

# Moderne Hörgeräte und ihre Verstärker

## TEIL 2

Ivar Veit

Wir wollen uns nun den verschiedenen Schaltungsmöglichkeiten des Hörgeräte-Verstärkers zuwenden und dabei mit den Taschengeräten beginnen. Die Abb. 2 zeigt die Schaltung eines einfachen 4-stufigen Taschengeräte-Verstärkers; den gestrichelt dargestellten Teil der Schaltung lassen wir vorläufig noch unbeachtet. Von außen zu bedienen sind hierbei der Ein-Aus-Schalter S. 3, der in der Praxis meist mit dem Mikrofon-Hörspulen-Wahlschalter S. 1 mechanisch kombiniert ist, ferner der Klangblenden-Wahlschalter S. 2 und der Verstärkungssteller P für die gewünschte Lautstärke.

In der Mittelstellung II des Schalters S. 1 sind Mikrofon und Hörspule gemeinsam in Betrieb. – Mit Hilfe des 3-stufigen Klangblenden-Wahlschalters S. 2 kann der elektrische Frequenzgang des Verstärkers geändert werden. In der Stellung N (= normal) hat der Verstärker innerhalb des akustischen Übertragungsbereiches einen geradlinigen Frequenzgang. In der Schalterstellung T (= tiefe Frequenzen bevorzugt) sorgt ein Kondensator für einen Verstärkungsabfall bei hohen Frequenzen, während in der Schalterstellung H (= hohe Frequenzen bevorzugt) dem Koppelkondensator zwischen Transistor 1 und Transistor 2 ein wesentlich kleinerer Kapazitätswert in Serie geschaltet wird, so daß die Verstärkung bei tiefen Frequenzen abfällt. Eine weitere Möglichkeit zur Anpassung der *akustischen Wiedergabekurve* an den Hörverlust besteht in der Wahl des günstigsten Einsteckhörers. Die meisten Taschengeräte werden nämlich mit 3 Hörern angeboten, die sich durch verschiedenen Frequenzgang unterscheiden.

Bei Geräten mit Eintakt-Endstufe fließt der Endstufen-Gleichstrom – bei Taschengeräten sind das durchschnittlich 3 mA – durch die Hörerwicklung und verursacht ein zusätzliches Magnetfeld, das die Hörermembran aus ihrer Ruhelage herauslenkt. Dadurch werden sowohl der Übertragungsfaktor als auch die Aussteuerungsgrenze des Hörers herabgesetzt. Um das zu vermeiden, verwendet man für Geräte mit Eintakt-Endstufe »polarisierte« Hörer, bei denen die Membran bereits mechanisch vorausgelenkt ist. Das durch den Endstufen-Gleichstrom erzeugte Magnetfeld bringt bei richtiger Hörer-Polung die Membran wieder in ihre Normalstellung zurück. Die Steckverbindung zwischen dem Hörer und der flexiblen Hörerleitung schließt eine Falschpolung aus.

Mit Hilfe eines Einstellers in der Endstufe – er ist im allgemeinen nur nach Öffnung des Gehäusedeckels zugänglich – kann der durch den Basiswiderstand von T4 zunächst festgelegte Endstufenstrom reduziert werden. Damit wird gleichzeitig der Aussteuerungsbereich der Endstufe und mit ihm der größte erreichbare Ausgangsschalldruckpegel herabgesetzt. Mit dem englischen Fachausdruck bezeichnet man das als stellbares »peak

Let us now turn to the various types of hearing aid amplifier circuit, starting with the conventional hearing aids. Fig. 2 shows the circuit of a simple 4-stage amplifier; at the moment we will ignore the part of the amplifier drawn with a broken line. The on/off switch S.3, which is usually combined mechanically with the microphone/telephone coil switch S.1, the tone control S.2 and the volume control P are external controls.

At the centre position II of switch S.1 both the microphone and telephone coil are in operation. – With the aid of the 3-step tone control S.2 the electric frequency response of the amplifier can be changed. At position N (= normal) the amplifier has a linear frequency response within the acoustic transmission range. At position T (= emphasis of low frequencies) a capacitor ensures that there is a drop in gain at the high frequencies, whilst in position H (= emphasis of high frequencies) an essentially lower capacity is connected in series with the coupling capacitor between transistors 1 and 2 so that the gain at the lower frequencies drops. A further possibility of matching the *frequency response curve* to the hearing loss lies in the selection of the most favourable insert receiver. Most conventional hearing aids are offered with 3 receivers that differ with respect to their frequency response.

In the case of a single-beat service amplifier the output stage direct current – with conventional aids this is about 3 mA – flows through the receiver winding and causes an additional magnetic field, which induces the receiver diaphragm to move out of its rest position. This reduces both the electro-acoustic index and the workable range of the receiver. To avoid this, single-beat service amplifiers are provided with "polarized" receivers, whose diaphragm is pre-displaced. The magnetic field produced by the direct current of the output stage causes the diaphragm to move back into its normal position with correct polarization of the receiver. The union between the receiver and the flexible receiver cord prevents incorrect polarization.

With the aid of a preset in the output stage – it is sometimes only accessible after opening the case lid – the output stage current, which is determined by the base resistance of T4, can be reduced. This simultaneously reduces the driving range of the output stage and, with it, the saturation sound pressure level. This is what is known as adjustable "peak clipping". The peak clipping adjustment is often used by hard-of-hearing persons having a threshold of discomfort at a relatively low sound pressure level. Sometimes the peak clipping control is connected in parallel with a capacitor, which prevents a drop in gain when the control is actuated. Since peak clipping is based on a reduction in the output

# Modern Hearing Aids and their Amplifiers

## PART 2

2

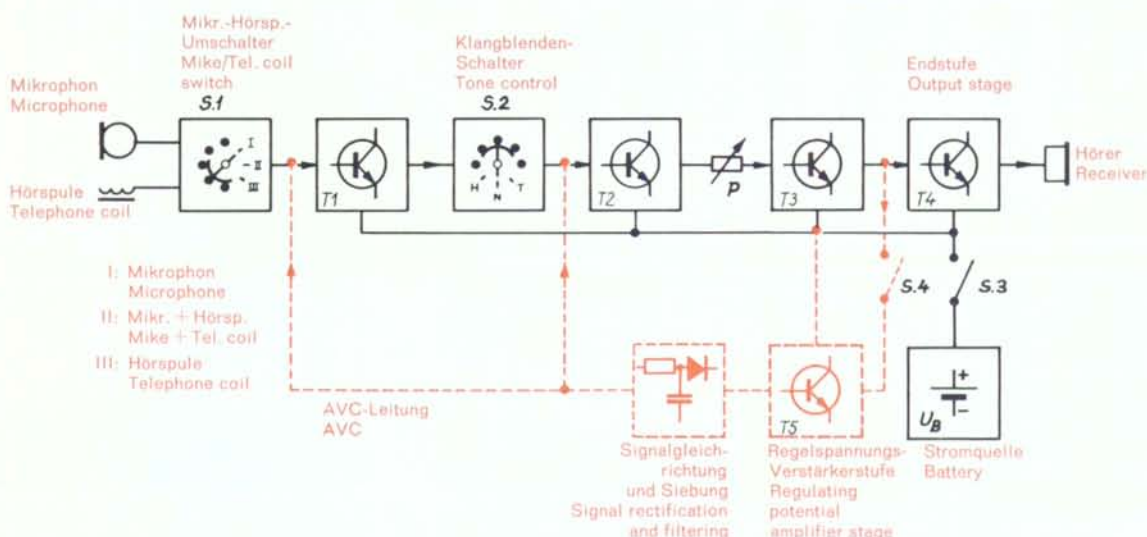


Abb. 2 Block-Schaltbild eines 4-stufigen Taschenhörgerät-Verstärkers. Gestrichelt: Zusätzliche Schaltung für eine automatische Verstärkungsregelung (AVC)

Fig. 2 Block wiring diagram of a 4-stage conventional hearing aid amplifier. Broken line: additional circuit for automatic volume control (AVC)

clipping». Von dieser Möglichkeit machen besonders diejenigen Schwerhörigen Gebrauch, deren Unbehaglichkeitsschwelle bei verhältnismäßig niedrigen Schallpegeln liegt. Dem peak clipping-Einsteller ist im allgemeinen noch ein Kondensator parallelgeschaltet, der ein Absinken der Verstärkung bei Betätigung des Einstellers verhindern soll. Da ein solches peak clipping auf der Herabsetzung des Endstufenstromes beruht, arbeiten derartige Geräte besonders wirtschaftlich (Stromverbrauch).

Das in Abb. 2 gestrichelt dargestellte Netzwerk dient zur automatischen Verstärkungsregelung (automatic volume control = AVC) [7]. Geräte mit einer zusätzlichen AVC-Schaltung sind insbesondere für jenen Kreis von Hörbehinderten gedacht, deren Gehörleiden durch Überempfindlichkeit gegen laute Schallvorgänge charakterisiert werden kann. Die Hördynamik kann in extremen Fällen bis auf Werte von 10...20 dB\* komprimiert sein. Diese Art der Schwerhörigkeit wird als »Lautheitsausgleich« oder »Recruitment« bezeichnet. Das AVC-Gerät hat die Aufgabe, die komprimierte Hördynamik zu kompensieren, indem es selbsttätig die akustische Verstärkung der Höhe des Eingangsschalldruckpegels (= Schalldruck-

stage current, such instruments are very economical in operation (battery drain).

The network drawn in Fig. 2 as a broken line serves for automatic volume control (AVC) [7]. Hearing aids provided with AVC are intended for those hard of hearing whose affliction is characterized by hypersensitivity towards loud sounds. In extreme cases the dynamic range of hearing can be compressed to a value of about 10–20 dB\*. This type of deafness is known as "recruitment of loudness". An AVC instrument has the task of compensating the compressed dynamic range of hearing by automatically adapting the acoustic gain to the input sound pressure level (= sound pressure level in front of the microphone) or the output sound pressure level (= sound pressure level at the receiver output). With very high sound pressure levels the gain is decreased automatically, while with low sound pressure levels the full gain is available.

The signal for the AVC is taken from the output of the amplifier, rectified and conveyed to the first or the first two pre-stages as changes in base potential. Since the frequency response of the receiver impedance has several resonance points, it is advisable to pick up the

\* Die Hördynamik bei normalem Gehör beträgt im Frequenzbereich um 1000 Hz ca. 120 dB.

\* The dynamic range of a person with normal hearing is about 120 dB around 1000 cycles.

pegel vor dem Mikrophon), bzw. der Höhe des Ausgangsschalldruckpegels (= Schalldruckpegel am Hörerausgang) anpaßt. Bei sehr hohen Schalldruckpegeln wird sich eine entsprechend niedrigere Verstärkung einstellen, während das Gerät bei kleinen Schalldruckpegeln mit seiner unverminderten Verstärkung arbeitet.

Das für die Erteilung des Regelbefehls erforderliche Signal wird am Ausgang des Verstärkers abgenommen, gleichgerichtet und der ersten, bzw. den ersten beiden Vorstufen als Basisspannungsänderung mitgeteilt. Da der Frequenzgang der Hörer-Impedanz mehrere Resonanzstellen enthält, empfiehlt es sich, das für die AVC benötigte Ausgangssignal nicht unmittelbar am Verstärker-Ausgang, d. h. am Hörer abzunehmen, sondern am Ausgang der vorletzten Stufe (T3). Eine zusätzliche Verstärkerstufe T5 sorgt für die erforderliche Verstärkung der abgenommenen Signalspannung. Auf diese Weise wird die Regelspannung von der Frequenzabhängigkeit des Hörers befreit. Den Aufwand einer solchen Regelspannungs-Verstärkerstufe (T5) kann man sich aus Platzgründen natürlich nur in Taschengeräten erlauben. Bei Kopfgeräten wird das Regelsignal am Hörer abgenommen (s. Abb. 5). Bei fast allen AVC-Geräten besteht die Möglichkeit, die AVC jederzeit abzuschalten. In der Abb. 2 ist dafür der Schalter S.4 vorgesehen.

Die Signalgleichrichtung kann entweder mit einer oder mit zwei Dioden (Spannungsverdopplung) erfolgen. In jedem Falle sind aber diese Dioden mit der Basis-Emitter-Spannung der geregelten Transistoren in Durchlaßrichtung vorgespannt. Verwendet man nur eine Diode, so ist diese mit der vollen Gleichspannung vorgespannt und veranlaßt daher schon bei relativ niedrigen Signalspannungen eine Regelung. Sind dagegen zwei Dioden vorgesehen (Spannungsverdopplung), so ist jede der Dioden nur mit der halben Basis-Gleichspannung der Transistoren vorgespannt. Infolgedessen setzt die Regelung erst bei höheren Signalspannungen ein. Wegen der Spannungsverdopplerschaltung erfolgt die Regelung dann aber auch um so wirkungsvoller, und man erzielt eine wesentlich stärkere Dynamikkompression als nur mit einer Diode. Hinter der Signalgleichrichtung befinden sich im allgemeinen RC-Glieder zur Siebung der gleichgerichteten Regelspannung. Bei unzureichender Siebung kann der Verstärker instabil werden, und es kommt zur Selbsterregung. Die Siebglieder kann man aber auch nicht beliebig groß dimensionieren, da sich dann zu lange Regelzeiten [7, 8] ergeben.

In der Abb. 2 befindet sich der Verstärkungssteller P innerhalb des »geschlossenen Regelkreises« der AVC. Die Signalspannung für das Regelnetzwerk wird demnach hinter dem Potentiometer P abgenommen. Infolgedessen

signal required for the AVC at the output of the penultimate stage (T3) and not at the amplifier output, i. e. at the receiver. An additional amplifier stage T5 increases the strength of the signal potential picked up. In this way the regulating voltage is independent of the frequency response of the receiver. For reasons of space, such regulating voltage amplifying stages (T5) can only be fitted in conventional hearing aids. In the case of head-worn aids the regulating signal is picked up at the receiver (see Fig. 5). With almost all AVC instruments it is possible to switch off the AVC circuit at any time. For this purpose the switch S.4 is provided in Fig. 2.

The rectification of the signal can be made with one or with two diodes (voltage doubling). In any case, however, these diodes are biased in the forward direction with the base-emitter potential of the regulated transistors. If only one diode is used, it is biased with full direct potential and thus permits control at relatively low signal potentials. If, instead, two diodes are provided (voltage doubling), each of the diodes is biased with only half the base direct potential of the transistors. Consequently, the AVC starts only at higher signal potentials. Owing to the voltage-doubling circuit the AVC is more effective and the dynamic range compression is better than that with only one diode. An RC chain is usually provided for filtering the rectified signal potential. If the filtering is inadequate, the amplifier can become unstable resulting in self-excitation. However, the filter components cannot be dimensioned at will as otherwise the response time of the AVC becomes too long [7, 8].

In Fig. 2 the gain control P is within the "closed control circuit" of the AVC. Consequently, the signal potential for the control network will be picked up behind the potentiometer P. This means that the AVC is dependent only upon the output signal, i. e. the output sound pressure level, and the setting of the slider of the gain control P is unimportant. The situation would be different if the potentiometer were to be connected behind the connection point for the AVC, e. g. immediately in front of the input of the transistor T4. In this case the signal potential fed to the control network is picked up in front of the potentiometer so that it is always proportional to the input signal, i. e. the input sound pressure level; the position of the slider of P is without influence [8].

Another circuit - a 5-stage conventional hearing aid amplifier with a powerful push-pull output stage - is shown in Fig. 3. Just as with the amplifier of Fig. 2, this circuit is also provided with a telephone coil, an electric tone control (switch S.2) and a peak-clipping control

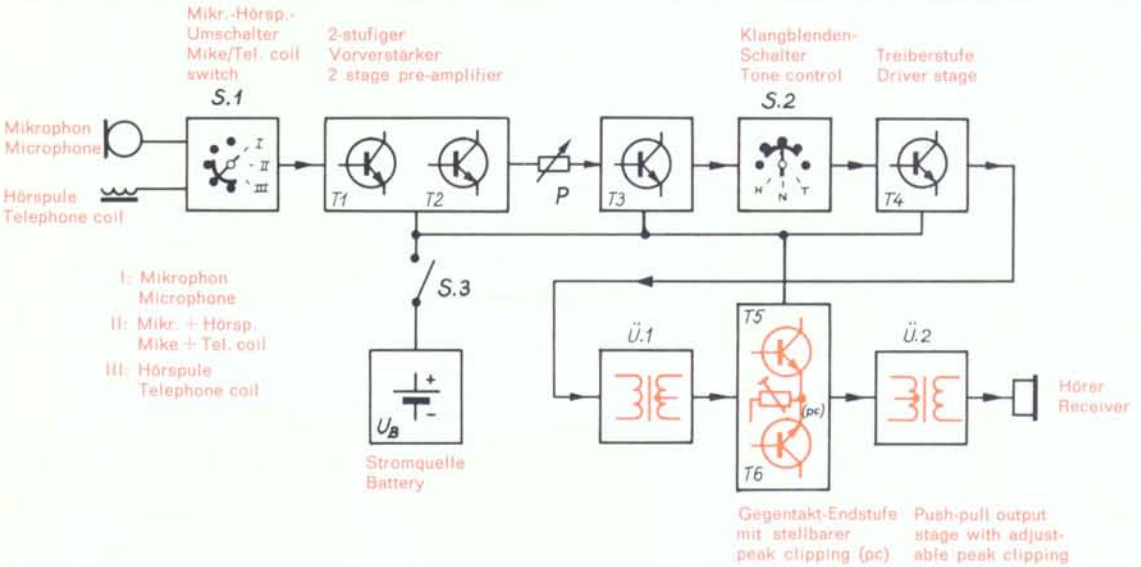


Abb. 3 Block-Schaltbild eines 5-stufigen Taschenhörgerät-Verstärkers mit Gegentakt-Endstufe

Fig. 3 Block wiring diagram of a 5-stage conventional hearing aid amplifier with push-pull output stage

ist die automatische Regelung nur von der Höhe des Ausgangssignals, d. h. des Ausgangsschalldruckpegels abhängig, wobei es völlig belanglos ist, wo der Schleifer des Lautstärkestellers P steht. Anders dagegen wäre es, wenn das Potentiometer hinter der Anschlußstelle für die AVC läge, z. B. unmittelbar vor dem Eingang des Transistors T4. In diesem Falle wird die dem Regelnetzwerk zugeführte Signalspannung vor dem Potentiometer abgenommen, sie ist daher stets proportional dem Eingangssignal, d. h. dem Eingangsschalldruckpegel; die Schleiferstellung von P hat darauf keinen Einfluß mehr [8].

Eine andere Schaltung, und zwar für einen 5-stufigen Taschengeräte-Verstärker mit einer leistungsstarken Gegentakt-Endstufe zeigt die Abb. 3. Diese Schaltung ist genauso wie der Verstärker nach Abb. 2 mit einer Hörspule, einer elektrischen Klangblende (Schalter S.2) und einem peak-clipping-Steller (pc) ausgestattet. Der Endstufenruhestrom wird mit einem eigens dafür vorgesehenen Einstellwiderstand auf ca. 2 mA eingestellt. Bei Vollaussteuerung kann der Endstufenstrom dieses Verstärkers bis zu 30 mA ansteigen. Die Treiberstufe (T4) und die Endstufe (T5, T6) sind übertrageregekoppelt (Ü.1). Am Ausgang des Verstärkers ist ebenfalls ein

(pc). The output stage quiescent current is set to about 2 mA by a preset resistor. When fully driven, the output stage current of this amplifier can amount to as much as 30 mA. The driver stage (T4) and the output stage (T5, T6) are coupled by transformer (Ü.1). The amplifier is also provided with a transformer at its output (Ü.2). Both transformers are magnetically shielded by means of Mumetal housing. This prevents inductive feedback to the telephone pickup coil. Owing to the push-pull output stage there is no direct-current premagnetization in the receiver. Therefore, unpolarized receivers are used with push-pull instruments. With a special preset resistor the nominal value of acoustic gain is set in the factory. Such a setting facility is frequently used also with amplifiers of the type shown in Fig. 2.

Fig. 4 shows the layout of two amplifiers which usual body-worn aids are equipped with. Both amplifiers are built up on a printed circuit board. The components that look like "drops" are tantalum capacitors with solid electrolyte; with the dimensions shown here they attain capacity values of up to 50  $\mu$ F. The much smaller black components in block form are the transistors (BC 121). The layout of the conductive paths

Übertrager (Ü.2). Beide Übertrager sind mit Mu-Metall-Gehäusen magnetisch abgeschirmt. Dadurch sollen insbesondere induktive Rückkopplungen auf die Hörspule unterbunden werden. Infolge der Gegentaktschaltung tritt im Hörer keine Gleichstromvormagnetisierung auf. Für Gegentaktgeräte werden daher unpolarierte Hörer verwendet. Mit einem besonderen Einstellwiderstand wird der Sollwert der akustischen Verstärkung im Prüffeld einmalig eingestellt. Eine solche Einstellmöglichkeit verwendet man übrigens auch häufig bei Verstärkern nach Abb. 2.

Als Beispiel für die konstruktive Ausführung zeigt die Abb. 4 zwei Verstärker, wie sie in Taschen-Hörgeräten üblicher Bauarten verwendet werden. Beide Verstärker sind auf gedruckten Leiterplatten aufgebaut. Die als »tropfenförmig« erkennbaren Bauelemente sind Tantal-Kondensatoren mit festem Elektrolyten; sie erreichen in den dort verwendeten Abmessungen Kapazitätswerte bis zu 50  $\mu\text{F}$ . Die wesentlich kleineren schwarzen Bauelemente in Quaderform sind die Transistoren (BC 121). Die Festlegung der Leiterbahnen auf der Verstärkerplatte erfolgt u. a. nach dem Gesichtspunkt der geringsten induktiven Rückkopplungsmöglichkeit auf die Hörspule. Das gilt natürlich auch für diejenigen Leitungen, die den Verstärker elektrisch mit dem übrigen Teil des Gerätes verbinden. Beim Gegentakt-Verstärker sind die beiden Übertrager mit Mu-Metall-Behältern abgeschirmt, so daß deren magnetisches Streufeld die Hörspule nicht erreicht.

Von den am Kopf zu tragenden Hörgeräten ist die Hörbrille historisch [3] der älteste Vertreter. Die Entwicklung der Hörbrille von ihrer ursprünglichen Ausführung,

on the amplifier board is based, among other things, on the least possibility of inductive feedback to the telephone coil. The same applies of course to the leads connecting the amplifier with the rest of the instrument. With push-pull amplifiers the two transformers are shielded with Mumetal so that their magnetic fields do not reach the telephone pickup coil.

Of the head-worn aids, the hearing glasses are historically the oldest (3). The development of hearing glasses from their original form, where the instrument was installed in both temples, to the modern hearing glasses [9] with the complete hearing aid in a single temple and the microphone aperture immediately in front of the damaged ear, has been decisively influenced by the progressive miniaturization of both the electro-acoustic transducers and the electronic components [1].

Fig. 5 shows the circuit of a 4-stage amplifier, as used in almost all modern hearing glasses. This circuit is also found in many behind-the-ear instruments, some of them with an AVC circuit as well (shown with a broken line in Fig. 5). If we disregard the AVC network, the circuit is restricted to a minimum of components as the circuit should take up as little space as possible. For instance, a switch setting for simultaneous operation of the microphone and telephone coil is omitted as this would make S.1 too large. With hearing glasses and behind-the-ear instruments the on/off switch S.2 is often combined with the swivel-mounted battery compartment. In contrast to conventional hearing aids, the receiver of head-worn aids is fitted in the hearing aid

4

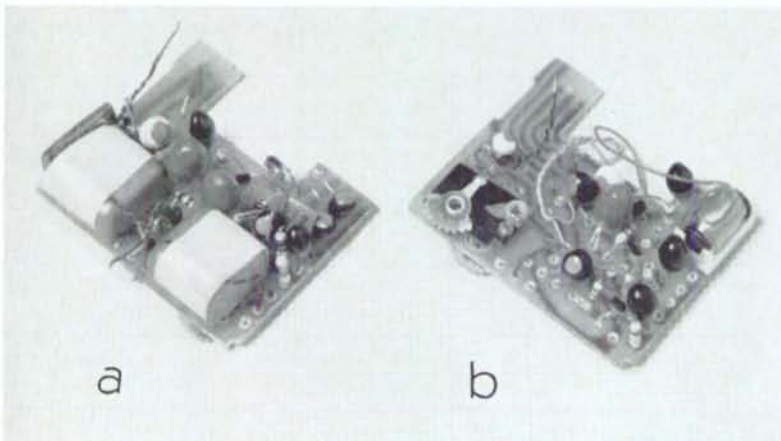


Abb. 4 Konstruktive Ausführung von zwei Taschenhörgerät-Verstärkern  
 a Verstärker mit Gegentakt-Endstufe nach Abb. 3. Die beiden mit Mu-Metall-Gehäusen abgeschirmten Übertrager sind gut zu erkennen.  
 b Verstärker mit einfacher Endstufe nach Abb. 2. Ganz rechts liegt die Hörspule  
 (Werkfoto Siemens)

Fig. 4 Layout of two conventional hearing aid amplifiers  
 a Amplifier with push-pull output stage in accordance with Fig. 3. The two transformers shielded with Mumetal can be easily seen.  
 b Amplifier with simple output stage in accordance with Fig. 2. The telephone pickup coil lies on the extreme right  
 (Photo Siemens)

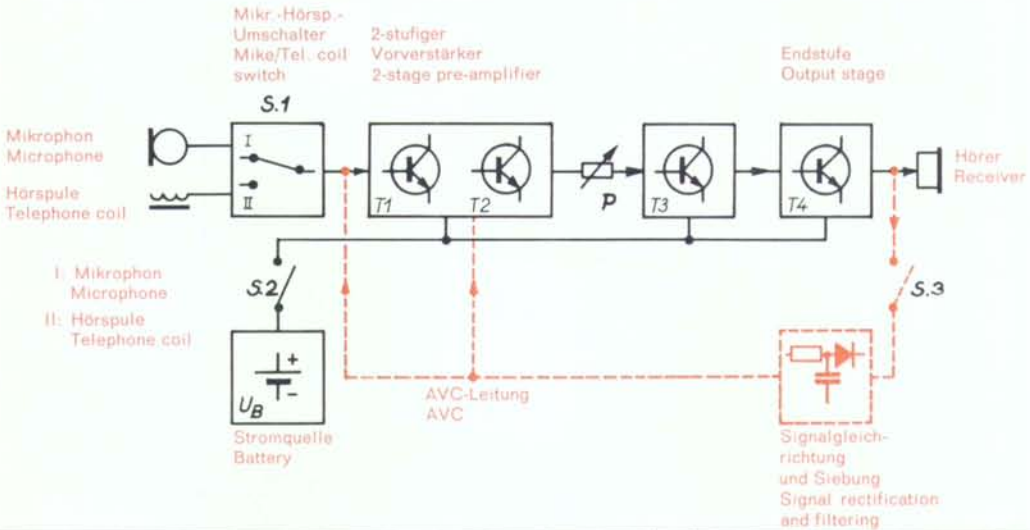


Abb. 5 Block-Schaltbild eines 4-stufigen Verstärkers für eine Hörbrille oder ein HdO-Gerät. Rot gestrichelt: Zusätzliche AVC-Schaltung

Fig. 5 Block wiring diagram of a 4-stage amplifier for hearing glasses or for a behind-the-ear instrument. Red broken line: additional AVC circuit

bei der das Gesamtgerät auf beide Brillenbügel verteilt war, bis zur modernen Frontalhörbrille [9], bei der das komplette Hörgerät in einem einzigen Brillenbügel untergebracht ist und die Schalleintrittsöffnung unmittelbar vor dem geschädigten Ohr liegt, wurde entscheidend mitbestimmend von der fortschreitenden Miniaturisierung sowohl der elektroakustischen Wandler als auch der elektronischen Bauelemente [1].

Die Abb. 5 zeigt die Schaltung eines 4-stufigen Verstärkers, wie er im Prinzip in fast allen modernen Hörbrillen anzutreffen ist. Desgleichen findet man diese Schaltung auch in vielen HdO-Geräten, z. T. sogar durch eine zusätzliche AVC-Schaltung erweitert (in Abb. 5 gestrichelt dargestellt). Sieht man von dem AVC-Netzwerk ab, so beschränkt sich der Schaltungsaufwand nur auf das Notwendigste, denn der Verstärker soll verständlicherweise möglichst wenig Raum beanspruchen. So entfällt z. B. eine gesonderte Schalterstellung (bei S.1), in der das Mikrophon und die Hörschleife gemeinsam eingeschaltet sind. Eine dritte Schalterstellung würde den Umschalter S.1 zu groß werden lassen. Der Einschalter S.2 ist bei Hörbrillen und HdO-Geräten häufig mit dem beweglichen Schwenkschub zur Aufnahme der Stromquelle kombiniert. Im Gegensatz zu den Taschengeräten sind die Hörer von Kopfgeräten im Hörgeräte-Gehäuse mit eingebaut. Die verwendeten Hörer sind wegen des durch-

case. The receiver is polarized since the output stage direct current flows through the winding. The only exception are those receivers operated on a push-pull output stage (cf. Fig. 7).

Electric tone controls are also sometimes used with head-worn aids, but they are usually less complicated and more restricted in their dimensions than those of conventional aids owing to the lack of space. With head-worn aids the frequency response curve can be changed by using acoustic tone filters. By this we understand inserts that can be fitted in the acoustic channel leading to the microphone or the acoustic channel leading from the receiver to the ear so that the pertinent channel is restricted in lumen, e. g. nozzles [3].

The small size of head-worn aids can be reduced even more by using integrated circuits. As an example, Fig. 6 shows the circuit of a 4-stage amplifier for a very small behind-the-ear instrument. An integrated circuit consisting of 3 directly coupled transistors and 2 resistors forms the first 3 amplifier stages. The output stage is provided in the customary way with a separate transistor. Compared with the circuit in Fig. 5, the number of components has been reduced considerably. The output stage current is only 1 mA. To a certain

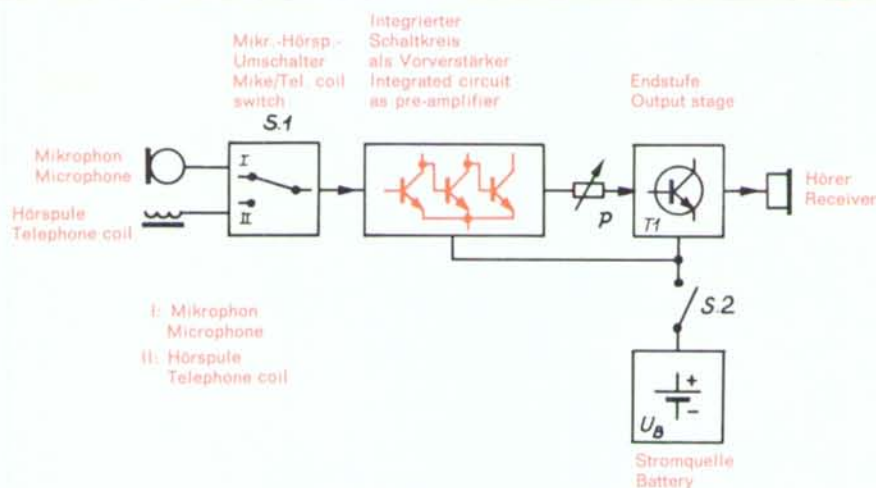


Abb. 6 Block-Schaltbild eines 4-stufigen Verstärkers für ein HdO-Gerät mit besonders kleinen Abmessungen. Die ersten 3 Stufen bestehen aus einem integrierten Schaltkreis

Fig. 6 Block wiring diagram of a 4-stage amplifier for a very small behind-the-ear instrument. The first 3 stages consist of an integrated circuit

fließenden Endstufen-Gleichstromes ebenfalls polarisiert. Eine Ausnahme bilden lediglich diejenigen Hörer, die an Gegentakt-Endstufen betrieben werden (vgl. Abb. 7).

Auch bei Kopfgeräten verwendet man gelegentlich elektrische Klangblenden, die aber aus Platzgründen meist bescheidener ausgeführt und dimensioniert sind, als das bei Taschengeräten der Fall ist. Zur Änderung der Wiedergabekurve kann man bei Kopfgeräten auch akustische Klangfilter benutzen. Darunter versteht man Einsätze, die sowohl in die Schalleitung zum Mikrophon als auch in die Schalleitung vom Hörer zum Ohr gebracht werden können und diese definiert verengen, z. B. Düsen [3].

Einer weiteren Herabsetzung des ohnehin schon sehr kleinen Verstärkervolumens bei Kopfgeräten kommt der Einsatz integrierter Verstärker sehr entgegen. Als Beispiel zeigt die Abb. 6 das Schaltbild eines 4-stufigen Verstärkers für ein HdO-Gerät mit besonders kleinen Abmessungen. Ein integrierter Schaltkreis bestehend aus 3 direkt gekoppelten Transistoren und 2 Widerständen bildet darin die ersten 3 Verstärkerstufen. Die Endstufe ist in herkömmlicher Weise mit einem separaten Transistor bestückt. Die Anzahl der Bauelemente ist gegenüber der Schaltung in Abb. 5 erheblich reduziert. Der Endstufenstrom beträgt hier nur 1 mA. Dadurch wird

extent this makes up for the fact that a smaller and thus low-capacity battery must be used. The saturation sound pressure level, on the other hand, is somewhat lower. Static negative feedback stabilizes the operating point of the 3 integrated transistors.

If in Fig. 6 the simple output stage is replaced by a push-pull output stage with driver, we have an amplifier for a very powerful behind-the-ear hearing aid. The circuit of such an amplifier is shown in Fig. 7. The pre-amplifier up to the volume control P is approximately the same as the pre-amplifier in Fig. 6. The transistors T1 and T2 represent a push-pull driver stage with asymmetrical feeding [10]. The push-pull output stage (T3 and T4) is RC coupled with the driver stage. Since push-pull receivers have three connections and thus can be connected directly to the output of the amplifier, the entire circuit operates without a transformer. This is of great advantage in view of possible feedback to the telephone pickup coil.

In closing Fig. 8 shows the amplifier circuit for the smallest type of hearing aid available at present, i. e. the in-the-ear hearing aid. The 3-stage amplifier consists of an integrated circuit, about 3 capacitors, about 2 re-

7

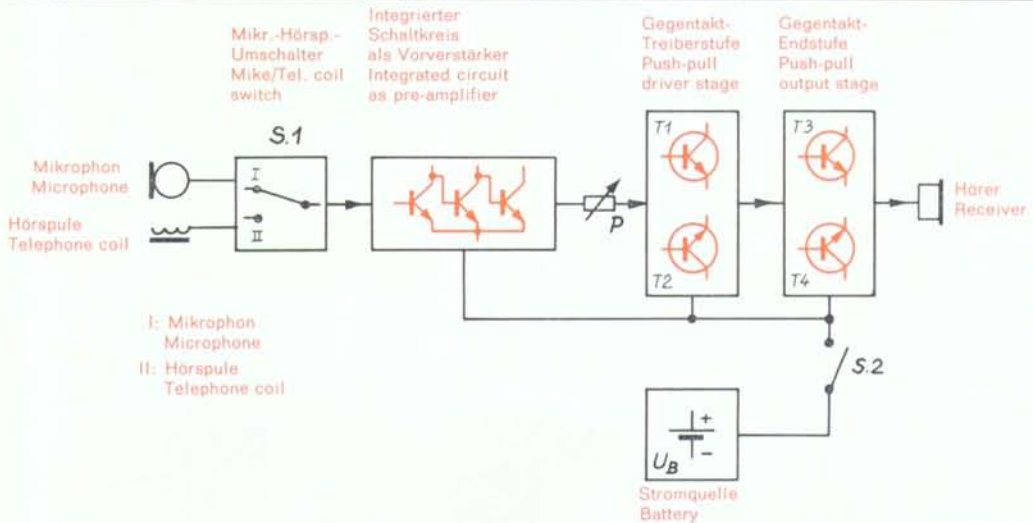


Abb. 7 Block-Schaltbild eines 5-stufigen Verstärkers mit Gegentakt-Endstufe für ein leistungsstarkes HdO-Gerät. Die ersten 3 Stufen bestehen aus einem integrierten Schaltkreis

Fig. 7 Block wiring diagram of a 5-stage amplifier with push-pull output stage for a powerful behind-the-ear hearing aid. The first 3 stages consist of an integrated circuit

die Benutzung einer kleineren und somit auch kapazitätsärmeren Stromquelle zu einem gewissen Teil wieder kompensiert. Die größte erreichbare Ausgangsleistung dagegen wird etwas geringer. Eine statische Gegenkopplung stabilisiert die Arbeitspunkte der 3 integrierten Transistoren.

Setzt man in Abb. 6 an die Stelle der einfachen Endstufe eine Gegentakt-Endstufe mit davorgeschaltem Treiber, so bekommt man einen Verstärker für ein hochverstärkendes und sehr leistungsstarkes HdO-Gerät. Die Schaltung eines solchen Verstärkers ist in Abb. 7 dargestellt. Der Vorverstärker bis zum Verstärkungssteller P entspricht im Prinzip etwa dem Vorverstärker von Abb. 6. Die Transistoren T1 und T2 stellen eine Gegentakt-Treiberstufe mit unsymmetrischer Einspeisung dar [10]. Die Gegentakt-Endstufe (T3 und T4) ist mit der Treiberstufe RC gekoppelt. Da Gegentakt-Hörer im allgemeinen drei Anschlüsse besitzen und somit direkt an den Ausgang des Verstärkers angeschlossen werden, arbeitet die gesamte Schaltung ohne jegliche Übertrager. Das ist im Hinblick auf etwaige Rückkopplungen zur Hörspule ein großer Vorteil.

Zum Schluß sei noch eine Verstärkerschaltung für die zur Zeit kleinste Hörgeräte-Ausführung, nämlich für das Im-Ohr-Hörgerät gezeigt (Abb. 8). Der 3stufige

8

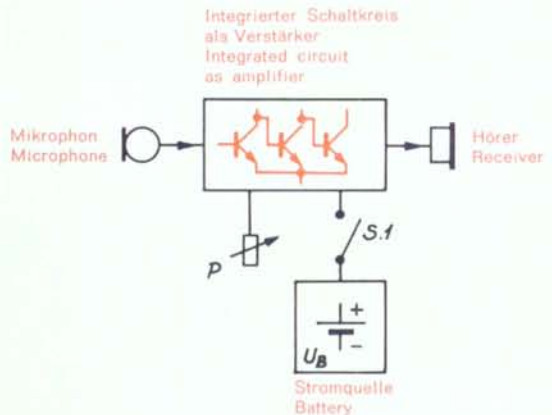
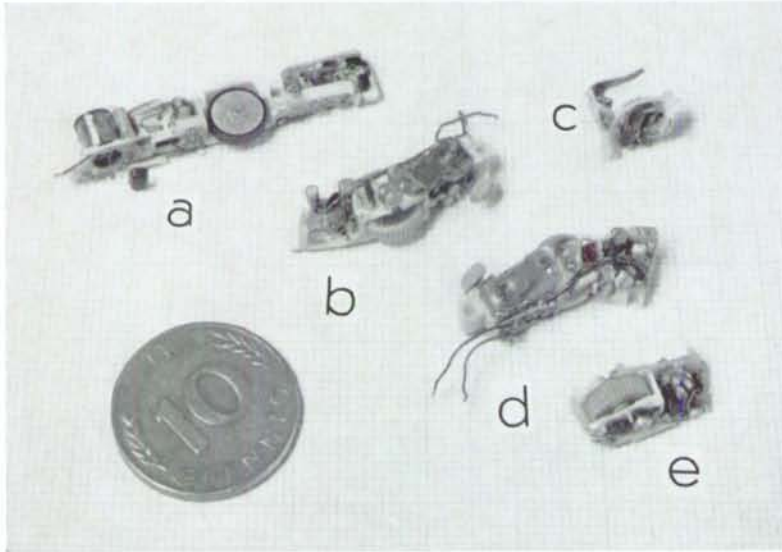


Abb. 8 Block-Schaltbild eines 3-stufigen Verstärkers für ein Im-Ohr-Gerät. Der aktive Teil des Verstärkers besteht aus einem integrierten Schaltkreis

Fig. 8 Block wiring diagram of a 3-stage amplifier for an in-the-ear hearing aid. The active part of the amplifier consists of an integrated circuit



9



(Photo Siemens)

Verstärker besteht aus einem integrierten Schaltkreis, ca. 3 Kondensatoren, ca. 2 Widerständen und dem Verstärkungssteller P. Aus Platzgründen verzichtet man bei Im-Ohr-Geräten auf eine Hörschule. Damit entfällt am Verstärker-Eingang gleichzeitig der Umschalter. Der Endstufenstrom der in Abb. 8 gezeigten Schaltung beträgt ca. 0,75 mA.

In der Abbildung 9 werden fünf verschiedene Verstärker von am Kopf getragenen Hörgeräten gezeigt. Das daneben liegende 10-Pfennigstück gibt einen anschaulichen Größenvergleich. Gegenüber den Taschengeräte-Verstärkern ist der Aufbau der Kopfgeräte-Verstärker sehr gedrängt. So beträgt z. B. die Packungsdichte eines HdO-Verstärkers nach Abb. 5 mit AVC ca. 30 Bauteile/cm<sup>3</sup> [2]. In der Abb. 9 ist dennoch eine Menge von Einzelheiten gut zu sehen. An den beiden HdO-Verstärkern b und d erkennt man deutlich die konstruktive Ausführung des Mikrofon-Hörschulen-Umschalters, sowie dessen Einordnung in den Verstärkeraufbau. Am Verstärker d ist u. a. ein Miniatur-Einsteller erkennbar. - Der Brillenverstärker a trägt am linksseitigen Ende seine Hörschule. Mit Ausnahme des Verstärkers c - sein Verstärkungssteller ist am Gerätegehäuse befestigt - sind die Lautstärkesteller der übrigen Verstärker in Abb. 9 sichtbar.

Die Abb. 10 zeigt die vergrößerte Röntgenaufnahme eines HdO-Gerätes, aus der die Anordnung der einzelnen Bauteile im Gerät besonders eindrucksvoll ersichtlich ist. Mikrofon und Hörer sind weich gelagert. Auf diese Weise werden mechanische Rückkopplungen ver-

Abb. 9 Konstruktive Ausführung von Verstärkern für Kopf-Hörgeräte

- a) Verstärker für eine Hörbrille (Schaltung nach Abb. 5)
- b) Verstärker für ein HdO-Gerät (Schaltung nach Abb. 5)
- c) Verstärker für ein Im-Ohr-Gerät mit Federkontakten zur Aufnahme der Stromquelle (Schaltung nach Abb. 8)
- d) Verstärker für ein HdO-Gerät mit Gegentakt-Endstufe (Schaltung nach Abb. 7)
- e) Verstärker für ein kleines HdO-Gerät (Schaltung nach Abb. 6)

Fig. 9 Layout of amplifiers for head-worn hearing aids

- a) Amplifier for hearing glasses (wiring as per Fig. 5)
- b) Amplifier for a behind-the-ear hearing aid (wiring as per Fig. 5)
- c) Amplifier for an in-the-ear hearing aid with spring contacts for holding the battery (wiring as per Fig. 8)
- d) Amplifier for a behind-the-ear hearing aid with push-pull output stage (wiring as per Fig. 7)
- e) Amplifier for a small behind-the-ear hearing aid (wiring as per Fig. 6)

sistors and the volume control P. Owing to the lack of space a telephone pickup coil is omitted. Consequently, the changeover switch in the amplifier input is not required. The output stage current is about 0.75 mA for the circuit in Fig. 8.

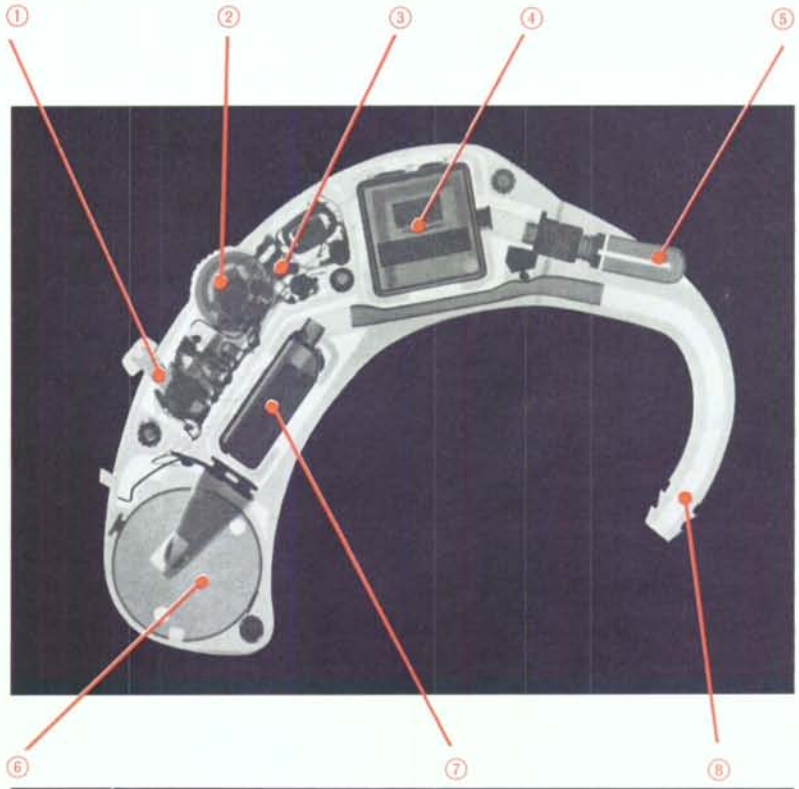
In Fig. 9 five different types of amplifiers for head-worn hearing aids are shown. The 10-Pfennig coin gives an idea of the size of the amplifiers. Compared with conventional aids, the layout of head-worn aid amplifiers is much more compact. For instance, the packing density of a behind-the-ear hearing aid as shown in Fig. 5 with AVC is about 30 components/cm<sup>3</sup> [2]. Nevertheless, considerable detail can be seen in Fig. 9. With both behind-the-ear amplifiers b and d the construction of the microphone/telephone coil switch and its arrangement within the amplifier layout can be clearly seen. With amplifier d you can even see a miniature preset. The glasses amplifier a is provided with a telephone coil at its left-hand end. With the exception of amplifier c - its gain control is fastened on the instrument case - the volume controls of the other amplifiers in Fig. 9 can be seen.

Fig. 10 shows the enlarged radiograph of a behind-the-ear hearing aid. The arrangement of the individual components can be very clearly seen. The microphone and receiver are cushioned, in order to prevent mechanical feedback. The conduction of sound to the microphone and from the receiver to the ear is made partly by

Abb. 10 Vergrößerte Röntgenaufnahme eines HdO-Gerätes mit frontaler Schallaufnahme (Werkfoto Siemens)

Fig. 10 Enlarged radiograph of a behind-the-ear hearing aid with frontal sound pick-up (Photo Siemens)

- ① Umschalter; Mikrophon-Hörspule  
Microphone/Telephone coil switch
- ② Verstärkungssteller  
Volume control
- ③ Verstärker  
Volume control
- ④ Mikrophon  
Microphone
- ⑤ Schalleintrittsöffnung  
(Mikrophoneinsprache) mit  
Einsatz zur Vermeidung von  
Windgeräuschen  
Microphone aperture with  
insert to eliminate wind noises
- ⑥ Schwenkschublade zur Aufnahme  
der Stromquelle, kombiniert mit  
dem Ein-Aus-Schalter  
Swivel-mounted battery compart-  
ment, combined with the on/off  
switch
- ⑦ Hörer  
Receiver
- ⑧ Schallzuführungskanal  
zum Ohrpaßstück  
Sound channel leading  
to the ear mould



mindert. Die Schalleitung zum Mikrophon, bzw. vom Hörer zum Ohr erfolgt teils durch flexible Schläuche und teils durch starre Rohre aus Metall, bzw. Kunststoff. Die Einspracheöffnung zum Mikrophon (Schalleintritt) liegt bei diesem HdO-Gerät unmittelbar vor dem Ohr. Man spricht in solchen Fällen von einer frontalen Schallaufnahme. Messungen der horizontalen Richtcharakteristik zeigen Übereinstimmung mit den natürlichen Aufnahmeigenschaften des Ohres.

flexible tube and partly by rigid metal or plastic tube. With these behind-the-ear instruments the microphone aperture lies immediately in front of the ear. In such cases we speak of frontal sound pick-up. Measurement of the horizontal directional characteristics shows agreement with the natural pick-up properties of the ear.

#### Literatur / References

- [7] I. Veit: Automatische Verstärkungsregelung bei Hörgeräten, *Funkschau* 39 (1967), H. 23, S. 721—723.
- [8] I. Veit: Schaltungstechnische Probleme beim Aufbau von Hörgeräten mit AVC, *Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik*, 5 (1966), H. 6, S. 206—222.
- [9] R. Neumann und I. Veit: Die neue Frontalhörbrille — in psychologisch-technischer Sicht, *SRW-Nachrichten*, Heft 16, S. 32—33.
- [10] I. Veit: Gegentakt-Endstufen in Hörgeräten, *Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik*, 7 (1968), H. 2, S. 38—60.