

(19) **DANMARK**

(10) **DK/EP 3445068 T3**



(12) **Oversættelse af
europæisk patentskrift**

Patent- og
Varemærkestyrelsen

-
- (51) Int.Cl.: **H 04 R 25/00 (2006.01)** *H 04 R 1/10 (2006.01)* *H 04 R 5/033 (2006.01)*
- (45) Oversættelsen bekendtgjort den: **2020-04-20**
- (80) Dato for Den Europæiske Patentmyndigheds bekendtgørelse om meddelelse af patentet: **2020-01-22**
- (86) Europæisk ansøgning nr.: **18186744.1**
- (86) Europæisk indleveringsdag: **2018-08-01**
- (87) Den europæiske ansøgnings publiceringsdag: **2019-02-20**
- (30) Prioritet: **2017-08-14 DE 102017214163**
- (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: **STRAUSS, Daniel J., An der Steinkaul 7, 66129 Saarbrücken, Tyskland
CORONA-STRAUSS, Farah I., An der Steinkaul 7, 66129 Saarbrücken, 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: **FREMGANGSMÅDE TIL DRIFT AF ET HØREAPPARAT OG ET HØREAPPARAT**
- (56) Fremdragne publikationer:
**EP-A2- 2 200 347
KR-A- 20160 129 752
US-A1- 2010 160 714
US-A1- 2012 177 233
US-A1- 2014 098 981
US-A1- 2016 119 726**

Beskrivelse

[0001] Opfindelsen angår en fremgangsmåde til drift af et høreapparat såvel som et tilsvarende høreapparat.

- 5 **[0002]** Et høreapparat tjener generelt til at gengive et lydsignal i retning af et øre af en bruger. Dertil bæres høreapparatet i eller på øret og har en modtager, over hvilken der udsendes lyd. Især tjener et høreapparat til at forsyne en hørehæmmet bruger. Et sådant høreapparat omfatter normalt et antal mikrofoner til optagelse af lydsignaler fra omgivelserne, og en signalbehandlingsenhed der
10 egnet modificerer, især forstærker, de optagede lydsignaler og derefter videre-sender dem til modtageren til output.

- [0003]** Brugbarheden af et sådant høreapparat for brugeren afhænger i det væsentlige af høreapparatets evne til at udsende lydsignalerne på en sådan måde,
15 at de optimalt svarer til brugerens behov i en specifik situation. Dette gøres ved at indstille et antal driftsparametre for høreapparatet, som derefter definerer dets opførsel under drift.

- [0004]** Generelt kræves en vis indsats for at opfatte lydsignaler. Denne indsats
20 er også kendt som høreindsats (engelsk: "listening effort"). Hørerindsatsen er f.eks. større i omgivelser, der indeholder et stort antal konkurrerende lydkilder og mindre f.eks. i stille omgivelser. En definition af høreindsatsen gives blandt andet i Bernarding et al., "Neurodynamic evaluation of hearing aid features using EEG correlates of listening effort", Cognitive Neurodynamics, 2017, DOI
25 10.1007/s11571-017-9425-5. Deri defineres høreindsatsen som en mental indsats fra brugeren til at bearbejde lydsignaler, dvs. auditive stimuli, især i vanskelige omgivelser, dvs. i omgivelser med interferens eller med et stort antal lydsignaler. Det handler derfor ikke om en reflekshandling, men en indsats der aktivt ønskes og foretages af brugeren. Dette resulterer i en løbende og oscillerende
30 aktive aktivitet, mere præcist EEG-aktivitet.

- [0005]** Sammenlignet med mennesker med normal hørelse er høreindsatsen i den samme situation undertiden væsentligt større for hørehæmmede, så træ-

hed forekommer hurtigere. Under visse omstændigheder forsøger den hørehæmmede endda at omgå eller undgå situationer med stor høreindsats, hvilket kan føre til nedsat social aktivitet og i sidste ende til en reduceret livskvalitet.

5 Det er derfor ønskeligt at forsyne hørehæmmede eller endda personer med forringet hørelse et høreapparat af en sådan slags, at høreindsatsen minimeres.

[0006] I EP 2 357 851 A1 er beskrevet en fremgangsmåde, hvor høreindsatsen i bestemte træningssituationer først bestemmes ved hjælp af et elektroencefalogram, kort: EEG. Ved en tilpasning af høreapparatets parametre forsøges
10 derefter at minimere høreindsatsen. Dertil afledes en værdi af EEG'et, der derefter fungerer som et mål for høreindsatsen. Også i Bernarding et al. (ibid) afledes en værdi for høreindsatsen fra et EEG. Der blev høreapparater drevet i forskellige driftstilstande, og høreindsatsen blev bestemt for hver af disse driftstilstande, jf. der s. 3 afsnit "Hearing aid fitting" og Fig.3 på s.8.

15

[0007] I EP 2 200 347 A2 beskrives en fremgangsmåde til drift af et høreapparat. En kapacitet for en brugers arbejdshukommelse estimeres. Baseret på dette estimeres en kognitiv belastning på brugeren. Endelig tilpasses behandlingen af et indgangssignal afhængigt af den estimerede kognitive belastning.

20

[0008] På denne baggrund er det et formål med opfindelsen at tilvejebringe en forbedret fremgangsmåde til drift af et høreapparat såvel som et tilsvarende høreapparat. Derved skal høreindsatsen af en bruger af høreapparatet reduceres så meget som muligt.

25

[0009] Formålet opnås ifølge opfindelsen ved en fremgangsmåde med trække-
ne ifølge krav 1 og ved et høreapparat med trækkene ifølge krav 15. Fordelagtige forbedringer, videreudviklinger og varianter er genstand for de afhængige krav. Forklaringerne i forbindelse med fremgangsmåden gælder mutatis mutan-
30 dis for høreapparatet og omvendt.

[0010] Fremgangsmåden tjener til drift et høreapparat. Høreapparatet er designet til anvendelse af en bruger. Som en del af fremgangsmåden måles et neu-

ronalt signal fra brugeren, og en høreindsats fra brugeren bestemmes ud fra dette. Både intensiteten af høreindsatsen og høreretningen bestemmes udelukkende ud fra det neurale signal. Intensiteten og høreretningen danner en hørevektor, hvor intensiteten svarer til en længde af hørevektoren og høreretningen til en orientering af hørevektoren. Hørevektoren betegnes også høreindsatsvektor. Afhængigt af høreretningen i særdeleshed og hørevektoren generelt tilpasses eller indstilles en driftstilstand for høreapparatet for at reducere intensiteten af høreindsatsen. Den aktuelle driftstilstand tilpasses altså, eller der skiftes til en anden driftstilstand som en funktion af høreindsatsen.

10

[0011] En vigtig fordel ved opfindelsen består især i, at ikke kun intensiteten af høreindsatsen bestemmes, men også høreretningen, dvs. den retning som brugeren ønsker at høre. Denne høreretning bruges til at optimere driften af høreapparatet. Brugers intention er indeholdt i det neurale signal, så brugers vilje kan og bliver ekstraheret ud fra hørevektoren. Dette manifesterer sig på den ene side i intensiteten, hvilket indikerer brugers interesse i at høre noget specifikt, og på den anden side også i høreretningen, som angiver, hvor brugers interesse er rettet. Viljen eller mere præcist viljen til at høre eller interessen for at høre bestemmes således mere præcist ved at bestemme høreretningen.

20

Når man kender høreretningen, kan høreapparatet indstilles på en meget mere målrettet og behovsorienteret måde. Derefter findes en optimal driftstilstand for en given situation, hvor brugeren befinder sig, således at høreindsatsen, mere præcist dens intensitet, med fordel reduceres. Dette aflaster brugeren og fører til en generel forbedring af livskvaliteten.

25

[0012] Et centralt koncept er især, at høreindsatsen ikke er som i EP 2 357 851 A1 eller som i Bernarding et al. (ibid) som en ren skala, der kun angiver en intensitet af høreindsatsen, men i modsætning hertil at repræsentere høreindsatsen som et vektorobjekt, nemlig som en vektor der ud over informationen om intensiteten af høreindsatsen også indeholder information om retningen af høreindsatsen. Denne vektor er derefter en hørevektor, der angiver i hvilken retning og med hvilken indsats brugeren af høreapparatet hører. Mens længden af hørevektoren er et mål for den indsats, som brugeren prøver at høre, er oriente-

30

ringen af hørevektoren et mål for den retning, som brugeren ønsker at høre. Hørevektoren bruges udelukkende, dvs. stammer udelukkende fra det neurale signal og netop ikke fra et signal, der er eksternt for brugeren, såsom et lydssignal.

5

[0013] I det foreliggende tilfælde måles specifikt en løbende eller oscillerende aktivitet (engelsk: "oscillatory activity") af brugerens hjerne ved måling af det neurale signal. Det neurale signal er derfor ikke et resultat af en bestemt stimulus og ikke et hændelsesrelateret signal eller potentiale (engelsk: "event related potential"). En sådan specifik stimulus genererer ikke et neuronalt signal, hvorfra en høreintention kan udledes, men kun en reflekslignende reaktion på en specifik stimulus, dvs. et hændelsesrelateret signal. Brugen af hændelsesrelaterede signaler som et resultat af specifikke stimuli er for eksempel beskrevet i Hanson, Odame "Towards a Brain-Machine System for Auditory Scene An", 10 2015, *Wearable Electronic Sensors*, s.299ff. DOI: 10.1007/978-3-319-18191-2_13. Et signal er derved relateret til en bestemt stimulus, hvorimod den kontinuerlige eller oscillerende aktivitet der måles inden for rammerne af den foreliggende ansøgning, dvs. et løbende eller oscillerende potentiale som især ikke genereres af specifikke stimuli, snarere indeholder en konkret høreintention fra 15 20 brugeren.

[0014] Derudover bestemmes både intensiteten af høreindsatsen og en høreretning, dvs. sammenfattende høreindsatsen, udelukkende ud fra det neurale signal. Yderligere målinger, især eksterne signaler, er fordelagtigt ikke nødvendige og udføres derfor med fordel ikke for at bestemme høreindsatsen. Frem for 25 alt er der ingen yderligere mikrofonanalyse med det formål at behandle det neurale signal. Emnet for den foreliggende ansøgning er derfor i modsætning til f.eks. den i O'Sullivan et al. "Neural decoding of attentional selection in multi-speaker environments without access to clean sources", 2017, *Journal of Neural Engineering*, DOI: 10.1088/1741-2552/aa7ab4 beskrevne fremgangsmåde, hvor en mikrofonanalyse udføres for at evaluere et målt EEG-signal. For at løse cocktailfestproblemet anvendes viden om, at det indhyllede EEG-signal følger 30 lyd-kilden, der spores, hvilket imidlertid ikke svarer til bestemmelsen af en høre-

intention og derfor heller ikke en bestemmelse af høreindsatsen. Høreindsatsen er især en ekstern høreindsats (engelsk: "external/perceptual listening effort"), dvs. en høreindsats rettet mod eksterne objekter, f.eks. konkrete lyd-kilder i omgivelserne, i modsætning til en intern høreindsats der er rettet mod interne objekter, f.eks. fortolkning eller forståelse af bestemte udtryk eller sprog. En definition af ekstern og intern høreindsats er beskrevet i Strauss og Francis "Toward a Taxonomic Model of Attention in Effortful Listening", *Cognitive, Affective & Behavioral Neuroscience*, 2017, DOI 10.3758/s13415-017-0513-0. Der er høreindsatsen repræsenteret som en vektor i det todimensionale rum af den interne og eksterne høreindsats, dvs. vektorens orientering der angiver et forhold mellem den interne og den eksterne høreindsats, hvorimod høreretningen ignoreres. Som et alternativ eller ud over den eksterne høreindsats bestemmes også den interne høreindsats med fordel ved tilpasning eller indstilling af driftstilstanden. Som en del af fremgangsmåden gøres der forsøg på at tilpasse høreapparatet på en sådan måde, at intensiteten af høreindsatsen reduceres. Til dette formål indstilles eller tilpasses driftstilstanden afhængigt af hørevektoren. Med andre ord: den bestemte høreretning anvendes som yderligere information til en reduktion i høreindsatsen. Hver driftstilstand defineres af konkrete værdier for et antal driftsparametre af høreapparatet. Sådanne driftsparametre er f.eks. en forstærkningsfaktor, en kompressionsfaktor, en filterbåndbredde eller lignende. Reduktionen af høreindsatsen, dvs. reduktion af intensiteten sker ved at justere driftsparametrene for høreapparatet. Tilpasningen finder sted enten i sammenhæng med en bestemt driftstilstand, der derefter tilpasses, eller driftsparametrene tilpasses således, at selv en anden driftstilstand indstilles. Med den yderligere viden om høreretningen er disse driftsparametre nu indstillet på en meget mere målrettet måde. Høreretningen er specifikt inkluderet i reduktionskonceptet i stedet for generelt at forsøge at reducere intensiteten af høreindsatsen. Med orienteringen indeholder hørevektoren et mål for intentionen, mere præcist brugerens høreintention. Brugerens høreintention er således kodet i hørevektoren. Kendskab til den ønskede høreretning muliggør derefter en reduktion i parameterområdet, hvori man forsøger at minimere intensiteten af høreindsatsen ved egnet valg af driftsparametre.

- [0015]** Driftstilstanden tilpasses fortrinsvis ved at tilpasse et antal driftsparametre for høreapparatet ved hjælp af en regulering (engelsk: "closed-loop control"), hvor driftsparametrene bruges som indstillingsstørrelser og intensiteten af høreindsatsen bruges som reguleringsstørrelse. Formålet med reguleringen er at
- 5 minimere intensiteten af høreindsatsen. Driftsparametrene tilpasses derfor, indtil intensiteten antager en minimumsværdi. Reguleringen er på en egnet måde en del af en styreenhed af høreapparatet. Alternativt er det også hensigtsmæssigt at udlægge reguleringen. Reguleringen finder derefter sted i et eksternt apparat, hvilket sparer høreapparatets computerkraft. Reguleringen tager eksplicit hen-
- 10 syn til høreretningen, dvs. viden om høreretningen er inkluderet i reguleringen. Høreretningen er især ikke en reguleringsstørrelse og heller ikke en indstillingsstørrelse, da høreretningen ikke kan indstilles af høreapparatet som brugerens intention om at høre. Høreretningen tjener imidlertid fordelagtigt som en målvariabel til indstilling eller tilpasning af driftsparametrene, nemlig fortrinsvis på en
- 15 sådan måde, at en hørelse i høreretningen derved forenkles. Ved at tage høreretningen i betragtning er reguleringen overordnet mere effektiv, fordi der med høreretningen er en ekstra grænsebetingelse eller målbetingelse, der forenkler en optimal indstilling af driftsparametrene.
- 20 **[0016]** At kende brugerens tilsigtede høreretning er især velegnet for at tilpasse driftstilstanden med hensyn til høreapparatets retningsbestemte karakteristik. I en foretrukken udførelsesform er driftstilstanden en retningsbestemt høretilstand, hvor lydsignaler fra en foretrukken retning udsendes på en forstærket måde i forhold til lydsignaler fra andre retninger. Den retningsbestemte høretil-
- 25 stand tilpasses nu ved at indstille høreretningen som den foretrukne retning. Uden at kende høreretningen, skulle denne estimeres baseret på anden information, f.eks. ved en mikrofonanalyse eller ved accelerationssensorer eller lignende. I princippet er sådanne fremgangsmåder imidlertid udelukkende baseret på eksternt information, så der er altid en usikkerhed om, hvorvidt den indstillede
- 30 retning faktisk er den retning, som brugeren ønsker. I modsætning hertil er brugerens høreintention i princippet indeholdt i hørevektoren. Ved at måle og evaluere det neurale signal bestemmes den faktisk ønskede høreretning direkte, fordi de neurale signaler præcist resulterer som en funktion af den høreretning,

som brugeren ønsker. Valget af den foretrukne retning til retningsbestemt høreelse er derfor betydeligt mindre tilbøjelig til fejl.

[0017] Tilpasningen af den ovenfor beskrevne retningsbestemte høretilstand
5 kombineres hensigtsmæssigt med den ovenfor beskrevne regulering. Høreretningen er derefter egnet en referencestørrelse i en kontrol eller regulering for en af driftsparametrene, især den foretrukne retning ved den retningsbestemte høretilstand. Derefter minimeres intensiteten af høreindsatsen med fordel ved regulering ved at indstille høreretningen som den foretrukne retning for retnings-
10 bestemt høreelse. Dette er baseret på overvejelsen om, at hørelsen skal gøres lettere i den høreretning, som brugeren ønsker og aktivt stræber efter.

[0018] Den retningsbestemte karakteristik ved høreapparatet skyldes især en specifik behandling af mikrofon signaler fra høreapparatet. Med andre ord: høre-
15 reapparatet har især et antal mikrofoner, som hver genererer et mikrofon signal under drift, og hvilke mikrofon signaler modificeres, især kombineret med hinanden, ved hjælp af en styreenhed på en sådan måde, at lyd signaler fra den foretrukne retning forstærkes sammenlignet med andre lyd signaler. I det foreliggende tilfælde behandles mikrofon signalerne nu som en funktion af høreretningen.
20

[0019] ved retningsbestemt høreelse, dannes der især en retningslobe, der har en retningsvinkel og en bredde, hvilken retningsvinkel og bredde, især afhænger af behandlingen af mikrofon signalerne. Retningsvinklen, det vil sige tilpasningen af retningsloben, og bredden kan tilpasses inden for omfanget af den retningsbestemte høretilstand, således at den retningsbestemte høretilstand også kan tilpasses og derefter tilpasses ved at tilpasse retningsvinklen eller bredden eller begge, afhængigt af hørevektoren. Retningsvinklen indstilles hensigtsmæssigt på en sådan måde, at retningsloben peger i høreretningen.
25

30

[0020] Bestemmelsen af høreretningen er imidlertid ikke kun fordelagtig ved tilpasningen af retningsloben, men også for at bestemme, om retningsbestemt høreelse overhovedet er ønsket, det vil sige, om en retningsbestemt høretilstand

overhovedet skal indstilles. I en fordelagtig udførelsesform er driftstilstanden en omnidirektional høretilstand, der indstilles, hvis høreretningen ikke kan bestemmes. Hvis brugeren ikke ønsker at høre i en bestemt retning, mislykkes bestemmelsen af høreretningen uundgåeligt, og ingen høreretning kan bestemmes. I denne henseende genkendes brugerens vilje til omnidirektional, dvs. ikke-fokuseret høreelse i alle retninger. I dette tilfælde indstilles den omnidirektionale høretilstand, i hvilken der ikke indstilles nogen foretrukken retning, men hvor især lydsignaler fra alle retninger udsendes ligeligt til brugeren.

10 **[0021]** Det kan også tænkes, at brugeren muligvis slet ikke ønsker den omnidirektionale høreretning, men bestemmelsen af høreretningen mislykkes på grund af andre omstændigheder eller fejl, f.eks. hvis høreapparatet er placeret forkert på en sådan måde, at måling af det neurale signal er forkert. Også her, f.eks. af sikkerhedsmæssige årsager, er den omnidirektionale høretilstand fordelagtig.

[0022] I en egnet udførelsesform tilordnes hørevektoren en af fem retningsklasser baseret på høreretningen, nemlig "forfra", "bagfra", "venstre", "højre" eller "ikke-fokuseret", og hver af disse retningsklasser er tildelt en driftstilstand, nemlig "retningsbestemt høreelse forfra", "retningsbestemt høreelse bagfra", "retningsbestemt høreelse fra venstre", "retningsbestemt høreelse fra

højre" eller "omnidirektional høreelse", og driftstilstanden indstilles til den retningsklasse, hvortil hørevektoren hører. Reduktionen til de fem nævnte klasser forenkler tilpasningen eller indstillingen af driftstilstanden betydeligt. Derudover tilvejebringer denne forenkling et tilsvarende stort toleranceområde til bestemmelse af høreindsatsen og især høreretningen, så selv om høreindsatsen bestemmes unøjagtigt, indstilles en tilstrækkelig egnet driftstilstand alligevel pålideligt.

30

[0023] Når hørevektoren anvendes i et høreapparat, er en todimensional hørevektor allerede egnet, dvs. en hørevektor der kun ligger i et plan. Dette niveau er et høreniveau for brugeren og strækker sig vandret, så høreretningen er be-

grænset til venstre, højre, for og bag. I en fordelagtig udførelsesform er hørevektoren imidlertid tredimensional og beskriver således en høreretning i et hørerum. Ud over instruktionerne der er beskrevet ovenfor, til venstre, til højre, forfra, bagfra og ikke fokuseret, kan retningerne op og ned også gengives i en egnet udførelsesform med en sådan hørevektor.

[0024] I en særlig foretrukken udførelsesform afbildes hørevektoren ikke diskret i de førnævnte få retninger, men bestemmes snarere med høj opløsning. Med andre ord: et tredimensionalt rum omkring brugeren segmenteres i et antal retninger, hvor hver retning svarer til en rumvinkel i det tredimensionale rum, og hver retning er tilordnet en driftstilstand til høreelse i den respektive retning, dvs. til den foretrukne udgang af lydsignaler fra den tilhørende rumvinkel. Hørevektoren vises således kontinuerligt over det tredimensionale rum, således at der opnås en særlig høj retningsopløsning. Derefter indstilles den driftstilstand, der er tilordnet retningen, der svarer til hørevektoren. En segmentering af rummet og repræsentation af hørevektoren er derfor ikke begrænset til de seks rumlige retninger til venstre, højre, forfra, bagfra, øverst og nederst, men meget tydeligt finere opløst. I den ovenfor beskrevne rå opløsning med de seks specifikke retninger er det tredimensionale rum opdelt i seks rumvinkler. I modsætning hertil, i tilfælde af højopløsningssegmentering, er det tredimensionale rum opdelt i markant flere end seks rumvinkler, fortrinsvis mindst 100 rumvinkler. I tilfælde af retningsbestemt høreelse, især som beskrevet ovenfor, indstilles den foretrukne retning derefter nøjagtigt i høreretningen og kortlægges ikke kun til et begrænset antal retningsbestemte klasser.

25

[0025] At kende høreretningen er ikke kun fordelagtigt, når man tilpasser og indstiller en retningsbestemt høretilstand, men også generelt til at tilpasse alle algoritmer, der styrer høreapparatet. Driftstilstanden tilpasses derfor fortrinsvis ved at tilpasse en støjreduktion, en forstærkning, en komprimering, en audio-streaming, en tinnitus-algoritme eller en individuel stemmedetektion, især afhængigt af høreretningen. Ovenstående liste over algoritmer er ikke udtømmende, men især de nævnte algoritmer tilpasses fortrinsvist. Opførslen af hver algoritme bestemmes af en eller flere af driftsparametrene på høreapparatet. I

30

dette omfang resulterer en tilpasning af driftsparametrene typisk også i en tilpasning af en algoritme, der er afhængig af den. En respektive algoritme bruges til signalbehandling, især inden for høreapparatet, og bestemmer, hvordan mikrofon-signalerne ændres og i sidste ende udsendes. En respektiv algoritme tilpasses fordelagtigt på en sådan måde, at intensiteten af høreindsatsen reduceres.

[0026] Forstærkningen bestemmer derefter især, hvordan mikrofon-signalerne og generelt et indgangssignal forstærkes. Forstærkningen er fortrinsvis frekvensafhængig. Forstærkningen tilpasses fortrinsvis i sammenhæng med den retningsbestemte høreelse, nemlig på en sådan måde, at signaler fra den foretrukne retning forstærkes mere. Generelt øges forstærkningen hensigtsmæssigt for at reducere intensiteten af høreindsatsen, men fordelagtigt kun for lydssignaler fra høreretningen.

[0027] Ved audiostreaming vælges en signalkilde ved hjælp af en audiostreamingalgoritme. For eksempel har høreapparatet en mikrofon eller et mikrofonarray, en datatransmissionsgrænseflade, en telefonspole og en audiogrænseflade som signalkilder eller en undergruppe deraf. Audiostreamingalgoritmen vælger nu en af disse signalkilder til output til brugeren. Med viden om høreretningen er et forbedret valg nu muligt. For eksempel hører brugeren musik via audiogrænsefladen, mens brugeren for eksempel nærmer sig en samtalepartner, som brugeren nu vil høre på. Denne hensigt genkendes derefter ved at bestemme høreretningen, der peger i retning af samtalepartneren. Audiostreamingen tilpasses derefter ved at mikrofonen vælges som signalkilde og især ved at slukke for audiogrænsefladen. Tilpasningen af audiostreamingen bidrager for eksempel til at reducere intensiteten af høreindsatsen ved at vælge den fra flere signalkilder, som minimerer intensiteten.

[0028] Tinnitus-algoritmen er for eksempel en tinnitus-maskering eller en såkaldt tinnitus-noiser. Tinnitus-algoritmen modificerer typisk et indgangssignal, således at indgangssignalet i et tinnitus-frekvensområde filtreres, dvs. svækkes, eller at et yderligere signal, f.eks. et støjsignal, indblandes.

[0029] For at reducere intensiteten af høreindsatsen tilpasses den naturlige stemmegenkendelse også hensigtsmæssigt. Selve stemmegenkendelsen genkender brugerens egen stemme og filtrerer den ud af indgangssignalet. Dette
5 gør det lettere for brugeren at forstå andre lydssignaler.

[0030] Når man reducerer intensiteten af høreindsatsen, er der altid muligheden for, at den ikke elimineres fuldstændigt, og en rest af intensiteten forbliver, så brugeren skal fortsætte med at anstrenge sig for at høre. I en fordelagtig udførelsesform er driftstilstanden tilpasset eller indstillet, og i processen eller derefter udsendes en meddelelse til brugeren, hvis intensiteten ikke falder under en nedre intensitetsgrænse. Dette er baseret på overvejelsen om, at en reduktion til en intensitet over den nedre intensitetsgrænseværdi stadig kræver en stor indsats, hvilket kan føre til tilsvarende træthed eller irritation af brugeren. Bruger-
15 ren informeres derfor om, at indstillingen eller tilpasningen af driftstilstanden ikke kan optimeres yderligere. Brugeren kan derefter beslutte, hvordan han skal gå videre. I en hensigtsmæssig variant inkluderer meddelelsen forslaget om at ændre omgivelserne eller situationen, f.eks. skift til et mere støjsvagt område, skru ned for en baggrundsmusik eller et fjernsyn, eller sæt et telefonopkald på
20 pause. Meddelelsen og især forslaget kaldes også rådgivning eller counseling. En grundlæggende idé er her at give brugeren tip og forslag, der bidrager til en yderligere reduktion i intensiteten af høreindsatsen, men som imidlertid ikke ligger inden for høreapparatets indflydelsessfære.

25 **[0031]** Tilpasningen eller indstillingen af driftstilstanden på basis af høreindsatsen foregår især automatisk. Imidlertid kan den valgte tilpasning eller indstilling hurtigt forhindres og derefter også forhindres og så at sige overskrives. Den forsætlige, dvs. intensionsafhængige tilpasning eller indstilling af driftstilstanden ignoreres derfor. Dette er baseret på den overvejelse, at det i visse situationer
30 er mere fordelagtigt at afvige fra brugerens høreintensjon og i stedet foretage en anden tilpasning eller indstilling.

[0032] I en egnet udførelsesform kan tilpasning eller indstilling af driftstilstanden

ved en manuel indtastning af brugeren også forhindres ved et sådant manuelt input. Dette gør det muligt for brugeren at overskrive resultatet af den automatiske detektering af høreindsatsen og tilpasningen eller indstillingen afhængigt heraf.

5

[0033] Som et alternativ eller derudover forhindres tilpasning eller indstilling af driftstilstanden, hvis der eksisterer en bestemt nøglesituation, der er kendetegnet ved en nøglestimulering, mod hvilken brugerens høreintention oprindeligt ikke er indrettet, men som er vigtig for brugeren og derfor på trods af manglende høreintention skal udsendes til brugeren. Hvis der er en nøglesituation, udsendes derfor nøglestimuleringen til brugeren uanset den indsats, som hørelsen udøver, især høreretningen, og især uanset intentionen om at høre, og dette forhindrer utilsigtet undertrykkelse som en del af den regelmæssige tilpasning eller indstilling. Dette betyder, at vigtige lydsignaler overføres til brugeren uhindret. Nøglestimuli er f.eks. lyden fra et nærliggende køretøj eller advarselssignaler fra det omkringliggende område, f.eks. sirener eller meddelelser. Sådanne centrale stimuli er relevante for brugeren uanset hans eller hendes øjeblikkelige høreintention og bør ikke undertrykkes, hvis det er muligt. Tilsvarende nøglesituationer er derefter for eksempel at krydse en gade, en nødsituation eller vente på en platform. Nøglesituationen eller nøglestimuleringen eller begge dele genkendes for eksempel af en ekstra sensor eller ved hjælp af en mikrofonanalyse.

[0034] I en foretrukken udførelsesform bestemmes høreindsatsen under anvendelse af et EEG, i hvilken det neuronale signal måles under anvendelse af et elektrodearray. Elektrodearrayet har et antal kontakter eller målekontakter, der er anbragt på brugerens hoved, og som genererer et EEG-signal, hvorfra hørevektoren bestemmes. I det foreliggende tilfælde omtales kontakterne også elektroder. De neuronale signaler er bioelektriske signaler og især hjernebølger af brugeren. Kontakterne i elektrodearrayet er hver enkelte elektriske kontakter eller poler, der er fastgjort til brugerens hoved, f.eks. på hovedbunden. Derefter måles en potentialeforskel mellem hver to kontakter og sendes som et sensor-signal til en evalueringseenhed. Elektrodearrayet er således designet til at være multipolært for at måle sensorsignalet som en potentialforskel mellem to indivi-

duelle kontakter på forskellige punkter på brugerens hoved. Hvis der er mere end to kontakter, genereres der følgelig flere sensorsignaler, der videresendes til evalueringseenheden.

- 5 **[0035]** I en variant er evalueringseenheden en del af styreenheden. I en særlig fordelagtig variant er evalueringseenheden en ekstern evalueringseenhed og en del af en ekstern enhed, så evalueringen udføres uden for høreapparatet, og på denne måde spares computerkraft i høreapparatet. Den eksterne enhed er f.eks. en smartphone eller en brugers computer eller en server.

10

- [0036]** Evalueringen udføres især ved hjælp af en matematisk behandling af det målte neurale signal. I en egnet udførelsesform ekstraheres faser af hvert individuelle sensorsignal, og fordelingen af disse faser undersøges derefter ved at danne et tyngdepunkt for fordelingen. Dette tyngdepunkt og generelt indretningen af faserne (engelsk: "phase clustering") i en specifik situation anvendes derefter til at evaluere det neurale signal og til at bestemme hørevektoren. Behandlingen forløber fortrinsvis som beskrevet i Bernarding et al. (ibid) i afsnittet "Data analysis".

- 20 **[0037]** For at generere sensorsignalet er elektrodearrayet mindst bipolært, dvs. har mindst to kontakter, mellem hvilke en potentielforskel derefter måles. I princippet er et elektrodearray med mere end to kontakter også egnet. Til EEG-målinger i neuropsykologisk forskning eller i det kliniske miljø anvendes for eksempel 32 eller endda 128 kontakter, som er anbragt fordelt over hele hovedet.
- 25 En af kontakterne bruges derefter hensigtsmæssigt som en referencekontakt, der tilvejebringer et referencepotentiale, mod hvilket de andre kontakter måles i en bipolar indretning. Det er især fordelagtigt at udforme en sådan, således at elektrodearrayet har nøjagtigt en målekontakt og en referencekontakt, dvs. kun to kontakter i alt, som begge er integreret i høreapparatets hus og derfor er an-
- 30 bragt særligt tæt på brugerens øre.

[0038] I en egnet udførelsesform er EEG-signalet et signalmønster, og hørevektoren bestemmes ved at sammenligne det målte signalmønster med et antal

tidligere kendte signalmønstre. Signalmønsteret er især et rumligt signalmønster, der er resultatet af konfigurationen af elektrodearrayet og især indretningen af kontakterne. Hver kontakt måler i en bestemt position på hovedet, så de målte værdier for kontakterne tildeles nøjagtigt den position, og de målte værdier fordeles således rumligt og danner signalmønsteret. Signalmønsteret er for eksempel sammensat af de faser, der er beskrevet ovenfor, dvs. signalmønsteret er en matrix, der indeholder faserne som indgange eller generelt de fortrinsvis behandlede sensorsignaler for kontakterne. Signalmønsteret sammenlignes derefter med tidligere kendte signalmønstre, som hørevektoren er kendt for.

5

10 Sammenligningen er for eksempel en simpel billedsammenligning, hvor signalmønstrene sammenlignes med hinanden som billeder. De kendte signalfordelinger bestemmes for eksempel i en træningsproces eller i en egnet session. Alternativt eller yderligere fås de tidligere kendte signalmønstre fra en ekstern database.

15

[0039] I det foreliggende tilfælde er elektrodearrayet lavet så kompakt som muligt. I en egnet udførelsesform er elektrodearrayet kun anbragt i området for brugerens øre, mere præcist i området for det ydre øre. Med andre ord: elektrodearrayet er fortrinsvis anbragt højst 5 cm fra øret, især fortrinsvis højst 2 cm

20

derfra. Dette sikrer, at elektrodearrayet kun er fordelt over en lille del af brugerens hoved og derfor er særligt velegnet til daglig brug.

[0040] I en foretrukken udførelsesform har elektrodearrayet kun højst fem, især fortrinsvis nøjagtigt to kontakter. En sådan begrænsning af antallet af kontakter bidrager også til kompakheden af elektrodearrayet og til den daglige egnethed af høreapparatet og fremgangsmåden. Reduktionen i antallet af kontakter, især i sammenligning med det kliniske miljø, er især baseret på iagttagelsen af, at et begrænset antal kontakter er fuldstændigt tilstrækkeligt til en tilstrækkelig præcis bestemmelse af hørevektoren. Især i forbindelse med den ovenfor beskrevne klassificering af hørevektoren i nogle få og især kun fem klasser er en fordelagtig reduktion i antallet af kontakter og gør en forenklet måling af det neurale signal mulig og udføres derfor med fordel også. Da kravene til nøjagtighed er tilsvarende lave på grund af den eneste grove klassificering, behøver neuralsig-

25

30

nalet ikke at blive målt særlig præcist heller, så der derefter bruges et egnet kompakt elektrodearray, der kun har få kontakter.

[0041] Kontakterne i elektrodearrayet er fortrinsvis hver dannet som eksterne
5 kontakter, dvs. som kontakter, der er anbragt uden for brugerens hoved. Alternativt er en udførelsesform for en eller flere af kontakterne som implantat også egnet. Som allerede angivet ovenfor er en respektiv kontakt fortrinsvis integreret i et hus på høreapparatet. Frem for alt muliggør dette en EEG-måling der ikke kun er en del af en egnet session med audiologen ved hjælp af komplekst
10 udstyr, men snarere er en ubemærket og usynlig del i hverdagen, dvs. under normal drift af høreapparatet. Imidlertid er en konfiguration som et separat elektrodearray også egnet, som derefter især er forbundet til høreapparatet via en signalledning eller trådløst.

15 **[0042]** Det neurale signal måles fortrinsvis på brugerens auditive cortex, dvs. især mindst i nærheden af den auditive cortex. En måling af det neuronale signal på mastoidet, dvs. på den bageste del af tindingebenet, da den auditive cortex er i umiddelbar nærhed af mastoidet, og samtidig er den tilknyttede kontakt placeret tæt på øret og kan derfor bæres stort set ubemærket. Undersøgelser
20 har vist, at høreretningen kan bestemmes i det mindste groft med en enkelt kontakt i nærheden af den auditive cortex. Flere kontakter fører imidlertid til mere præcise resultater.

[0043] Det neurale signal kan grundlæggende kun måles på den ene side og
25 kan også i denne form anvendes til at bestemme hørevektoren. Imidlertid foretrækkes en udførelsesform, hvor det neurale signal måles på begge sider af brugerens hoved, især som beskrevet ovenfor, i hvert tilfælde i nærheden af den auditive cortex. En højre måleværdi og en venstre måleværdi genereres, og høreretningen bestemmes derefter ved at sammenligne den højre måleværdi
30 og den venstre måleværdi. I en første variant måles mindst to potentielle forskelle ved at måle de to kontakter mod en referencekontakt eller mod en enkelt, fælles referencekontakt. De to målte værdier resulterer derefter hver som en potentiel forskel med hensyn til en referencekontakt. I en anden variant resultere-

rer de to målte værdier hver som et signal ved en af kontakterne, og de målte værdier sammenlignes direkte med hinanden, således at en separat referencekontakt kan undgås. For eksempel dannes forskellen eller forholdet mellem de to målte værdier.

5

[0044] I en særlig foretrukken udførelsesform bestemmes høreapparatets intensitet på begge sider af brugerens hoved, svarende til den førnævnte fremgangsmåde med venstre og højre målte værdier, således at en venstre intensitet og en højre intensitet måles og høreretningen bestemmes ud fra intensiteterne. Dette er baseret på viden om, at intensiteten af høreindsatsen varierer afhængigt af placeringen af en lydkilde på begge sider af hovedet, og derfor kan høreretningen bestemmes ved en tosidig måling af hver af de neurale signaler ved at sammenligne den respektive venstre og højre intensitet og derfor fortrinsvis også bestemmes. Generelt bestemmes en lateralisering ved at bestemme intensiteten på forskellige punkter på hovedet, dvs. en rumlig afhængighed af den intensitet, hvorfra høreretningen er afledt. Den tosidige måling udføres hensigtsmæssigt ved et binauralt høreapparat, hvor hver af de individuelle apparater oprindeligt måler intensiteten af høreindsatsen på den ene side, især uafhængigt af den anden individuelle enhed. De to intensiteter kombineres derefter og sammenlignes i en styreenhed i en af de individuelle enheder eller på et eksternt apparat, f.eks. dannes differensen eller forholdet mellem de to intensiteter.

10
15
20

[0045] I en særlig foretrukken udførelsesform er høreapparatet et binauralt høreapparat og har to individuelle apparater til at bære på forskellige sider af brugerens hoved. I princippet er et monauralt høreapparat med kun et enkelt apparat også egnet til at forsyne kun et øre af brugeren. Hver af de individuelle apparater omfatter hensigtsmæssigt et tilsvarende elektrodearray til måling af det neurale signal på den respektive side. Som et alternativ til separate målinger ved hjælp af to elektrodearrays, deler de to individuelle enheder et enkelt elektrodearray. Hørevektoren bestemmes hensigtsmæssigt ved at evaluere de neurale signaler fra begge sider sammen. I princippet er en konfiguration imidlertid også egnet, i hvilken hørevektoren først bestemmes redundant ved begge indi-

25
30

viduelle apparater, og derefter sammenlignes de to hørevektorer med hinanden eller bestemmes for at bestemme en enkelt hørevektor.

[0046] I en hensigtsmæssig udførelsesform er driftstilstanden tilpasset eller indstillet på basis af en evaluering af et sensorsignal fra en yderligere sensor, hvilket sensorsignal klassificeres ved at bruge høreretningen som et yderligere karakteristisk træk. Dette er baseret på den overvejelse, at evalueringen af forskellige ekstra sensorer af høreapparatet også drager fordel af den yderligere viden om hørevektoren og især af høreretningen. Sensorsignaler klassificeres sædvanligvis af en styreenhed for at få information om omgivelserne eller den aktuelle situation fra sensorsignalet. Klassificeringen finder sted på grundlag af karakteristiske træk, der søges i sensorsignalet. Flere sensorsignaler fra flere ekstra sensorer kan også undersøges samlet i overensstemmelse hermed. Resultatet og dets korrekthed afhænger i vid udstrækning af genkendeligheden og sondringen mellem egenskaberne for at udføre en klassificering, der er så fejlfri som muligt. Hørevektoren tilvejebringer nu yderligere karakteristiske træk nemlig intensiteten af høreindsatsen og høreretningen, som i kombination med sensorsignalet muliggør en mere præcis klassificering. Den ekstra sensor er for eksempel en mikrofon eller en accelerationssensor eller lignende.

20

[0047] Indstillingen eller tilpasningen af driftstilstanden udføres fortrinsvis som en del af en optimering, og den driftstilstand, der er tilpasset eller indstillet på denne måde for at reducere intensiteten af høreindsatsen, gemmes som en optimeret driftstilstand, kort sagt: tilpasningen eller indstillingen gemmes. Den optimerede driftstilstand nulstilles derefter automatisk, vælges eller produceres, når den samme eller mindst en lignende situation forekommer igen, især når den samme hørevektor forekommer igen, der oprindeligt var årsagen til optimeringen. På denne måde undgås en måling af det neurale signal og en tilsvarende evaluering med fordel i kendte situationer, snarere anvendes den optimering, der allerede er blevet udført og gemt. Dette finder for eksempel sted som en del af en egnet session eller i en træningsproces. I en egnet variant udføres optimeringen af brugeren selv, f.eks. ved hjælp af et specielt træningsprogram.

30

[0048] I en egnet udførelsesform udføres en brugerspecifik optimering, dvs. driftstilstanden optimeres til specifikke brugere. Der findes en driftstilstand for en given høreretning, hvilket minimerer intensiteten af høreindsatsen for brugeren. Denne driftstilstand er derefter en specifik og individuel optimeret driftstilstand med hensyn til brugeren. Denne driftstilstand gemmes og indstilles igen, hvis den samme høreretning bestemmes igen. Samlet set findes der derfor en optimeret driftstilstand tilpasset brugeren for hver høreretning.

[0049] I en yderligere egnet udførelsesform udføres en situationsspecifik optimering, dvs. driftstilstanden bliver situationsspecifik, dvs. er især optimeret til omgivelserne. I en given situation af omgivelserne bestemmes hørevektoren, og en driftstilstand bestemmes, hvilket minimerer intensiteten af høreindsatsen i den givne situation af omgivelserne. Denne driftstilstand indstilles derefter igen, når situationen af omgivelserne genkendes igen. Når høreapparatet er i drift, bestemmes først den aktuelle situation af omgivelserne, kort sagt situationen, f.eks. ved hjælp af en ekstra sensor eller i forbindelse med en mikrofonanalyse, og derefter indstilles den driftstilstand, der allerede er optimeret til denne situation af omgivelserne, hvis en allerede er blevet bestemt. En situation af omgivelserne er for eksempel en koncert, en cocktailfest eller en samtale med en overfor eller lignende.

[0050] En kombination af de to ovennævnte konfigurationer er også særlig hensigtsmæssig, så der sker en brugerspecifik og samtidig situationsspecifik optimering, og driftstilstanden der er optimeret til dette, indstilles, når en specifik høreretning genkendes i en specifik situation.

[0051] En dataudveksling er også fordelagtig, hvor resultaterne af optimeringen og generelt tilpasningen eller indstillingen af driftstilstanden stilles til rådighed for andre brugere. Til dette formål transmitteres den tilpassede eller indstillede driftstilstand sammen med yderligere information til en ekstern database og stilles således til rådighed for anvendelse af andre brugere.

[0052] I en hensigtsmæssig udførelsesform tilhører brugeren en klasse af bru-

gere. De forskellige brugere er klassificeret i klasser, for eksempel afhængigt af typen af hørehæmning, alder, hørevaner eller lignende parametre. I en given situation af omgivelserne bestemmes derefter en driftstilstand, der minimerer intensiteten af høreindsatsen, og denne driftstilstand lagres i en ekstern database for at blive indstillet til en anden bruger i samme klasse eller i den samme situation af omgivelserne eller begge dele.

[0053] Omvendt tilhører brugeren en klasse af brugere, og i en egnet udførelsesform indstilles høreapparatet i en given situation af omgivelserne ved at anvende en driftstilstand for denne bestemte klasse af brugere eller for denne særlige situation af omgivelserne fra en ekstern database eller begge dele og tage den som et udgangspunkt for at minimere intensiteten. Høreapparatet henter derfor optimeringsresultaterne for lignende brugere eller for lignende situation af omgivelserne eller begge fra den eksterne database og foreslår disse til anvendelse af brugeren. Optimeringsresultaterne fungerer derefter også som udgangspunkt for yderligere, især brugerspecifik optimering. I denne sammenhæng er et evalueringssystem også fordelagtigt, hvor brugeren evaluerer en driftstilstand der er downloadet fra den eksterne database, således at andre brugere i fremtiden f.eks. på grund af deres klasse, foreslås en bedre evalueret driftstilstand.

[0054] Høreapparatet er fortrinsvis en såkaldt BTE-enhed, der bæres bag øret. Dette inkluderer såkaldte RIC-enheder, hvor modtageren er indsat i øregangen, medens det resterende høreapparat bæres uden for den. Andre designs såsom ITO (i øret) eller CIC (fuldstændigt i øregangen) generelt også egnede. Opfindelsen er imidlertid ikke begrænset til et høreapparat til forsyning en hørehæmmet person. I en ligeledes egnet udførelsesform er høreapparatet en hovedtelefon eller en lignende enhed til udgivelse af lyd. Det er vigtigt, at høreapparatet har en modtager til udgivelse af lyd.

30

[0055] Høreindsatsen bestemmes fortrinsvis kontinuerligt under normal drift af høreapparatet, dvs. især i brugerens hverdag, mens denne bærer høreapparatet og bruger det normalt. Driftstilstanden tilpasses eller indstilles også kontinu-

erligt afhængigt af hørevektoren. Især måles og overvåges det neuronale signal kontinuerligt, så at sige, således at en reaktion på ændringer er øjeblikkelig. Som allerede beskrevet ovenfor måles den kontinuerlige eller oscillerende aktivitet, især brugerens EEG-aktivitet, og især ingen aktivitet der kun er reflekslig-

5 nende eller begivenhedsrelateret. Høreindsatsen måles derfor som en del af en baggrundsmåling eller baggrundsovervågning og fortrinsvis kontinuerligt, dvs. kontinuerligt bestemt og således overvåget. Fremgangsmåden tjener ikke kun til oprindeligt at indstille høreapparatet af audiologen i en monterings-session, men udføres også i normal drift efter behov for kontinuerligt at optimere driftstilstan-

10 den med hensyn til høreindsatsen.

[0056] En eksempelvis udførelsesform for opfindelsen er forklaret mere detaljeret nedenfor med henvisning til en tegning. Deri viser skematisk:

- 15 Fig. 1 et øre af en bruger og et høreapparat,
- Fig. 2 en fremgangsmåde til drift af høreapparatet,
- Fig. 3 flere måleresultater af en EEG-måling og
- Fig. 4 flere evalueringer af målinger af et neuralt signal.

20 **[0057]** I Fig. 1 er der vist et høreapparat 2, som bæres bag et øre O på en bruger, der ikke er vist. Høreapparatet 2 her er et BTE-høreapparat med et hus 4, der bæres bag øret O, og hvorfra et lydrør 6 strækker sig ind i øregangen. Høreapparatet 2 har også et antal mikrofoner 8, der henter lydsignaler fra brugers omgivelser. Disse lydsignaler modificeres derefter, især forstærkes, ved

25 hjælp af en styreenhed 10 og udsendes derefter via en modtager 12. Fra modtageren 12 når de modificerede lydsignaler derefter øret O via lydrøret 6. Til et sikkert hold af lydrøret 6 er et ørestykke (ikke vist mere detaljeret) fastgjort til enden deraf, som indsættes i øregangen. Fig. 1 viser også en ekstern enhed 14, der for eksempel er en smartphone eller en server. Høreapparatet 2 og den

30 eksterne enhed 14 er designet til dataoverførsel mellem hinanden, f.eks. ved hjælp af trådløs kommunikation.

[0058] Fig. 1 viser kun et enkelt apparat af et binauralt høreapparat 2. Høreap-

parat 2 har følgelig to tilsvarende enkeltapparater som vist i Fig. 1, der derefter bæres i overensstemmelse hermed på forskellige sider af brugerens hoved. I en variant er høreapparatet imidlertid et monauralt høreapparat 2 og har kun et enkelt apparat.

5

[0059] Fig. 2 viser, hvordan et neuronalt signal fra brugeren måles under drift af høreapparatet 2, og hvordan en høreindsats H for brugeren bestemmes derfra. Både en intensitet I af høreindsatsen H og en høreretning R bestemmes ud fra det neurale signal, intensiteten I og høreretningen R danner en hørevektor V og
10 en driftstilstand B for høreapparatet 2 tilpasses eller indstilles som en funktion af høreretningen R, for at reducere intensiteten I af høreindsatsen H.

[0060] Under driften af høreapparatet 2 opsamles først lydsignaler fra omgivelserne ved hjælp af mikrofonerne 8 og konverteres til mikrofonsignaler 16.

15 Sammen med signaler 18 fra en eller flere yderligere sensorer 20 danner disse et input 22. Mikrofonsignalerne 16 modificeres nu af algoritmer A1, A2 og føres videre til en udgang 24 og udsendes ved hjælp af modtageren 12. Modifikationen af mikrofonsignalerne 16 er derfor afhængig af algoritmerne A1, A2. Til-
20 sammen danner disse en driftstilstand B. Denne tilpasses nu i drift som en funktion af hørevektoren V og specifikt høreretningen R for at holde intensiteten I af høreindsatsen H så lav som muligt.

[0061] I Fig. 1 bestemmes høreindsatsen H under anvendelse af et EEG, hvor det neuronale signal måles ved anvendelse af et elektrodearray 26. Elektrode-
25 arrayet 26 har et antal kontakter 28, også omtalt som målekontakter eller elektroder, der er anbragt på brugerens hoved, og som genererer et EEG-signal, hvorfra hørevektoren V bestemmes. I det foreliggende tilfælde måles brugerens hjernebølger som et neuralt signal. Kontakterne 28 i elektrodearray 26 er hver enkelt elektriske kontakter eller poler, der er fastgjort til brugerens hoved, f.eks.
30 på hovedbunden. Kontakterne 28 er integreret i huset 4 på høreapparatet 2 i Fig. 1 og ligger derefter tæt til øret O på brugerens hoved. Derefter måles en potentialeforskel mellem hver to kontakter 28 og sendes som et sensorsignal til en evalueringseenhed. Denne er enten en del af styreenheden 10 eller af det

eksterne apparat 14.

[0062] Evalueringen udføres ved hjælp af en matematisk behandling af det målte neurale signal. Fig. 3 viser et eksempel på et måleresultat, der blev registreret fra et EEG med et stort antal kontakter 28. Måleresultaterne viser hver brugers hoved set ovenfra, synsretningen er angivet i figuren med et tip øverst i signalmønsteret. Fasen blev ekstraheret fra de individuelle sensorsignaler fra kontakterne 28, og derefter blev faserne rumligt repræsenteret i et signalmønster 30. Fig. 3 viser fire forskellige signalmønstre 30, der hører til forskellige hørevektorer V . I dette tilfælde er der i en bestemt vinkel i forhold til brugerens medianplan, en lydkilde, som brugeren ønsker at høre, med hensyn til hvilken der derfor foreligger en høreintention. Signalmønstrene 30 kan således tages fra den tilsigtede, dvs. ønskede, høreretning R . Fra venstre mod højre er vinklen i forhold til medianplanet -90° , -30° , $+30^\circ$ og $+90^\circ$. Forskellene mellem signalmønstrene 30 er tydeligt genkendelige. Hørevektoren V bestemmes derefter ved en sammenligning med tidligere kendte signalmønstre 30.

[0063] Et signalmønster 30 som er vist i Fig. 3, er velegnet til bestemmelse af hørevektoren H på grund af den store datamængde, men kræver et stort antal kontakter 28. I den eksempelvis udførelsesform i Fig. 1 anvendes der imidlertid et særligt lille antal kontakter 28, nemlig kun to kontakter 28 pr. enkelt apparat. Elektrodearrayet 26 er derfor kun fordelt over en lille del af brugerens hoved og er derfor især egnet til daglig brug.

[0064] Fig. 4 viser fire målinger, hvor det neuronale signal blev målt på begge sider af hovedet på mastoidet af brugeren. Målingen til venstre er mærket L , målingen til højre er R . I lodret retning er intensiteten I for høreindsatsen A afbildet. De fire målinger adskiller sig som i Fig. 3 efter placeringen af en lydkilde i forhold til brugerens medianniveau. Fra venstre mod højre er lydkilden anbragt i en vinkel på -90° , -30° , $+30^\circ$ og $+90^\circ$ i forhold til medianplanet. Det kan tydeligt ses, at retningen for at høre R også kan afledes fra målingerne af intensiteten I . Målingerne kan således lateraliseres og tilordnes en høreretning R . Det ses generelt fra Fig. 4, at intensiteten I er større på siden af lydkilden end på

den modsatte side. Det er også klart, at høreretningen R ikke kun kan bestemmes kvalitativt, men snarere også kvantitativt. Desuden kan det også ses fra Fig.4, at en måling på mastoidet er tilstrækkelig til at bestemme høreretningen R , således at et kompakt elektrodearray 26, som vist i Fig. 1, allerede er til-

5 strækkeligt til at bestemme hørevektoren V .

[0065] Kendskabet til den påtænkte høreretning R for brugeren anvendes i det foreliggende tilfælde til at tilpasse driftstilstanden B med hensyn til en retningsbestemt karakteristisk for høreapparatet 2. Driftstilstand B er derfor en retnings-

10 bestemt høretilstand, hvor lydsignaler fra en foretrukken retning udsendes på en forstærket måde i forhold til lydsignaler fra andre retninger. Den retningsbestemte høretilstand tilpasses nu ved at indstille høreretningen R som den foretrukne retning. Algoritmen $A1$ er derefter for eksempel en mikrofonalgoritme, der modificerer og blander mikrofonens signaler 16 på mikrofonerne 8 på en

15 sådan måde, at der opnås en specifik retningskarakteristik. Denne er defineret af en retningslobe, der har en retningsvinkel og en bredde, hvilken retningsvinkel og bredde i detaljen især afhænger af behandlingen af mikrofonens signaler 16 og også af algoritmen $A1$. Retningsvinklen, dvs. orienteringen af retningsloben, og bredden tilpasses derefter som en del af retningsbestemt høretilstand

20 ved at tilpasse algoritmen $A1$ og dermed driftstilstanden B , således at retningsvinklen eller bredden eller begge tilpasses afhængigt af hørevektoren V , mere præcist, at retningsvinklen indstilles således, at retningsloben peger i høreretningen R .

25 **[0066]** At kende høreretningen R er ikke kun fordelagtig som beskrevet ovenfor, når man tilpasser og indstiller en retningsbestemt høretilstand, men også generelt til at tilpasse alle algoritmer $A1$, $A2$, der styrer høreapparatet 2. Dette er angivet i Fig. 2 af den yderligere algoritme $A2$, som f.eks. er en støjreduktion, en forstærkning, en komprimering, en audiostreaming, en tinnitus-algoritme eller

30 en selvstemt genkendelse.

**Liste over henvisningstal
[0067]**

	2	høreapparat
5	4	hus
	6	lydrør
	8	mikrofon
	10	styreenhed
	12	modtager
10	14	eksternt apparat
	16	mikrofonsignal
	18	signal
	20	ekstra sensor
	22	indgang
15	24	udgang
	26	elektrodearray
	28	kontakt
	30	signalmønster
	A1, A2	algoritme
20	B	driftstilstand
	H	høreindsats
	I	intensitet i høreindsatsen
	O	øre
	R	høreapparat
25	V	hørevektor

Patentkrav

1. Fremgangsmåde til drift af et høreapparat (2) for en bruger,

- hvor et neuronalt signal fra brugeren måles, og en høreindsats (H) af brugeren bestemmes derfra, kendetegnet ved, at
- både en intensitet (I) af høreindsatsen (H) og en høreretning (R) bestemmes udelukkende fra det neuronale signal,
- intensiteten (I) og høreretningen (R) danner en hørevektor (V),
- en driftstilstand (B) af høreapparatet (2) tilpasses eller indstilles afhængigt af høreretningen (R) med det formål at reducere intensiteten (I) af høreindsatsen (H).

2. Fremgangsmåden ifølge det foregående krav,

kendetegnet ved, at

driftstilstanden (B) tilpasses ved at et antal driftsparametre af høreapparatet (2) tilpasses ved hjælp af en regulering, hvorved driftsparametrene anvendes som indstillelige størrelser, og hvorved intensiteten af høreindsatsen bruges som en reguleringsstørrelse.

3. Fremgangsmåde ifølge et af de foregående krav,

kendetegnet ved, at

driftstilstanden (B) er en retningsbestemt høretilstand, hvor lydsignaler fra en foretrukken retning udsendes på forstærket måde i forhold til lydsignaler fra andre retninger, og den retningsbestemte høretilstand tilpasses ved at høreretningen (R) indstilles som den foretrukne retning.

4. Fremgangsmåde ifølge et hvilket som helst af de foregående krav,

kendetegnet ved, at

driftstilstanden (B) er en omnidirektional høretilstand, der indstilles, hvis etablering af høreretningen (R) mislykkes.

5. Fremgangsmåde ifølge et hvilket som helst af de foregående krav, kendetegnet ved, at hørevektoren (V) tilordnes på basis af høreretningen (R) til en af fem retnings-klasser, nemlig "forfra", "bagfra", "venstre", "højre" eller "ikke-fokuseret", hver af disse retningsklasser er tilordnet en driftstilstand (B), nemlig "retnings-bestemt høreelse forfra", "retningsbestemt høreelse bagfra", "retningsbestemt høreelse fra venstre", "retningsbestemt høreelse fra højre" eller "omnidirektional høreelse", og driftstilstanden (B) indstilles til den retningsklasse, hvortil hørevektoren (V) hører, og/eller det tredimensionale rum omkring brugeren segmenteres i et antal retninger, hvor hver retning svarer til en fast vinkel i det tredimensionale rum, og hvor hver retning har tilordnet en driftstilstand (B) til at høre i den respektive retning, hørevektoren repræsenteres kontinuerligt over det tredimensionale rum, driftstilstanden (B) indstilles til den tildelte retning, der svarer til hørevektoren (V).

6. Fremgangsmåde ifølge et hvilket som helst af de foregående krav, kendetegnet ved, at driftstilstanden (B) tilpasses eller indstilles, og at der derved eller derefter ud-sendes en meddelelse til brugeren, hvis intensiteten (I) ikke falder til under en nedre grænseværdi for intensitet.

7. Fremgangsmåde ifølge et hvilket som helst af de foregående krav, kendetegnet ved, at tilpasningen eller indstillingen af driftstilstanden (B) kan forhindres ved manuelt input fra brugeren, og/eller tilpasningen eller indstillingen af driftstilstanden forhindres, hvis en bestemt nøglesituation er til stede, hvilken nøglesituation er kendetegnet ved en nøgle-stimulus, der udsendes til brugeren uanset høreindsatsen (H).

- 8.** Fremgangsmåde ifølge et hvilket som helst af de foregående krav, kendetegnet ved, at høreindsatsen (H) bestemmes ved hjælp af et EEG, hvor det neuronale signal måles ved hjælp af et elektrodearray (26), der omfatter et antal kontakter (28), som er anbragt på hovedet af brugeren, og som producerer et EEG-signal, hvorfra hørevektoren (V) bestemmes, hvilke kontakter (28) fortrinsvis kun er anbragt i et område på højst 5 cm, især fortrinsvis højst 2 cm, omkring øret (O) af brugeren.
- 9.** Fremgangsmåde ifølge det foregående krav, kendetegnet ved, at EEG-signalet er et signalmønster (30), og at hørevektoren (V) bestemmes i kraft af, at det målte signalmønster (30) sammenlignes med et antal på forhånd kendte signalmønstre (30).
- 10.** Fremgangsmåde ifølge et hvilket som helst af de foregående krav, kendetegnet ved, at det neuronale signal måles på begge sider af brugerens hoved, i hvert tilfælde i den auditive cortex, hvor der produceres en højre måleværdi og en venstre måleværdi, og ved at høreretningen (R) bestemmes ved at sammenligne højre måleværdi og venstre måleværdi.
- 11.** Fremgangsmåde ifølge et hvilket som helst af de foregående krav, kendetegnet ved, at driftstilstanden (B) tilpasses eller indstilles på basis af en evaluering af et sen-sorsignal (18) af en yderligere sensor (20), hvilket sensorsignal (18) der er klassificeret i kraft af høreretningen (R), anvendes som et yderligere kende-tegn.
- 12.** Fremgangsmåde ifølge et hvilket som helst af de foregående krav, kendetegnet ved, at der udføres en brugerspecifik optimering, hvor en driftstilstand (B) findes for en given høreretning (R), hvilken driftstilstand minimerer intensiteten (I) af høre-indsatsen (H) af brugeren, og ved at denne driftstilstand (B) gemmes og indstilles igen, hvis den samme høreretning (R) bestemmes igen, og/eller

der udføres en situationsspecifik optimering, hvor hørevektoren (V) etableres for en given situation af omgivelserne, og en driftstilstand (B) bestemmes, der minimerer intensiteten (I) af høreindsatsen (H) i den omgivende situation, og hvor driftstilstanden (B) igen indstilles i tilfælde af en gentagen identifikation af den omgivende situation.

13. Fremgangsmåde ifølge et hvilket som helst af de foregående krav, kendetegnet ved, at

brugeren hører til en klasse af brugere, og at en driftstilstand (B) bestemmes i en given omgivende situation, der minimerer intensiteten (I) af høreindsatsen (H), og at denne driftstilstand (B) gemmes i en ekstern database for at blive indstillet i tilfælde af en anden bruger i samme klasse eller i den samme omgivende situation eller i tilfælde af begge, og/eller

brugeren hører til en klasse af brugere, og at høreapparatet (2) indstilles til en given omgivende situation ved at en driftstilstand (B) for netop denne klasse af brugere eller for netop denne omgivende situation eller for begge tages fra en ekstern database og anvendes som udgangspunkt for at minimere intensiteten (I).

14. Fremgangsmåde ifølge et hvilket som helst af de foregående krav, kendetegnet ved, at

høreindsatsen (H) bestemmes kontinuerligt under normal drift af høreapparatet (2) og ved at driftstilstanden (B) kontinuerligt tilpasses eller indstilles afhængigt af hørevektoren (V).

15. Høreapparat (2) der omfatter en styreenhed (10), som er udformet på en sådan måde, at der udføres en fremgangsmåde ifølge et hvilket som helst af de foregående krav.

Tegning

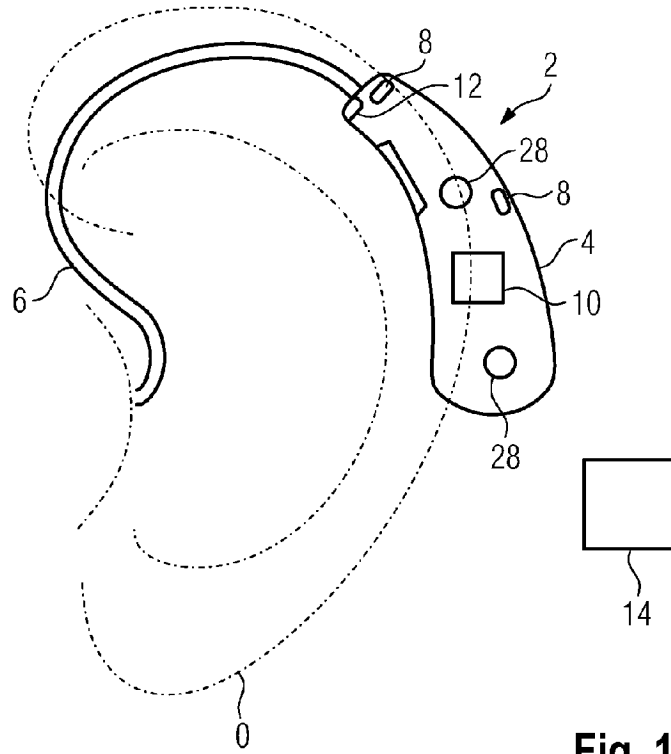


Fig. 1

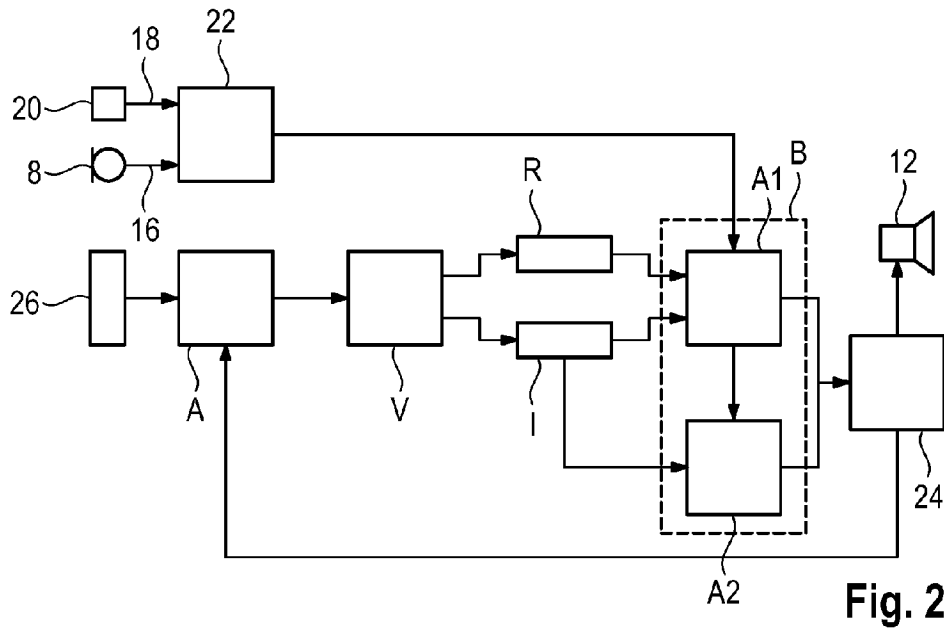


Fig. 2

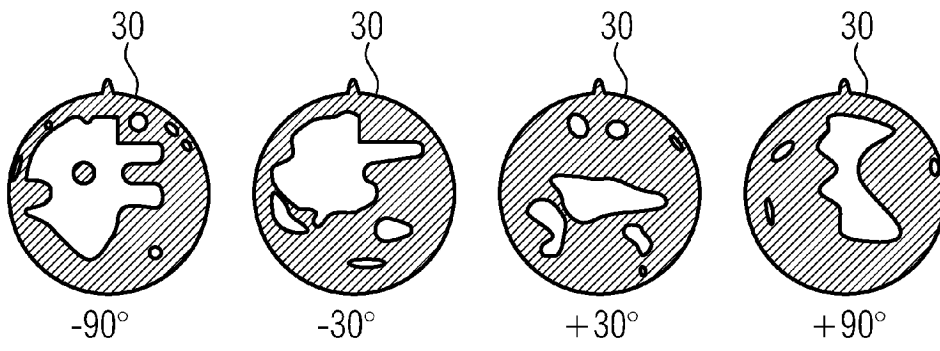


Fig. 3

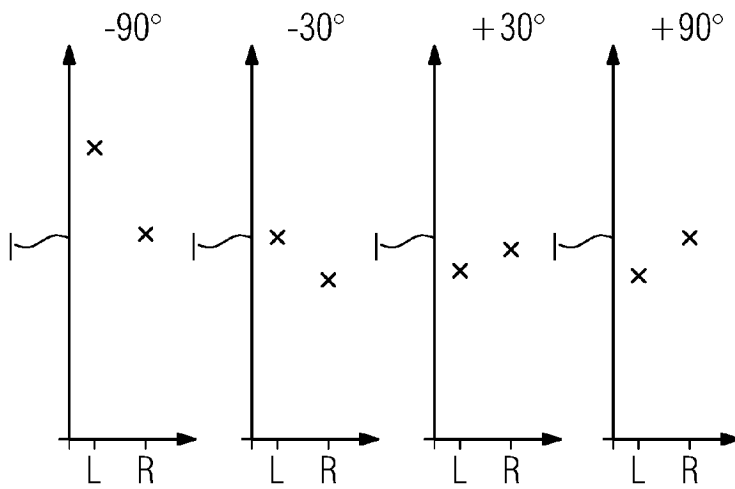


Fig. 4