

(19) **DANMARK**

(10) **DK/EP 2229010 T3**



(12) **Oversættelse af
europæisk patentskrift**

Patent- og
Varemærkestyrelsen

-
- (51) Int.Cl.: **H 04 R 25/00 (2006.01)** **G 10 K 11/178 (2006.01)** **H 04 R 1/10 (2006.01)**
- (45) Oversættelsen bekendtgjort den: **2020-11-30**
- (80) Dato for Den Europæiske Patentmyndigheds bekendtgørelse om meddelelse af patentet: **2020-08-26**
- (86) Europæisk ansøgning nr.: **10151957.7**
- (86) Europæisk indleveringsdag: **2010-01-28**
- (87) Den europæiske ansøgnings publiceringsdag: **2010-09-15**
- (30) Prioritet: **2009-03-12 DE 102009012745**
- (84) Designerede stater: **AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL PT RO SE SI SK SM TR**
- (73) Patenthaver: **Sivantos Pte. Ltd., 18 Tai Seng Street , No. 08-08 , 18 Tai Seng, Singapore 539775, Singapore**
- (72) Opfinder: **Kasanmascheff, Robert, Peter-Rosegger-Str. 3, 91325 Adelsdorf, Tyskland**
KORNAGEL, Ulrich, Peter-Zink-Weg 9, 91052 Erlangen, Tyskland
- (74) Fuldmægtig i Danmark: **Chas. Hude A/S, H.C. Andersens Boulevard 33, 1780 København V, Danmark**
- (54) Benævnelse: **HØREAPPARAT OG FREMGANGSMÅDE TIL KOMPENSATION AF FORSTYRRENDE LYD I ET HØREAPPARAT**
- (56) Fremdragne publikationer:
EP-A1- 1 313 417
EP-A1- 1 931 172
EP-A1- 1 940 197
WO-A1-2007/011337
WO-A2-2008/090342
JP-A- H04 359 297

Beskrivelse

[0001] Opfindelsen angår en fremgangsmåde til compensation for forstyrrende lyd i en høreindretning. Opfindelsen angår også en høreindretning der er designet til at kompensere for en forstyrrende lyd. Ved udtrykket høreindretning forstås her et høreapparat.

[0002] Høreapparater er bærbare høreindretninger der bruges til at forsyne hørehæmmede. For at imødekomme de mange individuelle behov, tilvejebringes forskellige typer høreapparater såsom bag-øret-høreapparater (BTE), høreapparater med en ekstern modtager (RIC: "receiver in the canal") og i-øre-høreapparater (ITE), f.eks. concha-høreapparater eller kanalhøreapparater (ITE – "in the ear", CIC – "completely in the canal"). De høreapparater der er anført som eksempler, bæres på det ydre øre eller i øregangen. Derudover står knogleledningshørehjælpemidler, implanterbare eller vibrotaktile hørehjælpemidler også til rådighed. Derved stimuleres den beskadigede hørelse enten mekanisk eller elektrisk.

[0003] I princippet besidder høreapparater en indgangstransducer, en forstærker og en udgangstransducer som væsentlige komponenter. Indgangstransduceren er normalt en lydmodtager, f.eks. en mikrofon og/eller en elektromagnetisk modtager, f.eks. en induktionsspole. Udgangstransduceren er sædvanligvis en elektroakustisk transducer, f.eks. miniaturehøjtaler eller som en elektromekanisk transducer, f.eks. knogleledningsmodtager. Forstærkeren er normalt integreret i en signalbehandlingsenhed. Denne grundlæggende struktur er vist i Fig. 1 under anvendelse af eksemplet med et bag-øret-høreapparat. En eller flere mikrofoner 2 til optagelse af lyden fra omgivelserne er indbygget i et høreapparathus 1, der skal bæres bag øret. En signalbehandlingsenhed 3 som også er integreret i høreapparathuset 1, behandler signaler fra mikrofonerne og forstærker de behandlede signaler. Udgangssignalet af signalbehandlingsenheden 3 overføres til en højtaler eller modtager 4, der udsender et akustisk signal. Hvis det er nødvendigt, overføres lyden til trommehinden af apparatbæreren via et lydrør, der er fastgjort i øregangen med en otoplastik. Høreapparatet, og især

signalbehandlingsenheden 3, forsynes med energi af et batteri 5, som også er integreret i høreapparathuset 1.

[0004] En lyd der er optaget af en mikrofon i et høreapparat, indeholder også delvist forstyrrende lyde fra omgivelser af apparatbæreren. Disse omgivende lyde kan dæmpes i mikrofonsignalet af høreapparatets signalbehandlingsenhed ved hjælp af et filter til støjreduktion. Det filtrerede mikrofonsignal kan derefter konverteres af en modtager af høreapparatet til et lydsignal, der udsendes i apparatbærerens øregang. Det er vigtigt, at lyd fra miljøet ikke direkte, dvs. ad akustisk vej, fra miljøet havner ind i øregangen til trommehinden. En sådan lyd, der uønsket kommer fra omgivelserne direkte ind i apparatbærerens øregang, for eksempel gennem en ventilationsåbning af en otoplastik, kaldes inden for rammerne af denne opfindelse for forstyrrende lyd. I form af forstyrrende lyd kan apparatbæreren igen høre den omgivende lyd, som besværligt blev filtreret ud af høreapparatets mikrofonsignal.

[0005] Fra kendt teknik kendes et headset til luftfart, ved hvilken en omgivende lyd kompenseres bredbåndet ved hjælp af en kompensationslyd. Til dette formål overlejres en omgivende lyd med kompensationslyden i øregangen af en bærer af headsettet. Kompensationslyden er faseinvers. Den kompenserer for trykudsving i øregangen, der ville være forårsaget af den omgivende lyd uden kompensationslyden. Med andre ord sletter den omgivende lyd og kompensationslyden hinanden gennem overlejring. Kompensering af en lyd ved hjælp af en kompensationslyd kaldes aktiv støjkompensation (ANC - "Active Noise Cancellation") eller mere generelt aktiv lydkompensation.

[0006] For at kunne generere en kompensationslyd med et headset skal der bruges specielle komponenter, især specielle transducere. Ellers omfatter et system der er dannet af transducere og et kompensationsfilter, en for lang gruppeforsinkelse. Uden de specielle komponenter er det med andre ord ikke muligt at give en kompensationslyd med en korrekt fase.

[0007] I høreindretninger som f.eks. høreapparater, kan komponenter der er specielt designet til at generere en kompensationslyd, normalt ikke anvendes. Til høreindretninger skal komponenterne nemlig allerede optimeres ud fra andre synspunkter. Som et resultat er det ikke muligt at danne et system med den

5 krævede gruppeforsinkelse for aktiv støjkompensation. Derudover er det normalt ikke muligt, for eksempel i tilfælde af en otoplastik for høreapparatet, at dæmpe den omgivende lyd kraftigt, når denne f.eks. gennem en ventilationsåbning af otoplastikken, en såkaldt ventilator, rammer en trommehinde af en apparatbærer som forstyrrende lyd. En dæmpning i en ventilator ville også betyde, at

10 udvekslingen af luft der er muliggjort af ventilatoren mellem omgivelserne for apparatbæreren og øregangen, ville blive forringet.

[0008] I dokumentet JP H04 359297 A er beskrevet en aktiv støjkompensation, ved hjælp af hvilken en omgivende støj kompenseres ved en forudbestemt

15 rumposition, hvor en mikrofon er placeret i rummet til dette formål, og compensationssignalet indsættes i et højttalersignal ved hjælp af mikrofonsignalet og en LMS-metode. Ved beregning af compensationssignalet kan der gives en båndbegrænsning og overvejelse af en persons høreegenskaber.

20 **[0009]** I dokumentet EP 1 313 417 A1 er beskrevet en øreprop til støjdæmpning, der er baseret på et mikrofonsignal fra en mikrofon som er indrettet i øregangen. Aktiv støjkompensation kan implementeres ved hjælp af indretningen. For at undgå en okklusionseffekt, gennem hvilken en bruger kun opfatter sin egen stemme på en dæmpet og forvrænget måde, kan et omgivelsessignal

25 gengives ved hjælp af en højttaler i det indre øre, hvor der er tilvejebragt flere filtre til rekonstruktion af den naturlige stemme, mellem hvilke der skiftes mellem filtrene som funktion af talelyden, som brugeren netop udtaler. Når der skiftes mellem filtrene, kan der opnås krydsfading.

30 **[0010]** I dokumentet WO 2008/090342 A2 er beskrevet en høreværn, som også kan være designet som en øreprop. Høreværnet kan baseres på aktiv støjkompensation, som genererer en kompensationslyd for en given lyd og et givet frekvensbånd i brugerens øregang. Støjkompensationen finder sted som en

feed-forward fremgangsmåde. En overføringsfunktion der kræves til dette, bestemmes i en kalibreringsproces ved hjælp af et kunstigt hoved eller ved hjælp af en mikrofon der er anbragt i en testpersons øregang. En tredje mulighed er en brugerundersøgelse, hvor en bruger manuelt indstiller overføringsfunktionerne efter sit behov.

[0011] I dokumentet EP 1 931 172 A1 er beskrevet et høreapparat med støjdæmpning. En overføringsfunktion er lagret i høreapparatet, ved hjælp af hvilken der beregnes en kompensationslyd for et aktuelt forstyrrende signal.

10 Dæmpningen af forstyrrende lyd sker bredbåndet, hvorfor et filter designes på forhånd ved hjælp af et filterdesign ved en høreapparattilpasning.

[0012] Det er formålet med den foreliggende opfindelse for en apparatbærer at reducere opfattelsen af en forstyrrende lyd, som direkte, altså på akustisk måde, trænger ind i hans øret. Et andet formål med opfindelsen er at tilvejebringe en tilsvarende høreindretning.

[0013] Opfindelsen opnås med genstanden for de uafhængige patentkrav.

20 **[0014]** Ifølge opfindelsen tilvejebringes en fremgangsmåde til at kompensere en forstyrrende lyd i et høreapparat. Denne fremgangsmåde omfatter trinnene:

- at bestemme et spektralbånd som funktion af en høreevne,
- at filtrere et indgangssignal af høreapparatet der repræsenterer en lyd (11), som forårsager den forstyrrende lyd (12), i spektralbåndet ifølge en overføringsfunktion der i spektralbåndet svarer til en overføringsfunktion for lyden ad en forstyrrende lydvej, og
- at generere en kompensationslyd ved hjælp af det inverterede filtrerede indgangssignal.
-

30 **[0015]** Høreevnen omfatter en subjektiv opfattelse af lydstyrke af en apparatbærer. En sådan lydstyrkeopfattelse kan bestemmes ved hjælp af i sig selv kendte psykoakustiske fremgangsmåder. Ved høreevnen kan det imidlertid og-

så dreje sig om en høretærskel, som den f.eks. kan bestemmes ved hjælp af en auditiv kurve.

[0016] En kompensationslyd til et høreapparat kan genereres ved fremgangs-
5 måden. En compensation finder ikke sted for alle frekvenser, men kun for fre-
kvenser i det spektrale bånd, hvor en apparatbærer kan høre særlig godt alt ef-
ter hans høreevne, og hvor for eksempel en lyd har et særligt højt niveau af ly-
denergi. Et sådant spektralbånd kan ofte være relativt snævert i forhold til det
samlede interval af hørbare frekvenser. Fremgangsmåden kan også designes til
10 compensation i flere spektrale bånd.

[0017] Kompensationslyden kan især også genereres uden enhedskomponen-
ter, der er specielt optimeret til dette formål. I tilfælde af filtrering kan en ugun-
stig gruppeforsinkelse, som for eksempel er forårsaget af transduceren af høre-
15 apparatet, muligvis korrigeres med en gruppeforsinkelse af filteret, som er ne-
gativ i det specifikke spektrale bånd. En sådan korrektion er umulig med en
bredbåndsaktiv lydcompensation.

[0018] Udtrykket forstyrrende lydvej henviser til de samlede akustiske overfør-
20 selsveje, gennem hvilke for eksempel omgivende lyd eller en betydelig del af
den kan nå hans trommehinde fra omgivelserne af en apparatbærer, hvor den
derefter kan opfattes som forstyrrende lyd ifølge opfindelsen. Den forstyrrende
lydvej inkluderer ikke den overførsel, der på delvis elektronisk måde er beregnet
til at blive udført af høreindretningen.

25

[0019] Hvis den omgivende lyd trænger uønsket ind i trommehinden, ændres
den omgivende lyd spektralt. Denne spektrale ændring er beskrevet af en over-
føringsfunktion af den forstyrrende lydvej. En overføringsfunktion af en forstyr-
rende lydvej kan fx bestemmes af en producent ved målinger under anvendelse
30 af fremgangsmåder, der er i og for sig kendt fra den kendte teknik.

[0020] Ved at filtrere indgangssignalet med en overføringsfunktion, der svarer til
overføringsfunktionen for den forstyrrende lydvej i et specifikt spektralbånd, har

det filtrerede indgangssignal til spektralbåndet de samme spektrale egenskaber som den forstyrrende lyd. Naturligvis kan yderligere filtrering af indgangssignalet tilvejebringes inden for opfindelsens rammer, ved hjælp af hvilke f.eks. en overføringsadfærd for en mikrofon eller en højttaler fra høreapparatet kompenseres.

[0021] Det faktum, at det filtrerede indgangssignal er inverteret under eller efter filtreringen, resulterer i et signal, hvorfra der kan genereres en lyd, der er faseinvers til den forstyrrende lyd, dvs. en kompensationslyd. Kompensationsegenskaben sikres ved fremgangsmåden ifølge opfindelsen især i det specifikke spektrale bånd.

[0022] Hvis spektralbåndet ved fremgangsmåden bestemmes som en funktion af energien af den spektrale fordeling af den forstyrrende lyd eller den lyd, der forårsager den forstyrrende lyd, opnås en fordelagtig videreudvikling, når bestemmelsen af spektralbåndet gentages periodisk eller kontinuerligt. Ved konstant at tilpasse det spektrale bånd til den spektrale fordeling af lydens energi, der skal kompenseres, er det muligt at kompensere for dette, selvom en omgivende lyd ændres hurtigt i sin spektrale sammensætning.

[0023] En anden fordel opnås, hvis et filter er valgt blandt et antal forudbestemte filtre, eller et filter beregnes til filtrering som en funktion af det spektrale bånd. Et filter betyder her alle de parametre, der er nødvendige for at konfigurere en filteralgoritme. Disse parametre for en filteralgoritme kaldes også her koefficienter af et filter.

[0024] Ved at tilvejebringe et antal allerede beregnede filtre til forskellige spektrale bånd, i hvilke en compensation skal muliggøres ved hjælp af kompensationslyden, er udlægget til beregning af et kompensationslydsignal særlig lavt. En beregning af et filter som en funktion af et spektralbånd gør det muligt at tilvejebringe et filter til ethvert spektralbånd.

[0025] En fordelagtig videreudvikling af fremgangsmåden opnås, når overføringsfunktionen multipliceres med en forudbestemt faktor i filteret, som beskriver en indflydelse på overføringsfunktionen i det specifikke spektrale bånd, som en interaktion mellem høreapparatet og et brugers øre har. Ved hjælp af multiplikationsfaktoren er det muligt at tilpasse fremgangsmåden ifølge opfindelsen med 5 meget lille anstrengelse til en specifik bruger af høreapparatet.

[0026] Opfindelsen indbefatter også et høreapparat der har:

- 10 • en behandlingsindretning til tilvejebringelse af et spektralbånd som funktion af en høreevne,
- en filterindretning til filtrering af et indgangssignal af høreapparatet der repræsenterer en lyd (11), som forårsager den forstyrrende lyd (12), i det spektrale bånd ifølge en overføringsfunktion, der i det spektrale bånd svarer til en overføringsfunktion for lyden i en forstyrrende lydvej, og
- 15 • en lydudgangsindretning til at generere en kompensationslyd ved hjælp af det inverterede filtrerede indgangssignal.
-

[0027] Med et sådant høreapparat er det muligt at kompensere for en lyd i et 20 specifikt spektralbånd uden at påvirke andre funktioner i høreapparatet, f.eks. støjreduktion eller ventilation gennem en ventilator.

[0028] I det tilfælde, at en spektral fordeling af lydens energi kan bestemmes med høreapparatets behandlingsindretning, opnås en fordelagtig videreudvikling, når behandlingsindretningen omfatter en filterbank. Med en filterbank kan 25 den spektrale fordeling af lydens energi bestemmes igen og igen med intervaller på få millisekunder. Tilsvarende hurtigt kan det ene spektralbånd således hurtigt bestemmes, for hvilket et kompensationslydsignal skal beregnes af filterindretningen.

30

[0029] Høreapparatet videreudvikles fordelagtigt ved, at filterindretningen inkluderer rekursiv, lineær filtrering. Brug af et lineært filter har den fordel, at der kræves lidt beregningstid for at beregne et kompensationslydsignal. Et rekursivt

filter har den fordel, at der er behov for særligt få koefficienter for at simulere en overføringsfunktion for lyden i en forstyrrende lydvej, således at beregningen kan udføres med særligt få computertrin. En særlig kort gruppeforsinkelse kan også opnås med et rekursivt filter.

5

[0030] Det er også fordelagtigt, hvis høreapparatets filterindretning omfatter et adaptivt filter. Dette gør det muligt at bruge et og det samme filter til forskellige spektrale bånd. Filteret skal kun tilpasses lydvejens overføringsfunktion i det tilsvarende spektrale bånd inden filtrering.

10

[0031] Som et alternativ til et adaptivt filter er det også fordelagtigt, hvis der er tilvejebragt et antal filtre i filterindretningen, hvorfra et af dem kan vælges til filtrering som en funktion af det specifikke spektrale bånd. Ved at beregne filtre, dvs. parameteren eller koefficienten, på forhånd er det muligt at beregne kompensationslydsignalet meget hurtigt.

15

[0032] I høreindretningen er overføringsfunktionen med fordel dannet ud fra et spektralt forløb og en skaleringsfaktor. Den spektrale kurve beskriver forholdet mellem lydvejens indflydelse på lyden i en frekvens og lydvejens indflydelse på lyden i en anden frekvens. Med andre ord betjenes kun den grundlæggende form for overføringsfunktionen af spektralforløbet. Spektralkurven og overføringsfunktionen kan stadig variere med en multiplikativ faktor. Denne multiplikative faktor er skaleringsfaktoren.

20

[0033] Ved opdelingen opnås den fordel, at høreapparatet kan tilpasses særligt let til en bruger. Mens spektralkurven nemlig kan bestemmes ved målinger under produktionen af høreapparatet, kan spektralkurven let bringes i kongruens med en faktisk overføringsfunktion, som den opnås når høreapparatet bæres, ved at kun skaleringsfaktoren skal bestemmes ved tilpasning af høreapparatet til en bruger.

30

[0034] Opfindelsen forklares mere detaljeret nedenfor ved anvendelse af eksempler. Dertil viser:

- Fig. 1 en skematisk gengivelse af et høreapparat fra den kendte teknik med komponenter der er indeholdt deri,
- Fig. 2 en gengivelse af en øregang med et i-øret-høreapparat der er placeret deri ifølge en udførelsesform for en høreindretning ifølge opfindelsen,
- Fig. 3 en signalstrømningsgraf for et lydsignal som det opnås i en udførelsesform for en fremgangsmåde ifølge opfindelsen til compensation for en forstyrrende lyd,
- Fig. 4 et kredsløbsdiagram over et høreapparat ifølge en udførelsesform for en høreindretning ifølge opfindelsen,
- Fig. 5 et kredsløbsdiagram over et programmeringsapparat til et høreapparat ifølge en udførelsesform for en indretning ifølge opfindelsen til tilpasning af en høreindretning, og
- Fig. 6 en samling af diagrammer med grafer for flere spektralstørrelser som de opnås ved en udførelsesform for en fremgangsmåde ifølge opfindelsen til compensation for en forstyrrende lyd.

[0035] De forklarede eksempler repræsenterer foretrukne udførelsesformer for opfindelsen.

20

[0036] Fig. 2 viser et øre med et ydre øre 6 og en øregang 7. Et høreapparat 8 er indført i øregangen 7. En ventilator 9 er dannet i høreapparatet 8, hvorigennem frisk luft kan strømme ind i øregangen 7 fra omgivelserne af øret. En sådan ventilation øger bærekomforten for brugeren af høreapparatet 8 betydeligt.

25

[0037] I omgivelserne befinder sig også en lydkilde 10, som udsender en uønsket lyd 11, det vil sige en støj, mod det ydre øre 6. Lyden 11 kan trænge igennem ventilatoren 9 ind i øregangen, hvor den kan ramme en trommehinde 13 af brugeren som en forstyrrende lyd 12. Lyden 11 når således trommehinden 13 på en rent akustisk måde gennem ventilatoren 9.

30

[0038] I eksemplet repræsenterer den forstyrrende lyd 12, der er vist i Fig. 2, også yderligere forstyrrende lyd, som trænger ind fra omgivelserne af apparatbæreren til trommehinden på en anden måde.

5 **[0039]** Den forstyrrende lyd 12 dæmpes i et område 14 foran trommehinden 13 ved compensation ved hjælp af en kompensationslyd 15 i en sådan grad, at den næppe kan høres af brugeren af høreapparatet 8. Kompensationslyden 15 overlejrer den forstyrrende lyd 12 på en sådan måde, at den lyd der dannes ved overlejringen af denne lyd, har signifikant mindre energi i området 14 end den
10 forstyrrende lyd 12 alene. Lyden der er dannet af de to overlejrrede lyde, har ikke signifikant mindre energi i området 14 end den forstyrrende lyd 12 alene over alle frekvenser. Kompensationen udføres kun for frekvenser, der på den ene side kan opfattes relativt godt af brugeren af høreapparatet 8, og hvor den forstyrrende lyd 12 på den anden side har relativt meget energi. Alle disse fre-
15 kvenser danner et spektralbånd.

[0040] Kompensationslyden 15 er en del af en lyd, som en modtager 16 af høreapparatet 8 udsender. Modtageren 16 udsender kompensationslyden 15, fordi et kompensationslydsignal suppleres oven på et nyttigt signal, som modtageren
20 16 konverterer til lyd. Kompensationslydsignalet beregnes ud fra et mikrofon-signal, som en mikrofon 17 af høreapparatet 8 genererer. I forbindelse med opfindelsen er mikrofonsignalet et indgangssignal og repræsenterer lyden 11 fra brugerens omgivelser.

25 **[0041]** For at beregne kompensationslydsignalet fra mikrofonsignalet filtreres mikrofonsignalet ved hjælp af et filter 18 på høreapparatet 8 på en sådan måde, at det har de samme spektrale egenskaber som den forstyrrende lyd 12 i det nævnte spektrale bånd. Kompensationslydsignalet genereres derefter fra det filtrerede mikrofon-signal, hvor det filtrerede signal inverteres. For en kurve for en
30 graf over det filtrerede mikrofon-signal betyder det, at dets fortegn vendes om for hvert punkt i grafen. For et spektrum af det filtrerede mikrofon-signal betyder det, at fasen ændres med 180° for hver frekvens i spektret. I eksemplet finder inver-

teringen sted ved hjælp af en inverter 19. Filteret 18 og inverteren 19 arbejder sammen som et kompensationsfilter i opfindelsens forstand.

[0042] Filteret 18 og inverteren 19 kan også kombineres for at danne et kompensationsfilter. Filterfunktionen af filteret 18 er derefter designet på en sådan måde, at det opnås, at filtreringen og inversionen finder sted sammen. En separat inverter er derefter ikke nødvendig.

[0043] Filteret 18 er et rekursivt, lineært filter. Dette gør det muligt at tilvejebringe en krævet gruppeforsinkelse for filteret i et specifikt spektralbånd. Filteret 18 gengiver lydens 11 spektrale ændring, når den passerer gennem ventilatoren 9 og gennem de andre punkter på vej ind i øregangen 7 kun for det førnævnte spektrale bånd. Derved tages det også i betragtning, at et mikrofonsignal der skal behandles af filteret 18, der jo egentlig skal repræsentere lyden 11, er blevet forfalsket af mikrofonens 17 overførselsegenskab. Det tages også i betragtning, at modtageren 16 også forårsager en forvrængning ved konvertering af kompensationslydsignalet til kompensationslyden 15. Filteret 18 kompenserer for denne indflydelse af de to transducere og andre komponenter i høreapparatet.

20

[0044] Funktionen af høreapparatet der er vist i Fig. 2, er igen kort sammenfattet her: Høreapparatet 8 er ikke kun et hørehjælpmiddel for brugeren, men det fungerer også som en aktiv øreprop, dvs. det kompenserer for den forstyrrende lyd 12, der når trommehinden 13 af brugeren, for eksempel gennem ventilatoren 9. Til dette formål optages den omgivende lyd 11 ved hjælp af høreapparatets 8 mikrofon, og mikrofonsignalets spektrale egenskaber modificeres af filteret 18 og inverteren 19. Kompensationslyden genereres derefter fra det filtrerede og inverterede mikrofonsignal (kompensationslydsignal) ved hjælp af modtageren 16. Overlejringen af lyden 11, som utilsigtet når trommehinden 13 som forstyrrende lyd 12, med kompensationslyden 15, der udsendes af høreapparatet 8, fører til den ønskede annullering af den forstyrrende lyd i området 14 direkte på trommehinden 13 af brugeren.

30

[0045] I høreapparatet 8 er det ikke muligt at dimensionere filteret 18 på en sådan måde, at det fungerer ideelt i hele lydfrekvensområdet. Dette skyldes, at et høreapparat ikke kun er bygget til aktiv støjreduktion. Derfor er de komponenter, der anvendes i høreapparatet 8, for eksempel mikrofonen, modtageren, husets form og dæmpningsmaterialer, ikke sådan, at aktiv støjkompensation ideelt kan opnås. Den aktive støjkompensation i høreapparatet 8 er derfor begrænset til et specifikt spektralbånd.

[0046] Ved passende dimensionering af filteret 18 er det muligt at styre, i hvilket frekvensbånd aktiv støjkompensation er særlig effektiv, og i hvilket frekvensbånd eller i hvilke frekvensbånd den aktive støjkompensation opfører sig suboptimalt. Konsekvensen er, at den aktive støjkompensation falder i visse frekvensområder eller endda i stedet for lydreduktion i visse frekvensbånd, finder lydforstærkning sted.

15

[0047] I kombination med kendskabet til brugerens høretab placeres frekvensbåndet, hvor den aktive støjkompensation fungerer særligt godt, i det frekvensbånd, hvor brugeren af høreapparatet opfatter en forstyrrende lyd relativt tydeligt eller højt. Omvendt maskeres artefakter der opstår i frekvensområder med dårlig støjkompensation, af høreapparatbærerens høretab.

20

[0048] I Fig. 3 i forbindelse med Fig. 2 gøres det endnu en gang klart, hvordan signalet fra lyden 11 fra lydkilden 10 ankommer til området 14 i brugerens øregang ad en forstyrrende lydvej 20a og ad en signalvej 20b. Den forstyrrende lydvej 20a repræsenterer den uønskede overførsel af lyden 11 gennem ventilatoren og langs de andre veje fra omgivelserne ind i det indre af øregangen. Lyden 11 når området 14 via den forstyrrende lydvej 20a. Når den passerer gennem ventilatoren, og når den overføres langs de andre veje, ændres lydens 11 spektrale egenskaber. Dette er symboliseret i Fig. 3 ved en overføringsfunktion H af den forstyrrende lydvej 20a.

25
30

[0049] Signalvejen 20b repræsenterer vejen for signalet af lyden 11, som den dannes ved den elektroniske behandling af lyden 11 i høreapparatet, der er vist

i Fig. 2. Signalvejen 20b omfatter konvertering af lyden 11 til et mikrofonsignal, filtrering af mikrofonsignalet ved anvendelse af filteret 18 og inverteren 19, der er vist i Fig. 2, og generering af kompensationslyden 15 der også er vist i Fig. 2, via modtageren 16. Filteret modificerer mikrofonsignalet ifølge en overførings-
5 funktion H' af filteret 18.

[0050] Ved hjælp af overføringsfunktionen H' er det muligt for det specifikke spektrale bånd at generere en lyd i området 14, som har omtrent de samme spektrale egenskaber som lyden der er overført via den forstyrrende lydvej 20a.
10 Korrespondancen er så stor, at kun knap hørbare artefakter opstår i spektralbåndet, når de kompenseres. I bedste fald er matchet dog perfekt, så artefakterne ikke opstår.

[0051] Ved inverteren 19 opnås, at signalet der filtreres af filteret 18 i overens-
15 stemmelse med overføringsfunktionen H' i spektralbåndet, har egenskaberne af et kompensationslydsignal. Inverterens 19 udgangssignal omdannes derefter til en kompensationslyd 15 ved hjælp af modtageren 16, der er vist i Fig. 2, og udsendes også i retning af området 14. I området 14 annullerer signalerne fra den forstyrrende lydvej 20a og signalvejen 20b hinanden i det spektrale bånd på
20 den beskrevne måde.

[0052] Kredsløbsdiagrammet for en aktiv støjkompensation i et høreapparat der er vist i Fig. 4, viser, hvordan et kompensationslydsignal kan genereres fra et indgangssignal, der er opnået ved hjælp af en mikrofon 21, som derefter kan
25 konverteres til en kompensationslyd med en modtager 22.

[0053] Til dette formål analyseres mikrofonsignalet fra mikrofonen 21 spektralt med en filterbank 23. I Fig. 4 er der vist individuelle båndpasfiltre 24a, 24b, 24c i filterbanken. Filterbanken 23 har mere end de tre illustrerede båndpasfiltre 24a,
30 24b, 24c. Båndpasfiltrene som ikke er vist for klarhedens skyld, er symboliseret med prikker.

[0054] Signalerne ved udgangene fra båndpasfiltrene 24a, 24b, 24c fra filterbanken 23 sammenlignes med hinanden ved hjælp af en effektmåler 25. Et udgangssignal fra et båndpasfilter 24a, 24b, 24c reflekterer, hvor meget energi der er til stede i et spektralbånd, for hvilket det tilsvarende båndpasfilter 24a, 24b, 24c er permeabelt. Effektmåleren 25 bruger udgangssignalerne fra båndpasfiltrene 24a, 24b, 24c til at bestemme det spektrale bånd, i hvilket en apparatbærer tydeligst vil opfatte en forstyrrende lyd. Flere spektrale bånd kan også kombineres.

10 **[0055]** Til bestemmelse af spektralbåndet bruger effektmåleren 25 ikke direkte fordelingen af energien, som det kan aflæses ved udgangene fra filterbanken 23. I stedet beregnes en spektral fordeling af energien af den forstyrrende lyd. Til dette formål vægtes den spektrale fordeling af energien af mikrofonsignalet, der er beregnet af filterbanken 23, først med et størrelsesspektrum af en overføringsfunktion for den forstyrrende lydvej.

[0056] Effektmåleren 25 er også i stand til at vægte den information, der modtages fra båndpasfiltrene 24a, 24b, 24c med en auditiv kurve for en bruger på en sådan måde, at den subjektive lydstyrkeopfattelse af brugeren også tages i betragtning for de individuelle spektrale bånd, der repræsenteres ved båndpasfiltrene 24a, 24b, 24c. Dette kan betyde, at et spektralbånd, hvor der er en relativt stor mængde spektral energi fra den forstyrrende lyd, ikke desto mindre ikke vælges af effektmåleren 25, fordi brugeren af høreapparatet har dårlig høreevne i dette spektrale bånd. Det kan også tilvejebringes, at den subjektive lydstyrkeopfattelse yderligere estimeres ved hjælp af en psykoakustisk model.

[0057] Information om de valgte spektralbånd overføres fra effektmåleren 25 til en udvælgelsesenhed 26. Udvalgsenheden 26 konfigurerer en filterenhed 27 på en sådan måde, at mikrofonsignalet fra mikrofonen 21 efter at være filteret af filterenheden 27 danner et kompensationslydsignal for det spektrale bånd, der er valgt af effektmåleren 25. I Fig. 4 er konfigurationen symboliseret på en sådan måde, at udvalgsenheden 26 virker på en udvælgelseskontakt 28. Udvalgsenheden 28 kan anvendes til at skifte symbolsk mellem udgange-

ne fra forskellige filtre 29a til 29d. Som i tilfældet med filterbanken 23 er ikke alle filtre 29a til 29d til stede i filterenheden 27 vist i Fig. 4. Filtrene (ikke vist) er igen angivet med prikker. I omskiftningstilstanden for udvælgelseskontakten 28 der er vist i Fig. 4, er filteret 29a aktivt.

5

[0058] Som allerede nævnt er formen for udvælgelsen ved hjælp af udvælgelseskontakten 28, der er vist i Fig. 4, kun en symbolsk repræsentation af processen. I høreapparatet er en ændring mellem de forskellige filtre 29a til 29d faktisk muliggjort ved, at en filteralgoritme af filterenheden 27 er konfigureret ved hjælp af koefficienter. For at filterenheden 27 filtrerer mikrofonsignalet i overensstemmelse med et af filtrene 29a til 29d, skal et tilsvarende sæt koefficienter overføres til filteralgoritmen. De forskellige sæt af koefficienter, som filtrene 29a til 29d repræsenterer, er lagret i en tabel. Udvalgsenheden 26 foretager et valg herfra. Som allerede beskrevet er dette valg afhængigt af det eller de bestemte spektrale bånd og er således i opfindelsens betydning afhængig af den spektrale fordeling af energien af mikrofonsignalet og også af brugerens høreevne.

[0059] I tilfældet med filterenheden 27 er det ved at begrænse compensationen til et relativt smalt spektralbånd muligt at opnå en korrekt tidsforsinkelse for dette bånd, når lyden behandles gennem høreapparatet. Derved accepteres det, at compensationen fungerer suboptimalt i andre frekvensområder, det vil sige uden for de spektrale bånd, der er bestemt af computerenheden 25. Dette opfattes imidlertid ikke af brugeren.

[0060] Mikrofonsignalet analyseres kontinuerligt spektralt af filterbanken 23. Et optimalt filter 29a til 29d vælges til den respektive spektrale fordeling af energien i den forstyrrende lyd. Skift mellem sæt af koefficienter kan gøres som en fading proces for at undgå skifteartefakter. I stedet for en tabel med sæt af koefficienter kan filterenheden 27 også helt eller delvist indeholde et adaptivt filter som en filteralgoritme.

[0061] I programmeringsenheden 30 der er vist skematisk i Fig. 5, måles et høretab for en bærer af et høreapparat 32 ved hjælp af et audiometer 31. Høretab-

bet bestemmes derved som funktion af frekvensen. Høreevnen af apparatbæ-
ren der bestemmes ved hjælp af audiometeret 31, vises af en akustiker på en
betjeningsenhed 33 som en auditiv kurve på en skærm, der ikke er vist i Fig. 5.

5 **[0062]** Filtre 34a til 34c der er udviklet af producenten af høreapparat 32, lagres
også i betjeningsenheden. Filtrene er kompensationsfiltre ifølge opfindelsen,
med hvilke en forstyrrende lyd kan kompenseres for i forskellige spektrale bånd
af høreapparatet 32, som kan trænge ind i trommehinden på bæreren, når høre-
reapparatet 32 bæres gennem en otoplastik af høreapparatet 32, der ikke vist i
10 Fig.5.

[0063] I opfindelsens betydning kan filtrene også beregnes på en sådan måde,
at de påvirker aktiv støjkompensation for typiske høretab, der er bestemt på
forhånd. For sådanne typiske høretab kan spektralbånd, for hvilke kompensati-
15 on er nødvendig, også bestemmes på forhånd. For at vælge et filter kan den
auditive kurve, der er målt med audiometeret 31, derefter sammenlignes med
de typiske auditive kurver. Filteret vælges som den typiske auditive kurve, der
har størst lighed med den målte auditive kurve.

20 **[0064]** Også i Fig. 5 symboliserer prikker, at der er andre filtre ud over de illu-
strerede filtre 34a til 34c. Filtrene lagres som sæt af koefficienter, der kan tilfø-
res til en passende filteralgoritme. Også i Fig. 5, svarende til Fig. 4, symbolise-
res valget af et sæt af koefficienter fra en liste ved at virke på en udvælgelses-
kontakt 35. I Fig. 5 vælges filteret 34a aktuelt af udvælgelseskontakten 35.

25

[0065] Sættet af koefficienter for det valgte filter overføres til høreapparatet 32
ved hjælp af en overspilningsenhed 36. Sættet med koefficienter lagres derefter
i høreapparatet 32. I eksemplet der er vist i Fig. 5, er det filteret 34a der over-
spilles.

30

[0066] Det kan også tilvejebringes, at alle koefficientsæt af filtrene 34a til 34c er
lagret i selve høreapparatet 32, og at der ved hjælp af betjeningsenheden 33

kun overføres den information, hvortil filtre 34a til 34c faktisk skal anvendes, til høreapparatet 32.

[0067] Ved udformningen af filtrene 34a til 34c var det ikke muligt at tage højde
5 for, i hvilket omfang den specifikke øregang hos bæreren af høreapparatet 32 i samarbejde med høreapparatets 32 otoplastik har en yderligere indflydelse på overførslen af omgivende lyd til øregangen. Det kan derfor forventes, at overfø-
ringsfunktionerne for filtrene 34a til 34c kun beskriver en grundlæggende spek-
tral kurve. I et sidste trin ved tilpasningen af høreapparatet 32 til apparatbære-
10 ren bestemmes en skaleringsfaktor derefter ved hjælp af prøvesignaler og den lagres i høreapparatet. Denne skaleringsfaktor påføres multiplikativt på et filtre-
ret signal, hvorved aktiv støjkompensation faktisk frembringes af det filtrerede og skalerede signal.

15 **[0068]** Der kan også tilvejebringes anvendelse af en auditiv kurve, der er be-
stemt ved hjælp af audiometeret 31, til at designe et kompensationsfilter indivi-
duelt til en auditiv kurve for en apparatbærer. Dette kan gøres af akustikeren,
der betjener den tilsvarende programmeringsenhed. Det kan dog også tilveje-
bringes, at den bestemte auditive kurve overføres til et laboratorium for f.eks.
20 høreapparater. Et sæt af koefficienter kan derefter beregnes som en funktion af
den overførte auditive kurve og en overføringsfunktion, der beskriver overfø-
ringsadfærden for en forstyrrende lydvej for en bestemt model af et høreappa-
rat, som derefter overføres til akustikeren, så han kan overføre sættet af koeffi-
cienter til høreapparatet .

25

[0069] Diagrammerne D1 til D5 der er vist i Fig. 6, viser grafer for forskellige
størrelser som en funktion af en frekvens f . Det viste frekvensområde er et au-
diofrekvensområde. Frekvenser mellem 0 Hz og ca. 15000 Hz vises her. Fre-
kvensakserne for de enkelte diagrammer D1 til D5, der løber vandret i Fig. 6, er
30 ikke opdelt lineært, således at egenskaberne for de individuelle grafer, der er
beskrevet nedenfor, lettere kan repræsenteres. Imidlertid har alle diagrammer
D1 til D5 den samme ikke-lineære opdeling.

[0070] En auditiv kurve 37 for en bærer af et høreapparat er vist i diagram D1, hvor fremgangsmåden udføres i høreapparatet, hvortil diagrammerne D1 til D5 der er vist i Fig. 6, hører. En sammenligning med en auditiv kurve 38 for en person med normal hørelse viser, at bæreren af høreapparatet 37 har dårligere høre-
5 reevne end en sund person for alle viste frekvenser. Især er der et spektralbånd 39, hvor bæreren af høreapparatet hører særlig dårligt. Der er også et spektralbånd 40, hvor bæreren af høreapparatet kan høre forholdsvis godt.

[0071] Diagrammet D2 viser en spektralfordeling 41 af lydets energi over fre-
10 kvensen. Lyden kommer fra omgivelserne til brugeren af høreapparatet og er delvist uhensigtsmæssigt overført akustisk, for eksempel gennem en ventilator af høreapparatet, som forstyrrende lyd til trommehinden af bæreren af høreapparatet. I tilfældet med fordelingen 41 er der et spektralbånd 42, hvor lydenergien er særlig stor.

15

[0072] Den subjektive opfattelse 43 af individuelle lydfrekvenser af bæreren af høreapparatet er beregnet i diagram D3. Den subjektive opfattelse 43 opnås ved en vægtning af fordelingen 41 af lydets energi med den auditive kurve 37 af bæreren af høreapparatet. Kurven for den subjektive opfattelse 43 viser, at et
20 spektralbånd 44, for hvilket høreapparatets bærer opfatter lyden særligt tydeligt, ligger mellem området 42, hvor lydets energi er koncentreret, og området 40, hvor bæreren af høreapparatet kan høre relativt godt.

[0073] Ifølge den subjektive opfattelse 43 bestemmes et sæt af koefficienter for
25 et kompensationsfilter i høreapparatet, hvormed et kompensationslydsignal kan genereres fra et mikrofonsignal, der repræsenterer lyden med energifordelingen 41. Kompensationsfilteret vælges således, at kompensationen især udføres for området 44. Det kan imidlertid også tilvejebringes, at kompensationsfilteret kun bestemmes som en funktion af den auditive kurve 37. Hvis kompensationsfilteret kun bestemmes som en funktion af en auditiv kurve, skal kompensationsfilteret
30 ret naturligvis kun bestemmes en gang, f.eks. når høreapparatet justeres.

[0074] Flere sæt af koefficienter er tilgængelige i høreapparatet, som hver kan forårsage kompensation i forskellige spektralbånd. I diagrammet D4 er disse frekvensområder vist for de enkelte sæt af koefficienter; dvs. for de spektrale bånd 45a til 45e der er indtastet for hver af dem, er et sæt af koefficienter lagret i høreapparatet. De spektrale bånd som hører til yderligere sæt af koefficienter, er ikke indtastet i diagrammet for at holde diagrammet klart. Dette er angivet med punkter i diagrammet D4.

[0075] Afhængigt af det område 44, hvor lyden kan opfattes særlig godt af bæreren af høreapparatet, er et sæt af koefficienter, dvs. et kompensationsfilter, valgt. I det tilfælde der er vist i Fig. 6, vælges kompensationsfilteret til spektralbåndet 45b. I Fig. 6 er spektralbåndet 45b afgrænset med stiplede linjer både i diagrammet D3 og i diagrammet D5.

[0076] Diagrammet D5 viser en overføringsfunktion 46 for det filter, som hører til sæt af koefficienter for spektralbåndet 45b. Endvidere er en overføringsfunktion 47 af en forstyrrende lydvej vist i diagram D5, via hvilken lyden kommer akustisk fra omgivelserne af bæreren af høreapparatet som forstyrrende lyd til trommehinden. Som det kan ses af en sammenligning af de to overføringsfunktioner 46 og 47, falder de to overføringsfunktioner næsten sammen i området for spektralbåndet 45b. Dette gør det muligt at generere et kompensationslydsignal fra et mikrofonsignal, der repræsenterer lyden i spektralbåndet 45b med en filterenhed, der anvender det tilsvarende sæt af koefficienter.

[0077] Det kan også ses i diagram D5, at grænserne for et spektralbånd, her spektralbåndet 45b, ikke behøver at være skarpe grænser. Grænserne er et overgangsområde, hvor en afvigelse af kompensationsfilterets overføringsfunktion 46 fra overføringsfunktionen 47 af den forstyrrende lydvej gradvist øges. For at opnå skarpe grænser kan der f.eks. indstilles en tærskelværdi for afvigelsen, som f.eks. kan bestemmes som en funktion af artefakternes hørbarhed eller målbarhed under aktiv lydkompensation.

[0078] Selvom de to overføringsfunktioner 46, 47 ikke stemmer overens med frekvenserne uden for spektralbåndet 45b, hører bæreren af høreapparatet stadig ikke nogen forstyrrende lyd i disse frekvenser. Det kan ses af grafen for den subjektive opfattelse 43, at den ikke opfatter en dårligt kompenseret eller endda 5 forstærket forstyrrende lyd i frekvenserne uden for spektralbåndet 45b.

[0079] Eksemplerne viser, hvordan opfindelsen gør det muligt at kompensere for forstyrrende lyd, selvom høreapparatet ikke er designet til en sådan kom- 10 pensationslydsignal.

Liste over henvisningstal

[0080]

	1	høreapparatus
15	2	mikrofon
	3	signalbehandlingsenhed
	4	modtager
	5	batteri
	6	ydre øre
20	7	øregang
	8	høreapparat
	9	ventilator
	10	lydkilde
	11	lyd
25	12	forstyrrende lyd
	13	trommehinde
	14	område
	15	kompensationslyd
	16	modtager
30	17	mikrofon
	18	filter
	19	inverter
	20a	forstyrrende lydvej

	20b	signalvej
	21	mikrofon
	22	modtager
	23	filterbank
5	24a, 24b, 24c	båndpasfilter
	25	effektmåler
	26	udvælgelsesenhed
	27	filterenhed
10	28	udvælgelseskontakt
	29a, 29b, 29c, 29d	filter
	30	programmeringsenhed
	31	audiometer
15	32	høreapparat
	33	betjeningsenhed
	34a, 34b, 34c	filter
	35	udvælgelseskontakt
20	36	overspilningsenhed
	37, 38	auditiv kurve
	39, 40	spektralbånd
	41	spektralfordeling af energi
	42	spektralbånd
25	43	graf af subjektiv høreevne
	44, 45a til 45e	spektralbånd
	46, 47	overføringsfunktion
	F	frekvens
30	D1, D2, D3, D4, D5	diagram
	H, H'	overføringsfunktion

Patentkrav

1. Fremgangsmåde til compensation af en forstyrrende lyd (12) i et høreapparat (8,32) ved:

- 5 - at bestemme et spektralbånd (45b) som en funktion af en høreevne (37),
- at filtrere et indgangssignal af høreapparatet (8,32) der repræsenterer en lyd (11), som forårsager den forstyrrende lyd (12), i spektralbåndet (45b) ifølge en overføringsfunktion (46, H'), der i spektralbåndet (45b)
- 10 svarer til en overføringsfunktion (47, H) for lyden (11) i en forstyrrende lydvej (20a), og
- at generere en kompenserende lyd (15) ved hjælp af det inverterede filterede indgangssignal.

15 **2.** Fremgangsmåden ifølge krav 1,

kendetegnet ved, at

spektralbåndet (45b) bestemmes som en funktion af en spektralfordeling (41) af energien af den forstyrrende lyd (12) eller af en lyd (11), der forårsager den forstyrrende lyd (12).

20

3. Fremgangsmåden ifølge krav 2,

kendetegnet ved, at

spektralbåndet (45b) bestemmes som en funktion af en spektralfordeling (41) af energien af den forstyrrende lyd (12) eller af en lyd (11), der forårsager den forstyrrende lyd (12), og det bestemmende trin gentages periodisk eller er kontinuerlig.

25

4. Fremgangsmåde ifølge et af de foregående krav,

kendetegnet ved, at

30 der til filtrering som funktion af spektralbåndet (45b):

- udvælges et filter (29a, 34a) blandt et antal forudbestemte filtre (29a-29d, 34a-34c), eller
- beregnes et filter.

5. Fremgangsmåde ifølge et af de foregående krav,

kendetegnet ved, at

overføringsfunktionen ved filtreringen ganges med en forudbestemt faktor, der
5 beskriver en indflydelse på overføringsfunktionen (H) i det specifikke spektral-
bånd (45b), som har en vekselvirkning mellem høreapparatet (8,32) og et øre
(6, 7) af en bruger.

6. Høreapparat (8,32) der har:

- 10 - en behandlingsindretning (23,25,26) til at tilvejebringe et spektralbånd
(45b) som funktion af en høreevne (37),
- en filterindretning (18,27) til at filtrere et indgangssignal af høreappara-
tet (8,32) der repræsenterer en lyd (11), som forårsager en forstyrrende
lyd (12), i spektralbåndet (45b) ifølge en overføringsfunktion (46, H'), som
15 i spektralbåndet (45b) svarer til en overføringsfunktion (47) for lyden (11)
i en forstyrrende lydvej (20a), og
- en lydudgangsindretning (16,22) til at generere en kompenserende lyd
(15) ved hjælp af det inverterede filtrerede indgangssignal.

20 7. Høreapparatet (8,32) ifølge krav 6,

kendetegnet ved, at

et spektralbånd (45b) genereres med behandlingsindretningen (23,25,26) som
en funktion af en spektral fordeling (41) af energien af en forstyrrende lyd (12),
eller en lyd (11) der forårsager den forstyrrende lyd (12), kan bestemmes.

25

8. Høreapparatet (8,32) ifølge krav 7,

kendetegnet ved, at

en spektral fordeling (41) af energien af den forstyrrende lyd (12) eller lyden
(11) der forårsager den forstyrrende lyd (12), kan bestemmes med behandlings-
30 indretningen (23,25,26) og behandlingsindretningen (23) 25,26) omfatter en fil-
terbank (23).

9. Høreapparat (8, 32) ifølge et af kravene 6 til 8,

kendetegnet ved, at

filterindretningen (18,27) omfatter et rekursivt, lineært filter.

10. Høreapparat (8,32) ifølge et af kravene 6 til 9,

5 **kendetegnet ved, at**

filterindretningen omfatter et adaptivt filter.

11. Høreapparat (8,32) ifølge et af kravene 6 til 9,

kendetegnet ved, at

10 et antal filtre (29a-29d, 34a-34c) er tilvejebragt i filterindretningen (8,27), hvoraf det ene (29a, 34a) kan vælges til filtrering som funktion af det særlige spektralbånd (45b).

12. Høreapparat ifølge et af kravene 6 til 11,

15 **kendetegnet ved, at**

overføringsfunktionen er dannet ud fra et spektralt forløb og en skaleringsfaktor.

Tegning

FIG 1

(Kendt teknik)

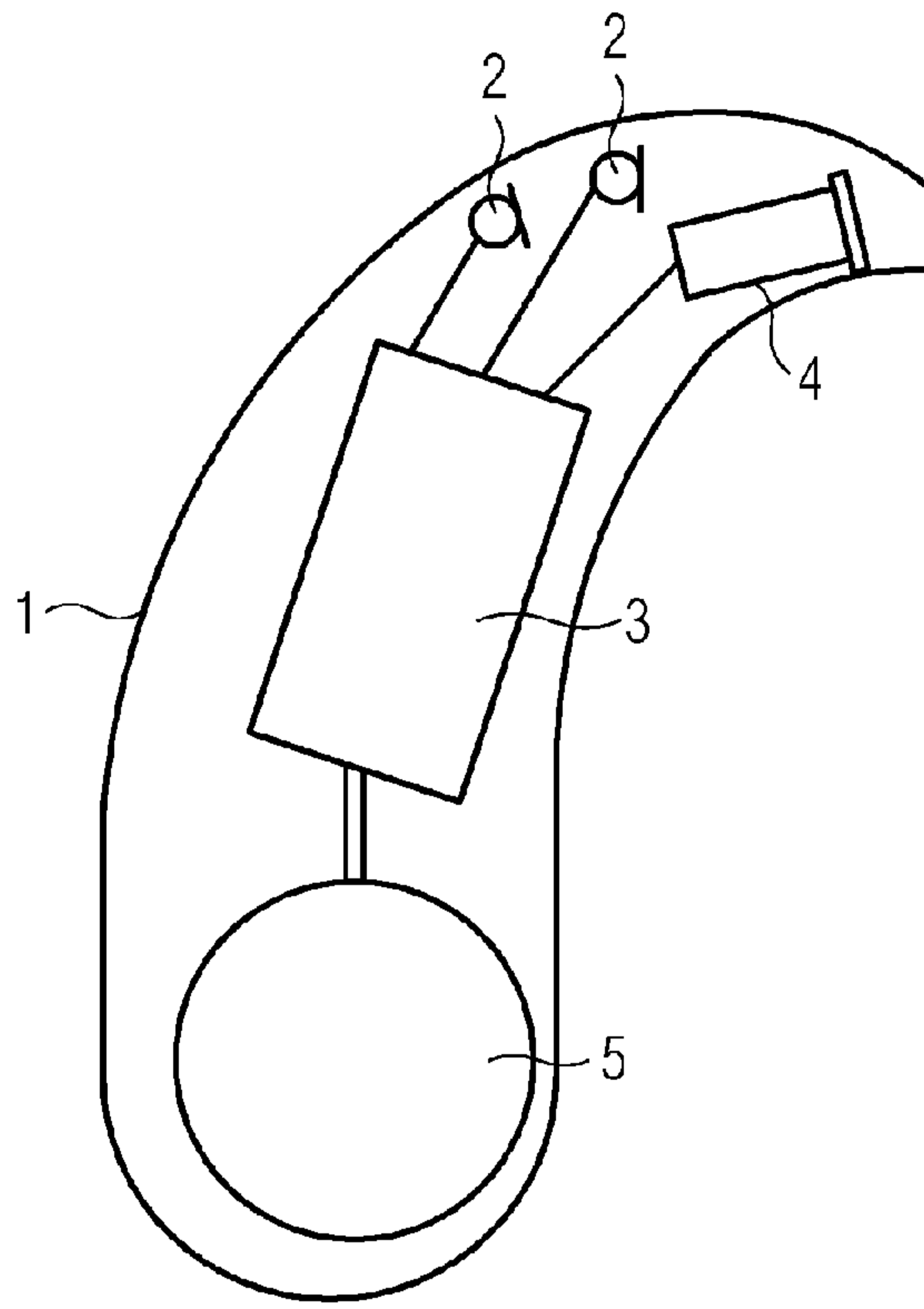
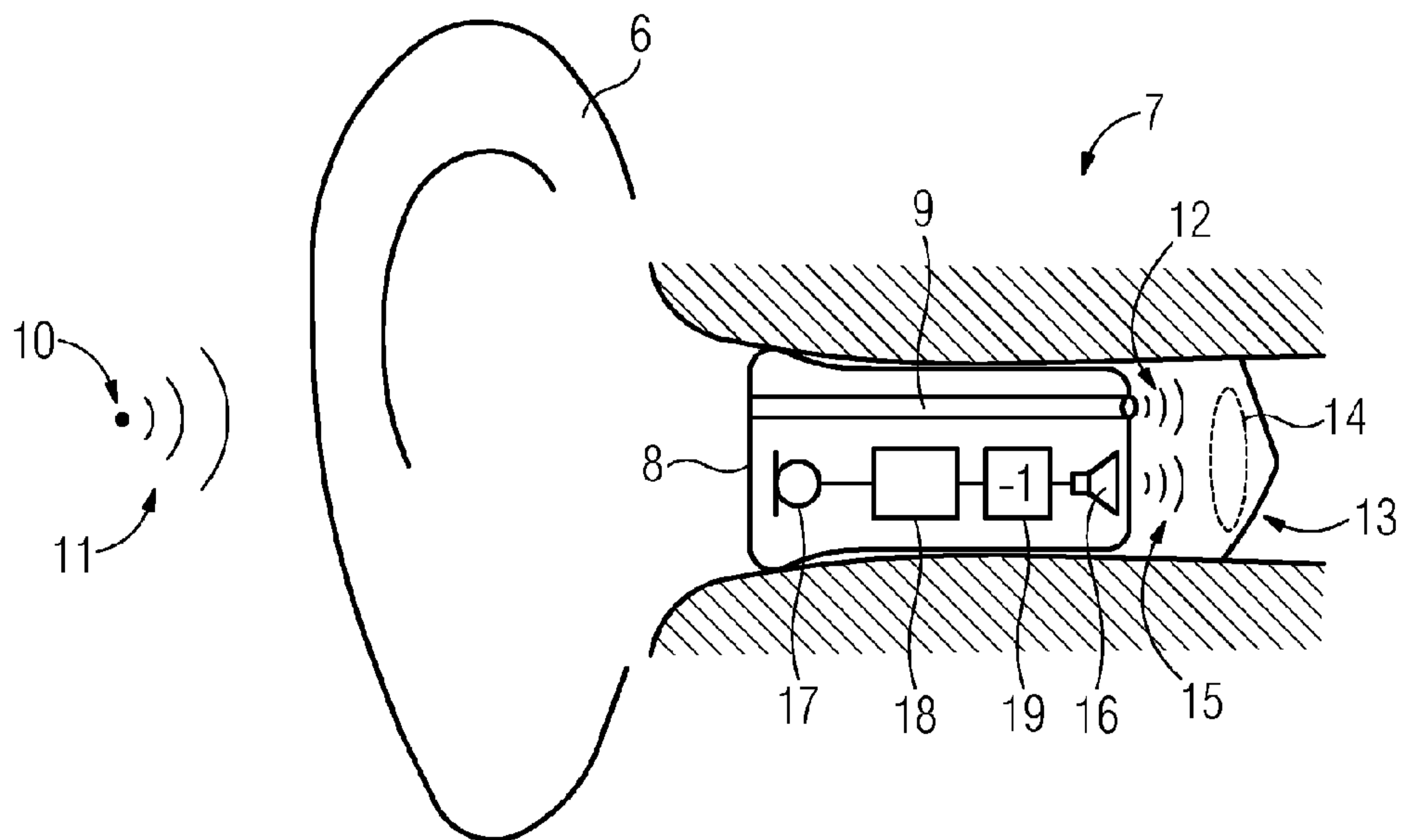


FIG 2



26

FIG 3

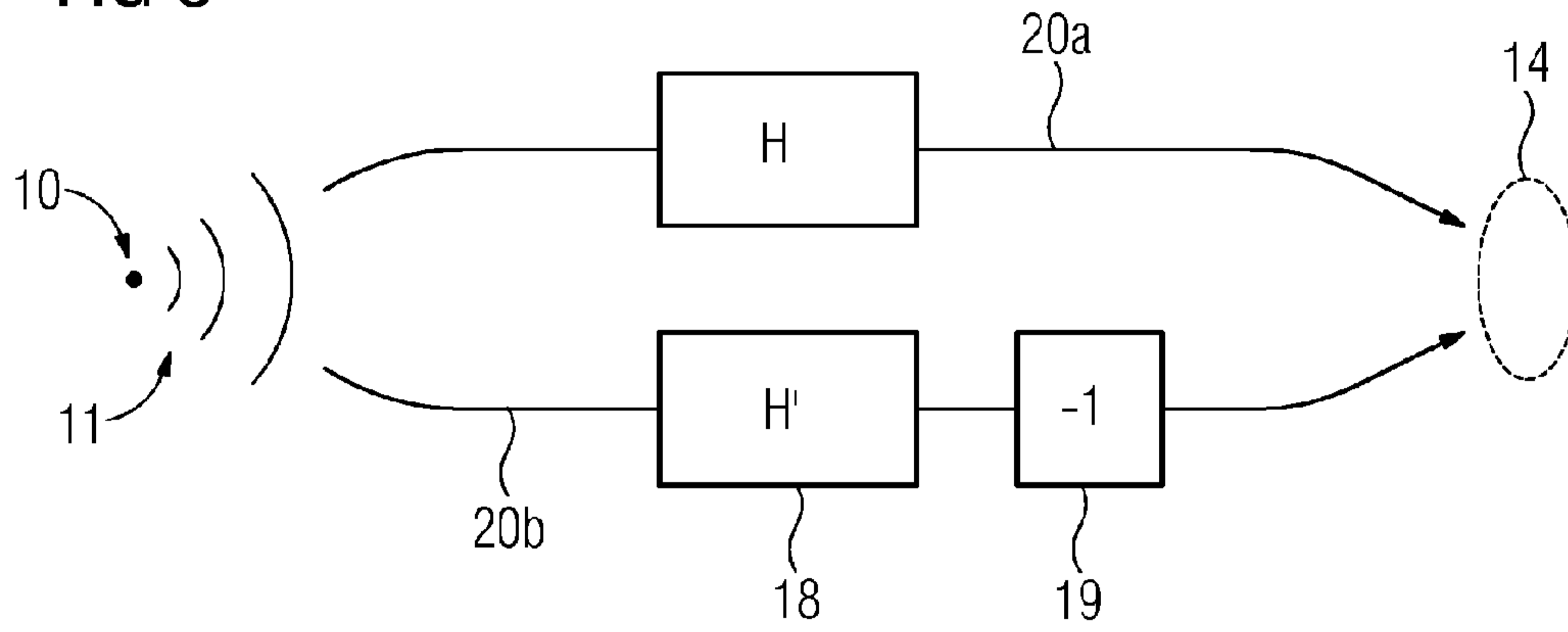


FIG 4

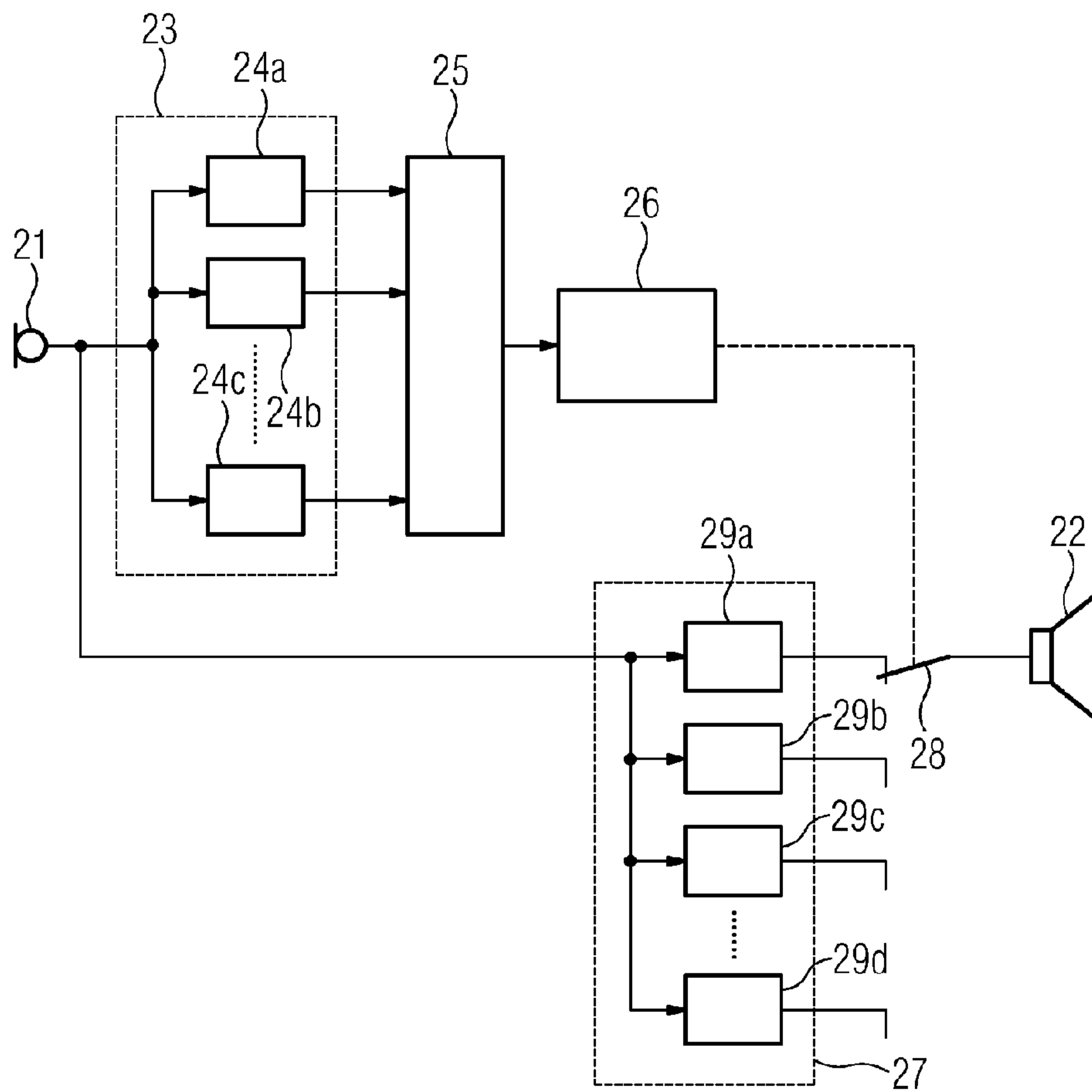


FIG 5

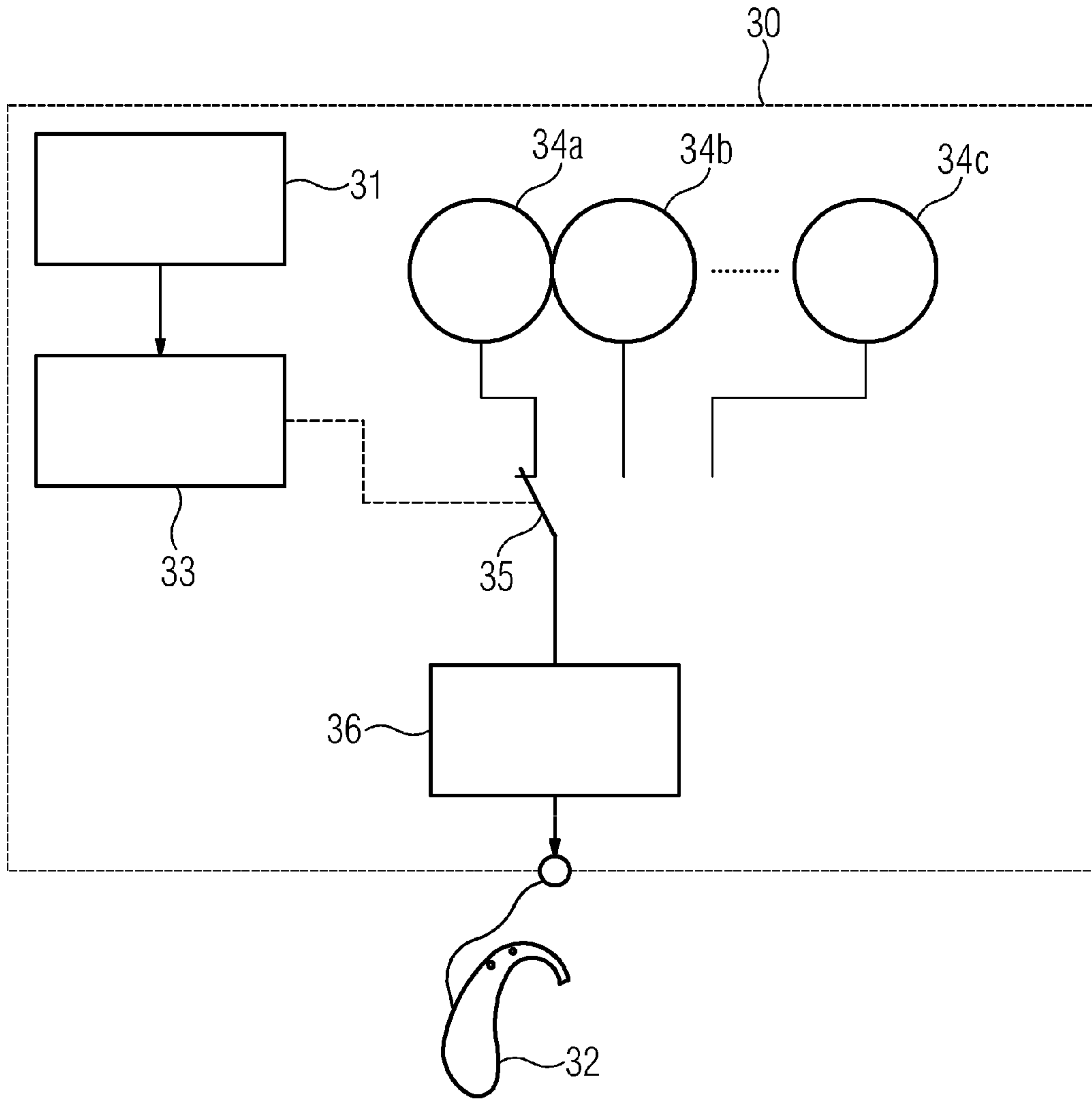


FIG 6

