

(19)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets

(11)

Numéro de publication :

0 054 450
B1

(12)

FASCICULE DE BREVET EUROPÉEN

(45)

Date de publication du fascicule du brevet :
04.07.84

(51)

Int. Cl.³ : **H 04 R 25/00**

(21)

Numéro de dépôt : **81401782.8**

(22)

Date de dépôt : **10.11.81**

(54)

Perfectionnements aux dispositifs de prothèse auditive.

(30)

Priorité : **28.11.80 FR 8025323**

(43)

Date de publication de la demande :
23.06.82 Bulletin 82/25

(45)

Mention de la délivrance du brevet :
04.07.84 Bulletin 84/27

(84)

Etats contractants désignés :
CH DE GB LI NL

(56)

Documents cités :

DE-A- 1 762 185

FR-A- 2 142 807

JOURNAL OF THE AUDIO ENGINEERING SOCIETY,
vol. 18, no. 1, février 1970, NEW YORK (US) I.B.
THOMAS et al. "The intelligibility of speech transpo-
sed downward in frequency by one octave", pages 56
à 62

AICA: CONFERENCE ON HYBRID COMPUTATION;
Seventh Internationale Analogue Computation Meet-
ings, 27-31 août 1973 PRAGUE (CS) A. BURON et al.
"Speech translation analog unit", pages 253 à 255

(73)

Titulaire : **Lafon, Jean-Claude**
25, rue Charles Nodier
F-25000 Besançon (FR)

(72)

Inventeur : **Lafon, Jean-Claude**
25, rue Charles Nodier
F-25000 Besançon (FR)

(74)

Mandataire : **Behaghel, Pierre et al**
CABINET PLASSERAUD 84 rue d'Amsterdam
F-75009 Paris (FR)

EP 0 054 450 B1

Il est rappelé que : Dans un délai de neuf mois à compter de la date de publication de la mention de la délivrance du brevet européen toute personne peut faire opposition au brevet européen délivré, auprès de l'Office européen des brevets. L'opposition doit être formée par écrit et motivée. Elle n'est réputée formée qu'après paiement de la taxe d'opposition (Art. 99(1) Convention sur le brevet européen).

Description

L'invention est destinée aux dispositifs de prothèse auditive, dispositifs destinés à porter remède aux surdités en permettant aux sourds de comprendre la parole humaine, et elle concerne plus particulièrement, mais non exclusivement, parmi ces dispositifs, ceux destinés à remédier à l'insuffisance de capacité auditive des sourds gravement atteints ou « sourds profonds » en leur rendant intelligible ladite parole.

On rappelle que les sourds profonds perçoivent uniquement les sons dont l'amplitude est suffisamment élevée et dont la fréquence est relativement basse et généralement située dans la gamme des fréquences comprises entre 20 et 1 000 Hz, gamme qui sera désignée dans la suite par l'expression « spectre audible par le sourd ».

Pour fournir à ces sourds des informations auditives relatives au reste de la gamme des fréquences correspondant à la parole humaine, c'est-à-dire de 1 000 à 7 000 OU 8 000 Hz, il a été proposé de transformer en sons graves, audibles par ces sourds, les sons aigus correspondant audit reste de la gamme, lequel reste sera désigné dans la suite par l'expression « spectre inaudible aux sourds ».

Pour atteindre ce but, le demandeur a lui-même proposé une solution intéressante dans son brevet France n° 1 382 916.

Cette solution est basée sur la découverte qu'il n'est pas indispensable, pour la compréhension de la parole humaine, de connaître la totalité des informations contenues dans le spectre inaudible aux sourds : il suffit à cet effet de prélever les informations acoustiques situées dans certaines bandes de ce spectre ne couvrant au total qu'une partie de celui-ci, bandes dites ci-après « bandes utiles ».

Dans son brevet ci-dessus, le demandeur a proposé à cet effet de transposer les portions, des sons reçus, dont les fréquences sont comprises dans deux bandes utiles distinctes du spectre inaudible aux sourds en les remplaçant respectivement par deux sons graves de fréquence unique modulés respectivement par les courbes enveloppes des amplitudes des deux dites portions, chacun de ces deux sons graves de transposition pouvant être un son pur sinusoïdal.

Les dispositifs de prothèse basés sur ce principe donnent de grandes satisfactions et permettent de résoudre, dans une certaine mesure, le problème de la surdité profonde.

Mais le demandeur a constaté qu'il était possible d'améliorer encore les dispositifs basés sur le principe ci-dessus.

Il a remarqué en effet que la transformation du signal acoustique contenu dans une bande utile de fréquence en un son grave unique, même si ce son est modulé en amplitude en fonction de l'enveloppe des amplitudes de cette bande, entraînait certaines pertes d'information pouvant conduire à des difficultés d'interprétation du message sonore global reçu par le sourd.

C'est ainsi par exemple que, si l'une des deux bandes utiles choisies est celle comprise entre 1 500 à 3 500 Hz, la formule ci-dessus revient à transformer les composantes acoustiques ayant respectivement pour fréquences 2 000 et 3 000 Hz en des informations rigoureusement identiques, savoir en deux fractions identiques et superposées d'un même son grave de transposition.

Il a été proposé par ailleurs (article de I.B. THOMAS et al intitulé « The intelligibility of speech transposed downward in frequency by one octave », paru aux pages 56 à 62 du volume 18, n° 1 de la revue JOURNAL OF THE AUDIO ENGINEERING SOCIETY — février 70, New York) de transposer une tranche, du signal acoustique global reçu à chaque instant, contenue dans une bande utile de ce signal, savoir le second formant, en une tranche-image située dans le spectre audible par le sourd et constituant une image fidèle de la tranche ci-dessus, mais comprimée et réduite de moitié en fréquence. Cette formule concerne la transposition d'une tranche unique, ce qui écarte du signal transposé toute information provenant d'une partie utile importante du signal acoustique considéré.

L'invention selon la revendication 1 a pour but, surtout, de remédier aux pertes d'information observées dans ces différentes formules de transpositions connues.

A cet effet les dispositifs de prothèse auditive du type ci-dessus selon l'invention, comportent des moyens pour transposer les différentes tranches, du signal acoustique global reçu à chaque instant, contenues respectivement dans les différentes bandes utiles, en autant de tranches-images situées dans le spectre audible par le sourd et constituant respectivement des images fidèles amplifiées en amplitude, mais comprimées et réduites en fréquence, desdites tranches, la modulation d'amplitude de chaque image étant semblable à celle de la tranche correspondante, mais la fréquence en chaque point de cette image étant égale à une fraction $1/n$ de la fréquence au point correspondant de ladite tranche et le taux de réduction n étant un nombre supérieur à 1, de préférence entier, qui est le même pour tous les points d'une tranche donnée, les différentes tranches-images s'échelonnent jointivement dans le spectre audible par le sourd, ce qui correspond à des taux de réduction n différents pour ces différentes tranches-images, le temps d'échantillonnage adopté pour le prélèvement de l'enveloppe d'amplitude de chaque tranche, destinée à moduler l'amplitude de la tranche-image correspondante, est compris entre 0,8 et 1,2 ms.

Dans les modes de réalisation préférés, on a recours en outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

— les bandes utiles de fréquence sont au nombre de deux, comprises respectivement entre environ 1 500 Hz et environ 2 400 Hz et entre environ 4 800 Hz et environ 6 000 Hz, et les taux

de réduction appliqués à ces deux bandes sont respectivement de 3 et de 6,

— les bandes utiles de fréquence sont au nombre de trois, comprises respectivement entre environ 1 200 Hz et environ 2 000 Hz, entre environ 3 000 Hz et environ 4 500 Hz et entre environ 6 000 Hz et environ 8 000 Hz, et les taux de réduction appliqués à ces trois bandes sont respectivement de 2, 3 et 4,

— le dispositif comprend des moyens pour amplifier d'un taux relativement élevé toutes les portions acoustiques, des sons normalement reçus, dont la fréquence est inférieure à environ 500 Hz, et pour réduire ce taux d'amplification progressivement jusqu'à 1 000 Hz et au-delà, le temps d'échantillonnage adopté pour l'amplification étant compris entre 0,8 et 1,2 ms.

L'invention comprend, mises à part ces dispositions principales, certaines autres dispositions qui s'utilisent de préférence en même temps et dont il sera plus explicitement question ci-après.

Dans ce qui suit, l'on va décrire deux modes de réalisation préférés de l'invention en se référant au dessin ci-annexé d'une manière bien entendu non limitative.

La figure 1, de ce dessin, est un graphique permettant d'expliquer une application de l'invention à un appareil de prothèse auditive pour sourds profonds.

La figure 2 est un graphique relatif à une variante d'application de l'invention concernant le traitement d'une surdité moins profonde que la précédente.

Sur chacun de ces graphiques, les fréquences f des sons reçus à traiter sont portés en abscisses et leurs amplitudes, en ordonnées.

Dans chaque cas, on fait comprendre à l'appareil de prothèse concerné :

— des moyens pour recevoir intégralement les portions, convenablement amplifiées, des signaux acoustiques, comprises dans la bande des fréquences inférieures à 500 Hz, portions audibles par les sourds, même profonds, ainsi qu'il a été schématisé par le tronçon de courbe A,

— et des moyens pour recevoir avec un taux d'amplification progressivement décroissant vers les fréquences élevées les portions, des signaux acoustiques, comprises dans la bande des fréquences allant de 500 à 1 000 Hz et au-delà, comme schématisé par le tronçon de courbe B

Cet effacement partiel de la zone du spectre audible comprise entre 500 et 1 000 Hz permet de libérer en partie cette zone pour y injecter les signaux artificiels porteurs d'informations utiles dont il va être question ci-après.

Dans le cas de la figure 1, ces signaux sont de deux types, élaborés respectivement à partir des informations sonores contenues respectivement dans deux bandes utiles C et D du spectre inaudible aux sourds.

Ces deux bandes sont ici celles comprises respectivement entre 1 500 et 2 400 Hz (bande C) et entre 4 800 et 6 000 Hz (bande D).

A partir des tranches de signaux acoustiques C_1 et D_1 contenues respectivement dans ces

deux bandes C et D, on élabore deux « tranches-images » c_1 et d_1 contenues respectivement dans la bande c comprise entre 500 et 800 Hz et dans la bande d comprise entre 800 et 1 000 Hz.

La première tranche-image c_1 correspond à une image fidèle de la tranche C_1 mais amplifiée en amplitude et « comprimée en fréquence » avec un taux de réduction de 3.

Plus précisément, cette image c_1 présente une modulation d'amplitude semblable à celle de la tranche C_1 qu'elle reproduit, mais en chacun des points m de cette image, l'amplitude est plus élevée et la fréquence f est égale au tiers de la fréquence F au point correspondant M de ladite tranche C_1 .

En somme l'image c_1 correspond à la tranche C_1 amplifiée en amplitude et divisée par trois en fréquence.

Il résulte du choix d'un nombre entier (ici 3) adopté pour le taux de division, que la transposition acoustique effectuée correspond à un changement d'octave conservant la qualité « tonale » de l'information acoustique transposée : les « notes » restent les mêmes, mais sont changées d'octave.

Pour ce qui est de la modulation d'amplitude de cette image c_1 , elle est effectuée à partir de l'enveloppe de l'amplitude de la tranche de signal C_1 et cette enveloppe est prélevée avec un temps d'échantillonnage inférieur à 1,2 ms : en d'autres termes, on conserve dans la transposition effectuée la qualité vibratoire, des portions de signaux acoustiques d'origine, dont la périodicité est inférieure à 1,2 ms, c'est-à-dire les vibrations laryngées de ces portions, lesquelles sont caractéristiques de la hauteur de la voix humaine.

Cette observation présente un grand intérêt pour la reconstitution intellectuelle de la voix humaine par le sourd équipé de la prothèse considérée.

D'une façon plus générale, on donne au temps d'échantillonnage en question une valeur comprise entre 0,8 et 1,2 ms.

On choisit semblablement la constante de temps pour les diverses amplifications, pour la même raison que précédemment.

Exactement dans les mêmes conditions que pour l'image c_1 , l'image d_1 est formée à partir de la tranche de signaux D_1 moyennant une amplification d'amplitude et une division en fréquence de cette dernière, mais ici par le facteur 6.

Ceci étant, on peut faire les deux constatations suivantes :

— les deux images c_1 et d_1 s'étendent chacune sur une bande de fréquences relativement large au lieu d'être constituées par des sons graves de fréquence unique : il en résulte un transfert d'information beaucoup plus riche et complet que dans l'hypothèse de ces sons graves uniques,

— les bandes de fréquences c et d dans lesquelles sont contenues respectivement les deux images c_1 et d_1 se succèdent jointivement dans la gamme des fréquences, de sorte qu'elles occupent ensemble la totalité de la zone comprise

entre 500 et 1 000 Hz qui a été partiellement libérée de la manière prévue plus haut pour recevoir les sons transposés, et ce sans se gêner mutuellement par un chevauchement partiel des dites bandes.

Le message sonore amplifié ainsi reconstitué se révèle très riche en informations et particulièrement adapté à la compréhension de la parole humaine.

Le graphique de la figure 1 — tout comme d'ailleurs celui de la figure 2 — n'est qu'un schéma permettant d'expliciter les divisions de fréquence effectuées selon l'invention : les bandes c et d ne sont hachurées sur ce schéma que pour bien les distinguer des autres bandes ; c'est également dans ce souci de distinction qu'on leur a donné une amplitude supérieure à celle des autres bandes. De plus, en toute rigueur, les amplitudes des signaux-images c_1 et d_1 ne devraient pas être comptées à partir de l'axe des abscisses, mais à partir des amplitudes des signaux (non représentés) qui sont directement reçus dans la gamme correspondante comprise entre 500 et 1 000 Hz, les deux amplitudes considérées se superposant.

On peut procéder de toute manière désirable pour assurer la transposition de chaque tranche de signal C_1 OU D_1 en son image de fréquence réduite c_1 ou d_1 .

C'est ainsi qu'on peut considérer dans chacune des tranches C_1 et D_1 un certain nombre de sous-bandes de fréquences successives et jointives sélectionnées à l'aide de filtres appropriés, puis transformer les fractions de signal contenues dans chacune des sous-bandes ainsi sélectionnées en un signal électrique alternatif, après quoi on divise la fréquence de ce signal par le taux de réduction n désiré pour la tranche considérée en supprimant, dans ledit signal alternatif, $n-1$ alternances sur n , et enfin on amplifie le signal à fréquence réduite ainsi obtenu de façon non seulement à compenser la perte d'énergie due à la suppression ci-dessus, mais aussi à atteindre la zone audible par le sourd.

Selon une variante, on transforme chaque fraction de tranche correspondant à l'une des sous-bandes définies ci-dessus en un train codé d'impulsions dont le nombre est lié à la fréquence de ladite fraction, puis on supprime un certain nombre de ces impulsions (savoir $n-1$ sur n , si l'on désire assurer une division par le facteur n) et enfin on procède à une amplification comme dans le cas précédent d'un signal dont la fréquence réduite est liée au nombre des impulsions restantes.

On peut également faire appel, pour assurer chacune des divisions de fréquence, à un circuit logique, à un micro-processeur ou à tout autre dispositif désirable.

Le mode de réalisation schématisé sur la figure 2 est basé sur les mêmes principes que le précédent schématisé sur la figure 1.

Il s'applique au traitement de sourds moins gravement atteints que dans le cas précédent, ceux-ci étant capables d'entendre les sons

jusqu'à une fréquence d'au moins 2 000 Hz.

Ce deuxième mode de réalisation diffère du précédent en ce que le nombre des bandes utiles du spectre inaudible aux sourds est ici égal à 3 et non plus à 2 en ce que les images à fréquence réduite reconstituées à partir des tranches de signaux comprises dans ces trois bandes utiles occupent ici la bande des fréquences comprises entre 600 et 2 000 Hz.

Plus précisément, les trois bandes en question s'étendent respectivement :

— la première, R, d'environ 1 200 Hz à environ 2 000 Hz,

— la seconde, S, d'environ 3 000 Hz à environ 4 500 Hz,

— la troisième, T, d'environ 6 000 Hz à environ 8 000 Hz.

Les trois images correspondantes r , s et t sont obtenues à partir des tranches de signaux acoustiques comprises dans ces trois bandes R, S et T par des amplifications d'amplitude et divisions de fréquence dont les diviseurs sont respectivement égaux à 2, 3 et 4, ces tranches-images occupant donc respectivement :

— la première, r , la bande de fréquence comprise entre environ 600 et environ 1 000 Hz,

— la seconde, s , la bande de fréquence comprise entre environ 1 000 et environ 1 500 Hz,

— et la troisième, t , la bande de fréquence comprise entre environ 1 500 et environ 2 000 Hz.

Comme dans la première variante, les trois bandes-images r , s et t correspondant respectivement aux trois tranches-images se succèdent dans la bande de fréquence comprise entre 600 Hz et 2 000 Hz sans se chevaucher.

Pour éviter tout risque de traumatisme de l'oreille équipée de l'appareil de prothèse décrit ci-dessus lors de l'application sur elle des sons amplifiés élaborés par cet appareil, on fait comprendre audit appareil des moyens pour supprimer automatiquement tous ceux, de ces sons amplifiés, qui présentent à la fois une amplitude trop importante et une vitesse d'établissement trop élevée : on met en œuvre avantageusement à cet effet les enseignements du brevet des Etats-Unis d'Amérique n° 3 458 669 dont le demandeur est co-inventeur.

En suite de quoi et quel que soit le mode de réalisation adopté, on dispose finalement d'un appareil de prothèse auditive dont la construction, le fonctionnement et les avantages résultent suffisamment de ce qui précède.

Comme il va de soi, et comme il résulte d'ailleurs déjà de ce qui précède, l'invention ne se limite nullement à ceux de ses modes d'application et de réalisation qui ont été plus spécialement envisagés ; elle en embrasse, au contraire, toutes les variantes qui tombent dans les revendications.

Revendications

1. Dispositif de prothèse auditive comprenant des moyens pour prélever des tranches de signaux acoustiques (C,D,R,S,T) contenues res-

pectivement dans différentes bandes de fréquences utiles situées dans le spectre inaudible aux sourds et pour les transposer en des signaux acoustiques dont l'amplitude est suffisante et dont la fréquence est contenue dans le spectre audible aux sourds, caractérisé en ce que ces moyens sont agencés de façon à donner à ces derniers signaux la forme de tranches-images (c, d, r, s, t) des tranches ci-dessus (C, D, R, S, T) constituant respectivement des images fidèles amplifiées en amplitude, mais comprimées et réduites en fréquence, desdites tranches, la modulation d'amplitude de chaque image étant semblable à celle de la tranche correspondante, mais la fréquence en chaque point de cette image étant égale à une fraction $1/n$ de la fréquence au point correspondant de ladite tranche et le taux de réduction n étant un nombre supérieur à 1, de préférence entier, qui est le même pour tous les points d'une tranche donnée, en ce que les différentes tranches-images (c, d, r, s, t) s'échelonnent jointivement dans le spectre audible par le sourd, ce qui correspond à des taux de réduction n différents pour ces différentes tranches-images, et en ce que le temps d'échantillonnage adopté pour le prélèvement de l'enveloppe d'amplitude, de chaque tranche, destinée à moduler l'amplitude de la tranche-image correspondante, est compris entre 0,8 et 1,2 ms.

2. Dispositif de prothèse auditive selon la revendication 1, caractérisé en ce que les bandes utiles de fréquence sont au nombre de deux, comprises respectivement entre environ 1 500 Hz et environ 2 400 Hz et entre environ 4 800 Hz et environ 6 000 Hz, et en ce que les taux de réduction appliqués à ces deux bandes sont respectivement de 3 et de 6.

3. Dispositif de prothèse auditive selon la revendication 1, caractérisé en ce que les bandes utiles de fréquence sont au nombre de trois, comprises respectivement entre environ 1 200 Hz et environ 2 000 Hz, entre environ 3 000 Hz et environ 4 500 Hz et entre environ 6 000 Hz et environ 8 000 Hz, et en ce que les taux de réduction appliqués à ces trois bandes sont respectivement de 2, 3 et 4.

4. Dispositif de prothèse auditive selon l'une quelconque des précédentes revendications, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens pour amplifier d'un taux relativement élevé toutes les portions acoustiques, des sons normalement reçus, dont la fréquence est inférieure à environ 500 Hz, et pour réduire ce taux d'amplification progressivement jusqu'à 1 000 Hz et au-delà, le temps d'échantillonnage adopté pour les portions amplifiées étant compris entre 0,8 et 1,2 ms.

Claims

1. Hearing aid device comprising means for taking bands of acoustic signals (C,D,R,S,T) contained respectively in various bands of useful frequencies which are in the range inaudible to the deaf, and for transposing them into acoustic

signals the amplitude of which is sufficient and the frequency is in the audible range for deaf persons, characterised in that the means are arranged so as to give to the latter signals the form of image bands (c,d,r,s,t) of the above mentioned bands (C,D,R,S,T), constituting respectively images of the said bands faithfully amplified in amplitude, but condensed and reduced in frequency, the modulation of amplitude of each image band being similar to that of the corresponding band, but the frequency at each point of this image band being equal to a fraction $1/n$ of the frequency at the corresponding point of the said band and the rate of reduction n being a number greater than 1, preferably a whole number, which is the same for all the points of a given band, in that the different image bands (c,d,r,s,t) are arranged together stepwise in the spectrum audible to the deaf person, which arrangement corresponds to different rates of reduction n for different image bands and also in that the spacing period adopted for the taking of the amplitude envelope of each band, in order to modulate the amplitude of the corresponding image band, is between 0.8 and 1.2 ms.

2. A hearing aid device according to claim 1, characterised in that the frequency bands used are two in number, comprised respectively between about 500 Hz and about 2 400 Hz and between about 4 800 Hz and about 6 000 Hz, and in that the reduction rates applied to these two bands are respectively 3 and 6.

3. Hearing aid device according to claim 1, characterised in that the frequency bands used are three in number, comprised respectively between about 1 200 Hz and about 2 000 Hz, between about 3 000 Hz and about 4 500 Hz and between about 6 000 Hz and about 8 000 Hz, and in that the rates of reduction applied to these three bands are respectively 2, 3 and 4.

4. Hearing aid device according to any one of the preceding claims, characterised in that it comprises means to amplify at a relatively high rate all the acoustic portions of the sounds normally received, the frequency of which is less than about 500 Hz, and progressively to reduce this rate of amplification up to 1 000 Hz and beyond, the spacing period adopted for the amplified portions being between 0.8 and 1.2 ms.

Ansprüche

1. Hörhilfsgerät, mit Einrichtungen zum Abnehmen akustischer Signalabschnitte (C,D,R,S,T), die in jeweils verschiedenen nützlichen Frequenzbändern vorliegen, die in dem für Schwerhörige nicht hörbaren Spektrum liegen und zum Umsetzen der Signalabschnitte in akustische Signale mit ausreichender Amplitude und mit einer Frequenz, die in dem für Schwerhörige hörbaren Spektrum liegt, dadurch gekennzeichnet, dass diese Einrichtungen so ausgebildet sind, dass sie den letztgenannten Signalabschnitten die Form von Abbildern (c,d,r,s,t) der

zuerst erwähnten Abschnitte (C,D,R,S,T) geben, wobei es sich um getreue Abbilder mit verstärkter Amplitude handelt, deren Frequenz jedoch komprimiert und reduziert ist, wobei die Modulation der Amplitude jedes Abbildes ähnlich der des entsprechenden Abschnittes ist, aber die Frequenz in jedem Punkt des Abbildes einen Bruchteil $1/n$ der Frequenz in dem entsprechenden Punkt des Abschnittes beträgt und der Reduktionsgrad n eine Zahl, vorzugsweise eine ganze Zahl ist, die grösser als 1 und für alle Punkte eines gegebenen Abschnittes gleich ist, dass die verschiedenen Abschnitts-Abbilder (c,d,r,s,t) sich lückenlos in dem für den Schwerhörigen hörbaren Spektrum aneinanderreihen, so dass sich unterschiedliche Reduktionsgrade n für die verschiedenen Abbilder ergeben und dass die Probenahme- oder Abnahmezeit für die Abnahme der Hüllkurve der Amplitude jedes Abschnittes, der dazu dient, die Amplitude des entsprechenden Abbild-Abschnittes zu modulieren, zwischen 0,8 und 1,2 ms liegt.

2. Hörhilfsgerät nach Anspruch 1, dadurch ge-

kennzeichnet, dass zwei nützliche Frequenzbänder benutzt werden, deren Frequenzen zwischen etwa 1 500 und 2 400 Hz bzw. zwischen etwa 4 800 und 6 000 Hz liegen und dass der Reduktionsgrad für die beiden Bänder 3 bzw. 6 beträgt.

3. Hörhilfsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass drei nützliche Frequenzbänder benutzt werden, deren Frequenzen zwischen etwa 1 200 und 2 000 Hz, zwischen etwa 3 000 und 4 500 Hz bzw. zwischen etwa 6 000 und 8 000 Hz liegen und dass der Reduktionsgrad für die drei Bänder 2, 3 bzw. 4 beträgt.

4. Hörhilfsgerät nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass es Einrichtungen zum Verstärken aller akustischen Anteile der normalerweise empfangenen Töne, deren Frequenz unterhalb etwa 500 Hz liegt, um einen relativ hohen Verstärkungsgrad und zum progressiven Reduzieren des Verstärkungsgrades bis auf 1 000 Hz und darüber enthält, wobei die Probenahme- oder Abnahmezeit für die verstärkten Abschnitte zwischen 0,8 und 1,2 ms liegt.

25

30

35

40

45

50

55

60

65

6

Fig 1.

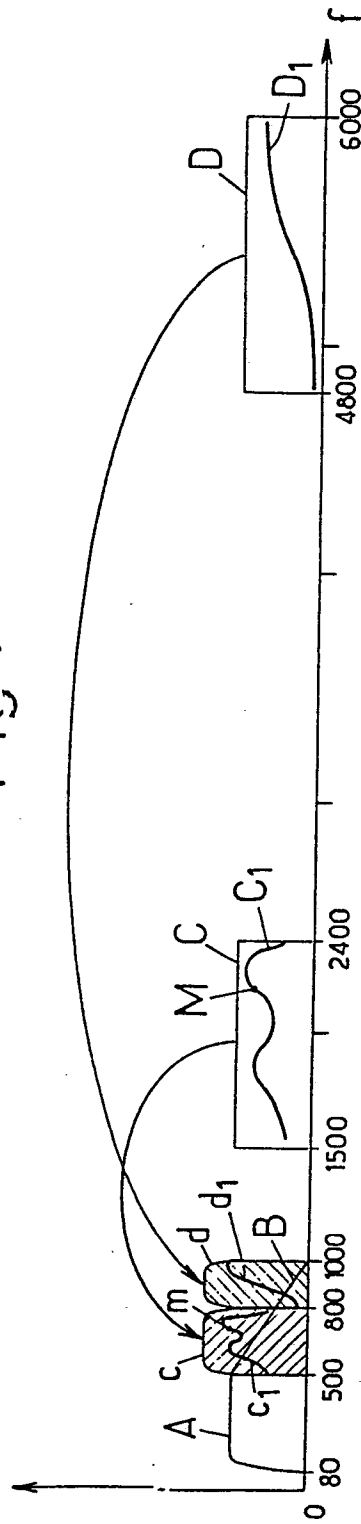


Fig. 2.

