(19) DANMARK

(10) **DK/EP 3445067 T3**

Patent- og
Varemærkestyrelsen

(12) Oversættelse af
europæisk patentskrift

(51) Int.Cl.: ***H 04 R 25/00 (2006.01)***

(45) Oversættelsen bekendtgjort den: **2021-02-22**

(80) Dato for Den Europæiske Patentmyndigheds
bekendtgørelse om meddelelse af patentet: **2020-11-25**

(86) Europæisk ansøgning nr.: **18186743.3**

(86) Europæisk indleveringsdag: **2018-08-01**

(87) Den europæiske ansøgnings publiceringsdag: **2019-02-20**

(30) Prioritet: **2017-08-14 DE 102017214164**

(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:
US-A1- 2007 112 277
US-A1- 2010 160 714
US-A1- 2012 245 655
US-A1- 2016 119 726
US-A1- 2016 157 030

Beskrivelse

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

[0002] Et høreapparat bruges generelt til at gengive et lydsignal i retning af en brugers øre. Til dette formål bæres høreapparatet i eller på øret og har en modtager, via hvilken der udsendes en lyd. Især tjener et høreapparat til at pleje en hørehæmmet bruger. Et sådant høreapparat omfatter normalt et antal mikrofoner til optagelse af lydsignaler fra omgivelserne, og en signalbehandlingsenhed, der modificerer de optagede lydsignaler på en egnet måde, især forstærker dem, og derefter videresender dem til modtageren til output.

[0003] Fordelen ved et sådant høreapparat for brugeren afhænger i det væsentlige af høreapparatets evne til at udsende lydsignalerne på en sådan måde, at de svarer så optimalt som muligt til brugerens behov i en specifik situation. Først og fremmest tilpasses høreapparatet derfor brugerens individuelle høreprofil som en del af en fittingsession. Dette gøres ved at indstille et antal driftsparametre for høreapparatet, som derefter definerer dets opførsel ved normal drift af høreapparatet, dvs. når det bruges i hverdagen. Derudover tages ideelt set den skiftende situation og især de skiftende omgivelsesforhold under normal drift i betragtning, f.eks. om brugeren er i et stille eller støjende miljø, om der er mange eller få lydkilder, eller hvilken type lydkilde det er. Der er forskellige driftsformer til dette formål med forskellige indstillinger for driftsparametrene. En respektiv driftsform indstilles derefter manuelt af brugeren eller automatisk af selve høreapparatet.

[0004] Yderligere sensorer bruges til en automatisk indstilling, eller mikrofonsignalerne der er genereret af mikrofonerne, analyseres. Som et resultat opnås yderligere resultater om de omgivende forhold, der hersker på et givet tidspunkt. Disse resultater flyder derefter ind i et tilpasningskoncept for høreapparatets driftsparametre under normal drift. For eksempel kan visse strukturer i mikrofonsignalerne påvises ved hjælp af en klassifikator, og således kan visse

foruddefinerede situationer påvises, fx "tale", "musik" eller "baggrundsstøj". Som reaktion på påvisningen af et specifikt miljø indstilles en tilsvarende egnet driftsform med egnede driftsparametre derefter. Yderligere sensorer kan også bruges til dette, fx accelerationssensorer, ved hjælp af hvilke der påvises en hovedbevægelse, hvorfra det konkluderes, at brugeren ønsker at høre i en anden retning.

[0005] De nævnte løsninger til forbedring af indstillingen af høreapparatet under drift er kun eksempler fra et stort antal muligheder. Fælles for disse tilgange er imidlertid, at de er afhængige af sensorer, der principielt registrerer eksterne påvirkninger og derfor følgelig er tilbøjelige til fejl, især tilbøjelige til fejlagtige fortolkninger vedrørende brugerens vilje. Hvis der f.eks. måles en pludselig voksende støj i en retning, betyder det ikke nødvendigvis, at brugeren vil ændre høreretningen, fordi det kan være en ubetydelig distraktion. Brugerens egentlige intention forbliver ukendt på grund af princippet. En anden idé er derfor at måle hjernebølger og generere et EEG (elektroencefalogram). Hjernebølgerne der er målt ved hjælp af EEG, er summen af forskellige nervesignaler. Da brugerens egne hjernebølger genereres som reaktion på den aktuelle situation, kan der allerede antages en vis intention, således at hjernebølgerne som signaler højst sandsynligt er relevante for den aktuelle situation. For at måle hjernebølgerne fordeles et elektrodearray med et stort antal elektroder over brugerens hovedbund. Visse reaktioner fra brugeren genererer derefter et bestemt mønster af hjernebølger, således at høreapparatet, mere præcist driftsparametrene, derefter kan justeres baseret på påvisningen af disse mønstre. Imidlertid er en EEG-måling meget dyr med hensyn til apparater. Samlet set er et EEG derfor ikke egnet til daglig brug.

[0006] I US 2012/0245655 A1 beskrives i modsætning til en ren måling af hjernebølger en måling af en muskelrefleks, nemlig en refleks af den bageste øremuskel (engelsk: ”post-auricular muscle”), hvorfor refleksen også er kendt som PAMR, forkortelse for ”post-auricular muscle reflex“. Denne refleks udløses af en akustisk stimulus, primært en kraftig pludselig støj såsom et brag. Ved at måle netop denne refleks er det så muligt at genkende en persons refleksreak-

tion på en tilsvarende akustisk stimulus. Den bageste øremuskels refleks måles ved hjælp af et elektrodearray med et stort antal elektroder. Når signalet stiger, eller når en tærskelværdi opnås, påvises refleksen som sådan. Høreapparatets driftsegenskaber kan derefter indstilles på baggrund af denne påvisning.

[0007] I US 2010/0160714 A1 beskrives et høreapparat, der måler hjernebølgesignaler for at styre en høreapparatkomponent som en egenskab deraf. Hjernebølgesignalerne kan være EEG-, MEG-, EMG-, MR- eller NMR-signaler.

[0008] På denne baggrund er det et formål med opfindelsen at tilvejebringe en forbedret fremgangsmåde til drift af et høreapparat og et tilsvarende høreapparat. Et antal driftsparametre for høreapparatet skal være til rådighed så pålideligt som muligt baseret på brugerens behov i en specifik situation. Fremgangsmåden og høreapparatet skal også være så egnet til daglig brug som muligt.

[0009] Formålet opnås ifølge opfindelsen ved en fremgangsmåde med trækkene ifølge krav 1 og ved hjælp af et høreapparat med trækkene ifølge krav 15. Fordelagtige udførelsesformer, videreudviklinger og varianter er genstand for underkravene. Udtalelserne i forbindelse med fremgangsmåden gælder også tilsvarende for høreapparatet og omvendt.

[0010] Fremgangsmåden tjener til drift af et høreapparat. Høreapparatet er designet til anvendelse af en bruger. I fremgangsmåden udføres elektromyografi, hvor en muskelaktivitet i en øremuskel af brugeren måles ved hjælp af et elektrodearray. Muskelaktiviteten er især resultatet af en orienteringsaktivitet i øremusklen til orientering af det tilknyttede øre af brugeren, hvilken orienteringsaktivitet hos mennesker imidlertid er alvorligt underudviklet på grund af evolutionær biologi og derfor kun rudimentær. Muskelaktiviteten måles kontinuerligt for at registrere en kompleks aktivitetsprofil af øremusklen, i hvilken en intention fra brugeren er kodet, dvs. i muskelaktiviteten er der kodet en intention af brugeren. Intentionen kaldes også specifikt høreintentionen. Elektrodearrayet genererer et sensorsignal, der udsættes for en klassifikation ved hjælp af en klassifikator. Under klassificeringen afkodes muskelaktiviteten, og den underliggende in-

tention bestemmes ved at undersøge, om sensorsignalet omfatter en tidligere kendt egenskabsvektor, der hører til en tidligere kendt klasse. Den tidligere kendte egenskabsvektor, dvs. den tidligere kendte klasse, er tilordnet en driftsform af høreapparatet, som indstilles, når sensorsignalet omfatter den tidligere kendte egenskabsvektor, dvs. når intentionen påvises. Brugerens intention bestemmes altså ud fra øremuskulaturens muskelaktivitet, og høreapparatet indstilles ud fra denne intention, dvs. der indstilles en bestemt driftsform, som er tilordnet intentionen for at sikre optimal drift af høreapparatet i den situation, der er anledningen til intentionen.

[0011] Driften af høreapparatet på et givet tidspunkt defineres af specifikke værdier for et antal driftsparametre. Disse driftsparametre og deres værdier danner en driftsform af høreapparatet. En driftsparameter er for eksempel en forstærkningsfaktor, hvormed indkommende lydsignaler forstærkes, før de udsendes til brugeren. En respektiv driftsform bruges til optimalt at tilpasse høreapparatets opførsel i en specifik situation, som er tilordnet driftsformen, til brugerens behov i den specifikke situation. Ved en "indstilling af en driftsform" forstås således, at en eller flere driftsparametre indstilles på en forudbestemt måde, for eksempel til specifikke værdier. I princippet kan flere driftsformer også indstilles på samme tid, i hvilket tilfælde værdierne for driftsparametrene f.eks. resulterer som middelværdien af værdierne for forskellige driftsformer.

[0012] I den foreliggende fremgangsmåde udføres elektromyografi eller kort EMG, hvorved en muskelaktivitet i brugerens øremuskel måles ved hjælp af et elektrodearray. Denne muskelaktivitet er resultatet af et nervesignal, der sendes fra hjernen til øremusklen. Tilsvarende måles et bioelektrisk signal ved hjælp af elektrodearrayet, nemlig et elektrisk potentiale i øremusklen. Det bioelektriske signal kommer fra øremusklen, men i modsætning til en EEG er det ikke hjernes nervesignal, der måles, men et signal på øremusklen. En væsentlig fordel ved EMG-måling er, at signalet, der skal måles, er signifikant stærkere og mere isoleret end ved en EEG-måling. Som en del af en EEG-måling måles nervesignalet, der sendes af hjernen, men dette nervesignal forstærkes i øremusklen via yderligere motorenheder, så et stærkere signal er tilgængeligt til EMG-

måling. Øremusklen, som er placeret længere ude på hovedet sammenlignet med hjernen, påvirkes heller ikke af de mange andre signaler og reaktioner fra andre nerver og muskler, mens et EEG nødvendigvis måler en superposition af et stort antal nervesignaler. Med andre ord er EMG-signalet allerede naturligt filtreret og forstærket. I tilfælde af en EMG er signalkvaliteten væsentligt bedre end et EEG, og der er mere nyttigt signal tilgængeligt til analyse. Dette eliminerer behovet for en tilsvarende udgift med hensyn til udstyr til signalbehandling, hvilket resulterer i, at høreapparatet er betydeligt mere kompakt og kun er egnet til daglig brug. Desuden har sensorsignalet fra EMG-måling frekvenskomponenter med højere frekvens end en EEG-måling, således at en EMG-måling til sammenligning kan udføres hurtigere og på en kortere målingstid.

[0013] Elektrodearrayet bruges til at generere sensorsignalet. Til dette formål har elektrodearrayet et antal individuelle elektroder eller poler, der er arrangeret på forskellige punkter på brugerens hoved. En enkelt elektrode er også en enkelt elektrisk kontakt. For at måle muskelaktiviteten måles potentialforskellen mellem to forskellige elektroder. Den potentielle forskel giver derefter sensorsignalet og svarer især til dette. Elektrodearrayet er således designet til at være multipolært for at måle sensorsignalet som potentialeforskellen mellem to individuelle kontakter på forskellige punkter på brugerens hoved.

[0014] I forbindelse med denne ansøgning forstås "øremuskel" som en af musklerne af de menneskelige øremuskler. Øremusklerne består af musklerne: auricularis anterior, auricularis posterior, auricularis superior, helicis major, helicis minor, transversus auriculae, obliquus auriculae, tragicus og antitragicus. Ovenstående liste er endelig. I fremgangsmåden er øremusklen fortrinsvis en af de tre ydre øremuskler, dvs. auricularis anterior, posterior og superior; den bageste øremuskel, dvs. musculus auricularis posterior, foretrækkes især, da denne ligger i bæreområdet af et høreapparat, der bæres bag øret.

[0015] I det mindste i dag opfylder øremusklerne ikke længere en relevant egenskab hos mennesker, men aktiveres ikke desto mindre af hjernen i nogle situationer og især som reaktion på akustiske stimuli. De fleste mennesker kan

faktisk ikke bevidst stimulere øremuskler, men hos langt de fleste mennesker finder stimulering af hjernen sted på en viljestyret måde, da øremusklerne stimuleres på en bestemt måde, når en person tager bevidst, dvs. tilsigtet, handlinger. Muskelaktiviteten der registreres ved hjælp af elektrodearrayet, er derefter en orienteringsaktivitet, dvs. en aktivitet der sigter mod at justere øret, men denne indsats forbliver frugtløs som følge heraf, da en sådan justering af ørerne faktisk ikke er mulig hos mennesker. Imidlertid er evnen til frivilligt at tilpasse ørerne ved hjælp af øremusklerne til stede hos nogle dyr. Fænomenet er beskrevet detaljeret i Hackley et al. "Combined Use of Microreflexes and Event-Related Brain Potentials as Measures of Auditory Selective Attention", November 1987, Psychophysiology Vol.24, No. 6 s.632ff og Hackley ""Evidence for a vestigal pinna-orienting system in humans", 2015, Psychophysiology, Vol.52, p.1263ff. I forbindelse med den foreliggende opfindelse anvendes kun viden om, at muskelaktivitet alligevel forekommer hos mennesker med en tilsvarende intention.

[0016] Målingen af muskelaktiviteten, dvs. generelt aktiviteten af brugerens øremuskler eller opførelsen af en eller flere af øremusklerne i øremusklerne, er et kernekoncept for opfindelsen. Denne tilgang er baseret på det resultat, at muskelaktiviteten af øremuskler er forårsaget af brugerens hjerne, altså at når en bestemt situation med visse stimuli er til stede, er det allerede blevet besluttet af hjernen og dermed af brugeren, at en potentielt relevant stimulus er til stede. I tilfælde af sensorer der kun måler eksterne effekter såsom volumen, acceleration eller lignende, er en foreløbig beslutning fra hjernen, dvs. af brugeren selv, ikke mulig. Med andre ord: aktiviteten af øremusklerne korrelerer med en intention, mere præcist brugerens høreintention. Øremusklerne bliver særligt aktive, når der er en bevidst høreintention, hvor brugeren gør en indsats for at høre et bestemt lydsignal, fx i en bestemt retning.

[0017] En intention fra brugeren er kodet i muskelaktiviteten, fordi muskelaktiviteten ikke udelukkende er reflekslignende, men også skyldes en viljebestemt anstrengelse, som Hackley (2015, op. cit.) beskriver. Muskelaktivitet er derfor også et udtryk for brugerens vilje til at lytte i en bestemt retning eller på en be-

stemt måde eller som reaktion på en bestemt stimulus. Baseret på denne høreintention stimulerer hjernen øremuskulaturen. Hjernen og øremusklen fungerer således som en klassifikator, dvs. den aktuelle situation er blevet klassificeret af hjernen på en sådan måde, at reaktionen på denne skal være en muskelaktivitet til at orientere øremusklerne. I den foreliggende fremgangsmåde afkodes brugerens viljebestemte høreintention fra øremuskulaturens muskelaktivitet og bruges derefter til at justere høreapparatet.

[0018] En indstilling af høreapparatet skyldes derfor ikke direkte eller i det mindste ikke udelukkende brugerens miljø og i dette tilfælde muligvis uafhængigt af brugerens intention. Der anvendes snarere det faktum, at muskelaktiviteten også indikerer en vis relevans af den aktuelle situation for hørelsen, således at en justering udføres med viden om brugerens intention, dvs. fordelagtigt netop når dette ønskes af brugeren . På baggrund af øremuskulaturens aktivitet tages der også hensyn til brugerens intention, og høreapparatet justeres derefter, hvilket som et resultat er væsentligt mere behovsbaseret og mindre udsat for fejl. Forkerte indstillinger undgås med fordel.

[0019] Et væsentligt aspekt ved måling af muskelaktivitet er, at ikke kun en refleks måles. Dette skyldes, at det i det foreliggende tilfælde er blevet påvist, at en refleks til en bang-lignende akustisk stimulus kun er et enkelt element i en muskelaktivitet, der er signifikant mere kompleks i sig selv. Øremusklerne reagerer ikke kun refleksivt og tidsmæssigt på specifikke stimuli og situationer, men fortsætter også afhængigt af situationen over en længere periode på fx flere sekunder og er ikke bare refleksive, men også et udtryk for en intention af brugeren. Typisk er en refleks af øremusklen resultatet af opfattelsen af en pludselig akustisk stimulus såsom et brag og inden for en periode på op til 25 ms efter lydsignalet har nået øret. Som en del af refleksen kan en særlig stærk ændring i øremusklens potentiale måles. Dette udnyttes af det i indledningen nævnte US 2012/0245655 A1.

[0020] I fremgangsmåden ifølge den foreliggende ansøgning måles imidlertid ikke blot en refleksagtig muskelreaktion, men også muskelaktiviteten, det vil si-

ge også øremusklens responsadfærd ud over en kort refleks. Ud over en simpel refleks viser øremusklerne også en signifikant mere kompleks aktivitetsprofil, som måles i den foreliggende fremgangsmåde, hvor muskelaktiviteten måles kontinuerligt. For eksempel er det i det foreliggende tilfælde blevet påvist, at muskelaktiviteten ikke kun har individuelle isolerede signalimpulser, som i tilfældet med en refleks, men hele sekvenser af signalimpulser der hører sammen. I modsætning til en refleksmåling overvåges derfor ikke hele muskelaktiviteten af øremusklen som reaktion på en specifik tærskelværdi, men over en længere periode, dvs. en langvarig måling udføres for at registrere den samlede og komplekse aktivitetsprofil af øremusklen. Ved "kontinuerligt" forstås derfor især, at muskelaktiviteten ikke udløses af selve sensorsignalet, men snarere over en bestemt måleperiode, som især er uafhængig af sensorsignalet. Den langsigtede måling tjener ikke til at danne en middelværdi over flere gentagne gange forekommende signaler, men snarere til at registrere komplekse aktivitetsprofiler, som ikke ville blive optaget med kun en udløst eller kort måling. Som et resultat registreres, måles og vurderes, bortset fra eventuelle reflekser, muligvis igangværende muskelaktivitet. Fordelagtigt forbliver en lydkilde, som brugeren ikke ønsker at lytte til, og med hensyn til hvilken han ikke udtrykker nogen høreintention, ignoreret af høreapparatet og fører ikke til en anden indstilling, skønt høreapparatet måske allerede har bestemt tilstedeværelsen af denne lydkilde på en anden måde, f.eks. ved analyse af et mikrofonsignal.

[0021] Ved at måle en øremuskels opførsel over en længere periode frembringes en kompleks signalkurve af sensorsignalet, der nu afsøges efter mønstre for at klassificere sensorsignalet og afkode brugerens intention. De søgte mønstre er især betydeligt mere komplicerede og derfor mere situationsspecifikke end med en simpel refleks. En enkelt refleks som beskrevet ovenfor er ikke nødvendigvis meningsløs, men snarere registreres flere reflekser sammen over en længere periode, som derefter evalueres for eksempel som en refleksgruppe, som muligvis beskriver en bestemt intention hos brugeren. Den langsigtede måling er fordelagtigt ikke begrænset til måling af reflekser, men snarere måles den langsigtede opførsel af øremusklen. En refleksmåling udelades fortrinsvis

endda fuldstændigt, fordi der i denne - da det kun er en refleks - normalt ikke er kodet for nogen intention fra brugeren.

[0022] Sensorsignalet er især en spænding, der ændrer sig afhængigt af muskelaktiviteten, dvs. mere præcist potentialet af musklen, og er for eksempel proportionalt med dette. Sensorsignalet klassificeres ved hjælp af en klassifikator, dvs. udsættes for en klassifikation og sammenlignes med tidligere kendte egenskabsvektorer for at tilordne sensorsignalet til en klasse. Før dette bliver sensorsignalet imidlertid hensigtsmæssigt forfiltreret i et forfilter, hvorved især støjartefakter fjernes. En egenskabsvektor har generelt et antal som regel flere egenskaber. Disse egenskaber er fx bestemte amplituder, tærskelværdier, visse kurver, signalsekvenser eller den blotte tilstedeværelse af bestemte signaler eller signalkomponenter i hele sensorsignalet. Sensorsignalet undersøges derfor med hensyn til sådanne egenskaber. Hvis egenskaberne i en egenskabsvektor er tilstrækkeligt klare, dvs. inden for et toleranceområde, påvises egenskabsvektoren i sensorsignalet. Hver tidligere kendt egenskabsvektor svarer derefter til en specifik muskelaktivitet. Dette er baseret på overvejelsen om, at enhver intention fra brugeren genererer en specifik signatur inden for muskelaktiviteten, som er karakteriseret ved et antal egenskaber og dermed af en egenskabsvektor, og som således kan klassificeres. Hver kendt egenskabsvektor svarer således til en intention fra brugeren, således at brugerens intentioner afkodes ved en klassificering af sensorsignalet og en bestemmelse af egenskabsvektorerne der er indeholdt deri og anvendes som styrekommandoer til høreapparatet. På grund af den kontinuerlige måling af muskelaktiviteten, som er særligt vedvarende, registreres der også komplekse og tidsstabile egenskabsvektorer, således at en særlig differentieret påvisning af brugerens intention er mulig og også forekommer. En evaluering af sensorsignalet er derfor ikke begrænset til små tidsenheder, især mindre end 100 ms, men snarere på en større tidsskala, således at selv kompleks og løbende aktivitet registreres pålideligt.

[0023] Som allerede nævnt dannes et antal klasser i rummet af egenskabsvektorerne, hvortil egenskabsvektorerne er tilordnet, dvs. de tidligere kendte egenskabsvektorer er hver tilordnet en klasse. Egenskabsvektoren der bestemmes i

sensorsignalet, det vil sige sensorsignalets egenskabsvektor, tilordnes derefter en af klasserne afhængigt af konfigurationen, dvs. afhængig af de specifikke egenskaber. En klasse resulterer således som et sæt af sammenlignelige egenskabsvektorer. En respektiv klasse dækker et underområde af hele rummet i egenskabsvektorerne, det vil sige en delmængde, der indeholder alle de egenskabsvektorer, der er tilordnet den samme driftsform, og som derfor er tilstrækkeligt sammenlignelige. I det følgende bruges imidlertid udtrykket "tidligere kendt egenskabsvektor" undertiden af hensyn til enkelheden i stedet for udtrykket klasse.

[0024] Graden af organisation eller energien i sensorsignalet eller begge bruges fortrinsvis som en egenskab. Et foretrukket mål for graden af organisation er sensorsignalets entropi, hvilken entropi defineres som ændringen i sensorsignalet over tid, især inden for måleperioden. Her undersøges for eksempel ændringen i amplitude. Energien defineres som integreret over sensorsignalet over tid, især inden for måleperioden. I en variant vægtes sensorsignalet med en eksponent for at bestemme energien, dvs. der anvendes en norm af højere orden, f.eks. en kvadratisk norm. En lav norm fører til en reduceret varians inden for en klasse (engelsk: ”in class variance”), dvs. antallet af egenskabsvektorer i en enkelt klasse varierer mindre og er derfor mere sammenlignelig. I modsætning hertil fører en høj norm til en reduceret varians mellem forskellige klasser (engelsk: ”inter class variance”), ligheden mellem de egenskabsvektorer der er tilordnet en klasse, er altså reduceret, men forskelle mellem egenskabsvektorerne understreges mere, således at der kan dannes mere fint opløste klasser. I det foreliggende tilfælde foretrækkes den lavest mulige norm, især en L^1-norm.

[0025] Et antal af de ovennævnte egenskaber dannes især fortrinsvis ved, at den tilsvarende undersøgelse udføres i forskellige frekvensbånd. Sensorsignalet inden for en bestemt måleperiode betragtes derfor i frekvensdomænet og opdeles i flere frekvensbånd, som hver undersøges separat for deres entropi, energi eller begge dele. I sidstnævnte tilfælde er der dobbelt så mange egenskaber som frekvensbånd. De tidligere kendte egenskabsvektorer er derefter

karakteriseret ved specifikke værdier, værdiintervaller, tærskelværdier, grænseværdier, ændringsmønstre, forløb eller lignende for en eller flere af egenskaberne.

[0026] Især overvåges øremusklens reaktionsadfærd og derved genereres et tilsvarende kontinuerligt sensorsignal, hvis forløb muliggør en signifikant mere omfattende analyse end ved en kortvarig måling eller gennemsnit over flere korte tidsvinduer. Ved "længere tid" forstås fortrinsvis en tidsperiode, dvs. måletidsperiode, der er længere end en enkelt refleks af øremusklen, og som især er længere end 25 ms, fortrinsvis længere end 100 ms og især fortrinsvis længere end 1 s . Den tidligere kendte egenskabsvektor søges i sensorsignalet over hele måleperioden. Dette sikrer, at egenskabsvektorer der afspejler længere og vedvarende muskelaktivitet også påvises. Dette er baseret på overvejelsen om, at en egenskabsvektor ikke nødvendigvis kun indeholder en enkelt egenskab eller egenskaber, der er til stede på samme tid, men at egenskaber, der er forskudt i tiden, også inden for øremusklens komplekse aktivitetsprofil er forårsaget af en enkelt intention og kan derefter tilordnes dette, eller omvendt, at intentionen er defineret af egenskaber, der er adskilt i tid. Ved at undersøge hele den længere måleperiode påvises også egenskabsvektorer, der beskriver en bestemt dynamik af muskelaktivitet og ikke kun korte reflekser. I princippet er der ingen øvre grænse, men måleperioden er hensigtsmæssigt ikke længere end 10 s, fordi, på den ene side, hører reaktioner der ligger længere fra hinanden, normalt ikke sammen og har derfor normalt ikke nogen merværdi med hensyn til evalueringen. På den anden side, hvis måleperioden er for lang, ville høreapparatets reaktionshastighed også blive bremset for meget, så høreapparatet kun påviser brugerens intention med en betydelig tidsforsinkelse og reagerer i overensstemmelse hermed med en tidsforsinkelse. En såkaldt rullende periode, der bevæger sig med tiden, er særlig nyttig.

[0027] Overvågningen af øremuskulaturens muskelaktivitet tilbyder en række forskellige anvendelser. Den beskrevne klassifikation muliggør en reaktion på en hvilken som helst aktivitet i øremusklen, især i kombination med de nedenfor beskrevne begreber til læring af nye egenskabsvektorer.

[0028] Da øremusklerne grundlæggende stræber efter en orienteringsaktivitet af ørerne ved hver aktivering, er overvågning af muskelaktiviteten særlig velegnet til at indstille en retningsbestemt karakteristik, kort retningskarakteristik, af høreapparatet, det vil sige tilpasning af en retningsbestemt hørelse. Ved retningsbestemt hørelse udsender høreapparatet de optagede lydsignaler fra mikrofonerne til brugeren på en sådan måde, at lydsignaler fra en bestemt retning, nemlig en høreretning, forstærkes i forhold til de andre lydsignaler. Som et resultat gengives fortrinsvis lydsignaler fra høreretningen. I en fordelagtig udførelsesform er høreapparatet derfor designet til retningsbestemt hørelse, og en retningsegenskab ved høreapparatet indstilles på basis af muskelaktiviteten, hvorved en lydkilde fremhæves i en bestemt retning. Retningskarakteristikken er især en retningslobe, der er defineret af en bredde og en vinkel. Lydkilder inde i retningsloben forstærkes mere af høreapparatet end lydkilder uden for retningsloben. Vinklen angiver i hvilken retning retningsloben er justeret i forhold til brugeren. Bredden angiver hvilket vinkelområde retningsloben dækker. Vinklen og bredden er derefter hver driftsparameter, som tilsammen danner en driftsform "retningsbestemt hørelse i en bestemt høreretning".

[0029] Når man indstiller retningskarakteristikken afhængigt af muskelaktiviteten, anvendes det faktum, at muskelaktiviteten evolutionsbiologisk skal bevirke en justering af ørerne, for så vidt som muskelaktiviteten af øremuskulaturen koder for en intention om at høre i en bestemt retning. Som allerede nævnt finder en justering af ørerne faktisk ikke sted, men styresignalerne til øremusklerne er til stede og omfatter en tilsvarende signatur, hvilket resulterer i en tilsvarende aktivitetsprofil, og som normalt er brugerspecifik. Ved viden om denne signatur, dvs. den tilknyttede egenskabsvektor, påvises intentionen med retningsbestemt hørelse derefter. I en variant påvises det ikke kun, at retningsbestemt hørelse ønskes, men snarere påvises den ønskede høreretning også. Det samme gælder bredden af retningsloben.

[0030] Signaturen til retningsbestemt hørelse består især af en sekvens af signaltoppe, dvs. sensorsignalet omfatter en øget amplitude i bestemte, definerede

og især konstante intervaller. Ved retningsbestemt hørelse søges der derfor fortrinsvis efter en sekvens af signaltoppe i sensorsignalet. Ved retningsbestemt hørelse er afstandene især sådan, at signaltoppene i frekvensdomænet resulterer i en højfrekvent signalkomponent, især i området mellem 500 Hz og 1000 Hz.

[0031] I en særligt foretrukken udførelsesform er høreapparatet et binauralt høreapparat og har to individuelle indretninger, der skal bæres på forskellige sider af brugerens hoved. Den aktuelle situation påvises derefter ved, at en lokal øremuskels muskelaktivitet måles på hver side ved hjælp af et respektive elektrodearray. I denne konfiguration er to sensorsignaler med fordel tilgængelige og derfor samlet set mere information, dvs. egenskaber til klassificering af brugerens intention og til forbedring af valget af en egnet driftsform. I princippet er et monoalt høreapparat dog også velegnet med kun et individuelt apparat til kun at forsyne et øre af brugeren.

[0032] Muskelaktiviteterne på de to sider evalueres fortrinsvis separat ved at klassificere sensorsignalerne uafhængigt af hinanden, og derefter justeres høreapparatet, hvis resultatet er det samme. Især justeres høreapparatet kun, hvis resultatet er det samme. En sammenlignende beslutningsproces finder derfor sted, hvor resultatet afhænger af sammenligningen af to uafhængigt vurderede sensorsignaler. De to klassifikatorer leverer hver et klassificeringsresultat uafhængigt af hinanden, og de to klassificeringsresultater sammenlignes med hinanden. Hvis de to klassifikationsresultater stemmer overens, justeres høreapparatet i overensstemmelse hermed. Med andre ord: driftsformen bestemmes oprindeligt redundant ved, at de to sensorsignaler klassificeres separat, således at to driftsformer bestemmes. Hvis de to driftsformer er ens, dvs. den samme intention blev påvist for begge sider, indstilles en tilsvarende driftsform. Ellers sker der især ingen justering af høreapparatet afhængigt af muskelaktiviteten. Dette forhindrer forkerte vurderinger. I en variant indstilles en blandet drift, som så at sige resulterer i et kompromis som en blanding af de to bestemte driftsformer.

[0033] Derudover eller alternativt evalueres muskelaktiviteterne på de to sider oprindeligt separat ved at klassificere sensorsignalerne uafhængigt af hinanden, og hvis resultaterne adskiller sig, synkroniseres de enkelte enheder ved at indstille en af de enkelte enheder mod sit eget resultat og baseret på resultatet af den anden individuelle enhed. Med forskellige resultater, mere præcise klassificeringsresultater, bestemmes også forskellige optimale driftsformer. I stedet for kun at foretage en indstilling, når resultatet er det samme som beskrevet ovenfor, forsøges der nu, så at sige, at nå til enighed mellem de to resultater for de enkelte enheder for at indstille den mest optimale driftsform, selv når resultatet af evalueringen af sensorsignalerne afviger. For eksempel, hvis resultaterne afviger, evalueres en ekstra sensor også for at bestemme, hvilket af de to resultater der anvendes, og hvilken driftsform der derefter indstilles. Som et alternativ eller derudover er en af de to individuelle enheder forudindstillet, fx trænet med en træningsfremgangsmåde, og hvis resultatet er anderledes, træner den anden individuelle enhed derefter ved at indstille den driftsform, der bestemmes af den forudindstillede individuelle enhed.

[0034] Det ovenfor beskrevne binaurale høreapparat er især velegnet til at indstille en retningsegenskab som beskrevet ovenfor i sammenhæng med retningsbestemt hørelse, dvs. en indrettet hørelse.

[0035] I en egent udførelsesform til retningsbestemt hørelse bestemmes en ønsket høreretning, dvs. en intention, især kvalitativt, fortrinsvis ved at undersøge, hvilket af de to sensorsignaler, der har en højere grad af organisering eller en højere energi. Lydkilden er så på denne side. Retningskarakteristikken justeres derefter i retning af høreretningen. Dette er baseret på overvejelsen om, at med en lateral lydkilde, dvs. en lydkilde der ikke er placeret frontalt og ikke i midten, skal kun øret på den tilsvarende side justeres, dvs. en særlig anstrengelse af øremusklerne skal måles på denne side, mens den anden side stort set er rolig, således at sensorsignalet omfatter end mindre grad af organiseret. Denne kvalitative bestemmelse af høreintentionen er for så vidt fordelagtig selv om mindre brugerspecifik og kan derfor generaliseres. Ved "højere grad af organisation" forstås generelt især, at flere egenskaber eller andre egenskaber overhovedet

findes i det tilsvarende sensorsignal, og især at entropien i et eller flere eller alle frekvensbånd er større på den ene side end på den anden side. Ved "højere energi" forstås, at energien er højere i et, flere eller alle frekvensbånd på den ene side, hvor energien især bestemmes som allerede beskrevet ovenfor.

[0036] Som et alternativ eller ud over den beskrevne kvalitative undersøgelse bestemmes den ønskede høreretning kvantitativt, dvs. især at retningen eller bredden af retningsloben eller begge bestemmes. Også til dette evalueres muskelaktiviteten i overensstemmelse hermed. Sensorsignalerne evalueres enten redundant på begge sider som beskrevet ovenfor eller sammen eller begge i kombination og for eksempel den ene efter den anden. I den fælles evaluering er en egenskabsvektor sammensat af egenskaber på begge sider, dvs. egenskaberne på begge sider bruges i kombination for at bestemme en egenskabsvektor, der spænder over begge sider i sensorsignalet, og for at sammenligne dette med tilsvarende tidligere kendte egenskabsvektorer . På denne måde øges antallet af egenskaber med fordel, og bestemmelsen af den egnede driftsform er endnu mere specifik.

[0037] I øremuskulaturenes orienteringsaktivitet er der imidlertid ikke kun kodet en høreintention, men øremuskelens orientering kan snarer også forstås som en del af brugerens ansigtsudtryk. Især en ændring i ansigtsudtryk eller en bevægelse af individuelle dele af ansigtet har en samlet effekt på øremusklerne. En muskelaktivitet i øremusklen ved tale og ved dannelse af et ansigtsudtryk er her af særlig interesse.

[0038] I en foretrukken udførelsesform bruges muskelaktiviteten under tale til at detektere ens egen stemme. Baseret på muskelaktiviteten påvises en stemmesituation, hvor brugeren selv taler. Driftsformen der indstilles, er en egenstemmereduktion, ved hvilken andelen af egenstemme i et udgangssignal af høreapparatet reduceres, især filtreres fra. I tilfælde af et binauralt høreapparat gøres dette fortrinsvis ved hjælp af en binaural beregning, dvs. ved en egnet kombination af mikrofonsignaler fra begge sider af brugerens hoved.

[0039] I en hensigtsmæssig videreudvikling påvises ikke kun en egenstemmesituation i sig selv, men det påvises også, hvad der præcist tales om, dvs. talepåvisning finder sted. Andelen af egenstemme reduceres derefter særligt målrettet og effektivt eller fjernes endda helt. I en første variant finder talepåvisningen sted ved hjælp af en ekstra sensor, og selvstemmepåvisning baseret på muskelaktiviteten tjener som yderligere information, der understøtter talepåvisningen. Dette er baseret på overvejelsen om, at en ekstra sensor, f.eks. en mikrofon, muligvis ikke kan skelne optimalt mellem ens egen stemme og andres stemmer. Egenstemmepåvisning som yderligere information understøtter derefter talepåvisningen, således at der skelnes klarere mellem andres stemmer og ens egen stemme. Talepåvisningen udføres for eksempel ved hjælp af en klassifikator, som undersøger mikrofonsignalerne, således at den yderligere hensyntagen til muskelaktiviteten giver yderligere egenskaber og på denne måde understøtter klassifikatoren. I en anden variant, som også kan bruges derudover, finder talegenkendelse udelukkende sted på basis af muskelaktiviteten og ikke for at understøtte en ekstra sensor; sensorsignalet evalueres således på en sådan måde, at det bestemmes direkte ud fra muskelaktiviteten, om brugeren taler og især også, hvad der præcist af brugeren tales om.

[0040] Som et alternativ eller derudover realiserer talepåvisningen en sådan talepåvisning, ved hvilken høreapparatet indstilles via talekommandoer uden at skulle evaluere mikrofonsignalerne, som kan indeholde forstyrrende signaler eller fremmede stemmer.

[0041] I en foretrukken udførelsesform påvises et ansigtsudtryk af brugeren på basis af muskelaktiviteten, hvilket udtryk anvendes som en styrekommando til at indstille en specifik driftsform, der er tilordnet styrekommandoen. Muskelaktiviteten tjener således generelt som en styrekommando for høreapparatet. Brugeren danner et ansigtsudtryk, som fører til en bestemt muskelaktivitet, som derefter påvises. Som et resultat kan følelser og dermed intentioner i bredere forstand også påvises, og en egnet driftsform kan vælges ud fra dette. I en variant bestemmes en følelse fra brugeren på baggrund af muskelaktiviteten, og in-

tentionen udledes af denne viden. Derved udnyttes det faktum, at følelserne udtrykkes i et bestemt ansigtsudtryk, som også påvirker øremusklerne

[0042] En udførelsesform er særlig fordelagtig, i hvilken en forkert positionering af høreapparatet påvises på basis af muskelaktiviteten, hvis sensorsignalet har en egenskabsvektor, der blot ligner den tidligere kendte egenskabsvektor. Derved påvises det pålideligt, om høreapparatet bæres korrekt, eller om der er en afvigelse fra en forudbestemt bæreposition. I denne sammenhæng forstås "lignende" især således, at egenskabsvektoren der blev fundet i sensorsignalet, har en vis overensstemmelse med den tidligere kendte egenskabsvektor, men at afvigelsen fra denne er større end en tolerance, inden for hvilken egenskabsvektoren i sensorsignalet ville blive anset for at stemme overens med den tidligere kendte egenskabsvektor. Dette er for eksempel tilfældet, hvis de to egenskabsvektorer kun stemmer overens i nogle egenskaber, eller hvis nogle eller alle egenskaberne har lidt forskellige værdier.

[0043] I en egnet udførelsesform sammenlignes de to egenskabsvektorer med hinanden med hensyn til deres amplitude for at bestemme en forkert positionering. Til dette formål anvendes for eksempel energien i hvert af frekvensbåndene som en egenskab. Dette er baseret på overvejelsen om, at hvis elektrodearrayet er forkert placeret, er det normalt længere væk fra øremusklen, og som et resultat er sensorsignalet generelt svagere, så egenskaberne er tilsvarende svagere. Omvendt kan elektrodearrayet ligge modsat den sædvanlige bæreposition på en sådan måde, at et samlet stærkere sensorsignal derefter måles.

[0044] Alternativt eller yderligere bestemmes og sammenlignes regelmæssigheden af de to egenskabsvektorer. Regelmæssigheden angiver især forholdet mellem individuelle frekvenskomponenter, dvs. forholdet mellem to frekvenskomponenter. Også her anvendes eksempelvis energien i de enkelte frekvensbånd til at bestemme regelmæssigheden af en egenskabsvektor ved at sammenligne energierne i to frekvensbånd og derefter sammenligne regelmæssighederne i den tidligere kendte egenskabsvektor og egenskabsvektoren i sensorsignalet. I denne henseende sammenlignes en faktisk regelmæssighed af

egenskabsvektoren i sensorsignalet med en nominel regelmæssighed af den tidligere kendte egenskabsvektor for at detektere en forkert positionering.

[0045] I sammenhæng med påvisningen af forkert positionering er den tidligere kendte egenskabsvektor især en forventet egenskabsvektor, dvs. ved undersøgelsen af sensorsignalet forventes den tidligere kendte egenskabsvektor, men der findes en herfra afvigende men lignende egenskabsvektor. I en hensigtsmæssig videreudvikling vælges den tidligere kendte egenskabsvektor fra adskillige tidligere kendte egenskabsvektorer som den forventede egenskabsvektor ved yderligere at bestemme, hvilken driftsform der er indstillet, eller hvilken situation der aktuelt er til stede, og ved at vælge den tidligere kendte egenskabsvektor, som er tilordnet til driftsformen eller situationen. Når der registreres en forkert positionering, bruges viden om den aktuelle situation eller den aktuelle driftsform til at bestemme, hvilken egenskabsvektor der faktisk forventes i sensorsignalet. Driftsformen eller den aktuelle situation bestemmes hensigtsmæssigt ved hjælp af en ekstra sensor, fx en mikrofon, hvis mikrofonsignal udsættes for en lydanalyse.

[0046] I en hensigtsmæssig videreudvikling påvises og korrigeres den forkerte positionering ved, at et mål for den forkerte positionering føres til en reguleringssløjfe som en faktisk værdi. Som mål anvendes for eksempel en aktuel egenskabsvektor i sensorsignalet eller en specifik værdi for et antal egenskaber i sensorsignalet. Den tidligere kendte egenskabsvektor, der svarer til den optimale positionering, er da især en nominel værdi for reguleringssløjfen. En alarm udsendes hensigtsmæssigt, så længe der foreligger en forkert positionering, som har til formål at få brugeren til at justere positioneringen.

[0047] Samlet set kan enhver ønsket indstilling derfor med fordel implementeres på baggrund af påvisningen af brugerens intention ved at måle muskelaktiviteten. Indstillingen af en retningsegenskab er allerede nævnt. Inden for omfanget af de allerede beskrevne konfigurationer eller alternativt eller yderligere indstilles et specifikt forstærkningsskema, et specifikt komprimeringsskema, dvs. frekvenskomprimeringsskema, støjundertrykkelse eller en anden algoritme

eller en kombination deraf som driftsform. Sådanne indstillinger er særligt fordelagtige i kombination med egenstemmepåvisningen, der er beskrevet ovenfor, da en ændring i driftsform normalt giver mening i en egenstemmesituation. Ved skift fra eller til en egenstemmesituation, foretages egnet indstillinger hensigtsmæssigt, som f.eks. at undertrykke andelen af egenstemmer som beskrevet ovenfor. Indstilling eller tilpasning af driftsform er også nyttig, når man påviser et ansigtsudtryk for at reagere på den mest sandsynlige ændrede situation.

[0048] Høreapparatet justeres automatisk baseret på muskelaktiviteten. Den valgte indstilling kan dog hensigtsmæssigt forhindres, især ved at brugeren overskriver resultatet af den automatiske påvisning ved et manuelt input.

[0049] Ud over afkodningen af brugerens intention på basis af tidligere kendte egenskabsvektorer finder en optagelse, dvs. optagelse af nye egenskabsvektorer, med fordelagtigt sted for at identificere nye og tidligere ukendte intentioner i fremtiden. Fremgangsmåden indeholder så også en læringsfremgangsmåde, ved hvilken høreapparatet lærer nye egenskabsvektorer og derefter gemmer dem som egenskabsvektorer, der nu er kendte. Dette er baseret på viden om, at øremuskulaturens muskelaktivitet mindst delvist er individuel fra bruger til bruger, det vil sige, at den samme intention kan karakteriseres af forskellige egenskaber af forskellige brugere. Omvendt kan den samme egenskabsvektor i princippet også være forårsaget af forskellige intentioner for forskellige brugere. Det er derfor hensigtsmæssigt, at en individuel tilpasning finder sted gennem inkludering af nye egenskabsvektorer. I en egnet udførelsesform registreres derefter et antal nye egenskabsvektorer, dvs. optages, og lagres som et tilsvarende antal tidligere kendte egenskabsvektorer for efterfølgende at undersøge sensorsignalet for disse tidligere kendte og således indlærte egenskabsvektorer.

[0050] I en særligt foretrukken udførelsesform, for at lære nye egenskabsvektorer, udsættes sensorsignalet yderligere for en egenskabsekstraktion ved hjælp af en egenskabsekstraktor, i hvilken der genereres en ny og især individuel, dvs. brugerspecifik egenskabsvektor, som lagres som en yderligere, tidligere

kendt egenskabsvektor. Følgelig ekstraheres en ny egenskabsvektor fra sensorsignalet og lagres derefter for at kunne få adgang til denne tidligere kendte egenskabsvektor i fremtiden. Den nye egenskabsvektor er derefter en lært egenskabsvektor. Alt i alt definerer og lærer høreapparatet en ny klasse, der nu er tilgængelig til klassificering.

[0051] En træningsfremgangsmåde udføres hensigtsmæssigt for at optage en ny egenskabsvektor. Som en del af træningsfremgangsmåden fremkaldes visse intentioner hos brugeren bevidst i en træningssituation, fx af visse stimuli, hvilket resulterer i muskelaktivitet, hvis egenskaber gemmes som en ny egenskabsvektor. Den tilknyttede intention oprettes specifikt på baggrund af træningssituationen og er derfor tilstrækkeligt kendt til at sikre, at en pålidelig tilordning opnås. En variant af træningsfremgangsmåden udføres af audiologen. Som et alternativ eller derudover udføres træningsfremgangsmåden af brugeren selv, f.eks. understøttet af træningssoftware eller en træningsform for høreapparatet. Træningsfremgangsmåden udføres egnet i forskellige situationer og miljøer for pålideligt at genkende forskellige intentioner i forskellige situationer og miljøer, dvs. situationsspecifikke.

[0052] De tidligere kendte egenskabsvektorer, dvs. klasser, kan grundlæggende specificeres på forskellige måder. På den ene side kan egenskabsvektorer allerede specificeres som fabriksegenskabsvektorer under fremstillingen af høreapparatet. Imidlertid tager sådanne fabriksfremstillede egenskabsvektorer principielt ikke hensyn til den individuelle reaktionsadfærd for den respektive brugers øremuskler og er derfor især begrænset til de egenskabsvektorer, der kan generaliseres uafhængigt af brugeren.

[0053] På den anden side kan yderligere egenskabsvektorer tilføjes for brugeren som beskrevet i sammenhæng med en træningsfremgangsmåde, fx en individuel tilpasningssession. Visse stimuli præsenteres specifikt for brugeren, og deres individuelle responsadfærd måles derefter for at udlede og gemme en ny og individuel egenskabsvektor til den præsenterede stimulus og den tilknyttede intention fra det resulterende sensorsignal. På samme måde tilpasses allerede

kendte egenskabsvektorer i en variant, dvs. en finjustering af tidligere kendte egenskabsvektorer finder sted.

[0054] I en egnet udførelsesform er den tidligere kendte egenskabsvektor taget fra en ekstern database, der f.eks. er lagret på en server. Den tidligere kendte egenskabsvektor er derfor ikke oprindeligt gemt i høreapparatet, men efterspørges snarere af den fra den eksterne database eller transmitteres automatisk af denne. Især indeholder den eksterne database et stort antal tidligere kendte egenskabsvektorer og fungerer som et centralt lagersted. Nye egenskabsvektorer lagres hensigtsmæssigt i den eksterne database og er derefter med fordel også tilgængelige for andre brugere. Som et resultat kan læringstiden, dvs. den indsats, der er involveret i ekstraktion af nye egenskabsvektorer, reduceres drastisk. Selvom muskelaktiviteten er meget individuel, har fremgangsmåden stadig fordel af de egenskabsvektorer, der blev bestemt i forbindelse med en anden bruger, hvor der ved påvisning af en ny egenskabsvektor anvendes egenskabsvektorer fra en anden bruger som startværdier, og at disse startværdier derefter optimeres på en brugerspecifik måde. Lagring af egenskabsvektorerne i en ekstern database muliggør også en metaanalyse ved hjælp af hvilken fordelagtigt generaliserbare egenskabsvektorer bestemmes, dvs. egenskabsvektorer der ikke eller kun er lidt brugerspecifikke. I denne henseende flettes og generaliseres de nye egenskabsvektorer for et antal brugere i den eksterne database for at bestemme generaliserede egenskabsvektorer, som igen er tilgængelige for en individuel bruger som tidligere kendte egenskabsvektorer og bruges til at klassificere sensorsignal under drift af dennes høreapparat.

[0055] En udførelsesform er særlig fordelagtig, hvor individuelle egenskabsvektorer læres automatisk ved hjælp af en maskinlæringsfremgangsmåde. Som et resultat genereres og opbevares lærte egenskabsvektorer og tages i betragtning i efterfølgende analyser som egenskabsvektorer, der nu tidligere er kendt. Analysen af muskelaktivitet er særlig velegnet til en maskinlæringsfremgangsmåde, da muskelaktivitet er meget individuel og derfor kun kan generaliseres i begrænset omfang. I modsætning hertil kan klassificeringen af støjmiljøer base-

ret på mikrofonsignaler generaliseres meget let, da et bestemt støjmiljø er kendetegnet ved visse lyde og dermed af en egenskabsvektor der er kendt på forhånd. Imidlertid genererer øremusklens reaktionsadfærd, som genereres individuelt af brugerens hjerne, i meget få tilfælde en egenskabsvektor til en specifik situation, der er den samme uafhængigt af brugeren. I maskinlæringsfremgangsmåden genereres derefter et brugerspecifikt sæt egenskabsvektorer.

[0056] Maskinlæringsfremgangsmåden udføres af en læringsmaskine. Dette er fortrinsvis en del af en styreenhed i høreapparatet og især fortrinsvis integreret i et hus i høreapparatet. Alternativt eller yderligere er læringsmaskinen arrangeret eksternt, fx på en brugers smartphone eller på en server.

[0057] En særlig egnet maskinlæringsfremgangsmåde til udtrækning af egenskaber er beskrevet i Strauss og Steidl "Hybrid wavelet-support vector classification of waveforms", Journal of Computational and Applied Mathematics 148 (2002), p. 375-400. Den der beskrevne fremgangsmåde anvendes fortrinsvis også til klassificering af sensorsignalet, dvs. til detektion af tidligere kendte egenskabsvektorer, især egenskabsvektorer der er tidligere indlært ved egenskabsekstraktion. Følgelig implementeres klassifikatoren fortrinsvis af en supportvektormaskine (forkortet SVM), som inden for rammerne af maskinlæringsfremgangsmåden diskriminerer hinanden så meget som muligt, dvs. klasser der er tilordnet forskellige driftsformer, og således er garanteret en særlig pålidelig klassificering, dvs. påvisning af de tidligere kendte egenskabsvektorer. Samtidig gavner denne fordel også egenskabsekstraktionen, da respektive nyligt lærte egenskabsvektorer automatisk kan differentieres optimalt.

[0058] I en foretrukken udførelsesform genereres den nye egenskabsvektor i en maskinlæringsfremgangsmåde med instruktion. Læringsmaskinen trænes således i en læringsfremgangsmåde. En bestemt driftsform tilordnes en bestemt situation med en endnu ukendt egenskabsvektor. Den i sig selv kendte driftsform for den i sig selv kendte situation skal nu gøres justerbar ved at genkende muskelaktiviteten, men den særlige individuelle muskelaktivitet er stadig ukendt. Som en del af maskinlæringsfremgangsmåden etableres den specifikke situati-

on nu som den aktuelle situation, især i en træningsfremgangsmåde, og derved genereres en tilsvarende intention fra brugeren, som derefter er karakteriseret ved en egenskabsvektor, der bestemmes og sammenkædes med driftsformen. Til dette formål søger egenskabsekstraktoren uafhængigt et antal ukendte egenskaber i sensorsignalet. De ukendte egenskaber kombineres derefter for at danne den nye egenskabsvektor, og denne tilordnes den specifikke driftsform. Den nye egenskabsvektor er derefter en indlært egenskabsvektor og er fremover tilgængelig som en tidligere kendt egenskabsvektor.

[0059] Hvad der er vigtigt ved maskinlæringsfremgangsmåden er, at egenskaberne ikke oprindeligt er specificeret, men bestemmes uafhængigt af egenskabsekstraktoren. Til dette formål undersøger egenskabsekstraktoren sensorsignalet for mønstre eller regelmæssigheder og især for egenskaber, der i kombination ikke svarer til en tidligere kendt egenskabsvektor. I en variant foretages der imidlertid en eksplicit søgning efter egenskaber, der ligner en tidligere kendt egenskabsvektor for at forfine eller tilpasse dens repræsentation. Situationen der er indstillet til dette formål, er hensigtsmæssigt netop den situation, som er tilordnet egenskabsvektoren, der skal forbedres via den tilknyttede intention.

[0060] En udførelsesform er særlig fordelagtig, i hvilken en maskinlæringsfremgangsmåde, især som beskrevet ovenfor, udføres under normal drift af høreapparatet, dvs. når det bæres i hverdagen og uden for en særlig træningssituation. Egenskabsekstraktoren undersøger derefter kontinuerligt, om sensorsignalet indeholder nye egenskaber eller nye egenskabsvektorer, som ikke tidligere er kendt. Samtidig registreres den aktuelle situation eller den aktuelt indstillede driftsform eller begge dele og tilordnes egenskabsvektoren. Dette er baseret på overvejelsen om, at den respektive situation reproducerbart genererer en bestemt intention for brugeren og kræver en bestemt driftsform. Ved at registrere egenskabsvektoren der er karakteristisk for denne situation eller driftsform eller begge dele, påvises situationen pålideligt igen i fremtiden, og den egnede driftsform indstilles.

[0061] På egent måde påvises inden for rammerne af en hybrid analyse ved hjælp af en yderligere sensor, om den aktuelle situation er en tidligere kendt situation, hvortil en tidligere kendt driftsform allerede er tilordnet, og den nye egenskabsvektor tilordnes den tidligere genkendte driftsform, i tilfælde af at den aktuelle situation svarer til den tidligere kendte situation. Især implementeres således en læringsfremgangsmåde, hvor høreapparatet uafhængigt genererer nye sammenhænge mellem muskelaktiviteten og den aktuelle situation. Problemet med at tilordne egenskabsvektoren til en bestemt situation og til en specifik driftsform løses af en yderligere sensor, så fremgangsmåden også kan udføres uden for en træningssituation, dvs. situationen behøver ikke identificeres udefra. Den ekstra sensor bruges snarere til at klassificere den aktuelle situation og identificere den optimale driftsform. Den krævede driftsform er derefter kendt og kan tilordnes den nye egenskabsvektor. Den ekstra sensor er for eksempel en mikrofon, der genererer et mikrofonsignal, der udsættes for lydanalyse for at klassificere den aktuelle situation og vælge en egnet driftsform. Efter at muskelaktiviteten og en tilsvarende egenskabsvektor er blevet indlært for denne situation, er fremtidig detektion tilsvarende hurtigere og lettere uden at skulle ty til en kompleks lydanalyse. Alternativt eller yderligere udføres en EEG-måling, hvor den yderligere sensor er et antal EEG-elektroder. En accelerationssensor er også velegnet som en yderligere sensor.

[0062] I en fordelagtig udførelsesform er den tidligere kendte egenskabsvektor integreret i et neuralt netværk, ved hjælp af hvilket det undersøges, om sensorsignalet har en tidligere kendt egenskabsvektor ved at bestemme en egenskabsvektor for sensorsignalet og bruge denne som et indgangssignal til det neurale netværk. En væsentlig fordel ved et neuralt netværk er især, at det ikke nødvendigvis skal trænes i en læringsproces med instruktion, men også kan lære og arbejde uden instruktion. En tidligere kendt egenskabsvektor er så ikke lagret i en hukommelse, men snarere integreret i topologien i det neurale netværk.

[0063] Især i forbindelse med den tidligere beskrevne udførelsesform med en yderligere sensor kan en maskinlæringsfremgangsmåde også implementeres

uden instruktion, dvs. læringsmaskinen behøver ikke at blive trænet, men lærer helt automatisk ved hjælp af den ekstra sensor. Især er der ikke behov for en separat hukommelse til de tidligere kendte egenskabsvektorer. Snarere tilordnes disse egenskabsvektorer, der er integreret i det neurale netværk, nu til specifikke driftsformer. Med andre ord: først og fremmest bruges en ekstra sensor til at påvise, om den aktuelle situation er en tidligere kendt situation, som en tidligere kendt driftsform allerede er tilordnet. Hvis det neurale netværk derefter genkender sensorsignalets egenskabsvektor, dvs. hvis en egenskabsvektor er integreret i det neurale netværk, der matcher egenskabsvektoren for sensorsignalet, tilordnes denne egenskabsvektor til den tidligere kendte driftsform. Ved hjælp af den ekstra sensor genereres en tildeling af en integreret egenskabsvektor til en driftsform i en maskinlæringsfremgangsmåde uden instruktion, hvor den aktuelle situation bestemmes ved hjælp af den ekstra sensor, og den integrerede egenskabsvektor tilordnes så til denne aktuelle situation og dermed også til driftsformen, der er egnet til denne situation, som vil blive sat i fremtiden, når det nu lærte, dvs. den tilordnede egenskabsvektor findes igen i sensorsignalet. Den integrerede egenskabsvektor bliver således en tidligere kendt egenskabsvektor gennem læringsfremgangsmåden.

[0064] Analogt med maskinlæringsfremgangsmåden med instruktion udføres maskinlæringsfremgangsmåden uden instruktion også hensigtsmæssigt i normal drift af høreapparatet. I konfigurationen med et neuralt netværk lærer dette derefter uafhængigt at tilordne de integrerede egenskabsvektorer til en bestemt driftsform. Dette gøres for eksempel via en ekstra sensor som beskrevet ovenfor eller via feedback fra brugeren.

[0065] I en særligt egnet udførelsesform integreres egenskabsekstraktoren og klassifikatoren i et signalbehandlingssystem, og egenskabsekstraktionen og klassificeringen behandles som et enkelt optimeringsproblem. Klassifikatoren og egenskabsekstraktoren bruger derefter i fællesskab en enkelt egenskabsgenkendelse, som identificerer et antal egenskaber og dermed en egenskabsvektor i sensorsignalet. Som et resultat er hele evalueringen af sensorsignalet på den ene side særlig kompakt, og på den anden side anvendes fordelagtige

synergier, der er resultatet af den kombinerede klassificering og egenskabsekstraktion, fordi egenskaberne kun skal ekstraheres en gang fra sensorsignalet og sammenlignes med de tidligere kendte egenskabsvektorer, og derefter på den ene side at generere nye egenskabsvektorer og på den anden side at påvise tidligere kendte egenskabsvektorer. Signalbehandlingsindsatsen reduceres derved til et minimum. Egenskabsekstraktoren betjenes også med fordel på en sådan måde, at den ekstraherer disse egenskaber og dermed de egenskabsvektorer, som er særligt lette at genkende for klassifikatoren. Da klassifikatoren og egenskabsekstraktoren bruger den samme egenskabspåvisning, afstemmes begge optimalt med hinanden.

[0066] Sensorsignalet er fortrinsvis opdelt i flere frekvensbånd ved hjælp af en filterbank, hvor hvert frekvensbånd danner et antal egenskaber. Undersøgelsen af egenskaber, der allerede er beskrevet ovenfor på basis af entropi og energi i individuelle frekvensbånd, finder derefter sted ved hjælp af filterbanken på en sådan måde, at der foretages en entropimåling eller en energimåling eller begge for hvert af frekvensbåndene . En respektiv entropi eller energimåling repræsenterer en egenskab, og egenskaberne danner tilsammen en egenskabsvektor for sensorsignalet. En filterbank er særlig effektiv og er også særligt velegnet til behandling af egenskabsekstraktion og klassificering som et enkelt optimeringsproblem. Da egenskaberne til dannelsen af nye egenskabsvektorer er hentet fra netop den filterbank, som også bruges til klassificeringen, påvises de egenskabsvektorer der er blevet indlært, særligt pålideligt.

[0067] Maskinlæringsfremgangsmåden udføres fortrinsvis ved hjælp af den hybride wavelet-kernel-læringsalgoritme, der er beskrevet i Strauss og Steidl (2002, op. cit.) eller i Yger og Rakotomamonjy "Wavelet kernel learning" Pattern Recognition 44, 2011, p. 2614-2629. Læringsalgoritmen er baseret på en dynamisk tilpasning af de underliggende wavelet for at udtrække optimale egenskaber. Dette er især fordelagtigt i det foreliggende tilfælde, da egenskaberne ikke nødvendigvis er kendte og definerede i sig selv og også typisk er brugerspecifikke. I denne henseende er definitionen af egenskaberne, dvs. specifikt filterbanken, fordelagtigt også tilpasset i maskinlæringsfremgangsmåden, fx

med hensyn til afskæringsfrekvenser for de enkelte frekvensbånd. Filterbanken er således en parametriseret filterbank. Egenskaberne der er defineret på denne måde, og filterbanken der er konfigureret på denne måde, er derefter automatisk også optimalt egnet til klassificeringen, dvs. også til at undersøge sensorsignalet ved hjælp af signalbehandlingen, der er beskrevet ovenfor.

[0068] Filterbanken er fortrinsvis en paraunitær filterbank. En definition af en paraunitær filterbank med to frekvensbånd er givet i Strauss og Steidl (2002, op. cit.) på side 382, især i ligninger (18) og (19). En særlig egnet filterbank med en tværstruktur (engelsk: "lattice structure") er beskrevet der i ligning (22). Den der nævnte vinkel tjener som en parameter for filterbanken, som derefter er en parametriseret og således med fordel tilpasningsbar filterbank.

[0069] I en egnet udførelsesform har filterbanken ti frekvensbånd. Frekvensbåndene for filterbanken er fortrinsvis hver oktav brede. Dette forstås især at betyde, at hvert frekvensbånd har en øvre båndgrænsefrekvens og en nedre båndgrænsefrekvens, hvor den øvre båndgrænsefrekvens er dobbelt så stor som den nedre båndgrænsefrekvens. Frekvensbåndene behøver ikke at være nøjagtigt en oktav bred; en afvigelse på op til 10 % er også egnet. En udførelsesform er især hensigtsmæssig, i hvilken båndgrænsefrekvenser, som allerede angivet ovenfor, tilpasses ved hjælp af en parametrisering, ved at båndgrænsefrekvenser vælges i forhold til de enkelte egenskaber på en sådan måde, at egenskaberne er særligt tydelige.

[0070] I en egnet udførelsesform har filterbanken en nedre grænsefrekvens på 4 Hz og en øvre grænsefrekvens på 1 kHz, således at muskelaktiviteten undersøges i et frekvensområde fra 4 Hz til 1 kHz.

[0071] I en egnet udførelsesform anvendes en enkelt filterbank i et binauralt høreapparat til at analysere begge sensorsignaler. Filterbanken trænes derefter ved hjælp af maskinlæringsfremgangsmåden især på en sådan måde, at filterbanken skelner mellem de to retninger, dvs. filterbanken ekstraherer et antal

egenskaber, der er tilordnet til venstre eller højre side. Alternativt anvendes imidlertid to separate filterbanker, nemlig en til hver enkelt enhed.

[0072] For at generere sensorsignalet er elektrodearrayet mindst bipolært udstyret, dvs. det har mindst to elektroder, mellem hvilke der derefter måles en potentialforskel. I princippet er et elektrodearray med mere end to elektroder også egnet. Til EMG-målinger i et klinisk miljø anvendes for eksempel 128 elektroder, som fordeles over hele hovedet. En af elektroderne anvendes derefter hensigtsmæssigt som en referenceelektrode, der tilvejebringer et referencepotentiale, mod hvilket der foretages målinger med de andre elektroder i et bipolært arrangement. Med andre ord: potentialforskellen mellem en af elektroderne og referenceelektroden måles.

[0073] I det foreliggende tilfælde er elektrodearrayet designet til at være så kompakt som muligt. Til dette formål er elektrodearrayet anbragt i en egnet udførelsesform kun i området for øremusklerne, dvs. i denne forbindelse højst 5 cm fra øret, mere præcist fra øremusklen, især fortrinsvis højst 2 cm. Dette sikrer, at elektrodearrayet kun fordeles over en lille del af brugerens hoved og derfor er særligt velegnet til daglig brug.

[0074] I en foretrukken udførelsesform har elektrodearrayet højst fem, især fortrinsvis nøjagtigt to, elektroder. En sådan begrænsning af antallet af elektroder bidrager også til kompaktheden af elektrodearrayet og til den daglige egnethed af høreapparatet og fremgangsmåden. Reduktionen i antallet af elektroder, især i sammenligning med det kliniske miljø, er især baseret på iagttagelsen af, at et begrænset antal elektroder er fuldstændig tilstrækkeligt til at måle øremuskulaturens muskelaktivitet. Især i forbindelse med en maskinlæringsproces er kun et lille antal elektroder nødvendige for at kunne måle muskelaktiviteten med tilstrækkelig nøjagtighed og for at kunne skelne tilstrækkeligt mellem forskellige klasser.

[0075] I tilfælde af et binauralt høreapparat med to individuelle indretninger er der så fortrinsvis arrangeret to elektrodearrays, nemlig en til hver af de individu-

elle indretninger. Anvendelsen af kun et elektrodearray pr. individuel enhed med kun et par elektroder som beskrevet ovenfor er kun mulig ved begrebet EMG-måling, da der som beskrevet ovenfor er et tilstrækkeligt filtreret og forstærket signal. Elektrodearrayet er også placeret på øremusklen og er derfor alligevel i nærheden af høreapparatet. Elektrodearrayet er hensigtsmæssigt integreret i høreapparatet, især som en del af et hus i høreapparatet. Dette øger brugerens komfort betydeligt. Det visuelle udseende er højst også minimalt nedsat. Begge bidrager til et betydeligt højere niveau for accept til daglig brug. Frem for alt muliggør dette EMG-måling ikke kun i forbindelse med en egnet session med audiologen ved hjælp af komplekst udstyr, men snarere ubemærket og usynlig i hverdagen, dvs. under normal drift af høreapparatet.

[0076] Ud over elektroderne har elektrodearrayet hensigtsmæssigt også en elektrode, som er en referenceelektrode, især for at overvåge funktionaliteten af de andre elektroder og for at tilvejebringe en reference for signalet fra elektroderne. Med andre ord: elektrodearrayet har flere elektroder, hvoraf den ene er designet som en referenceelektrode. Referenceelektroden bruges derefter til at måle et referencesignal væk fra enhver af brugerens øremuskler. Ved hjælp af referencesignalet behandles sensorsignalet, fx frigjort fra baggrundsstøj eller normaliseres, før sensorsignalet tilføres til klassifikatoren og især også til egenskabsekstraktoren til egenskabsanalyse. Det er især velegnet til at fastgøre referenceelektroden til mastoiden, dvs. på vortedelen af den temporale knogle. Dette sikrer en tilstrækkelig reference. Referenceelektroden kan også bæres der stort set ubemærket. Generelt kan referenceelektroden også passende fastgøres i nærheden af øret og kan også fastgøres under driften, men netop ikke på en af øremusklerne.

[0077] En kombination af de ovennævnte konfigurationer er særlig fordelagtig, således at elektrodearrayet har nøjagtigt en elektrode og en referenceelektrode, dvs. i alt kun to elektroder, som begge er integreret i høreapparatets hus og derfor hver især er anbragt nær brugerens øre.

[0078] Elektrodernes elektroder og muligvis også referenceelektroden er fortrinsvis hver udformet som en ekstern elektrode, dvs. som en elektrode, der er anbragt uden for brugerens hoved. Alternativt kan en eller flere af elektroderne også konfigureres som implantat.

[0079] Som beskrevet ovenfor er en respektiv elektrode integreret i en egnet variant i et hus på høreapparatet. Imidlertid er en udførelsesform som en separat elektrode også egnet, som derefter forbindes via en signallinje eller trådløst for at transmittere signalerne til signalbehandlingen.

[0080] Elektrodearrayet til måling på øremusklen er hensigtsmæssigt fastgjort til selve øremusklen, dvs. det ligger an mod ydersiden af hovedbunden og måler derefter direkte på øremusklen, som er under hovedbunden. I et alternativ til eller i kombination med det ovenstående er elektrodearrayet arrangeret i øregangen, det vil sige stadig uden for hovedet og ikke designet som et implantat, men indsat i øregangen. Dette er baseret på ideen om, at øremusklens adfærd også kan måles her. En sådan konfiguration er især egnet til i-øret-høreapparater, det vil sige de høreapparater, der helt eller delvist bæres i øregangen.

[0081] Høreapparatet har en styreenhed, der er designet til at udføre en fremgangsmåde som beskrevet ovenfor. Klassifikatoren og egenskabsekstraktoren er fortrinsvis en del af styreenheden. Læringsmaskinen er hensigtsmæssigt en del af styreenheden. Klassifikatoren, egenskabsekstraktoren eller læringsmaskinen eller en kombination deraf er i en variant anbragt på en ekstern enhed, fx en smartphone, som er forbundet til høreapparatet til signaloverføringen. Den eksterne enhed tjener derefter til at aflaste høreapparatet, da dette kun har begrænset computerkraft.

[0082] Elektrodearrayet er fortrinsvis en del af høreapparatet; alternativt er elektrodearrayet designet som en ekstern sensor og er koblet til høreapparatet, for eksempel ved hjælp af et kabel eller en trådløs forbindelse.

[0083] Høreapparatet er fortrinsvis en såkaldt BTE-apparat, der bæres bag øret. Dette inkluderer såkaldte RIC-apparater, hvor modtageren er indsat i øregangen, men resten af høreapparatet bæres uden for dene. Imidlertid er andre designs såsom ITO (i-øret) eller CIC (helt-i-øregangen) generelt også egnede.

[0084] Opfindelsen er imidlertid ikke begrænset til et høreapparat til forsyning af en hørehæmmet person. I en ligeledes egnet udførelsesform er høreapparatet en hovedtelefon eller en lignende enhed til lydoutput. Det er vigtigt, at høreapparatet har en modtager til lydoutput.

[0085] Et eksempel på en udførelsesform for opfindelsen forklares mere detaljeret nedenfor under henvisning til en tegning. Deri viser hver skematisk:

Fig. 1 en brugers øre og et høreapparat,
Fig. 2 høreapparatet i Fig. 1,
Fig. 3 signalbehandling af høreapparatet i Fig. 1,
Fig. 4 en maskinlæringsfremgangsmåde til høreapparatet i Fig. 1 og
Fig. 5 en fremgangsmåde til justering af høreapparatet i Fig. 1.

[0086] I Fig. 1 er der afbildet et høreapparat 2, som bæres bag et øre O af en ikke vist bruger. Høreapparatet 2 er afbildet mere detaljeret i Fig. 2. Høreapparatet 2 er her et BTE-høreapparat med et hus 4, som bæres bag øret O, og hvorfra et lydrør 6 strækker sig ind i øregangen. Høreapparatet 2 har også et antal mikrofoner 8, der opfanger lydsignaler fra brugerens omgivelser. Disse lydsignaler modificeres derefter, især forstærkes, ved 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. For at holde lydrøret 6 sikkert fastgøres en høretelefon 14 til enden af røret og indsættes i øregangen.

[0087] Høreapparatet 2 drives ved hjælp af en fremgangsmåde, hvor elektromyografi (kort EMG) udføres, hvor en muskelaktivitet i en øremuskel M af brugeren måles ved hjælp af et elektrodearray 16. Elektrodearrayet 16 har i dette tilfælde en enkelt elektrode 17 og en referenceelektrode 28, det vil sige i alt to

poler. Øremusklen M er her den bageste øremuskel, dvs. musculus auricularis posterior. De to andre ydre øremuskler, nemlig de forreste og øvre øremuskler, er også vist, men ikke udtrykkeligt angivet. Elektrodearrayet 16 er her en del af huset 4 og er placeret på det på en sådan måde, at elektrodearrayet 16 ligger an mod den bageste øremuskel M og således kan måle dens muskelaktivitet. Muskelaktiviteten af øremusklen M måles kontinuerligt, således at aktivitetsprofilen af øremusklen M registreres. Aktivitetsprofilen er forholdsvis kompleks, dvs. øremusklen M udfører ikke kun individuelle og usammenhængende bevægelser. Snarere er en intention fra brugeren kodet i aktivitetsprofilen, således at komplekse mønstre er indeholdt i muskelaktiviteten over en længere måleperiode på f.eks. et sekund. Disse afkodes som en del af fremgangsmåden for optimalt at indstille høreapparatet 2, dvs. for at indstille en driftsform, der passer til den aktuelle situation.

[0088] Elektrodearrayet 16 genererer et sensorsignal S, der tilføres til en signalbehandlingsenhed 18, hvilket er vist mere detaljeret i Fig. 3. Signalbehandlingsenheden 18 er en del af styreenheden 10. Signalbehandlingsenheden 18 har en klassifikator 20 ved hjælp af hvilken sensorsignalet S udsættes for en klassifikation. Muskelaktiviteten afkodes derved, og brugerens underliggende intention bestemmes ved at undersøge, om sensorsignalet S omfatter en tidligere kendt egenskabsvektor V. Til dette formål lagres et antal tidligere kendte egenskabsvektorer V, som nu søges i sensorsignalet S, i en hukommelse 22 i signalbehandlingsenheden 18. Hver tidligere kendt egenskabsvektor V er tilordnet en driftsform for høreapparatet 2, som indstilles, når sensorsignalet S omfatter den tidligere kendte egenskabsvektor V. I det foreliggende tilfælde indstilles en retningsegenskab 24, dvs. høreapparatet 2 er designet til retningsbestemt hørelse og har en retningslobe med en vinkel og en bredde, der vælges og indstilles afhængigt af muskelaktiviteten og den deri kodede intention, hvilket her er en høreintention.

[0089] Fremgangsmåden er illustreret i Fig. 3. Sensorsignalet S fra elektrodearrayet 16 føres til signalbehandlingsenheden 18 og filtreres der først ved hjælp af et forfilter 26. Til dette formål anvendes et sensorsignal fra en referenceelektro-

de 28, som er en del af elektrodearrayet 16 og også er en del af huset 6, men er placeret væk fra øremusklerne og tilfører således et referencesignal. Derudover elimineres støjartefakter i forfilteret. Det bearbejdede sensorsignal S føres derefter til en filterbank 30, ved hjælp af hvilken sensorsignalet S opdeles i individuelle egenskaber F. Filterbanken 30 har her ti frekvensbånd. I Fig. 3 er der for hvert frekvensbånd en egenskab F. En respektiv egenskab F er for eksempel energien i det relevante frekvensbånd, der er målt over måleperioden, eller frekvensbåndets entropi. I en variant genereres flere egenskaber F pr. frekvensbånd, fx både entropi og energi. Egenskaberne F danner en egenskabsvektor G, som er en egenskabsvektor G for sensorsignalet S, og som sammenlignes med de tidligere kendte egenskabsvektorer V i klassifikatoren 20. Retningskarakteristikken 24 indstilles derefter på basis af resultatet. Viden om, at muskelaktiviteten skal skabe en orientering af ørerne O fra et evolutionært synspunkt, anvendes, for så vidt som en intention om at høre i en bestemt retning er kodet i øremuskulaturen M. En orientering af ørene O finder faktisk ikke sted, men styresignalerne til øremusklerne M er til stede og har en tilsvarende signatur, der resulterer i en tilsvarende aktivitetsprofil, og som normalt er brugerspecifik. Ved at kende denne signatur, dvs. den tilknyttede egenskabsvektor G, påvises intentionen med retningsbestemt hørelse derefter, i det foreliggende tilfælde ikke kun det faktum, at retningsbestemt hørelse er ønsket, men snarere påvises den ønskede høreretning også.

[0090] Ud over afkodningen af brugerens intention på basis af tidligere kendte egenskabsvektorer **V** er der i dette tilfælde også en optagelse, dvs. optagelse af nye egenskabsvektorer **N**, for at erkende nye og tidligere ukendte intentioner i fremtiden. Fremgangsmåden er således også en læringsfremgangsmåde, hvor høreapparatet 2 lærer nye egenskabsvektorer **N** og derefter gemmer dem som tidligere kendte egenskabsvektorer **V**. Til dette formål udsættes sensorsignalet S for en egenskabsekstraktion ved hjælp af en egenskabsekstraktor 32, i hvilken der genereres en ny og især individuel, dvs. brugerspecifik, egenskabsvektor **N**, der lagres i hukommelsen 22 som en yderligere tidligere kendt egenskabsvektor **V**.

[0091] I det foreliggende tilfælde er egenskabsekstraktor 32 og klassifikatoren 18 integreret i signalbehandlingen 18, og egenskabsekstraktionen og klassifikationen behandles som et enkelt optimeringsproblem. Som tydeligt vist i Fig. 3 anvender klassifikatoren 18 og egenskabsekstraktor 32 i fællesskab en enkelt egenskabsgenkendelse, som identificerer et antal egenskaber F og dermed en egenskabsvektor G i sensorsignalet S. Egenskaberne G behøver kun at blive ekstraheret en gang fra sensorsignalet S ved hjælp af filterbanken 30 og sammenlignet med de tidligere kendte egenskabsvektorer V for derefter at generere nye egenskabsvektorer N på den ene side og erkende tidligere kendte egenskabsvektorer V på den anden. Da klassifikatoren 18 og egenskabsekstraktoren 32 bruger den samme filterbank 30 til egenskabsgenkendelse, afstemmes begge optimalt med hinanden.

[0092] I den viste udførelsesform læres nye egenskabsvektorer N automatisk ved hjælp af en maskinlæringsfremgangsmåde. Analysen af muskelaktivitet er særlig velegnet til en maskinlæringsfremgangsmåde, da muskelaktivitet er meget individuel og derfor kun kan generaliseres i begrænset omfang. Maskinlæringsfremgangsmåden genererer derefter et brugerspecifikt sæt af tidligere kendte egenskabsvektorer V ved at lære nye egenskabsvektorer N.

[0093] For at lære nye egenskabsvektorer N udføres maskinlæringsfremgangsmåden på en overvåget måde. I dette tilfælde etableres en specifik situation som den aktuelle situation i en træningsfremgangsmåde, og derved genereres en tilsvarende intention fra brugeren, som derefter er kendetegnet ved en egenskabsvektor G og er knyttet til driftsformen. Til dette formål søger egenskabsekstraktoren 32 uafhængigt efter et antal ukendte egenskaber F i sensorsignalet S. De ukendte egenskaber S kombineres derefter til at danne den nye egenskabsvektor N, og disse tilordnes den specifikke driftsform. Den nye egenskabsvektor N er derefter en lært egenskabsvektor og er fremover tilgængelig som en tidligere kendt egenskabsvektor V i hukommelsen 22.

[0094] I det foreliggende tilfælde er hukommelsen 22 arrangeret på grund af anvendelsen af en SVM. Når der anvendes et andet maskinlæringskoncept, kan

hukommelsen 22 dog muligvis undlades. I en ikke vist variant anvendes således et neuralt netværk i stedet for et SVM, som ikke behøver at ty til lagrede egenskabsvektorer V, da disse allerede er givet, når det neurale netværk implementeres ved dets struktur.

[0095] Det er vigtigt i maskinlæringsfremgangsmåden, at egenskaberne F ikke oprindeligt er specificeret, men bestemmes uafhængigt af egenskabsekstraktoren 32. Denne undersøger sensorsignalet S for mønstre eller regelmæssigheder og især for egenskaber F, som i kombination ikke svarer til en tidligere kendt egenskabsvektor V, eller der foretages en eksplicit søgning efter egenskaber F, der ligner en tidligere kendt egenskabsvektor V for at forfine eller tilpasse dens repræsentation.

[0096] I Fig. 3 er der også vist en yderligere sensor 34, der yderligere anvendes i sammenhæng med en hybrid analyse for at understøtte klassificeringen af sensorsignalet S eller for at understøtte læringsprocessen til at lære nye egenskabsvektorer N. Den yderligere sensor 34 tilvejebringer til dette formål yderligere information om miljøet. Den yderligere sensor 34 er for eksempel en af mikrofonerne 8, som hver genererer et mikrofonsignal, der udsættes for en lydanalyse for at klassificere den aktuelle situation og for at vælge en egnet driftsform. Efter at muskelaktiviteten og en tilsvarende egenskabsvektor N derefter er blevet lært til denne situation, er fremtidig detektion tilsvarende hurtigere og lettere uden at skulle ty til en kompleks lydanalyse. Alternativt eller yderligere udføres en EEG-måling; den yderligere sensor 34 er så et antal EEG-elektroder. En accelerationssensor er også velegnet som en ekstra sensor 34.

[0097] I Fig. 1 til Fig. 3 er der kun vist en enhed af et høreapparat 2. I en variant har høreapparatet 2 imidlertid to tilsvarende individuelle enheder, fx to individuelle indretninger hver som vist i Fig. 2, som derefter bæres på forskellige sider af brugerens hoved i overensstemmelse med Fig. 1. Et sådant høreapparat 2 betegnes så som et binauralt høreapparat 2. I denne konfiguration er to sensorsignaler S tilgængelige og derfor mere information samlet set, dvs. egenskaber

F til at klassificere brugerens intention og til forbedret valg af en egnet driftsform.

[0098] En eksemplarisk drift af et sådant binauralt høreapparat 2 er vist i Fig. 4 og 5. En retningsegenskab 24 for høreapparatet 2 er indstillet ved, at sensorsignalerne S af elektrodearrayene 16 af de to enheder evalueres. Fig. 4 viser læringen af nye egenskabsvektorer N og tilpasningen af filterbanken 30 til den optimale genkendelse af egenskaber F i det respektive sensorsignal S. Endelig viser Fig. 5 tilpasningen af retningskarakteristikken 24 ved separat evaluering af de to sensorsignaler S.

[0099] I Fig. 4 genereres sensorsignalerne S i det første trin S1 hver for sig ved hjælp af EMG. I trin S2 fjernes støjartefakter ved hjælp af forfilteret 26. Trin S3 og S4 vedrører nu tilpasningen og indstillingen af egenskabspåvisningen og filterbanken 30 som en del af maskinlæringsfremgangsmåden. I trin S3 optimeres den parametriserede filterbank 30 frem for alt med den virkning, at de to sensorsignaler S kan skelnes for at være i stand til at tilordne respektive egenskaber F til højre eller venstre side. I trin S4 ekstraheres en ny egenskabsvektor N for at blive lagret som en tidligere kendt egenskabsvektor V for klassifikatoren 20. I trin S5 er høreapparatet så optimalt opsat til den respektive bruger, dvs. gjort personlig.

[0100] Fig. 5 viser nu, hvordan de tidligere kendte egenskabsvektorer V anvendes til klassificering under den retningsbestemte hørelse. Evalueringen af øremuskulaturens M muskelaktiviteter på de to sider udføres oprindeligt separat, idet sensorsignalerne S klassificeres uafhængigt af hinanden, og derefter justeres høreapparatet kun, hvis resultatet er det samme. Der er således en komparativ beslutningstagning. I trin S6 genereres sensorsignalerne S ved hjælp af elektrodearrayene 16. I trin S7 forfiltreres sensorsignalerne S som i trin S2 i Fig. 4. Den tidligere optimerede filterbank 30 differentierer derefter de to sensorsignaler S i trin S8 og bestemmer deres egenskaber F uafhængigt af hinanden. Der genereres dernæst to egenskabsvektorer G, hvorfra en specifik intention udledes ved klassificering i trin S9. Disse sammenlignes i trin S10. Hvis resulta-

terne for begge sider er stemmer overens, justeres høreapparatet 2 i overensstemmelse hermed i trin S11.

Liste over henvisningstal

[0101]

2	høreapparat
4	hus
6	lydrør
8	mikrofon
10	styreenhed
12	modtager
14	høretelefon
16	elektrodearray
17	elektrode
18	signalbehandling
20	klassifikator
22	lager
24	retningskarakteristik
26	forfilter
28	referenceelektrode
30	filterbank
32	egenskabsekstraktor
34	yderligere sensor
F	egenskab
G	egenskabsvektor
M	øremuskel
N	ny egenskabsvektor
O	øre
S	sensorsignal
V	tidligere kendt egenskabsvektor

Patentkrav

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

- hvor der udføres en elektromyografi, ved hvilken en muskelaktivitet i en øremuskel (M) af brugeren måles ved hjælp af et elektrodearray (16),

- hvor "øremuskel" forstås at være en af musklerne i det menneskelige øres muskulatur, hvilken øremuskulatur består af musklerne: auricularis anterior, auricularis posterior, auricularis superior, helicis major, helicis minor, transversus auriculae, obliquus auriculae, tragicus og antitragicus,

- hvilken muskelaktivitet måles kontinuerligt for at opfange en kompleks aktivitetsprofil af øremusklen (M), i hvilken en brugerintention er kodet, hvilken intention er en høreintention,

- hvor måling af muskelaktivitet ikke kun måler en refleks,

- hvilket elektrodearray (16) genererer et sensorsignal (S), der klassificeres ved hjælp af en klassifikator (20), hvorved muskelaktiviteten dekodes, og den underliggende intention bestemmes ved at undersøge, om sensorsignalet (S) omfatter en tidligere kendt egenskabsvektor (V),

- hvor en driftsform for høreapparatet (2) er tilordnet den tidligere kendte egenskabsvektor (V), som indstilles, når sensorsignalet (S) omfatter den tidligere kendte egenskabsvektor (V).

2. Fremgangsmåde ifølge det foregående krav,
hvor muskelaktiviteten måles over en måleperiode på mindst 100 ms, fortrinsvis mindst 1 s, og der søges efter den tidligere kendte egenskabsvektor (V) i sensorsignalet (S) over hele måleperioden.

3. Fremgangsmåde ifølge et af de foregående krav,

hvor høreapparatet (2) er konfigureret til retningsbestemt hørelse, og en retningskarakteristik (24) af høreapparatet (2) indstilles baseret på muskelaktiviteten, hvorved en lydkilde fremhæves i en bestemt retning.

4. Fremgangsmåde ifølge et af de foregående krav,
hvor høreapparatet (2) er et binauralt høreapparat (2) og omfatter to individuelle indretninger, der skal bæres på forskellige sider af brugerens hoved, og at der på hver af de to sider genereres et sensorsignal (S) ved hjælp af et elektrodearray (16) og en muskelaktivitet af en lokal øremuskel (M) måles, muskelaktiviteterne på begge sider evalueres først separat ved at klassificere sensorsignalerne (S) uafhængigt af hinanden, og derefter indstilles høreapparatet (2), hvis resultaterne er identiske.

5. Fremgangsmåde ifølge et af de foregående krav,
hvor høreapparatet (2) er et binauralt høreapparat (2) og omfatter to individuelle indretninger, der skal bæres på forskellige sider af brugerens hoved, og på hver af de to sider genereres et sensorsignal (S) ved hjælp af et elektrodearray (16) og en muskelaktivitet af en lokal øremuskel (M) måles, muskelaktiviteterne på begge sider evalueres først separat ved at klassificere sensorsignalerne (S) uafhængigt af hinanden, og hvis resultaterne afviger, synkroniseres enhederne ved at indstille en af enhederne mod sit eget resultat og baseret på resultatet af den anden enhed.

6. Fremgangsmåden ifølge krav 3,
hvor høreapparatet (2) er et binauralt høreapparat (2) og omfatter to individuelle indretninger, der skal bæres på forskellige sider af brugerens hoved, og på hver af de to sider genereres et sensorsignal (S) ved hjælp af et elektrodearray (16) og en muskelaktivitet af en lokal øremuskel (M) måles, den underliggende intention er en ønsket høreretning, der bestemmes ved at undersøge, hvilken af de to sensorsignaler (S), der har en højere grad af organisering eller en højere energi, og retningskarakteristikken (24) indstilles i retningen af høreretningen.

7. Fremgangsmåde ifølge et af de foregående krav,

hvor der baseret på muskelaktiviteten påvises en egenstemmesituation, hvor brugeren selv taler, og driftsformen er en egenstemmereduktion, hvor en komponent med egenstemme i et udgangssignal fra høreapparatet (2) reduceres, og/eller hvor der baseret på muskelaktiviteten påvises et ansigtsudtryk af brugeren, der bruges som en styrekommando til at indstille en bestemt driftsform, som er tilordnet styrekommandoen, og/eller hvor der baseret på muskelaktiviteten påvises en fejlplacering af høreapparatet (2), og/eller hvor der baseret på muskelaktiviteten indstilles et forstærkningsskema, et komprimeringsskema eller en støjundertrykkelse af høreapparatet (2).

8. Fremgangsmåde ifølge et af de foregående krav,
hvor sensorsignalet (S) yderligere underkastes en egenskabsekstraktion ved hjælp af en egenskabsekstraktor (32), i hvilken der genereres en ny egenskabsvektor (**N**), som lagres som en yderligere tidligere kendt egenskabsvektor (**V**).

9. Fremgangsmåden ifølge krav 8, hvor den nye egenskabsvektor (**N**) genereres i en maskinlæringsfremgangsmåde med instruktion, ved at

- en bestemt situation er tilordnet en bestemt driftsform,

- den bestemte situation fremstilles som den aktuelle situation,

- egenskabsekstraktoren (32) søger uafhængigt et antal ukendte egenskaber (F) i sensorsignalet (S),

- de ukendte egenskaber (F) sammenfattes til den nye egenskabsvektor (**N**),

- den nye egenskabsvektor (**N**) tilordnes den bestemte driftsform.

10. Fremgangsmåde ifølge et af kravene 8 eller 9,
hvor en maskinlæringsfremgangsmåde udføres under normal drift af høreapparatet (2), hvor egenskabsekstraktoren (32) kontinuerligt undersøger, om en ny egenskabsvektor (**N**) er indeholdt i sensorsignalet (S) og/eller om det ved hjælp

af en yderligere sensor (34) påvises, om den aktuelle situation er en tidligere kendt situation, hvortil en tidligere kendt driftsform allerede er tilordnet, og den nye egenskabsvektor (**N**) tilordnes den tidligere kendte driftsform, hvis den aktuelle situation svarer til den tidligere kendte situation.

11. Fremgangsmåde ifølge et af kravene 8 til 10,
hvor egenskabsekstraktoren (32) og klassifikatoren (20) er integreret sammen i en signalprocessor (18), og egenskabsekstraktionen og klassificeringen behandles som et enkelt optimeringsproblem.

12. Fremgangsmåde ifølge et af de foregående krav,
hvor den tidligere kendte egenskabsvektor (**V**) er integreret i et neuralt netværk, ved hjælp af hvilket det undersøges, om sensorsignalet (S) omfatter en tidligere kendt egenskabsvektor (**V**) ved, at en egenskabsvektor for sensorsignalet (S) bestemmes og anvendes som et indgangssignal til det neurale netværk, hvor det fortrinsvis ved hjælp af en yderligere sensor (34) påvises, om den aktuelle situation er en tidligere kendt situation, hvortil en tidligere kendt driftsform allerede er tilordnet, og fortrinsvis er en egenskabsvektor, der er integreret i det neurale netværk, hvilken tilordnes den tidligere kendte driftsform, hvis den integrerede egenskabsvektor stemmer overens med egenskabsvektoren i sensorsignalet (S).

13. Fremgangsmåde ifølge et af de foregående krav,
hvor sensorsignalet (S) er opdelt i et antal frekvensbånd ved hjælp af en filterbank (30), hvor hvert frekvensbånd danner et antal egenskaber (F), filterbanken (30) er en paraunitær og parametriseret filterbank (30), filterbanken (30) har fortrinsvis en nedre afskæringsfrekvens på 4Hz og en øvre afskæringsfrekvens på 1 kHz, således at muskelaktiviteten undersøges i et frekvensområde fra 4Hz til 1 kHz.

14. Fremgangsmåde ifølge et hvilket som helst af de foregående krav,
hvor elektrodearrayet (16) højst omfatter fem, fortrinsvis nøjagtigt to elektroder (17, 28), fortrinsvis er en af elektroderne (17, 28) udformet som en reference-

elektrode (28), ved hjælp af hvilken et referencesignal måles væk fra brugerens øremuskler (M), og ved hjælp af hvilket referencesignal sensorsignalet (S) behandles, før det føres til klassifikatoren (20).

15. Høreapparat (2) der omfatter en styreenhed (10), som er indrettet til at udføre en fremgangsmåde ifølge et af de foregående krav.

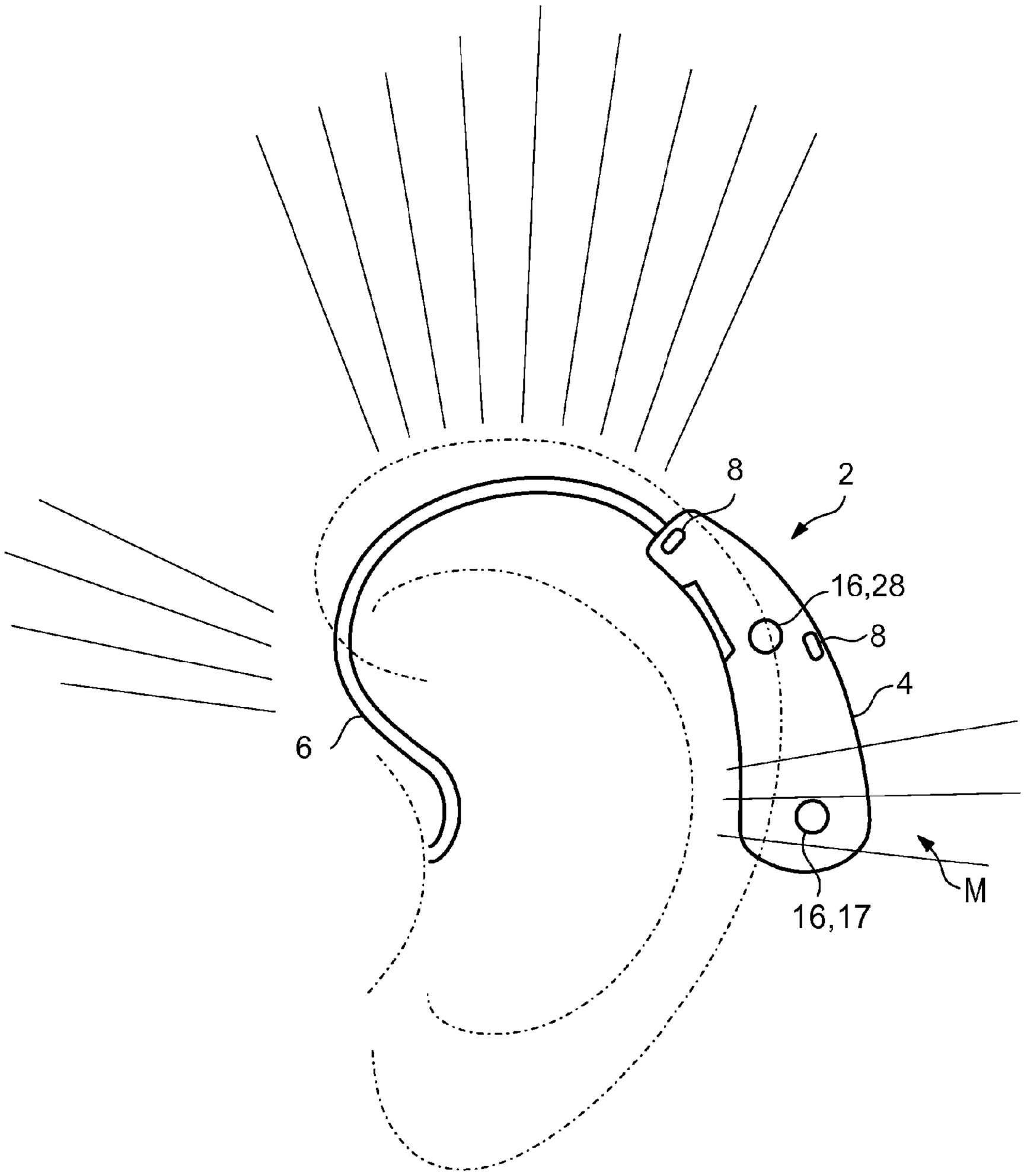

Fig. 1

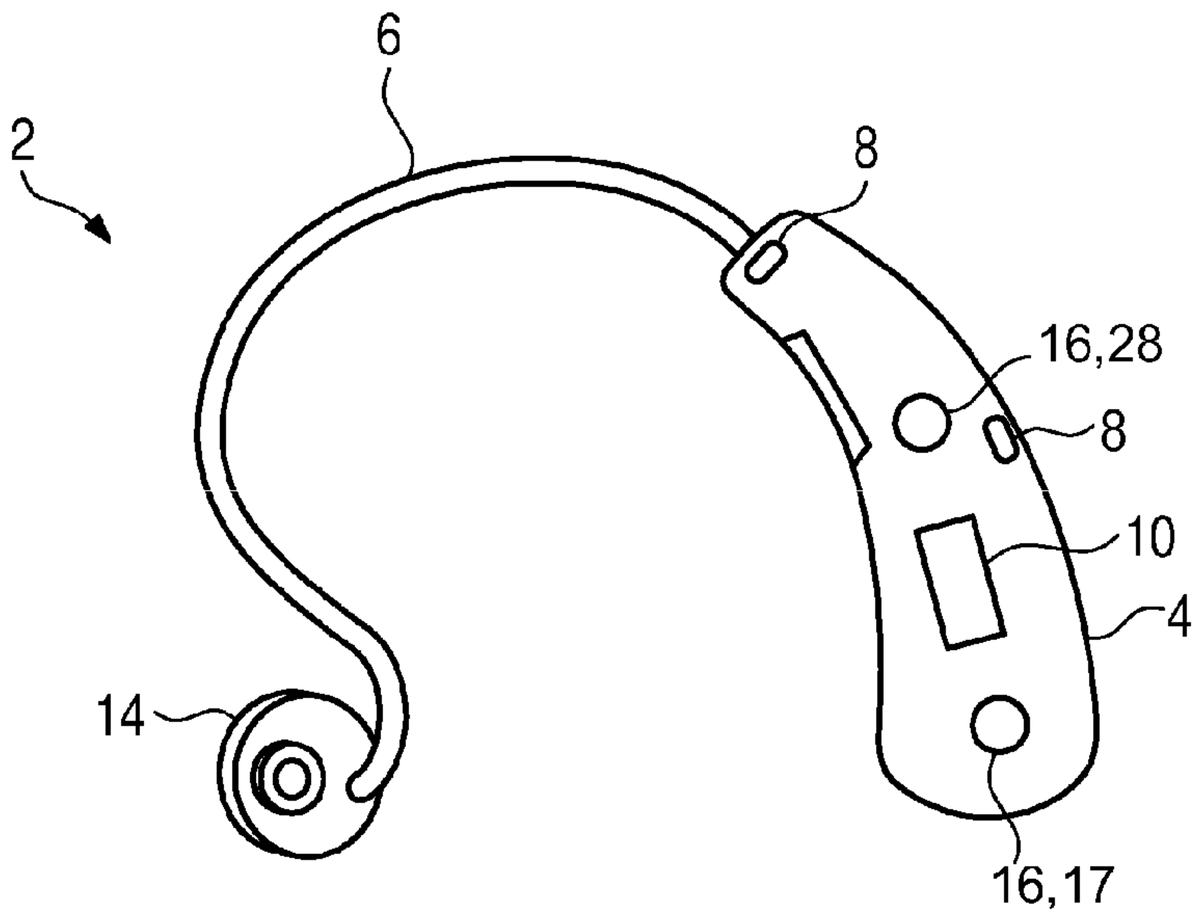

Fig. 2

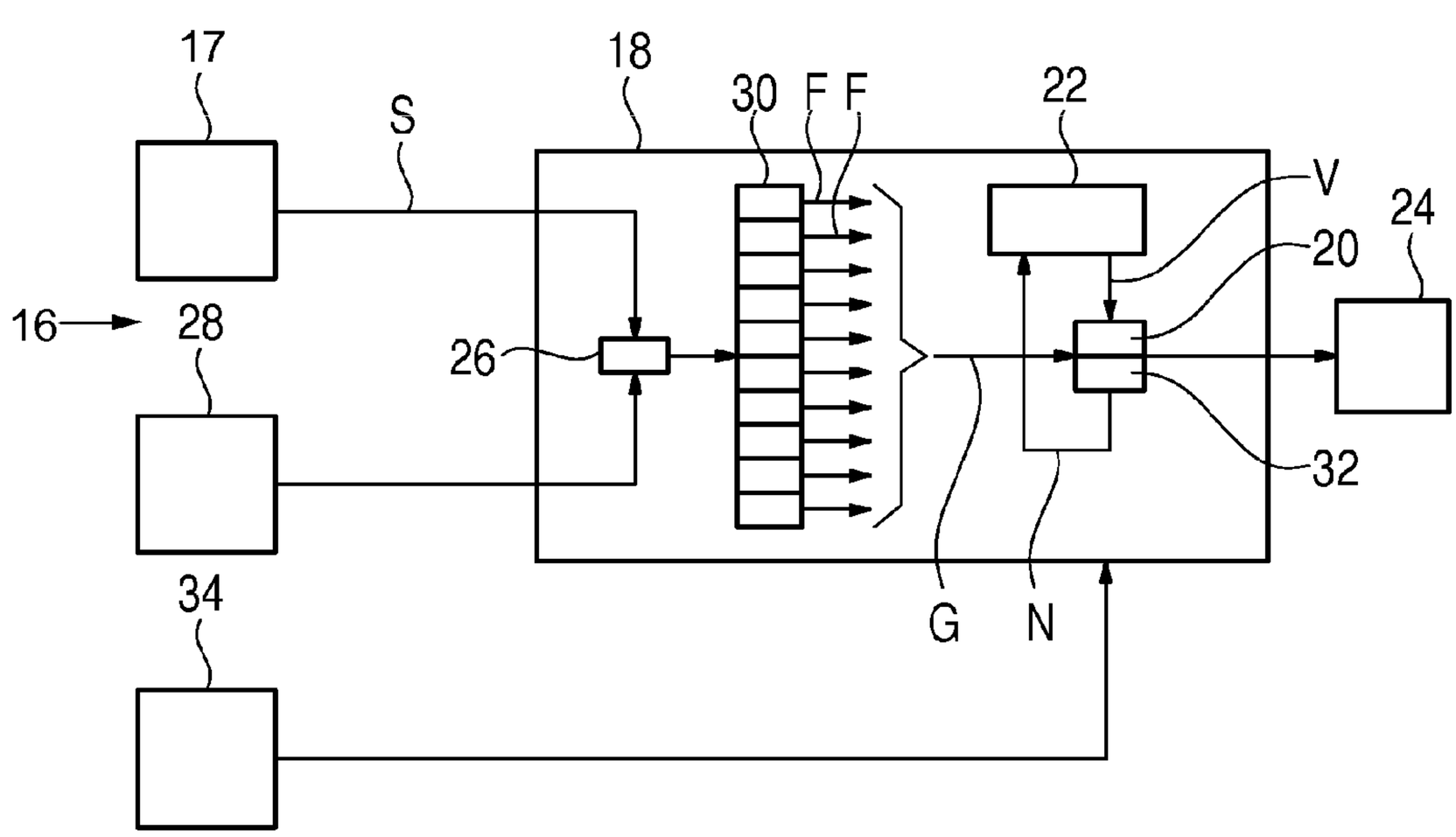

Fig. 3

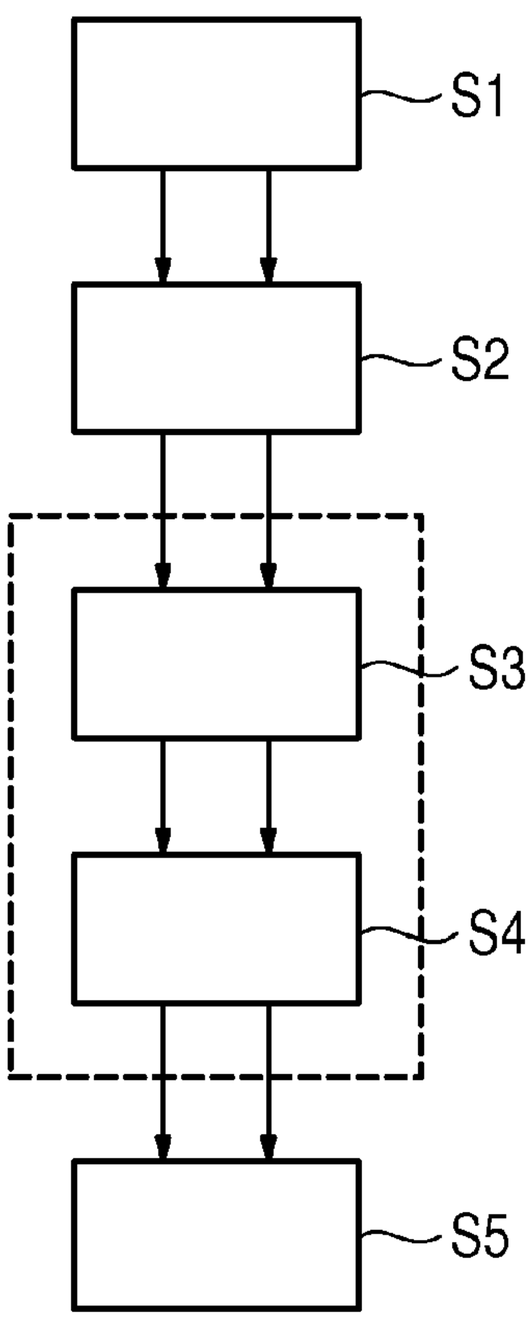

Fig. 4

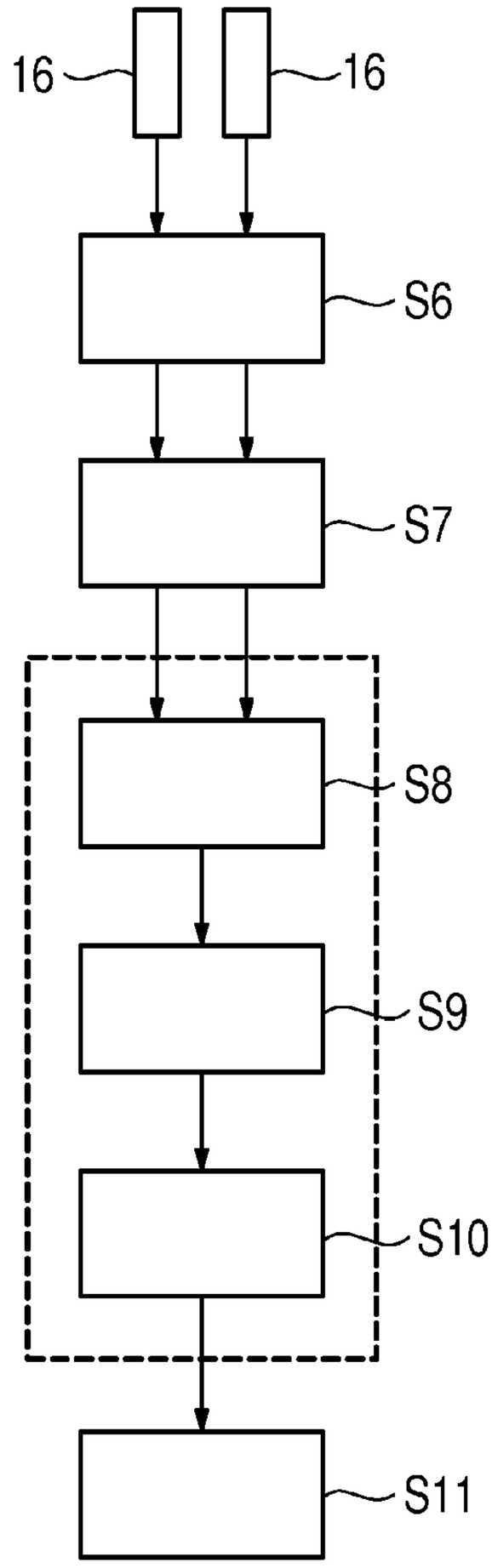

Fig. 5