



PATENTDIREKTORATET
KØBENHAVN



- (21) Patentsøgning nr.: 4639/82
- (22) Indleveringsdag: 19 okt 1982
- (41) Alm. tilgængelig: 21 apr 1983
- (44) Fremlagt: 04 jul 1988
- (86) International ansøgning nr.: -
- (30) Prioritet: 20 okt 1981 GB 8131600

(51) Int.Cl.⁴ H 04 R 25/00

- (71) Ansøger: *Craigwell Industries Limited; 40 La Motte Street; St. Heller; Jersey, Channel Islands, GB
- (72) Opfinder: Roger Frederick *Laurence; GB

(74) Fuldmægtig: Ingeniørfirmaet Lehmann & Ree

(54) Høreapparat

(56) Fremdragne publikationer

DE off. g. skrift nr. 2641675
 US pat. nr. 3894195, 3818149
 Andre publikationer. IEEE Transactions on acoust. vol. ASSP-24,
 nr. 6, p. 507-511.

(57) Sammendrag:

4639-82

Høreapparatet omfatter en mikrofon (10), hvis udgangssignal opdeles af høj- og lavpasfiltre (12,13) og føres til to kanaler. Hver kanal indeholder et variabelt forstærkningskredsløb (15a,15b). Udgangssignalerne fra de variable forstærkningskredsløb blandes ved hjælp af en blander (17) og føres til en høretelefon (20). Filtrene har sådanne overgangsfrekvenser, at den ene kanal begrænser det dynamiske område af vokaler, medens den anden kanal begrænser det dynamiske område af konsonanter og forhindrer således gensidig påvirkning og maskering af konsonanter af forudgående vokaler. Tydeligheden af tale bliver således forbedret.

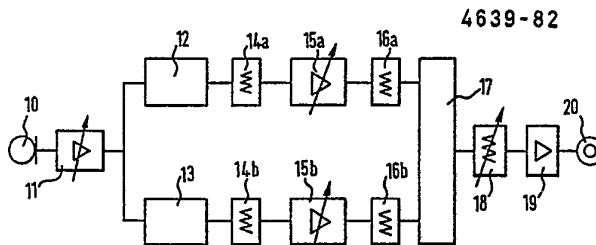


FIG.2.

Den foreliggende opfindelse angår høreapparater.

Fig. 1 på tegningen viser frekvens- og styrkefordeling af tale-lyde, som tilnærmelsesvis optager et styrkeområde på 25dB. Under normale arbejdsforhold og selskabsliv optræder der sædvanligvis spids-
5 værdier af taleniveauer på 55 til 85dB. Det samlede dynamiske område af tale, som skal opfattes, er således 85-(55-25) eller 55 dB.

En stor del af hørehæmmede folk har toneaudiogrammer, hvori høretærsklen er hævet, og ubehagstærsklen forbliver den samme som for et sundt øre. Det dynamiske område er således reduceret. Dyna-
10 miske områder på 40 til 20 dB er ikke usædvanlige over en del af frekvensspektret. Høretærsklen er ofte mere hævet over nogle dele af spektret end andre.

Der kendes høreapparater, hvor automatisk forstærkningsregulering (AGC) med en kort indreguleringstid og en lang udløsetid er blevet anvendt. Dette lider af den ulempe, at vokaler er kraftigere
15 end konsonanter, medens de fleste informationer i tale er indeholdt i de relativt svage konsonanter. En kraftig vokal bringer det automatiske forstærkningsreguleringssystem til at reducere forstærkningen, og den følgende svage konsonant er under høretærsklen.

Høretærsklen ligger sædvanligvis ikke på et konstant niveau ved alle frekvenser, og tonekontrol er påkrævet for at muliggøre, at alle svage signaler høres. På den anden side er ubehagstærsklen sædvanligvis ret konstant ved alle frekvenser, og kraftige signaler skal begrænses til et ret konstant niveau på trommehinden, f.eks.
25 90 dB lydtryksniveau for mange patienter. En ændring på 10 dB med frekvensen i niveauet af ubehagstærsklen kan imidlertid forekomme, og hvis den stiger i en del af spektret, hvor høretærsklen også er meget hævet, kan det være tilrådeligt at begrænse lyde 10 dB højere i den hævede del af ubehagstærsklen.

Det er således ønskeligt at tilvejebringe et høreapparatsystem med tonekontrol og signalbegrænsning. Systemet skal imidlertid løv-
30 rigt levere lyden uden amplitude- eller frekvensforvrængning. For en patient med binaural evne vil et høreapparat på hvert øre gøre tale lettere at forstå, navnlig under forhold med konkurrerende
35 støj.

Der kendes flerkanalskompressorhøreapparatsystemer, hvor kanalforstærkerne er indstillet til forskellige kompressionsforhold for hver kanal. I sådanne systemer er taleindhyllingskurven imid-
lertid forringet.

I tysk offentliggørelsesskrift nr. 2.641.675 er beskrevet et sådant flerkanalshøreapparat. Indgangsaudiosignalet fra en forfor-
stærker føres til komplementære lav- og højpasfiltre, og disses ud-
gange danner en lavfrekvenskanal henholdsvis en højfrekvenskanal.
5 Hver kanal er forsynet med et kredsløb, der virker som en automa-
tisk forstærkningsregulering, der komprimerer audiosignalet. Kom-
pressionsforholdet for hver kanal kan indstilles uafhængigt for at
tilpasse udgangssignalet tilnærmelsesvis til brugerens toneaudiogram.

En ulempe ved høreapparater af den i dette offentliggørelses-
10 skrift beskrevne apparat er, at under forhold med baggrundsstøj
med lavt niveau i fravær af anden støj er kanalforstærkerne placeret
i en høj forstærkningstilstand og forstærker derved baggrundsstøjen
til et ubehageligt niveau. Dette problem vil også forekomme i en an-
ordning beskrevet i USA patentskrift nr. 3.818.149.

15 En løsning på dette problem er at tilvejebringe kanalforstærkere,
som kun komprimerer audiosignalet, når spidsværdi-indhyllingskurven
overskrider et forudbestemt niveau. I IEEE Transactions on Acoustics,
Speech and Signal Processing (Vol. ASSP nr. 6, december 1976, side
507-512) er beskrevet et høreapparat, hvor hver kanal er forsynet
20 med en forstærker, som ikke komprimerer et audiosignal under en
forudbestemt tærskelamplitude, og som ved et fast og forud indstillet
forhold komprimerer et audiosignal, der overstiger den forudbestem-
te tærskelamplitude. Tærsklen er indstillet på 30 eller 36 dB under
middelspidsværdi-taleniveauer. På denne måde bliver audiosignaler
25 med lavt niveau, som er ækvivalente med eller blødere end en hvisken,
ikke komprimeret, og alle kraftigere signaler bliver komprimeret ved
et fast forhold. Et lignende princip anvendes i et høreapparat beskre-
vet i US patentskrift nr. 3.894.295.

De ovenfor omhandlede høreapparater frembringer alle behandlede
30 audiosignaler, som repræsenterer en forstærket og komprimeret version
af audioindgangssignal. Hvis indgangssignalet imidlertid er meget kraf-
tigt, kan spidsværdi-taleindhyllingskurven, som frembringes af høre-
apparatet, selv efter kompression ved et fast forhold overstige bruge-
rens ubehagstærskel.

35 Det er kendt at beskære taleindhyllingskurven, som frembringes
af et høreapparat for at sikre, at det maksimale udgangssignal fra
høreapparatet ikke overstiger brugerens ubehagstærskel. Dette for-
vrænger nødvendigvis bølgeformen af audiosignalet og frembringer
uønskede modulationsprodukter, hvilke ulemper begge betydeligt re-

ducerer forståeligheden af den behandlede tale, specielt under tilstedeværelsen af baggrundsstøj. Den foreliggende opfindelse afhjælper dette problem ved at komprimere et signal, hvis spidsværdiindhyllingskurve overstiger et forudbestemt tærskelniveau (hvor tærskelen ligger ved eller i nærheden af ubehagstærsklen), således at et-
5 hvert signal, som ville overstige ubehagstærsklen, komprimeres ved et tilstrækkeligt forhold til at reducere dets amplitude til eller under den forudbestemte tærskel uden væsentlig forvrængning af bølgeformen.

10 Ifølge opfindelsen tilvejebringes et høreapparat omfattende en første elektroakustisk transducer til omsætning af lyd til et elektrisk signal, frekvensafhængige filterorganer omfattende et højpasfilter og et lavpasfilter til opdeling af det elektriske signal fra den første trans-
15 ducer i to signaler med forskellige frekvensbånd, hvor en højpas kanal og en lavpas kanal omfatter respektive kredsløb med variabel forstærkning, som er indrettet til at reducere det dynamiske område af signalerne fra højpasfiltret henholdsvis fra lavpasfiltret, hvilke filtre har i det væsentlige den samme overgangsfrekvens, som ligger i området 1000 til 2000 Hz, organer til blanding af udgangssignalerne fra
20 kanalerne, og en anden elektroakustisk transducer til omsætning af udgangssignalet fra blandeorganerne til et akustisk signal, og det for høreapparatet ifølge opfindelsen ejendommelige er, at hvert af kredsløbene med variabel forstærkning er indrettet til at tilvejebringe konstant forstærkning for signaler fra det respektive filter under en
25 forudbestemt tærskel og for signaler over den forudbestemte tærskel at tilvejebringe et maksimalt udgangssignal, som er i det væsentlige konstant, uden at signalerne underkastes forvrængning.

Kanalerne indeholder således forstærkere, som arbejder ved fuld forstærkning, indtil en bestemt maksimal signalspænding er nået. Der-
30 efter holdes den maksimale signalspænding i det væsentlige konstant, men uden indføring af nogen væsentlig forvrængning.

Anvendelse af to kanaler betyder, at tonekontrol kan opnås ved at gøre forstærkningen, før begrænsning begynder, tilstrækkelig til at hæve svage talelyde over høretærsklen. Ved kraftige signaler kan
35 begrænsning bringes til altid at ske ved den samme styrke for at passe til en flad ubehagstærskelkurve.

Højpas- og lavpasfiltrene har den samme overgangsfrekvens, og denne er fortrinsvis lig med ca. 1.500 Hz. Det foretrækkes også, at filtrene har ens filterkarakteristikker, dvs. den samme form og orden.

Opfindelsen skal herefter forklares nærmere under henvisning til tegningen, hvor

fig. 1 viser en graf over lydstyrken i forhold til frekvensen af forskellige talelyde,

5 fig. 2 et blokdiagram over en foretrukken udførelsesform for et høreapparat ifølge opfindelsen,

fig. 3 et kredsløbsdiagram over høreapparatet i fig. 2 og

10 fig. 4a til d en grafisk afbildning af fire typer af høreindsættelse.

Høreapparatet vist i fig. 2 omfatter en mikrofon 10, der er forbundet med indgangen på en forstærker 11 til automatisk forstærkningsregulering. Udgangen på den automa-
15 tiske forstærkningsregulering 11 er forbundet med indgangen på et højpasfilter 12 og et lavpasfilter 13. Filtrene 12 og 13 har en overgangsfrekvens på 1.500 Hz og har "spejlbillede"-filterkarakteristikker. Udgangssignalerne fra filtrene 12 og 13 føres over dæmpningsled 14a og 14b til ind-
20 gangene på forstærkere henholdsvis 15a og 15b til automatisk forstærkningsreguleringsbegrænsning. Udgangssignalerne fra forstærkerne 15a og 15b føres over respektive dæmpningsled 16a og 16b til indgangene på en blander 17. Udgangen på blanderen er over en styrkeregulering 18 forbundet med
25 indgangen på en forstærker 19, hvis udgang driver en høretelefon 20.

Under brugen omformer mikrofonen 10 lyde til tilsvarende elektriske signaler, som føres til forstærkeren 11 til automatisk forstærkningsregulering. Denne forstærker
30 11 tilvejebringer kompression af det dynamiske område af indgangssignalerne over hele frekvensbåndet af disse og leverer det komprimerede signal til indgangene på filtrene 12 og 13. Filtrene 12 og 13 deler frekvensbåndet af det komprimerede signal i signaler med frekvens over 1.500 Hz og
35 signaler med frekvens under 1.500 Hz. Signalerne i disse to frekvensbånd bliver derpå over de respektive dæmpningsled ført til begrænsningsforstærkerne 15a og 15b til automatisk forstærkningsregulering, som hver er indrettet til

at forstærke signaler under et forudbestemt niveau ved en i det væsentlige konstant forstærkning, og for signaler over det forudbestemte niveau til at tilvejebringe et udgangssignal med i det væsentlige konstant niveau. Dæmpnings-

5 leddene 14a og 14b muliggør, at niveauet af signalerne, som føres til de tilsvarende begrænsningsforstærkere til automatisk forstærkningsregulering, indstilles således, at den dynamiske områdebegrænsning, som udføres af forstærkerne, kan forudindstilles i overensstemmelse med patientens

10 behov. Dæmpningsleddene 16a og 16b kan anvendes til at indstille de relative niveauer af de to frekvensbånd i overensstemmelse med patientens behov. Endvidere muliggør volumenkontrollen 18, at det samlede udgangsniveau af høreapparatet indstilles i overensstemmelse med patientens behov.

15 Fig. 3 viser et mere detaljeret kredsløbsdiagram over høreapparatet i fig. 2, idet de samme henvisningsbetegnelser angiver de samme dele i figurerne. Mikrofonen 10 er forbundet mellem en terminal på en omskifter 21 og en fælles forsyningsledning og har også en strømforsyningsterminal, der er forbundet med en forsyningsledning fra en

20 spændingsregulator 22, der danner en del af et første integreret kredsløb 23. Forsyningsledningen er afkoblet ved hjælp af en kondensator 24. Den anden faste terminal på omskifteren 21 er over et netværk omfattende modstande 25, 26,

25 27 og en kondensator 28 forbundet med en telefonkoblingspole 29. Den bevægelige kontakt i omskifteren 21 er over et indstilleligt dæmpningsled 30 og en kondensator 31 forbundet med indgangen på en forstærker 32 med variabel forstærkning, som også er udført i det integrerede kredsløb 23.

30 Forstærkningsstyreindgangen på forstærkeren 32 er forbundet med udgangen på en vekselstrøms-jævnstrømsomformer 33. Udgangen på forstærkeren 32 er over belastningsmodstande 34 og 35 forbundet med en positiv forsyningsledning fra et batteri, som strømforsyner høreapparatet, og er også for-

35 bundet med den fælles ledning over en kondensator 36.

Signalerne fra forstærkeren 32 bliver over en kondensator 37 koblet til indgangen på en yderligere forstærker 38 i det integrerede kredsløb 23, der har et udgangstrin om-

fattende en transistor 39 med åben emitter og åben kollektor. Emitteren i transistoren 39 er forsynet med en belastningsmodstand 40 og leverer udgangssignalerne fra forstærkeren 11 til automatisk forstærkningsregulering via et netværk omfattende modstande 41,42 og en kondensator 43. Kollektoren i transistoren 39 er forsynet med en belastningsmodstand 44 og er ved hjælp af en koblingskondensator 45 forbundet med basis i en transistor 46 forsynet med forspændingsmodstande 47 og 48. Transistoren 46 er forbundet i fælles kollektorkobling, og dens emitter er over et netværk omfattende en kondensator 49 og modstande 50,51 og 52 forbundet med basis i en anden transistor 53 af komplementær type til transistoren 46 og er også forbundet i fælles kollektorkobling. Emitteren i transistoren 53 er forsynet med en belastningsmodstand 54 og er også forbundet med indgangen på vekselstrøms-jævnstrømsomformerens 33.

Højpasfiltret 12, der modtager udgangssignalerne fra forstærkeren 11 til automatisk forstærkningsregulering, er af tredje ordens Sallen og Key typen og omfatter komplementære transistorer 55 og 56, der er forbundet som en sammensat emitterfølger, filtermodstande 57,58 og 59, filterkondensatorer 60,61 og 62 og forspændingsmodstande 63 og 64. Filtret 12's udgangsbelastning omfatter to modstande 65 og 66, der udgør dæmpningsleddet 14a.

Lavpasfiltret 13, som modtager udgangssignalet fra forstærkeren 11 til automatisk forstærkningsregulering over en koblingskondensator 67, er også af tredje ordens Sallen og Key typen og omfatter komplementære transistorer 68 og 69, der er forbundet som en sammensat emitterfølger, filtermodstande 70,71 og 72, filterkondensatorer 73,74 og 75 og forspændingsmodstande 76,77 og 78. Dæmpningsleddet 14b er dannet af to belastningsmodstande 79 og 80 for emitterfølgeren.

Begrænsningsforstærkeren 15a til automatisk forstærkningsregulering er baseret på et integreret kredsløb 81 af samme type som det integrerede kredsløb 23. I virkeligheden afviger forstærkeren 15a kun fra forstærkeren 11 ved, at transistorerne 46 og 53 og tilhørende modstande og kondens-

satorer er erstattet af en emittermodstand 82, en kollektorbelastningsmodstand 83, en koblingskondensator 84 og en kondensator 85.

5 Begrænsningsforstærkeren 15b til automatisk forstærkningsregulering omfatter et integreret kredsløb 86 af samme type som det integrerede kredsløb 23 tillige med transistorer 87 og 88 og tilhørende modstande og kondensatorer. I virkeligheden afviger forstærkeren 15b kun fra forstærkeren 23 ved, at forbindelsen fra spændingsregulatoren til mikrofonen lo i forstærkeren 11 er erstattet af en 10 forbindelse til den ene ende af en modstand 98, hvis anden ende er forbundet med den fælles forsyningsledning, og ved at emitternetværket for transistoren 39 er erstattet af en modstand 90. Endvidere udtages udgangssignalerne fra begrænsningsforstærkerne 15a og 15b fra udgangene på forstærkerne 91 og 92 i stedet for fra emitteren i transistoren 15 39.

Udgangene på begrænsningsforstærkerne 15a og 15b er over respektive koblingsnetværk omfattende kondensatorer 20 93 og 94 og forspændingsmodstande 95 og 96, hvis indbyrdes forbindelse er forbundet med udgangen på spændingsregulatoren i det integrerede kredsløb 81, og over dæpningsleddene 16a og 16b forbundet med indgangen på blanderen 17. Blanderen 17 omfatter en transistor 97, der er forbundet i 25 fælles kollektorkobling og forsynet med en basisafkoblingskondensator 98 og en emitterbelastning omfattende en modstand 99 og dæpningsleddet 18 i form af et indstilleligt potentiometer. Skyderen i det indstillelige potentiometer er over en koblingskondensator loo forbundet med indgangen 30 på en mikroeffektforstærker dannet af et yderligere integreret kredsløb lol og forsynet med afkoblingskondensatorer lo2, lo3 og lo4. Forstærkeren lol er indrettet til at tilvejebringe push-pull udgangsdrift af telefonen 20 med en kondensator lo5 forbundet over udgangene på forstærkeren lol. En energitilførselsindgang på telefonen 20 og strømforsyningsindgangen til forstærkeren lol er forbundet med 35 den positive forsyningsledning over et afkoblingsnetværk omfattende modstande lo6 og lo7 og en kondensator lo8.

Høreapparatet vist i fig. 2 og 3 virker på følgende måde. Omskifteren 21 anvendes til at vælge enten mikrofonen 10 for normal anvendelse eller telefonkoblingsspolen 29, når patienten ønsker at anvende et telefonapparat.

5 Forstærkeren 11 til automatisk forstærkningsregulering komprimerer det dynamiske område af signalerne fra mikrofonen eller telefonen eller telefonkoblingsspolen over hele audiofrekvensbåndet. Specielt bliver udgangssignalet fra forstærkeren 38 i det integrerede kredsløb 23 på kollektoren i transistoren 39 over transistoren 46, et filter omfattende modstandene 50, 51, 52 og kondensatoren 49 og transistoren 53 ført til vekselstrøms-jævnstrømsomformeren 33, som detekterer indhyllingskurven af udgangssignalet. Ud-

10 gangssignalet fra omformeren 33 er indrettet til at have en indreguleringstid på ca. 2 millisekunder og en udløsetid på ca. 100 millisekunder og føres til styreindgangen på forstærkeren 32 for således at styre dennes forstærkning for at reducere det dynamiske område af indgangssignalerne. Kredsløbet, som styrer forstærkningen af forstærkeren 32,

20 arbejder imidlertid ikke, før indgangssignalet overstiger et forudbestemt niveau og tilvejebringer således en forsinket automatisk forstærkningsreguleringsfunktion. Følgelig kan dæmpningsleddet 30 indstilles i overensstemmelse med patientens behov for således at indstille graden af

25 kompression, dvs. størrelsen af det dynamiske område af indgangssignalet, som komprimeres.

Filtrene 12 og 13 deler udgangssignalerne fra forstærkeren 11 i to frekvensbånd med relativt lille overlapning ved overgangsfrekvensen. I de beskrevne udførelses-

30 former er overgangsfrekvensen angivet at være 1.500 Hz, men den kunne ligge i området fra 1.000 til 2.000 Hz, idet den faktiske værdi vælges i overensstemmelse med patientens behov. Udgangssignalerne fra de respektive filtre føres til de tilsvarende begrænsningsforstærkere 15a og 15b. Disse

35 forstærkere fungerer i det væsentlige på samme måde som forstærkeren 11 til automatisk forstærkningsregulering, bortset fra at forstærkningsreguleringskredsløbene er indrettet til at have en højere forstærkning for således at

begrænse udgangssignalerne fra disse forstærkere, når indgangssignalerne overstiger en forudbestemt tærskelværdi i stedet for blot at reducere det dynamiske område. Begge begrænsningsforstærkerne 15a og 15b har en indregulerings-

5 tid på ca. 2 millisekunder, hvorimod udløsetiderne kan afvige noget fra hinanden. F.eks. kan udløsetiden for forstærkeren 15a være ca. 10 millisekunder, medens udløsetiden for forstærkeren 15b kan være ca. 30 millisekunder. Også niveauet af signalet, ved hvilket begrænsning finder sted, kan

10 indstilles ved hjælp af dæmpningsleddene 14a og 14b.

Udgangssignalerne fra begrænsningsforstærkerne føres til blanderen 17 over dæmpningsleddene 16a og 16b. Disse dæmpningsled omfatter modstande, hvis værdier kan ændres for således at ændre de relative niveauer af signalerne i

15 de to frekvensbånd i overensstemmelse med patientens behov. Udgangsniveauet kan også indstilles i overensstemmelse med patientens behov ved hjælp af volumenkontrollen 18.

En fordel ved høreapparatet vist i fig. 2 og 3 er, at med overgangsfrekvensen for filtrene 12 og 13 på ca.

20 1.500 Hz reagerer begrænsningsforstærkeren 15a på konsonanter i tale, hvorimod forstærkeren 15b reagerer på vokaler i tale. Da vokaler i talt sprog har tendens til at være relativt kraftigere end konsonanter, bliver de to typer af lyde behandlet separat, og høreapparatet er ikke så udsat

25 for maskeringseffekten, som finder sted ved kendte høreapparater. Sådanne kendte høreapparater omfatter f.eks. almindeligvis en enkelt dynamisk områdebegrænser, der dækker hele audiofrekvensbåndet. Når en konsonant følger efter en vokal, vil det dynamiske område således blive stærkt

30 komprimeret på grund af det relativt høje lydniveau af vokalen. Det kendte system kan imidlertid ikke restitueres tilstrækkeligt hurtigt til at genetablere det dynamiske område for den efterfølgende konsonant, hvis niveau derfor reduceres i forhold til niveauet af vokalen og gør således

35 tale langt mindre forståelig.

Fig. 4a til d viser grafisk fire typer af mulig hørenedsættelse, hvor lydintensitet er afbildet i forhold til frekvens, T_d og T_H er henholdsvis ubehags- og høretærsk-

lerne, og D_L og D_H er det dynamiske område ved henholdsvis lave og høje frekvenser.

Fig. 4a viser fladt høretab, hvor patientens høretærskel er hævet med den samme størrelse over hele frekvensspektret.

Fig. 4b viser højfrequenstab, hvor patientens høretærskel er hævet mere ved høje frekvenser end ved lave frekvenser.

I fig. 4c er højfrequenstab ledsaget af en forøgelse i patientens ubehagstærskel ved høje frekvenser.

Fig. 4d viser lavfrekvenstab, hvor patientens høretærskel er hævet mere ved lave frekvenser end ved høje frekvenser.

Et eksempel på beregningen af parametre for et høreapparat skal angives under henvisning til fig. 2.

Det dynamiske område af normalt forekommende tale ligger fra 55dB maksimalt lydtryksniveau til 85dB maksimalt lydtryksniveau. Den automatiske forstærkningsregulerings-tærskel for forstærkeren 11 indstilles på 65dB lydtryksniveau, og talesignalet på udgangen af forstærkeren 11 er 0dB ved 750 Hz for 65dB lydtryksniveau på indgangen. Under henvisning til fig. 1 og under antagelse af, at tabene på grund af filtrene 12 og 13 er nul i pasbåndene, vil området af maksimale talesignaler i den høje kanal være -5dB til -15dB og i den lave kanal 0dB til -10dB. Den automatiske forstærkningsregulerings-tærskel for forstærkerne 15a og 15b antages at ligge ved 10dB henført til indgangen.

Det antages, at patienten har en flad ubehagstærskel og et dynamisk område ved 2.500 Hz på D_H og et dynamisk område ved 750 Hz på D_L (fig. 4).

Tærsklen T svarer til ubehagstærsklen. Det minimale HF signal, som høres af patienten, vil svare til $T - D_H$ dB. Minimums LF signalet, som høres, vil svare til $T - D_L$ dB.

Minimums HF signalet, som føres til HF dæmpningsledet, er -35dB. Således er $-35dB - L_H = T - D_H$. Følgelig er $-L_H = T - D_H + 35dB$. På lignende måde er $-L_L = T - D_L + 30dB$.

Hvis ubehagstærsklen er flad, gøres tabene i dæmpningsleddene 16a og 16b de samme. (Fig. 4a).

Hvis ubehagstærsklen ved høje frekvenser er lodB større end ved lave frekvenser, gøres tabet M_H lodB mindre end tabet M_L (fig. 4c). Den faktiske maksimale udgangseffekt fra høreapparatet, som svarer til den faktiske værdi af ubehagstærsklen i dB lydtryksniveau, indstilles ved hjælp af volumenkontrollen 18 til at passe til patienten.

P a t e n t k r a v .

1. Høreapparat omfattende en første elektroakustisk transducer (10) til omsætning af lyd til et elektrisk signal, frekvensafhængige filterorganer omfattende et højpasfilter (12) og et lavpasfilter (13) til opdeling af det elektriske signal fra den første transducer (10) i to signaler med forskellige frekvensbånd, hvor en højpasskanal og en lavpasskanal omfatter respektive kredsløb (15a,15b) med variabel forstærkning, som er indrettet til at reducere det dynamiske område af signalerne fra højpassfiltret (12) henholdsvis fra lavpassfiltret (13), hvilke filtre har i det væsentlige den samme overgangsfrekvens, som ligger i området 1000 til 2000 Hz, organer (17) til blanding af udgangssignalerne fra kanalerne, og en anden elektroakustisk transducer (20) til omsætning af udgangssignalet fra blandeorganerne (17) til et akustisk signal, k e n d e t e g n e t ved, at hvert af kredsløbene (15a,15b) med variabel forstærkning er indrettet til at tilvejebringe konstant forstærkning for signaler fra det respektive filter under en forudbestemt tærskel og for signaler over den forudbestemte tærskel at tilvejebringe et maksimalt udgangssignal, som er i det væsentlige konstant, uden at signalerne underkastes forvrængning.

2. Høreapparat ifølge krav 1, k e n d e t e g n e t ved, at hvert variabelt forstærkningskredsløb (15a,15b) omfatter en forstærker med variabel forstærkning og en indhyllingskurvedetektor, hvis indgang er forbundet med udgangen på forstærkeren med variabel forstærkning, og hvis udgang er forbundet med en forstærkningsstyreindgang på forstærkeren med variabel forstærkning.

3. Høreapparat ifølge krav 1 eller 2, k e n d e t e g n e t ved, at hvert af kredsløbene (15a,15b) med variabel forstærkning har en indreguleringstid, der i det væsentlige er lig med to millisekunder.

4. Høreapparat ifølge et hvilket som helst af de foregående krav, k e n d e t e g n e t ved, at kredsløbet (15a) med variabel forstærkning i højpasskanalen (12,15a) har en udløsetid i området 10 til 30 millisekunder, og kredsløbet (15b) med variabel forstærkning i lavpasskanalen har en udløsetid i området 30 til 100 millisekunder.

5. Høreapparat ifølge et hvilket som helst af de foregående krav, k e n d e t e g n e t ved, at overgangsfrekvensen er tilnærmelsesvis 1.500 Hz.

6. Høreapparat ifølge et hvilket som helst af de foregående krav, k e n d e t e g n e t ved, at et indstilleligt dæmpningsled (14a,14b)

er indkoblet mellem indgangen på hvert kredsløb med variabel forstærkning (15a,15b) og udgangen på det tilsvarende filter (12,13).

5 7. Høreapparat ifølge et hvilket som helst af de foregående krav, k e n d e t e g n e t ved, at et indstilleligt dæmpningsled (16a,16b) er indkoblet mellem udgangen på hvert kredsløb (15a,15b) med variabel forstærkning og blandeorganerne (17).

10 8. Høreapparat ifølge et hvilket som helst af de foregående krav, k e n d e t e g n e t ved, at et yderligere variabelt forstærkningskredsløb (11) til dynamisk områdereduktion er forbundet mellem den første transducer (10) og filterorganerne (12,13).

15 9. Høreapparat ifølge krav 8, k e n d e t e g n e t ved, at det yderligere variable forstærkningskredsløb (11) til dynamisk områdereduktion omfatter en forstærker med variabel forstærkning og en indhyllingskurvedetektor, hvis indgang er forbundet med udgangen på forstærkeren med variabel forstærkning, og hvis udgang er forbundet med en forstærkningsstyreindgang på forstærkeren med variabel forstærkning.

20 10. Høreapparat ifølge krav 8, k e n d e t e g n e t ved, at det variable forstærkningskredsløb (11) har en indreguleringstid, der i det væsentlige er lig med 2 millisekunder og en udløsetid på i det mindste 100 millisekunder.

25

30

35

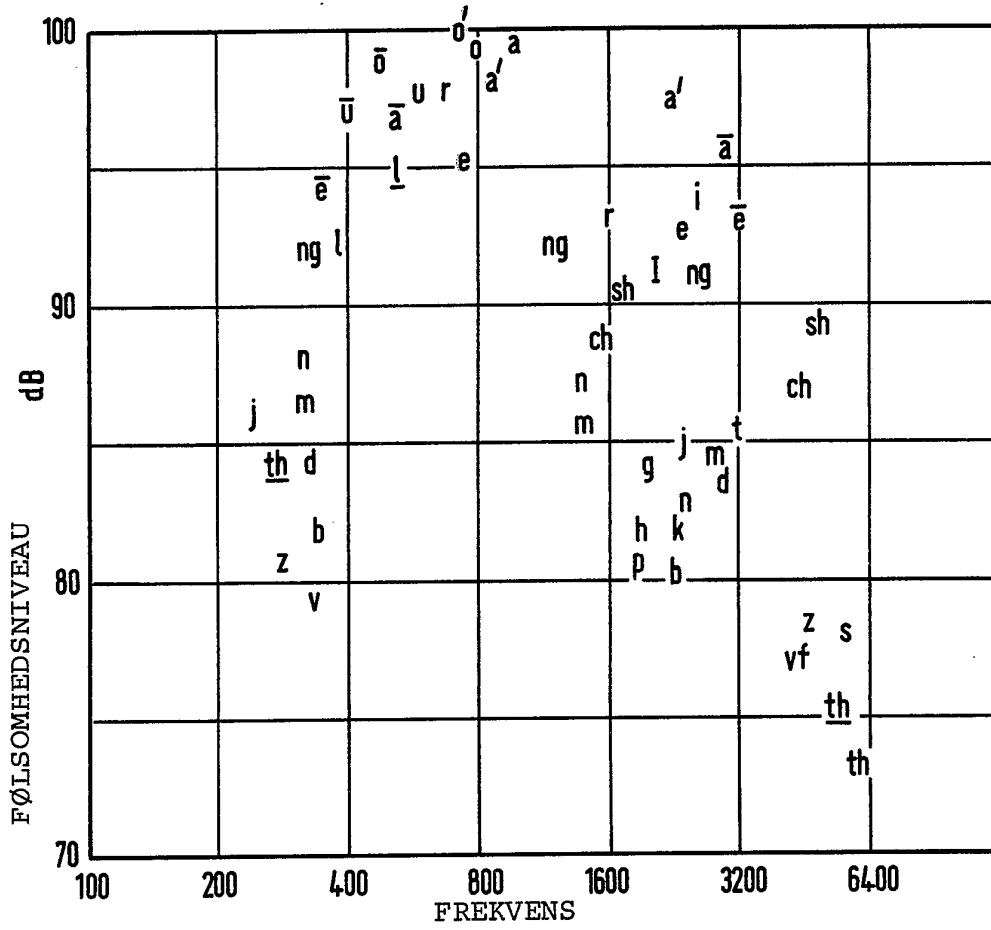


FIG.1.

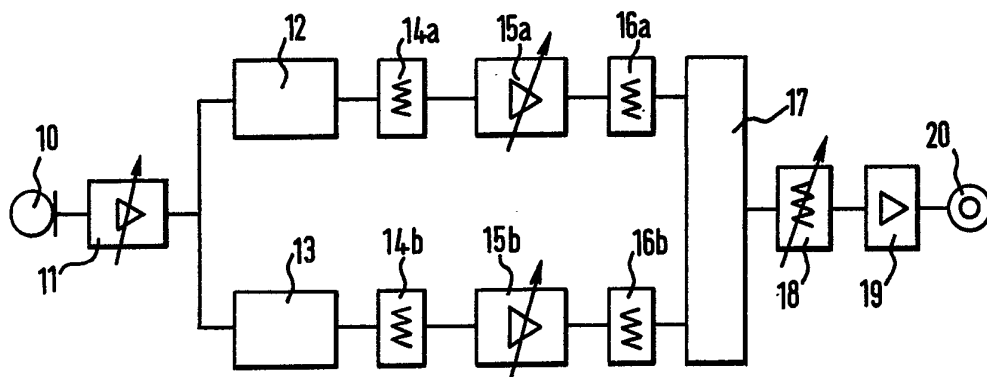


FIG.2.

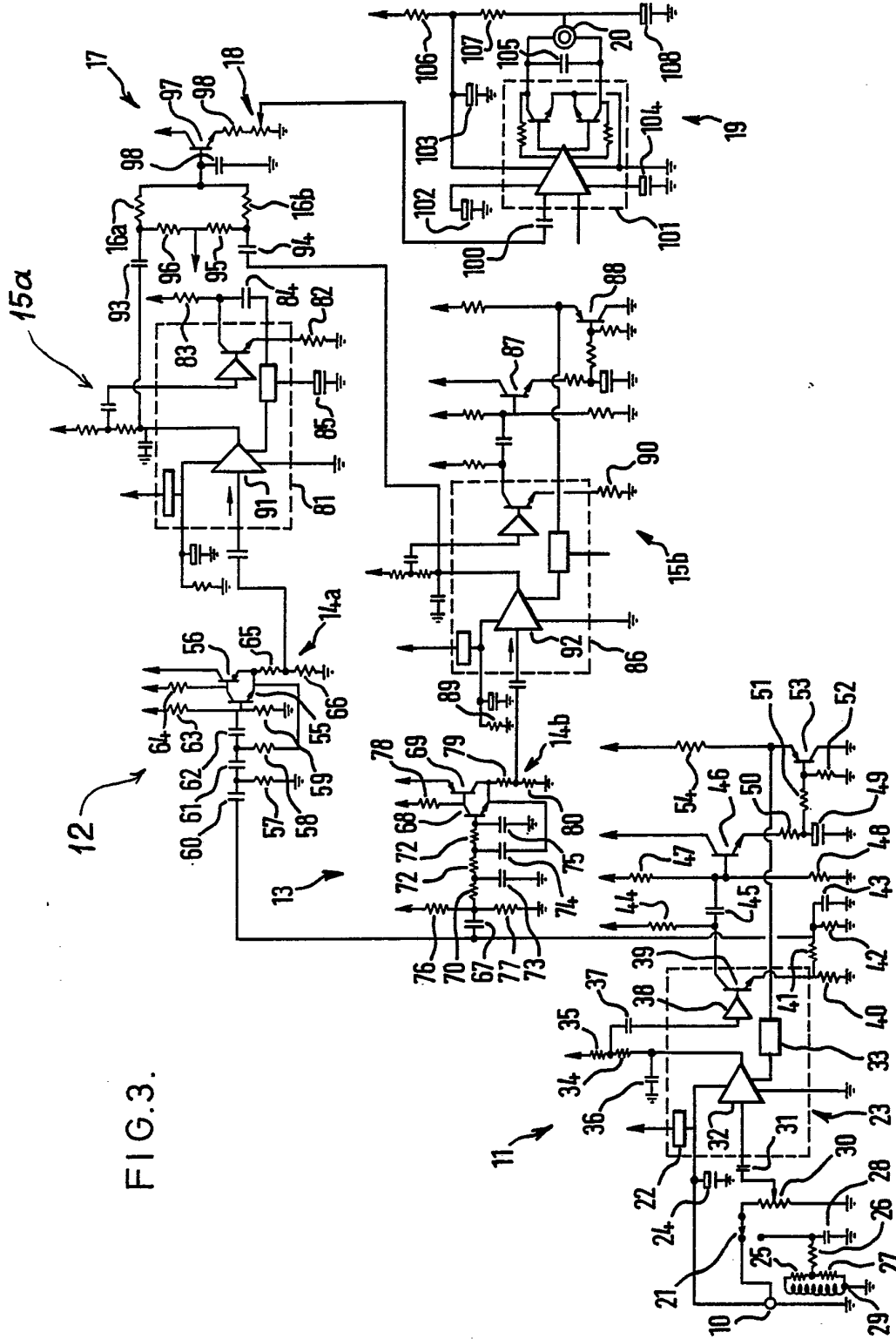


FIG. 3.

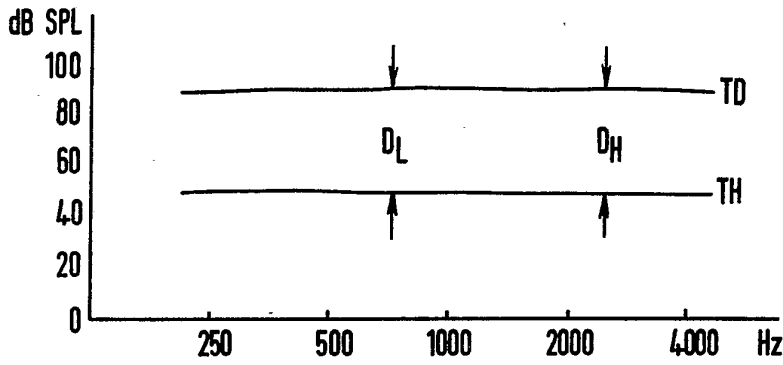


FIG. 4a.

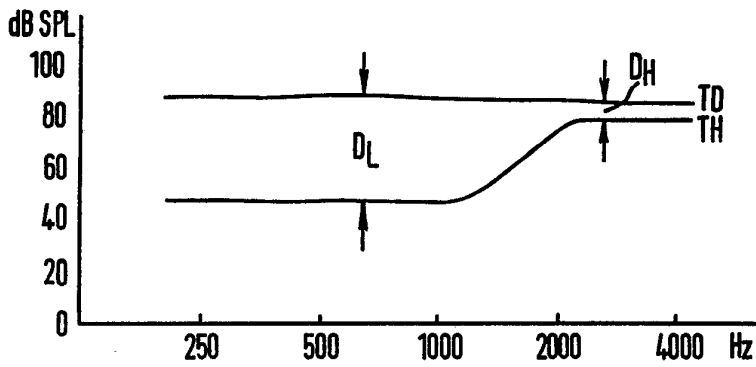


FIG. 4b.

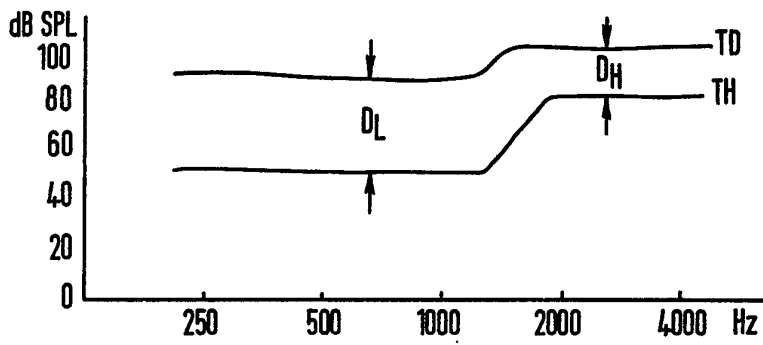


FIG. 4c.

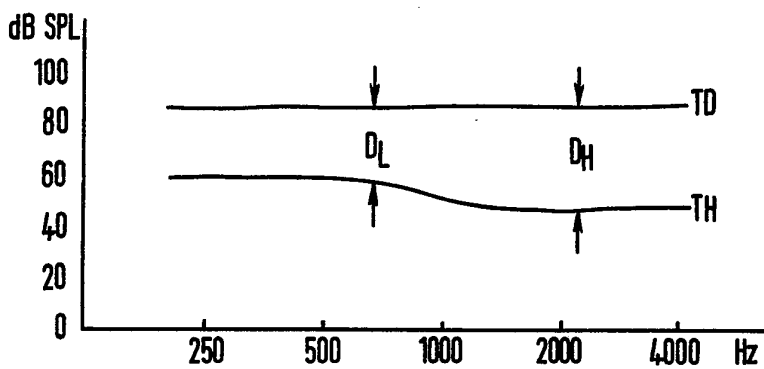


FIG. 4d.