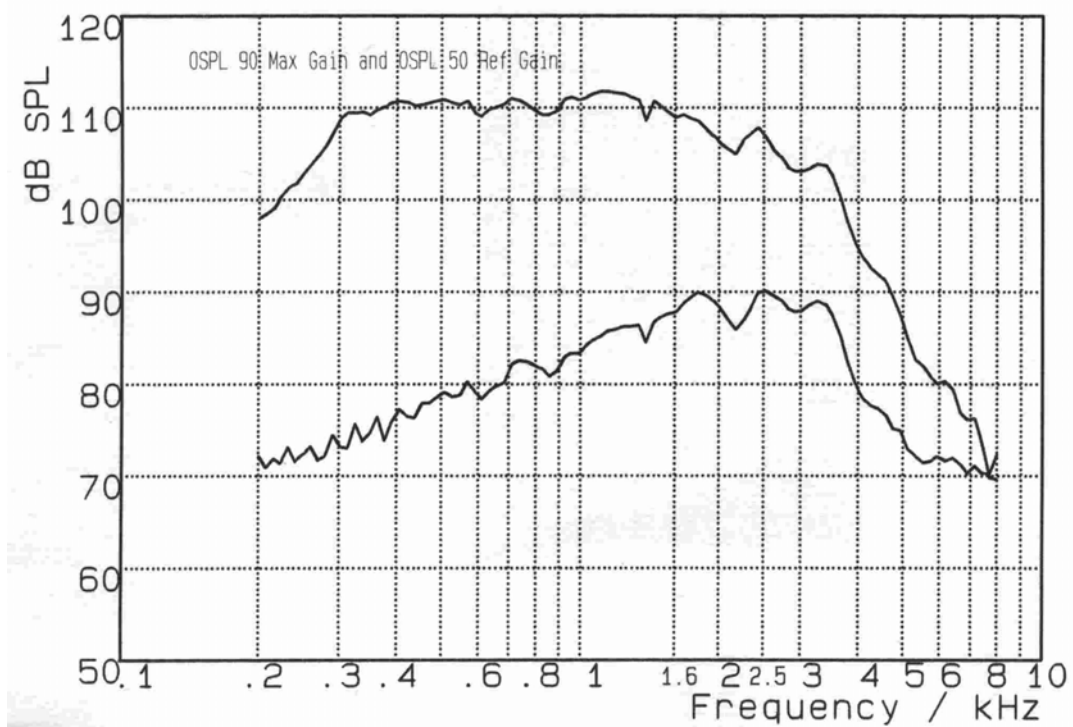


Abb.8

Es ist versucht worden, diese beiden technisch sehr unterschiedlichen Geräte möglichst ähnlich einzustellen, um einen Vergleich zu ermöglichen. Bei beiden Geräten wurde die Richtmikrofontechnik genutzt, um eine bestmögliche Verständlichkeit des Sprachsignals zu erreichen. Weitere technische Möglichkeiten, wie die Rückkopplungsunterdrückung oder Veränderungen der Tieftonwiedergabe (Baßanhebung/-senkung), wurden bewußt weggelassen, um eine möglichst identische Einstellung zu erlangen.

Es sollte somit der technische Unterschied in der Signalverarbeitung zum Tragen kommen.

2.2. Methode für die Erstellung der Tonbänder

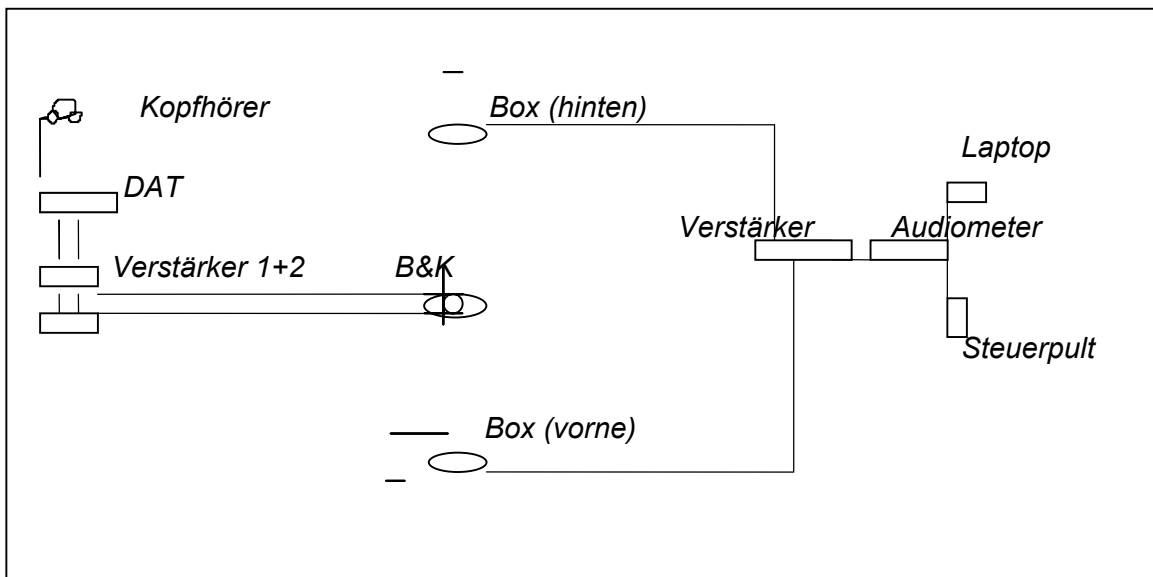
2.2.1 Versuchsaufbau und Aufnahmevorbereitungen

Die Tonbandaufnahmen wurden in der oben beschriebenen Camera silens gemacht. Dazu wurde der B&K Kunstkopf in der Mitte positioniert und das Manger-Boxensystem jeweils in einem Abstand von eineinhalb Metern davor und dahinter auf Ohrhöhe aufgestellt. Die Boxen waren über einen Verstärker mit dem Audiometer verbunden. Über ein Steuerpult wurden die dB der Sprache und des Störlärms separat geregelt, wobei aus der vorderen Box das Sprachsignal kam und aus der hinteren das Störgeräusch. Kalibriert wurden die Schallpegel mit einem Impulsschallmesser nach DIN 45633, wobei in Kopfposition der Testperson gemessen wurde. Die HSM-Satztest CD wurde von einem Laptop der Firma Toshiba Satellite abgespielt.

Der B&K Kunstkopf war ebenfalls über Verstärker mit einem DAT-Gerät verbunden, an welchem noch Sennheiser Kopfhörer zur direkten Überprüfung angeschlossen waren. Das DAT-Gerät wurde über ein Remote Controller Fernbedienung programmiert, so daß die aufgenommenen Satzgruppen durchnummeriert wurden. Dies erleichterte das Finden der einzelnen Satzgruppen beim späteren Testen der Probanden erheblich.

Die beiden vorher programmierten bzw. eingestellten Hörgeräte wurden dann mit dem passenden Ohrstück des B&K Kunstkopfes jeweils nacheinander dem rechten Ohr angepaßt und aufgesetzt.

Skizze des Aufbaus:



I

2.2.2. Vorversuch und Aufnahmeablauf

Die Aufnahmen wurden in dem zuvor beschriebenen Versuchsraum und mit den ebenfalls beschriebenen Materialien durchgeführt.

Es wurden mit jeweils beiden Hörgeräten sowie ohne Hörgerät Aufnahmen bei 60 dB und 80 dB Störlärm vorgenommen. Ziel war es, den Wert der 50% Grenze für die verstandenen Wörter in dB in Abhängigkeit vom Rauschpegel festzulegen, um so einen vergleichbaren Parameter zu erlangen.

Um diesen Wert zu erreichen, mußte zunächst die ungefähre Signallautstärke für die 50% Verständniskurve festgelegt werden. Dazu dienten Testpersonen, denen bei gleichbleibenden Störuschen die Satzgruppen vorgespielt wurden.

Nach acht Testpersonen wurden diese Werte, die keine großen Abweichungen voneinander aufwiesen, gemittelt.

Da man davon ausgeht, daß der mittlere Teil einer Sprachverständlichkeitskurve linear ist (siehe untenstehende Graphik), mußten dem 50% Wert auf der einen Seite 2 dB dazuaddiert und auf der anderen 2 dB abgezogen werden, um so eine 4 dB breite Signalpegelspanne zu erreichen. Innerhalb dieser Spanne liegen somit sicher die 50% Werte der Sprachverständlichkeit aller Probanden, die mit Hilfe der Steigung ($m=dy/dx$) berechnet werden können.(Dissertation Nicola Petz)

Tabelle der Signalschallpegel:

Störlärm:	Unitron Sound Fx + 4D			Resound BZ 5			ohne Hörgerät		
60 dB	57 dB*	55 dB*	53 dB*	61 dB*	59 dB*	57 dB*	59 dB*	57 dB*	55 dB*
80 dB	76 dB*	74 dB*	72 dB*	81 dB*	79 dB*	77 dB*	77 dB*	75 dB*	73 dB*

*Sprachschallpegel

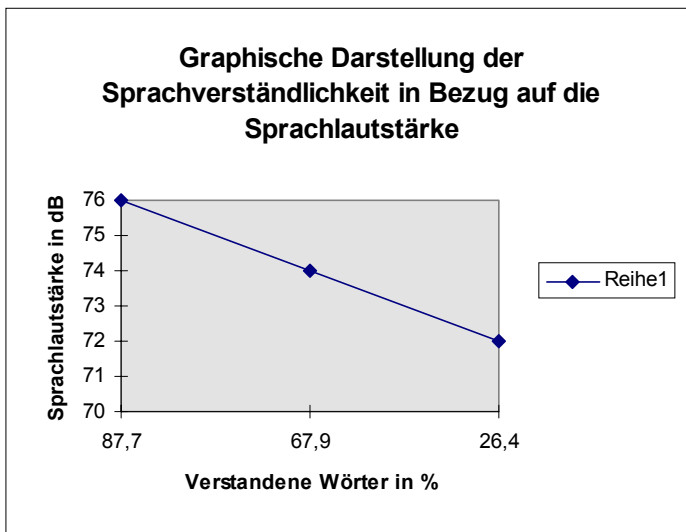


Abb.9

An einem Beispiel soll hier der Rechenweg verdeutlicht werden:

Unitron , Versuchsperson 1 bei 80 dB Störrauschen

Berechnung der linearen Näherung:

VP	G	Unitron % verst.	DB	S/N Abst.	N	Name VP	ACAB*	STEIG	50%Wert
1	1	87,7	76	-4	80	Senop			
1	11	67,9	74	-6	80		152,62	15,325	-6,696
1	21	26,4	72	-8	80				

*Achsenabschnitt

So gilt für die Testperson 1, daß sie mit dem Sound FX+4D von Unitron bei 80 dB Störrauschen einen Nutzschaallpegel von 73,3 dB benötigte, um genau die Hälfte der vorgegebenen Worte zu verstehen.

Rechenweg mit Hilfe der Formel : $Y = m x + b$

$$y = (50 - 152,62) / 15,325$$

$$Y = -6,696$$

$$80 \text{ dB} - y = 50\% \text{ Wert}$$

$$80 - 6,697 = 73,3 \text{ dB}$$

Der Laptop wurde programmiert und spielte die entsprechenden Gruppen mit dem vorher eingestellten Schallpegel ab. So war es möglich die Aufnahmen in der Camera silens ohne Anwesenheit von Personen zu machen, welche immer einen gewissen Störfaktor ausmachen.

2.3. Verwendete Gerätetechnik und Material für die Testsituation

2.3.1. Aufbau der Versuchsreihe

Die aufgenommenen DAT-Bänder wurden auf einem DAT-Recorder Panasonic sv 3900 abgespielt, wobei der Proband die Aufnahmen über einen Kopfhörer Modell Sennheiser HD 580 Precision hörte, und zwar nur auf dem rechten Ohr. Der Anschluß des linken Kopfhörers wurde vorher entfernt. So diente der linke, nicht angeschlossene Hörer gleichzeitig als Schallschutz für das linke Ohr. Der Versuchsleiter war ebenfalls über einen Kopfhörer mit dem DAT-Gerät verbunden und steuerte über die Fernsteuerung Remote Controller sh Mk390 die Reihenfolge der abgespielten Gruppen. Gleichzeitig markierte er per "Mouseclick" die richtig nachgesprochenen Wörter auf dem Computer, der zeitgleich die jeweils erreichte Prozentzahl angab.

Hier ist beispielhaft die Zuordnung der Satzgruppen zu den einzelnen Versuchspersonen dargestellt, wodurch erreicht wurde, daß alle Satzgruppen gleich oft zum Einsatz kamen und die Probanden keine ihnen bekannten Gruppen wiederholt vorgespielt bekamen. Dies verhinderte ebenfalls, daß eventuelle Schwierigkeitsunterschiede zwischen den einzelnen Gruppen Einfluß auf das Ergebnis bekamen.

Versuchs- person	Satzgruppe
1	1
1	11
1	21
2	2
2	12
2	22
3	3
3	13
3	23
4	4
4	14
4	24
etc.	etc.

Außer der Zuordnung der verschiedenen Satzgruppen zu den Probanden wurde auch noch darauf geachtet, daß die verschiedenen Lautstärken der einzelnen Satzgruppen berücksichtigt wurden. Dies bedeutet, daß nicht jede Versuchsperson mit der lautesten Einstellung beginnen sollte, sondern auch hier die drei Einstellungen durchgewechselt werden sollten. Dies geschah nach folgendem Schema:

Versuchsperson	1	2	3	4	5	6	7	etc.
laut	1	3	2	3	2	1	1	
mittel	2	1	3	2	1	3	2	
leise	3	2	1	1	3	2	3	

2.3.2. Räumliche Gegebenheiten

Der im letzten Abschnitt vorgestellte Versuchsaufbau befand sich in einer Hörkabine der HNO-Klinik Würzburg. Somit war sichergestellt, daß die Probanden nicht durch optische oder akustische äußere Einflüsse abgelenkt werden konnten. Dem Proband wurde ein sehr bequemer Stuhl zugewiesen und die Empfehlung gegeben, die Augen zu schließen, um die Konzentrationsfähigkeit noch zu erhöhen.

In den Hörkabinen werden normalerweise Hörtests und auch die Anpassung von Hörgeräten durchgeführt.

2.3.3. Versuchspersonen

Die DAT-Bänder mit den Aufnahmen des RESOUND BZ5 und „ohne Hörgerät“ wurden insgesamt 30 „normalhörenden“ Probanden vorgespielt. Diese Gruppe setzte sich zu gleichen Teilen aus männlichen und weiblichen Versuchspersonen zusammen, wobei es sich ausschließlich um Studenten zwischen 20 und 30 Jahren handelte. Die Aufnahmen des zweiten Hörgerätes, UNITRON Sound FX+4D, wurden an 16 Probanden getestet, die aus der gleichen Bevölkerungsgruppe stammten. Durch eine vorherige anamnestische Befragung der Personen wurde ein Hörschaden ausgeschlossen. Die Probanden durften keine schwere Mittelohrentzündung durchgemacht haben oder schon mit Tinnitus oder ähnlichem vorbelastet sein. Probanden, die bei der lautesten Einstellung weniger als 50% verstanden haben, wurden ebenfalls von der Versuchsreihe ausgeschlossen. Dies kam aber nur in zwei Fällen vor und konnte auf mangelnde Motivation zurückgeführt werden. Alle Versuchspersonen hatten vorher keine Erfahrung mit Hörprüfungen.

2.4. Methode

2.4.1. Versuchsvorbereitung

Den Probanden wurde zunächst der Ablauf der Testreihe kurz erläutert und überprüft, ob die äußeren Gehörgänge auch frei von Cerumen oder ähnlichem sind. Anschließend wurden die Kopfhörer angepaßt und den Versuchspersonen ein Testband vorgespielt, bei dem sie sich auf das anfangs sehr irritierende Hintergrundrauschen einstellen konnten. Dies war speziell für das Probandenkollektiv, welches mit der leisesten Einstellung zuerst konfrontiert wurde, sehr wichtig. Dabei wurde auch klar gemacht, daß es besser ist, etwas falsches wiederzugeben, als bei Zweifeln über das Gehörte gar nichts zu sagen. Nach dem Motto jedes Wort zählt.

Dann wurde die Sitzanordnung für die Testsituation eingenommen, wobei die Probanden mit dem Rücken zum Versuchsleiter saßen und somit keine Einsicht auf den Computerbildschirm mit den Lösungen hatten.

2.4.2. Versuchsablauf

Die Testpersonen bekamen die ihnen zugeordneten Gruppen in der vorher festgelegten Reihenfolge monaural rechts vorgespielt. Es wurde nach jedem Satz unterbrochen und der Testperson Zeit gegeben, das eben Gehörte zu wiederholen. Dabei wurde dem Probanden klargemacht, daß es besser ist, ein Wort falsch wiederzugeben, als überhaupt nichts zu sagen, da das Wort so auch erraten werden könne. Der Untersucher kennzeichnete die richtig verstandenen Worte im Computer und nach jeder vollständig abgesehenen Gruppe wurde das Ergebnis in Prozent notiert.

Der Zeitraum für den gesamten Durchlauf einer Versuchsperson schwankte zwischen 45 Minuten und 1 Stunde. Wenn es vom Probanden gewünscht wurde, wurde auch eine kurze Pause gemacht. Insgesamt kann aber durch den kurzen Zeitraum des Testes davon ausgegangen werden, daß keine großen Fehler durch Konzentrationsabfall entstanden sind.

3. Ergebnisse

3.1. Graphische Darstellung der Ergebnisse bei 60 dB Störlärm :

Hier ist auf der x- Achse der Signal-Rausch-Abstand aufgetragen und der auf der y- Achse in Prozent angegebenen Verständnisquote gegenübergestellt. Durch die eingetragenen Ergebnispunkte ist anschließend die Regressionsgerade gelegt worden.

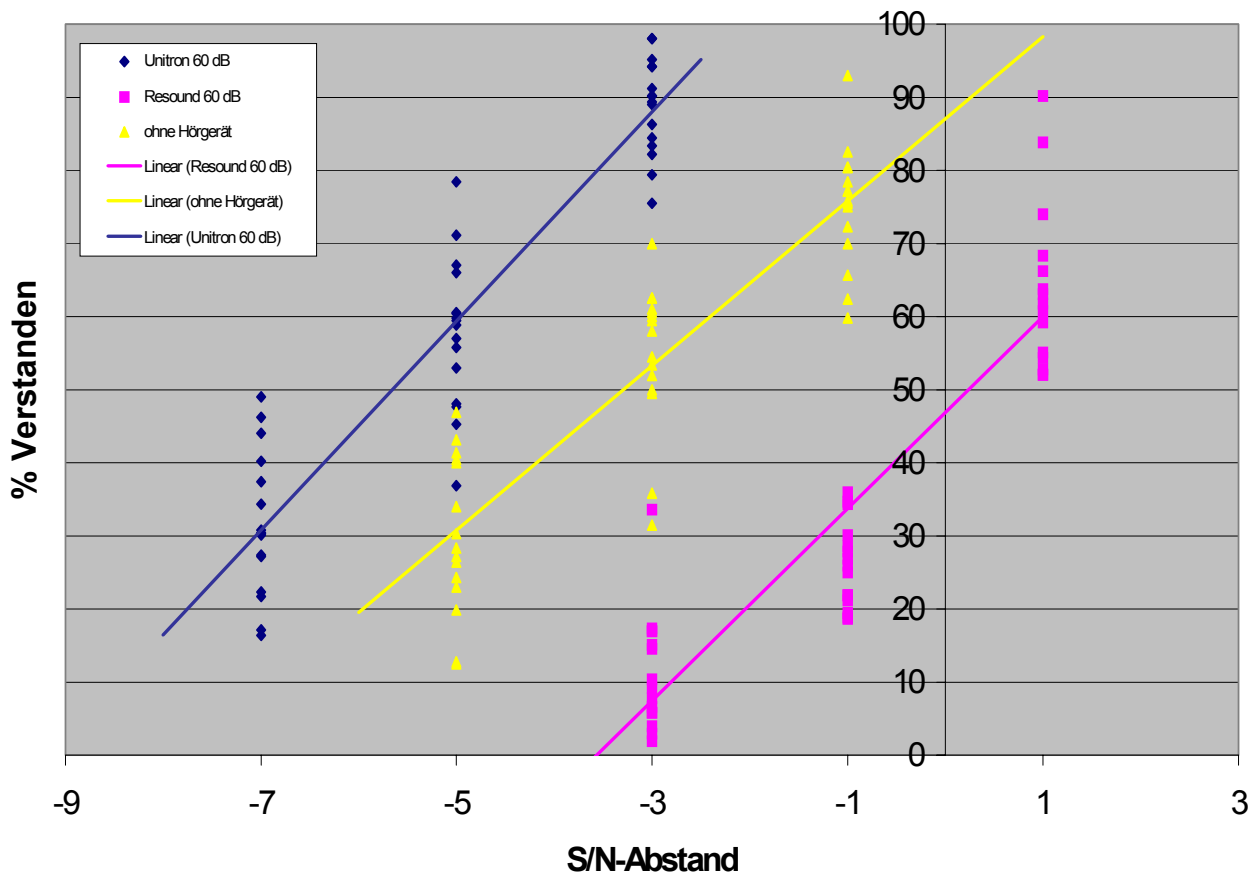


Abb.10

In folgender Tabelle sind die exakten Werte der S/N-Abstände für die 50% Verständnigrenze der Versuchspersonen angegeben (Berechnung der Werte – siehe Kapitel 2.2.2.). Die Werte bezeichnen die Differenz zwischen dem Störlärm, der in diesem Fall bei 60 dB liegt, und der nötigen Signallautstärke angegeben in Dezibel. So

bedeutet ein negativer Wert, daß das Signal um den angegebenen Wert leiser als das Störrauschen gegeben werden kann und trotzdem die Hälfte der Wörter verstanden wurde. Bei einem positiven Wert muß das Signal dann stärker als das Störsignal sein.

VP	Unitron 60	Resound 60	o. Hörgerät 60
1	-7,32	0,15	-2,78
2	-7,90	0,99	-4,04
3	-7,46	0,76	-4,11
4	-7,34	-1,23	-4,42
5	-5,98	-0,14	-4,06
6	-8,20	0,37	-1,82
7	-5,87	0,22	-2,46
8	-5,65	0,66	-2,99
9	-5,41	0,83	-2,98
10	-6,43	0,87	-3,45
11	-6,58	0,56	-3,45
12	-4,93	-0,39	-3,27
13	-5,11	0,37	-4,18
14	-5,40	0,88	-2,42
15	-5,80	-0,43	-4,02
16	-5,05		

So bedeuten zum Beispiel die Zahlen, die der Versuchsperson 1 zugeordnet sind, daß sie bei einem Störrauschen von 60 dB mit dem Hörgerät von Unitron einen Signalschallpegel von 52,68 dB benötigt um genau 50% der vorgegebenen Wörter zu verstehen. Im Vergleich dazu braucht sie mit dem Gerät von Resound einen Signalpegel von 60,15 dB und ohne Hörgerät einen Pegel von 57,22 dB.

Alle Ergebnisse der Versuchspersonen gemittelt, ergeben bei 60 dB Störrauschen für das Gerät von

Unitron : -6,28 dB S/N-Abstand
 Resound : 0,3 dB S/N-Abstand
 Ohne Hörgerät : -3,36 dB S/N-Abstand

Wenn man die Ergebnisse bei oben genanntem Störlärm betrachtet, so erkennt man einen deutlichen Unterschied zwischen den beiden Geräten, nicht nur auf die verstandenen Prozent bezogen, sondern vor allem auf den "Signal to Noise" Abstand.

Dies bedeutet, daß man bei vorliegender Einstellung mit dem Sound FX+4D die Sprache bei gleichbleibendem Störschall auf ca. 54 dB einstellen kann und man trotzdem noch ca. 50 % von den Wörtern richtig versteht. Beim BZ5 dagegen muß der Sprachschallpegel ungefähr auf dem Niveau oder sogar leicht über dem des Störschallpegels liegen, um den gleichen Prozentsatz zu verstehen. Erstaunlich ist das Ergebnis „ohne Hörgerät“. Der Wert liegt ungefähr zwischen den Ergebnissen der beiden Hörgeräte.

3.2. Graphik bei 80 dB Störlärm

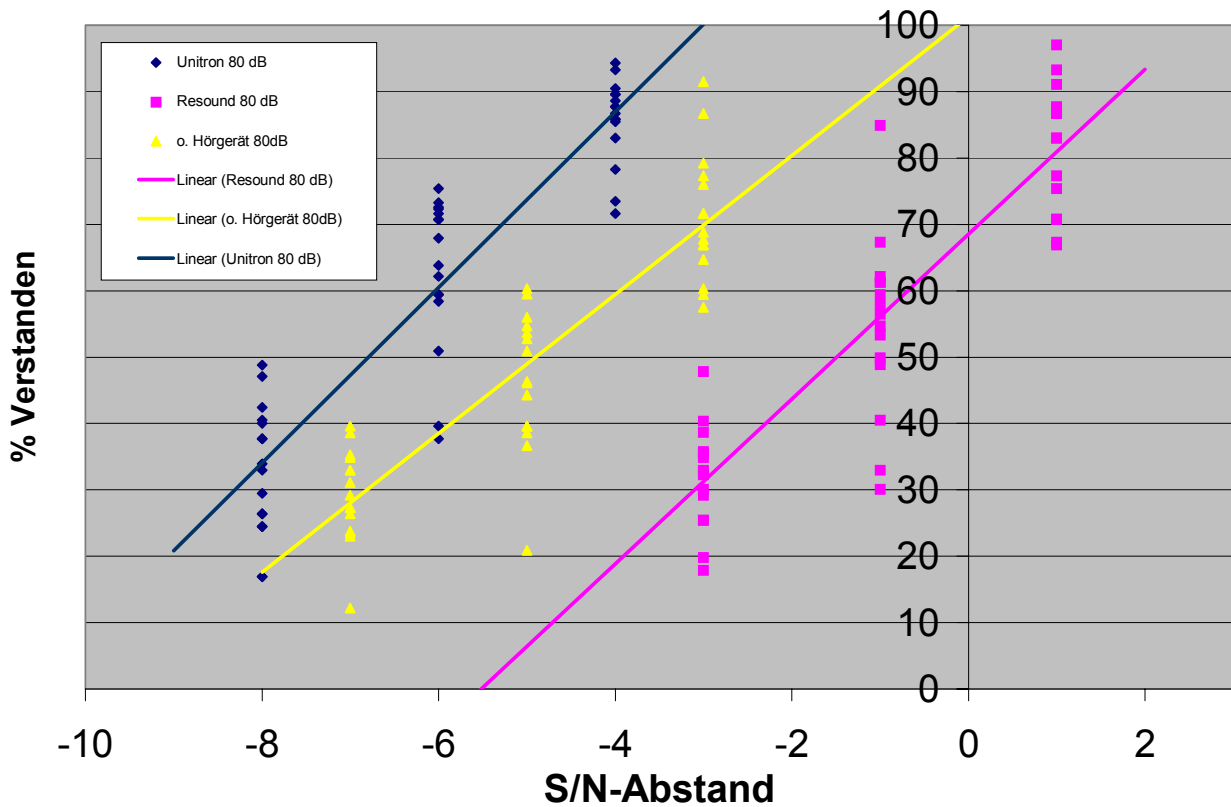


Abb.11

Hier ebenfalls die genauen Werte der S/N-Abstände für die 50% Grenze:

VP	Unitron 80	Resound 80	o. Hörgerät 80
1	-6,70	-1,46	-4,75
2	-6,75	-2,17	-5,13
3	-5,95	-1,87	-4,53
4	-5,82	-0,74	-5,35
5	-6,78	-0,93	-3,74
6	-7,43	-3,32	-4,54
7	-5,76	-1,97	-5,25
8	-7,90	-2,73	-5,62
9	-8,09	-0,04	-3,78
10	-5,45	-1,59	-5,21
11	-7,06	-2,55	-5,51
12	-5,96	-1,12	-4,69
13	-6,19	-1,68	-5,88
14	-8,01	-0,89	-4,39
15	-6,68	-1,38	4,71
16	-4,15		

Die Mittelwerte der S/N-Abstände bei 50% betragen bei 80 dB Störrauschen für das
Unitron : -6,54 dB und für das
Resound : -1,63 dB
Ohne Hörgerät : -4,24 dB

Die Ergebnisse bei 80 dB Störrauschen liegen für das Sound FX+4D in einem ähnlichen Bereich wie bei 60 dB Störrauschen, sie sind minimal besser. Die Ergebnisse vom BZ5 dagegen fallen um fast 2 dB besser aus als bei 60 dB Störrauschen. Dies ist eine beachtliche Differenz und bedeutet, daß das Gerät von Resound in lauter Umgebung bessere Verständlichkeit für den Träger bringt. Das Resultat „ohne Hörgerät“ liegt wieder fast genau zwischen den beiden anderen Werten.

3.3.

Diskussion der Ergebnisse

Diagramm mit den zusammengefaßten Ergebnissen bei beiden Störpegeln

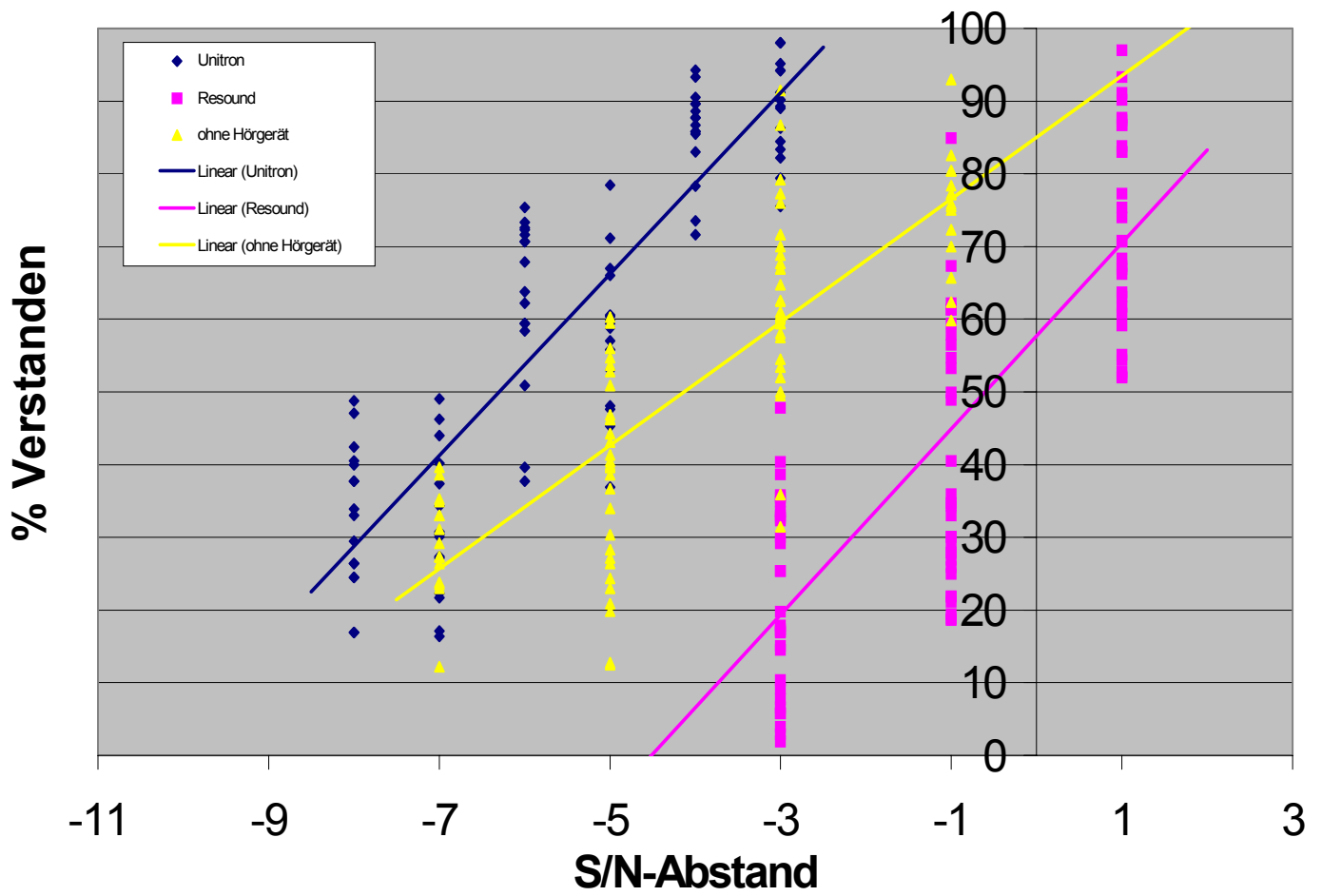


Abb.12

In diesem Diagramm sind noch einmal die Ergebnisse bei beiden Störpegeln zusammen dargestellt. Man erkennt gut die klare Trennung der eingetragenen Werte ohne Überschneidung der Ergebnisse der einzelnen Geräte, was für die Aussagekraft des Versuches spricht.

Störrauschen:	ohne Hörgerät	Resound	Unitron	Diff. Re u. Un.
60 dB	-3,36	0,3	-6,28	-6,58
80 dB	-4,24	-1,63	-6,54	-4,91
Diff. 60/80 dB	0,88	1,93	0,26	

In obiger Tabelle ist der Unterschied der gemittelten Ergebnisse beider Geräte auf den S/N-Abstand bezogen genau berechnet. Dies verdeutlicht die große Überlegenheit des analogen Gerätes!

Die Ergebnisse bedeuten für den Hörgeräteträger, daß er mit dem analogen Gerät bei gleichem Umgebungslärm ein Gespräch, das bei ca. 54 dB geführt wird, genauso gut verfolgen kann, wie mit dem Digitalen eine Unterhaltung bei 60 dB. Wenn man sich anhand einer Audiometeranlage verdeutlicht, wieviel 6 dB ausmachen, so wird einem die große Bedeutung des Unterschiedes für den Betroffenen bewußt. Da die Differenz im Bereich von 60 dB Umgebungsrauschen größer ist, nämlich über 6 dB, wird die Überlegenheit des Unitron Gerätes für den Benutzer noch wichtiger, zumal Gespräche normalerweise in dieser Lautstärke geführt werden.

Auch im lauterem Bereich von 80 dB liegt das analoge Gerät um fast 5 dB vor dem Digitalen.

Wenn man die Differenz zwischen den Werten bei 60 und 80 dB Störrauschen für die Geräte getrennt betrachtet, so stellt man fest, daß das Sprachverständnis beim Gerät von Resound mit steigendem Pegel besser wird, was in diesem Fall fast 2 dB ausmacht.

Beim analogen Hörgerät spielt dies auch eine Rolle, aber mit einer Differenz von ca. 0,3 dB auf jeden Fall eine geringere. Und wie oben schon erwähnt, spielt sich der Hauptsprachbereich bei 60-65 dB ab.

Die Ergebnisse „ohne Hörgerät“ liegen bei beiden Einstellungen in etwa zwischen den Werten der beiden Geräte, eher etwas in die Richtung des digitalen Hörgerätes verschoben.

Dieses Ergebnis hat überrascht, da es bedeutet, daß ein normal gut hörender Mensch mit dem analogen Gerät der Firma Unitron sein Sprachverständnis über den Kunstkopf noch verbessern konnte, obwohl, wie oben schon beschrieben, bei der Signalverarbeitung immer Information verloren geht, egal ob nun analog oder digital verarbeitet wird. Man kann nun anhand dieser deutlichen Ergebnisunterschiede klar erkennen, daß die digitale Technik noch lange nicht auf dem Niveau angekommen ist, welches die Prospekte der Hersteller versprechen.

Dieser Versuch ist mit gesunden Studenten durchgeführt worden, sodaß die Aussage auch nur auf die Sprachverständlichkeitsverbesserung oder -verschlechterung, beurteilt durch Normalhörende, zu beziehen ist. Da es viele Patienten mit komplexen Hördefiziten gibt, die sich zum Beispiel nur im Hochton- oder nur im Tieftonbereich auf bestimmte Frequenzen beziehen, kann man nicht allgemeingültig darauf schließen, daß alle Patienten mit einem analogen Gerät besser versorgt wären. Durch die digitale Umsetzung des Signals kann die Information viel leichter modifiziert und verändert werden. Es können viel mehr Informationen parallel verarbeitet werden und so insgesamt komplexere Hörfehler individueller ausgeglichen werden. (8 Holube, I. 1998) Dies erfordert aber eine individuelle und sehr zeitaufwendige Anpassung, welche auf das detaillierten Feedback des Patienten und ebenso auf eine hohe Fachkompetenz des Akustikers angewiesen ist. Da die meisten Patienten mit Hörgeräten heute schon in sehr fortgeschrittenem Alter sind, und dies auch Probleme in der Anpassung mit sich bringt, werden vielen digitalen Geräten gar nicht ihre Möglichkeiten abverlangt, sondern es werden sogenannte Standardeinstellungen verwendet, die auch mit analogen Geräten erreicht werden können. In diesem Fall wären Patienten mit einem analogen Gerät besser versorgt, wie in dieser Arbeit bewiesen ist.

Die allgemeine Zufriedenheit mit den Hörhilfen wird, laut einer epidemiologischen Studie, von den Betroffenen nicht als „sehr gut“ oder „gut“ beschrieben, sondern eher als „es geht“ (7 Stock A. 1995). Daraus ist zu schließen, daß es noch Verbesserungen in der Technik und in der Anpassung der Geräte benötigt, um dem Anspruch der Patienten gerecht zu werden. Da Anpaßformeln nur einen Anhalt für die erste Voreinstellung bieten, muß durch intensiven Dialog mit dem Patienten eine optimale Einstellung „hart erarbeitet“ werden (9 Sesterhenn G.).

3.4 Statistische Auswertung der Meßergebnisse

Die Ergebnisse von akustischen Messungen mit Probanden weisen unter Umständen erhebliche Streuungen auf. Es erscheint daher erforderlich zur Auswertung dieser Arbeit auch statistische Verfahren anzuwenden, um die Signifikanz der gemessenen Unterschiede bewerten zu können.

Im folgenden werden daher die in den voranstehenden Grafiken als Meßpunkte eingetragenen „%-Verstanden-Werte“ noch einmal statistisch ausgewertet.

Die Vertrauensgrenzen eines arithmetischen Mittelwertes einer Anzahl von Meßwerten, die einer Gauß'schen Normalverteilung entstammen, werden aus der Standardabweichung σ der Meßwerte und der Stichprobenzahl n nach folgender Gleichung berechnet:

$$\text{Vertrauensgrenzen} = \pm t / \sqrt{n} \sigma$$

Der Mittelwert von unendlich vielen Einzelmessungen liegt mit der gewählten Sicherheit innerhalb dieser so berechneten Vertrauensgrenzen des Mittelwertes der Stichprobe mit n Versuchspersonen.

Der Faktor t ist abhängig von der Stichprobenzahl n und dem gewählten Wert der statistischen Sicherheit P , mit der die Aussage gemacht werden soll. Er ist in statistischen Handbüchern tabelliert. (DIN 1319-3 : 1996-05)

Für $P=95\%$ gelten die in der folgenden Tabelle eingetragenen Werte :

n	5	8	10	15	20	∞
t	2,8	2,4	2,3	2,15	2,1	1,96
t / \sqrt{n}	1,24	0,84	0,72	0,55	0,47	0

Bei den zu untersuchenden Meßreihen kann von einer Gauß'schen Normalverteilung der Messwerte ausgegangen werden. In den folgenden graphischen Darstellungen sind für jeweils eine Meßreihe die arithmetischen Mittelwerte der „%-Verstandensmessungen“ über dem S/N-Verhältnis aufgetragen. Durch diese Mittelwerte ist eine Regressionsgerade gelegt, die mit den in den Abb. 10 bis 12 dargestellten Geraden identisch ist. Zu den Mittelwerten wurde die Standardabweichung errechnet und aus der Standardabweichung der Vertrauensbereich des Mittelwertes nach der o. a. Gleichung ermittelt. Diese Vertrauensgrenzen wurden für alle Mittelwerte in die Grafik eingetragen.

In der untenstehenden Abbildung 13 zeigt sich ein deutlicher vertikaler Abstand zwischen den Vertrauensbereichen der beiden Meßreihen – d. h. mit der zugrunde gelegten statistischen Sicherheit von hier 95% ist der Unterschied zwischen den beiden Meßreihen statistisch abgesichert.

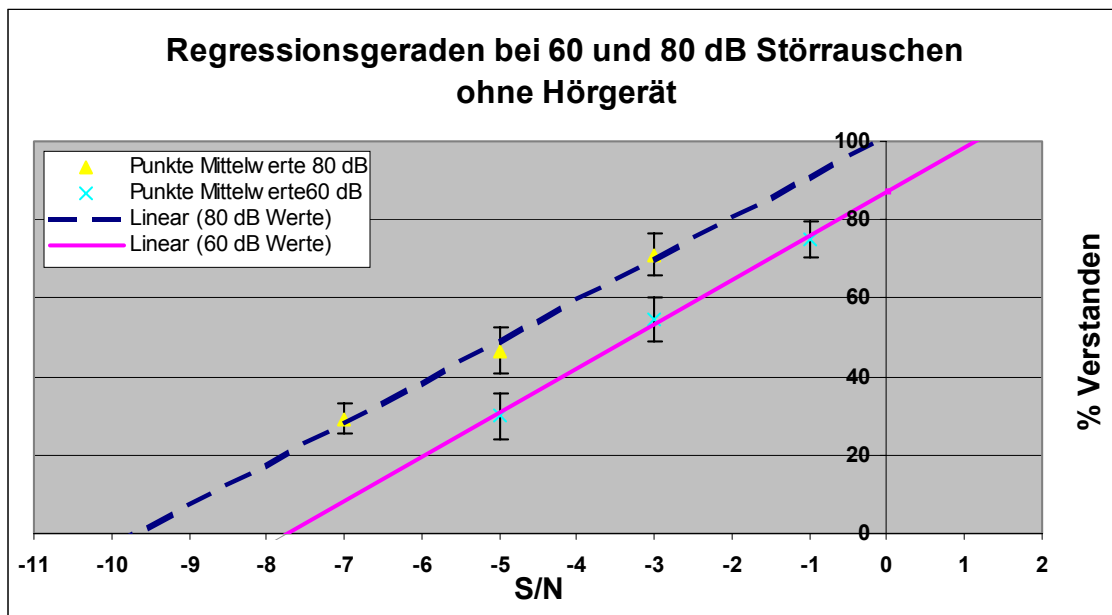


Abb.13

In der untenstehenden Darstellung des Unitron Gerätes liegen die Meßpunkte der beiden Einstellungen auf der x-Achse um 1 dB verschoben und es ist auf den ersten Blick nicht gleich erkennbar, daß sich die Vertrauensbereiche nicht überschneiden. Wenn man die Endpunkte der Vertrauensbereiche durch Geraden verbindet, kann man aber gut erkennen, daß auch in dieser Graphik sich die Vertrauensbereiche nicht überlagern.

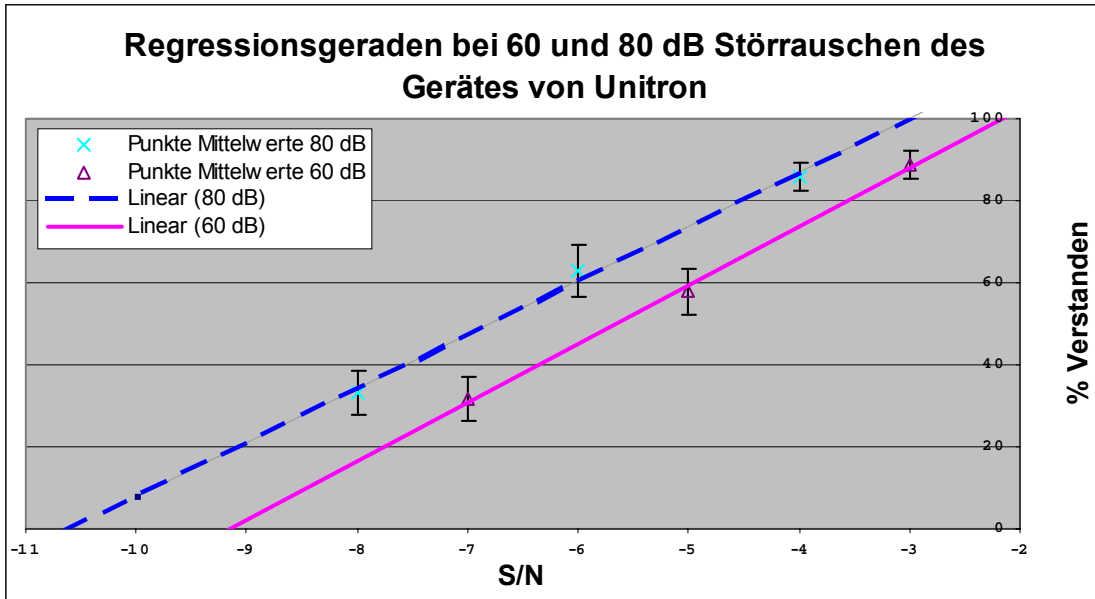


Abb.14

Auch bei der folgenden Graphiken ist durch den Abstand der Vertrauensbereiche ein signifikanter Unterschied gegeben.

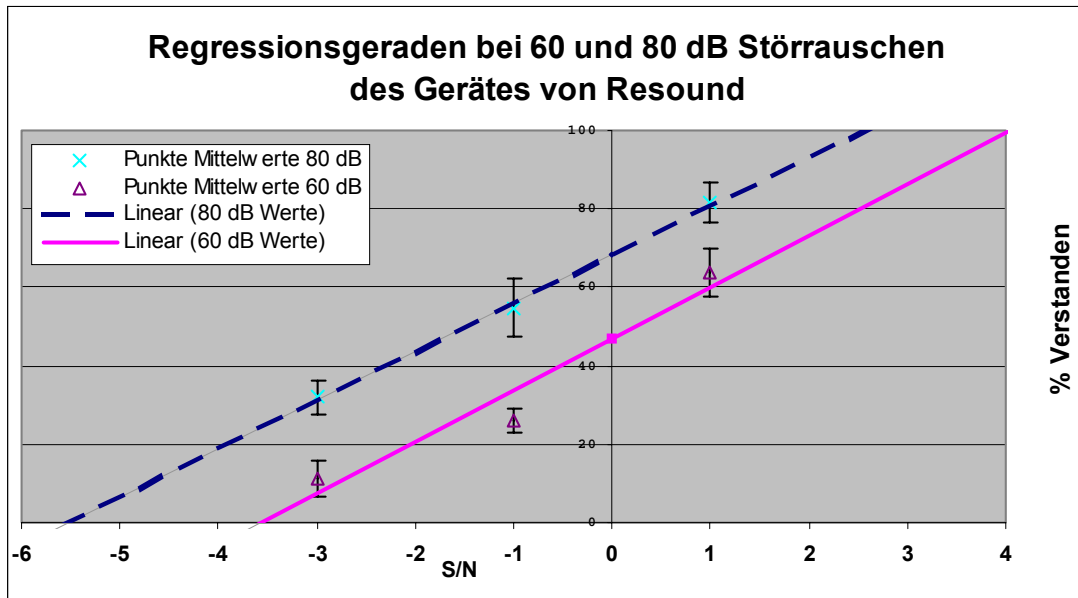


Abb.15

In nachstehenden Abbildungen wird die Signifikanz der Unterschiede zwischen den Ergebnissen der beiden Hörgeräte und der Aufnahmen ohne Hörgerät deutlich gemacht.

Der größte Abstand der Regressionsgeraden und damit auch der Vertrauensbereiche ergibt sich bei der Einstellung mit 60 dB Störgeräuschen. Hier liegen die berechneten Vertrauensbereiche so weit auseinander, daß man ohne jeden Zweifel von Signifikanz ausgehen kann.

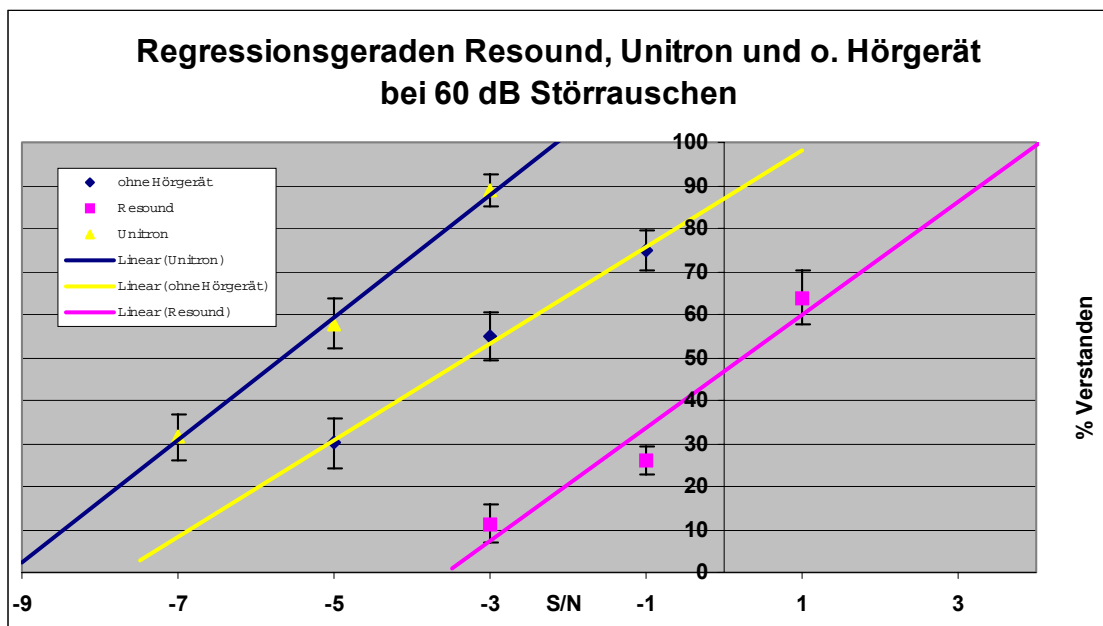


Abb.16

Auch bei der Einstellung mit 80 dB Störgeräuschen ist der vertikale Abstand gegeben, obwohl die Werte wesentlich enger beieinander liegen.

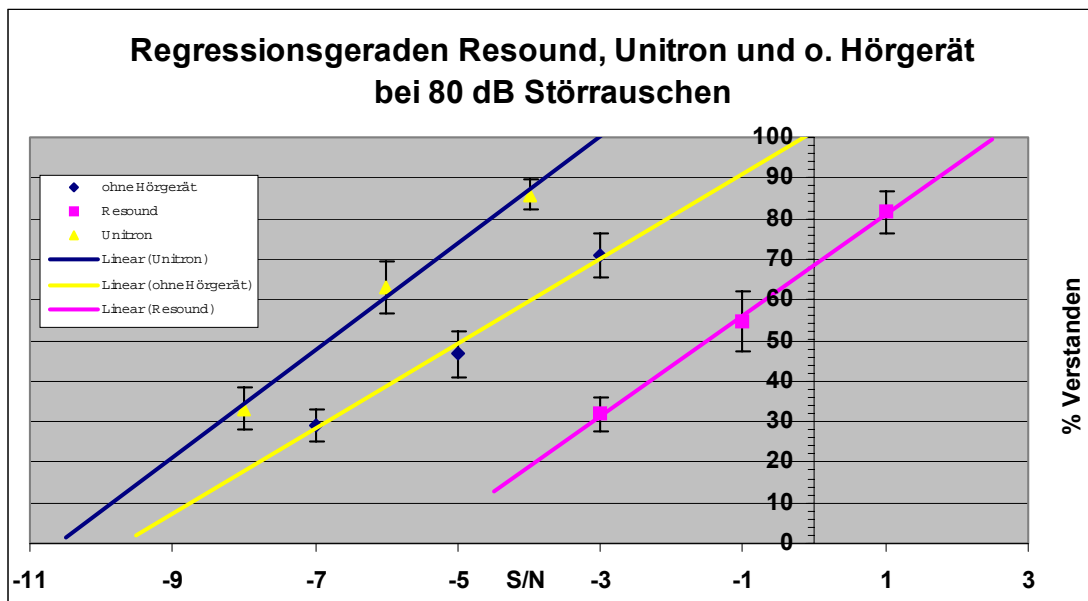


Abb.17

Da sich die Vertrauensbereiche in den beiden nach Störpegel aufgetrennten Graphiken nicht überschneiden, ist, wie auch zu erwarten, die Signifikanz bei der Mittelung der Ergebnisse ebenfalls gegeben.

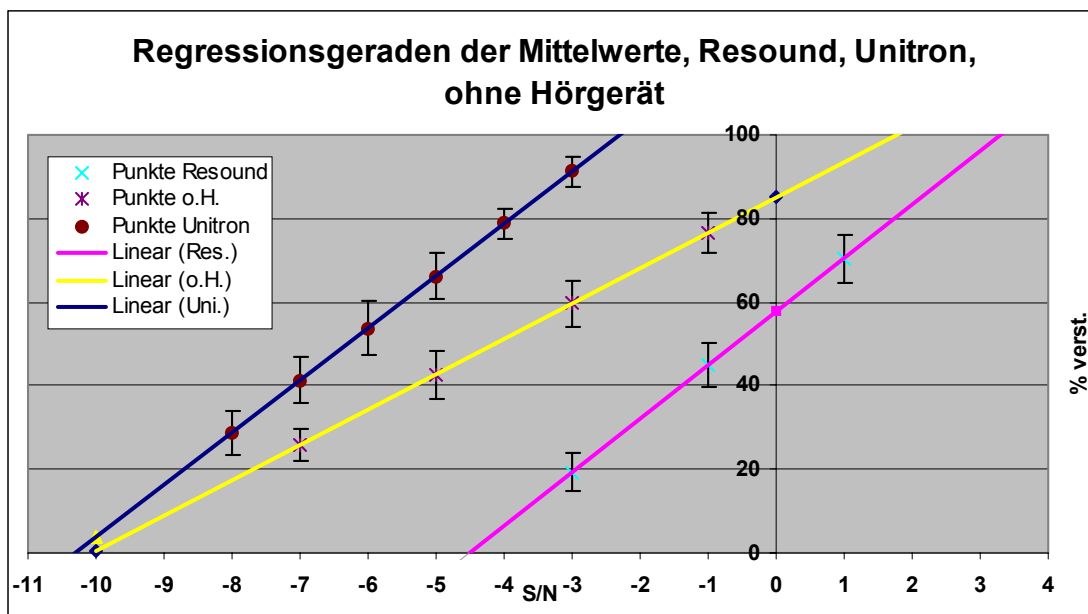


Abb.18

So ist im Endeffekt der Unterschied der Ergebnisse zwischen den beiden Hörgeräten bei allen Einstellungen auch statistisch gesichert und es kann mit einer 95 %-tigen Sicherheit behauptet werden, daß das Verständnis von Sprache mit dem analogen Gerät in allen gemessenen Bereichen wesentlich besser ist als mit dem digitalen Gerät.

4. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit ist ein digitales Hörgerät mit einem analogen Hörgerät in Bezug auf das Sprachverständnis im Störschall verglichen worden. Zusätzlich sind noch Aufnahmen ohne Hörgerät in den Vergleich mit einbezogen worden.

Dazu diente ein Versuchsaufbau in der Camera Silens, in der mit Hilfe des Phantoms von Brüel & Kjaer der HSM Satztest im umweltsimulierenden Rauschen nach Niemeyer auf DAT-Bänder aufgenommen wurde. Das Phantom wurde vor den jeweiligen Aufnahmen mit den vorher eingestellten Hörgeräten bestückt und so entstanden sechs DAT-Bänder, zwei mit digitalem, zwei mit analogem und zwei ohne Hörgerät, jeweils bei 60 und 80 dB Störpegel und verschiedenen S/N-Abständen.

Diese Bänder wurden insgesamt 46 Normalhörenden zwischen 20 und 30 Jahren in einer der Hörkabinen der Universität Würzburg vorgespielt. Ziel war es, drei % Werte des Sprachverständnisses für jeden Probanden zu finden, wobei einer unterhalb, einer oberhalb und einer nahe bei der 50% Marke liegen sollte. Aus diesen Ergebnissen wurde dann mit Hilfe einer mittleren Steigung der Sprachverständniskurve für jede Versuchsperson der S/N-Abstandswert bei 50 % Sprachverständnis errechnet.

Dieser Wert diente dann als Vergleichsparameter für die Geräte bei den verschiedenen Aufnahmebedingungen.

Für die verschiedenen Testsituationen ergaben sich folgende mittleren 50% S/N-Werte:

Bei 60 dB Störpegel +0,3 dB für das Hörgerät BZ 5 von Resound
-6,28 dB für das Gerät Sound FX von Unitron
-3,36 dB für die Aufnahme ohne Hörgerät

Bei 80 dB Störpegel -1,63 dB für das BZ 5 von Resound
-6,54 dB für das Sound FX von Unitron
-4,24 dB für die Aufnahme ohne Hörgerät

Anschließend wurden die Differenzen der Ergebnisse auf ihre Signifikanz geprüft und anhand der Berechnung der Vertrauensgrenzen mit 95% Sicherheit auch nachgewiesen.

Diese Ergebnisse bedeuten, daß man mit dem analogen Hörgerät, gegenüber dem digitalen Gerät, bei 60 dB und bei 80 dB Störuschen den Signalschallpegel um 6,58 dB bzw. um 4,91 dB leiser stellen kann und trotzdem noch 50% Sprachverständnis erreicht. Die Ergebniswerte der Messungen ohne Hörgerät liegen zwischen denen der Hörhilfen. Es kann also behauptet werden, daß das analoge Hörgerät das Sprachverständnis beim Normalhörenden noch verbessert.

Man kann also abschließend sagen, daß die hohen Erwartungen, die man an die Digitaltechnik gestellt hat, noch nicht erfüllt worden sind. Somit ist die anfangs erwähnte hohe Preisdifferenz zwischen den beiden Geräten auch keinesfalls durch bessere Ergebnisse gerechtfertigt.

Literaturverzeichnis:

- 1 Spreng, M. (1984): Wie nahe kommen Test- und Anpaßverfahren bei Schwerhörigen der eigentlichen Funktion des Gehörs?(Artikel aus Audiol. Akustik)
- 2 Wiesner M., Tesch-Römer C. (!996): Hörgerätebenutzung im Alter: Der Zusammenhang zwischen Intention und Verhalten (Z. Gerontologie Geriat.)
- 3 Plath, P. (1981): Das Hörorgan und seine Funktion
- 4 Schorn K., Stecker M. (1990) : Hörgeräte
- 5 Burkhardt D.B. (1975) : Kemar : Ein Phantom zur Überprüfung von Hörgeräten (Artikel aus Audiol. Akustik)
- 6 Zwicker E., Zollner M. (1984) : Elektroakustik
- 7 Stock A., Fichtl E., (1995):Über das Tragen von Hörhilfen – Ergebnisse einer epidemiologischen Studie (Artikel aus Audiol. Akustik)
- 8 Holube I. (1998): Signalverarbeitungsalgorithmen für digitale Hörgeräte (Artikel aus Zeitschrift für Audiologie)
- 9 Sesterhenn G., Arold R., Boppert R. (1996): Zur Wertigkeit des Frequenzganges für die Hörgeräte-Anpassung (Artikel aus Audiol. Akustik)
- 10 Moser L.M. (1987): Die prothetische Sprachaudiometrie (Artikel aus Audiol. Akustik)
- 11 Güttner W. (1978): Hörgerätetechnik Thieme-Verlag
- 12 Plath P. (1993): HNO-Heilkunde Sigatur:20/yn 1300 028(7)
- 13 Wedel H. v. (1985): Untersuchungen zur Sprachdiskrimination bei umweltspezifischen Störgeräuschen (Artikel aus Zeitung für Laryngologie Rhinologie u. Otologie)
- 14 Ingold R., Tschopp K. (1992) : Ein Vorschlag zur Eichung und Wahl von Störgeräuschen für die Sprachaudiometrie (Artikel aus Zeitung für Laryngologie und Otologie)

- 15 Beckmann, G. (1962): Ein sprachaudiometrischer Satztest . Archiv Ohren-, Nasen-, Kehlkopfheilkunde 180:742-749
- 16 Niemeyer, W. (1967): Speech discrimination in noise- induced deafness. Int. Audiology6:42-47
- 17 Döring, W. H., Hamacher, V. (1992): Neue Sprachverständlichkeitstests in der Klinik: Aachener Logatomtest und Dreisilbentest im Störschall.
In: Kollmeier, B. Moderne Verfahren der Sprachaudiometrie, Media Verlag: 137-168
- 18 Schultz-Coulon, H.J. (1973): Über die Bedeutung des Umweltgeräusches für den Hochtonschwerhörigen. HNO 21:26-32
- 19 Clark, W.W. (1992): Hearing: The effects of noise. Otolaryngology Head and Neck Surgery Vol. 106,N. 6: 669-676
- 20 Petz,N. (1997):Vergleich des Sprachverständnisses unter frontaler und seitlicher Sprachbeschallung bei Normalhörenden, anhand des Marburger Satztests auf Compact Disc und gleichzeitiger Störlärbeschallung von 3 Seiten.
Dissertation Universität Würzburg 1997
- 21 Schwab.C. (2000): Vergleich der Mikrofonrichtcharakteristik Kugel und Niere anhand eines modernen digitalen Hörgerätes, Resound BZ 5000 HdO, unter Mithilfe des HATS von Brüel & Kjaer.
Dissertation Universität Würzburg 2000

6.

Urdaten:

Meßwerte des Unitron Sound FX

statistische Berechnung:

c	G	3	DB	S/N	N	Name	ACAB	STEIG	50%-Wert
1	1	87,7	76	-4	80	Senop	152,6166667	15,325	-6,696030451
1	11	67,9	74	-6	80				
1	21	26,4	72	-8	80				
2	2	85,8	76	-4	80	Marcel	137,55	12,975	-6,747591522
2	12	59,4	74	-6	80				
2	22	33,9	72	-8	80				
3	3	71,6	76	-4	80	Mini	131,35	13,675	-5,9488117
3	13	59,4	74	-6	80				
3	23	16,9	72	-8	80				
4	4	87,7	76	-4	80	Doris	139,25	15,325	-5,823817292
4	14	50,9	74	-6	80				
4	24	33	72	-8	80				
5	5	88,6	76	-4	80	Patrick	137,9166667	12,975	-6,775850996
5	15	58,4	74	-6	80				
5	25	37,7	72	-8	80				
6	6	85,5	76	-4	80	Franz	133,6	11,25	-7,431111111
6	16	72,3	74	-6	80				
6	26	40,5	72	-8	80				
7	7	89,6	76	-4	80	Leander	138,3333333	15,325	-5,764002175
7	17	62,2	74	-6	80				
7	27	40	72	-8	80				
8	8	94,3	76	-4	80	Hagen	152,4666667	12,975	-7,897238279
8	18	70,7	74	-6	80				
8	28	37,7	72	-8	80				
9	9	85,8	76	-4	80	Birgit	124,8	9,25	-8,086486486
9	19	73,3	74	-6	80				
9	29	48,8	72	-8	80				
10	10	89,6	76	-4	80	Nina	133,5166667	15,325	-5,449700924
10	20	72,6	74	-6	80				
10	30	47,1	72	-8	80				
11	11	90,5	76	-4	80	Arndt	141,5833333	12,975	-7,058445729
11	21	75,4	74	-6	80				
11	31	42,4	72	-8	80				
12	1	93,3	76	-4	80	Natzke	163,9	19,1	-5,963350785
12	11	37,7	74	-6	80				
12	21	16,9	72	-8	80				
13	2	83	76	-4	80	Imke	144,85	15,325	-6,189233279
13	12	63,8	74	-6	80				
13	22	24,5	72	-8	80				
14	3	86,7	76	-4	80	Floh	153,9333333	12,975	-8,010276172
14	13	70,7	74	-6	80				
14	23	24,5	72	-8	80				
15	4	78,3	76	-4	80	Katja	136,6166667	12,975	-6,675658317
15	14	71,6	74	-6	80				
15	24	26,4	72	-8	80				
16	5	73,5	76	-4	80	Daniel	113,5333333	15,325	-4,145731376
16	15	39,6	74	-6	80				
16	25	29,5	72	-8	80				

1	2	86,27	57	-3	60	Senop	141,7333333	12,975	-7,070006423
1	12	60,38	55	-5	60				
1	22	16,35	53	-7	60				
2	3	90,2	57	-3	60	Marcel	146,6416667	17,125	-5,643309002
2	13	71,15	55	-5	60				
2	23	21,7	53	-7	60				
3	4	98	57	-3	60	Mini	145,18	15,325	-6,210766721
3	14	45,28	55	-5	60				
3	24	27,36	53	-7	60				
4	5	75,49	57	-3	60	Doris	123,7566667	12,975	-5,684521516
4	15	59,8	55	-5	60				
4	25	17,13	53	-7	60				
5	6	84,47	57	-3	60	Patrick	132,885	15,535	-5,335371741
5	16	58,83	55	-5	60				
5	26	22,33	53	-7	60				
6	7	82,18	57	-3	60	Franz	117,86	15,325	-4,428058728
6	17	66,02	55	-5	60				
6	27	37,38	53	-7	60				
7	8	90,2	57	-3	60	Leander	126,16	12,975	-5,869749518
7	18	60,58	55	-5	60				
7	28	40,2	53	-7	60				
8	9	94,17	57	-3	60	Hagen	140,5108333	16,0175	-5,650746579
8	19	57	55	-5	60				
8	29	30,1	53	-7	60				
9	10	94,17	57	-3	60	Birgit	132,8683333	15,325	-5,407395324
9	20	78,43	55	-5	60				
9	30	46,23	53	-7	60				
10	1	98	57	-3	60	Nina	133,4233333	12,975	-6,429543995
10	11	55,77	55	-5	60				
10	21	44	53	-7	60				
11	7	89	57	-3	60	Arndt	115,7916667	9,995	-6,582457896
11	17	59,43	55	-5	60				
11	27	49,02	53	-7	60				
12	8	89,32	57	-3	60	Natzke	125,5141667	15,325	-4,927514954
12	18	36,89	55	-5	60				
12	28	30,77	53	-7	60				
13	9	83,33	57	-3	60	Imke	116,3616667	12,975	-5,114579319
13	19	47,62	55	-5	60				
13	29	34,31	53	-7	60				
14	10	95,15	57	-3	60	Floh	141,7658333	16,9925	-5,400372713
14	20	48,08	55	-5	60				
14	30	27,18	53	-7	60				
15	11	91,18	57	-3	60	Katja	138,8441667	15,325	-5,797335508
15	21	67	55	-5	60				
15	31	30,39	53	-7	60				
16	1	79,41	57	-3	60	Daniel	115,5416667	12,975	-5,051380861
16	11	53	55	-5	60				
16	21	30,39	53	-7	60				

Meßwerte des Resound BZ5

VP	G	0	1	2	DB	S/N	0,50	Diff	N	Name
1	1	68,81			77	-3			80	Katja
1	11	46,15			75	-5	-4,75		80	
1	21	27,35			73	-7			80	
1	2		94,54		82	2			80	
1	12		58,65		80	0	-1,23		80	
1	22		43,68		78	-2			80	
1	3			87,37	81	1		-0,23	80	
1	13			56,48	79	-1	-1,46		80	
1	23			33	77	-3			80	
2	4	76			77	-3			80	Arndt
2	14	56			75	-5	-5,13		80	
2	24	23			73	-7			80	
2	5		92,3		82	2			80	
2	15		72,11		80	0	-0,51		80	
2	25		15		78	-2			80	
2	6			97,02	81	1		-1,66	80	
2	16			67,3	79	-1	-2,17		80	
2	26			38,67	77	-3			80	
3	7	64,7			77	-3			80	Birgit
3	17	39,62			75	-5	-4,53		80	
3	27	35,29			73	-7			80	
3	8		90,29		82	2			80	
3	18		67,64		80	0	-1,47		80	
3	28		43,56		78	-2			80	
3	9			67,3	81	1		-0,40	80	
3	19			57,92	79	-1	-1,87		80	
3	29			35,5	77	-3			80	
4	10	77,3			77	-3			80	Nina
4	20	53,7			75	-5	-5,35		80	
4	30	31,1			73	-7			80	
4	1		78,3		82	2			80	
4	11		53,7		80	0	-0,17		80	
4	21		24,7		78	-2			80	
4	2			86,7	81	1		-0,57	80	
4	12			40,5	79	-1	-0,74		80	
4	22			35,8	77	-3			80	
5	3	57,5			77	-3			80	Doris
5	13	36,7			75	-5	-3,74		80	
5	23	27,3			73	-7			80	
5	4		91,5		82	2			80	
5	14		46,2		80	0	-0,50		80	
5	24		33,9		78	-2			80	
5	5			75,4	81	1		-0,43	80	
5	15			48,9	79	-1	-0,93		80	
5	25			19,8	77	-3			80	
6	6	59,4			77	-3			80	Isabella
6	16	50,9			75	-5	-4,54		80	
6	26	29,2			73	-7			80	
6	7		67,9		82	2			80	

6	17		58,4	80	0	-0,36		80	
6	27		33	78	-2			80	
6	8			81	1		-2,96	80	
6	18			79	-1	-3,32		80	
6	28			77	-3			80	
7	9	60,3		77	-3			80	Franz
7	19	59,5		75	-5	-5,25		80	
7	29	34,9		73	-7			80	
7	10		94,3	82	2			80	
7	20		54,7	80	0	-0,41		80	
7	30		22,8	78	-2			80	
7	1			81	1		-1,56	80	
7	11			79	-1	-1,97		80	
7	21			77	-3			80	
8	2	91,5		77	-3			80	Hagen
8	12	52,8		75	-5	-5,622		80	
8	22	33		73	-7			80	
8	3		83,9	82	2			80	
8	13		59,4	80	0	-0,52		80	
8	23		28,3	78	-2			80	
8	4			81	1		-2,21	80	
8	14			79	-1	-2,73		80	
8	24			77	-3			80	
9	5	66,9		77	-3			80	Jasmin
9	15	20,9		75	-5	-3,7812		80	
9	25	12,2		73	-7			80	
9	6		72,6	82	2			80	
9	16		35,8	80	0	0,7164		80	
9	26		5,6	78	-2			80	
9	7			81	1		-0,76	80	
9	17			79	-1	-0,04		80	
9	27			77	-3			80	
10	8	79,2		77	-3			80	Marcel
10	18	38,6		75	-5	-5,2102		80	
10	28	38,6		73	-7			80	
10	9		85,8	82	2			80	
10	19		66	80	0	-1,6848		80	
10	29		47,1	78	-2			80	
10	10			81	1		0,09	80	
10	20			79	-1	-1,59		80	
10	30			77	-3			80	
11	1	71,6		77	-3			80	Judith
11	11	60,3		75	-5	-5,5147		80	
11	21	33		73	-7			80	
11	2		92,2	82	2			80	
11	12		64,1	80	0	-1,4085		80	
11	22		44,3	78	-2			80	
11	3			81	1		-1,14	80	
11	13			79	-1	-2,55		80	
11	23			77	-3			80	
12	4	67,7		77	-3			80	Christian
12	14	46,3		75	-5	-4,6901		80	

12	24	26,4		73	-7			80	
12	5		85	82	2			80	
12	15		52,9	80	0	-0,4372		80	
12	25		30,1	78	-2			80	
12	6			81	1		-0,68	80	
12	16			79	-1	-1,12		80	
12	26			77	-3			80	
12	26			77	-3			80	
13	7	86,7		77	-3			80	Monika
13	17	54,7		75	-5	-5,8776		80	
13	27	39,6		73	-7			80	
13	8		84,9	82	2			80	
13	18		69,8	80	0	-0,8872		80	
13	28		31,1	78	-2			80	
13	9			81	1		-0,79	80	
13	19			79	-1	-1,68		80	
13	29			77	-3			80	
13	29			77	-3			80	
14	10	66,9		77	-3			80	Claudia
14	20	39,6		75	-5	-4,3906		80	
14	30	23,8		73	-7			80	
14	1		78,3	82	2			80	
14	11		33	80	0	0,3698		80	
14	21		23,5	78	-2			80	
14	2			81	1		-1,26	80	
14	12			79	-1	-0,89		80	
14	22			77	-3			80	
14	22			77	-3			80	
15	3	71,6		77	-3			80	Nadine
15	13	44,3		75	-5	-4,7062		80	
15	23	23,5		73	-7			80	
15	4		91,5	82	2			80	
15	14		56,6	80	0	-0,3099		80	
15	24		18,8	78	-2			80	
15	5			81	1		-1,07	80	
15	15			79	-1	-1,38		80	
15	25			77	-3			80	
15	25			77	-3			80	
16	6	65,68		59	-1			60	Patrick
16	16	50		57	-3	-2,7853		60	
16	26	28,3		55	-5			60	
16	7		60,39	61	1			60	
16	17		37,25	59	-1	0,1098		60	
16	27		12,5	57	-3			60	
16	8			61	1		0,04	60	
16	18			59	-1	0,15		60	
16	28			57	-3			60	
16	28			57	-3			60	
17	9	70		59	-1			60	Anita
17	19	62,52		57	-3	-4,038		60	
17	29	40,47		55	-5			60	
17	10		55,19	61	1			60	
17	20		32,92	59	-1	0,6014		60	
17	30		21,86	57	-3			60	
17	1			61	1		0,38	60	
17	11			59	-1	0,99		60	
17	21			57	-3			60	
17	21			57	-3			60	

18	2	78,4			59	-1			60	Nicole
18	12	61			57	-3	-4,106		60	
18	22	41,34			55	-5			60	
18	3		50		61	1			60	
18	13		27,45		59	-1	1,4714		60	
18	23		23,58		57	-3			60	
18	4			54,36	61	1		-0,72	60	
18	14			25,92	59	-1	0,76		60	
18	24			5,8	57	-3			60	
19	5	75,05			59	-1			60	Jutta
19	15	58,04			57	-3	-4,4195		60	
19	25	46,89			55	-5			60	
19	6		50,19		61	1			60	
19	16		37,45		59	-1	0,8871		60	
19	26		20,89		57	-3			60	
19	7			90,19	61	1		-2,12	60	
19	17			35,96	59	-1	-1,23		60	
19	27			33,58	57	-3			60	
20	8	93			59	-1			60	Matthias
20	18	70			57	-3	-4,0613		60	
20	28	33,98			55	-5			60	
20	9		50,48		61	1			60	
20	19		26,73		59	-1	1,4392		60	
20	29		23,58		57	-3			60	
20	10			68,32	61	1		-1,58	60	
20	20			34,69	59	-1	-0,14		60	
20	30			7,77	57	-3			60	
21	1	59,8			59	-1			60	Daniel
21	11	35,85			57	-3	-1,8211		60	
21	21	12,75			55	-5			60	
21	2		64		61	1			60	
21	12		12,87		59	-1	0,5418		60	
21	22		5,6		57	-3			60	
21	3			61,76	61	1		-0,17	60	
21	13			25	59	-1	0,37		60	
21	23			2,94	57	-3			60	
22	4	75,87			59	-1			60	Benjamin
22	14	31,47			57	-3	-2,4574		60	
22	24	19,87			55	-5			60	
22	5		51,6		61	1			60	
22	15		31,42		59	-1	0,8384		60	
22	25		11		57	-3			60	
22	6			66,22	61	1		-0,62	60	
22	16			21,83	59	-1	0,22		60	
22	26			14,52	57	-3			60	
23	7	72,3			59	-1			60	Patrick S
23	17	54,5			57	-3	-2,9946		60	
23	27	23			55	-5			60	
23	8		50,38		61	1			60	
23	18		15,28		59	-1	1,4464		60	
23	28		9,7		57	-3			60	
23	9			59,17	61	1		-0,79	60	

23	19			19,42	59	-1	0,66		60	
23	29			9,21	57	-3				
24	10	75,49			59	-1			60	Eric
24	20	49,52			57	-3	-2,9825		60	
24	30	24,32			55	-5			60	
24	1		71,29		61	1			60	
24	11		9,88		59	-1	0,2582		60	
24	21		27,62		57	-3			60	
24	2			52,75	61	1		0,57	60	
24	12			26,92	59	-1	0,83		60	
24	22			5,83	57	-3			60	
25	3	77,14			59	-1			60	Theo
25	13	62,5			57	-3	-3,4489		60	
25	23	27,18			55	-5			60	
25	4		51		61	1			60	
25	14		20,39		59	-1	1,1816		60	
25	24		7,6		57	-3			60	
25	5			52	61	1		-0,32	60	
25	15			27,88	59	-1	0,87		60	
25	25			6,6	57	-3			60	
26	6	82,52			59	-1			60	Christian
26	16	60			57	-3	-3,4501		60	
26	26	26,42			55	-5			60	
26	7		50		61	1			60	
26	17		7,69		59	-1	1,7572		60	
26	27		10,38		57	-3			60	
26	8			60,78	61	1		-1,20	60	
26	18			18,63	59	-1	0,56		60	
26	28			1,9	57	-3			60	
27	9	77,23			59	-1			60	Florian
27	19	51,96			57	-3	-3,271		60	
27	29	30,34			55	-5			60	
27	10		67,68		61	1			60	
27	20		15,38		59	-1	0,3151		60	
27	30		13,46		57	-3			60	
27	1			83,84	61	1		-0,70	60	
27	11			21,9	59	-1	-0,39		60	
27	21			10,38	57	-3			60	
28	2	80,39			59	-1			60	Leander
28	12	59,43			57	-3	-4,1798		60	
28	22	43,14			55	-5			60	
28	3		63,73		61	1			60	
28	13		21,15		59	-1	0,4233		60	
28	23		43,14		57	-3			60	
28	4			63,73	61	1		-0,05	60	
28	14			21,15	59	-1	0,37		60	
28	24			15,09	57	-3			60	

29	5	62,38			59	-1			60	Jeanine
29	15	53,4			57	-3	-2,4194		60	
29	25	12,5			55	-5			60	
29	6		50,96		61	1			60	
29	16		13,72		59	-1	1,3073		60	
29	26		3,92		57	-3			60	
29	7			55,1	61	1		-0,43	60	
29	17			18,86	59	-1	0,88		60	
29	27			3,96	57	-3			60	
30	8	80,39			59	-1			60	Mareike
30	18	60,58			57	-3	-4,0224		60	
30	28	40			55	-5			60	
30	9		50,23		61	1			60	
30	19		22,12		59	-1	1,1562		60	
30	29		5,8		57	-3			60	
30	10			74	61	1		-1,58	60	
30	20			34,31	59	-1	-0,43		60	
30	30			17,31	57	-3			60	

Lebenslauf

PERSÖNLICHE DATEN:

Name : Martin Johannes Schiweck
Geburtsdatum, -ort : 29.07.1974, Mannheim
Nationalität : deutsch
Familienstand : ledig
Eltern : Ludwig Schiweck, Dr. -Ing.
Renate Schiweck, geb. Lange

SCHULBILDUNG:

1981-83 : Grundschule: Hirschberg-Leutershausen
1983-85 : Grundschule Mettmann
1985-91 : Heinrich-Heine-Gymnasium Mettmann
1991-94 : Altes Kurfürstliches Gymnasium Bensheim, Abschluß: Abitur

MILITÄRDIENST:

1994-1995 : Mittenwald, 2./ Gebirgsjägerbataillon 233 (12 Monate)

UNIVERSITÄTSBILDUNG:

11/1995 : Beginn des Studiums der Medizin an der Universität Regensburg
08/1997 : Ärztliche Vorprüfung
11/1997 : Fortsetzung des Studiums an der Universität Würzburg
08/1998 : Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
03/2001 : Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
05/2002 : Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
Abgeschlossene experimentelle Doktorarbeit in der Kopfklinik der Universität zu Würzburg

PRAKTISCHE ERFAHRUNG:

01.-31.08.1995 : Pflegepraktikum auf der Chirurgie im Kreiskrankenhaus Heppenheim
09.03-13.04.1998 : Famulatur in der Orthopädischen Klinik König-Ludwig-Haus in Würzburg
01.09-30.10.1998 : Famulatur im Colombo South Government General Hospital in Sri Lanka
01.09-30.09.1999 : Famulatur in der Praxis für Unfallchirurgie-Sportmedizin Dr. med. Klaus Zöllig in Weinheim
23.04-12.08.2001 : erstes PJ-Tertial (Chirurgie) im St.Lukes Hospital auf Malta
19.08-07.12.2001 : zweites PJ-Tertial (Orthopädie) an der Universität zu Köln
10.12-29.03.2001 : drittes PJ-Tertial (Innere Medizin) an der Universität zu Köln

SPRACHKENNTNISSE:

Englisch : fließend
Französisch : Grundlagen vorhanden

HOBBIES:

Sport : Volleyball, Windsurfen, Kitesurfen, Segeln, Skifahren, Snowboarden, Mountainbiken

Referent: Prof. Dr. med. J. Helms

Korreferent: Prof. Dr. med. F. Schardt

Dekan: Prof.Dr. med. V.ter Meulen

Tag der mündlichen Prüfung: 6.12.2002