

(19)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11)

EP 0 793 897 B1

(12)

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung:
13.05.1998 Patentblatt 1998/20

(21) Anmeldenummer: **95921771.2**

(22) Anmeldetag: **29.05.1995**

(51) Int Cl.6: **H04R 25/00**

(86) Internationale Anmeldenummer:
PCT/EP95/02033

(87) Internationale Veröffentlichungsnummer:
WO 96/17493 (06.06.1996 Gazette 1996/26)

(54) **HÖRHILFSGERÄT**

HEARING AID

PROTHESE AUDITIVE

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT CH DE DK IT LI NL

(30) Priorität: **26.11.1994 DE 4441996**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
10.09.1997 Patentblatt 1997/37

(73) Patentinhaber: **TOPHOLM & WESTERMANN APS**
DK-3500 Vaerloese (DK)

(72) Erfinder: **ANDERSEN, Henning, Haugaard**
DK-2970 Horsholm (DK)

(74) Vertreter: **Böhmer, Hans Erich, Dipl.-Ing.**
Keplerstrasse 23
71134 Aidlingen (DE)

(56) Entgegenhaltungen:
EP-A- 0 495 328 **EP-A- 0 578 021**
EP-A- 0 597 523 **WO-A-89/04583**

EP 0 793 897 B1

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist. (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Hörhilfsgerät mit einem Mikrofon, einem Übertragungsteil zur Signalverarbeitung und einem Ausgangsverstärker mit daran angeschlossenen Hörer.

Ausgangsverstärker für Hörhilfsgeräte sollten neben geringen Verzerrungen einen geringen Energiebedarf, selbst bei hoher Ausgangsleistung, aufweisen.

Klasse-B-Verstärker haben einen besseren Wirkungsgrad als A-Verstärker. Verstärker dieser Art sind bei Hörgeräten auch bisher üblich gewesen.

Ausgangsverstärker in Form von Schaltverstärkern haben einen noch besseren Wirkungsgrad, da die Verluste in den Schaltern theoretisch Null sein können.

Bekannte Schaltverstärker verwenden die Pulsbreitenmodulation.

Beispiele solcher D-Verstärker sind z.B. in der Europäischen Patentanmeldung o 590 903 AI der Exar-Corporation und in der US-A 5,247,581 der Exar-Corporation sowie den US-A 4,689,819 und US-A 4,592,087 der Industrial Research Products Inc. offenbart und ausführlich beschrieben.

Solche D-Verstärker arbeiten im Prinzip wie folgt:

Die im Ultraschallbereich liegende Rechteckimpulsfolge eines Oszillators wird einem Integrator zugeführt, dem außerdem die Ausgangsspannung eines Niederfrequenzsignals zugeführt wird, das von einem Mikrofon über einen Verstärkerzug ankommt und als Vorspannung dient. Das Ausgangssignal des Integrators ist dann eine Dreiecks-Impulsfolge, deren Nulldurchgänge durch die dem Integrator zugeführte, im Hörfrequenzbereich liegende Vorspannung variiert werden. D.h., durch diese niederfrequente Vorspannung werden die Nulldurchgänge des Dreieckssignals von einem zur Symmetrieachse symmetrischen Verlauf ohne Vorspannungssignal variabel zu unsymmetrischen Verhältnissen verschoben, wobei die Unsymmetrie bezüglich Vorzeichen und Größe eine kontinuierlich sich ändernde Funktion der Amplitude des niederfrequenten Eingangssignals ist.

Diese Nulldurchgänge werden dann zum Steuern des Zeitpunktes und der Polarität des Ausgangssignals einer polaritätsumkehrenden, symmetrischen CMOS-Schalt-Treiberstufe verwendet, die die Dauer der positiven und negativen Schaltimpulse entsprechend der zeitlichen Verschiebung zwischen den Nulldurchgängen des Integrator-Ausgangssignals variiert, und damit ein impulsmoduliertes Ausgangssignal an den Hörer mit einem Frequenzspektrum im Niederfrequenzbereich abgibt, das ein verstärktes Abbild des Ausgangssignals des Mikrofons darstellt.

Solche mit Impulsbreitenmodulation arbeitende D-Verstärker haben einen sehr guten Wirkungsgrad und weisen fast keine Kreuzmodulation auf.

Ein Nachteil der D-Verstärker mit Impulsbreitenmodulation besteht darin, daß die Impulsbreite entweder kontinuierlich oder in ganz kleinen Schritten verändert

werden sollte, wenn ein hohes Signal- zu Rausch-Verhältnis erreicht werden soll.

Die bekannten Klasse D-Ausgangsverstärker verwenden eine kontinuierliche Modulation, d.h. eine kontinuierliche Variation der Impulsbreite und benötigen daher ein kontinuierliches Ausgangssignal des Mikrofons als Eingangssignal. Wenn die dem Ausgangsverstärker vorangehende Signalverarbeitung zeitdiskret und / oder amplitudendiskret erfolgt, dann muß dieses digitale Signal zunächst, z.B. in einen Haltenetzwerk oder einem Digital/Analog-Wandler umgewandelt werden. Dies stellt einen kaum vertreibaren zusätzlichen Aufwand dar.

Aus der EP-A 0495328 ist z.B. ein Sigma-Delta-Konverter bekannt, der sich insbesondere als A/D-Wandler mit diskreten Bauelementen eignet. Derartige Schaltungen sind jedoch für den Einsatz in Hörhilfsgeräten mit hochintegrierten digitalen Schaltungen weniger geeignet.

Ferner offenbart die EP-A0597523 einen schnellen D/A-Wandler, der aus einem Sigma-Delta-Konverter und einem nachgeschalteten asynchronen Sigma-Delta-Modulator besteht, der aus dem Ausgangssignal des Sigma-Delta-Konverters ein ambivalentes, asynchron moduliertes Signal erzeugt, das dann einem Tiefpaßfilter zugeleitet wird.

Auch hier ist der Aufwand für den Ausgangsverstärker eines voll digitalisierten Hörhilfsgerätes viel zu hoch. Außerdem läßt sich damit kein hohes Signal-/Rauschverhältnis erzielen.

Aus der WO 89/04583 ist ein Hörhilfsgerät bekannt, das aus einem am Ohr zu tragenden Teil und einem über ein Kabel verbundenen und am Körper zu tragenden Signalverarbeitungsteil besteht, bei dem über einen A/D-Wandler eine digitale Signalverarbeitung und einen nachfolgenden D/A-Wandler die Anpassung der Übertragungsfunktion des Hörgerätes an den Hörschalen des Trägers erreicht werden soll.

Der hier getriebene Aufwand, insbesondere die Verwendung von einem A/D-Wandler, einem Signalprozessor und einem nachfolgenden D/A-Wandler ist viel zu hoch und für ein voll digitalisiertes Hörhilfsgerät nicht brauchbar. Zudem läßt sich mit einer solchen Schaltung ein extrem hohes Signal/Rauschverhältnis nicht erreichen.

Schließlich offenbart die EP-A 0578021 ein Hörhilfsgerät, das jedoch keinen Sigma-Delta-Konverter enthält sondern einen normalen A/D-Wandler, eine Signalverarbeitung und einen D/A-Wandler.

Auf diese Schaltungsteile folgt dann ein Modulator, der ein PWM-Signal erzeugt, das noch einem Tiefpaßfilter zugeführt werden muß. Auch hier ist der Aufwand zu hoch, abgesehen davon, daß bei einem voll-digitalen Hörhilfsgerät der Einsatz von normalen Analog-Digital-Wandlern und nach Signalverarbeitung nachfolgendem Digital-Analog-Wandler alle möglichen positiven Ergebnisse der digitalen Signalverarbeitung ziemlich illusorisch werden.

Die Erfindung geht daher einen völlig anderen Weg, der den Einsatz von D/A-Wandlern der üblichen Art im Ausgangsverstärker eines voll-digitalen Hörhilfsgerätes vermeidet.

Durch die Erfindung soll daher ein Hörhilfsgerät mit einem neuartigen, wesentlich einfacheren Ausgangsverstärker vorgeschlagen werden, bei dem ein relativ hohes Signal/Rauschverhältnis erreichbar ist, bei extrem niedrigem Leistungsbedarf und hoher Ausgangsleistung mit geringsten Verzerrungen und jeglichem Fehlen von Kreuzmodulationen sowie einer Ansteuerung des Ausgangsverstärkers mit einem digitalen Eingangssignal. Der Ausgangsverstärker kann dabei vollständig als digitale hochintegrierte CMOS-Schaltung aufgebaut werden.

Dies wird erfindungsgemäß mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1 erreicht.

Weitere Merkmale der Erfindung sind den weiteren Ansprüchen zu entnehmen.

Die Erfindung wird nunmehr anhand eines Ausführungsbeispiels in Verbindung mit den beigefügten Zeichnungen näher beschrieben.

In den Zeichnungen zeigt:

Fig. 1 ein Prinzipschaltbild eines Hörhilfsgerätes mit einem Ausgangsverstärker gemäß der Erfindung ;

Fig. 2 einen in dem Ausgangsverstärker des Hörhilfsgerätes verwendeten Signalkonverter und

Fig. 3 Impulsdigramme zur Erläuterung der Arbeitsweise des Ausgangsverstärkers des Hörhilfsgerätes.

Fig. 1 zeigt beispielsweise ein Hörhilfsgerät mit einem neuartigen Ausgangsverstärker, dessen Einsatz allerdings nicht auf die Verwendung in Hörhilfsgeräten beschränkt ist, sondern allgemein bei digitalen Verstärkern anwendbar ist, wo es auf ein hohes Verhältnis von Nutzsignal zu Störsignal ankommt.

Bei dem in Fig. 1 rein schematisch dargestellten Hörhilfsgerät wird das akustische Signal von einem Mikrofon 1 aufgenommen und in einem Tiefpaßfilter als Antialiasingfilter auf einen bei Hörhilfsgeräten üblichen Frequenzbereich beschränkt. Dieses niederfrequente Signal wird nun in einem Signalprozessor 3 einer Signalverarbeitung unterzogen. Darunter ist z.B. zu verstehen, daß das analoge Eingangssignal entweder analog in der Weise weiterverarbeitet wird, daß die Verstärkerkennlinie des Signalprozessors an die für den jeweiligen Hörschaden oder Hörverlust seines Trägers bezüglich aller erforderlichen Variablen angepaßt wird.

Derartige, von der Frequenz abhängige beeinflussbare Variable sind z.B. die Verstärkung der einzelnen Stufen, der Begrenzungspegel, die Kompressionsschwelle, die automatische Verstärkungsregelung

mit ihren Ansprech- und Abfallzeiten, eine Kombination von Kompression und Expansion oder überhaupt ein nichtlinearer Verlauf der Verstärkung einzelner Stufen oder insgesamt aller Stufen, sowie der Ausgangsschalldruckpegel.

Andererseits wird man wohl vorzugsweise eine digitale Signalverarbeitung Vorsehen. In diesem Fall müßte der Signalprozessor eingangsseitig einen Digital-Analog-Wandler enthalten, für den ein eigener Taktgenerator für die Taktgabe erforderlich wäre. Dies ist allgemeiner Stand der Technik. Selbstverständlich sind dann alle oben genannten variablen Funktionen in digitaler Technik darstellbar.

Auf den Signalprozessor 3 folgt dann ein neuartiger Ausgangsverstärker. Dieser besteht im wesentlichen aus einem Signalkonverter 4, der im wesentlichen ein Σ - Δ -Konverter ist. Dieser Signalkonverter enthält als erstes eine Subtrahierstufe 5 mit zwei Eingängen, nämlich einem positiven Eingang und einem negativen Eingang, wobei der positive Eingang am Ausgang des Signalprozessors 3 angeschlossen ist. Auf diese Subtrahierstufe 5 folgt ein Tiefpaßfilter 6. In der einfachsten Ausführung könnte das Tiefpaßfilter 6 ein Integrator sein. An diesem Integrator 6 ist eine Vergleichsstufe 7 mit Haltenetzwerk angeschlossen. Der Ausgang dieser Vergleichsstufe ist über eine Rückkopplungsverbindung mit dem negativen Eingang der Subtrahierstufe 5 verbunden. Außerdem ist ein Hochfrequenz-Taktgenerator 8 vorgesehen, der ein hochfrequentes Taktimpulssignal mit einer Frequenz im Bereich von etwa 1 MHz an die Vergleichsstufe 7 abgibt. Der Ausgang des Signalkonverters 4 ist über eine Tiefpaßfunktion mit dem Hörer 10 verbunden.

Ein für den Signalprozessor 3 erforderlicher Taktgenerator mit wesentlich niedrigerer Frequenz wird vorzugsweise durch den Hochfrequenz Taktgenerator 8 synchronisiert. Dies kann beispielsweise in einfacher Weise durch Frequenzteilung mit einem Faktor M erreicht werden. Eine typische Taktfrequenz für den Signalprozessor 3 könnte etwa 32 kHz sein.

Die Wirkungsweise des Signalkonverters 4 soll anhand der Figuren 2 und 3 erläutert werden.

Das hochfrequente Taktsignal 11 des Taktimpulsgegenerators 8 wird, wie bereits erwähnt, der Vergleichsstufe 7 zugeleitet. Das digitale Eingangssignal 12 in Fig. 3 (eine extrem vereinfachte Darstellung) wird der Subtrahierstufe an ihrem positiven Eingang zugeführt. Das Ausgangssignal 14 des Signalkonverters 4 gelangt über eine Rückkopplungsverbindung an den negativen Eingang der Subtrahierstufe und wird dort vom Eingangssignal 12 subtrahiert.

Das dabei entstehende Ausgangssignal wird dem Integrator 6 (der hier das Tiefpaßfilter darstellt) zugeführt und dort zum Ausgangssignal 13 integriert. Dieses Signal 13 wird in der Vergleichsstufe 7 mit Haltenetzwerk synchron mit den Flanken des hochfrequenten Taktsignals in das Ausgangssignal 14 umgewandelt, das nur zwei mögliche Werte aufweist, die hier der Einfachheit halber als +1 und -1 dargestellt sind.

Das Eingangssignal 12 soll zunächst den Wert -0,5 haben. Das integrierte Signal 13 steigt dann von -1,5 auf Null an, was einen ersten Ausgangsimpulsübergang von -1 auf +1 zur Folge hat. Das integrierte Signal fällt dann wieder auf -1,5 ab, wonach das Ausgangssignal 14 wieder den Wert -1 annimmt.

Der nachfolgende Anstieg des Eingangssignals 12 auf den Wert Null bewirkt einen steileren Anstieg des integrierten Signals 13 auf den Wert 0,5. Für die Dauer des Eingangssignalpegels 0 erhält man dann über die Integration die entsprechenden Signalwerte des Ausgangssignals 14 zwischen -1 und +1, wobei jeweils die Werte -1 dem unteren Wert des integrierten Signals und die Werte +1 dem oberen Wert des integrierten Signals entsprechen.

In gleicher Weise werden die weiteren Werte des Eingangssignals von 0,3, 0,6 und 1,0 über die Integration in entsprechende Impulse des Ausgangssignals 14 umgewandelt. D.h. in dem Ausgangssignal 14 ändert sich das Verhältnis von positiven Werten zu negativen Werten je Zeiteinheit in Abhängigkeit vom Eingangssignal 12.

Es ist ohne weiteres einleuchtend, daß dies eine sehr stark vereinfachte, stark gedehnte Darstellung ist. Eine Taktfrequenz von etwa 1 MHz ließe sich zeichnerisch nicht darstellen. Außerdem sind die Amplitudenänderungen extrem vereinfacht als grobe Stufen dargestellt.

Bei der Umwandlung eines niederfrequenten Analogsignals in ein digitales Signal durch zeitdiskrete und/oder amplitudendiskrete Umwandlung wird das Analogsignal quantisiert. Die in Fig. 3 gezeigten Stufen des Eingangssignals 12 stehen also stellvertretend für entsprechende Amplitudenschritte eines quantisierten Analogsignals.

Während man normalerweise bei einer Impulsbreitenmodulation üblicher Art mit Taktimpulsfrequenzen von z.B. 100 kHz auskommt, sind im vorliegenden Fall zur Erzielung eines großen Verhältnisses von Nutzsignal zu Störsignal wesentlich höhere Taktimpulsfrequenzen erforderlich, die beispielsweise im Bereich von 1 MHz liegen können.

Es ist offensichtlich, daß das Ausgangssignal 14 des Signalkonverters 4 neben dem erwünschten verstärkten niederfrequenten Anteil einen starken hochfrequenten Signalanteil enthält, der natürlich ein unerwünschtes Störsignal darstellt, das z.B. durch ein passives Tiefpaßfilter entfernt werden muß.

Verwendet man diesen Ausgangsverstärker in einem Hörhilfsgerät, dann kann die Induktivität der Schwingspule des Hörers und die Tiefpaßeigenschaften des mechanischen und akustischen Systems des Hörhilfsgerätes und des menschlichen Ohres diese Tiefpaßfunktion vollkommen übernehmen, so daß ein gesondertes Tiefpaßfilter entbehrlich erscheint.

Dieser neuartige, insbesondere für Hörhilfsgeräte geeignete Ausgangsverstärker hat eine Reihe von Vorteilen. Alle Impulsflanken sind mit einer bekannten Takt-

impulsfrequenz synchronisiert, die zudem dazu verwendet werden kann, den für den vorgeschalteten Signalprozessor erforderlichen, bei wesentlich niedrigerer Taktfrequenz arbeitenden Taktimpulsgenerator zu synchronisieren.

Außerdem kann das Eingangssignal des Ausgangsverstärkers ein digitales Signal sein, und der Ausgangsverstärker kann als reine Digitalschaltung konzipiert werden. D.h. aber, daß die gesamte Schaltung als digitale Schaltung aufgebaut werden kann, wobei lediglich am Eingang des Signalprozessors 3 ein Analog/Digital-Vandler vorzusehen wäre. Daraus ergibt sich die weitere Möglichkeit, die gesamte Schaltung in C-MOS-Technik als hochintegrierte Schaltung aufzubauen.

Patentansprüche

1. Hörhilfsgerät mit einem Mikrofon (1), einem Übertragungsteil (2, 3) für die Signalverarbeitung und einem Ausgangsverstärker (4) mit daran angeschlossenem Hörer (10), welcher Verstärker im wesentlichen aus einem als Σ - Δ Konverter aufgebauten Signalkonverter mit einem daran angeschlossenen, ein hochfrequentes Taktsignal erzeugenden Taktimpulsgenerator (8) und einer nachgeschalteten Tiefpaßfunktion (15) besteht, sowie mit einer Batterie für die Spannungsversorgung, dadurch gekennzeichnet, daß das Eingangssignal des Signalkonverters eine aus mehreren Bits / Bytes bestehende digitale Darstellung des Eingangssignals des Hörhilfsgerätes ist, daß dieses Eingangssignal in dem Signalkonverter in ein Ausgangssignal (14) umwandelbar ist, das nur zwei mögliche Signalwerte aufweist, und daß dieses Ausgangssignal (14) nach Durchlaufen der Tiefpaßfunktion im wesentlichen als verstärktes Abbild des niederfrequenten Eingangssignals des Hörhilfsgerätes erscheint.
2. Hörhilfsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der eingangsseitig an den Übertragungsteil (2, 3) angeschlossene Signalkonverter (4) im wesentlichen aus einer Subtrahierstufe (5) mit einem positiven und einem negativen Eingang, einem Tiefpaßfilter (6) und einer durch den Taktimpulsgenerator (8) mit hochfrequenten Taktimpulsen (11) gesteuerten Vergleichsschaltung (7) mit Haltenetzwerk besteht, wobei der positive Eingang der Subtrahierstufe (5) mit dem Übertragungsteil (2, 3) und der negative Eingang der Subtrahierstufe mit dem Ausgang der Vergleichsstufe (7) über eine Rückkopplungsverbindung verbunden ist.
3. Hörhilfsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Taktfrequenz der durch den Taktimpulsgenerator (8) erzeugten Taktimpulse im Bereich von 1 MHz liegt.

4. Hörhilfsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das von einem Taktgenerator (9) zur Taktgabe an den Signalprozessor (3) abgegebene Taktsignal durch das hochfrequente Taktsignal (11) des Taktimpulsgenerators (8) synchronisierbar ist. 5
5. Hörhilfsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Tiefpaßfunktion durch die elektrischen, akustischen und mechanischen Eigenschaften des Hörers (10) und gegebenenfalls des menschlichen Ohres gebildet ist. 10

Claims

1. Hearing aid with a microphone (1), a transmission section (2, 3) for signal processing, an output amplifier (4) with connected earphone (10), said amplifier consisting essentially of a signal converter realized as a Σ - Δ -converter with a connected clock generator (8) generating a high-frequency clock signal and with a downstream low-pass filter function (15), as well as with a battery for power supply, characterized in that the input signal of the signal converter is a digital image of the input signal of the hearing aid consisting of several bits/bytes, in that this input signal can be converted in the signal converter into an output signal (14) that has only two possible signal values, and that this output signal essentially appears as an amplified image of the low-frequency input signal after passing through the low-pass function. 20
2. Hearing aid in accordance with claim 1, characterized in that the signal converter (4) being connected with its input side to the transmission section (2, 3), essentially consists of a subtraction stage (5) with a positive and negative input, a low-pass filter (6) and a comparator circuit (7) with holding network controlled by a clock pulse generator (8) with high-frequency clock pulses (11), whereby the positive input of the subtraction stage (5) is connected to the transmission section (2, 3) and the negative input of the subtraction stage to the output of the comparator stage (7) by way of a feedback loop. 25
3. Hearing aid in accordance with claim 1, characterized in that the clock frequency of the clock pulses generated by the clock generator (8) lies in the range of 1 MHz. 30
4. Hearing aid in accordance with claim 1, characterized in that the clock signal output to the signal processor (3) by a clock generator for clock generation can be synchronized by the high-frequency clock signal (11) of the clock generator (8) 35
5. Hearing aid in accordance with claim 1, character-

ized in that the low-pass function is realized by the electrical, acoustic and mechanical characteristics of the earphone (10) and possibly the human ear.

Revendications

1. Prothèse auditive avec un microphone (1), un transmetteur (2, 3) pour le traitement du signal et un amplificateur de sortie (4) auquel est relié un écouteur (10), amplificateur composé essentiellement d'un convertisseur du type Σ - Δ auquel est relié un générateur d'impulsions d'horloge (8) produisant un signal d'horloge haute fréquence et suivi d'une fonction passe-bas (15), ainsi qu'avec une pile pour l'alimentation électrique, caractérisée en ce que le signal d'entrée du convertisseur est une représentation numérique composée de plusieurs bits / octets du signal d'entrée de la prothèse auditive, en ce que ce signal d'entrée peut être converti par le convertisseur en un signal de sortie (14) qui ne peut prendre que deux valeurs et en ce que ce signal de sortie (14) représente essentiellement, après être passé par la fonction passe-bas, une image amplifiée du signal d'entrée basse fréquence de la prothèse auditive. 40
2. Prothèse auditive selon la revendication 1, caractérisée en ce que le convertisseur (4) relié en entrée au transmetteur (2, 3) se compose essentiellement d'un étage soustracteur (5) possédant une entrée positive et une entrée négative, d'un filtre passe-bas (6) et d'un circuit comparateur (7) attaqué par des impulsions haute fréquence (11) du générateur d'impulsions d'horloge (8) avec un réseau de maintien, l'entrée positive de l'étage soustracteur (5) étant reliée au transmetteur (2, 3) et l'entrée négative de l'étage soustracteur à la sortie de l'étage comparateur (7) par une ligne de contre-réaction. 45
3. Prothèse auditive selon la revendication 1, caractérisée en ce que la fréquence d'horloge des impulsions produites par le générateur d'impulsions d'horloge (8) est de 1 MHz. 50
4. Prothèse auditive selon la revendication 1, caractérisée en ce que le signal d'horloge fourni par une horloge (9) au processeur (3) peut être synchronisé par le signal d'horloge haute fréquence (11) du générateur d'impulsions d'horloge (8). 55
5. Prothèse auditive selon la revendication 1, caractérisée en ce que la fonction passe-bas est formée par les caractéristiques électriques, acoustiques et mécaniques de l'écouteur (10) et de l'oreille humaine.

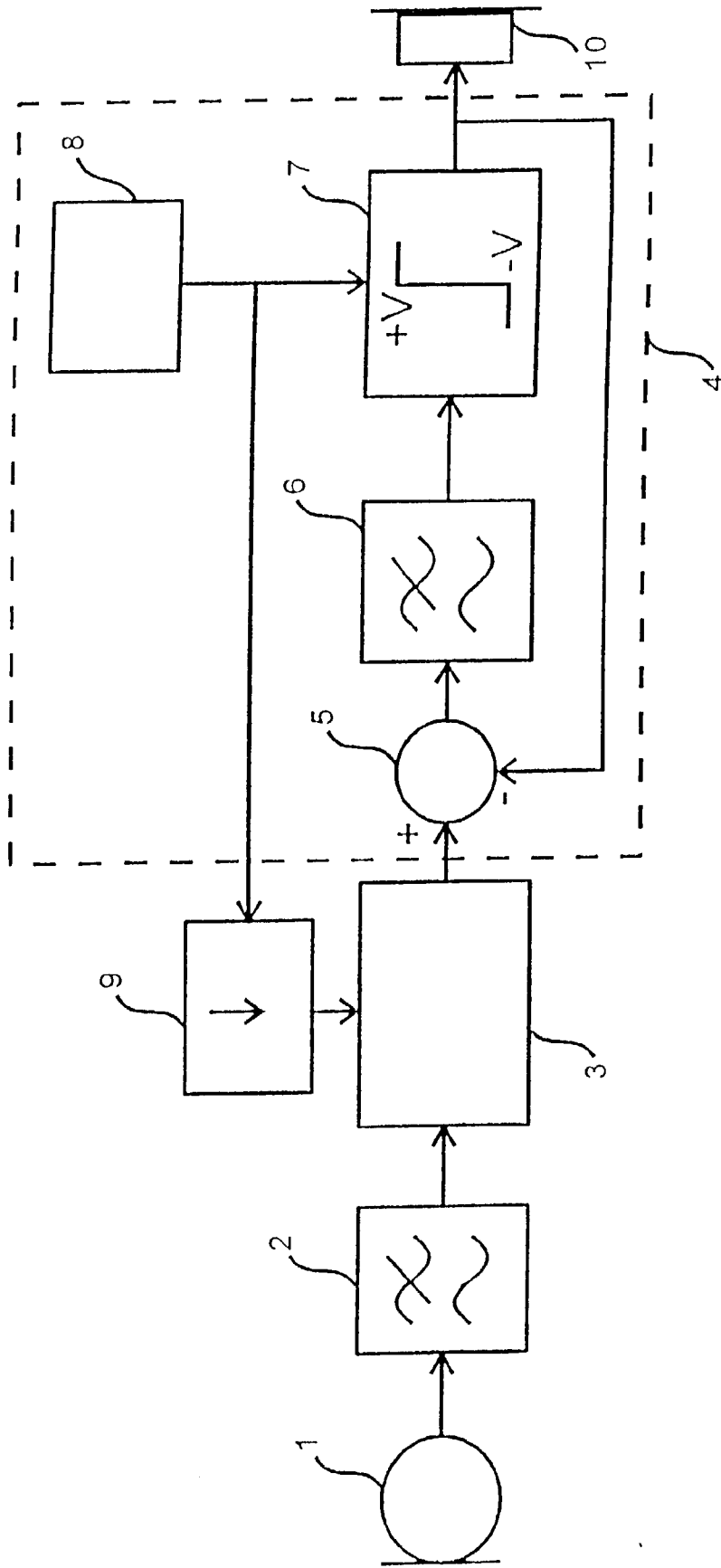


FIG 1

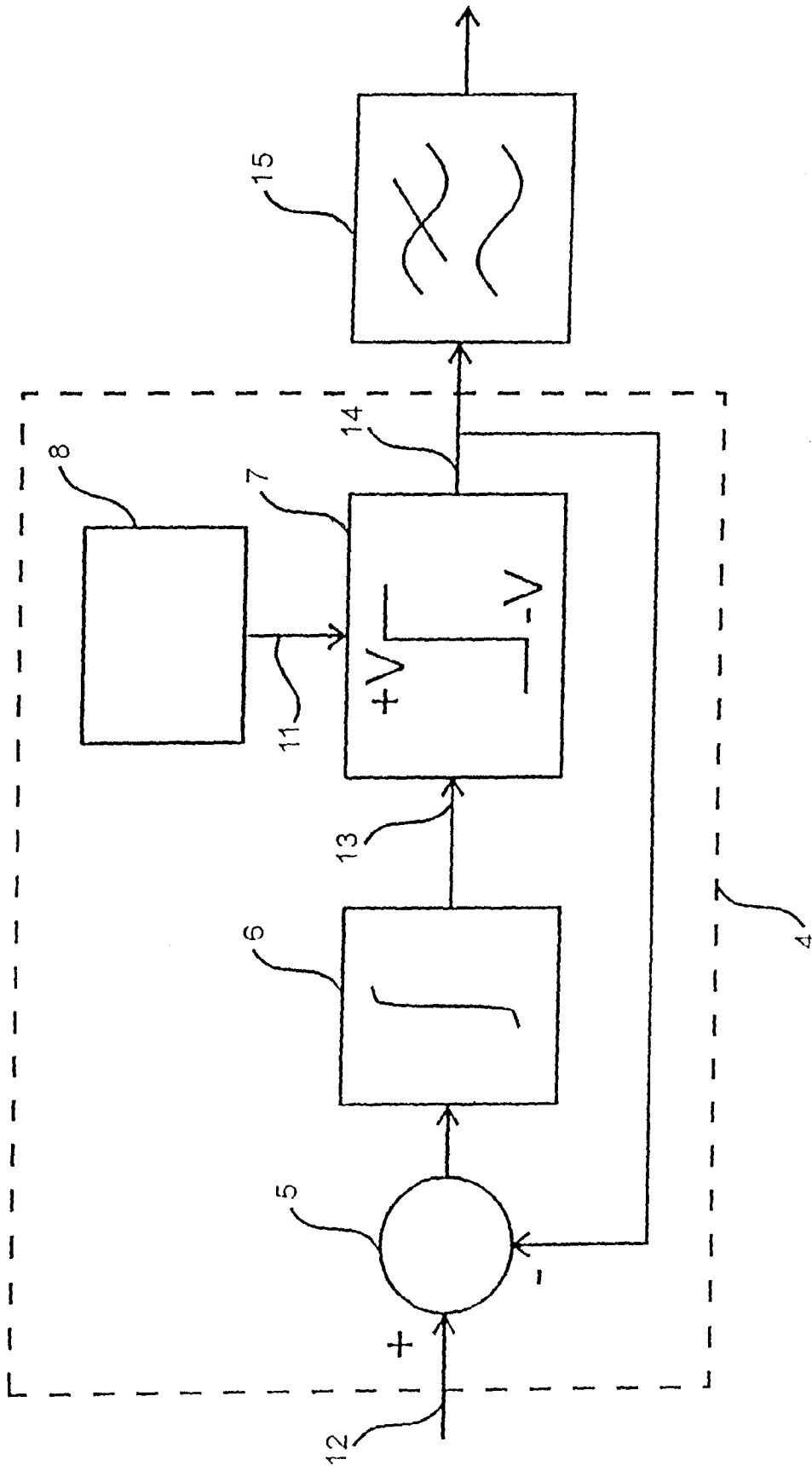


FIG 2

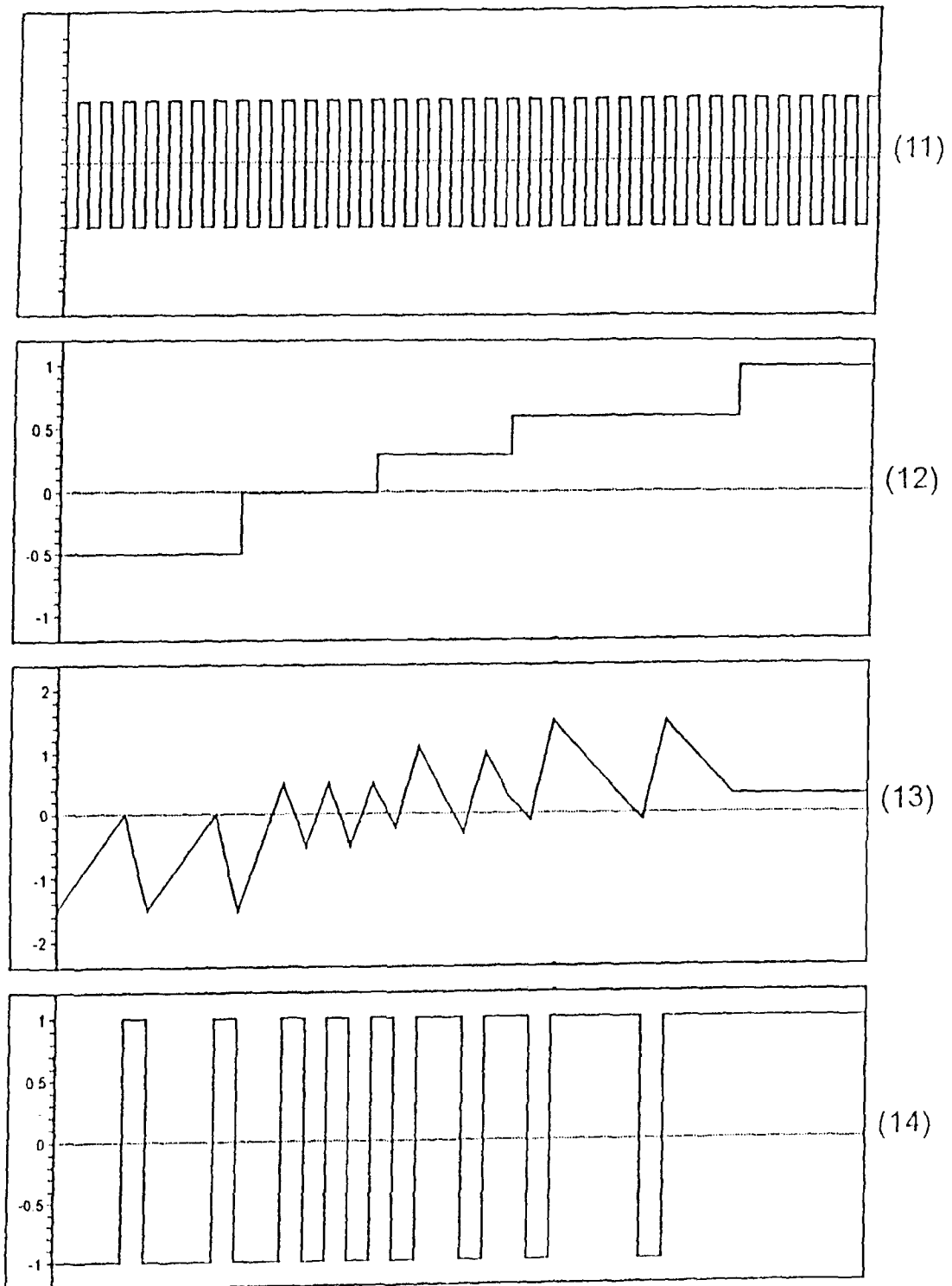


FIG 3