

(19) **DANMARK**

(10) **DK/EP 2519033 T3**



Patent- og
Varemærkestyrelsen

(12) Oversættelse af
europæisk patentskrift

-
- (51) Int.Cl.: **H 04 R 25/00 (2006.01)**
- (45) Oversættelsen bekendtgjort den: **2018-03-05**
- (80) Dato for Den Europæiske Patentmyndigheds bekendtgørelse om meddelelse af patentet: **2017-12-13**
- (86) Europæisk ansøgning nr.: **12162979.4**
- (86) Europæisk indleveringsdag: **2012-04-03**
- (87) Den europæiske ansøgnings publiceringsdag: **2012-10-31**
- (30) Prioritet: **2011-04-29 DE 102011075006**
- (84) Designerede stater: **AL 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 RS 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: **BEST, Sebastian, Hindenburgstraße 48, 91054 Erlangen, Tyskland**
Hannemann, Ronny, Weiselstraße 11, 91054 Buckenhof, Tyskland
- (74) Fuldmægtig i Danmark: **Chas. Hude A/S, H.C. Andersens Boulevard 33, 1780 København V, Danmark**
- (54) Benævnelse: **FREM GANGSMÅDE TIL BETJENING AF HØREAPPARAT MED NEDSAT KAMFILTEROPFATTELSE OG HØREAPPARAT MED NEDSAT KAMFILTEROPFATTELSE**
- (56) Fremdragne publikationer:
DE-A1-102006 028 682
US-A1- 2010 030 101
US-A1- 2010 074 460

Beskrivelse

[0001] Den foreliggende opfindelse angår en fremgangsmåde til drift af et høreapparat med reduceret kamfilteropfattelse. Endvidere angår den foreliggende opfindelse et høreapparat med reduceret kamfilteropfattelse.

- 5 **[0002]** Et høreapparat bruges til at forsyne en hørehæmmet person med akustiske signaler fra omgivelserne, som behandles og forstærkes til compensation eller behandling af den enkelte hørenedsættelse. Det omfatter i princippet en eller flere indgangstransducere, en signalbehandlingsindretning med en forstærkingsindretning eller en forstærker og en udgangstransducer. Indgangstransduceren er som regel en lydmodtager, fx en mikrofon, og / eller en elektromagnetisk modtager, f.eks. en induktionsspole. Udgangstransduceren anvendes typisk som en elektroakustisk transducer, f.eks. en miniature højttaler eller som en elektromekanisk transducer, f.eks. en knogleledningsmodtager. Den betegnes også som et håndsæt eller en receiver. Udgangstransduceren genererer ud-
- 10 gangssignaler, der bliver sendt til patientens øre og frembringer en høreopfattelse i patienten. Forstærkeren er normalt integreret i signalbehandlingsindretningen. Høreapparatets strømforsyning sker ved hjælp af et batteri, der er anbragt i høreapparathuset.
- 15
- 20 **[0003]** De væsentlige elektroniske komponenter i et høreapparat er sædvanligvis anbragt på et printkort som en kredsløbsbærer eller forbundet dertil.

[0004] Høreapparater er kendt i forskellige basale huskonfigurationer. For ITE-høreapparater (i-øret, in-the-ear) bæres et hus, der indeholder alle de funktionelle komponenter, herunder mikrofonen og receiveren, mest i øregangen. CIC-høreapparater (completely-in-canal) svarer til dem, der anvendes i ITE-høreapparatet, men bæres helt i øregangen. I BTE-høreapparater (bag-øret, behind-the-ear) bæres et hus med komponenter som batteri og signalbehandlingsindretning bag øret, og et fleksibelt receiverrør, også kaldet en tube, leder de akustiske udgangssignaler fra en receiver i huset til øregangen. RIC-BTE-høreapparater (receiver-in-channel behind-the-ear) ligner BTE-høreapparater, men modtageren bæres i øregangen og i stedet for et receiverrør, der leder akustiske signaler til en øresnegl, leder et fleksibelt kabel, også kaldet hånd-sætsrør eller hånd-sætsforbindelsesmiddel, elektriske signaler til en receiver, som er monteret foran på kablet.

15

[0005] Høreapparater har generelt en øresnegl, som i tilfælde af et BTE-høreapparat anbringes i enden af receiverrøret og nær receiveren, når der er tale om et RIC-BTE-høreapparat, og indføres i øregangen. I andre huskonfigurationer kan huset eller dele deraf overtage funktionen af øresneglen.

20

[0006] Der skelnes i det store og hele mellem lukkede, såkaldte "close fitting", øresnegle og åbne såkaldte "open fitting" øresnegle, hvor "åben" og "lukket" i det væsentlige refererer til lydoverførslen, som igen afhænger af materialegenskaber og den mekaniske tæthedseffekt af øresneglen.

25

[0007] Åbne øresnegle, som hovedsagelig er beregnet til at holde receiverrøret eller hånd-sætsrøret med øresnegl centreret i øregangen, er generelt mere behagelige at bære, fordi de lægger mindre pres på øregangen og muliggør bedre udluftning af øregangen. Akustisk set har åbne øresnegle den fordel, at den mulige trykudligning af lukningseffekterne i øregangen, såsom en unaturlig lyd af sin egen stemme eller overførte tyggelyde ved strukturbåret lyd, kan undgås.

30

[0008] Udover ulempen ved åbne øresnegle, er de på grund af akustiske tilbagekoblingseffekter ikke egnede til store forstærkningsfaktorer, dvs. i tilfælde af alvorlige høreskader kan de desuden anvendes til såkaldte kamfiltereffekter eller på engelsk "comb filter effects". Overvejningen af et direkte lydssignal og det ved signalbehandlingsindretningen forsinkede signal af høreapparatet fører til forstærkning af bestemte frekvenser og dæmpning af andre frekvenser. I det ekstreme tilfælde fordobles amplituden ved frekvenser, hvis periode eller multipla deraf er lig med forsinkelsestiden, eller signalerne opløser sig, hvis forsinkelsestiden ligger nøjagtigt mellem heltallige multipla af perioden. Ved forskellige styrker af direkte og forstærket signal ligger ændringen af det resulterende signal mellem disse nævnte ekstremer. Den auditive opfattelse, når kamfiltereffekter forekommer, er en klangmisfarvning, såsom en unaturlig, ofte metallisk lyd, især ved lavere frekvenser.

15

[0009] Sædvanlige fremgangsmåder til at reducere opfattelsen af kamfiltereffekter er reduktionen af forstærkningen af lavere frekvenser, dvs. anvendelse af et højpasfilter eller anvendelse af lukkede øresnegle. En ulempe ved den første fremgangsmåde er, at informationsindholdet af det anvendelige signal begrænses ved filtreringen. En ulempe ved brugen af lukkede øresnegle er, sammenlignet med åbne øresnegle, dårligere bærekomfort og mulige lukningseffekter.

20

[0010] I US 2010/074460 A1 er et høreapparat beskrevet med en retningssensor til bestemmelse af en brugers opmærksomhedsretning og med flere mikrofoner og endvidere med en processor, der er konfigureret på en sådan måde, at udgangssignaler fra mikrofonerne baseret på den bestemte retning overlejes for at opnå et signal med et forøget støjindhold fra samme retning. Formålet med den foreliggende opfindelse er således at specificere en fremgangsmåde til drift af et høreapparat med reduceret kamfilteropfattelse. Endvidere er formålet med opfindelsen at tilvejebringe et høreapparat med nedsat kamfilteropfattelse.

25

30

[0011] Opfindelsen løser dette formål med en fremgangsmåde til drift af et høreapparat med de træk, der er angivet i det første uafhængige patentkrav, og et høreapparat med de træk, der er angivet i det andet uafhængige patentkrav.

- 5 **[0012]** Grundidéen ifølge opfindelsen er en fremgangsmåde til drift af et høreapparat, hvor en hovedbevægelse af en høreapparatbærer detekteres, og, når en hovedbevægelse er detekteret, udsendes et forstærket og fasemoduleret akustisk signal, der er optaget med en mikrofon, med en receiver. Den modulede fase moduleres mellem 0 og 15 ms.

10

- [0013]** Denne metode anvender en naturlig evne hos den menneskelige hjerne til at blokere for kamfiltereffekter, således at de ikke kan opfattes bevidst. I et naturligt miljø udsættes mennesker for klangsituationer, hvor kamfiltereffekter også dannes. For eksempel, hvis musik dannes i et rum via en højttaler, reflekteres lyden på væggene og når øret af en lytter med en tidsforsinkelse i forhold til den direkte lyd til ørerne af en lytter. Det derved forekommende kamfilter er målbart, men opfattes ikke bevidst af lytteren. Det menes, at den menneskelige hjerne er i stand til at integrere og dermed eliminere lydindtryk fra begge ører over tid og i frekvensdomænet. Hertil kommer, at mennesket konstant udfører små, undertiden mindste hovedbevægelser, hvilket fører til det faktum, at karakteristikken, dvs. amplituderesponsen, af kamfilteret varierer konstant og for det andet, at fasen af de akustiske signaler, der rammer højre og venstre øre, varierer konstant. Ved at kombinere de ændrede hørlige indtryk af de to ører og kendskabet til hovedbevægelsen er den menneskelige hjerne i stand til at opløse kamfiltereffekter. Når et akustisk signal, der er blevet udsat for et kamfilter, tilføres direkte til øret, f.eks. som det ved brug af et høreapparat er tilfældet, er kamfiltereffekter hørbare. Fremgangsmåden ifølge opfindelsen løser dette problem ved at overvåge hovedbevægelsen af en høreapparatbærer, for eksempel ved at evaluere et udgangssignal fra en accelerationssensor, som er anbragt på eller i høreapparatet og følgelig oplever de samme accelerationer som hovedet. Når en hovedbevægelse erkendes, varieres fasen, altså forsinkelsen af det akustiske signal, som er optaget af en mikrofon og forstærket, varieres konstant, dvs. der sker en fasemodulation af høreapparatets signal. Disse små va-
- 15
- 20
- 25
- 30

riationer i det forstærkede høreapparatsignal simulerer den naturlige effekt, der gør det muligt for den menneskelige hjerne at blokere kamfiltereffekter. Med andre ord resulterer variationerne i fasetilstanden af høreapparats signal, som udføres under erkendelsen af hovedbevægelser, i en variation af kamfilterka-
 5 rakteristikken, hvorved opfattelsen af kamfiltereffekterne reduceres.

[0014] Anvendelsen af sensorer, for eksempel til bestemmelse af hovedhældningen, er kendt for eksempel fra DE 10 2006 028 682 A1. I dette tilfælde anvendes sensoren eksempelvis til at styre høreapparatets retningsvirkning. I US
 10 2010/0030101 A1 er ligeledes beskrevet en bevægelsessensor, med hvilken blandt andet en hovedbevægelse kan detekteres. Denne anvendes især til at detektere en reaktion fra en barnehøreapparatbærer på en testlyd for at bestemme en høretærskel.

15 **[0015]** Fremgangsmåden ifølge opfindelsen til drift af et høreapparat omfatter fortrinsvis følgende fremgangsmådetrin:

1. a) at optage et akustisk signal og at optage en lineær og / eller en rotationsaccelerationsværdi af et høreapparat;
2. b) i tilfældet af, at den lineære accelerationsværdi og / eller rotationsaccelerationsværdien er større end en tærskelværdi, så at anvende en fase-
 20 modulation på det optagne akustiske signal; at forstærke det optagne signal og at udsende det via en receiver;
3. c) i tilfældet af, at et termineringskriterium, især en bestemt omskiftertilstand for et kontrolelement på høreapparatet, ikke er opfyldt, da at skip-
 25 pe til trin (a).

[0016] I det første fremgangsmådetrin, optages et akustisk signal og en accelerationsværdi af høreapparatet, f.eks. med en mikrofon af et høreapparat. Påvisningen af accelerationsværdien kan for eksempel ske ved hjælp af en accelerationssensor, ved hjælp af hvilken lineære accelerationer kan måles, eller ved
 30 hjælp af en gyrosensor, ved hjælp af hvilken rotationsbevægelser og accelerationer kan måles, hvilken accelerationssensor f.eks. kan arrangeres i høreappa-

ratet. Accelerationer fortolkes som hovedbevægelser. Hvis den lineære accelerationsværdi og / eller hvis rotationsaccelerationens værdi er større end en tærskelværdi, udsættes det optagne akustiske signal for fasemodulation, det vil sige, at udsendelsen af det akustiske signal i et senere fremgangsmådetrin for-

5 sinkes. Tærskelværdien kan i tilfælde af en lineær accelerationssensor være angivet i enheden m/s^2 , i tilfælde af en rotationsaccelerationssensor kan enheden være angivet i $^\circ/s^2$. Tærskelværdien opnås hensigtsmæssigt ved hjælp af serier af målinger på testpersoner, hvor tærskelværdien svarer til for eksempel gennemsnittet af accelerationssensorsignalerne, hvor testpersonerne bliver for-

10 talt at holde hovedet stille. I det næste fremgangsmådetrin forstærkes det optagne akustiske signal og det udsendes under hensyn til den eventuelt modulede fase i det foregående fremgangsmådetrin, via en receiver i høreapparatet. Hvis et termineringskriterium ikke er opfyldt, hoppes til det første fremgangsmådetrin. Termineringskriteriet kan f.eks. være omskiftertilstanden "slukket" af en

15 tænd / sluk-knap på høreapparatet.

[0017] Den modulerede fase moduleres fortrinsvis ved hjælp af en støjfunktion.

[0018] Ved hjælp af en støjfunktion, dvs. en funktion med et bredt uspecifikt frekvensspektrum, er faseændringen ukorreleret. Man kan også tale om en jitter.

[0019] Den modulerede fase moduleres bekvemt mellem 0 og 10 ms.

20

[0020] I en fordelagtig videreudvikling er der en positiv korrelation mellem amplituden af fasemodulationen og udgangssignalet af bevægelsessensoren.

[0021] En positiv korrelation i denne sammenhæng betyder, at et stort udgangssignal fra bevægelsessensoren forårsager en stor amplitude af fasemodulationen.

25

[0022] I tilfælde af en binaural forsyning af en høreapparatbærer udføres fremgangsmåden i de enkelte høreapparater fortrinsvis uafhængigt af hinanden.

[0023] Dette simulerer høresituationen for en person uden høreapparat, hvor direkte lyd og reflekteret lyd rammer lytterens ører på næsten ukorreleret måde under hovedbevægelser.

- 5 **[0024]** En anden grundidé ifølge opfindelsen er et høreapparat med et høreapparatbærende element, mindst en mikrofon, en receiver, en øresnegl, en strømforsyningsenhed og en signalbehandlingsenhed, der omfatter mindst en bevægelsessensor, som er forbundet til signalbehandlingsenheden, hvor hovedbevægelsen af høreapparatbæreren kan detekteres af bevægelsessensoren, og hvor signalbehandlingsenheden omfatter midler til ved detektion af hovedbevægelser af høreapparatbæreren at modificere faser af et akustisk signal, der kan optages af mikrofonen og forstærkes af signalbehandlingsenheden og leveres af receiveren, hvor den modulerede fase moduleres mellem 0 og 15 ms. Således omfatter høreapparatet ifølge opfindelsen som supplement til komponenter såsom høreapparatbærende element, mikrofon, receiver, øresnegl, strømforsyningsenhed og signalbehandlingsenhed som yderligere komponent mindst én bevægelsessensor, der kan detektere hovedbevægelser fra høreapparatbæreren og viderelede dem i form af målesignaler til signalbehandlingsenheden. Signalbehandlingsenheden, såsom en elektronisk computer eller mikrocontroller, modtager signaler af bevægelsessensoren og er i stand til at modulere faser af de akustiske signaler, som optages af mikrofonen. Høreapparatets signalbehandlingsenhed omfatter fortrinsvis midler til at udføre en af de tidligere beskrevne fremgangsmåder.

- 25 **[0025]** Disse omfatter for eksempel elektroniske, digitale computere, der kan udføre programmer med digitale signalbehandlingstrin.

[0026] I en fordelagtig udførelsesform for høreapparatet ifølge opfindelsen omfatter bevægelsessensoren mindst en accelerationssensor og / eller mindst en gyrosensor.

[0027] En accelerationssensor måler accelerationen ved at bestemme inertialkraften, der virker på en testmasse. I praksis anvendes der ofte miniaturiserede sensorer, hvis måleprincip er baseret på piezoelektriske effekter. Andre accelerationssensorer er designet som såkaldte mikroelektromekaniske systemer, MEMS. De er tilgængelige i versioner til måling af lineære accelerationer eller til måling af vinkelaccelerationer.

[0028] I en yderligere fordelagtig udførelsesform for høreapparatet ifølge opfindelsen omfatter bevægelsessensoren mindst to accelerationssensorer og / eller mindst to gyrosensorer, som er anbragt i ikke-parallele akser, især i gensidigt ortogonalt orienterede akser.

[0029] To eller flere accelerationssensorer, som også kan være komponenter i en accelerationssensorkomponent, tillader måling af accelerationsvektorer i et to- eller tredimensionelt rum. Forudsætningen for dette er, at accelerationssensorens måleretninger ikke er parallelle. Til måling af en rumlig accelerationsvektor er det fordelagtigt at justere måleretningerne ortogonalt til hinanden. Det samme gælder for måling af vinkelaccelerationsvektorer i et to- eller tredimensionelt rum.

20

[0030] Udførelsesformerne, der er beskrevet mere detaljeret nedenfor repræsenterer foretrukne udførelsesformer for den foreliggende opfindelse.

[0031] Yderligere fordelagtige udviklinger fremgår af de følgende figurer samt af beskrivelsen. På tegningerne viser:

25

Fig. 1

en udførelsesform for et høreapparat ifølge den kendte teknik;

Fig. 2

et eksempel på et frekvensrespons af amplituden af et kamfilter;

30 Fig. 3

en udførelsesform for et rutediagram af en fremgangsmåde ifølge opfindelsen;

Fig. 4

et eksempel på en fasekurve ifølge opfindelsen over tid;

Fig. 5

en udførelsesform for et høreapparat ifølge opfindelsen.

- 5 **[0032]** Figur 1 viser skematisk et bag-øret-høreapparat 1' ifølge den kendte teknik. Det omfatter et hus 2', der har en høreapparatkrog 5', og som skal understøttes bag det ydre øre 12' af en høreapparatbærer. I huset 2' er der ud over elektroniske komponenter, der kombineres til dannelsen af en signalbe-
- 10 akustiske signal, som genereres af receiveren 4', føres gennem høreapparatets bærekroge 5' og et receiverrør 6' til en øresnegl 7', som er indsat i en øregang 13' af høreapparatbæreren. På høreapparathuset 2' er et styreelement 10', fx en on-off-switch eller en driftsmodusindstillingsregulator, som er forbundet til signalbehandlingsenheden 9'.

15

- [0033]** Figur 2 viser et eksempel på et frekvensrespons 20 af et kamfilter. Det viser løbet af amplituden 22, fx i decibel, over frekvensen 21, fx i Hertz. Karakteristisk for et kamfilter er filterfrekvenserne 24, også kaldet notches, som fore-
- 20 serne 24 øges forstærkningen op til maksimaet 25, således at den resulterer i den kamformede amplitudekurve 20, som gav dette filter dets navn.

[0034] Figur 3 viser et eksempel på en udførelsesform for et rutediagram af en fremgangsmåde 100 ifølge opfindelsen. I det første fremgangsmåde trin 101 optages, f.eks. med en mikrofon af høreapparatet, et akustisk signal og en accelerationsværdi af høreapparatet. Accelerationer fortolkes som hovedbevæ-
5 gelser. I det næste fremgangsmådetrin forespørges 102, om den lineære og / eller rotationsaccelerationsværdien er større end en tærskelværdi. Tærskelværdien er f.eks. lig accelerationsværdien, når hovedet holdes roligt. Hvis forespørgslen 102 er opfyldt, udsættes det optagne akustiske signal for en fasemodulation i fremgangsmådetrin 103, det vil sige, at udgangen af det akustiske
10 signal forsinkes i et af de følgende fremgangsmådetrin. Hvis forespørgslen 102 ikke er opfyldt, dvs. accelerationsværdien er mindre end eller lig med tærskelværdien, ændres faseren af det detekterede akustiske signal ikke. I det næste fremgangsmåde trin 104 forstærkes det detekterede akustiske signal og udsendes under hensyntagen til den eventuelt modulerede fase i det foregående trin
15 via en receiver af høreapparatet. I det næste fremgangsmådetrin sker forespørgsel 105, hvorvidt et termineringskriterium er blevet opfyldt. Termineringskriteriet kan f.eks. være omskiftertilstanden "slukket" af en tænd / sluk-knap på høreapparatet. Et andet termineringskriterium vil for eksempel være en ændring af høreapparatets driftstilstand. Hvis termineringskriteriet er opfyldt, slutter
20 fremgangsmåden, ellers springes til det første fremgangsmådetrin 101.

[0035] I figur 4 er vist et eksempel på en fasekarakteristik 40 ifølge opfindelsen over tid 41, f.eks. i millisekunder, hvor fase 42 f.eks. gives i millisekunder. To typer tidsintervaller kan ses i figur 4. Under tidsområderne 45 detekteres ingen
25 hovedbevægelse af høreapparatbæreren og således anvendes ingen fasemodulation. Faseren 46 er nul i tidsintervallet 45, dvs. der tilføjes ingen yderligere forsinkelse til den iboende forsinkelse, der er betinget af høreapparatets signalbehandlingsenhed. Under tidsområdet 43 detekteres en hovedbevægelse af høreapparatbæreren. På fase 44 anvendes en fasemodulation, f.eks. en støj-
30 funktion.

[0036] I figur 5 er til slut skematisk vist en udførelsesform for et høreapparat 1 ifølge opfindelsen. Den omfatter et hus 2, der har en høreapparatkrog 5 og skal bæres bag det ydre øre 12 af en høreapparatbærer. I huset 2 er der udover elektroniske komponenter arrangeret en mikrofon 3, et batteri 8 og en receiver 4, der kombineres til at danne en signalbehandlingsenhed 9. Det akustiske signal, der frembringes af receiveren 4, føres gennem høreapparatkrogen 5 og et receiverrør 6 til en øresnegl 7, som er indsat i en øregang 13 af høreapparatbæreren. På høreapparathuset 2 er anbragt et styreelement 10, f.eks. en on-off-switch eller en driftsmodusindstillingsregulator, som er forbundet til signalbehandlingsenheden 9. Ifølge opfindelsen omfatter høreapparatet 1 en bevægelsessensor 11, der er anbragt i eller på høreapparathuset 2 og som er udsat for de samme accelerationer, når høreapparatet 1 bæres, som hovedet på høreapparatbæreren. Bevægelsessensoren 11 omfatter for eksempel tre accelerationssensorer, som er ortogonale med hinanden og måler accelerationer i retning af koordinatakserne 16. Alternativt eller yderligere kan bevægelsessensoren 11 indbefatte tre gyro-sensorer, som måler vinkelaccelerationer i retningerne 15.

Patentkrav

1. Fremgangsmåde (100) til drift af et høreapparat (1), hvor en hovedbevægelse af en høreapparatbærer detekteres, og, når en hovedbevægelse er detekteret, udsendes der et akustisk signal, som er optaget med en mikrofon (3) og
 - 5 forstærket og fasemoduleret med en receiver (4), **kendetegnet ved, at** den modulerede fase moduleres mellem 0 og 15 ms.

2. Fremgangsmåden (100) til drift af et høreapparat (1) ifølge krav 1, hvilken fremgangsmåde omfatter følgende fremgangsmådetrin:
 - 10 a) at optage et akustisk signal og at optage en lineær og / eller en rotationsaccelerationsværdi af et høreapparat (101);
 - b) i tilfælde af, at den lineære accelerationsværdi og / eller rotationsaccelerationsværdien er større end en tærskelværdi (102), at anvende en fasemodulation til det optagne akustiske signal (103);
 - 15 c) at forstærke det optagne akustiske signal og at udsende det akustiske signal via en receiver (104);
 - d) i tilfælde af, at et termineringskriterium, især en specifik omskiftertilstand for et styreelement (10) på høreapparatet (1), ikke er opfyldt (105), da at hoppe til trin (a).

- 20 3. Fremgangsmåde (100) til drift af et høreapparat (1) ifølge et af de foregående krav, hvor den modulerede fase moduleres af en støjfunktion (44).

4. Fremgangsmåde (100) til drift af et høreapparat (1) ifølge et af de foregående krav, hvor der er en positiv korrelation mellem amplituden af fasemodulationen
 - 25 og udgangssignalet fra bevægelsessensoren.

5. Fremgangsmåde (100) til drift af et høreapparat (1) ifølge et hvilket som helst af de foregående krav, hvor fremgangsmåden (100) i de individuelle høreapparater (1) i en binaural forsyning af en høreapparatbærer udføres uafhængigt.

- 5 6. Høreapparat (1) der omfatter et høreapparatus (2), mindst en mikrofon (3), en receiver (4), en øresnegl (7), en strømforsyningsenhed (8) og en signalbehandlingsenhed (9),

- hvilket høreapparat (1) omfatter mindst en bevægelsessensor (11), der er forbundet til signalbehandlingsenheden (9),

- 10 - hvor hovedbevægelser af høreapparatbæreren kan detekteres af bevægelsessensoren (11),

- hvilken signalbehandlingsenhed (9) omfatter midler til, ved detektion af hovedbevægelser fra høreapparatbæreren, at modulerer fasen af et akustisk signal, der kan optages af mikrofonen (3) og kan forstærkes af signalbehandlingsenheden (9) og udsendes af receiveren (4), **kendetegnet**

- 15 **ved**, at den modulerede fase moduleres mellem 0 og 15 ms.

7. Høreapparatet (1) ifølge krav 6, hvor signalbehandlingsenheden (9) omfatter midler til at udføre en fremgangsmåde (100) ifølge et af kravene 1 til 5.

- 20 8. Høreapparat (1) ifølge krav 6 eller krav 7, hvor bevægelsessensoren (11) har mindst en accelerationssensor og / eller mindst en gyrosensor.

9. Høreapparat (1) ifølge krav 6 eller 7, kendetegnet ved, at bevægelsessensoren (11) omfatter mindst to accelerationssensorer og / eller

- 25 mindst to gyrosensorer, som er anbragt i ikke-parallele akser, især i indbyrdes ortogonalt orienterede akser (15, 16).

14

FIG 1

(Kendt teknik)

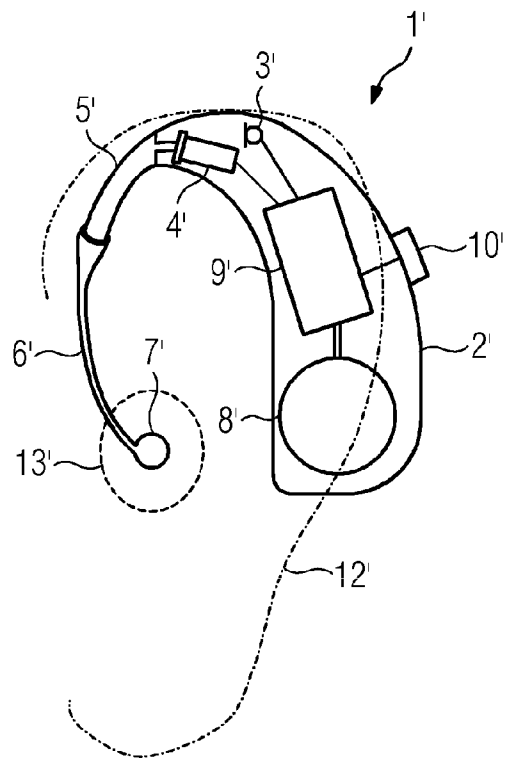
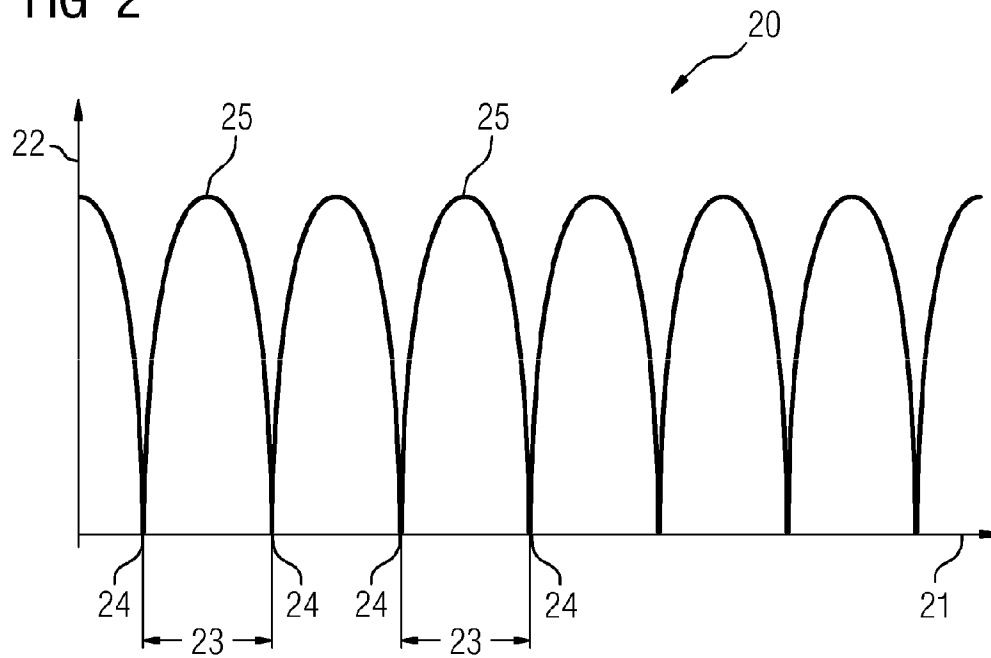


FIG 2



15

FIG 3

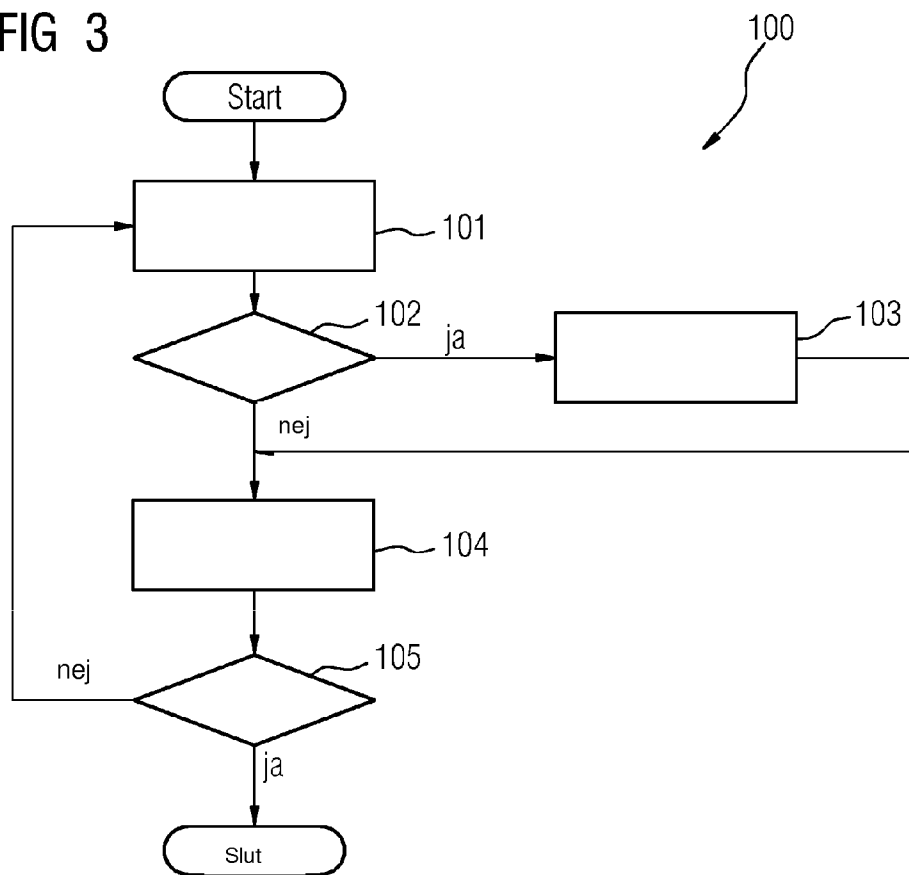
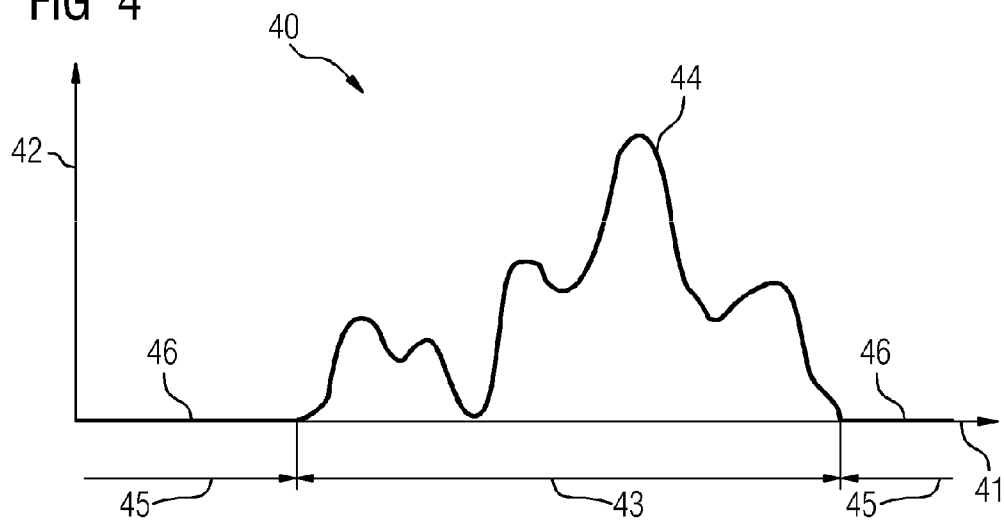


FIG 4



16

FIG 5

