

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication :

2 383 657

(A n'utiliser que pour les
commandes de reproduction).

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 77 07824

(54) **Equipement pour prothèse auditive.**

(51) Classification internationale (Int. Cl.²). **A 61 F 11/04; G 10 L 1/00; H 04 B 5/06.**

(22) Date de dépôt **16 mars 1977, à 14 h 54 mn.**

(33) (32) (31) **Priorité revendiquée :**

(41) Date de la mise à la disposition du
public de la demande **B.O.P.I. - «Listes» n. 41 du 13-10-1978.**

(71) **Déposant : Société anonyme dite : BERTIN & CIE, CHOUARD Claude-Henri et MAC LEOD
Patrick, résidant en France.**

(72) **Invention de : Claude Ricard, Patrick MacLeod et Claude-Henri Chouard.**

(73) **Titulaire : Idem (71)**

(74) **Mandataire : Cabinet L. A. de Boisse.**

L'invention concerne, d'une manière générale, les équipements pour prothèse auditive; elle a trait, plus particulièrement à de tels équipements destinés à des sourds profonds et utilisant des électrodes implantées au niveau du nerf
5 cochléaire.

Les vibrations mécaniques que constituent les sons, après avoir été transmises aux liquides de l'oreille interne par le jeu du tympan et des osselets, excitent les cellules sensorielles ciliées de la cochlée ou limaçon. Ces cellules
10 ciliées transforment les vibrations mécaniques en signaux électrophysiologiques qu'elles transmettent aux dendrites des fibres du nerf cochléaire.

Lorsqu'il s'agit de sourds profonds dont les cellules sensorielles ciliées sont déficientes, les appareils d'assistance auditive classiques sont inefficaces puisqu'ils ne font
15 qu'augmenter plus ou moins l'énergie mécanique fournie à l'oreille.

Les docteurs EYRIES et DJOURNO ont démontré, dans l'article de la revue Presse Médicale, 35 1417 de 1957, la
20 possibilité d'exciter directement par un courant électrique le nerf cochléaire et de procurer une sensation de bruit, qui, toutefois, reste à ce stade confus et incompréhensible pour le cerveau.

On connaît d'ailleurs, depuis, des appareils pour
25 prothèse auditive, lesquels court-circuitent en quelque sorte les oreilles extérieure et moyenne déficientes par stimulation directe du nerf cochléaire. Dans ces appareils, l'information sonore est transformée en signaux électriques et transmise, par des fils, à des électrodes implantées dans la cochlée.
30 Ces appareils ont des inconvénients multiples, entre autres, les fils de transmission aux électrodes franchissent la barrière cutanée par l'intermédiaire d'un connecteur en téflon, ce qui est à la longue intolérable pour le patient.

On connaît également des appareils pour prothèse
35 auditive dans lesquels les impulsions électriques de stimulation du nerf cochléaire sont fournies par un récepteur implanté sous la peau et couplé par induction à un émetteur extérieur. Un appareil de ce type est décrit dans le brevet des E.U.A. n° 3 449 768.

L'appareil décrit dans le brevet des E.U.A.

- n° 3 449 768 utilise un système à n électrodes implantées dans la cochlée. Par localisation, on affecte à chaque électrode l'un de n groupes consécutifs de fibres du nerf cochléaire.
- 5 Les n électrodes sont couplées électromagnétiquement, et individuellement, à travers la peau, aux n sorties d'un transmetteur qui comporte essentiellement un microphone, un amplificateur, et un réseau de n portes rendues séquentiellement passantes pour un signal représentatif de l'information sonore.
- 10 Cette disposition se traduit par une stimulation des fibres du nerf cochléaire par groupes, et, dans un groupe, en nombre d'autant plus important que l'amplitude du signal d'information sonore est plus élevée, la fréquence de ce signal étant traduite, par le cerveau, à partir de la fréquence de récurrence de la stimulation d'un même nombre de fibres dans les
- 15 groupes. On remarquera que l'appareil qui vient d'être sommairement décrit requiert n dispositifs de couplage électromagnétiques, en l'occurrence, n inductances de transmetteur couplées, à travers la peau, à n inductances d'un implant ré-
- 20 cepteur. Si cette conception est valable sur le plan théorique, elle est difficilement acceptable sur le plan pratique : il est peu aisé d'envisager une disposition qui, sous un encombrement minimum, évite la diaphonie entre les n voies et ne nécessite pas un centrage extrêmement délicat sur le plan chir-
- 25urgical.

- Or, il apparaît que chaque zone de la cochlée, dans le sens de sa longueur, est électivement mise en jeu par une fréquence particulière du son qui lui parvient et donne au cerveau la sensation sonore correspondant à cette fréquence.
- 30 On peut donc estimer qu'il est possible de restituer un certain niveau de discrimination des sons, paroles et musique, en stimulant des zones distinctes de la cochlée par des signaux qui sont eux mêmes distincts selon les principales bandes de fréquences des sons reçus. Les signaux physiologiquement adap-
- 35tés peuvent être alors transmis chacun par voie électromagnétique pour exciter une électrode particulière placée dans la cochlée. Une électrode de masse peut être placée au voisinage immédiat de l'électrode excitée; mais on sait, par un article de la revue "La Recherche", volume 6, n° 56 de Mai 1975, qu'on
- 40 peut aussi bien ne pas utiliser d'électrode de masse implantée

dans la cochlée à condition de placer dans la cochlée des cloisons diélectriques pour la compartimenter de façon électriquement étanche, ce qui permet aussi bien de stimuler de manière fractionnée et sélective des contingents limités du
5 nerf auditif.

L'invention a pour objectif de permettre aux sourds profonds de retrouver une aptitude conversationnelle, par res- titution de la compréhension de la parole, à l'aide d'un appa- reil perfectionné et conçu pour que ne soit implanté, dans le
10 corps du patient, qu'un ensemble électronique de faible volume et de haute fiabilité, sans gêne pour le patient et sans complications sur le plan chirurgical.

L'invention concerne un équipement pour prothèse auditive utilisant des électrodes implantées dans la cochlée, un implant de réception et un émetteur extérieur couplé induc- tivement, à travers la peau, à l'implant récepteur.
15

L'équipement pour prothèse auditive conforme à l'in- vention utilise n électrodes implantées dans la cochlée en n points différents choisis pour permettre l'identification par le cerveau de n fréquences différentes comprises dans la gamme audible; l'émetteur comporte essentiellement des moyens d'ana- lyse séquentielle à fréquence $F > 1/t$ de n signaux physiolo- giques impulsions dont la durée d'impulsion minimum est égal à t, lesquels signaux physiologiques sont formés à partir
20 de n signaux de décomposition du signal d'information recueilli par un microphone en n fréquences correspondant aux n fréquences identifiables par le cerveau, ainsi que des moyens de trans- mission, par l'intermédiaire d'une inductance unique d'émet- teur et d'une inductance unique d'implant récepteur, d'un si-
30 gnal haute fréquence dont l'enveloppe est un signal de trame à au moins n impulsions destinées respectivement aux n élec- trodes et caractéristiques chacune de l'énergie à transmettre à l'électrode à laquelle elle est destinée; des dispositions annexes sont prises pour, entre autres, que l'implant récep-
35 teur soit auto-alimenté par les signaux qu'il reçoit.

Les autres caractéristiques et les avantages de l'in- vention apparaîtront plus clairement à la lecture de la des- cription qui suit, faite, à titre d'exemple non-limitatif, en se reportant aux figures annexées qui représentent respec-
40 tivement :

- Figure 1, un schéma-diagramme de l'émetteur,
- Figure 2, un schéma-diagramme de l'implant récepteur,
- Figure 3, différents graphiques des signaux à l'émission et à la réception.

On a représenté, figure 1, les circuits constituant l'émetteur. Le microphone 1 est couplé à un amplificateur 2 dont la sortie est couplée à un compresseur 3.

Le rôle du compresseur 3 est d'adapter la dynamique du signal d'information sonore à la dynamique de l'oreille. Un bruit variant, par exemple, entre 40 dB (seuil de sensation) et 100 dB (début du bruit "douloureux") est comprimé, dans le circuit 3, pour obtenir un écart de 4 dB, cette compression étant évidemment proportionnelle à chaque instant au bruit instantané recueilli de façon à ne pas déformer l'échelle des sensations dans le cerveau (une telle compression est effectuée par le tympan et l'oreille moyenne chez les personnes dont l'ouïe est normale). Le compresseur 3 comporte, de façon classique, un détecteur de niveau de crête analogique, un calculateur d'un signal numérique de commande à partir de la valeur analogique fournie par le détecteur et un multiplicateur analogique-numérique transformant le signal analogique fourni par l'amplificateur 2 en un signal d'amplitude modulée par le signal numérique de commandé (les circuits internes du compresseur n'ont pas été représentés).

Le compresseur 3 est couplé à l'entrée d'un réseau de décomposition 4 du signal d'information sonore, amplifié et comprimé, en n signaux de décomposition dont les fréquences correspondent aux n fréquences identifiables par le cerveau. A cette fin, le réseau 4 comporte n filtres : F_1, F_2, \dots, F_n , lesquels sont respectivement accordés sur n fréquences correspondant aux n fréquences identifiables par le cerveau à l'aide des n électrodes couplées à l'implant récepteur. A titre indicatif, le réseau 4 peut comporter au minimum huit filtres (pour huit électrodes implantées) : ces filtres permettent de décomposer une bande comportant l'information nécessaire à la compréhension, comprise par exemple entre 300 et 3000 Hz, et, par transposition spectrale les fréquences identifiables peuvent se situer dans une bande comprise par exemple entre 100 et 10 000 Hz.

Le réseau 4 est couplé en sortie à deux réseaux : un réseau évaluateur d'amplitude 5 et un réseau formeur de signaux physiologiques 8, ou, autrement dit, chaque filtre du réseau 4 est couplé en sortie à un suiveur d'énergie correspondant SE du réseau 5 ainsi qu'à un "modulateur" correspondant GP du réseau 8.

Par ailleurs, les circuits SE1, SE2, SE_n du réseau 5 sont couplés en sortie à un multiplexeur 6, les circuits GP1, GP2, ... GP_n du réseau 8 étant couplés en sortie à un autre multiplexeur 9. Les moyens d'analyse précédemment mentionnés sont constitués par le multiplexeur 9.

Dans le réseau 5, chaque suiveur d'énergie SE effectue la moyenne analogique des amplitudes des signaux qu'il reçoit depuis le filtre F auquel il est raccordé entre deux sélections faites par les moyens d'analyse séquentielle que constituent également le multiplexeur 6. Les signaux analogiques que fournit le multiplexeur 6 sont convertis en signaux numériques dans le convertisseur analogique/numérique 7.

Chaque circuit GP du réseau 8 est rendu actif par le signal de décomposition de fréquence fourni par le filtre F auquel il est raccordé. Chaque "modulateur" GP est en fait un générateur de signal physiologiquement adapté (certains de ces signaux physiologiques sont représentés figure 3). Les signaux physiologiques fournis par les circuits GP1, GP2, ... GP_n sont des signaux impulsionnels dont les impulsions ont une durée minimum t et alternent avec des temps de repos r relativement longs. Les valeurs t et r sont déterminées avec assez de précision à partir de recherches physiologiques en laboratoire. La durée des impulsions peut, par exemple, être comprise entre 0,2 et 0,4 ms, celle des temps de repos peut être de l'ordre de 0,5 ms. L'amplitude des impulsions du signal physiologique est fixe et correspond à une valeur maximale. On a dit que chaque circuit GP est rendu actif par le signal de sortie du filtre F auquel il est raccordé; en fait, selon la composition du signal d'information sonore recueilli par le microphone, et selon la forme du signal physiologique formé, le multiplexeur 9 décèlera, au cours de l'analyse séquentielle, la présence ou l'absence d'un niveau haut en sortie du circuit GP sélectionné.

Le convertisseur analogique/numérique 7 et le multiplexeur 9 sont couplés en sortie à un circuit logique 11 (L) qui, par ailleurs, commande en synchronisme l'analyse séquentielle effectuée par les deux multiplexeurs 6 et 9 (conducteur de commande cm). Simultanément, le circuit logique 11 commande (conducteur de commande cm') la sélection des blocs de réglage R1, R2, ... Rn du réseau d'adaptation 10.

La fonction du réseau d'adaptation 10 est une fonction de pré-réglage particulier à chaque patient et à chaque équipement. En effet, l'efficacité d'une électrode implantée dans la cochlée d'un patient dépend du nombre de cellules vivantes chez ce patient et de la manière dont cette électrode a été implantée; il est donc nécessaire de corriger les données recueillies et destinées à une électrode particulière. On effectue donc un réglage préalable des blocs R1, R2, ... Rn après implantation et avec la collaboration du patient. Le bloc R sélectionné, lorsque sont analysés les signaux de sortie des circuits GP et SE correspondants, fournit un nombre multiplicateur correctif ou d'adaptation qui est transféré au circuit logique 11.

Dans le circuit logique 11, les données fournies par le multiplexeur 9, le convertisseur analogique/numérique 7 et le réseau d'adaptation 10 sont traitées pour former un signal impulsionnel st (ou signal de trame), tel que celui représenté figure 3, dont les impulsions sont extrêmement courtes (impulsion ic correspondant à l'analyse de spl) lorsque le signal physiologique analysé est à niveau bas, et modulées en largeur (impulsion ic correspondant à l'analyse de sp2) lorsque le signal physiologique analysé est à niveau haut; la largeur d'une impulsion telle que ic est fonction de la valeur du signal numérique alors fourni par le convertisseur analogique/numérique 7 et de celle du nombre correctif fourni par le réseau d'adaptation 10. Autrement dit, l'information contenue dans une impulsion telle que ic est une information d'amplitude corrigée.

Le signal impulsionnel st est transmis à l'entrée d'une porte ET 14; il constitue la condition de transfert, par cette porte, du signal haute fréquence so fourni par l'oscillateur 13. La fréquence porteuse d'oscillation est, de préférence, de l'ordre de 3 MHz. La porte 14 est couplée

à l'inductance d'émetteur 15. (L'inductance 15 a été représentée sous une forme annulaire; cette forme est en fait adaptée à celle de l'antenne que cette inductance constitue et qui, reliée par fil souple à un boîtier-émetteur portatif, est
 5 montée sur une branche de lunettes portées par le patient; la position exacte de cette antenne, choisie au cours des essais post-opératoires, est déterminée par celle de l'implant récepteur auquel elle transmet à la fois l'énergie et l'information nécessaires à l'audition).

10 On a dit précédemment que $F > 1/t$. Cela signifie qu'une impulsion de signal physiologique est analysée plusieurs fois pendant sa durée. A titre indicatif, si la durée minimum t est de 0,2 ms, l'impulsion de durée t sera explorée quatre fois en choisissant une fréquence d'exploration de 20 kHz.

15 Ce choix est fait en fonction du temps d'intégration de l'oreille. On a également représenté figure 1 un circuit 12 qui est un circuit de veille à très faible consommation; son rôle est de limiter la consommation d'énergie. A cette fin, le circuit de veille 12 est couplé en sortie des circuits GP1, GP2, ...
 20 GPn et décèle l'apparition d'un signal en sortie de ces circuits, n'initialisant qu'à ce moment les circuits d'émetteur. Autrement dit, l'alimentation électrique des circuits de l'émetteur est normalement coupée, et ces circuits ne sont mis en service que lorsque le circuit logique fournit une condition d sous la dépendance d'un signal de présence p fourni
 25 par le circuit de veille 12. (Il y a en effet de très nombreuses interruptions au cours même d'une conversation, le niveau de bruit tombant très fréquemment en dessous du seuil de sensibilité de l'ensemble microphone-filtre; de plus, en raison
 30 des caractéristiques de la parole et du signal physiologique, la densité d'impulsion à transmettre est nettement inférieure à 100%).

On a évoqué, à plusieurs reprises, dans ce qui précède, les graphiques représentés figure 3. Les graphiques sp_1 ,
 35 sp_2 , sp_3 et sp_n sont un exemple des signaux susceptibles d'apparaître en sortie des circuits GP1, GP2, GP3, GPn. Selon cet exemple, seule la voie constituée par le filtre F1 et le circuit GP1 n'est pas active. Au temps t_{ex} d'une exploration, l'analyse séquentielle se traduira, en sortie du circuit lo-
 40 gique, par une suite d'impulsions formant le signal de trame

st, puisque :

sp1 est au niveau bas (1), ce qui donne une impulsion io de courte durée,

5 sp2 est au niveau haut (2), ce qui donne une impulsion ic longue dont la durée est fonction des multiplicateurs fournis par le convertisseur 7 et le réseau 10,

sp3 et spn sont au niveau bas (3) et (n), ce qui donne deux impulsions de type io.

A titre indicatif, les impulsions io ont une durée de l'ordre de la microseconde, les impulsions ic pouvant avoir une durée de 10 μ s

Le signal de trame st est représenté figure 3 avec deux impulsions complémentaires, l'impulsion if qui est une impulsion de fin de transmission (donc de fin de séquence d'analyse) qui, outre un rôle dans l'implant récepteur qui sera expliqué ci-après, est utilisé dans l'émetteur même pour remettre le circuit logique en position d'attente d'un signal de présence p (émis par le circuit de veille) et pour mettre au repos les autres circuits d'émetteur, et, l'impulsion ia de durée relativement longue qui est, en fait, une impulsion marquant le début d'une séquence d'analyse et, par suite, appartient à la séquence suivant celle portée sur le graphique. Les impulsions if et ia sont formées par le circuit logique dont l'horloge de synchronisation peut d'ailleurs être constituée par l'oscillateur 13 ainsi que l'établit la connexion ia portée sur la figure 1. Le rôle de l'impulsion ia va être expliqué dans ce qui suit; le temps tr qui la sépare de l'impulsion if formée au cours de l'analyse précédente est un temps long pour des raisons qui vont également être expliquées dans ce qui suit.

On a représenté figure 2 le schéma-bloc de l'implant récepteur. Ce dernier est très simplifié, l'essentiel des circuits se trouvant dans l'émetteur. L'implant récepteur comporte une inductance d'entrée 16, un sélecteur 20 (S) dont les sorties e1, e2, ... en sont respectivement couplées aux n électrodes, un démodulateur de voies 18 (DV), un intégrateur de remise à zéro 19 (IO), et un redresseur-filtre 17 (RF) avec, en sortie, un condensateur réservoir C.

On a dit précédemment que des dispositions sont prises pour que l'implant récepteur soit auto-alimenté par les

signaux qu'il reçoit. On a également expliqué que le signal transmis est un signal haute fréquence dont l'enveloppe est définie par le signal de trame st. Ce sont les fragments de signal haute fréquence reçus qui permettent l'auto-alimentation
5 de l'implant récepteur par redressement et filtrage du signal haute fréquence, et par stockage dans le condensateur C du signal continu formé. Comme il est nécessaire d'approvisionner le condensateur C avant toute démodulation du signal de trame, ce dernier est précédé de l'impulsion ia représentée figure 3
10 sur le graphique st. Mais il va de soi que toutes les impulsions du signal de trame sont utilisées pour recharger le condensateur C.

Le circuit 18 est un démodulateur de voies. En d'autres termes, il commande la sélection séquentielle des élec-
15 trodes implantées dans la cochlée par commande de progression du sélecteur S. La progression se fait sur le front montant des impulsions de trame : on a représenté, sur le graphique st de la figure 3, le temps se1 de sélection de l'électrode raccordée au conducteur e1 de sortie du sélecteur 20, et le
20 temps se2 de sélection de l'électrode raccordée au conducteur e2 de sortie de ce sélecteur. Le démodulateur 18 est alimenté par l'intermédiaire du conducteur adv.

Lorsqu'une électrode est sélectionnée, elle est alimentée, à partir du condensateur réservoir C, par l'inter-
25 médiaire du conducteur ae. L'énergie qui lui est transmise est donc fonction de la durée de l'impulsion de trame comprise dans son temps de sélection. On peut remarquer que toutes les électrodes étant sélectionnées en séquence, elles sont toutes alimentées quel que soit le résultat de l'analyse séquentielle
30 faite dans l'émetteur. Mais le temps se1, par exemple, qui inclut l'impulsion io d'analyse d'un niveau bas, est tel que l'énergie transférée à l'électrode n'atteint pas le seuil de perception du nerf auditif.

Le sélecteur 20 (S) comporte une voie fictive, et le
35 temps tr qui suit l'impulsion if, marquant la fin du temps de sélection sen de la nième électrode, est repéré par l'intégrateur de remise à zéro 19 (IO) qui commande le passage du sélecteur sur sa voie fictive. L'intégrateur de remise à zéro 19 est alimenté par l'intermédiaire du conducteur aio.

Il est entendu que la description qui précède a été faite uniquement à titre d'exemple non-limitatif et que des variantes peuvent être envisagées sans, pour cela, sortir du cadre de l'invention.

REVENDICATIONS

1. Equipement pour prothèse auditive utilisant des électrodes implantées dans la cochlée, un implant de réception et un émetteur extérieur couplé inductivement, à travers la peau, à l'implant récepteur, caractérisé en ce qu'il utilise n jeux d'électrodes implantées en n points différents de la cochlée choisis pour permettre l'identification par le cerveau de n fréquences différentes comprises dans la gamme audible, l'émetteur comportant essentiellement des moyens d'analyse séquentielle à fréquence $F > \frac{1}{t}$ de n signaux physiologiques impulsionnels dont la durée d'impulsion minimale est égale à t , lesquels signaux physiologiques sont formés à partir de n signaux de décomposition du signal d'information sonore, recueilli par un microphone, en n fréquences correspondant aux n fréquences indentifiables par le cerveau, ainsi que des moyens de transmission, par l'intermédiaire d'une inductance unique d'émetteur et d'une inductance unique d'implant récepteur, d'un signal haute fréquence dont l'enveloppe est définie par des signaux de trame, chaque signal de trame ayant au moins n impulsions destinées respectivement aux n électrodes et caractéristiques chacune de l'énergie à transmettre à l'électrode à laquelle elles sont destinées, des dispositions annexes étant prises, entre autres, pour que l'implant récepteur soit auto-alimenté en énergie par les signaux qu'il reçoit.

2. Equipement pour prothèse auditive selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'émetteur comporte, de plus, des moyens d'évaluation de l'énergie moyenne de chacun des n signaux de décomposition du signal d'information sonore entre deux explorations successives faites par les moyens d'analyse séquentielle, ainsi que des moyens de multiplication pour rendre proportionnelle, à l'énergie moyenne évaluée pour le signal à fréquence f_i de décomposition du signal d'information sonore, la durée - dans un signal de trame - de l'impulsion destinée à l'électrode dont l'emplacement dans la cochlée permet d'identifier la fréquence f_i .

3. Equipement pour prothèse auditive selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'implant récepteur comporte, entre autres, un redresseur-filtre couplé à l'inductance unique d'entrée et couplé en sortie à un condensateur-réservoir, l'ensemble constitué par le redresseur-filtre et le condensateur-

réservoir formant le circuit d'alimentation des composants de l'implant récepteur, ce circuit étant lui-même alimenté par le signal alternatif haute fréquence reçu par fragments définis par le signal de trame.

5 4. Equipement pour prothèse auditive selon les revendications 1 et 3, caractérisé en ce que l'émetteur comporte également des moyens pour former, dans chaque signal de trame, une impulsion de début de transmission dont la durée est suffisante pour que, par redressement et filtrage du
10 signal alternatif haute fréquence qu'elle contient, la charge du condensateur-réservoir atteigne un niveau lui-même suffisant à l'alimentation initiale des composants de l'implant récepteur.

15 5. Equipement pour prothèse auditive selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'implant récepteur comporte essentiellement un sélecteur de raccordement séquentiel aux n électrodes et un démodulateur de voies, lequel commande la progression du sélecteur et, ce faisant, l'excitation des n électrodes en fonction de l'information d'énergie moyenne
20 ne contenue dans chacune des n impulsions du signal de trame.

25 6. Equipement pour prothèse auditive selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que l'électrode de rang i parmi les n électrodes implantées est excitée par fermeture, sous la dépendance du démodulateur de voies de l'implant récepteur, d'un circuit qui, dans le sélecteur, la raccorde en sortie du circuit d'alimentation formé par le redresseur-filtre et le condensateur-réservoir, ce, pendant la
durée de l'impulsion de rang i parmi les n impulsions caractéristiques du signal de trame.

30 7. Equipement pour prothèse auditive selon les revendications 1 et 2, caractérisé en ce que les moyens d'analyse séquentielle de l'émetteur sont constitués essentiellement par un premier multiplexeur placé sous la dépendance d'un circuit logique, lequel multiplexeur raccorde séquentiellement
35 au circuit logique les sorties de n formeurs de signaux physiologiques raccordés respectivement en sortie de n filtres de décomposition du signal d'information sonore recueilli par le microphone, ces filtres étant respectivement accordés sur
n fréquences comprises dans une gamme comportant l'information
40 nécessaire à la compréhension et qui correspondent aux n

fréquences identifiables à l'aide de n électrodes implantées dans la cochlée, et des dispositions étant prises pour qu'avant filtrage, la dynamique du signal d'information sonore soit adaptée, par compression, à la dynamique de l'oreille.

5 8. Equipement pour prothèse auditive selon les revendications 1, 2 et 7, caractérisé en ce que les moyens d'évaluation de l'énergie moyenne de chacun des n signaux de décomposition du signal d'information sonore sont constitués
10 d'énergie respectivement couplés en sortie des n filtres et par un second multiplexeur commandé par le circuit logique en synchronisme avec le premier multiplexeur, lequel multiplexeur raccorde séquentiellement à ce circuit logique les
15 sorties des n suiveurs d'énergie, par l'intermédiaire d'un convertisseur analogique-numérique qui fournit en séquence n nombres premiers multiplicateurs, fonction des n énergies moyennes évaluées, les moyens multiplicateurs- qui sont compris dans le circuit logique - utilisant ces n nombres premiers multiplicateurs pour modifier en durée n impulsions caractérisant l'exploration séquentielle des n formeurs de
20 signaux physiologiques.

 9. Equipement pour prothèse auditive selon l'une des revendications 1 à 8, caractérisé en ce que l'émetteur comporte, de plus, un réseau d'adaptation à blocs de pré-
25 réglage, lesquels sont sélectionnés en séquence et en synchronisme avec les premier et second multiplexeurs, ces blocs fournissant respectivement n nombres seconds multiplicateurs qui sont respectivement fonction de l'efficacité des n électrodes implantées dans la cochlée, et les moyens multiplicateurs utilisant ces n nombres seconds multiplicateurs pour modifier
30 en durée les n impulsions caractérisant l'exploration séquentielle des n formeurs de signaux physiologiques.

 10. Equipement pour prothèse auditive selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens de transmission sont constitués essentiellement par un oscillateur haute
35 fréquence couplé à l'inductance unique d'émetteur par l'intermédiaire d'une porte ET dont la condition de transfert est formée par les niveaux hauts des impulsions du signal de trame, cet oscillateur haute fréquence étant éventuellement utilisé
40 comme source de formation des signaux d'horloge nécessaires

au fonctionnement du circuit logique.

11. Equipement pour prothèse auditive selon l'une des revendications 1 à 10, caractérisé en ce que l'émetteur comporte, de plus, un circuit de veille dont l'entrée est
5 couplée en sortie des n formeurs de signaux physiologiques et dont la sortie est couplée au circuit logique, ce dernier fournissant - dès détection d'activité en sortie de l'un des
10 formeurs traduite par une impulsion de présence en sortie du circuit de veille - un signal de démarrage du fonctionnement des circuits d'émetteur pour une durée équivalent à une
seule séquence d'analyse, le circuit logique formant, en fin du signal de trame, un signal de fin de transmission, lequel
est transmis à l'implant récepteur et utilisé, dans ce dernier,
15 pour démarrer le fonctionnement d'un intégrateur de remise à zéro du sélecteur, des dispositions étant prises pour ménager un temps mort relativement long entre l'impulsion de fin
de transmission d'un signal de trame de rang p et l'impulsion de début de transmission du signal de trame de rang $(p + 1)$,
lorsque le circuit de veille décèle en permanence une activité
20 en sortie de l'un des circuits formeurs de signaux physiologiques.

FIG.:1



