

12

DEMANDE DE BREVET EUROPEEN

21 Numéro de dépôt: 81401782.8

51 Int. Cl.³: H 04 R 25/00

22 Date de dépôt: 10.11.81

30 Priorité: 28.11.80 FR 8025323

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

84 Etats contractants désignés:
CH DE GB LI NL

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

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

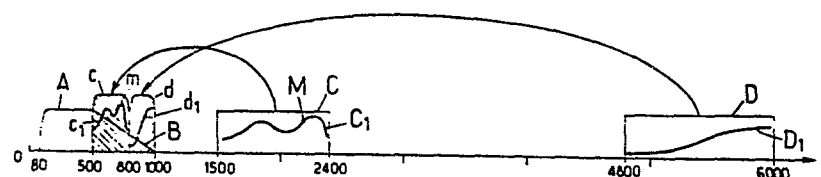
74 Mandataire: Behaghel, Pierre et al,
CABINET PLASSERAUD 84 rue d'Amsterdam
F-75009 Paris(FR)

54 Perfectionnements aux dispositifs de prothèse auditive.

57 L'invention concerne un appareil de prothèse auditive comprenant des moyens pour prélever des tranches de signaux acoustiques (C_1 , D_1) contenues dans des bandes de fréquence utiles (C , D) situées dans le spectre inaudible aux sourds et pour les transposer en des images fidèles (c_1 , d_1), mais amplifiées en amplitude et comprimées en fréquence

selon des taux de réduction appropriés, situées dans le spectre audible aux sourds. Pour le traitement de la surdité profonde, les bandes utiles sont celles comprises entre 1500 Hz et 2400 Hz et entre 4800 Hz et 6000 Hz et les taux de réduction sont respectivement de 3 et de 6.

Fig.1.



Perfectionnements aux dispositifs de prothèse auditive

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 1000 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 1000 à 7000 ou 8000 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
5 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,
10 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 sur-
15 dité 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
20 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
25 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 1500 à 3500 Hz, la formule ci-dessus revient à transformer les
composantes acoustiques ayant respectivement pour fré-
30 quences 2000 et 3000 Hz en des informations rigoureusement identiques, savoir en deux fractions identiques et superposées d'un même son grave de transposition.

La présente invention a pour but, surtout, de remédier à cette perte d'information.

A cet effet les dispositifs de prothèse auditive du type ci-dessus selon l'invention sont caractérisés en ce qu'ils 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 et en ce que la constante de temps adoptée pour le prélèvement de l'enveloppe d'amplitude, de chaque tranche, destinée à moduler l'amplitude de la tranche-image correspondante, est comprise 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 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,
- les bandes utiles de fréquence sont au

nombre de deux, comprises respectivement entre environ 1500 Hz et environ 2400 Hz et entre environ 4800 Hz et environ 6000 Hz, et les taux de réduction appliqués à ces deux bandes sont respectivement
5 de 3 et de 6,

- les bandes utiles de fréquence sont au nombre de trois, comprises respectivement entre environ 1200 Hz et environ 2000 Hz, entre environ 3000 Hz et environ 4500 Hz et entre environ 6000 Hz
10 et environ 8000 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
15 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 1000 Hz et au-delà, la constante de temps adoptée pour l'amplification
20 étant comprise 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
25 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.

30 La figure 1, de ce dessin, est un gra-

phique 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 1000 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 1000 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 infor-

mations sonores contenues respectivement dans deux bandes utiles C et D du spectre inaudible aux sourds.

Ces deux bandes sont ici celles comprises respectivement entre 1500 et 2400 Hz (bande C) et entre
5 4800 et 6000 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
10 et 800 Hz et dans la bande d comprise entre 800 et 1000 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.

15 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 corres-
20 pondant 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
25 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
30 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 une constante de temps inférieure à 1,2 ms : en d'autres termes, on conserve dans la transposition effectuée la qualité vibratoire, des por-

tions 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.

5 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 à la constante de temps en question une valeur comprise entre 0,8
10 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
15 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
20 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
25 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 com-
30 prise entre 500 et 1000 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 1000 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 2000 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 et 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 2000 Hz.

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

- la première, R, d'environ 1200 Hz à environ 2000 Hz,
- la seconde, S, d'environ 3000 Hz à environ 4500 Hz,
- la troisième, T, d'environ 6000 Hz à environ 8000 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 1000 Hz,
- 5 - la seconde, s, la bande de fréquence comprise entre environ 1000 et environ 1500 Hz,
- et la troisième, t, la bande de fréquence comprise entre environ 1500 et environ 2000 Hz.

Comme dans la première variante, les trois bandes-
10 images r, s et t correspondant respectivement aux trois tranches -images se succèdent dans la bande de fréquence comprise entre 600 Hz et 2000 Hz sans se chevaucher.

Pour éviter tout risque de traumatisme de l'oreille équipée de l'appareil de prothèse décrit ci-dessus
15 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
25 élevée : on met en oeuvre 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
30 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
35 qui ont été plus spécialement envisagés ; elle embrasse, au contraire, toutes les variantes.

REVENDEICATIONS

1. Dispositif de prothèse auditive comprenant des moyens pour prélever des tranches de signaux acoustiques (C,D,R,S,T) contenues respectivement 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 et en ce que la constante de temps adoptée pour le prélèvement de l'enveloppe d'amplitude, de chaque tranche, destinée à moduler l'amplitude de la tranche-image correspondante, est comprise entre 0,8 et 1,2 ms.

2. Dispositif de prothèse auditive selon la revendication 1, caractérisé en ce que 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.

3. Dispositif de prothèse auditive selon la revendication 2, caractérisé en ce que les bandes utiles de fréquence sont au nombre de deux, comprises respectivement entre environ 1500 Hz et environ 2400 Hz

et entre environ 4800 Hz et environ 6000 Hz, et en ce que les taux de réduction appliqués à ces deux bandes sont respectivement de 3 et de 6 (figure 1).

4. Dispositif de prothèse auditive selon la
5 revendication 2, caractérisé en ce que les bandes utiles de fréquence sont au nombre de trois, comprises respectivement entre environ 1200 Hz et environ 2000 Hz, entre environ 3000 Hz et environ 4500 Hz et entre environ 6000 Hz et environ 8000 Hz, et les taux de réduction appliqués à ces trois bandes sont respectivement de 2, 3 et 4 (figure 2).
10

5. Dispositif de prothèse auditive selon l'une quelconque des précédentes revendications, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens pour amplifier d'un
15 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 1000 Hz et au-delà, la constante de temps adoptée pour l'amplification étant comprise entre 0,8 et 1,2 ms.
20

Fig 1.

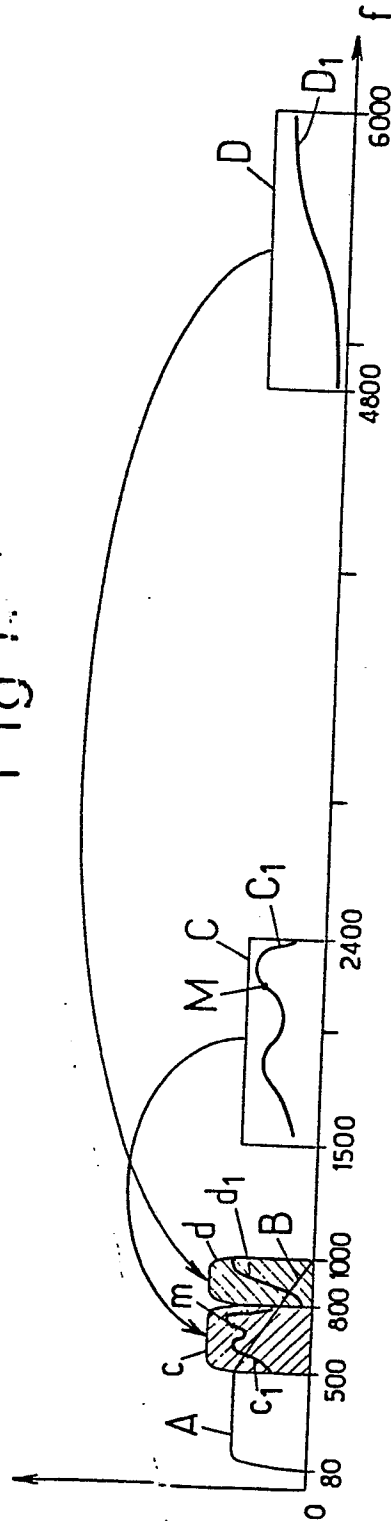
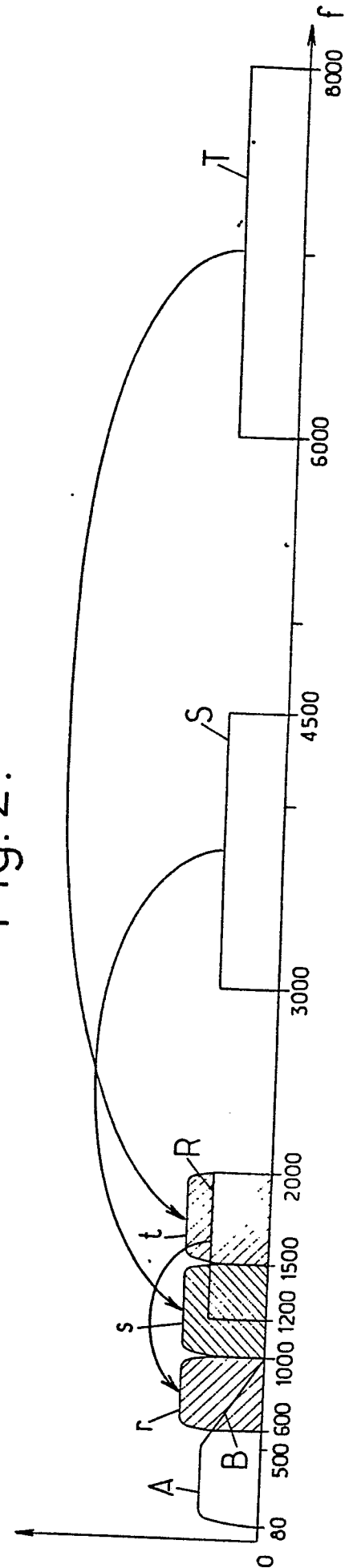


Fig. 2.





Office européen
des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

0054450

Numéro de la demande

EP 81 40 1782

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int. Cl. 3)
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendica- tion concernée	
Y	JOURNAL OF THE AUDIO ENGINEERING SOCIETY, volume 18, no. 1, février 1970, NEW YORK (US) I.B. THOMAS et al. "The intelligibility of speech transposed downward in frequency by one octave", pages 56 à 62 * page 57, colonne de droite, dernier alinéa à page 58, colonne de droite, alinéa 1; page 61, colonne de gauche, dernier alinéa à colonne de droite, ligne 18; figures 1 à 4 *	1,2	H 04 R 25/00
	--		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl. 3)
	AICA: CONFERENCE ON HYBRID COMPUTATION; Seventh Internationale Analogue Computation Meetings, 27-31 août 1973 PRAGUE (CS) A. BURON et al. "Speech translation analog unit", pages 253 à 255		H 04 R 25/00 G 09 B 21/00
Y	* page 253, ligne 1 à page 255, alinéa 3; figure 1 *	1,2	
A	--	3,4	
A	FR - A - 2 142 807 (AGENCE NATIONALE DE VALORISATION DE LA RECHERCHE) * page 1, ligne 1 à page 2, ligne 6; revendications 1,2 *	1	CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES
A	DE - A - 1 762 185 (E. BIONDI) * revendication 1 * --	1	X: particulièrement pertinent à lui seul Y: particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A: arrière-plan technologique O: divulgation non-écrite P: document intercalaire T: théorie ou principe à la base de l'invention E: document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D: cité dans la demande L: cité pour d'autres raisons
Le présent rapport de recherche a été établi pour toutes les revendications			&: membre de la même famille, document correspondant
Lieu de la recherche La Haye		Date d'achèvement de la recherche 09-03-1982	Examineur MINNOYE