

(19) **DANMARK**

(10) **DK/EP 3788802 T3**



Patent- og
Varemærkestyrelsen

(12) Oversættelse af
europæisk patentskrift

-
- (51) Int.Cl.: **H 04 R 25/00 (2006.01)** **G 01 C 21/16 (2006.01)**
- (45) Oversættelsen bekendtgjort den: **2023-03-13**
- (80) Dato for Den Europæiske Patentmyndigheds bekendtgørelse om meddelelse af patentet: **2022-12-28**
- (86) Europæisk ansøgning nr.: **19703315.2**
- (86) Europæisk indleveringsdag: **2019-02-05**
- (87) Den europæiske ansøgnings publiceringsdag: **2021-03-10**
- (86) International ansøgning nr.: **EP2019052774**
- (87) Internationalt publikationsnr.: **WO2019211016**
- (30) Prioritet: **2018-05-04 DE 102018206975**
- (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: **Kübert, Thomas, Forsthausstraße 11, 97816 Lohr, Tyskland**
Wurzbacher, Tobias, Hiltmannsdorfer Str. 40a, 90768 Fürth, Tyskland
- (74) Fuldmægtig i Danmark: **CHAS. HUDE A/S, Langebrogade 3B, 1411 København K, Danmark**
- (54) Benævnelse: **FREMGANGSMÅDE TIL DRIFT AF ET HØREAPPARAT OG HØREAPPARAT**
- (56) Fremdragne publikationer:
CN-A- 103 745 507
DE-A1-102015 219 572
US-A1- 2012 114 132
US-A1- 2015 230 036

FREMANGSMÅDE TIL DRIFT AF ET HØREAPPARAT OG HØREAPPARAT

Beskrivelse

[0001] Opfindelsen angår en fremgangsmåde til drift af et høreapparat og et høreapparat, der især er indrettet til at udføre fremgangsmåden.

[0002] Høreapparater, især i form af hørehjælpeapparater, anvendes af personer med høretab til mindst delvist at kompensere for høretabet. Til dette formål omfatter konventionelle høreapparater som regel mindst én mikrofon til registrering af lyde fra omgivelserne og en signalbearbejdningsprocessor, som anvendes til at bearbejde de registrerede lyde og især til at forstærke og/eller dæmpe dem afhængigt af det individuelle høretab (især frekvensspecifikt). De bearbejdede mikrofonsignaler videresendes af signalbearbejdningsprocessoren til en udgangskonverter - sædvanligvis i form af en højttaler - til udsendelse til hørelsen af den respektive høreapparatbærer. Afhængigt af typen af høretab anvendes også såkaldte knogleledningsmodtagere eller cochlea-implantater som udgangskonvertere til mekanisk eller elektrisk stimulering af hørelsen. Begrebet høreapparat omfatter dog også andre apparater såsom høretelefoner, såkaldte tinnitusmasker eller headset.

20

[0003] Især hørehjælpeapparater omfatter ofte en såkaldt klassifikator, som anvendes til at drage konklusioner om specifikke, foruddefinerede "høresituationer" baseret på de registrerede lyde. Signalbearbejdningen ændres derefter som regel afhængigt af den erkendte høresituation. Da høreapparatbærerens taleforståelse ofte er svækket på grund af det foreliggende høretab, er (signalbearbejdnings-)algoritmerne, der er lagret i signalbearbejdningsprocessoren, normalt indstillet til at udarbejde taleytringer fra tredjeparter i de registrerede mikrofonsignaler og at videregive dem i en form, der er så forståelig som mulig for den respektive høreapparatbærer. En talegenkendelsesalgoritme bearbejdes ofte i klassifikatoren for at genkende en samtalsituation. En sådan algoritme bliver dog upræcis i situationer, hvor flere personer taler i umiddelbar nærhed af høreapparatbæreren, men ikke alle deltager i den samme samtale. I det-

30

te tilfælde bliver den akustiske identifikation af de personer, der deltager i den samme samtale, som regel vanskeligere.

[0004] Fra DE 10 2015 219 572 A1 kendes en fremgangsmåde til drift af et høreapparat, der omfatter en accelerationssensor, som i den tilsigtede bæretilstand er placeret på hovedet af en høreapparatbærer, og som er indrettet til måling i tre måleakser, der er vinkelrette på hinanden. Det besluttet, om der er en bevægelse af høreapparatbæreren, på basis af accelerationsdata der transporteres af et accelerationssignal. En bevægelsesretning for bevægelsen bestemmes ud fra accelerationsdataene, på grundlag af hvilke det besluttet, om der er en tilstedeværelse af en rotationsbevægelse af hovedet. DE 10 2015 219 572 A1 offentliggør dertil en binaural høreindretning med accelerationssensorer, der er anbragt på forskellige sider af hovedet, som hver udsættes for en acceleration i forskellige retninger ved en drejebevægelse, hvorimod tyngdeaccelerationen for begge accelerationssensorer forløber i samme retning. Dette arrangement er velegnet til at eliminere signalkomponenter, der er afhængige af gravitationsacceleration, ved hjælp af dannelse af en differens.

[0005] Opfindelsen har til formål at muliggøre en forbedret drift af et høreapparat.

[0006] Dette formål opnås ifølge opfindelsen ved en fremgangsmåde med trækkene i krav 1. Desuden opnås dette formål ifølge opfindelsen ved et høreapparat med trækkene i krav 26. Fordelagtige og delvist opfinderiske udførelsesformer og videreudviklinger af opfindelsen er angivet i de afhængige krav og den følgende beskrivelse.

[0007] Fremgangsmåden ifølge opfindelsen anvendes til drift af et høreapparat, især et hørehjælpeapparat. Høreapparatet omfatter en accelerationssensor, der i den tilsigtede bæretilstand er placeret på hovedet, især i eller på et øre af en høreapparatbærer. Denne accelerationssensor er dermed desuden indrettet til at måle i tre på hinanden vinkelrette måleakser, af hvilke fortrinsvis to i den tilsigtede bæretilstand er anbragt mindst nogenlunde i et transversalplan af høre-

apparatbærerens krop (altså ikke nødvendigvis tvingende eksakt, især mest på grund af den individuelle anatomi, men tilnærmelsesvis, altså med en afvigelse på op til omkring 20 eller 30 grader). Dette betyder især, at begge disse to mål-leakser er tilordnet transversalplanet.

5

[0008] Ifølge fremgangsmåden besluttes det på basis af et accelerationssignal, der transporteres af accelerationsdata fra accelerationssensoren (især i den til-sigtede drift af høreapparatet), om der er en bevægelse af høreapparatbære-ren, altså især om høreapparatbærerens overhoved bevæger sig. Desuden af-
10 ledes et bevægelsesplan for høreapparatbærerens bevægelse fra accelera-tionsdataene, især kun hvis en bevægelse er blevet erkendt. Ydermere be-
stemmes en bevægelsesakse og en bevægelsesretning for bevægelsen ud fra accelerationsdataene, og det besluttes, om der er en tilstedeværelse af en rota-tionsbevægelse af hovedet baseret på bevægelsesplanet, bevægelsesaksen og
15 bevægelsesretningen.

[0009] Her og i det følgende betyder udtrykket "transversalplan" især et plan, der er rettet ind vinkelret på høreapparatbærerens (krops-)længdeakse. I over-ensstemmelse med dette fra medicinen lånte begreb anvendes her og i det føl-
20 gende også begrebet "sagittalplan" eller "medianplan", som således især - når kroppen er oprejst og ser lige frem - opdeler høreapparatbærerens krop i en venstre og højre del, i tilfældet af medianplanet i en tilsvarende halvdél, og som står vinkelret på transversalplanet.

[0010] Her og i det følgende betyder udtrykket rotationsbevægelse især en drejning af hovedet om en (krops)akse. Grundlæggende underopdeles sådanne rotationsbevægelser af hovedet inden for rammerne af den foreliggende beskri-velse i især en krøjebevægelse, en nikkebevægelse og en rullebevægelse. Her
og i det følgende forstås ved udtrykket "krøjebevægelse" eller "krøjning" især en
30 rotation (drejning) af hovedet omkring en lodret (krops)akse, altså især omkring den akse der dannes af rygsøjlen (som fortrinsvis mindst tilnærmelsesvis falder sammen med vertikal retning). Ydermere anvendes her og i det følgende be-
greberne "nikken" eller "nikkebevægelse" om en bevægelse der er rettet op og

ned om en "nikkeakse", som fortrinsvis mindst nogenlunde ligger i transversalplanet og især forbinder ørerne på høreapparatbæreren, såvel som "rullen" eller "rullebevægelse" for en sidelæns hældning eller vipning af hovedet omkring en "rulleakse", der fortrinsvis er rettet ind i den neutrale synsretning (også betegnet som "nulgradersynsretningen"), der fortrinsvis danner en skæringslinje mellem det transversale og det sagittale plan i omtrent samme højde som ørerne. Rulleaksen ligger således også mindst nogenlunde i transversalplanet.

[0011] Bevægelsesretningen bestemmes eventuelt kun indirekte, eksempelvis ved hjælp af en rotationsvinkel, eksempelvis en krøjevinkel, som afspejler omfanget af rotationsbevægelsen (eksempelvis krøjebevægelsen) omkring den respektive bevægelsesakse og en drejefornemmelse (og dermed bevægelsesretningen) kan genkendes via dens tilordnede fortegn.

[0012] Fordi det i første omgang "kun" bestemmes, om høreapparatbæreren faktisk bevæger sig, kan efterfølgende fremgangsmådetrin (eksempelvis til detektering af rotationsbevægelsen) eventuelt udelades. Ved at bestemme bevægelsesplanet og bevægelsesaksen og bevægelsesretningen er det endvidere med fordel kun muligt at anvende én (enkelt) accelerationssensor, som måler i (eller: langs) tre måleakser, til detektion af rotationsbevægelsen, således at anvendelsen af konventionelt anvendte målesystemer, som anvender flere (især forskellige) sensorer, nærmere bestemt en kombination af accelerationssensorer med gyroskoper og/eller magnetfeltsensorer (også betegnet "inertielle måleenheder"), og de dermed forbundne relativt høje energiforbrug, kan udelades. Desuden kan den erkendte rotationsbevægelse anvendes til at understøtte analysen af høresituationer eller indstillingen af signalbearbejdningsparametre.

[0013] Accelerationssensorens tredje måleakse er fortrinsvis rettet ind tilnærmelsesvis vinkelret på transversalplanet i den tilsigtede bæreposition. Den anvendte accelerationssensor er fortrinsvis en accelerationssensor, i hvilken de følsomme elementer der er tilordnet den respektive måleakse, er integreret. Dette er fordelagtigt, da sådanne "3D-accelerationssensorer" er tilgængelige som integrerede komponenter.

[0014] I en yderligere foretrukken variant af fremgangsmåden undersøges accelerationsdataene især for tilstedeværelsen af krøjebevægelsen som en rotationsbevægelse. Dette afspejler ofte en "drejning af hovedet", eksempelvis i forbindelse med en samtale, således at relevant information med fordel kan anvendes til at indstille signalbearbejdningsparametre, især for en samtale med flere deltagere. Som alternativ eller som supplement undersøges accelerationsdataene især for tilstedeværelsen af nikke- og/eller rullebevægelsen.

10 **[0015]** I en yderligere hensigtsmæssig variant af fremgangsmåden analyseres accelerationsdataene blokvist i på hinanden følgende - eventuelt overlappende - datarammer (altså især et antal datasamples som registreres over et forudbestemt tidsvindue). Længden af den respektive dataramme (altså det tilordnede tidsvindue) er omkring 0,5 til 1,5 sekunder. En overlapning på ca. 0,25-0,75 sekunder mellem det efterfølgende tidsvindue og det foregående tidsvindue anvendes fortrinsvis. Længden af det (respektive) tidsvindue opnås fra viden om, at en sædvanlig, bevidst rotationsbevægelse (eksempelvis krøjebevægelsen) af hovedet varer fra omkring 0,5 sekunder til omkring 1,5 sekunder. Især i denne variant af fremgangsmåden udgives to eller tre måleværdier, som er tilordnet de 15 to eller tre måleakser, af accelerationssensoren med en frekvens på ca. 10-60 hertz, fortrinsvis ca. 15-20 hertz. Disse grupper af målte værdier, betegnet datasamples, lagres midlertidigt, især i en bufferhukommelse som kan indeholde eksempelvis otte af disse datasamples (som så danner en dataramme). En såkaldt "update-rate" af bufferhukommelsen er fortrinsvis ca. to Hertz.

25

[0016] I en foretrukken variant af fremgangsmåden besluttet der om tilstedeværelsen af bevægelsen af høreapparatbæreren, især når et forudbestemt kriterium er opfyldt. Dette kriterium skal især være opfyldt af et tilordnet træk (også betegnet "feature"), der specifikt er trukket ud af accelerationsdataene. I det foreliggende tilfælde anvendes et (især målt, altså registreret) værdiområde 30 og/eller en varians af accelerationssignalet, fortrinsvis af accelerationsdataene der er indeholdt i den respektive analyserede dataramme, som et sådant træk. I dette tilfælde er det hensigtsmæssigt at beslutte, om tilstedeværelse af en be-

vægelse (og dermed at kriteriet er opfyldt), hvis karakteristikken af trækket (altså især størrelsen af værdiområdet eller værdien af variansen) afviger fra den respektive tilordnede karakteristik, der er indikation på en målestøj. Til dette formål udføres eksempelvis en tærskelværdisammenligning. Denne variant af

5 fremgangsmåden er baseret på den antagelse, at accelerationsdataene kun indeholder værdien af gravitationsaccelerationen, systematiske målefejl og målestøj, hvis der ikke er nogen bevægelse af høreapparatbæreren. I dette tilfælde er der stor sandsynlighed for, at kun målestøjen varierer inden for en dataramme, således at variansen især kun afspejler ændringen i målestøjen. I dette til-

10 fælde er en sammenligning af tærskelværdier en forholdsvis simpel variant til at kontrollere opfyldelsen af kriteriet ved det respektive træk.

[0017] Især til bearbejdning af accelerationsdataene bestemmes en rotationsoperator (i det følgende betegnet "normeringsrotationsoperator"), som er indika-

15 tion på en rotation af accelerationssensorens (tre) måleakser i forhold til det transversale plan og/eller det horisontale plan, ud fra accelerationsdataene i den tilsigtede bæretilstand af høreapparatet. Normeringsrotationsoperatoren indeholder således information om, hvilken akse og hvor mange grader accelerationssensorens målekoordinatsystem skal drejes for fortrinsvis at blive bragt i

20 overensstemmelse med de to måleakser, der er tilordnet det transversale plan. Denne normeringsrotationsoperator reproducerer således en "fast" kobling af målekoordinatsystemet med kropskoordinatsystemet (især i en neutral kropstil-ling eller mindst i en neutral hovedstilling).

25 **[0018]** Her og i det følgende anvendes eksempelvis en rotationsmatrix, en Euler-vinkel eller en sammenlignelig operator som rotationsoperator. Men (i hvert tilfælde) er en kvaternion (betegnet som "normeringskvaternion" i fremgangsmådevarianten der er beskrevet ovenfor) dog særligt foretrukket her og i det følgende som rotationsoperator. Især anvendes en såkaldt kvaternion-akse-

30 vinkel-formel til at konstruere den tilsvarende kvaternion. Anvendelsen af kvaternioner til (beskrivelse eller parametrisering) af en drejning af kroppen eller data er særlig fordelagtig med hensyn til beregningsindsatsen og stabiliteten under de nødvendige beregningsoperationer.

[0019] I det foreliggende tilfælde bestemmes drejningen af måleakserne fortrinsvis under anvendelse af krydsproduktet og skalarproduktet mellem gravitationsvektoren, der er bestemt ud fra accelerationsdataene, og en "global" gravitationsvektor. Den globale (eller også: "ideale") gravitationsvektor er tilordnet et

5 "verdenskoordinatsystem", der antages at være alment gyldigt. I dette er den globale gravitationsvektor vist som pegende "opad", altså især vertikalt og rettet ind udad fra jordens centrum ($g=[0, 0, 1]$), især da accelerationssensoren som regel udgiver gravitationsaccelerationen på denne måde. For at bestemme

10 drejningen antages det endvidere, at når hovedet (og i særdeleshed hele kroppen af høreapparatbæreren) befinder sig i neutral ("opretstående") stilling, er hoved- og verdenskoordinatsystemet rettet ind på samme måde. I dette tilfælde falder kroppens transversalplan mindst tilnærmelsesvis sammen med det horizontale plan. Ved hjælp af krydsproduktet bestemmes derved en vippeakse,

15 omkring hvilken "drejningen" skal foregå ved korrektionen (eller: normeringen), og ved hjælp af skalarproduktet bestemmes den vinkel, som drejningen omkring vippeaksen skal forløbe med til korrektionen. Altså kryds- og skalarproduktet beregnes mellem den målte værdi af gravitationen i sensorkoordinatsystemet og gravitationsvektoren i verdenskoordinatsystemet, som antages for at være

20 ideal, og derudaf bestemmes normeringsrotationsoperatoren, især normeringskvaternionen.

[0020] I en hensigtsmæssig variant af fremgangsmåden udjævnes accelerationsdataene, det vil sige, at eventuelle signalspidser, der måtte være til stede,

25 fjernes, især ved anvendelse af et medianfilter. Dets anvendelse, især dets parametrisering, afhænger især af længden af datarammen og indstilles eksempelvis til tre datasamples. Der kan dog også tænkes andre filtre.

[0021] I en foretrukken variant af fremgangsmåden afledes en radialt rettet acceleration mod hovedet på høreapparatbæreren (i det følgende benævnt "radialacceleration") og en tangentielt rettet acceleration (også nedenfor betegnet "tangentialacceleration") ud fra accelerationsdata for den tilsvarende rotationsbevægelse. For det - hensigtsmæssige - tilfælde, at en af måleakserne der er

30

tilordnet det transversale plan, også er rettet ind - mindst tilnærmelsesvis - langs en tangent af hovedet i den tilsigtede bæretilstand, skal de accelerationsdata, der er tilordnet denne måleakse - i tilfælde af en krøjebevægelse af hovedet - vise en hensigtsmæssig høj andel af den tangentielle acceleration. I dette

5 tilfælde viser den anden måleakse, der er tilordnet det transversale plan, især en høj andel af den radiale acceleration. Derfor betragtes og vurderes et tidsmæssigt forløb for den tangentielle og radiale acceleration, der er bestemt ved hjælp af de til det transversale plan tilordnede måleakser i en hensigtsmæssig undervariant, som et træk der indikerer krøjebevægelsen. I dette tilfælde er det

10 anvendte kriterium for tilstedeværelsen af krøjebevægelsen, om det tidsmæssige forløb af den tangentielle acceleration inden for et specificeret bevægelsestidsvindue omfatter to på hinanden følgende lokale ekstremer (eksempelvis et lokalt maksimum og et lokalt minimum) i modsatte retninger. Dertil overvejes det især, om den tangentielle acceleration antager værdier med modsatte for-

15 tegn ved disse to yderpunkter over tid. Dette er baseret på viden om, at når hovedet krøjer, angiver den tangentielle accelerationen først en "faktisk" acceleration og derefter en "negativ" acceleration (nemlig når hovedet decelererer) med et tilhørende udslag (det respektive yderpunkt) i det tidsmæssige forløb. Især, afhængigt af tilpasningen af måleaksen der er forbundet med den tangentielle

20 retning i forhold til den faktiske bevægelsesretning, antager den tangentielle acceleration eksempelvis først positive værdier og "veksler" til negative værdier, når hovedet bremses. Når hovedet krøjer i den modsatte retning, ændres de tangentielle accelerationsværdier tilsvarende fra negative til positive. I denne variant af fremgangsmåden er bevægelsestidsvinduet fortrinsvis tilpasset varigheden af en sædvanlig hoveddrejningsbevægelse - især i en gruppesamtale -

25 og har fortrinsvis værdier mellem 0,25 og 1,5 sekunder, især fra 0,5 til 1 sekund. Bevægelsestidsvinduet "åbnes" (altså begynder at blive overvåget), når en tilstrækkelig signifikant ændring i de tangentielle accelerationsværdier erkendes. Bevægelsestidsvinduet opnår med fordel en (tidsmæssig) begrænsning

30 af hensynet til hovedtrækket, især det tidsmæssige forløb af den tangentielle acceleration, således at "accelerationshændelser", som på grund af deres forholdsvis lange varighed med stor sandsynlighed ikke kan tilordnes en hoveddrejning (altså ingen krøjning), ikke tages i betragtning. Den radiale acceleration

vides ydermere erkendelsesmæssigt at være knyttet til den centripetale kraft (eller den modsatte centrifugalkraft), der uundgåeligt opstår under en rotationsbevægelse (især krøjebevægelsen), således at det - ved vurdering af den radiale acceleration over tid - er hensigtsmæssigt at undersøge som et yderligere træk, om der inden for bevægelsestidsvinduet foreligger et lokalt ekstremum af den radiale acceleration. I forbindelse med de to lokale yderpunkter af den tangentielle acceleration kan der med fordel udledes en forholdsvis stor sandsynlighed for, at der ikke kun foreligger en lineær bevægelse langs den ene af måleakserne, men faktisk foreligger en rotationsbevægelse, i tilfælde af de måleakser der er tilordnet det transversale plan af krøjebevægelsen af hovedet.

[0022] Den ovenfor beskrevne analyse af accelerationsdataene med hensyn til krøjebevægelsen kan også anvendes i overensstemmelse med rulle- og/eller nikkebevægelsen. I dette tilfælde evalueres i hvert tilfælde måleakser, som kan anvendes som radiale eller tangentielle accelerationsakser for det respektive bevægelsesplan ved rullen eller nikken. Måleakserne der skal vurderes ved rullen, er således især gennem måleakserne anbragt tilnærmelsesvis i et frontalplan af kroppen, og ved nikken er måleakserne anbragt tilnærmelsesvis i det sagittale plan. I sidstnævnte tilfælde er det fordelagtigt at anbringe accelerationssensoren på høreapparatet på en sådan måde, at måleaksen der er knyttet til den lodrette (især måleaksen der er tilnærmelsesvis rettet vertikalt ind) ikke skærer hovedets nikkeakse i den tilsigtede bæretilstand. I dette tilfælde er denne måleakse rettet ind parallelt med en tangent af hovedet i nikkeretningen. I begge tilfælde altså ved vurderingen med hensyn til rulle- eller nikkebevægelsen - kompenseres påvirkningen af tyngdeaccelerationen hensigtsmæssigt dynamisk især, da denne konstant ændrer sig afhængigt af hovedets rotationsvinkel. Til dette formål anvendes valgfrit sammenhængen mellem sensorkoordinatsystemet og verdenskoordinatsystemet, der er bestemt ved hjælp af normeringsrotationsoperatoren. En binaural forskel i accelerationsdataene for de to sensorer anvendes også valgfrit – især ved brug af et binauralt høreapparatsystem med to i det væsentlige identiske høreapparater og dermed også to accelerationssensorer – for at kompensere for påvirkningen af gravitationsacceleration.

[0023] I en foretrukken videreudvikling er bevægelsesplanet konstrueret ud fra den radiale acceleration og den tangentielle acceleration, især ved at plotte dem mod hinanden i et diagram. Den derved plottede kurve for den radiale og tangentielle acceleration spænder specifikt over bevægelsesplanet. Bevægelsesplanet (og dermed også alle accelerationsdataene der er indeholdt i accelerationssignalet) drejes derefter - især ved hjælp af en rotationsoperator, fortrinsvis en kvaternion - på en sådan måde, at det er rettet ind parallelt med et udspændt måleplan af de to til registrering af den radiale acceleration og den tangentielle acceleration anvendte måleakser. Som følge heraf rettes den radiale og den tangentielle acceleration ind med de to måleakser, der spænder over måleplanet, især parallelt med dem. I tilfælde af, at tilstedeværelsen af krøjebevægelsen undersøges, drejer det sig for de måleakser der anvendes til registrering af den radiale acceleration og den tangentielle acceleration, som beskrevet ovenfor, især om de måleakser der er knyttet til transversalplanet.

[0024] Da accelerationssensoren er indrettet til måling i de tre indbyrdes vinkelrette måleakser, forskydes accelerationsdataene og dermed især også bevægelsesplanet for krøjebevægelsen tilsvarende fra det måleplan, der er tilordnet transversalplanet på grund af tyngdekraften. Efter den "korrekte drejning" af bevægelsesplanet (også: "krøjeplanet") parallelt med transversalplanet sker der derfor fortrinsvis en projektion af dette ind i måleplanet. Især denne variant af fremgangsmåden konverterer accelerationsdataene fra 3D til 2D. På grund af drejningen af bevægelsesplanet er accelerationsdataene fortrinsvis tabsfrie, i det mindste næsten tabsfrie, til yderligere evaluering i det ovenfor beskrevne måleplan, således at en særlig præcis efterfølgende evaluering der er baseret på accelerationsdataene, især bevægelsesplanet, som er afledt deraf, muliggøres.

[0025] I en hensigtsmæssig videreudvikling bestemmes vipningen af bevægelsesplanet i forhold til måleplanet (beskrevet ovenfor) til drejningen af bevægelsesplanet ved at fitte en kurve, fortrinsvis en ellipse, til et forløb af den radiale og tangentielle acceleration plottet mod hinanden (altså tilpasses ind i forløbet

eller kurven). Derefter bestemmes en normalvektor for fladen af den fittede ellipse ("ellipseflade"), og denne, især normalvektoren der er anbragt i ellipsefladens tyngdepunkt, antages at være bevægelsesaksen (altså især krøje-, rulle- eller nikkeaksen). For denne bevægelsesakse (altså for normalvektoren), bestemmes en vippevinkel i forhold til måleplanet (især i forhold til normalvektor af måleplanet, fortrinsvis med målekoordinatsystemet rettet ind med transversalplanet i forhold til normalvektoren af transversalplanet eller til (den eventuelt globale) gravitationsvektor). En korrektionsrotationsoperator, især en korrektionskvaternion, er særligt foretrukket opbygget ud fra den således fastlagte vippevinkel af bevægelsesaksen, ved hjælp af hvilken bevægelsesplanet på simpel måde kan drejes til måleplanet.

[0026] En bevægelsesrotationsoperator, især en bevægelseskvaternion, konstrueres særligt foretrukket til den aktuelle bevægelse af hovedet på høreapparatbæreren ved hjælp af bevægelsesplanet, især ved hjælp af den fittede ellipse og bevægelsesaksen. I dette tilfælde bestemmes en rotationsvinkel ud fra den tilordnede tangentielle acceleration, især for den erkendte rotationsbevægelse. Herved bestemmes især en krøjevinkel - som angiver hovedets drejning omkring dets lodrette akse (altså bevægelsesaksen beskrevet ovenfor) - som rotationsvinklen fra den tangentielle acceleration (som igen fortrinsvis bestemmes ved hjælp af en af måleakserne, der er tilordnet det transversale plan). Eventuelt bestemmes en rulle- og/eller en nikkevinkel ud fra den tilhørende tangentielle acceleration som rotationsvinklen (ud over eller som et alternativ til krøjevinklen). Især integreres den tilsvarende tangentielle acceleration to gange til dette formål, eksempelvis ved hjælp af en Runge-Kutta-fremgangsmåde af højere orden. Resultatet af integrationen divideres derefter fortrinsvis med radius af hovedet (eventuelt målt under en indledende indstilling af høreapparatet eller gemt eksempelvis som en median af en database med målte hoveder) for at opnå den "nye" eller aktuelle vinkelposition af hovedet på den "virtuelle" enhedscirkel. På hensigtsmæssig måde bestemmes også en rotationsradius for hver af de ovenfor beskrevne rotationsbevægelser, ved en (første-)tilpasning af høreapparatet til høreapparatbæreren, med hvilken accelerationssensoren er anbragt i forhold til den respektive rotationsakse, altså krøjeaksen, rulleaksen eller nikke-

aksen. Især i tilfælde af krøje- og rullebevægelsen svarer denne rotationsradius som regel til radius af hovedet for denne rotationsbevægelse og anvendes derved eventuelt til at bestemme vinkelpositionen. I tilfælde af nikkebevægelse er denne rotationsradius normalt mindre end den faktiske radius af hovedet, da

5 accelerationssensoren, især høreapparatet der indeholder den, som regel bæres på eller i øret og derfor er placeret forholdsvis tæt på nikkeakse.

[0027] Alternativt kan den ovenfor beskrevne beregning af bevægelsen, især kontrollen for tilstedeværelsen af rotationsbevægelsen, fortrinsvis krøjebevægelsen, og bestemmelsen af den nye vinkelposition, også udføres ved hjælp af

10 andre estimeringsfremgangsmåder, eksempelvis ved anvendelse af regressionsmetoder, såsom et ikke-lineært autoregressionsnetværk med eksogene indtastninger ("NARX"), et recurrent neuralt netværk ("RNN") eller en "standard least squares"-regressionsmetode. Trækbaserede klassificeringsmetoder er og-

15 så tænkelige inden for opfindelsens omfang.

[0028] For at spare regnekapacitet under drift af høreapparatet bestemmes rotationsvinklen for hovedets rotationsbevægelse (især krøjevinklen for krøjebevægelsen) i en hensigtsmæssig videreudvikling kun, hvis tilstedeværelsen af

20 den tilsvarende rotationsbevægelse (altså eksempelvis krøjebevægelsen) faktisk er blevet erkendt.

[0029] Hensigtsmæssigt bestemmes en flade (især fladearealet) af den ovenfor beskrevne ellipse som et (eventuelt yderligere) træk for tilstedeværelsen af rotationsbevægelsen, især krøjebevægelsen, rulle- og/eller nikkebevægelsen af hovedet af høreapparatbæreren, og afhængigt af karakteristikken af trækket (altså værdien af fladearealet) besluttet om tilstedeværelsen af rotationsbevægelsen. Ellipsens fladeareal er derved indikation på styrken af rotationsbevægelsen. Især styrken af rotationsbevægelsen tager også til med tiltagende fladeareal,

25 således at der eksempelvis kan udføres en tærskelværdisammenligning for at detektere rotationsbevægelsen af hovedet. Eksempelvis opvejes en rotationsbevægelse (især en ren krøjebevægelse) af hovedet over den tilordnede styrke af en bevægelse af den samlede krop (eksempelvis ved at stå op, løbe, sidde

30

ned osv.) eller andre hovedbevægelser som for eksempel en sænkning af hovedet under spising, da der derved normalt registreres lavere værdier for den tangentielle acceleration. Som et resultat er det eksempelvis muligt at skelne mellem en krøjebevægelse (især kun) af hovedet og andre drejninger af kroppen.

[0030] Som et alternativ eller yderligere træk for tilstedeværelsen af rotationsbevægelsen (eksempelvis krøjebevægelsen) af hovedet af høreapparatbæreren afledes, i en yderligere hensigtsmæssig variant af fremgangsmåden, en tilordnet intensitet (eller også "styrke") og/eller en intensitet af en tangentiell hastighed. Især bestemmes den respektive intensitet ved at bestemme normen for den respektive vektor, der er tilordnet accelerationen eller hastigheden eller den respektive kvaternion, eksempelvis ved hjælp af skalarmultiplikation med sig selv. Hvis den tangentielle acceleration eller den tangentielle hastighed har en forudbestemt værdi, anvendes denne - især analogt med ovenstående vurdering af fladearealet af den fittede ellipse - især som et kriterium for tilstedeværelsen af rotationsbevægelsen og/eller også for at skelne det fra en bevægelse af hele kroppen af høreapparatbæreren.

[0031] For at reducere og/eller undgå systematiske fejl, især ved bestemmelse af en krøjebevægelse, fortrinsvis en aktuel krøjeposition af hovedet, gennemføres i en fordelagtig variant af fremgangsmåden, især i tilfælde af, at der ikke erkendes nogen bevægelse af høreapparatbæreren, en korrektion, især indledningsvis en identifikation af en nikkevinkel og/eller en rullewinkel for hovedet. Denne korrektion eller identifikation udføres derfor fortrinsvis i såkaldte statiske datarammer. Systematiske påvirkninger (en såkaldt bias), som ofte er udsat for temperaturrelaterede ændringer, ændrer sig derved erkendelsesmæssigt ekstremt langsomt i forhold til længden af den respektive dataramme (i størrelsesordenen omkring 1 sekund), således at denne for en dataramme kan antages som en konstant målt værdiforskydning ("offset"). Ud over denne offset indeholder accelerationsdataene, der er tilordnet de statiske datarammer, derfor især kun tyngdekraftens indflydelse og en yderligere målestøj (der eksempelvis kan repræsenteres af hvid Gauss-støj) med en middelværdi på nul.

[0032] Der dannes fortrinsvis først en middelværdi for accelerationsdataene inden for den respektive statiske dataramme, som et resultat af hvilken kun den ovenfor beskrevne bias eller offsettet er indeholdt i accelerationsdataene og
 5 dermed identificeres. Denne bias kan nu fjernes, fortrinsvis ved subtraktion, især i efterfølgende datarammer.

[0033] Endvidere renses accelerationsdataene hensigtsmæssigt (før eller efter den ovenfor beskrevne gennemsnitsberegning) for tyngdekraftens påvirkning.
 10 Især subtraheres påvirkningen af tyngdeaccelerationen på de respektive måleakser - som er kendt ved den kendte tilpasning af måleakserne i forhold til verdenskoordinatsystemet.

[0034] I en foretrukken udførelsesform af den ovenfor beskrevne variant af
 15 fremgangsmåden til korrektion eller identifikation af nikke- eller rullevinklen roteres accelerationsdataene, især den tilordnede middelværdi, fortrinsvis dens tilknyttede vektor af den aktuelle (statiske) dataramme, ved hjælp af tilpasningsinformationen af den foregående dataramme (eksempelvis ved at bruge den opstillede korrektionsrotationsoperator eller korrektionskvaternionen, eller en anden rotationsoperator der er opstillet som repræsentativ for tilpasningen af hovedet i den foregående dataramme), især for at kunne tilpasse accelerationsdata parallelt med måle- eller transversalplanet. Efterfølgende bestemmes, for de således roterede (også "estimerede") accelerationsdata, en resterende afvigelse af tilpasningen i forhold til den foregående dataramme, især til gravitationsvektoren af den foregående dataramme (eller alternativt til den globale gravitationsvektor) og dermed også indirekte til den reelle tilpasning af måleakserne.
 25 Konkret bestemmes en korrektionsakse og en korrektionsvinkel på en måde, der kan sammenlignes med den foregående beskrivelse.

30 **[0035]** Ved hjælp af denne korrektionsakse og korrektionsvinklen (altså ved hjælp af den fastlagte restafvigelse) konstrueres fortrinsvis en afvigelsesrotationsoperator, især en afvigelseskaternion, som beregner vipningen af accelerationsdataene i forhold til den foregående dataramme og dermed også afvigelse-

sen med hensyn til nikke- og rullevinklerne i forhold til den tidligere dataramme. Da der ikke bør være nogen bevægelse til stede i en statisk dataramme, anvendes den respektive afvigelse med hensyn til nikke- og rullevinklerne især som en korrektionsvariabel.

5

[0036] I en yderligere hensigtsmæssig variant af fremgangsmåden udføres en korrektion af krøjevinklen, især i tilfælde af, at der ikke erkendes nogen bevægelse af høreapparatbæreren. En hovedsynsretning som konventionelt ligger i et sagittalt plan, specifikt i medianplanet af høreapparatbæreren, tilpasses fortrinsvis (også: drevet) væk fra dette sagittalplan eller medianplanet af høreapparatbærerens krop mod en aktuel synsretning. Med andre ord, den aktuelle værdi af den bestemte krøjevinkel drives mod nul. Som et resultat heraf adapteres den aktuelle synsretning som den primære synsretning, især over en periode på mindst et minut, især over flere minutter. Dette er særligt fordelagtigt i foredrags- eller mødesituationer (især med en præsentation), hvor høreapparatbæreren vender skråt mod det sagittale plan til de andre samtalepartnere i en forholdsvis lang periode (mindst et minut, især flere minutter) (med forholdsvis lille variation i hovedpositionen) eller ser på en skærm og kun lejlighedsvis og især kortvarigt drejer hovedet mod andre deltagere. Hertil kommer eventuelle fejl under en "initialisering", især af en rotationsoperator, især en kvaternion, som er en indikation for orienteringen af høreapparatbrugerens hoved (og for hvilken en krøjningsvinkel på nul grader fortrinsvis antages som hovedsigtelinjen under initialisering, men som ikke nødvendigvis skal falde sammen med medianplanet), som der skal kompenseres for ("efterkorrigeres"). Sådanne fejl kan eksempelvis opstå på grund af fraværet af en positionssensor, der måler absolut, eksempelvis et magnetometer.

[0037] Til ovennævnte korrektion af krøjevinklen bestemmes fortrinsvis en rotationsoperator, der betegnes som "krøjefri rotationsoperator". I tilfælde af, at hovedets eller høreapparatets tilpasninger og drejninger i rummet beskrives ved hjælp af kvaternioner, bestemmes især en "krøjefri kvaternion". Især er krøjevinklen indstillet til nul grader for afvigelsesrotationsoperatoren (især for afvigelseskvaternionen) der er beskrevet ovenfor, og konstrueret ved hjælp af korrek-

tionsaksen og korrektionsvinklen til korrektion af nikke- eller rulle- vinklen. Især bestemmes denne krøjevri rotationsoperator på basis af den (valgfri globale) gravitationsvektor. Efterfølgende udføres sfærisk interpolation mellem denne krøjevri rotationsoperator og afvigelsesrotationsoperatoren (hvor krøjevinklen ikke ændres), og den resulterende rotationsoperator indstilles fortrinsvis som den nye afvigelsesrotationsoperator. Trinstørrelsen af interpolationen vælges eksempelvis på en sådan måde, at den akustiske scene (også: høresituationen) stadig kan tilpasses tilstrækkeligt godt, eksempelvis på en sådan måde, at interpolationen fører til en forholdsvis langsom drift af krøjevinklen. Med en aktuel krøjevinkel på eksempelvis 45 grader sættes trinstørrelsen for eksempel til én procent for en langsom drift mod nul grader. Efter 100 interpolationstrin ville krøjevinklen være drevet til nul grader - med ubevægeligt hoved. Med en blok- længde (eller længden af de respektive datarammer) på et sekund svarer en sådan fuldstændig drift til en tid på 100 sekunder. Eventuelt afhænger den ("adaptive") procentdel for interpolationen (og enhver mindste størrelse af trinstørrelsen, som krøjevinklen under alle omstændigheder skal drives med) af (især proportional med) størrelsen af en fejl i estimeringen af planet (især bestemmelsen af bevægelsesplanet eller indpasningen af ellipsen i forløbet af den radiale og tangentielle acceleration, der er beskrevet ved en restfejl, som er bestemt under "fittet"). Endvidere kan procentdelen eventuelt også varieres som funktion af en frekvens af hovedets krøjebevægelse i løbet af de sidste par minutter (eksempelvis de sidste 2 til 4 minutter). I dette tilfælde antages eksempelvis ved et forholdsvis stort antal erkendte krøjebevægelser, at der er et tilsvarende antal (kumulative) fejl til stede, og en højere procentdel (eksempelvis to procent) anvendes derfor til kompensationen. Derudover eller alternativt angives fortrinsvis et maksimalt værdiområde for krøjevinklen på 180 grader (altså især +/- 90 grader) under interpolationen, da der ingen (i hvert fald ingen væsentligt) større drejninger af hovedet er mulig for en ren drejning af hovedet (altså uden yderligere drejning af overkroppen).

30

[0038] I en foretrukken variant af fremgangsmåden bestemmes også en ny orienteringsrotationsoperator (især en orienteringskvaternion) for at bestemme den aktuelle tilpasning af hovedet, især for hver analyseret dataramme. For at

gøre dette kombineres den foregående orienteringsrotationsoperator (altså tilordnet den foregående dataramme) med den ovenfor beskrevne bevægelsesrotationsoperator (som blev konstrueret på basis af en erkendt bevægelse, især en erkendt krøjebevægelse) eller med afvigelsesrotationsoperatoren der er beskrevet ovenfor (som følgelig blev bestemt i en statisk dataramme). Især ved anvendelse af kvaternioner som rotationsoperator, kombineres den foregående orienteringskvaternion med bevægelses- eller afvigelseskvationen ved hjælp af en kvaternionmultiplikation. Ved hjælp af denne (nye) orienteringsrotationsoperator er det eksempelvis muligt at bestemme og subtrahere tyngdekraften med så få fejl som muligt, fordi, når der kun anvendes én accelerationssensor, er et kendskab til den faktiske rumlige position fordelagtigt for at kunne bestemme tyngdekraften præcist (især uden påvirkning af andre accelerationer).

[0039] Som det kan ses af ovenstående beskrivelse, oprettes den korrespondende kvaternion, altså især normerings-, korrektions-, afvigelses-, bevægelses- eller orienteringsrotationsoperatoren, fortrinsvis som den respektive rotationsoperator, altså især som normerings-, korrektions-, afvigelses-, bevægelses- og/eller orienteringsrotationsoperatoren.

[0040] Til initialisering af orienteringsrotationsoperatoren, altså især som den første orienteringsrotationsoperator, foretrækkes antaget en opretstående og "neutral" hovedstilling, altså især et sammenfald af nulgradersynsretningen med medianplanet (og især lige ud, altså fortrinsvis et blik rettet langs det transversale plan). En værdi på nul indstilles for de respektive krøje-, nikke- og rullevinkler. I tilfælde af orienteringskvaternionen anvendes dertil især enhedskvaternionen. Det antages derfor her, at en krøjevinkel på nul grader repræsenterer nulgradersynsretning (eller hovedsynsretning), selvom krøjevinklen ikke nødvendigvis behøver at falde sammen med medianplanet (afhængigt af den faktiske tilpasning af hovedet). Især i kombination med den ovenfor beskrevne korrektion af krøjevinklen (især af driften) kan fejl mellem den faktiske tilpasning af hovedet og medianplanet undgås eller i det mindste korrigeres (som beskrevet ovenfor). En præcis tilpasning af nulgradersynsretningen til medianen kan således med fordel udelades.

[0041] Orienteringsrotationsoperatoren for den foregående dataramme anvendes fortrinsvis som en del af den ovenfor beskrevne korrektion eller identifikation af nikke- eller krøjevinklen til at rotere middelværdien, især middelværdivektoren, af den efterfølgende statiske dataramme (altså som forudgående tilpassningsinformation).

[0042] I en hensigtsmæssig variant af fremgangsmåden skabes en (især rumlig) sandsynlighedsfordeling i synsretningen på basis af den (især respektive nye) orien-
 10 teringsrotationsoperator (fortrinsvis orien- teringskvaternionen). Især for hver vinkelposition (eller "drejningsposition"; i tilfælde af krøjebevægelsen også: "krøje-
 positionen") af hovedet (især med udgangspunkt i hovedsynsretningen, hvortil især nulgraderpositionen er tilordnet) er der en sandsynlighed for, om den faktiske synsretning for høreapparatbæreren inden for den seneste
 15 tid (eksempelvis i løbet af de sidste 1 til 5 minutter) forløber langs en af vinklerne, der er tilordnet den respektive vinkelposition. Især i en samtalsituation med flere samtalepartnere vil denne sandsynlighedsfordeling i synsretningen omfatte flere udslag ("peaks"), der er forbundet med forskellige vinkelpositioner, især krøje-
 positioner, da høreapparatbæreren i en sådan situation vil vende hovedet
 20 skiftevis mod de forskellige samtalepartnere. Sandsynlighedsfordelingen i synsretningen afspejler således også et rumligt interesseområde, hvor der er stor sandsynlighed for, at samtalepartneren eller anden lydkilde af interesse for høreapparatbæreren befinder sig.

[0043] For at skabe sandsynlighedsfordelingen i synsretningen, i en foretrukken videreudvikling, anvendes initialt en gaussnormalfordeling med en specificeret standardafvigelse startende fra hovedsynsretningen. Værdier på omkring 5 til 25 grader, især 10 til 15 grader, anvendes til standardafvigelsen. En ny normalfordeling med en specificeret standardafvigelse (igen især med de ovennævnte værdier)
 30 indstilles så for den aktuelle vinkelposition (især krøje- positionen), der er specificeret især på basis af rotationsvinklen (især krøjevinklen), der er bestemt på ovenstående måde. Eventuelt, især før den nye normalfordeling sættes op, reduceres alle tidligere anvendte sandsynlighedsværdier for de hidtil op-

trådte vinkelpositioner ensartet med en forudbestemt værdi. Fortrinsvis vægtes den nye normalfordeling også med en faktor, der svarer til reduktionen i de tidligere sandsynlighedsværdier, således at den kumulative sum af alle vinkelpositioner der er plottet i sandsynlighedsfordelingen i synsretningen, er én. Dette

5 trin opnår især en (helst tiltagende) "glemsomhed" for tidligere (og især "gamle") vinkelpositioner, idet sandsynligheden for tilstedeværelsen af en vinkelposition "vandrer" ud af sandsynlighedsfordelingen i synsretningen ved udeblivende eller tilstrækkelig gentagelse. Dette fører fordelagtigt til en dynamisk (især automatisk) adaption til den faktiske situation, hvori høreapparatbæreren aktuelt

10 befinder sig. Fordelen ved at bestemme sandsynlighedsfordelingen i synsretningen som beskrevet ovenfor er især, at der ikke kun anvendes en "konkret" værdi af den aktuelle vinkelposition (især den aktuelle krøjevinkel), men et bånd med flere vinkelværdier der er fordelt omkring den bestemte (eller også: estimate-rede) værdi af den aktuelle rotationsvinkel (især den aktuelle krøjevinkel). Som

15 følge heraf omfatter fejl i den ovenfor beskrevne bestemmelse af den aktuelle værdi af rotationsvinklen en forholdsvis lille effekt, især da de er "smurt" ud over et større vinkelområde. Desuden bør høreapparatbæreren ikke regelmæssigt indtage nøjagtig den samme vinkelposition (især krøje-position), hver gang han eller hun ser på en samtalepartner, da han eller hun eller samtalepartneren be-

20 væger sig og det særlige akustiske område af interesse forløber normalt ikke helt i synsretningen. Således er sandsynlighedsfordelingen i synsretningen forholdsvis robust over for fejl.

[0044] I en hensigtsmæssig videreudvikling er værdien af standardafvigelsen

25 for gaussnormalfordelingen angivet som variabel. For eksempel justeres værdien af standardafvigelsen for en mulig fejl ved bestemmelse af krøjevinklen. Standardafvigelsen (dens værdi) tilpasses hensigtsmæssigt parallelt, således at værdien ved små fejl indstilles tilsvarende lille og omvendt. Som følge heraf til-

lægges forholdsvis store fejl så lidt vægt som muligt, og angivelsen af sandsyn-

30 ligheden for synsretningen (i hvert fald for denne vinkelposition) er særlig "svampet". For eksempel anvendes en kvalitet af planets fit, især ellipsens fit til accelerationsdataene, som et mål for fejlen. Denne kvalitet afspejles især af en resterende fejl i fittet af planet eller ellipsen.

[0045] I en hensigtsmæssig variant af fremgangsmåden anvendes informationen om rotationsbevægelsen, især krøjebevægelsen af hovedet på høreapparatbæreren, eksempelvis den aktuelle krøjeposition, især synsretningens sandsynlighedsfordeling, til at tilpasse en signalbearbejdningsalgoritme til en gruppesamtalsituation. Især, baseret på sandsynlighedsfordelingen i synsretningen, bestemmes det, i hvilket værdiområde for den respektive rotationsvinkel (især krøjevinklen) de hyppigste blikke (med krøjning af hovedet) af høreapparatbæreren var, og derefter eksempelvis tilpasse et åbningsområde af en retningskegle i overensstemmelse hermed (eksempelvis udvidet eller indsnævret). Eventuelt anvendes informationen om rotationsbevægelsen ud over en akustisk klassifikator, ved hjælp af hvilken tilstedeværelsen af en samtalsituation med flere samtaledeltagere fastlægges, gerne for at verificere og/eller forbedre resultatet. Eksempelvis er det i en situation med flere samtaler mellem personer, der

5 synlighedsfordeling, til at tilpasse en signalbearbejdningsalgoritme til en gruppesamtalsituation. Især, baseret på sandsynlighedsfordelingen i synsretningen, bestemmes det, i hvilket værdiområde for den respektive rotationsvinkel (især krøjevinklen) de hyppigste blikke (med krøjning af hovedet) af høreapparatbæreren var, og derefter eksempelvis tilpasse et åbningsområde af en retningskegle i overensstemmelse hermed (eksempelvis udvidet eller indsnævret). Eventuelt anvendes informationen om rotationsbevægelsen ud over en akustisk klassifikator, ved hjælp af hvilken tilstedeværelsen af en samtalsituation med flere samtaledeltagere fastlægges, gerne for at verificere og/eller forbedre resultatet. Eksempelvis er det i en situation med flere samtaler mellem personer, der

10 befinder sig nær ved, ofte ikke muligt at bruge den akustiske klassifikator til med tilstrækkelig sikkerhed at fastslå, hvilken del af talen der er registreret ved hjælp af et mikrofonsystem i høreapparatet, som hører til samtalen.

[0046] For eksempel kan det i en restaurant ikke med tilstrækkelig sikkerhed

20 afgøres, om høreapparatbæreren kun har en samtale med personen overfor og til højre, eller om personerne til venstre for høreapparatbæreren også deltager i denne samtale. På baggrund af sandsynlighedsfordelingen i synsretningen kan det med fordel afgøres, om høreapparatbæreren vender hovedet mod alle potentielle deltagere i samtalen eller kun nogle af dem. I sidstnævnte tilfælde er

25 der stor sandsynlighed for, at de andre personer ikke deltager i denne samtale.

[0047] Høreapparatet ifølge opfindelsen omfatter den ovenfor beskrevne accelerationssensor og en processor, som er indrettet til at udføre den ovenfor beskrevne fremgangsmåde, især automatisk.

30

[0048] Processoren er valgfrit udformet som et ikke-programmerbart elektronisk kredsløb. Alternativt er processoren dannet af en mikrocontroller, i hvilken funk-

tionaliteten til at udføre driftsfremgangsmåden ifølge opfindelsen er implementeret i form af et softwaremodul.

- [0049]** Konjunktionen "og/eller" skal her og i det følgende især forstås således, at de funktioner der er forbundet ved hjælp af denne konjunktion, kan konfigureres både sammen og som alternativer til hinanden.

[0050] Udførelseseksempler for opfindelsen er forklaret mere detaljeret nedenfor under henvisning til en tegning. Der i viser:

10

Fig. 1 et høreapparat, set i et skematisk kredsløbsdiagram,

Fig. 2 et hoved af en høreapparatbærer med høreapparatet båret på øret som tilsigtet, set i en skematisk afbildning set fra oven,

Fig. 3 en fremgangsmåde til drift af høreapparatet, set i et skematisk rutediagram

15

Fig. 4 et accelerationsforløb over tid der tilordnet hver af tre vinkelrette måleakser af en accelerationssensor af høreapparatet, set i tre skematiske diagrammer over hinanden,

Fig. 5 accelerationerne der er tilordnet de tre måleakser, plottet mod hinanden, set i et skematisk tredimensionelt diagram,

20

Fig. 6 et fremgangsmådetrin til bestemmelse af en korrektionsværdi for accelerationsdataene der er registreret ved hjælp af accelerationssensoren, set i en skematisk afbildning, og

Fig. 7 en sandsynlighedsfordeling for de synsretninger som høreapparatbæreren indtager, set i et skematisk polardiagram.

25

[0051] Tilsvarende dele og størrelser er altid forsynet med de samme referencesymboler i alle figurer.

- [0052]** I Fig. 1 er afbildet et høreapparat 1, nærmere bestemt et såkaldt bag-øret-høreapparat. Høreapparatet 1 omfatter et (høreapparat-)hus 2, hvori et antal elektroniske komponenter er anbragt. Høreapparatet 1 omfatter to mikrofoner 3 som elektroniske komponenter, der er indrettet til at detektere lyde fra hø-

30

reapparatets 1 omgivelser. Endvidere omfatter høreapparatet 1 en signalprocessor 4 som en elektronisk komponent, der er indrettet til at bearbejde de lyde, der registreres ved hjælp af mikrofonerne 3, og til at udsende dem til en højttaler 5 til hørelsen af en høreapparatbærer. Til registrering af den rumlige position af høreapparatet 1 omfatter det også en accelerationssensor 6, som er forbundet med signalprocessoren 4. For at forsyne disse elektroniske komponenter med energi er der desuden anbragt et batteri 7 i huset 2, som i det foreliggende udførelseseksempel specifikt er dannet af en akkumulator. For at lede lyden der genereres af højttaleren 5, til høreapparatbærerens høreelse, er et lydrør 8 forbundet til huset 2, hvilket i den tilsigtede bæretilstand på hovedet 9 specifikt er anvendt på øret af høreapparatbæreren (sammenlign Fig. 2) med en øreprop 10 i høreapparatbærerens øregang.

[0053] Accelerationssensoren 6 er indrettet til tredimensionel måling og omfatter til dette formål tre måleakser x, y og z (se Fig. 2), der står vinkelret på hinanden. Accelerationssensoren 6 er dertil anbragt i huset 2 af høreapparatet 1 på en sådan måde, at måleaksen z mindst tilnærmelsesvis falder sammen med den vertikale retning i den tilsigtede bæretilstand på hovedet og i en opretstående stilling af høreapparatbæreren. Måleaksen x er dermed rettet radiale til hovedet 9, nærmere bestemt radiale udad. I dette tilfælde er måleaksen y tangentiel til hovedet 9 og rettet ind bagud - altså parallelt modsat en nulgradersynsretning 12, som i en grundlæggende indretning er rette ind parallelt med et sagittalt plan, specifikt parallelt med medianplanet 14. De to måleakser x og y er tilordnet et transversalplan af høreapparatbæreren.

25

[0054] Signalprocessoren 4 er indrettet til at bruge en akustisk klassifikator, der er implementeret som en algoritme i signalprocessoren 4, til at udlede en samtalsituation (altså en samtale mellem mindst to personer) på basis af de lyde, der registreres ved hjælp af mikrofonerne 3, og derefter tilpasse signalbearbejdningen i overensstemmelse hermed. Eksempelvis indstilles dertil en åbningvinkel for en retningsmikrofon, der er dannet af de to mikrofoner 3, således at alle talekomponenter fra omgivelserne, der rammer mikrofonerne 3, specifikt kildeplaceringerne for disse talekomponenter, er inden for retningsmikrofonens

30

åbningsområde. For at kunne tilpasse signalbearbejdningen endnu mere præcist i en sådan samtalsituation, specifikt for at kunne indstille åbningsvinklen på en sådan måde, at det kun er de personer, der faktisk deltager i samtalen (som hver repræsenterer en kildeplacering af en taleandel), der er inden for ret-
 5 ningsmikrofonens åbningsområde, udføres en fremgangsmåde af signalprocessoren 4, der er forklaret mere detaljeret nedenfor under henvisning til Fig. 3.

[0055] I et første fremgangsmådetrin 20 lagres de målte værdier, der er bestemt af accelerationssensoren 6 - og som udgives som samples af tre målte værdier, af hvilke hver igen er tilordnet en af måleakserne x, y og z, - som "rå" accelerationsdata A i én bufferhukommelse (der er integreret i signalprocessoren 4). Bufferhukommelsen er dertil indrettet til glidende mellemlagring af otte sådanne samples, som hver danner en dataramme D og som registreres over et tidsvindue på 1,3 sekunder.

15

[0056] De rå accelerationsdata A indeholder blandt andet information om en acceleration ved retlinet bevægelse, lige ud (altså langs meridianplanet 14) (eksempelvis ved gang og lignende), over en acceleration der er rettet radialt mod hovedet 9 (herefter betegnet som "radial acceleration ar"), og over en acceleration der er rettet tangentielt til hovedet 9 (i det følgende betegnet "tangentiell acceleration at"). Den radiale acceleration ar opstår på grund af centrifugalkraften, når kroppen og/eller hovedet drejer - uafhængigt af omdrejnings- eller rotationsretningen og dermed også uafhængigt af den tilhørende rotationsakse. Den tangentielle acceleration at forekommer også ved en rotation af hovedet 9, specifikt ved "igangdrejning" og "bremsning" af hovedet. I det følgende anvendes og beskrives de radiale og tangentielle accelerationer ar og at med hensyn til en som "krøjebevægelse" betegnet rotation af hovedet 9 omkring dets lodrette akse, som tilnærmelsesvis er vinkelret på transversalplanet, og som rotationsakse også betegnes som "krøjeaksen" i denne sammenhæng. Under visse forudsætninger (specielt hvis der foreligger en krøjebevægelse) kan de målte værdier af den radiale acceleration ar tilordnes måleaksen x og de målte værdier af den tangentielle acceleration at tilordnes måleaksen baseret på den ovenfor beskrevne tilordning af måleakserne x og y til transversalplanet. Derudover in-

30

deholder de rå accelerationsdata A en bias (eller: "bias-komponent"), som normalt svinger over tid på grund af temperaturpåvirkninger, samt påvirkninger af forskellig målefølsomhed for de enkelte måleakser x, y og z. Derudover indeholder accelerationsdataene A indflydelsen af accelerationen på grund af tyngdekraften g (også: gravitation).

[0057] I et efterfølgende fremgangsmådetrin 30 normeres accelerationssensorens 6 måleakser x, y og z, specifikt altså sensorkoordinatsystemet, til det koordinatsystem, der er tilordnet hovedet 9. Til dette formål bestemmes - specielt under en tilpasning af høreapparatet 1 til høreapparatbæreren - i en fase, hvor hovedet 9 holdes i en oprejst stilling lige frem (set langs meridianplanet 14), skalarproduktet og krydsproduktet mellem gravitationsvektoren der er bestemt af accelerationsdataene A, og den globale gravitationsvektor gw der er tilordnet et universelt koordinatsystem, som er betegnet som "verdenskoordinatsystem".

Den globale gravitationsvektor gw er dertil baseret på den antagelse, at tyngdekraften peger "opad" og dermed omfatter formen $g_w = [0, 0, 1]$. Det skalære produkt afspejler en vippevinkel mellem disse vektorer, og krydsproduktet repræsenterer en vippeakse der er virksom for denne vippevinkel. Ved hjælp af vippeaksen og vippevinklen konstrueres der så en rotationsoperator, nærmere bestemt en kvaternion betegnet "normeringskvaternion Qa", som afspejler en forbindelse mellem sensorkoordinatsystemet og verdenskoordinatsystemet, og ved hjælp af hvilken sensorkoordinatsystemet og dermed de rå accelerationsdata A forud drejes ("normeres") til verdenskoordinatsystemet. Normeringskvaternion Qa konstrueres dertil på basis af en såkaldt aksevinkelrepræsentation, nemlig at hver rotation ifølge Euler kan repræsenteres af en vinkel omkring en fast akse:

$$Qa = \begin{pmatrix} \cos \frac{\theta}{2} \\ u_x \sin \frac{\theta}{2} \\ u_y \sin \frac{\theta}{2} \\ u_z \sin \frac{\theta}{2} \end{pmatrix} \quad (1)$$

hvor er u_x , u_y , u_z angiver den respektive akse.

- [0058]** I et valgfrit udførelseseksempel udføres der desuden en kalibrering, specifikt en ellipsoidekalibrering. Ved ellipsoidekalibreringen antages det, at normen af vektoren for tyngdeaccelerationen g er én, således at der ikke kræves nogen eksplicit viden om tilpasningen af måleakserne x , y og z for accelerationssensoren 6. Der kan imidlertid også anvendes andre kalibreringsfremgangsmåder, hvor den faktiske tilpasning af måleakserne x , y og z for accelerationssensoren 6 bestemmes. Eksempelvis registreres de respektive tilordnede accelerationsdata A til kalibrering af den specifikke positionering af høreapparatet 1 og dermed accelerationssensorens 6 måleakser x , y og z eller kun af accelerationssensoren 6 (selv før installationen af accelerationssensoren 6 i huset 2), og kalibreringsdata bestemmes ud fra dem til bias- og følsomhedspåvirkningerne. De specifikke positioner "indstilles" normalt ved hjælp af en håndteringssindretning (også: "manipulator"). De respektive målepunkter der er tilordnet positionerne, ligger på en tredimensionel ellipsoideflade – der normalt er deformeret til en ellipsoide på grund af de forskellige målefølsomheder, standarden for accelerationssignalet tilordnede enhedskugle. Denne kalibrering gør det muligt at kompensere for bias- og følsomhedspåvirkninger med tilstrækkelig præcision under en "statisk" dataramme (hvori ingen bevægelse erkendes).
- [0059]** I fremgangsmådetrin 30 bliver accelerationsdataene A for en dataramme D endvidere forud bearbejdet. Til dette formål udføres støjreduktion ved hjælp af et medianfilter med en vindueslængde på tre samples for at frafiltrere sensorstøj og individuelle signalspidser.
- [0060]** I et yderligere fremgangsmådetrin 40 bliver de (nu forud bearbejdede) accelerationsdata A inden for den respektive dataramme D analyseret og kontrolleret for tilstedeværelsen af en bevægelse. Til dette formål bestemmes et værdiområde for accelerationsdataene A der er indeholdt i datarammen D , specifikt afstanden mellem maksimum- og minimumværdierne for accelerationsdataene. Derudover (eller alternativt i et andet eksempel på en udførelsesform) bestemmes også en varians af accelerationsdataene A for hver dataramme D . En tærskelværdisammenligning anvendes til at bestemme, om værdiområdet og/eller variansen adskiller sig tilstrækkeligt fra et tilsvarende værdiområde eller

en tilsvarende variansværdi af en målestøj, der dominerer accelerationssignalet eller accelerationsdataene A , når der ikke er nogen bevægelse af høreapparatbæreren.

- 5 **[0061]** I tilfælde af at en bevægelse af høreapparatbæreren erkendes, undersøges accelerationsdataene A i et fremgangsmådetrin 50 for tilstedeværelsen af en krøjebevægelse af hovedet 9. Med en krøjebevægelse af hovedet 9 (altså en rotation omkring en akse vinkelret på transversalplanet, sædvanligvis omkring den akse der dannes af rygsøjlen), viser forløbet, der er afbildet skematisk
- 10 over tiden t i Fig. 4 og er tilordnet de (på verdenskoordinatsystemet normerede) måleakser x , y og z , radiale og tangentielle accelerationer a_r , a_t , som repræsenterer centrifugalkraften og tangentialkraften under krøjebevægelsen, samt gravitationsaccelerationen g , som er afbildet positivt her. I tilfælde af en krøjebevægelse til venstre passerer den tangentielle acceleration et første ekstremum,
- 15 som angiver begyndelsen af krøjebevægelsen, og derefter et andet ekstremum med det modsatte fortegn, som angiver decelerationen af hovedet 9 ved slutningen af krøjebevægelsen. Samtidig viser den radiale acceleration a_r for centrifugalkraften også et enkelt ekstremum. Tidsperioden for krøjebevægelsen her er inden for ca. 1,2 sekunder. I et valgfrit udførelseseksempel anvendes dette
- 20 forløb af de radiale og tangentielle accelerationer a_r og a_t allerede som et kriterium for tilstedeværelsen af krøjebevægelsen.

- [0062]** I Fig. 5 er de målte værdier af måleakserne x , y og z , der er registreret for accelerationerne a_r , a_t og g , afbildet tredimensionelt mod hinanden. Som det
- 25 ses, resulterer den radiale og den tangentielle acceleration a_r og a_t i en elliptisk kurve, som forskydes af accelerationen på grund af tyngdekraften g i måleaksen z . I fremgangsmådetrin 50 fittes en kurve, specifikt en ellipse, til forløbet (accelerationskurven) af de radiale og tangentielle accelerationer a_r og a_t plottet mod hinanden, og formen anvendes som et kriterium for tilstedeværelsen af
- 30 krøjebevægelsen. Hvis formen af den fittede kurve er tilstrækkelig tæt, specifikt med en lille restfejl, på en ellipse, er sandsynligheden for tilstedeværelsen af en krøjebevægelse stor. Andre bevægelser udtrykkes regelmæssigt i et uregelmæssigt - for det meste zigzag - forløb af de radiale og tangentielle acceleratio-

ner ar og at plottet mod hinanden. Fladen, specifikt fladearealet af den fittede ellipse, afspejler styrken af krøjebevægelsen, altså hvor hurtigt hovedet 9 drejes.

- 5 **[0063]** Derefter bestemmes normalvektoren for den fittede ellipse, specifikt normalvektoren i tyngdepunktet for ellipsefladen. Dette svarer til rotationsaksen eller "krøjeaksen 52" for krøjebevægelsen. Som det kan ses i Fig. 5 er krøjeaksen 52 vipet i forhold til måleaksen z , og dermed også til et bevægelsesplan 54 der er beskrevet af ellipsefladen og udspændt af de radiale og tangentielle accelerationer ar og at. Vipningen af bevægelsesplanet 54 i forhold til måleplanet 56 der er udspændt af måleakserne x og y , bestemmes – eksempelvis ved hjælp af skalar- og krydsproduktet af krøjeaksen 52 med måleaksen z , specifikt dens aksevektor. Ved at bruge denne information af vipningen skabes der en "korrektionskvaternion" for den "korrekte drejning" af bevægelsesplanet 54 parallelt med måleplanet 56 som en rotationsoperator til at korrigere vipningen, ved hjælp af denne rettes accelerationsdataene A (drejes) ind parallelt med måleakserne x , y og z , og derefter projiceres den fittede ellipse på måleplanet 56. Som et resultat heraf kan accelerationsdataene A afbildes på det todimensionelle måleplan 56 med ringe tab.

20

- [0064]** I tilfælde af, at tilstedeværelsen af krøjebevægelsen blev erkendt, integreres den tangentielle acceleration to gange, og den tilbagelagte afstand under krøjebevægelsen bestemmes. Den aktuelle vinkelposition af hovedet 9 divideres med radius af hovedet 9. Derudover bestemmes krøjevinklen G , der er tilordnet den aktuelle vinkelposition. Ud fra vinkelpositionen eller krøjevinklen G og krøjeaksen 52 konstrueres en kvaternion, der betegnes som "bevægelseskvaternion Q_b ". Denne repræsenterer igen en rotationsoperator, der repræsenterer hovedets bevægelse.

- 30 **[0065]** I et efterfølgende fremgangsmådetrin 60, under anvendelse af bevægelsesinformationen der er indeholdt i bevægelseskvaternion Q_b , "opdater" en orienteringsrotationsoperator, der er tilordnet en tidligere tilpasning af hovedet 9, specifikt en "orienteringskvaternion Q_{n-1} " til en aktuel orienteringskvaternion

Qn, altså fornyet ved at multiplicere den foregående orienteringskvaternion Qn-1 med bevægelseskvaternion Qb. En enhedskvaternion Qe anvendes som den "første" orienteringskvaternion Qn til initialisering, altså antaget som en fiktiv "startværdi". Denne omfatter formen

$$Qe = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (2)$$

[0066] Hvis der ikke erkendes nogen bevægelse i fremgangsmådetrin 40, korregerer et yderligere fremgangsmådetrin 70 krøjevinklen G for den tilsvarende "statistiske" dataramme D, samt en nikke- og en rullewinkel for hovedet 9. Dertil fjernes først påvirkningen af gravitationsaccelerationen g fra accelerationsdataene A. For at reducere målestøjen i accelerationsdataene A bestemmes herefter en middelværdi ames. Middelværdien ames, specifikt den vektor der er tilordnet den, roteres derefter under anvendelse af den tilpasning, der er bestemt for de foregående datarammer D, specifikt ved at anvende den foregående orienteringskvaternion Qn-1, der er beskrevet ovenfor. For at bestemme en resterende afvigelse af den resulterende roterede middelvektor aw fra måltilpasningen, der er givet af den globale gravitationsvektor gw, bestemmes skalarproduktet og krydsproduktet mellem den resulterende middelvektor aw og den globale gravitationsvektor gw. Skalarproduktet giver en korrektionsvinkel θ_k og krydsproduktet giver korrektionsaksen uw, omkring hvilken der skal ske en rotation med korrektionsvinklen θ_k for at bringe den resulterende middelværdivektor aw på linje med den globale gravitationsvektor gw (jf. Fig. 6). En afvigelseskvaternion Qd1 konstrueres så ud fra dette.

25

[0067] Ydermere drives krøjevinklen G forholdsvis langsomt i retning af nulgradersynsretningen 12 under en statisk dataramme D. Til dette formål bestemmes en krøjefri kvaternion Qd2 i fremgangsmådetrin 70 baseret på den globale gravitationsvektor gw. Det betyder, at denne krøjefri kvaternion Qd2 kun indeholder den aktuelle information om nikke- og rullevinklerne, mens krøjevinklen G er sat til nul, altså til nulgradersynsretningen 12. Nulgradersynsretningen 12 behøver ikke (eller ikke længere) at falde sammen med det sagittale plan

30

(altså være rettet parallelt ind med medianplanet 14). Specifikt bestemmes denne krøjefri kvaternion $Qd2$ analogt med den beskrevne afvigelseskvation $Qd1$. Efterfølgende interpoleres sfærisk mellem den krøjefrie kvaternion $Qd2$ og afvigelseskvation $Qd1$, således at jo længere der ingen bevægelse detekteres, vil den aktuelle værdi af krøjevinklen G nærme sig nulgraderssynsretningen. Med andre ord bliver nulgraderssynsretningen 12 forskudt fra indretningen parallel med medianplanet 14 mod den aktuelle vinkelposition af hovedet 9. Denne interpolation danner en ny afvigelseskvation Qd . Som trinstørrelsen for denne interpolation - afhængig af den ønskede varighed af driften af nulgraderssynsretningen 12 hen til den aktuelle vinkelposition for hovedet 9 – anvendes værdier mellem, eksempelvis 0,5 procent (langsom drift) eller 2 procent (forholdsvis hurtig drift).

[0068] I fremgangsmådetrin 60 anvendes den nye afvigelseskvation Qd (i stedet for bevægelseskvation Qb) analogt med den ovenfor beskrevne opdatering af den tidligere orienteringskvaternion $Qn-1$ til den aktuelle orienteringskvaternion Qn . En tilbagevenden til fremgangsmådetrin 40 finder derefter sted for den næste dataramme.

[0069] I et fremgangsmådetrin der ikke er vist i detaljer, skabes en sandsynlighedsfordeling i synsretningen der er baseret på den respektive aktuelle krøjevinkel G (se Fig. 7), idet der for hver aktuelle krøjevinkel G indstilles en gaussnormalfordeling med en standardafvigelse på for eksempel 10 grader. For hver krøjevinkel G , som høreapparatbæreren har rettet sit blik ind langs, indeholder sandsynlighedsfordelingen i synsretningen således en "peak", således at det kan aflæses, hvor høreapparatbæreren for eksempel kiggede hen i det sidste minut. For at tillade en "glemsel" eller "falmen" af en forholdsvis "gammel" (eksempelvis ældre end 1 til 3 minutter) krøjevinkel G der er antaget af hovedet 9, i en valgfri eksemplarisk udførelsesform, før hver ny indtastning i sandsynlighedsfordelingen i synsretningen, reduceres de foregående sandsynlighedsværdier ensartet. Den nye normalfordeling indtastes tilsvarende vægtet, så alle vinkelpositioner summeres til én. Sandsynlighedsfordelingen i synsretningen kan anvendes til at estimere, om høreapparatbæreren deltager i en samtale med

flere personer, i hvilket tilfælde han ville have skiftet blik flere gange mellem individuelle krøjevinkler G, eller om han "kun" kigger ind i en retning. Denne information anvendes af signalprocessoren 4 til at indstille en retningsbestemt effekt af mikrofonerne 3.

5

[0070] Genstanden for opfindelsen er ikke begrænset til de ovenfor beskrevne udførelseseksempler. Inden for omfanget af kravene kan derimod yderligere udførelsesformer for opfindelsen afledes af fagmanden ud fra ovenstående beskrivelse. Især inden for rammerne af kravene kan de enkelte træk ved opfindelsen, der er beskrevet med henvisning til de forskellige udførelseseksempler og deres udførelsesvarianter, også kombineres med hinanden på andre måder.

10

Referencesymbolliste

[0071]

	1	høreapparat
15	2	hus
	3	mikrofon
	4	signalprocessor
	5	højttaler
	6	accelerationssensor
20	7	batteri
	8	lydrør
	9	hoved
	10	ørestykket
	12	nulgradersynsretning
25	14	medianplan
	20	fremgangsmådetrin
	30	fremgangsmådetrin
	40	fremgangsmådetrin
	50	fremgangsmådetrin
30	52	krøjeakse
	54	bevægelsesplan

56	måleplan
60	fremgangsmådetrin
70	fremgangsmådetrin
A	accelerationsdata
5	ames middelværdi
ar	radial acceleration
at	tangentiel acceleration
aw	resulterende middelværdivektor
D	dataramme
10	G krøjevinkel
g	tyngdeacceleration
gw	global tyngdekraftsvektor
qa	normeringskvaternion
qb	bevægelseskaternion
15	Qd, Qd1 afvigelseskaternion
Qd2	krøjefri kvaternion
Qe	enhedskvaternion
Qn, Qn-1	orienteringskvaternion
T	tid
20	θ_k korrektionsvinkel
uw	korrektionsakse
x, y, z	måleakse

Patentkrav

1. Fremgangsmåde til drift af et høreapparat (1) der omfatter en accelerations-sensor (6), som er placeret på hovedet (9) af en høreapparatbærer i den tilsig-tede bæretilstand, og som er indrettet til at måle langs tre indbyrdes vinkelrette
5 måleakser (x, y, z), hvorved der ifølge fremgangsmåden:

- besluttet om en bevægelse af høreapparatbæreren på basis af accele-rationsdata (A) af accelerationssensoren (6), der transporteres af et ac-celerationssignal,
- 10 - afledes et bevægelsesplan (54) ud fra accelerationsdataene (A) for be-vægelsen af høreapparatbæreren,
- bestemmes en bevægelsesakse (52) og en bevægelsesretning for be-vægelsen ud fra accelerationsdataene (A), og
- 15 - besluttet om en tilstedeværelse af en rotationsbevægelse af hovedet (9) på basis af bevægelsesplanet (54), bevægelsesaksen (52) og bevæ-gelsesretningen.

2. Fremgangsmåden ifølge krav 1,

hvor tilstedeværelsen af en krøjebevægelse anvendes som tilstedeværelse af rotationsbevægelsen.

20 3. Fremgangsmåde ifølge krav 1 eller 2,

hvor accelerationsdataene (A) analyseres blokvis i på hinanden følgende data-rammer (D).

4. Fremgangsmåde ifølge et af kravene 1 til 3,

25 hvor et område af værdier og/eller en varians af accelerationssensoren anven-des som en træk for tilstedeværelsen af bevægelse af høreapparatbæreren.

5. Fremgangsmåde ifølge et af kravene 1 til 4,

hvor en normeringsrotationsoperator (Q_a) der indikerer en rotation af måleakserne (x, y, z) af accelerationssensoren (6) i forhold til et transversalplan af høreapparatbærerens krop og/eller et vandret plan, bestemmes ud fra accelerationsdataene (A) i den tilsigtede bæretilstand af høreapparatet (1).

5

6. Fremgangsmåden ifølge krav 5,

hvor drejningen af måleakserne (x, y, z) bestemmes på basis af krydsproduktet og skalarproduktet mellem gravitationsvektoren, der er bestemt fra accelerationsdataene (A), og en global gravitationsvektor (g_w), hvilken globale gravitationsvektor (g_w) tilordnes et verdenskoordinatsystem, der antages at være generelt anvendeligt, hvor den globale gravitationsvektor (g_w) antages at pege opad.

10

7. Fremgangsmåde ifølge et af kravene 1 til 6,

hvor accelerationsdataene (A) udjævnes.

15

8. Fremgangsmåde ifølge et af kravene 1 til 7,

hvor en acceleration (a_r) der rettet radialt i forhold til hovedet (9) af høreapparatbæreren for rotationsbevægelsen, og en tangentielt rettet acceleration (a_t), afledes til bestemmelsen af hovedets (9) rotationsbevægelse ud fra accelerationsdataene (A).

20

9. Fremgangsmåden ifølge krav 8,

hvor bevægelsesplanet (54) konstrueres ud fra den radialt rettede acceleration (a_r) og den tangentielt rettede acceleration (a_t), og hvor bevægelsesplanet (54) drejes på en sådan måde, at det er rettet parallelt ind med et måleplan (56), der er defineret af de to måleakser (x, y, z), som anvendes til at bestemme den radialt rettede acceleration (a_r) og den tangentielt rettede acceleration (a_t).

25

10. Fremgangsmåden ifølge krav 9,

hvor vipningen af bevægelsesplanet (54) i forhold til måleplanet (56) bestemmes for drejningen af bevægelsesplanet (54) ved at fitte en ellipse i en karakteristik af den radialt rettede acceleration (a_r) og den tangentielt rettede acceleration (a_t) plottet mod hinanden, hvor der antages en normalvektor af ellipsefladen som en bevægelsesakse (52), og hvor der bestemmes en vippevinkel i forhold til måleplanet (56) for normalvektoren.

11. Fremgangsmåden ifølge krav 10,
hvor en bevægelsesrotationsoperator (Q_b) for den aktuelle bevægelse af hovedet (9) af høreapparatbæreren konstrueres ved hjælp af bevægelsesplanet (54) ved at der bestemmes en rotationsvinkel (G) af hovedets rotationsbevægelse (9) på basis af den tangentielt rettede acceleration (a_t).

12. Fremgangsmåden ifølge krav 11,
hvor rotationsvinklen (G) af hovedets (9) rotationsbevægelse kun bestemmes på basis af den tangentielt rettede acceleration (a_t), hvis tilstedeværelsen af rotationsbevægelsen erkendes.

13. Fremgangsmåde ifølge et af kravene 10 til 12,
hvor en flade af ellipsen bestemmes som et træk for tilstedeværelsen af rotationsbevægelsen af hovedet (9), og der besluttet om tilstedeværelsen af rotationsbevægelsen afhængigt af karakteristikken af trækket.

14. Fremgangsmåde ifølge et af kravene 9 til 13,
hvor en tilordnet intensitet og/eller en intensitet af en tangentielt hastighed afledes af den tangentielt rettede acceleration (a_t) som et træk for tilstedeværelsen af rotationsbevægelsen af hovedet (9) af høreapparatbæreren.

15. Fremgangsmåde ifølge et af kravene 1 til 14,
hvor der, i det tilfælde hvor der ikke erkendes nogen bevægelse af høreapparatbæreren, udføres en korrektion af en nikkevinkel og/eller rullevinkel for hovedet (9), hvis tilordnede rotationsakser ligger mindst nogenlunde i transversalplanet.

16. Fremgangsmåden ifølge krav 15,

hvor accelerationsdataene (A) for den aktuelle dataramme (D) roteres ved hjælp af retningsinformationen fra den foregående dataramme (D), og hvor der

- 5 for accelerationsdataene (A) der er roteret på en sådan måde, bestemmes en resterende afvigelse af retningen i forhold til den foregående dataramme (D) i hvert tilfælde ved hjælp af krydsproduktet og skalarproduktet.

17. Fremgangsmåden ifølge krav 16,

- 10 hvor en afvigelsesrotationsoperator ($Qd1$) bestemmes ved hjælp af den resterende afvigelse.

18. Fremgangsmåde ifølge et af kravene 15 til 17,

hvor der, i det tilfælde hvor der ikke erkendes nogen bevægelse af høreapparatbæreren, udføres en korrektion af en krøjevinkel (G) der er tilordnet krøjevægelsen, ved at tilpasse en hovedsynsretning (12) for høreapparatbæreren væk fra et midterplan (14) af høreapparatbærerens krop mod en aktuel synsretning.

- 20 **19.** Fremgangsmåde ifølge krav 16 og 18,

hvor en krøjefri rotationsoperator ($Qd2$), med hvilken krøjevinklen (G) indstilles til nul grader, bestemmes på basis af den globale gravitationsvektor (gw), og hvor en sfærisk interpolation udføres mellem den krøjefri rotationsoperator ($Qd2$) og afvigelsesrotationsoperatoren ($Qd1$) for at danne en ny afvigelsesrotationsoperator (Qd).

- 20.** Fremgangsmåde ifølge et af kravene 11, 17 og 19,

hvor en ny orienteringsrotationsoperator (Qn) bestemmes for den aktuelle tilpasning af hovedet (9) ved at forskyde en tidligere orienteringsrotationsoperator ($Qn-1$) mod bevægelsesrotationsoperatoren (Qb) eller mod afvigelsesrotationsoperatoren (Qd , $Qd1$).

- 21.** Fremgangsmåde ifølge et af kravene 5, 11, 19 og 20,

hvor en tilsvarende kvaternion (Q_a , Q_b , Q_d , Q_{d1} , Q_{d2} , Q_n , Q_{n-1}) i hvert tilfælde bestemmes som rotationsoperator.

22. Fremgangsmåde ifølge krav 20 eller 21,

- 5 hvor en sandsynlighedsfordeling i synsretningen skabes på basis af orienteringsrotationsoperatoren (Q_n).

23. Fremgangsmåden ifølge krav 22,

- 10 hvor en gaussnormalfordeling med en foreskrevet standardafvigelse antages ud fra hovedsynsretningen, og hvor en ny normalfordeling med en foreskrevet standardafvigelse indstilles for en aktuel krøje-position.

24. Fremgangsmåde ifølge krav 10 og 23,

- 15 hvor standardafvigelsen specificeres variabel i afhængighed af en restfejl ved bestemmelsen af bevægelsesplanet (54).

25. Fremgangsmåde ifølge et af kravene 1 til 24,

- 20 hvor informationen vedrørende rotationsbevægelsen af hovedet (9) af høreapparatbæreren anvendes til at tilpasse en signalbearbejdningsalgoritme til en gruppetalesituation.

26. Høreapparat (1) der omfatter en accelerationssensor (6), som er placeret på hovedet (9) af en høreapparatbærer i den tilsigtede bæretilstand, og som er indrettet til at måle langs tre indbyrdes vinkelrette måleakser (x , y , z), og som omfatter en processor (4) der er indrettet til at udføre fremgangsmåden ifølge et af kravene 1 til 25.

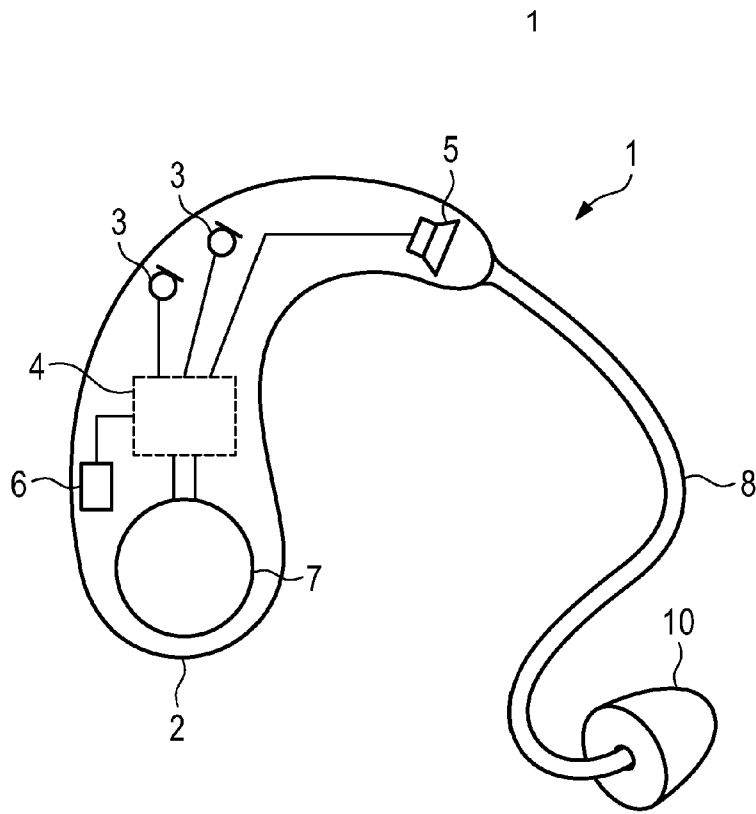


Fig. 1

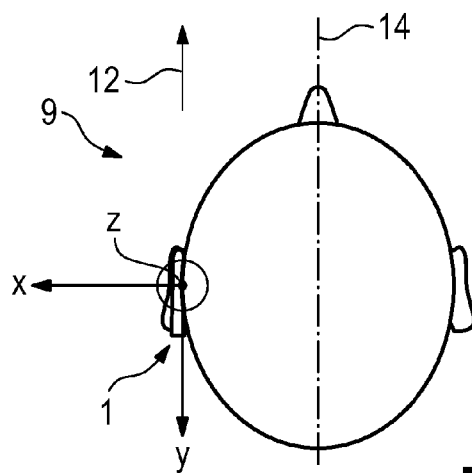


Fig. 2

2

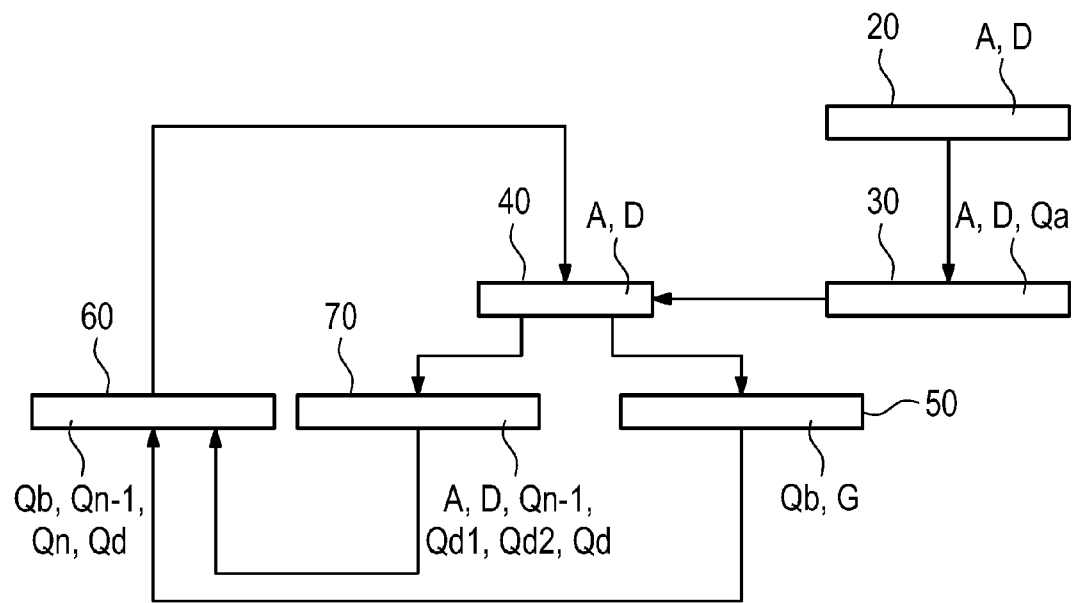
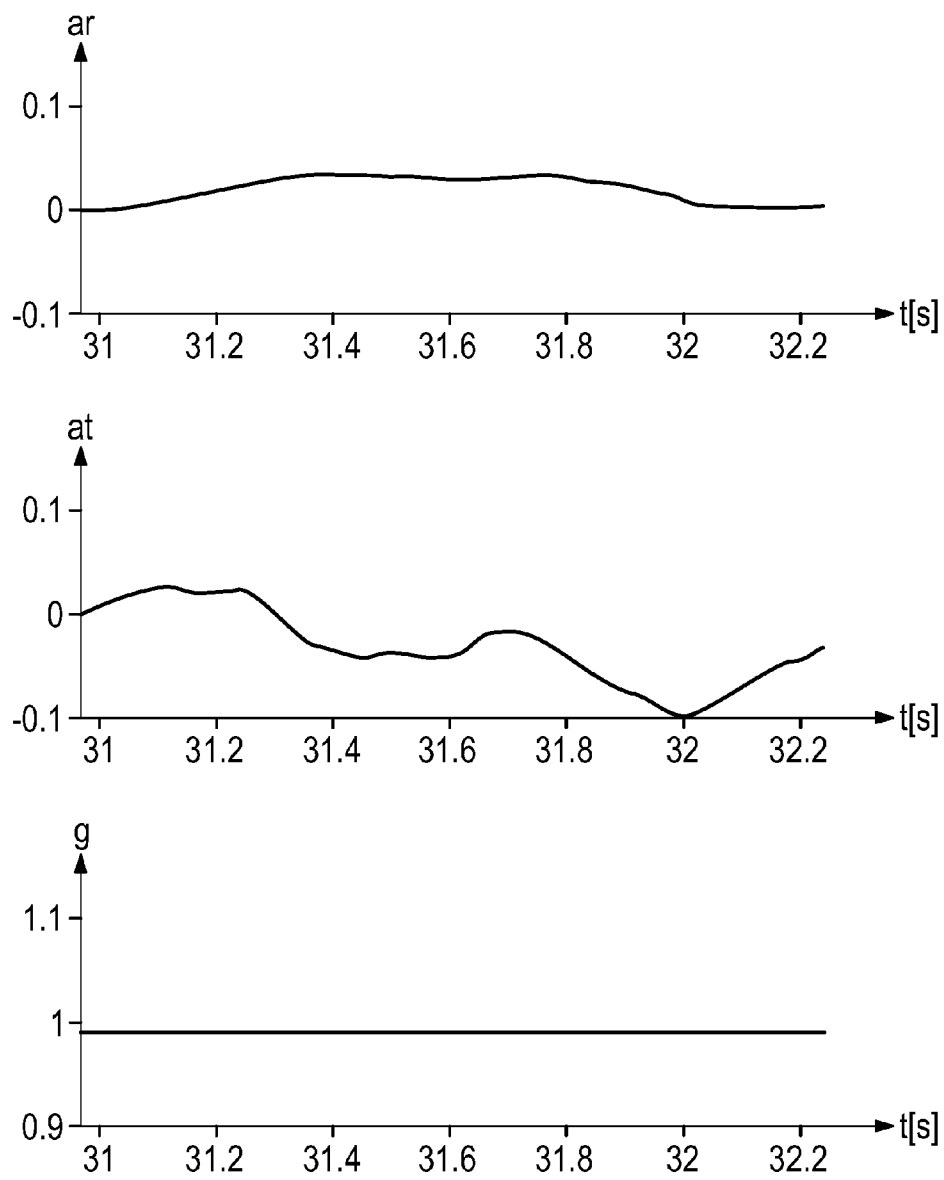


Fig. 3

3

**Fig. 4**

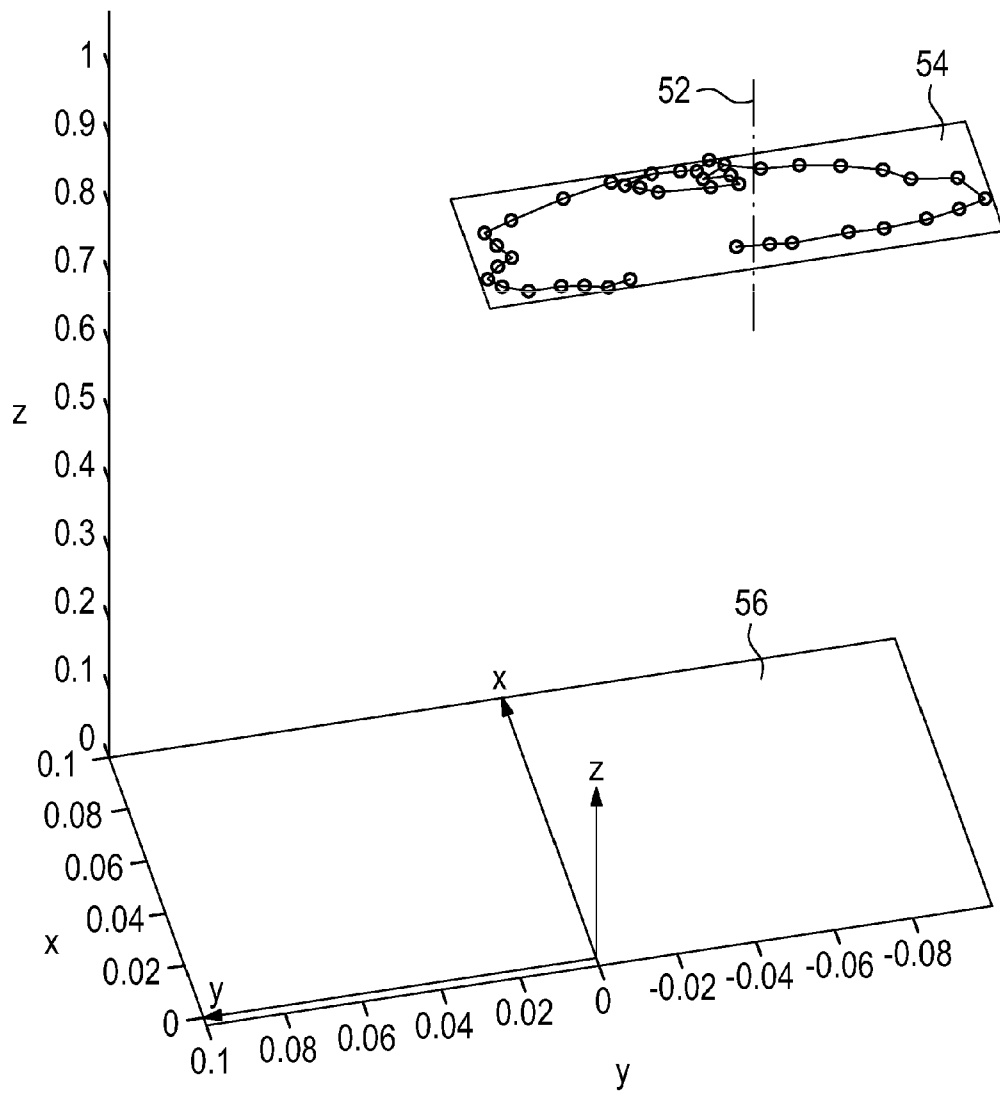
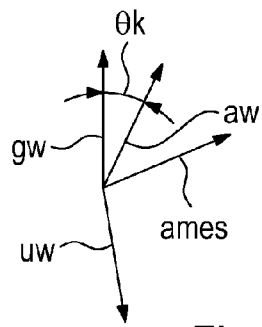
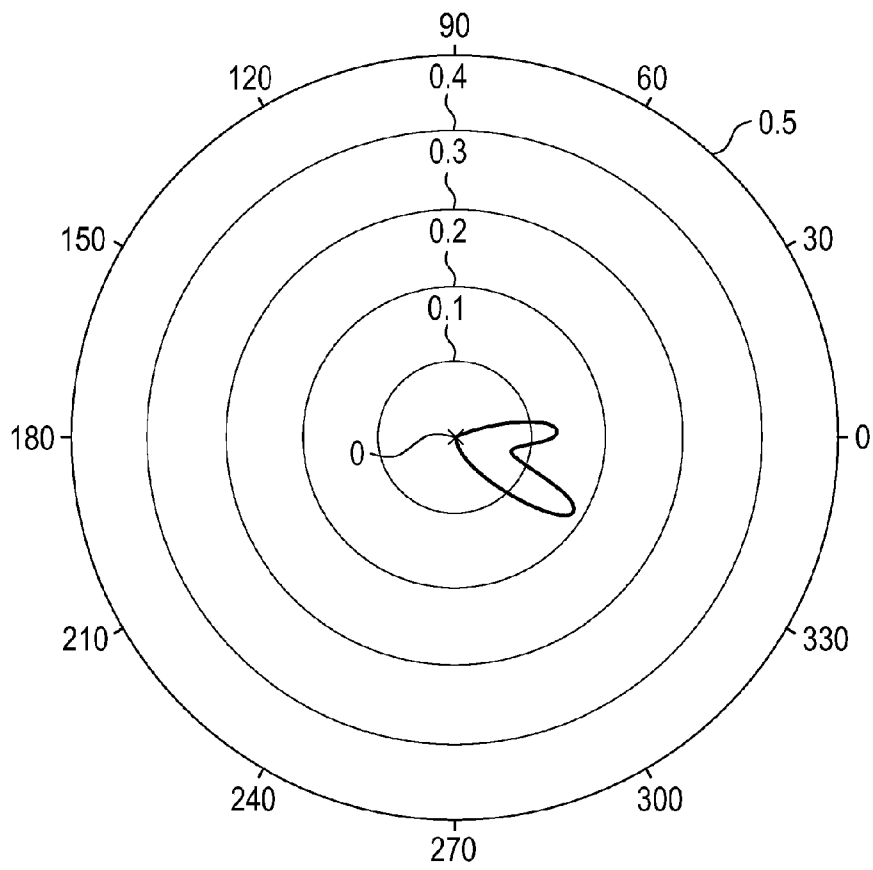


Fig. 5

5

**Fig. 6****Fig. 7**