

Subjektive Hörgeräte-Anpassung?

Annette Limberger, Günter Sesterhenn, Rüdiger Boppert, Ralf Arold

Zusammenfassung *Die herkömmlichen Anpaßverfahren werden den Anforderungen für moderne Hörgeräte nicht mehr gerecht. Es wurde versucht, mit Hilfe natürlicher Klangbilder anhand subjektiver Bewertung des Patienten die Geräte anzupassen und einzustellen. Es wurde ein iteratives Verfahren mit Vergleich und Einpendeln gewählt. Die zu ermittelnden Parameter waren: Frequenzgang und Verstärkung bei verschiedenen Situationen und Pegeln. Die gefundenen Einstellungen wurden durch mehrtägiges Tragen der Hörgeräte von den Patienten ausprobiert. Danach wurden Sprachverständlichkeits- und Sondenmessungen durchgeführt. Es zeigte sich eine hohe Akzeptanz und gute Sprachverständlichkeit für die so gefundenen Einstellungen. Es wird angeregt, in Zukunft die Entwicklungsanstrengungen in Richtung auf eine »Objektivierung« der subjektiven Methoden zu konzentrieren.*

*Schlüsselwörter: Hörgeräte-Anpassung;
Lautheitsskalierung;
Anpaßmethoden;
moderne Hörgerätetechnik;
subjektive Anpassung*

Subjective hearing aid fitting?

Summary *The conventional methods for the fitting of hearing aids are questionable, because artificial signals (including speech audiometry with extremely distinct pronunciation and at a constant level) are often used and fitting is performed in unrealistic acoustical surroundings. In addition, features and adjustment parameters for modern hearing instruments are very complex. Adaptive and variable sound processing in noisy surroundings is a special achievement of the new hearing aid technology. It has been proven that even modern fitting strategies such as loudness scaling sometimes fail with regard to the patient's subjective hearing and judgement and must be modified after the fitting session, when the patients are confronted with the acoustical environments of daily life. We therefore tried to adjust the aids on the basis of subjective ratings in real-life conditions. We chose an iterative method that used comparing and bracketing. The parameters to be set were: frequency response and amplification/compression in different acoustical situations and at various levels. The adjustments to the above were tested by the patients over several days. After this, speech intelligibility tests and probe measurements were performed. The results were high acceptance and good speech intelligibility for the adjustments obtained. Nevertheless, some patients may well be unable to give reliable responses especially concerning frequency response and sound quality. We suggest it would be better to concentrate on research in this field with the aim of making such subjective ratings more objective.*

Keywords: fitting of hearing aids;
loudness scaling;
fitting methods;
modern hearing aid technology;
subjective fitting

1. Problemstellung

Die Hörgeräte-Anpassung bewegt sich nach wie vor auf unsicherer Grundlage. Und obwohl die herkömmlichen Anpaßstrategien (wie Berger, POGO, NAL, Isophonen-Differenzmaß) noch nicht lange etabliert waren, sind sie doch inzwischen erheblich in Mißkredit geraten. Hierfür gibt es mehrere Gründe.

a) Die Erstellung der Anpaßformeln

Aus einer Vielzahl erfolgreicher Hörgeräte-Anpassungen wurden Daten gewonnen, um anhand der Werte für Hörschwelle, Zone angenehmen Hörens und der Unbehaglichkeitsgrenze der Patienten, der erforderlichen und bevorzugten Verstärkungswerte/Frequenzgänge und der Ausgangsleistung eine Formel abzuleiten, welche diese Werte am besten annähert. Die so gewonnene Formel mag daher für einen Durchschnitt »stimmen«. Im Einzelfall jedoch können so erhebliche Abweichungen bestehen, daß ihre Anwendung sinnlos wird.

b) Verschiedene psychoakustische Grundlagen

Einige Formeln sind aus grundsätzlich verschiedenen psychoakustischen Ansätzen heraus entwickelt worden. Soll nur die Hörschwelle berücksichtigt werden (POGO, NAL)? Welche Rolle spielt die Unbehaglichkeitsgrenze (Keller, 1973)? Ist von der Zone angenehmen Hörens auszugehen (Kießling, 1984)? Muß das gesamte Hörfeld lautheitsnormalisiert werden (Kießling und Schubert, 1995)?

Diese verschiedenen Ansätze müssen zu unterschiedlichen Ergebnissen führen. Nach Untersuchungen von Maas (1987) können zwischen den einzelnen Methoden bei bestimmten Frequenzen Unterschiede bis zu 20 dB auftreten. Werden jedoch die einzelnen Methoden zusätzlich auf gleiche mittlere Verstärkung normiert, so sind die Frequenzgänge ziemlich ähnlich (Hamill und Barron, 1992). Außerdem hat sich gezeigt, daß bei sprachaudiometrischen vergleichenden Prüfungen die Sprachverständlichkeit zwischen den einzelnen Methoden sich nicht signifikant unterscheidet.

Auch die subjektive Akzeptanz durch den Patienten kann offensichtlich mit keinem der Ansätze vorhergesagt werden (Sesterhenn et al., 1996).

c) Die Sondenmessung

Eine Grundlage für die meisten Anpaßstrategien ist die Sondenmessung. Die heute in der Routine verwendeten Systeme machen im Bereich unter 1 kHz und oberhalb 3 kHz einen systematischen Fehler (Sesterhenn et al., 1997). Eben der Bereich unter 1 kHz ist für den Klangcharakter und die subjektive Akzeptanz maßgeblich. Eine sinnvolle Messung kann nur erfolgen mit dem Hörgerät in situ, ohne Veränderung der Dichtigkeit des Ohrpaßstückes. Letzteres ist jedoch nur möglich, wenn entweder ein offenes Ohrpaßstück verwendet wird oder durch zusätzliche aufwendige Maßnahmen wie separates Abdichten des SONDENSCHLAUCHES.

Die Sondenmessung erfolgte bisher grundsätzlich mit einem Schmalbandsignal. Das Übertragungsverhalten von frequenz- und pegelabhängig geregelten Geräten sowie von digitalen Geräten mit dynamischem Verhalten läßt sich so nicht bestimmen. Erst neuere Techniken mit Breitbandsignalen und anschließender FFT-Analyse können hier Abhilfe schaffen.

d) Neueste und zukünftige Entwicklungen

Die Industrie hat uns in letzter Zeit tatsächlich Geräte mit exzellenter Signalverarbeitung und mit eindrucksvollen Einstellmöglichkeiten zur Verfügung gestellt. Diese sind z. T. derartig vielseitig, daß Anpaßstrategien wie POGO oder NAL sie in keiner Weise ausschöpfen können. Es muß daher nach neuen Verfahren gesucht werden, um dieses Potential auszunutzen, und das in einem zeitlich vertretbaren Rahmen. Erweiterte Einstellmöglichkeiten bedeuten auch mehr Individualität und mehr Flexibilität. Starre und einfache Regeln wie POGO können dem nicht gerecht werden.

Um andererseits derartig variable Geräte anpassen zu können, erscheint es sinnvoll, daß vom Hersteller eine entsprechende Anpaß-Software mitgeliefert wird, daß außerdem die Möglichkeit besteht, über Software und Programmieranschluß oder durch das Hörgerät selbst in situ Signale zu erzeugen, die eine individuelle Einstellung erlauben. Ansätze in dieser Richtung existieren bereits, da die Hersteller diese Notwendigkeit erkannt haben.

Der Anpaßvorgang für moderne Geräte ist erheblich anspruchsvoller, komplizierter und zeitaufwendiger als für herkömmliche Geräte. Selbstverständlich sind solche Geräte auch in der Anschaffung erheblich teurer. Die Zeitspanne, in der neue und leistungsfähigere Typen auf dem Markt erscheinen, verkürzt sich zusehends. Gleichzeitig wächst, besonders bei Eltern schwerhöriger Kinder, die Tendenz, immer mit der neuesten Entwicklung Schritt zu halten und immer früher umzuversorgen. Demgegenüber stehen wir vor der paradoxen Situation, daß immer mehr gespart werden muß und Krankenkassen grundsätzlich nicht bereit sind, Kosten in solcher Höhe zu übernehmen. Zur Entschärfung dieser Situation erscheint es ratsam, auch aus audiologischer Sicht einen Teil beizutragen: Die Anpaßverfahren müssen effizienter, d. h. bei geringerem Zeitaufwand treffsicherer werden!

e) Das Erfolgskriterium

Was ist der Maßstab für eine gelungene Anpassung? Ist es das Erreichen eines bestimmten Frequenzganges, gemessen mit der Sonde? Ist es eine gute Sprachverständlichkeit und unter welchen Bedingungen? Ist es ein lautheitsentzerrtes »normalisiertes« Hörfeld? Ist es die subjektive Akzeptanz durch den Patienten in für ihn wichtigen Situationen?

Ein Hörgerät kann niemals das normale Hören wiederherstellen. Es erhebt sich daher die Frage, ob »Normalität« das Maß aller Dinge sein kann. Werden durch eine Kompensation des Recruitments dem geschädigten Ohr Eigenschaften genommen, welche

eigentlich physiologisch und von Vorteil sind (Plomp, 1994)? Wäre es nicht sinnvoller, eine dem Normalhörenden pathologisch anmutende Eigenschaft gezielt auszunutzen, anstatt sie auf »Normalität« zu zwingen?

Es erscheint wohl realistischer, daß eine Hörgeräteversorgung auf einen Kompromiß zwischen mehreren sich z. T. sogar widersprechenden Erfordernissen hinausläuft. Die Patienten ihrerseits werden hier unterschiedliche Prioritäten setzen. Wahrscheinlich ist Sprachverständlichkeit für die meisten Patienten das erste Kriterium. Das akustische Umfeld, in dem Sprache verstanden werden soll, ist jedoch sehr unterschiedlich. Für einen älteren Menschen, der im kleinen Kreis kommunizieren möchte, ist die Situation anders als für einen Schüler, einen Studenten, einen Verkäufer.

f) Lautheitsskalierung

Die Lautheitsskalierung hat in audiologischen Kreisen weitgehende Akzeptanz gefunden. Der theoretische Ansatz ist im Prinzip schlüssig. Die praktischen Erfahrungen sind jedoch noch zu gering, um endgültige Aussagen zu ihrer Wertigkeit machen zu können. Kießling und Schubert (1995) berichten, daß ihr Verfahren ScalAdapt NAL leicht, wenn auch nicht signifikant überlegen ist, wobei andere Realisationen noch erfolgreicher sein könnten.

Freilich zeigen sowohl theoretische Überlegungen als auch erste Erfahrungen, daß diese Methode ebenfalls nicht unproblematisch ist. Die Lautheitsskalierung wird frequenzspezifisch mit schmalbandigen Signalen vorgenommen. Psychoakustische Phänomene, wie Verdeckung und Summenlautheit, bleiben hierbei unberücksichtigt. Bei der Lautheitsbeurteilung von schmalbandigen und breitbandigen Signalen durch Hörgeräteträger berichten Launer und Bächler (1997) über Diskrepanzen, die bisher nicht schlüssig erklärt werden können. Eine weitere Schwierigkeit ist die Verwendung von stationären Signalen für die Messung und die Verarbeitung von stark amplitudenmodulierten Signalen wie Sprache und Umweltgeräusche in der realen Situation.

Nach Ergebnissen von Kießling und Schubert (1995) darf der Tiefenbereich nicht vollständig lautheitsnormalisiert werden, da es sonst zu einer unangenehmen Aufwärtsverdeckung kommt und Sprache subjektiv zu dumpf klingt. Andererseits berichten Meister und von Wedel (1996), daß bei nach NAL angepaßten Geräten der Bereich um 4 kHz im Vergleich mit der Vorgabe nach der Lautheitsskalierung unterversorgt sei. Diesem Befund wird wiederum von Byrne und Cotton (1988) widersprochen.

Der zeitliche Aufwand bei der Lautheitsskalierung scheint im Moment noch deutlich zu hoch zu sein. Wenn man für die Anpassung eines Gerätes 15 bis 20 Minuten ansetzt, so ergibt sich bei binauraler Anpassung und bei Vergleich von z. B. vier verschiedenen Geräten doch ein nicht zu unterschätzender Zeitbedarf.

g) Fragebogenerhebung

Fragebogen (Göteborger Profil, Oldenburger Inventar) sind sicher geeignet, um für ein größeres Patientenkollektiv, für eine bestimmte Anpaßtechnik oder für eine bestimmte Hörgeräte-Technik Akzeptanzen und Fortschritte oder Defizite aufzudecken und zu dokumentieren (Holube und Kollmeier, 1994; Kießling et al., 1996; Kinkel und Holube, 1995). Ein grundsätzlicher Mangel solcher Erhebungen erscheint uns die fehlende Kontrollierbarkeit zu sein: Es scheint kaum möglich, die Aussagen des Patienten auf deren Zuverlässigkeit hin zu prüfen. Es besteht so zumindest die Gefahr, einigermaßen sicheren wissenschaftlichen Boden zu verlassen. Auch sehen wir keine Möglichkeit, anhand eines Fragebogens gezielt eine Einstellung der Hörgeräte vorzunehmen.

Fazit

Eine Meßtechnik, die mit künstlichen, statischen Schmalbandsignalen arbeitet, muß bei der Einstellung unserer modernen hochqualifizierten Geräte in eine Sackgasse führen. Eben die variable Signalverarbeitung von Breitbandsignalkomplexen wie Sprache im Störgeräusch bei verschiedenen Pegeln ist ein Leistungsmerkmal moderner Hörgeräte-Technik. Selbst die Lautheitsskalierung muß ihr Ziel, ein lautheitsnormalisiertes Hörfeld zu schaffen, bei Breitbandsignalen verfehlen. Außerdem kann der vom Patienten bevorzugte Frequenzgang anhand psychoakustischer Messungen nicht vorhergesagt werden. Kießling und Schubert (1995) räumen bei ihrem Verfahren ein, daß die so gewonnene Einstellung durch subjektive Befragung des Patienten kontrolliert werden muß.

Mehrere Veröffentlichungen belegen glaubhaft, daß bei der subjektiven Bewertung die Unterschiede zwischen verschiedenen Einstellungen sehr viel deutlicher zutage treten als etwa bei der sprachaudiometrischen Prüfung (Punch, 1978; Studebaker et al., 1982; Harris und Goldstein, 1985; Byrne, 1986; Levitt et al., 1987; Gabrielsson et al., 1988; Leijon et al., 1991).

Es erhebt sich daher die Frage, ob es nicht sinnvoller wäre, hier »ganzheitlich« vorzugehen: In kontrollierbaren, realen akustischen Situationen, anhand der subjektiven Angaben des Patienten, die beste Einstellung zu finden. Versuche in diese Richtung existieren ebenfalls schon (Geers und Haubold, 1993; Haubold, 1996; Appell et al., 1995). Wir haben diesen Schritt auf eine andere Art vollzogen und möchten hier über unsere Erfahrungen berichten. Diese Arbeit soll beweisen daß auch andere Wege als die bisherigen zu brauchbaren Ergebnissen führen können. Natürlich ist der hier eingeschlagene Weg erst ein Anfang und eine Möglichkeit unter mehreren anderen. Ob es ein Schritt in die richtige Richtung ist, wird die Zukunft zeigen.

Diese Veröffentlichung soll daher in erster Linie provozieren und zum Nachdenken anregen. Sie soll ermutigen, auch einmal unkonventionelle Wege zu gehen und etwas mehr zu experimentieren.

2. Methode

Es war unser Ziel, mit realen Geräuschen, denen der Patient im täglichen Leben ausgesetzt ist, eine Einstellung des Hörgerätes vorzunehmen. Vor der »Anpassung« wurden nur Hörschwelle und Unbehaglichkeitsgrenze gemessen. Die gesuchten Parameter waren Frequenzgang und Verstärkung bei leisen, mittleren und lauten Signalen (und damit auch die Kompression). Als Signale dienten Sprache ohne und mit Störgeräusch bei verschiedenen Pegeln sowie Musik. Es sollte durch Einpendeln iterativ die beste Einstellung gefunden werden aufgrund der subjektiven Bewertung des Patienten. Danach erfolgte ein mehrtägiges Probetragen mit eventueller Korrektur. Nach der endgültigen Einstellung wurde eine sprachaudiometrische Prüfung und eine Sondenmessung durchgeführt; außerdem wurde der Patient nach seinem subjektiven Eindruck befragt. Die ermittelte Einstellung wurde mit etablierten Anpaßstrategien wie POGO und NAL verglichen; die sprachaudiometrischen Ergebnisse und die subjektive Bewertung wurde mit dem eigenen Gerät des Patienten verglichen, sofern dieser Hörgeräteträger war. Eine Fragebogenerhebung (Göteborgs Profil oder Oldenburger Inventar) erschien uns nicht sinnvoll wegen der Kürze der Probetragezeit, und da während des stationären Aufenthaltes der Patienten viele Situationen, welche die Fragebögen bewerten, nicht auftreten.

2.1 Versuchspersonen

Insgesamt nahmen 30 Patienten am Versuch teil. 20 davon waren bereits Träger von Hörgeräten. Aus Tab. 1 ist die Verteilung der 30 Probanden ersichtlich. Abb. 1 zeigt die Hörverluste der Patienten im Mittelwert, Standardabweichung und maximal-

Tab. 1: Patientenstatistik

Table 1: Statistics of the patients who participated in the investigation (total number; age; number of wearers of hearing aids; number of wearers of BTE and ITE aids; length of experience with the aids; maximal air-bone gap; kind of hearing loss; low, middle and high frequency losses

Anzahl der untersuchten Patienten:	30
Verwertbare Angaben:	28
Alter der untersuchten Patienten:	14 - 20 Jahre
Anzahl der Hörgeräteträger:	20
HdO-Geräteträger:	12
IdO-Geräteträger:	8
Tragedauer:	6 Wochen bis 3 Jahre
max. Schalleitung:	25 dB
Tieftonverluste:	2
pancochleär:	7
Hochtonverluste:	17
starke Hochtonverluste:	2

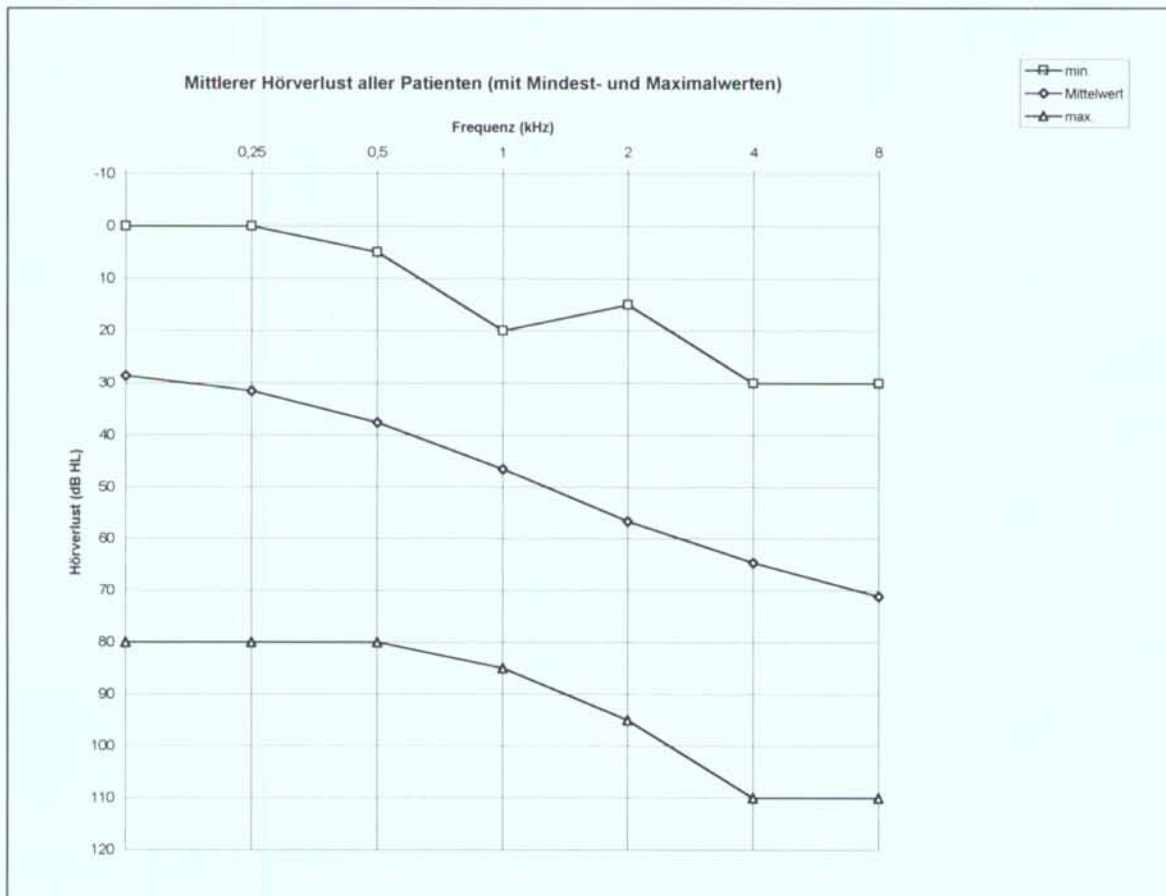


Abb. 1: Hörverluste (Mittelwert) und maximale Streuung für alle Patienten (n = 28)

Fig. 1: Hearing losses (mean values) and maximal scatter for all patients (n = 28)

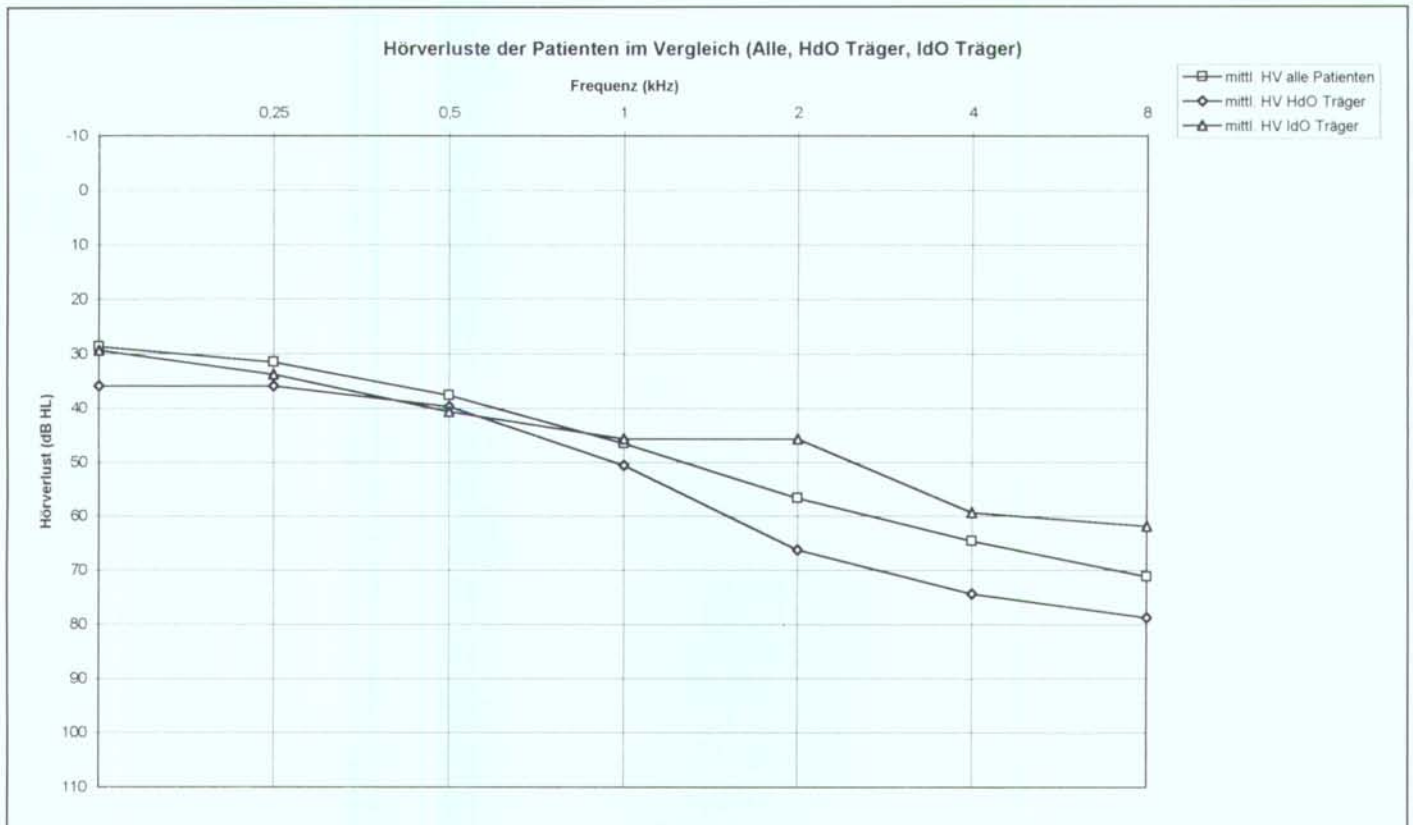


Abb. 2.: Hörverlust (Mittelwert) für alle Patienten, für HdO- und IdO-Geräteträger

Fig. 2: Hearing losses (mean values) for all patients, for wearers of BTE (lower) and ITE instruments (upper curve)

ler Streuung. In Abb. 2 sind die mittleren Hörverluste aller Patienten, der HdO- und der IdO-Geräteträger dargestellt. Die Patienten wurden über den Zweck des Versuches aufgeklärt und beteiligten sich freiwillig daran.

2.2 Versuchsaufbau

Alle Versuche wurden mit dem Gerät Siemens Triton 3004 und der Programmierereinheit PMC durchgeführt. Die Anpassung erfolgte stets einohrig. Für die Auswahl des bevorzugten Frequenzganges wurden im Speicher der Programmierereinheit 6 Frequenzgänge abgelegt (Abb. 3). Diese Frequenzgänge bildeten eine Art Klangwaage. Der Patient sollte durch Vergleich und Einpendeln den für ihn angenehmsten Frequenzgang finden. Auf Wunsch konnten auch Zwischenstufen zwischen den 6 Frequenzgängen erstellt werden. Diese Zwischenstufen betrafen sowohl feinere Abstufungen in Form der Klangwaage als auch alle drei Kanäle des Versuchsgerätes getrennt: Jeder einzelne G-Steller konnte nach oben oder unten korrigiert werden.

Die Sprach- und Störsignale (Stimmengewirr) sowie die Musik wurden vom CD-Spieler über 2 Aktivboxen (Klein und Hummel OY; Philips 22 RH 532/OOZ) abgespielt. Ein weiteres Störsignal (Fastl-Rauschen) wurde von einem Kassettenrecorder (Philips D6410) gesendet. Nutz- und Störsignal kamen aus derselben Richtung von vorne.

Als Sprachsignale dienten: Freiburger Sprachverständlichkeitstest, Marburger Satztest und lebende Sprache (männlich und weiblich). Die Störgeräusche (Stimmengewirr) entstammten der CD »Anpassung und Test von Hörprogrammen« der Firma Siemens. Die dB-Teilung erfolgte in 2,5 dB-Schritten über das Audiometer ear-technic A2000.

Als Sondenmeßsystem diente das Gerät Glaser RT 350/450. Falls der Proband nicht Hörgeräteträger war oder ein IdO-Gerät trug, wurde ein individuelles Ohrpaßstück aus Otoform A soft angefertigt. Die Sondenmessung wurde immer bei $L_e = 70$ dB (SPL) durchgeführt. Das Kompressionsverhalten der Hörgeräte wurde nicht in situ sondern nur am Ohrsimulator gemessen.

2.3 Untersuchungsablauf

Es schien von vornherein unvermeidlich, daß einzelne Patienten nicht in der Lage sein würden, Angaben zu machen, die differenziert und zuverlässig genug wären, um eine adäquate Einstellung der Hörgeräte vorzunehmen. Es sollte daher ein Kriterium geschaffen werden, solche Patienten zu erkennen und auszusondern. Deswegen erfolgte als erster Schritt die Bestimmung des Pegels für angenehm lautes Hören mit Weißem Rauschen über Kopfhörer (DT48). Konnte der Patient auf ± 5 dB genau diese Schwelle reproduzieren, galt er als geeignet. Der bevorzugte Frequenzgang wurde dann wie folgt ermittelt:

1. Für Sprache allein (Freiburger Test) wurde bei 65 dB mit sanft ansteigendem Frequenzgang (Kurve 4 in Abb. 3) die Verstärkung auf angenehm laut eingestellt. Danach wurden die einzelnen Frequenzgänge verglichen (Frage: 4 deutlicher als 5, 4 deutlicher als 3? usw.). Falls Lautheitsunterschiede zwischen den Frequenzgängen auftraten, wurde der zu vergleichende Frequenzgang auf die Lautheit des ersteren (Frequenzgang 4) korrigiert. Dasselbe erfolgte bei 50 dB (Sprache sollte leise, aber wahrnehmbar sein) und bei 80 dB (Sprache laut, aber nicht zu laut).

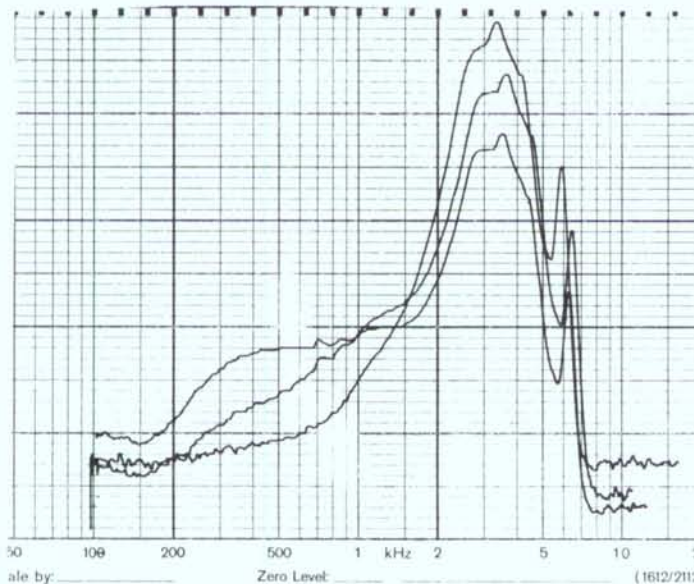
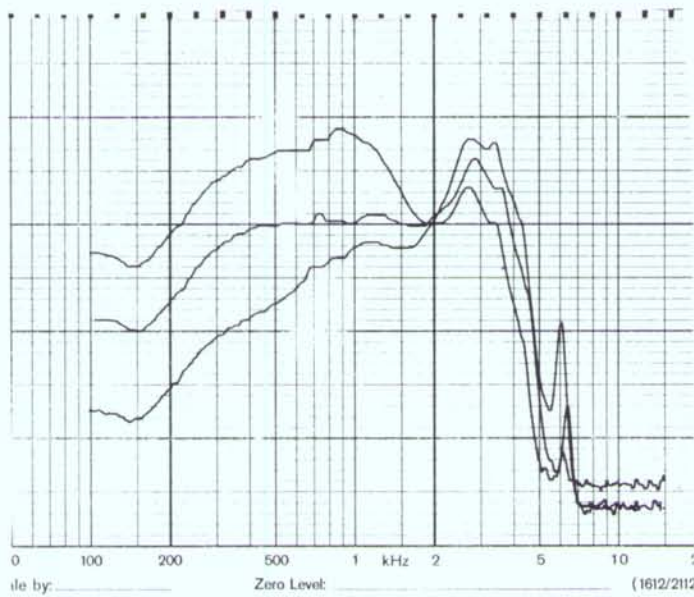


Abb. 3: 6 wählbare Frequenzgänge, gemessen am Ohrsimulator

Fig. 3: Ear-simulator measurements of the 6 frequency responses to be selected in the subjective rating of sound quality

2. Für Sprache (65 dB) im Störgeräusch (50 dB). Als Störgeräusche wurden das Fastl-Rauschen und Stimmengewirr verwendet. Der Störabstand wurde bewußt sehr hoch gewählt, um die Aufgabe für Patienten, die noch keine Erfahrung mit Hörgeräten hatten, nicht zu schwierig zu gestalten.

3. Für Musik: Klassik und Unterhaltungsmusik (etwa 75 dB).

4. Für laute Sprache (lebende Sprache: weiblicher und männlicher Sprecher). Direkt am Mikrofoneingang des Gerätes erfolgte die Einstellung der AGC und PC: Sprache sollte laut, aber nicht zu laut sein.

5. Für lebende Sprache leise, mittel und laut im halligen Raum (Korridor der Klinik).

6. Mehrtägiges Probetragen der Geräte.

7. Kontrolle mittels Sprachaudiometrie (Freiburger Test), In situ-Messung und subjektive Einschätzung durch den Patienten; Vergleich mit eigenem Gerät. Der Patient sollte angeben, welchem Gerät er insgesamt den Vorzug geben würde.

Als subjektive Kriterien für die bevorzugte Einstellung galten folgende Qualitäten: angenehm, klar, deutlich, natürlich.

3. Ergebnisse

3.1 Eignungstest für subjektive Angaben

Alle Patienten waren in der Lage, bezüglich der Lautheitsempfindung (Zone angenehmen Hörens für Weißes Rauschen) verwertbare Angaben zu machen. Jedoch fielen zwei Patienten aus der Auswertung heraus, weil es ihnen nicht gelang, reproduzierbare Klangqualitäten und bevorzugte Frequenzgänge anzugeben. Die Aussagen streuten unsystematisch in allen akustischen Situationen und waren bei Wiederholung nicht zu reproduzieren. Andererseits wählten nur 5 Patienten einen nach Abb. 3 unveränderten Frequenzgang. Die restlichen Patienten verlangten nach einer Modifikation. Diese konnte sowohl in einem Wert zwischen den 6 vorgegebenen Stufen bestehen, als auch in einer Veränderung der Verstärkung durch einen der drei G-Steller, d. h. der tiefe, mittlere oder der hohe Kanal konnte isoliert verändert sein. Die Abweichungen von den vorgegebenen 6 Frequenzgängen betrug jedoch auch in diesen Fällen in keinem Kanal mehr als 7 db.

3.2 Sprachverständlichkeitsmessung

Tab. 2 zeigt die erreichten Sprachverständlichkeitswerte für das Testgerät. Die Träger von IdO-Geräten erreichten für 65 und 80 dB eine etwas höhere Verständlichkeit als die Träger von HdO-Geräten. Aus Tab. 4 ist ersichtlich, daß die IdO-Träger deutlich höhere insertion-gain-Werte erhielten als die HdO-Träger. Gleichzeitig ist allerdings der Hörverlust für die HdO-Träger in den hohen Frequenzen höher als für die IdO-Träger (Abb. 2).

Tab. 2: Erzielte Sprachverständlichkeit für Gerät Siemens Triton 3004

Table 2: Speech intelligibility obtained with the Siemens Triton 3004 hearing aid, a) for all patients, b) for wearers of hearing aids only, c) for wearers of BTE and ITE instruments

Verständlichkeit mit Triton 3004 in %			
50	65	80	dB
32,2	60,7	72,9	Mittelwerte alle Vpn.
20,5	20,6	20,9	Stabw.
0-70	10-90	20-100	max. Streuung
30,4	59,2	71,9	Mittelwert HG-Träger
21,3	18,2	18,3	Stabw.
0-70	25-90	35-100	max. Streuung
32,8	57,1	67,8	Mittelwert HdO-Träger
0-70	25-90	35-100	max. Streuung
27,5	61,6	76,6	Mittelwert IdO-Träger
5-60	45-85	50-95	max. Streuung

Tab. 3: Erzielte Sprachverständlichkeit für eigenes Hörgerät

Table 3: Speech intelligibility obtained with patient's own hearing aids: a) for all patients, b) for wearers of BTE instruments and c) for wearers of ITE instruments

Verständlichkeit eigenes Gerät in %			
50	65	80	dB
16,9	43,4	64,6	Mittelwert alle Vpn.
20,1	25,0	24,3	Stabw.
0-55	0-85	30-100	max. Streuung
15,7	39,2	59,2	Mittelwert HdO-Träger
0-50	0-85	35-80	max. Streuung
18,3	48,3	70,8	Mittelwert IdO-Träger
0-55	20-80	30-100	max. Streuung

Tab. 4: Insertion-gain-Werte für Triton 3004 in dB bei $L_e = 70$ dB (SPL)

Table 4: Insertion gain as measured for Triton 3004 in dB at $L_i = 70$ dB (SPL): a) for all patients, b) for wearers of hearing aids only, c) for BTE instruments and d) for ITE instruments

250	500	1 000	2 000	4 000	6 000	Hz
6,3	12,6	21,0	22,1	12,3	8,9	alle Vpn.
9,4	13,2	14,5	10,4	14,2	12,7	Stabw.
6,4	13,4	21,2	23,5	14,0	10,9	HG-Träger
10,1	14,8	16,6	12,3	15,8	12,5	Stabw.
6,6	8,4	13,5	21,1	11,2	6,4	HdO-Träger
9,1	19,3	28,3	26,3	21,3	16,1	IdO-Träger

Tab. 5: Insertion-gain-Werte für eigenes Hörgerät in dB bei $L_e = 70$ dB (SPL)

Table 5: Insertion gain as measured for patient's own hearing aids in dB at $L_i = 70$ dB (SPL): a) mean values and standard deviation for all patients, b) wearers of BTE instruments and c) wearers of ITE instruments

250	500	1 000	2 000	4 000	6 000	Hz
4,6	13,0	23,8	22,7	17,3	10,9	Mittelwert alle Vpn.
3,7	8,0	8,8	7,4	10,1	9,8	Stabw.
5,7	14,2	25,0	21,7	15,1	9,4	HdO-Träger
3,3	11,5	22,5	24,0	19,8	10,8	IdO-Träger

Aus Tab. 3 geht die erreichte Verständlichkeit für das eigene Gerät der Patienten hervor, ebenfalls getrennt für HdO- und IdO-Geräteträger. Die Träger von IdO-Geräten erzielten eine deutlich höhere Diskrimination. Aus Tab. 5 ist ersichtlich, daß die Verstärkungswerte der IdO-Geräteträger ebenfalls höher lagen, wenn auch nicht so deutlich über den Werten der HdO-Träger wie bei der Einstellung des Versuchsgerätes.

Aus Abb. 4 ist die Verständlichkeit für das Versuchsgerät (nur Hörgeräteträger) sowie für die eigenen HdO- und IdO-Geräte zu entnehmen.

Tab. 6 zeigt im Vergleich die erreichte Verständlichkeit für das eigene und das Versuchsgerät, sowie die gemessenen Verstärkungswerte und die theoretischen Vorgaben nach NAL und POGO.

Tab. 6: Verständlichkeit in % für Triton und eigenes Gerät, sowie insertion-gain-Werte und Vorgaben nach NAL und POGO

Table 6: Speech intelligibility in % obtained with Triton and patient's own instruments and insertion gain in dB as measured patient's own instruments as well as NAL/POGO proposals

Verständlichkeit (%)				
50	65	80 dB	Mittelwert	
16,9	43,4	64,6	41,6	eigenes Gerät
30,4	59,2	71,9	53,8	Triton 3004

Insertion gain (dB)						
250	500	1 000	2 000	4 000	6 000	Hz
4,6	13,0	23,8	22,7	17,3	10,9	eigenes Gerät
6,4	13,4	21,1	23,5	14,0	10,9	Triton
1,7	12,3	24,0	25,3	28,1	27,8	NAL-Vorgabe
8,0	15,9	25,9	30,5	35,9		POGO-Vorgabe

Das Kompressionsverhalten der Hörgeräte wurde nicht in situ sondern nur am Ohrsimulator gemessen bei 1 kHz. Die Verstärkung betrug:

	für eigenes Gerät	für Triton
bei Le = 50 dB:	31,4 dB	28,5 dB
bei Le = 90 dB:	28,2 dB	24,2 dB

3.3 Subjektive Beurteilung der verschiedenen akustischen Situationen

Es sollen hier nur die unterschiedlichen Klangqualitäten in den verschiedenen Situationen – nicht die unterschiedlichen Verstärkungen (Kompressionsverhalten) – berücksichtigt werden.

Wie bereits erwähnt, waren von den 30 Probanden 2 nicht in der Lage, reproduzierbare Angaben bezüglich des Frequenzganges zu machen. Andererseits mußten für verschiedene Klangbilder bei 10 Patienten sogar Zwischenstufen zwischen den in Abb. 3 dargestellten Frequenzgängen gewählt werden, da ihnen diese Abstufungen zu grob waren.

Tab. 7: Änderung des Frequenzganges (Bezug: bevorzugter Frequenzgang für Sprache bei 65 dB) in Abhängigkeit von der akustischen Situation

Table 7: Modification of the frequency response as requested by the patients in the different acoustical situations (preferred response for speech at 65 dB as a reference). Criterion: lower or higher

	tiefer	höher
Alle gleich: 14		
Sprache 50 dB	0	0
Sprache 80 dB	0	2
Sprache + Fastl-Rauschen	3	3
Sprache + Cocktail-Party-Geräusch	3	4
Musik	8	5
Korridor	0	0

Tab. 8: Subjektive Bewertung von eigenem und von Versuchsgerät

Table 8: Subjective evaluation of wearer's own instrument in comparison with Triton 3004 (criterion: better – same – worse)

Triton	besser	gleich	schlechter als eigenes Gerät
alle Vpn.	14	1	5
IdO-Träger	5	0	3
HdO-Träger 9	9	1	2
nicht HG-Träger:	alle positiv		

Tab. 7 zeigt, bei wie vielen Patienten in welcher Situation der Frequenzgang um eine Stufe (Abb. 1) verändert wurde. Veränderungen um zwei Stufen wurden in keinem Fall gewünscht. Bei 14 Patienten ergab sich keine Änderung für alle Situationen. Lediglich bei Musik verlangten 8 Patienten eine Tiefenanhebung, 5 dagegen eine Anhebung der Höhen. Für die übrigen Situationen läßt sich keinerlei Systematik erkennen.

3.4 Gesamtbeurteilung

Die Patienten sollten nach der Tragepraxis angeben, welchem Gerät sie den Vorzug geben würden: dem eigenen oder dem Versuchsgerät. Sie sollten sich ausschließlich nach akustischen, nicht nach kosmetischen Gesichtspunkten entscheiden. Aus Tab. 8 sind die Ergebnisse der subjektiven Bewertung zu ersehen.

4. Diskussion

4.1 Eignungstest

Als Auswahlkriterium für die Fähigkeit des Patienten, eine Anpassung auf rein subjektiver Basis zu bewerkstelligen, ist die zuverlässige Angabe von Lautheitsempfindung allein offensichtlich nicht ausreichend. Klang- und Lautheitsempfindung sind offenbar sehr verschiedene Kriterien, wobei die Klangqualität wesentlich schwieriger zu beurteilen ist. Nach *Haubold* (persönliche Mitteilung) trifft dieses negative Ergebnis für das Verfahren a-life allerdings nicht zu. Es ist ohne weiteres denkbar, daß eine verbesserte Methode hier bei allen Patienten zum Erfolg führt. Dennoch erscheint uns ein Kriterium sehr wünschenswert, das es gestattet, die Zuverlässigkeit der Patientenangaben zu prüfen. So wurde z. B. von *Cox* und *McDaniel* (1989) ein solches Kriterium für die subjektive Einschätzung der Sprachverständlichkeit geschaffen. Etwas ähnliches erscheint für die subjektive Bewertung von Klangqualität grundsätzlich möglich. Subjektive Angaben gewinnen an Gewicht und Glaubwürdigkeit, wenn es gelingt, ihre Richtigkeit und Reproduzierbarkeit sicher zu beweisen. Durch Wiederholung, statistische Auswertung und Varianz-Analysen erscheint dieses Ziel durchaus erreichbar zu sein.

4.2 Sprachverständlichkeitsmessung

Die Träger von IdO-Geräten hatten etwas höhere Diskriminationswerte erreicht. Dabei hatten sie auch höhere insertion-gain-Werte als die Träger von HdO-Geräten trotz geringeren Hörverlustes. Es ist verständlich, daß IdO-Träger an größere Schallpegel bei Frequenzen oberhalb von 2 kHz gewöhnt sind und deshalb auch in der vorliegenden Versuchssituation danach verlangten. Möglicherweise handelt es sich dabei um einen Effekt im Sinne der von *Gatehouse* (1993) berichteten Akklimatisierung.

Aus Tab. 4 ist jedoch ersichtlich, daß die IdO-Träger auch bei den Frequenzen 500 und 1 000 Hz nach mehr Verstärkung verlangten. Dieser Befund ist unverständlich. Bei den eigenen Geräten hingegen war die Verstärkung bei 500 und 1 000 Hz etwas geringer bei den Trägern der IdO-Geräte (Tab. 5).

Die bessere Diskrimination der IdO-Geräteträger ist offen-

sichtlich auf den geringeren Hörverlust einerseits und die höhere Verstärkung andererseits zurückzuführen.

Das Versuchsgerät erreichte für alle Pegelstufen ganz deutlich höhere Diskriminationswerte. Ein Vergleich der Verstärkungswerte jedoch zeigt erstens, daß beide Geräte mit nahezu identischer Verstärkung betrieben wurden. Dies geht sowohl aus der Sondenmessung bei $L_e = 70$ dB als auch der Kupplermessung bei 1 kHz und $L_e = 50$ bis 90 dB hervor. Das Begrenzungs- und Kompressionsverhalten beider Hörgerätegruppen ist vergleichbar (Abweichung maximal 4 dB bei 1 kHz). Die bessere Diskrimination mit Hilfe des Versuchsgerätes ist allem Anschein nach auf die fortschrittlichere Technik, d. h. Signalverarbeitung durch die 3-Kanaltechnik und das Dynamikverhalten zurückzuführen und nicht etwa auf einen günstigeren Frequenzgang (Sesterhenn et al., 1996). Denkbar wäre freilich auch, daß die eigenen Geräte nicht optimal angepaßt waren. Sie wurden mit unveränderter Einstellung übernommen, wie sie von den Patienten getragen wurden.

Aus den gemessenen und von den Patienten gewählten Verstärkungen und Frequenzgängen ergibt sich allerdings ein Dilemma: Die Vorgaben von NAL und POGO harmonisieren bis etwa 2 kHz sehr gut mit den von den Patienten bei den eigenen Geräten eingestellten und den von uns gefundenen Werten für das Versuchsgerät. Dies bestätigt einerseits, daß es mit Hilfe der subjektiven Angaben gelingt, die richtige Verstärkung einzustellen, was nicht weiter verwundert: Wenn es möglich ist, durch Hörfeldskalierung die Lautheitsfunktionen des Gehörs zu bestimmen, so darf es auch keine Schwierigkeit bereiten, für ein Breitband-signal wie Sprache die adäquate Verstärkung subjektiv zu finden. Andererseits ergeben sich für die höheren Frequenzen 4 und 6 kHz ganz gravierende Diskrepanzen. Die Vorgaben nach NAL und POGO ergeben hier wesentlich höhere Verstärkungen, als es von den Patienten gewünscht wurde, obwohl dies technisch möglich gewesen wäre. Lediglich ein Proband verlangte mehr Verstärkung in den Höhen, als technisch zur Verfügung stand, weil er durch seine IdO-Geräte daran gewöhnt war. Sämtliche anderen Probanden lehnten eine stärkere Höhenanhebung ab. Dieser

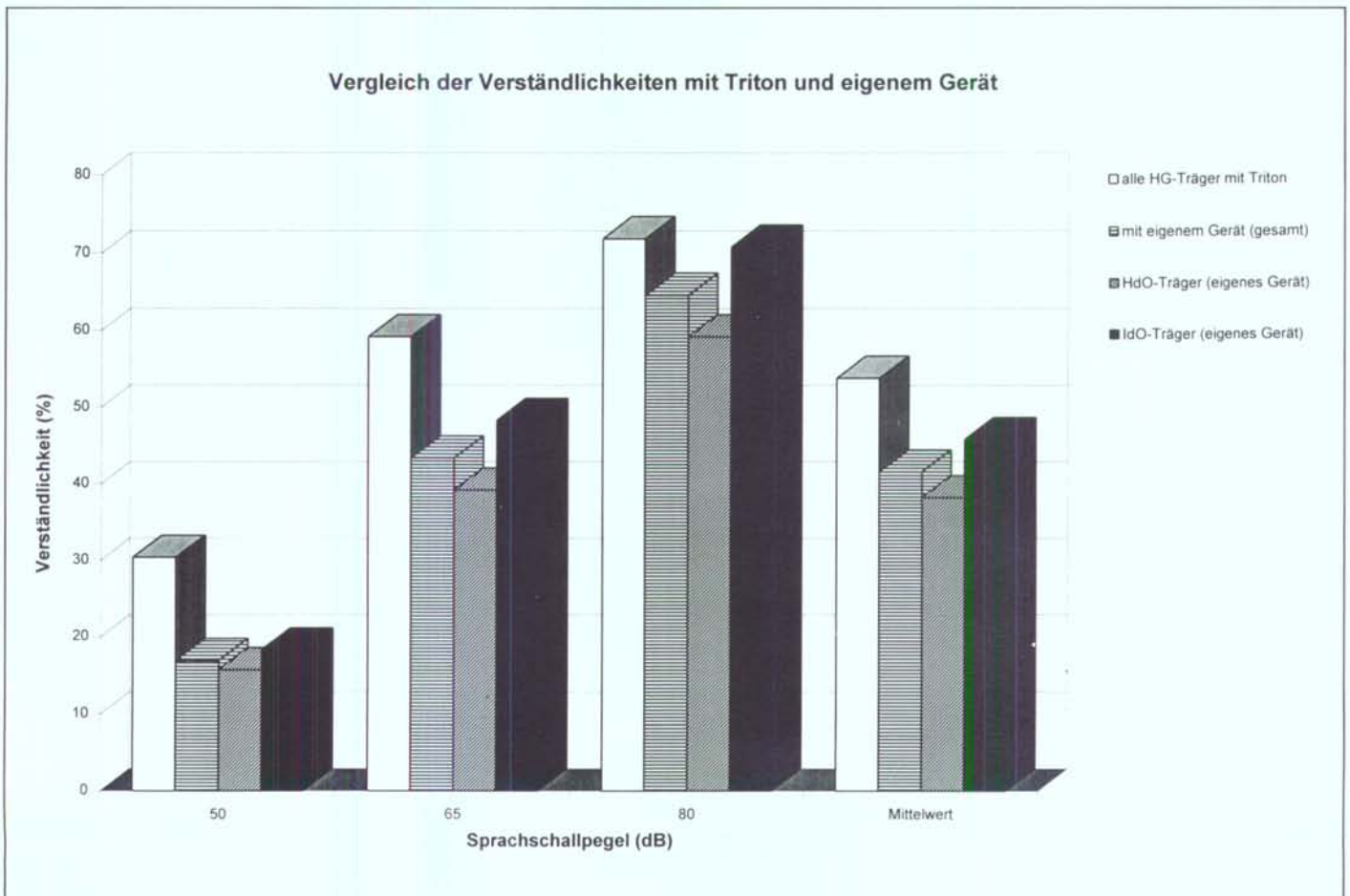


Abb. 4: Vergleich der Verständlichkeiten für a) Hörgeräteträger mit Triton, b) für eigene Geräte, c) für eigene HdO- und d) für eigene IdO-Geräte bei 50, 65, 80 dB und Mittelwerte

Fig 4: Comparison of the intelligibilities obtained for a) all wearers of hearing aids with Triton, b) for patient's own instruments, c) for patient's own BTE and d) for patients' own ITE instruments at 50, 65, 80 dB and mean values of the three levels

Insertion gain im Vergleich Triton-eigenes Gerät-NAL-POGO

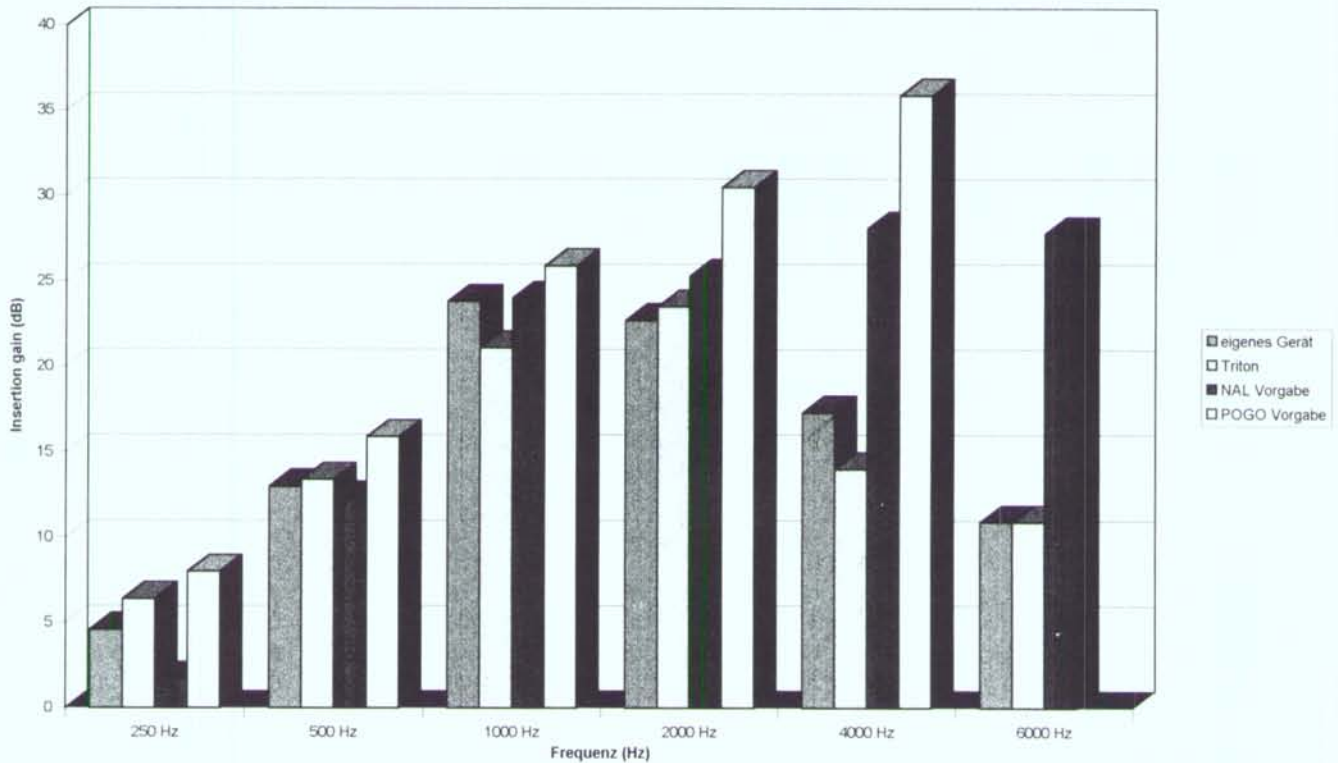


Abb. 5: Gemessene insertion-gain-Werte für Triton 3004 (alle Patienten), für eigenes Gerät sowie Vorgaben nach POGO und NAL.

Fig. 5: Insertion gain as measured for Triton 3004 (all patients), for patient's own instruments and proposals by NAL and POGO

Befund wird bestätigt von *Launer* und *Bächler* (persönliche Mitteilung) und von *Byrne* und *Cotton* (1988). Andererseits kritisieren *Meister* und *von Wedel* (1996), daß die Lautheitsskalierung mehr Verstärkung in den Höhen erfordere, als die Vorgaben von NAL und POGO. Eine mögliche Erklärung für diese Diskrepanz ist die Tatsache, daß die Sondenmessung oberhalb 3 kHz fehlerhafte Werte liefert (*Sesterhenn et al.*, 1997). Die Schalldruckwerte am Ausgang des Ohrpaßstückes, wo üblicherweise gemessen wird, sind bei 6 kHz um bis zu 20 dB niedriger als direkt am Trommelfell. Da aber Routinemessungen vor dem Trommelfell unüblich sind und sich Verfahren wie POGO und NAL auf die praxisorientierte Messung am Ausgang des Ohrpaßstückes beziehen, ist diese Erklärung eher unbefriedigend. Eine Messung der Aufblähkurve hätte hier weiterführen können. Allerdings ist dieses Problem nicht Gegenstand der vorliegenden Untersuchung.

Es ist freilich auch denkbar, daß Effekte wie Gewöhnung mit der Zeit bei den Patienten bewirken, daß mehr Höhen toleriert werden und auch von Vorteil sind (*Gatehouse*, 1993). Dieser gesamte Fragenkomplex wird zur Zeit von uns untersucht.

4.3 Subjektive Beurteilung der verschiedenen Situationen

Theoretisch wäre zu erwarten, daß sich der Frequenzgang in Abhängigkeit von Pegel und akustischem Umfeld ändert: Bei leisen Sprachpegeln müßte der hohe Frequenzbereich stärker angehoben werden als bei hohen Pegeln (K-Amp-Verhalten); bei Sprache im Störgeräusch müßten die Tiefen abgesenkt, bei Musik dagegen angehoben werden. Aus den gemachten Angaben der Patienten läßt sich jedoch keinerlei Systematik ableiten. Wir können daher nur konstatieren: Wenn ein Patient glaubhaft und wiederholbar versichert, in einer bestimmten Situation ein bestimmtes Klangbild zu bevorzugen, so soll er dieses auch bekommen!

4.4 Gesamtbeurteilung

Da die Tragedauer des Versuchsgerätes nur 1 bis 4 Tage betrug, erschien es nicht angebracht, eine Fragebogenbewertung durchzuführen. Hierzu war die Tragedauer zu kurz, die Erfahrung

nicht für alle in Frage kommenden Situationen ausreichend. Insofern betrachten wir auch die abschließende Bewertung durch die Patienten nur mit Einschränkung als endgültig und maßgeblich. Bei den Patienten ohne eigenes Hörgerät war die Bewertung bei allen positiv. Bei den Hörgeräteträgern zeigte sich eine deutliche Zweiteilung der Gruppe. Die Bewertung durch Träger von HdO-Geräten unterschied sich deutlich von den IdO-Trägern: Das Testgerät wurde von den IdO-Trägern deutlich öfter abgelehnt als von den HdO-Trägern. Dieses Ergebnis ist nicht weiter verwunderlich, weil bezüglich der Höhenwiedergabe, des ausgeglichenen Frequenzganges und der Art der Schallaufnahme ein HdO-Gerät die Qualität eines IdO-Gerätes nicht erreichen kann. Demzufolge ist der Frequenzgang für die subjektive Beurteilung sicher nicht ohne Belang. Die Träger von Hörgeräten sind alle an den Klang ihres Gerätes gewöhnt und geneigt, dieses zu bevorzugen. Trotzdem haben bei der Endbewertung nur 5 von 20 Patienten ihrem eigenen Gerät den Vorzug gegeben. Die sprachaudiometrischen Befunde sprechen noch deutlicher für das Versuchsgerät. Dieser Befund muß zumindest nachdenklich stimmen.

5. Schlußfolgerungen

Eine effiziente Anpassung von Hörgeräten auf rein subjektiver Basis ist möglich. Die hier vorgelegten Ergebnisse sollen keinesfalls beweisen, daß die hier angewandte Methode der herkömmlichen Praxis überlegen wäre. Obwohl die sprachaudiometrischen Daten und die subjektive Bewertung durch die Hörgeräteträger zeigen, daß die erzielten Ergebnisse sehr ermutigend zu sein scheinen, sind die Fallzahlen der Patienten und auch die Tragedauer des Testgerätes viel zu eingeschränkt, um endgültige Aussagen zu wagen. Solange aber keine effizienteren »objektiven« Methoden zur Verfügung stehen, was zumindest im Moment der Fall zu sein scheint, könnte die subjektive Anpassung ein Schritt in die richtige Richtung sein.

Zu den Vorteilen der subjektiven Anpassung mit realen Klangbildern gehören:

1. Die Akzeptanz der Hörgeräte durch die Patienten ist in jedem Fall erheblich höher als nach der Anpassung im akustisch sterilen Raum und der Überprüfung allein mit der Sprachaudiometrie, der Sondenmessung und möglicherweise auch nach Hörfeldskalierung. Eine endgültige Aussage kann in bezug auf letzteres Verfahren heute noch nicht gemacht werden. Nach *Hauhold* (persönliche Mitteilung), der bei seinem Verfahren a-life ebenfalls auf jegliche Sprachaudiometrie und Hörfeldskalierung verzichtet, ist nach Anpassung von über 300 Patienten die Zahl der Reklamationen erheblich zurückgegangen. Vieles spricht dafür, daß somit ein erstes Ziel, die Treffsicherheit der Anpassung, durch subjektive Methoden, deutlich erhöht werden kann.

2. Der Zeitaufwand könnte durch subjektive Anpassung gegenüber den herkömmlichen Methoden erheblich reduziert werden. Voraussetzung ist allerdings ein standardisiertes Verfahren, wie es in a-life bereits zur Verfügung steht. Bei unserer Methode

ist dies zur Zeit noch nicht der Fall, jedoch grundsätzlich möglich. Bei programmierbaren Geräten wäre sogar durch ein entsprechendes interaktives Anpaßprogramm zumindest bei gut kooperativen Patienten eine völlige Automatisierung der Prozedur denkbar.

Alle Autoren, die über subjektive Bewertung als Ersatz der Sprachaudiometrie oder der herkömmlichen Anpaßverfahren berichten (Übersicht siehe *Sesterhenn et al.*, 1996), sind sich darin einig, daß sich so eine bedeutende Zeitersparnis ergeben würde. Damit wäre auch die zweite Anforderung erfüllt.

Absolut unbefriedigend ist im Moment noch die fehlende Objektivierbarkeit und Kontrollierbarkeit der subjektiven Angaben. Es ist nicht unsere Absicht, hier gesicherten wissenschaftlichen Boden zu verlassen und einen Rückfall in frühere Entwicklungsstufen zu befürworten. Daher suchen wir zur Zeit nach einer Möglichkeit, die Zuverlässigkeit der Patientenangaben zu »messen«. Mit Hilfe einer Varianzanalyse erscheint auch dies möglich zu sein. Darüber soll in einer späteren Arbeit berichtet werden. Falls diese Vorhaben gelingen sollte, sehen wir tatsächlich in kontrollierten subjektiven Angaben einen vollen Ersatz für Sprachaudiometrie und sonstige Anpaßmethoden. Auch dem Kostenträger gegenüber hätten man so ein stichhaltiges Argument für Neu- und Umversorgungen.

Die hier durchgeführten Versuche beziehen sich hauptsächlich auf die Beurteilung der Klangqualität, d. h. des Frequenzganges. Grundsätzlich sind bezüglich des Dynamikverhaltens Einstellungen auf subjektiver Basis ebenso möglich. Voraussetzung dafür wäre eine Prüfsituation mit leiser, mittlerer und lauter Sprache im Störgeräusch. Die geeignete Kompressionskennlinie kann dann ebenso wie bei der Frequenzgangbeurteilung aus z. B. 5 vorgegebenen Kompressionskennlinien ermittelt werden.

Die Frage der Akklimatisierung (*Gatehouse*, 1993) ist mit keiner der bisherigen Methoden zu lösen. Sowohl bei Hörgeräteträgern wie auch bei CI-Patienten ist es denkbar, daß eine bestimmte Einstellung zunächst als unangenehm empfunden und abgelehnt wird. Nach einer teilweise sogar mehrmonatigen Gewöhnungsphase könnte sie jedoch akzeptiert werden und sogar von Vorteil sein. Dies käme dann einer Anpaßprozedur gleich. Auch diese Möglichkeit darf nicht ausgeschlossen werden. Wenn beispielsweise eine Übertragung der Höhen, wie sie nach der Lautheitsskalierung vorzunehmen wäre (*Meister und von Wedel*, 1996), vom Patienten zunächst auch vehement abgelehnt wird, so könnte sie sich längerfristig doch als richtig erweisen und vor allem im Störgeräusch eine bessere Sprachverständlichkeit erzielen. Es wäre verdienstvoll, diese Effekte mit Patienten systematisch zu untersuchen.

Literatur/References

- Appell, J.-E., Hohmann, V., Kollmeier, B. (1995). »Vergleich verschiedener digital realisierter Verarbeitungsstrategien für 3-Kanalhörgeräte mit Dynamikkompression«. *Audiol. Akustik* 34, 134–143.
- Byrne, D. (1986). »Effects of frequency response characteristics on speech discrimination and perceived intelligibility and pleasantness of speech for hearing-impaired listeners«. *Journ. acoust. Soc. Amer.* 80, 494–504.
- Byrne, D., Cotton, S. (1988). »Evaluation of the national acoustic laboratories' new hearing aid selection procedure«. *Journ. Speech and Hear. Res.* 31, 178–186.
- Cox, R. M., McDaniel, D. M. (1989). »Development of speech intelligibility rating (SIR) test for hearing aid comparison«. *Journ. Speech and Hearing Res.* 32, 347–352.
- Gabrielsson, A., Schenkman, B. N., Hagerman, B. (1988). »The effect of different frequency responses on sound quality judgements and speech intelligibility«. *Journ. Speech Hear. Res.* 31, 166–177.
- Gatehouse, S. (1993). »The role of perceptual acclimatization in the selection of frequency responses for hearing aids«. *Journ. Amer. Acad. Audiol.* 4, 296–306.
- Geers, W., Haubold, J. (1993). »A-life, a modern hearing aid fitting procedure based on natural acoustic patterns«. 15th Danavox symposium 1993, 497–503.
- Harris, R. W., Goldstein, D. P. (1985). »Hearing aid quality judgements in reverberant and nonreverberant environments using a magnitude estimation procedure«. *Audiology* 24, 32–43.
- Hamill, T. A., Barron, Th. P. (1992). »Frequency response differences of four gain-equalized hearing aid prescription formulae«. *Audiology* 31, 87–94.
- Haubold, J. (1996). »Zukünftige Hörgeräte-Anpassung aus der Sicht der Hörakustik«. Geers-Stiftung, Schriftenreihe Band 11, 147–163.
- Holube, I., Kollmeier, B. (1994). »Modifikation eines Fragebogens zur Erfassung des subjektiven Hörvermögens und dessen Beziehung zur Sprachverständlichkeit in Ruhe und unter Störgeräusch«. *Audiol. Akustik* 33, 22–25.
- Keller, F. (1973). »Technische Hilfe bei der Rehabilitation Hörbehinderter«. Schindele-Verlag, Neuburgweier.
- Kießling, J. (1984). »Zur Bestimmung des frequenzspezifischen Verstärkungsbedarfs«. *Der Hörgeräteakustiker*, 9, 4–14.
- Kießling, J., Bachmann, J., Margolf-Hackl, S. (1996). »Computergestützte Erfassung der subjektiv empfundenen Hörstörung und des daraus resultierenden Handicaps mit Hilfe von Frageinventaren«. *Audiol. Akustik* 35, 110–123.
- Kießling, J., Schubert, M. (1995). »ScalAdapt, ein adaptives Verfahren zur Hörgeräte-Anpassung mittels Lautheitsskalierung«. *Hörakustik* 3, 4–15.
- Kinkel, M., Holube, I. (1995). »Erfassung der subjektiven Bewertung der Hörgeräteversorgung mit Hilfe eines Fragebogens«. *Audiol. Akustik* 34, 182–194.
- Launer, S., Bächler, H. (1997). »Implikation der Modellierung der Lautheitswahrnehmung für Hörgeräte«. Vortrag Erlanger Kolloquium 1997.
- Leijon, A., Lindquist, A., Ringdahl, A., Israelsson, B. (1991). »Sound quality and speech reception for prescribed hearing aid frequency responses«. *Ear and Hear.* 12, 251–260.
- Levitt, H., Sullivan, J. A., Neumann, A. C., Rubin-Spitz, J. A. (1987). »Experiments with a programmable hearing aid«. *Journ. Rehab. Res. Develop.* 24 (4); 29–54.
- Maas, R. (1987). »Verschiedene Verfahren zur Vorauswahl eines Hörgerätes nach Frequenzen des Hörverlustes im Vergleich I+II«. *Hörakustik* 8 und 9, 4–9 und 39–52.
- Meister, H., v. Wedel, H. (1996). »Hörgeräteüberprüfung mittels kategorialer Lautheitsskalierung«. *Audiol. Akustik* 35, 96–105.
- Plomp, R. (1994). »Noise, amplification and compression. Considerations of three main issues in hearing aid design«. *Ear and Hear.* 15, 2–12.
- Punch, J. L. (1978). »Quality judgements of hearing aid processed speech and music by normal and otopathologic listeners«. *Journ. Amer. Audiol. Soc.* 3, 179–188.
- Sesterhenn, G., Arold, R., Boppert, R. (1996). »Zur Wertigkeit des Frequenzganges für die Hörgeräte-Anpassung«. *Audiol. Akustik* 35, 146–155.
- Sesterhenn, G., Arold, R., Boppert, R. (1997). »Wie zuverlässig ist die Sondenmessung?« (in Vorbereitung).
- Studebaker, G. A., Bisset, J. D., van Ort, D. M. (1982). »Paired comparison judgements of relative intelligibility in noise«. *Journ. acoust. Soc. Amer.* 72, 80–92.
- Wesselkamp, M., Holube, I., Albani, S., Gabriel, B. (1997). »Lautheitsskalierung mit schmal- und breitbandigen Stimuli zur Validierung der Hörgeräte-Anpassung«. Vortrag Erlanger Kolloquium 1997.

Philippinen / Projekt PHL 9510-021

Hoffnung ist süß

Der Weltmarkt für Zucker ist zusammengebrochen. Und damit die lukrativen Plantagen auf der Zuckerinsel Negros. Tausende

von Arbeiterfamilien stehen vor dem Nichts. Jetzt kämpfen sie auf den ausgelaugten Böden der „Zuckerbarone“ auf eigene Rechnung ums Überleben. Unser Projektpartner zeigt alternative Wege auf und hilft mit Startkrediten: Mascobado, hochwertiger Voll-

rohrzucker, entsteht aus organischem Anbau in Familienbetrieben und wird gemeinschaftlich verarbeitet und (auch bei uns) im fairen Handel vertrieben. Ihre Spende macht aus arbeitslosen Plantagenarbeitern verantwortungsvolle Bauern. Danke.

Postfach 10 11 42
70010 Stuttgart

Brot
für die Welt

Postbank Köln
500 500-500 (BLZ 370 100 50)