(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 610 162**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : **87 00846**

(51) Int Cl⁴ : H 04 R 25/00; G 06 F 15/42.

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) **Date de dépôt :** 26 janvier 1987.

(30) **Priorité :**

(43) **Date de la mise à disposition du public de la demande :** BOPI « Brevets » n° 30 du 29 juillet 1988.

(60) **Références à d'autres documents nationaux apparentés :**

(71) **Demandeur(s) :** *Société anonyme dite : BERTIN & CIE.* — FR.

(72) **Inventeur(s) :** Jean-Luc Michel Weber ; Philippe Charles Aubert ; Patrick Jean-François Pellen ; Claude Henri Chouard.

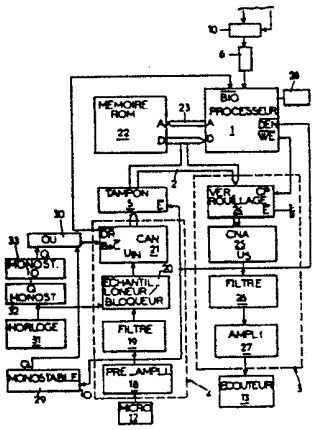
(73) **Titulaire(s) :**

(74) **Mandataire(s) :** Cabinet de Boisse.

(54) Prothèse auditive perfectionnée et procédé en comportant application.

(57) Cette prothèse comprend un microphone 12, un étage 18 de pré-amplification, des moyens 1 de filtrage pour diviser un signal d'entrée en plusieurs bandes de fréquence prédéterminées, des moyens 1 de compression sélective de la dynamique du signal d'entrée filtré dans chaque bande de fréquence, des moyens 1 d'atténuation/amplification du signal filtré et compressé dans chaque bande de fréquence, un étage d'amplification 27 et un transducteur 13. Les moyens de filtrage, de compression et d'atténuation/amplification comprennent un processeur numérique de traitement de signal 1 connecté à l'étage de pré-amplification par l'intermédiaire d'un convertisseur analogique/numérique et à l'étage d'amplification par l'intermédiaire d'un convertisseur numérique/analogique, et au moins une mémoire programmable 10 associée au processeur de traitement de signal et dans laquelle sont mémorisés des paramètres représentatifs des caractéristiques de filtrage, de compression et d'atténuation/amplification propres à ladite prothèse.

Application aux mal-entendants atteints de surdité partielle.



FR 2 610 162 - A1

L'invention concerne une prothèse auditive et un procédé de correction de l'audiogramme d'un sujet en comportant application.

La dynamique acoustique d'un sujet est déterminée par l'intervalle entre le seuil de perception des sons et le seuil de douleur. Ces seuils sont exprimés en décibels acoustiques, la valeur zéro décibel correspondant à la limite inférieure de perception des sons chez un individu doté d'une bonne ouïe (seuil de perception). A l'opposé le seuil douloureux de l'oreille correspond à la limite supérieure d'audition supportable. Chez les sujets ayant des facultés auditives normales, le seuil de perception et le seuil de douleur sont sensiblement les mêmes quelle que soit la fréquence du stimulus sonore compris entre 200 et 8000 Hertz. Chez les mal-entendants, un grand nombre de déficiences auditives sont dues à des modifications plus ou moins importantes des seuils de perception et de douleur suivant les fréquences. C'est ainsi, par exemple, qu'un sujet présentant à 1000 Hertz un seuil de perception de 40 dbA et un seuil de douleur de 60 dBA verra à cette fréquence sa dynamique réduite à 20 dBA alors qu'une valeur normale est d'environ 80 dBA.

Les prothèses auditives multivoies tentent de remédier à ces déficiences en assurant des traitements du signal capté qui sont différents selon les fréquences. Une telle prothèse comporte un microphone convertissant un signal sonore en signal électrique d'entrée, un étage de pré-amplification du signal d'entrée, et des moyens de filtrage pour diviser le signal d'entrée en plusieurs bandes de fréquence prédéterminées. Dans les prothèses multivoies connues, à chaque filtre déterminant une bande de fréquence est associée une voie de traitement comprenant des moyens de compression sélective de la dynamique du signal d'entrée filtré et des moyens d'atténuation ou d'amplification du signal filtré et compressé. Les signaux issus des différentes voies sont ensuite mélangés pour être amplifiés par un amplificateur de puissance produisant un signal de sortie attaquant un transducteur qui

restitue un signal sonore traité.

Des prothèses auditives multivoies de ce type sont notamment décrites dans les documents US-A-4.025.723 et DE-A-2641675. Le brevet FR-A-2566658 décrit un perfectionnement à ces prothèses multivoies qui consiste à prévoir en outre un étage de compression préalable situé en aval de l'étage de pré-amplification et en amont des moyens de filtrage et à conférer au filtre de chaque voie une pente de caractéristiques prédéterminées.

Ces prothèses multivoies de l'état de la technique et les procédés qu'elles mettent en oeuvre ont néanmoins pour inconvénient de comporter un nombre limité de voies de traitement et, surtout, d'offrir des caractéristiques de filtrage, de compression et d'atténuation/amplification dans chaque voie qui ne peuvent pas être adaptées aux besoins propres de chaque patient sauf à présenter des coûts prohibitifs.

La présente invention vise à réaliser une prothèse auditive perfectionnée qui permette d'adapter aisément les caractéristiques de filtrage, de compression et d'atténuation/amplification à chaque patient.

A cet effet, l'invention a pour objet une prothèse auditive comprenant :

- au moins une voie d'acquisition et de conversion d'un signal sonore en un signal électrique d'entrée,
- des moyens de filtrage pour diviser le signal d'entrée en plusieurs bandes de fréquence prédéterminées,
- des moyens de compression sélective de la dynamique du signal d'entrée filtré dans chacune desdites bandes de fréquence,
- des moyens d'atténuation/amplification du signal filtré et compressé dans chacune des bandes de fréquence, et
- au moins une voie d'émission produisant un signal sonore traité à partir du signal issu des moyens d'atténuation/amplification,

caractérisée en ce que les moyens de filtrage, de compression et d'atténuation/amplification comprennent :

- un processeur numérique de traitement de signal connecté à la voie d'acquisition par l'intermédiaire d'un convertisseur analogique/numérique et à la voie d'émission par l'intermédiaire d'un convertisseur numérique/analogique, et

- au moins une mémoire programmable associée au processeur de traitement de signal et apte à mémoriser des paramètres représentatifs des caractéristiques de filtrage, de compression et d'atténuation/amplification propres à ladite prothèse.

De préférence, la prothèse comporte des moyens de connexion à un outil externe de programmation des paramètres dans ladite mémoire. Un audioprothésiste peut ainsi, au moyen d'un outil de programmation tel qu'un micro-ordinateur, programmer directement une prothèse pour l'adapter aux caractéristiques spécifiques de l'audiogramme qu'il aura relevé sur un patient. L'utilisation d'une mémoire programmable et effaçable électriquement permettra en outre de modifier à tous moments les paramètres enregistrés auparavant pour tenir compte des modifications qui seraient intervenues dans l'audiogramme du patient. A cet égard, l'utilisation d'une mémoire NOV RAM présente plus particulièrement l'intérêt de combiner une zone de mémoire morte et une zone de mémoire vive et d'être adressable par une liaison série à partir de l'outil de programmation, permettant ainsi le recours à des moyens de connexion simples et peu coûteux.

L'invention a également pour objet un procédé de correction de l'audiogramme d'un sujet au moyen d'une prothèse telle que définie ci-dessus, caractérisé en ce que :

- on échantillonne et convertit sous forme numérique le signal d'entrée,

- on calcule la transformée de Fourrier dudit échantillon sur un spectre fréquentiel prédéfini,

- on adapte ledit échantillon transformé à l'audiogramme du sujet en assurant à chaque fréquence identifiée dans ledit spectre une transposition fréquentielle dans le

même spectre au moyen de deux matrices carrées de coefficients α_{ij} et β_{ij} déterminés expérimentalement pour ledit sujet et représentatifs respectivement de son seuil de perception et de son seuil de douleur à chacune des fréquences dudit spectre,

- on convertit sous forme analogique ledit échantillon ainsi traité, et

- on convertit en un signal audible ledit signal analogique.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront de la description qui va suivre d'un mode de réalisation donné uniquement à titre d'exemple et illustré par les dessins annexés sur lesquels :

La figure 1 est un schéma synoptique d'une prothèse auditive numérique conforme à l'invention ;

La figure 2 est un schéma-bloc sur lequel les étages d'acquisition et d'émission de la figure 1 ont été représentés plus en détail ;

La figure 3 est un chronogramme illustrant le fonctionnement du schéma de la figure 2.

La figure 4 est un tableau donnant un exemple de répartition des fréquences principales utilisées pour le traitement d'un signal sonore ;

La figure 5 est un diagramme illustrant un exemple de correction de l'audiogramme d'un sujet ; et

La figure 6 est un schéma-bloc analogue à celui de la figure 2 et illustrant une variante de réalisation.

La prothèse de la figure 1 comprend un processeur numérique de traitement de signal 1 qui peut être, par exemple, le circuit TMS320 de la Société Texas Instruments.

Un bus de données 2 relie le processeur 1 à un étage d'émission 3, à un étage d'acquisition 4 par l'intermédiaire d'un circuit tampon 5, à un deuxième circuit tampon 6 et à un circuit de verrouillage 7. Le processeur 1 est également connecté aux circuits 5, 6 et 7 par un bus d'adresses 8 dans lequel est interposé un circuit de décodage 9.

La prothèse proprement dite est complétée par une mémoire programmable NOV RAM 10 présentant une entrée série sur un connecteur 11 et une sortie série connectée au circuit tampon 6. Dans la mémoire 10 peuvent être mémorisés des paramètres qui déterminent les caractéristiques du traitement effectué par le processeur 1 en fonction du programme contenu dans une mémoire morte qui, sur la représentation de la figure 1, est supposée faire partie du processeur. Des bornes du connecteur 11 sont également reliées à des entrées de commande de la mémoire 10 et au circuit de verrouillage 7.

L'étage d'acquisition 4 est connecté à un microphone 12 et l'étage d'émission 3 à un transducteur 13 tel qu'un écouteur.

Un organe de commande de volume 14 et un organe de sélection de fonction 15 destinés à être manipulés par le patient sont connectés au circuit tampon 6. Enfin, des moyens d'affichage 16 tels qu'une ou plusieurs diodes électroluminescentes sont attaqués par une sortie du circuit de verrouillage 7.

Avant toute utilisation, la prothèse de la figure 1 doit être programmée en fonction des caractéristiques auditives du patient qui en sera équipé. Un médecin pourra facilement réaliser lui-même cette opération au moyen d'un outil de programmation tel qu'un micro-ordinateur 17, relié au connecteur 11, qui chargera dans la mémoire NOV RAM 10 les paramètres déterminant les caractéristiques de filtrage (pente, largeur de bande), de compression de la dynamique et d'atténuation/amplification dans chaque bande de fréquence. C'est ainsi, par exemple, qu'on pourra utiliser un nombre élevé de filtres à bandes étroites dans chaque domaine de fréquence où le patient présente des déficiences auditives afin d'y traiter finement le signal, tandis qu'il suffira de regrouper plusieurs filtres ou d'employer un faible nombre d'entre eux pour réaliser un filtrage à large bande dans le domaine de fréquence où l'audiogramme du patient est convenable.

Le filtrage est assuré par le processeur 1 par filtrage numérique ou transformée de Fourrier rapide (FFT) au moyen d'algorithmes bien connus des spécialistes de la technique qui se déroulent en fonction des instructions contenues dans la mémoire morte de programme paramétrée par la mémoire programmable 10. Les paramètres contenus dans cette dernière déterminent également le taux de compression de la dynamique ainsi que le taux d'atténuation et/ou d'amplification qui seront appliqués aux signaux filtrés numériquement dans chacune des bandes de fréquence.

Une fois la prothèse programmée en fonction des caractéristiques d'audition du patient, le fonctionnement en est le suivant : le microphone 12 capte les signaux sonores et les convertit en un signal analogique d'entrée qui est amplifié, filtré et converti sous forme numérique par l'étage d'acquisition 4. Le circuit tampon 5 permet de stocker un échantillon converti sous forme numérique jusqu'à ce qu'il soit lu par le processeur 1.

Ce dernier traite alors cet échantillon en effectuant les opérations de filtrage, de compression et d'atténuation ou amplification.

En premier lieu, le signal numérisé est transformé par FFT afin de calculer la projection de l'échantillonnage (S) sur un spectre fréquentiel prédéfini f1....fn. f1 à fn sont les fréquences principales choisies lors de la conception de la prothèse. On a :

$$S = \sum \text{ ai fi,}$$

où ai est le coefficient affecté à chaque fréquence fi de la transformée de Fourrier.

A chaque fréquence fi identifiée sont appliqués des coefficients de correction précaractérisés lors de la programmation : ces coefficients de correction sont rassemblés dans une matrice de correction à deux dimensions (n lignes et n colonnes). Cette matrice de correction auditive multifréquentielle assure à chaque fréquence pure fi identifiée lors du calcul par FFT une projection spécifique dans le même champ fréquentiel f1.....fn. Si n est le

nombre total de fréquences fi identifiables par calcul par FFT, cette matrice est définie par des coefficients α_{ij} tels que, si i est l'ordre de la fréquence à corriger, quel que soit i, la projection de aifi est :

$$ai \sum_{j=1}^{j=n} \alpha_{ijfj}$$

Dans une forme spécifique de réalisation, n est limité arbitrairement à seize. Par ailleurs la matrice de correction est limitée à une matrice diagonale, c'est-à-dire que tous les coefficient aij tels que $i \neq j$ sont nuls. Quel que soit i, la projection de aifi est donc $\alpha_i . ai . fi$.

Ainsi, aucune transposition fréquentielle n'est effectuée dans cette forme spécifique de réalisation. Pour chaque fréquence, seul le seuil d'audition est relevé par le coefficient de correction α_i afin d'assurer une adaptation à la sensibilité de l'oreille du patient.

Le tableau de la figure 4 donne un exemple de répartition des fréquences principales fi.

Afin de tenir compte des possibilités dynamiques de l'oreille (modification de la courbe de perception douloureuse), un coefficient pondérateur précaractérisé β_{ij} est défini pour chaque fréquence principale fi. Ces coefficients β_{ij} sont également rassemblés dans une matrice de correction à n lignes et n colonnes similaire à la matrice des coefficient α_{ij}. Les deux matrices sont liées : s'il existe j tel que $\alpha_{ij} = 0$, alors $\beta_{ij} = 0$.

Dans la forme spécifique de réalisation précitée, la matrice des coefficients β_{ij} est également diagonale. Il existe donc seize coefficients β_i, c'est-à-dire qu'au total trente deux coefficients sont programmés par l'audioprothésiste.

Quel que soit le nombre n de fréquences principales choisi, il est évident que le traitement effectué par le processeur 1 sera d'autant plus rapide que le nombre des coefficients α_{ij} et β_{ij} sera faible. Le nombre total sera au minimum de 2n si l'on veut restituer n'importe quel échantillon sur l'ensemble du spectre prédéfini, ce qui correspond au cas de deux matrices diagonales.

On a représenté à la figure 5 un exemple de correction pour normaliser l'audiogramme d'un patient. Le niveau acoustique exprimé en dBA est représenté sur le spectre prédéfini f1....fn. Quelques coefficients αi et βi ont été représentés à titre d'illustration. Les courbes en traits interrompus SPN et SDN représentent les seuils de perception et de douleur d'un sujet doté d'une ouïe normale, les courbes en traits pleins SPC et SDC les mêmes seuils adaptés à un patient présentant des déficiences auditives.

Les échantillons traités sont appliqués à l'étage d'émission 3 qui reconstitue un signal analogique appliqué au transducteur 13. Celui-ci delivre au patient un signal sonore dont la dynamique et l'amplitude dans chaque bande de fréquence sont parfaitement adaptées à ses propres caractéristiques d'audition.

En outre, le patient pourra régler le niveau global du signal sonore émis au moyen de l'organe de commande de volume 14 : la valeur sélectionnée appliquée au circuit tampon 6 est lue sur ce dernier par le processeur 1 qui commande le taux d'amplification de l'amplificateur de puissance intégré à l'étage d'émission 3.

Par ailleurs, l'organe de sélection de fonction 15 présente une position inactive et deux positions actives dont l'une a pour rôle d'assurer une atténuation de bruit de fond en l'absence de signal sonore capté par le microphone. Comme pour la commande de volume , le processeur 1 vient lire l'information correspondante à la sortie du circuit tampon 6 et commande en conséquence l'amplificateur de puissance précité.

Dans sa deuxième position active, l'organe de sélection de fonction déclenche un test de fonctionnement de la prothèse qui permet de détecter l'un des trois défauts suivants : :

- interruption de la liaison électrique entre l'étage d'acquisition 4 et le microphone d'une part et entre l'étage d'émission 3 et le transducteur 13 d'autre part ;

- insuffisance de l'état de charge de la batterie ;

- anomalie de fonctionnement dans les circuits électroniques de la prothèse.

Tout défaut de l'une des trois catégories ci-dessus sera signalé au patient par l'intermédiaire des moyens d'affichage 16, par exemple par un allumage caractéristique d'une ou plusieurs diodes électroluminescentes. Cet allumage est commandé par le processeur 1 par l'intermédiaire du circuit de verrouillage 7.

Le schéma-bloc de la figure 2 est une représentation partielle de la prothèse de la figure 1, sur laquelle les étages d'émission 3 et d'acquisition 4 ont été plus détaillés.

L'étage d'acquisition 4 comprend un circuit 18 d'amplification et d'adaptation par l'intermédiaire duquel le signal électrique d'entrée issu du microphone 12 est appliqué à un filtre passe-bande analogique 19. Le filtre 19 a pour rôle de ne conserver du signal d'entrée que la bande de fréquence tombant dans le domaine du spectre audible. Le signal de sortie du filtre passe-bande 19 attaque l'entrée d'un échantillonneur-bloqueur 20 dont la sortie est connectée à l'entrée Vin d'un convertisseur analogique/numérique 21. Les circuits 18, 19, 20 et 21 constituent l'étage d'acquisition 4 de la figure 1.

Les sorties du convertisseur analogique/numérique 21 sont reliées aux entrées du circuit tampon 5. Les sorties de ce dernier sont connectées par le bus de données 2 aux entrées de données D du processeur 1. Le circuit tampon 5 peut être constitué par exemple par un composant 74HCE 245.

Au processeur de traitement de signal 1 est associée une mémoire morte 22 dans laquelle est stocké le programme paramétrable qui est exécuté par le processeur 1 pour assurer les fonctions de filtrage, de compression et d'atténuation/amplification sur les échantillons reçus du circuit tampon 5. Le processeur 1 et la mémoire 22 sont connectés entre eux, notamment par le bus de données 2 et par un bus d'adresses 23. Les paramètres qui détermi-

nent les caractéristiques du traitement propres à chaque sujet sont lues par le processeur 1 dans la mémoire NOV RAM 10 par l'intermédiaire du circuit tampon 6.

Le bus de données 2 est également connecté aux entrées d'un circuit de verrouillage 24 dont les sorties attaquent les entrées d'un convertisseur numérique/analogique 25. Le circuit de verrouillage peut être constitué à partir de bascules D. Le convertisseur 25 convertit les échantillons traités qui lui sont appliqués en un signal analogique présent sur sa sortie Vs qui attaque un filtre passe-bande analogique 26. Ce filtre 26 est destiné à restituer un signal analogique dont la bande de fréquence se situe dans le spectre audible. Le signal filtré issu du filtre 26 attaque un amplificateur de puissance 27. Les circuits 24, 25, 26 et 27 constituent l'étage d'émission 3 de la figure 1. La sortie de l'amplificateur de puissance 27 est connectée au transducteur 13 constitué, par exemple, par un écouteur.

Sur le schéma synoptique de la figure 1, les circuits tampon 5 et 6, le circuit de verrouillage 7 et l'étage d'émission 3 sont adressés par le processeur 1 au moyen d'un bus d'adresses 8 et d'un circuit de décodage d'adresses 9. Ce bus 8 et le circuit 9 n'ont pas été représentés sur la figure 2 car, dans ce mode particulier de réalisation, le processeur de traitement de signal 1 est supposé être un circuit TMS 320. Ce dernier présente en effet la particularité de posséder des entrées-sorties spécifiques qui permettent de commander directement certains des circuits de l'étage d'acquisition 4 et de l'étage d'émission 3. Par ailleurs, le processeur 1 est piloté par une base de temps 28.

La sortie $\overline{WE}$ du processeur 1 est connectée à l'entrée CP du circuit de verrouillage 24. La sortie $\overline{DEN}$ du processeur 1 est connectée, d'une part à l'entrée E du circuit tampon 5 et, d'autre part, à l'entrée de déclenchement Io d'un monostable 29. La sortie Q du monostable 29 est reliée à l'une des entrées d'une porte OU dont la sortie est inversée et connectée à l'entrée $\overline{B\&C}$ du con-

vertisseur analogique/numérique 21. Une deuxième base de temps ou horloge 31 pilote l'échantillonneur-bloqueur 20 ainsi qu'un deuxième monostable 32. La sortie Q de ce monostable 32 est connectée à l'entrée Io d'un troisième monostable 33 dont la sortie Q est reliée à la deuxième entrée de la porte OU 30.

Le fonctionnement du circuit de la figure 2 sera maintenant décrit en se référant également au chronogramme de la figure 3. Lorsque le microphone 12 capte un son, le signal analogique correspondant est appliqué à l'échantillonneur-bloqueur 20 après amplification-adaptation et filtrage en 18 et 19.

Sur le front montant du signal de l'horloge 31 (figure 3A) l'échantillonneur bloqueur 20 commence l'acquisition d'un nouvel échantillon. La durée de l'échantillonnage sera fonction de la capacité du condensateur de charge (non représenté) de l'échantillonneur-bloqueur 20 et pourra être comprise entre, par exemple, 4 et 20 microsecondes environ. Le monostable 32 introduit un retard (figure 3B) par rapport au front montant du signal de l'horloge 31 pour que la conversion ne puisse commencer qu'une fois l'échantillonnage terminé. Dès que la sortie Q du monostable 32 passe à 0 (figure 3B), la sortie Q du monostable 33 passe à 1 (figure 3C). La sortie inversée de la porte OU 30 et l'entrée $B\&\overline{C}$ du convertisseur analogique/numérique 21 passent à 0 (figure 3D) et la conversion commence.

Une fois la conversion terminée, le convertisseur analogique/numérique 21 délivre sur sa sortie $\overline{DR}$ (figure 3E) un signal qui active l'entrée BIO du processeur 1 (figure 3F). Ce signal provoque l'exécution d'une instruction IN d'interruption qui active la sortie $\overline{DEN}$ (figure 3G) du processeur 1.

Le processeur 1 lit alors la donnée convertie présente sur le bus 2 en sortie du circuit tampon 5 tant que la sortie $\overline{DEN}$ est au niveau bas. Le front descendant de $\overline{DEN}$ a aussi pour rôle de déclencher le monostable 29. La sortie Q du monostable 29 doit passer au niveau haut

(figure 3H) avant que la sortie Q du monostable 33 passe au niveau bas pour que l'entrée $B\&\overline{C}$ reste à l'état bas, c'est-à-dire que le signal converti soit maintenu en sortie du convertisseur analogique/numérique 21, tant que le circuit tampon 5 (amplificateur trois états) est passant. On s'assure ainsi que le signal lu par le processeur 1 est bien le signal converti. Dès que la sortie Q du monostable 29 repasse au niveau bas, le signal $B\&\overline{C}$ remonte au niveau haut et l'échantillon converti disparaît car la sortie DR remonte au niveau haut juste après $B\&\overline{C}$.

Si l'on utilise pour le convertisseur analogique/numérique 21 un circuit AD570, la constante de temps du monostable 33 doit être supérieure à 25 microsecondes. La constante de temps du monostable 29 doit être de peu supérieure à celle pendant laquelle le signal $\overline{DEN}$ est au niveau bas, durée représentant le temps d'acquisition par le processeur 1 de l'échantillon converti. Si la constante de temps du monostable 29 est égale à 10 microsecondes, la période d'échantillonnage déterminée par le signal de l'horloge 31 peut être égale ou supérieure à 40 microsecondes.

Lorsque la sortie Q du monostable 29 est repassée au niveau bas, le processeur 1 commence le traitement numérique de l'échantillon converti. Le programme de traitement se termine par une demande de sortie de donnée qui active la sortie $\overline{WE}$ du processeur 1. Sous cette commande, la donnée présente à l'entrée du circuit de verrouillage 24 est transmise et maintenue à l'entrée du convertisseur numérique/analogique 25. Le signal analogique ainsi obtenu en sortie du convertisseur 25 est filtré en 26 puis amplifié en 27 pour être appliqué à l'écouteur 13.

Un nouveau cycle d'échantillonnage, de conversion sous forme numérique, d'acquisition et de traitement par le processeur 1 se déroule à l'apparition du front montant suivant du signal de l'horloge 31 (figure 3A).

Suivant l'exemple de réalisation décrit, un audioprothésiste peut programmer directement dans la prothèse les paramètres propres à un patient en fonction de

. Suivant l'exemple de réalisation décrit, un audioprothésiste peut programmer directement dans la prothèse les paramètres propres à un patient en fonction de l'audiogramme de celui-ci. En particulier, la répartition du banc de filtres dans le spectre audible du patient, le taux de compression appliqué dans chacune des voies ou bandes de fréquence déterminées par chaque filtre ainsi que le niveau d'atténuation/amplification dans chacune de ces mêmes bandes peuvent être optimisés sélectivement et reconfigurés si l'audioprothésiste constate avec le temps une évolution de l'audiogramme du patient.

On a représenté à la figure 6 une variante de réalisation qui permet d'effectuer un traitement différencié pour chaque oreille d'un patient. Cette variante se distingue de l'exemple de la figure 2 par le fait qu'elle présente deux étages d'émission au lieu d'un seul et les mêmes numéros de référence ont été conservés, les étages d'émission et les circuits qui les constituent ayant été affectés des lettres G et D suivant qu'ils concernent l'oreille gauche ou droite.

La description détaillée du schéma de la figure 6 et de son fonctionnement ne sera donc pas reprise. On notera simplement que le processeur 1 est affecté de deux sorties $\overline{WEG}$ et $\overline{WED}$ permettant de transmettre sélectivement les données présentent sur le bus à l'étage 3G ou à l'étage 3D. Le processeur effectue, par exemple, successivement deux traitements pour chaque échantillon lu à la sortie du circuit tampon 5 et les deux échantillons traités sont dirigés sélectivement vers les étages 3G et 3D comme indiqué ci-dessus et, de là, vers les écouteurs droite et gauche 13G et 13D.

Pour effectuer ce traitement différencié, certains au moins des paramètres contenus dans la mémoire NOV RAM 10 sont doublés et pourvus d'un code d'affectation. C'est ainsi, par exemple, que deux matrices de coefficients αij et deux matrices de coefficients βij peuvent être mémorisées, et affectées chacune à l'une des deux voies d'émission droite et gauche. Dans le cas du mode spécifique de

réalisation décrit précédemment, c'est alors 64 coefficients, 32 pour chaque oreille, que l'audioprothésiste pourra programmer.

Cette variante permet d'améliorer encore les performances et la souplesse d'adaptation de la prothèse car il est fréquent que des sujets présentent des audiogrammes différents pour chaque oreille.

Afin de faciliter la procédure de programmation des coefficients αi et βi pour un patient donné, une procédure pourra consister en ce que l'audioprothésiste effectue la correction auditive par modification de l'audiogramme du patient.

Ainsi, par exemple, l'audiogramme du patient étant celui représenté à la figure 5 par les courbes en traits pleins SPC et SDC, l'audioprothésiste proposera des courbes de seuil de perception et de seuil de douleur qui pourront être celles représentées en traits interrompus (SPN, SDN).

A cet effet, l'audioprothésiste utilisera l'outil de programmation 17 équipé d'un logiciel conversationnel, d'un périphérique d'entrée graphique et d'une table à numériser classiquement utilisée comme périphérique informatique. Cette table permettra la numérisation de l'audiogramme réel du patient et son affichage sur l'écran de l'outil 17. Sur cet écran s'afficheront également les courbes SPN et SDN de l'audiogramme de référence qui, soit seront définies cas par cas par l'audioprothésiste, soit seront de préférence mémorisées dans l'outil 17 avec les échelles (fréquence, dBA) de l'audiogramme.

En variante, si le matériel de mesure audiométrique dispose d'un moyen de communication informatique (terminal VT 100 par exemple), l'outil de programmation 17 pourra y être directement connecté et le recours à une table à numériser ne sera pas nécessaire.

L'audioprothésiste définira directement point par point sur l'écran de l'outil 17 les corrections à apporter à l'audiogramme du patient. Il pourra effectuer ces corrections pour chacune des n fréquences du spectre fréquentiel prédéfini (n = 16 dans l'exemple particulier

de la figure 4) en déplaçant le point de la courbe SPC sur la courbe SPN et le point de la courbe SDC sur la courbe SDN au moyen du périphérique d'entrée graphique (photostyle ou "souris" par exemple).

L'outil de programmation 17 calculera alors directement les coefficients αi et βi représentés par l'amplitude du déplacement de l'audiogramme du patient à chacune des fréquences du spectre prédéfini et, le cas échéant, effectuera ensuite un lissage de la courbe des points corrigés afin de permettre à l'audioprothésiste de vérifier que l'audiogramme corrigé coïncide sensiblement avec l'audiogramme de référence, avant qu'il valide les coefficients αi et βi calculés qui seront transférés dans la mémoire NOV RAM 10 de la prothèse comme décrit précédemment.

Dans le cas d'un traitement différencié pour chaque oreille tel que décrit à propos de la figure 6, un audiogramme est relevé pour chaque oreille et la procédure de programmation des coefficients décrite ci-dessus sera effectuée pour chaque audiogramme.

Il va de soi de soi que le mode de réalisation décrit n'est qu'un exemple et l'on pourrait le modifier, notamment par substitution d'équivalents techniques, sans sortir pour cela du cadre de l'invention. C'est ainsi, par exemple, que la programmation des paramètres caractéristiques du patient pourrait ne pas être effectuée par l'audioprothésiste lui-même mais par le fabricant de la prothèse sur la base des données fournies par l'audioprothésiste. Une mémoire EPROM pourrait alors être utilisée à la place de la mémoire NOV RAM.

REVENDICATIONS

1. Prothèse auditive comprenant :

- au moins une voie (12, 4) d'acquisition et de conversion d'un signal sonore en un signal électrique d'entrée,

- des moyens (1) de filtrage pour diviser le signal d'entrée en plusieurs bandes de fréquence prédéterminées,

- des moyens (1) de compression sélective de la dynamique du signal d'entrée filtré dans chacune desdites bandes de fréquence,

- des moyens (1) d'atténuation/amplification du signal filtré et compressé dans chacune des bandes de fréquence, et

- au moins une voie d'émission (3, 13) produisant un signal sonore traité à partir du signal issu des moyens d'atténuation/amplification,

caractérisée en ce que les moyens de filtrage, de compression et d'atténuation/amplification comprennent:

- un processeur numérique de traitement de signal (1) connecté à la voie d'acquisition (12, 4) par l'intermédiaire d'un convertisseur analogique/numérique et à la voie d'émission (3, 13) par l'intermédiaire d'un convertisseur numérique/analogique (25), et

- au moins une mémoire programmable (10) associée au processeur de traitement de signal et apte à mémoriser des paramètres représentatifs des caractéristiques de filtrage, de compression et d'atténuation/amplification propres à ladite prothèse.

2. Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce qu'elle comporte des moyens (11) de connexion à un outil externe (17) de programmation des paramètres dans ladite mémoire (10).

3. Prothèse selon la revendication 2, caractérisée en ce que ladite mémoire (10) est programmable et effaçable électriquement.

4. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisée en ce que ladite mémoire (10) est de type NOV RAM.

5. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisée en ce qu'elle comprend une mémoire morte de programme (22) déterminant les caractéristiques de filtrage, de compression et d'atténuation/amplification numériques exécutés par le processeur de traitement de signal (1) en fonction des paramètres mémorisés dans ladite mémoire programmable (10).

6. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisée en ce qu'elle comprend un circuit tampon (5) entre le convertisseur analogique/numérique (21) et le processeur (1) et un circuit de verrouillage (24) entre le processeur (1) et le convertisseur numérique/analogique (25).

7. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisée en ce que la voie d'acquisition comprend un microphone (12), un étage de pré-amplification (18), un filtre passe-bande (19) et un échantillonneur-bloqueur (20).

8. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisée en ce que la voie d'émission (3, 13) comprend ledit convertisseur numérique/analogique (25), un filtre passe-bande (26), un étage d'amplification (27), et un transducteur (13).

9. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 8, caractérisée en ce qu'elle comprend des moyens (14) de commande d'atténuation de bruit de fond en l'absence de signal sonore capté.

10. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 9, caractérisée en ce qu'elle comprend des

moyens (15) pour commander au processeur (1) l'exécution de tests de fonctionnement de la prothèse et des moyens (16) d'affichage du résultat desdits tests.

11. Prothèse selon l'une quelconque des revendicaztions 1 à 10, caractérisé en ce qu'elle comprend deux transducteurs (13G, 13D) et en ce que ladite mémoire programmable (10) est apte à mémoriser des paramètres permettant au processeur (1) d'effectuer un traitement de signal spécifique pour chacun desdits transducteurs.

12. Prothèse selon les revendications 8 et 11, caractérisée en ce qu'elle comporte deux voies d'émission (3G, 13G ; 3D, 13D) connectées au processeur (1) respectivement par deux circuits de verrouillage (24G, 24D) et en ce que le processeur (1) pilote les circuits de verrouillage (24G, 24D) pour transmettre sélectivement les données traitées présentes à sa sortie à l'une ou l'autre desdites voies d'émission.

13. Procédé de correction de l'audiogramme d'un sujet au moyen d'une prothèse auditive selon l'une quelconque des revendications 1 à 12, caractérisé en ce que :

- on échantillonne et convertit sous forme numérique le signal d'entrée,
- on calcule la transformée de Fourrier dudit échantillon (S) sur un spectre fréquentiel prédéfini (fl.....fn),
- on adapte ledit échantillon transformé à l'audiogramme du sujet en assurant à chaque fréquence identifiée (fi) dans ledit spectre une transposition fréquentielle dans le même spectre (fl.....fn) au moyen de deux matrices carrées de coefficients α_{ij} et β_{ij} déterminés expérimentalement pour ledit sujet et représentatifs respectivement de son seuil de perception et de son seuil de douleur à chacune des fréquences dudit spectre,
- on convertit sous forme analogique ledit échantillon ainsi traité, et

- on convertit en un signal audible ledit signal analogique.

14. Procédé selon la revendication 13, caractérisé en ce que lesdites matrices sont diagonales de telle sorte que, à chaque fréquence identifiée dans ledit spectre de l'échantillon transformé, la transposition fréquentielle fait correspondre la même fréquence.

15. Procédé selon les revendications 13 ou 14 lorsqu'elles dépendent des revendications 11 ou 12, caractérisé en ce que deux matrices desdits coefficients α_{ij} et β_{ij} sont affectés à chacune desdites voies d'émission (3G, 13G ; 3D, 13D).

16. Procédé selon l'une quelconque des revendications 13 à 15, caractérisé en ce qu'on détermine expérimentalement lesdits coefficients α_{ij} et β_{ij} à l'aide d'un outil de programmation (17) sur lequel on affiche l'audiogramme du patient et un audiogramme de référence et on déplace point par point l'audiogramme du patient pour le faire sensiblement coïncider avec l'audiogramme de référence au moyen d'un périphérique d'entrée graphique, l'outil de programmation calculant lesdits coefficients α_{ij} et β_{ij} représentés par l'amplitude du déplacement de l'audiogramme du patient à chacune des fréquences dudit spectre prédéfini.

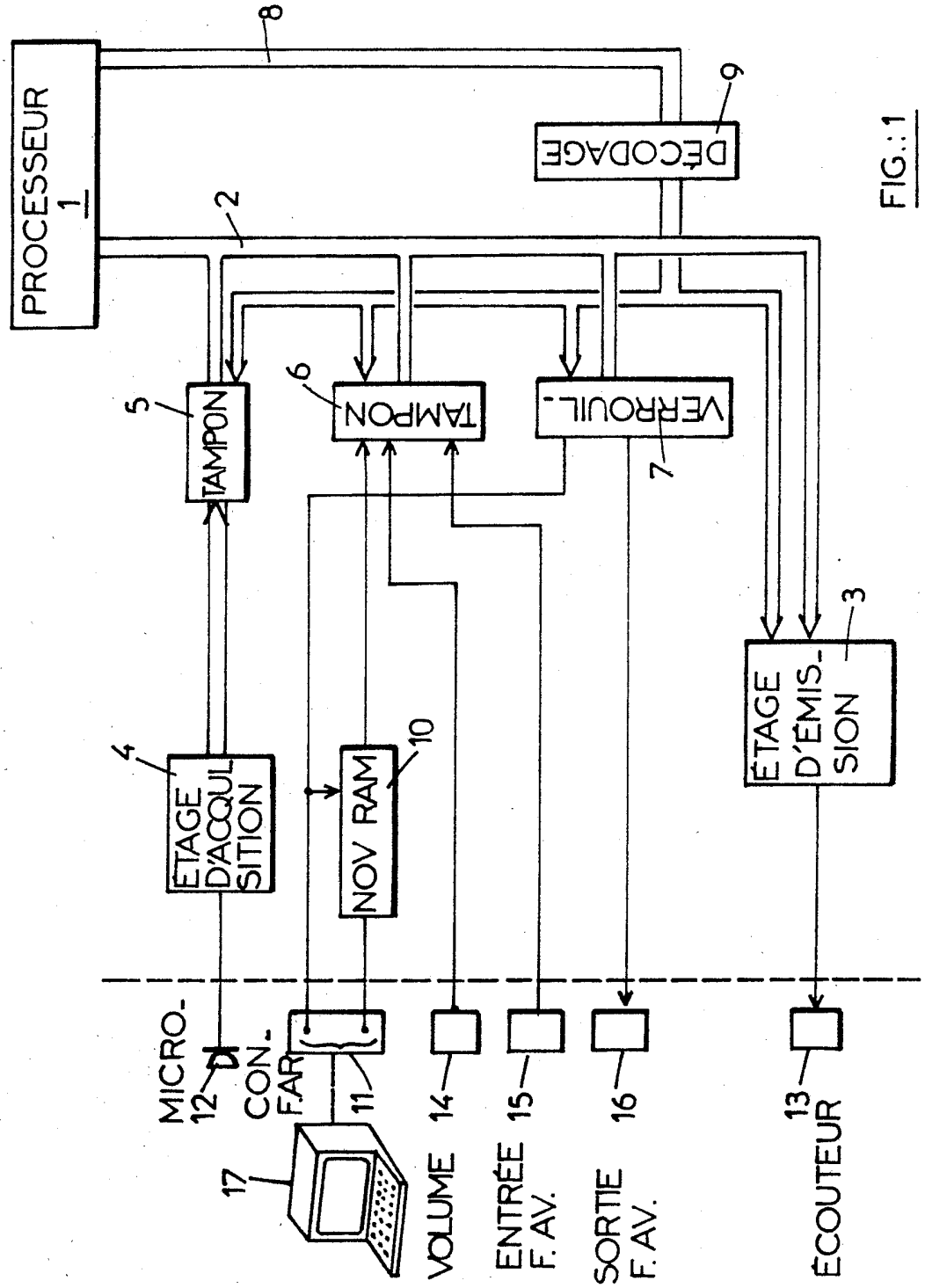

PROCESSEUR 1
8
DÉCODAGE
9
2
5
TAMPON
6
TAMPON
VERROUIL.
7
3
ÉTAGE D'ÉMIS- SION
4
ÉTAGE D'ACQUI SITION
NOV RAM
10
MICRO- 12
CON- F.AR
11
14
15
16
13
17
VOLUME
ENTRÉE F. AV.
SORTIE F. AV.
ÉCOUTEUR

FIG.:1

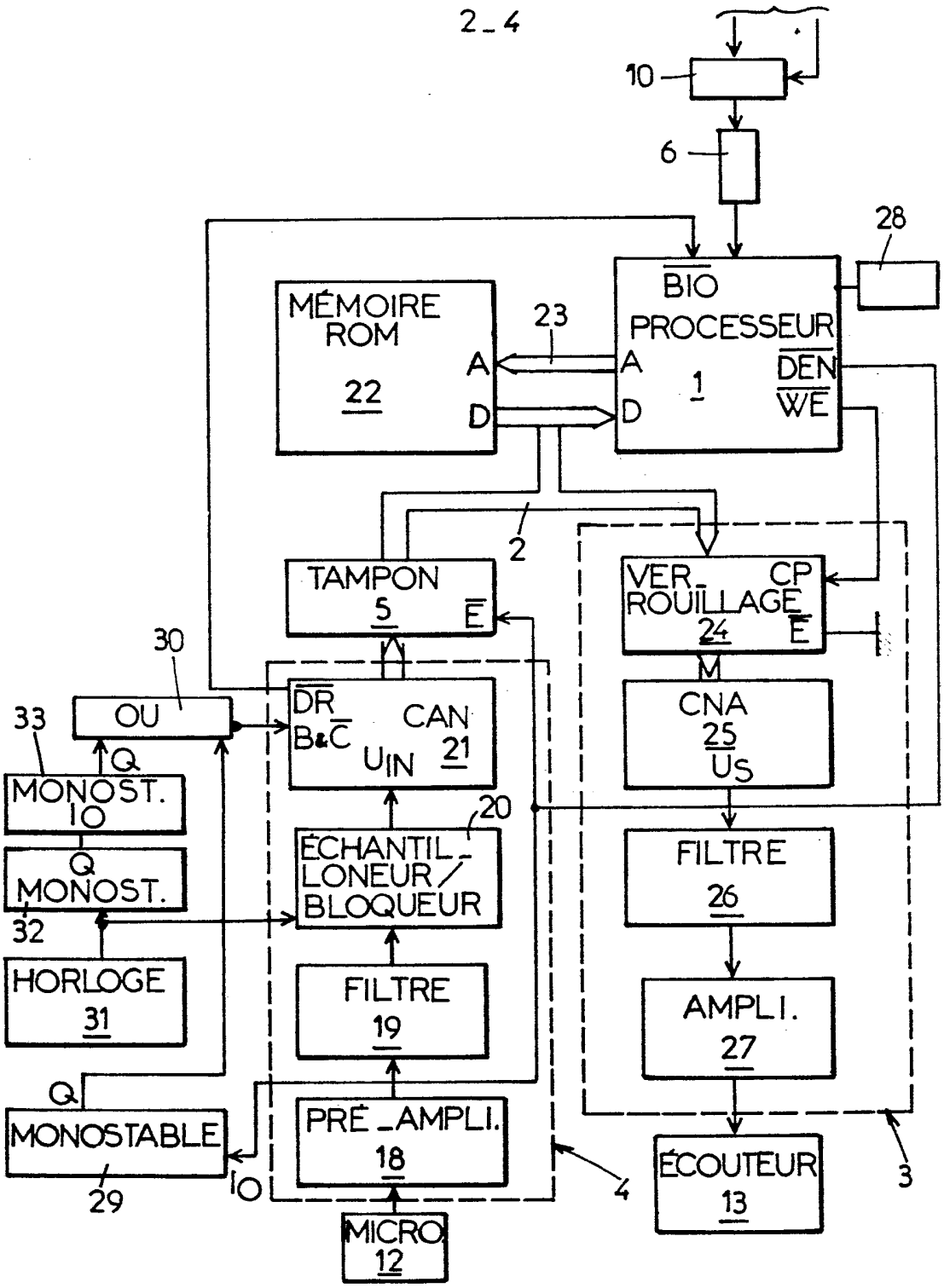

10
6
28
MÉMOIRE ROM
22
23
A
D
BIO PROCESSEUR
1
DEN
WE
2
TAMPON
5
E
VER_ROUILLAGE
24
CP
E
30
33
OU
DR
B&C
CAN
UIN
21
CNA
25
US
Q
MONOST.
10
20
ÉCHANTIL_LONEUR/BLOQUEUR
FILTRE
26
Q
MONOST.
32
HORLOGE
31
FILTRE
19
AMPLI.
27
Q
MONOSTABLE
29
PRÉ_AMPLI.
18
ÉCOUTEUR
13
3
4
MICRO
12

FIG.: 2

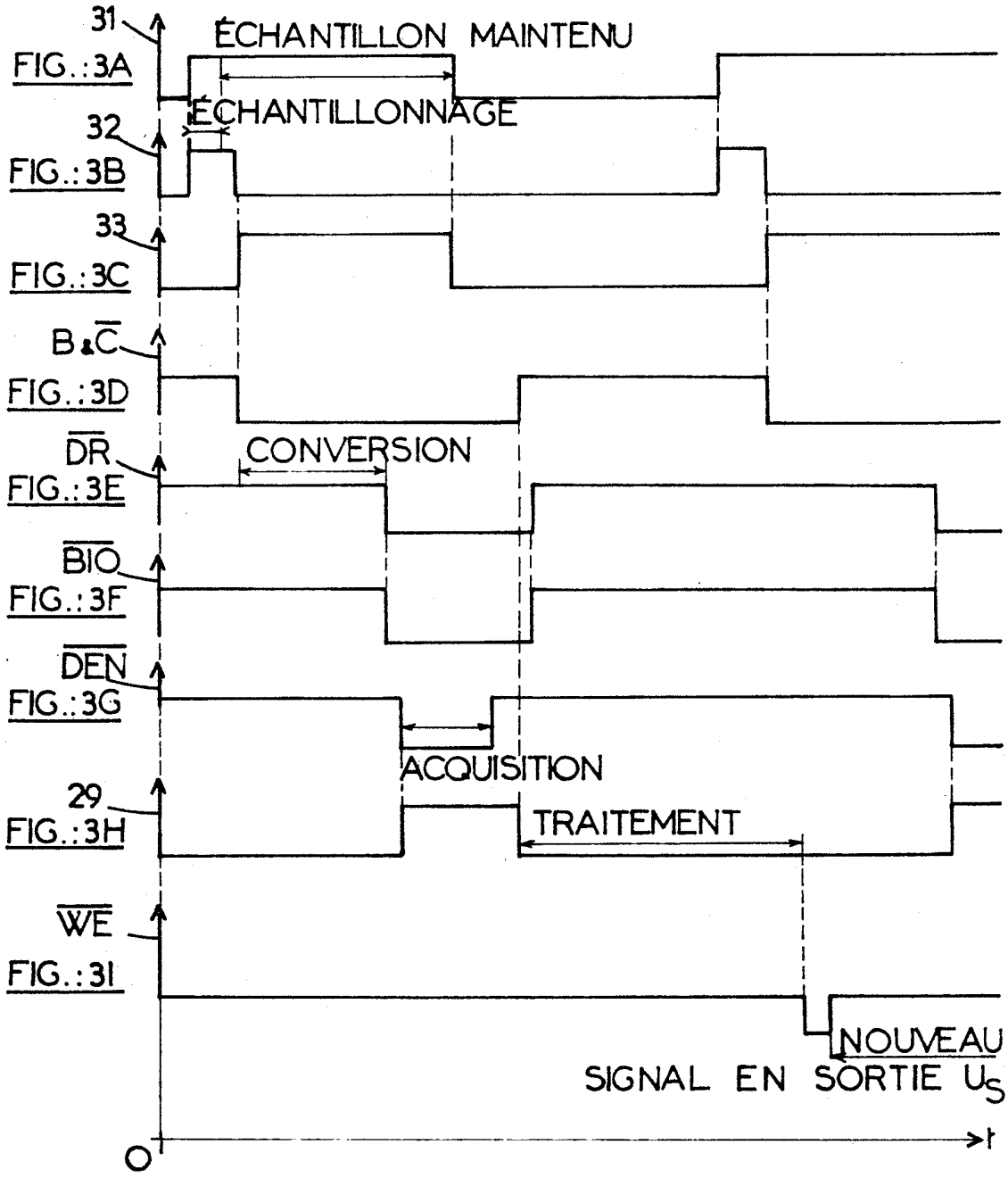

31
FIG.:3A
ÉCHANTILLON MAINTENU
ÉCHANTILLONNAGE
32
FIG.:3B
33
FIG.:3C
B & C
FIG.:3D
DR
FIG.:3E
CONVERSION
BIO
FIG.:3F
DEN
FIG.:3G
ACQUISITION
29
FIG.:3H
TRAITEMENT
WE
FIG.:3I
NOUVEAU
SIGNAL EN SORTIE Us
O
t

FIG.:3

FIG.:4

4_4

i	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
fi(H_3)	50	70	100	140	200	280	400	550	800	1100	1600	2100	3200	4400	6400	8000

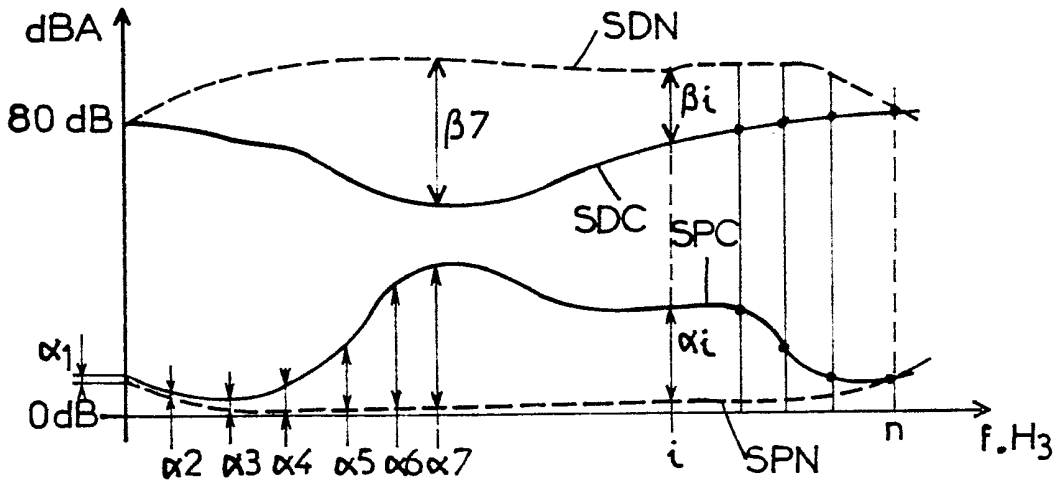


FIG.:5

FIG.:6

