



(86) Date de dépôt PCT/PCT Filing Date: 2001/01/18

(87) Date publication PCT/PCT Publication Date: 2002/07/25

(45) Date de délivrance/Issue Date: 2009/11/17

(85) Entrée phase nationale/National Entry: 2003/05/15

(86) N° demande PCT/PCT Application No.: FR 2001/000163

(87) N° publication PCT/PCT Publication No.: 2002/058434

(51) Cl.Int./Int.Cl. *H04R 29/00* (2006.01)

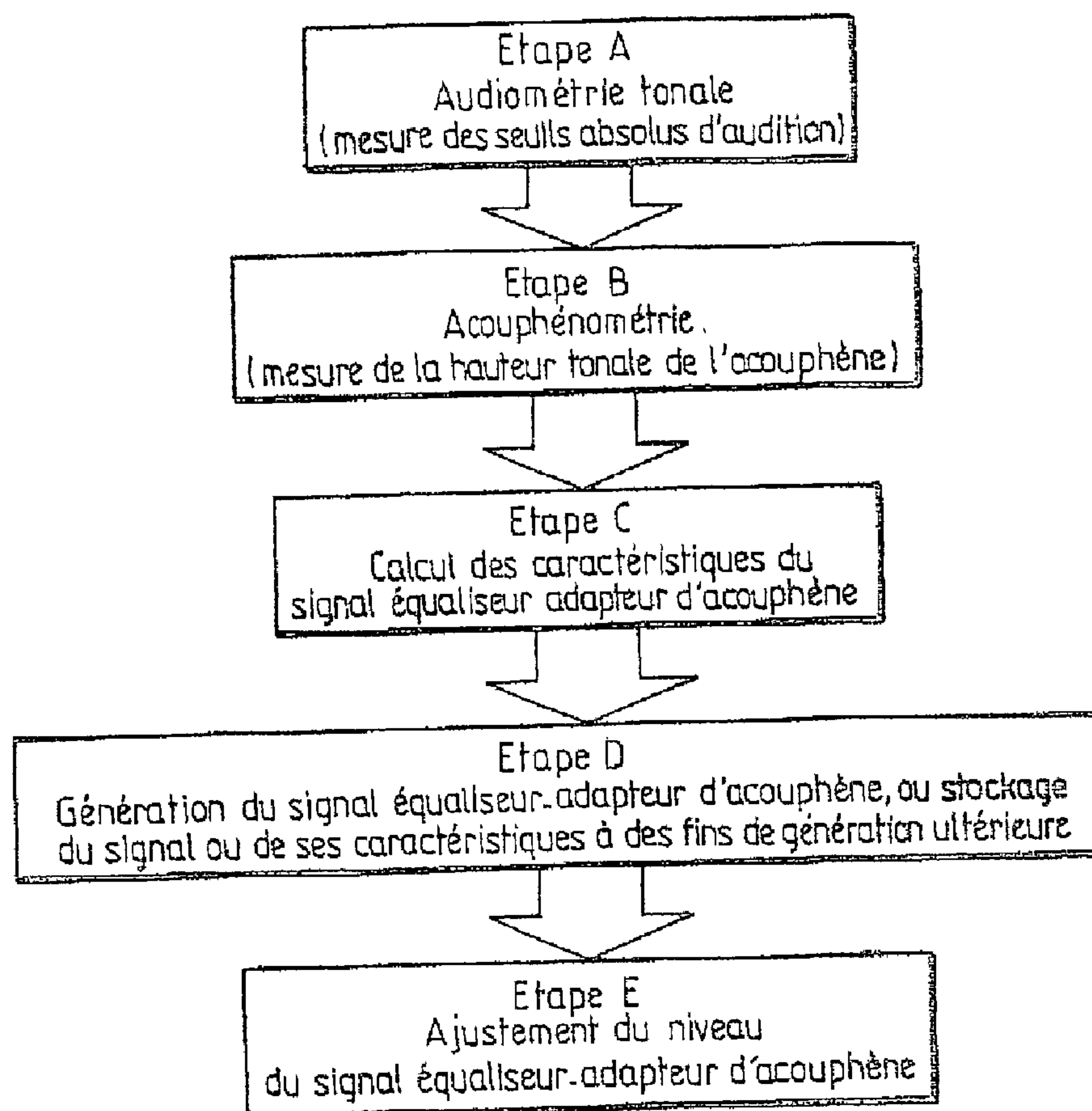
(72) Inventeurs/Inventors:
MICHEYL, CHRISTOPHE, FR;
NORENA, ARNAUD, FR

(73) Propriétaire/Owner:
CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE (C.N.R.S.), FR

(74) Agent: OGILVY RENAULT LLP/S.E.N.C.R.L., S.R.L.

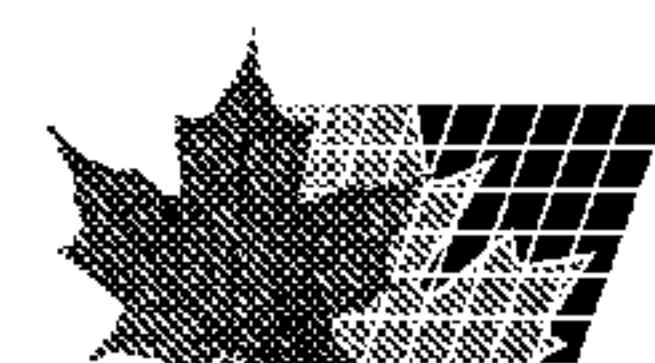
(54) Titre : GENERATEUR DE SIGNAUX AUDITIFS DESTINES A DES PERSONNES ATTEINTES D'ACOUPHENES

(54) Title: AUDITORY SIGNAL GENERATOR FOR PEOPLE SUFFERING FROM TINNITUS



(57) Abrégé/Abstract:

Générateur de signaux auditifs en vue d'atténuer, voire de supprimer les acouphènes, caractérisé en ce qu'on réalise les phases opératoires suivantes: a) mesure des seuils absolus d'audition, b) mesure de la fréquence perçue de l'acouphène, c) calcul sur la



(57) **Abrégé(suite)/Abstract(continued):**

base des mesures obtenues, des caractéristiques d'un signal auditif adapté au cas particulier d'un sujet, de manière à programmer ledit générateur pour lui permettre de délivrer, à l'aide de moyens appropriés, ledit signal correctif.

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)(19) Organisation Mondiale de la Propriété
Intellectuelle
Bureau international(43) Date de la publication internationale
25 juillet 2002 (25.07.2002)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 02/058434 A1(51) Classification internationale des brevets⁷ :

H04R 29/00

(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) :
MICHEYL, Christophe [FR/FR]; 24c10 rue Simon
Jallade, F-69110 Ste Foy-Les-Lyon (FR). NORENA,
Arnaud [FR/FR]; 32, Avenue Felix Faure, F-69007 Lyon
(FR).

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/FR01/00163

(22) Date de dépôt international :

18 janvier 2001 (18.01.2001)

(25) Langue de dépôt :

français

(26) Langue de publication :

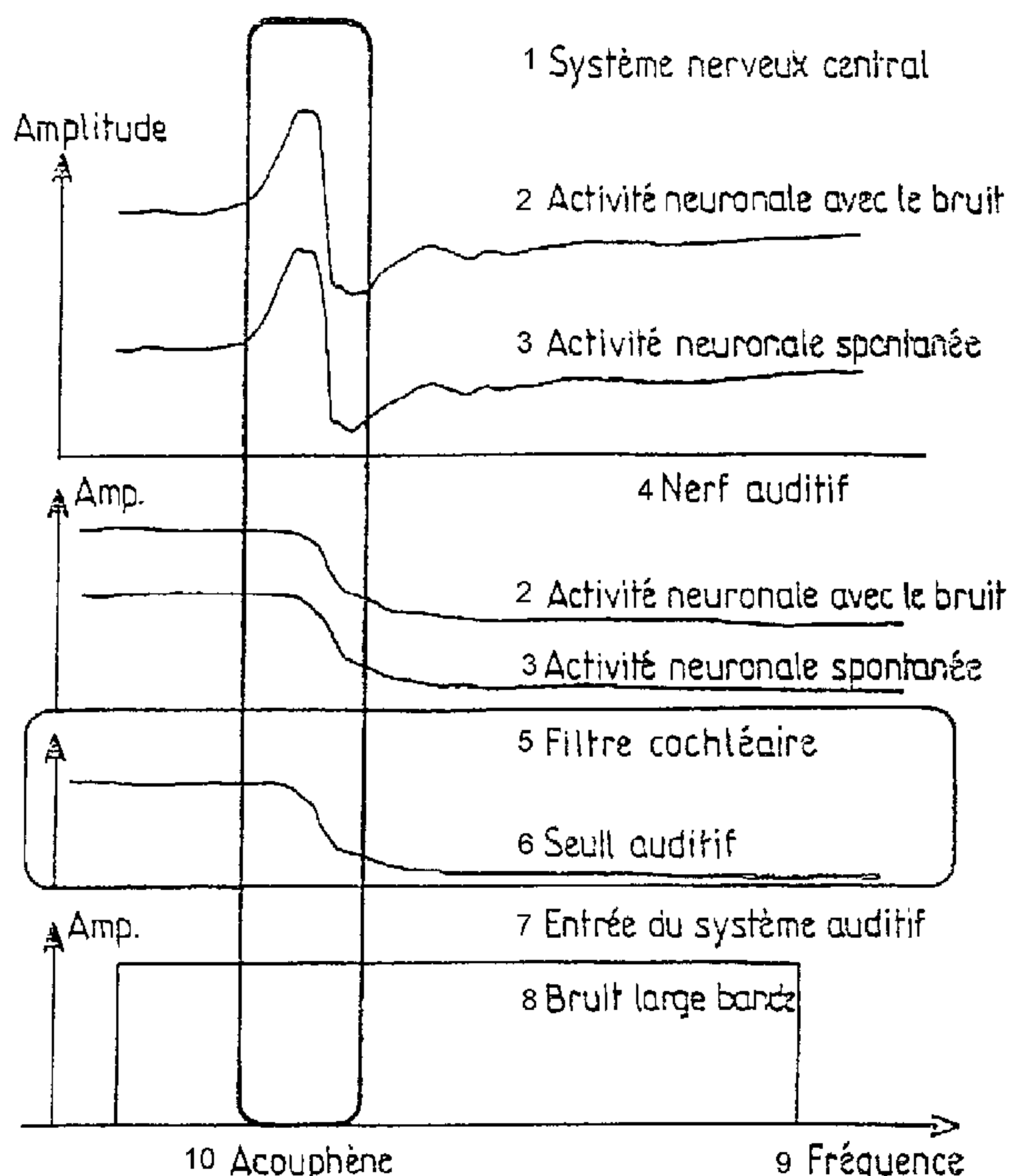
français

(71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) :
CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCI-
ENTIFIQUE (C.N.R.S.) [FR/FR]; 3, rue Michel-Ange,
F-75794 Paris Cedex 16 (FR).(74) Mandataires : PEAUCELLE, Chantal etc.; Cabinet Ar-
mengaud Aine, 3, Avenue Bugeaud, F-75116 Paris (FR).(81) États désignés (national) : AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ,
BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE,
DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU,
ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS,
LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO,

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: AUDITORY SIGNAL GENERATOR FOR PEOPLE SUFFERING FROM TINNITUS

(54) Titre : GENERATEUR DE SIGNAUX AUDITIFS DESTINES A DES PERSONNES ATTEINTES D'ACOUPHENES



- 1...CENTRAL NERVOUS SYSTEM
- 2...NOISE-INDUCED NEURONAL ACTIVITY
- 3...SPONTANEOUS NEURONAL ACTIVITY
- 4...AUDITORY NERVE
- 5...COCHLEAR FILTER
- 6...AUDITORY THRESHOLD
- 7...AUDITORY SYSTEM ENTRANCE
- 8...BROADBAND NOISE
- 9...FREQUENCY
- 10...TINNITUS

(57) Abstract: The invention concerns an auditory signal generator for reducing, or even eliminating tinnitus. The invention is characterised in that it comprises the following operational phases: a) measuring the absolute auditory thresholds; b) measuring the perceived frequency of tinnitus; c) calculating on the basis of the measurements obtained, characteristics of an auditory signal adapted to a subject's particular case, so as to programme said generator enabling it to deliver, with appropriate means, said correcting signal.

(57) Abrégé : Générateur de signaux auditifs en vue d'atténuer, voire de supprimer les acouphènes, caractérisé en ce qu'on réalise les phases opératoires suivantes: a) mesure des seuils absolus d'audition, b) mesure de la fréquence perçue de l'acouphène, c) calcul sur la base des mesures obtenues, des caractéristiques d'un signal auditif adapté au cas particulier d'un sujet, de manière à programmer ledit générateur pour lui permettre de délivrer, à l'aide de moyens appropriés, ledit signal correctif.

WO 02/058434 A1

WO 02/058434 A1



NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR,
TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

Publiée :
— avec rapport de recherche internationale

(84) États désignés (régional) : brevet ARIPO (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), brevet eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), brevet européen (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), brevet OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.

5 GENERATEUR DE SIGNAUX AUDITIFS DESTINES A DES PERSONNES ATTEINTES D'ACOUPHENES

La présente invention est relative à un procédé de programmation d'un appareil permettant de générer des signaux auditifs destinés à l'écoute par des personnes souffrant d'acouphène. Elle vise également un appareil mettant en œuvre un tel procédé et dont les caractéristiques des signaux générés sont adaptés de façon spécifique aux caractéristiques audiologiques d'un individu de manière à favoriser la disparition ou l'atténuation des acouphènes chez cet individu.

15 Par acouphène, on désigne la perception de bruits dans l'oreille ou dans la tête qui ne correspondent à aucun signal acoustique dans l'environnement. La nature de ces bruits et l'intensité avec laquelle ils se manifestent peuvent varier selon le cas. Généralement, la gêne occasionnée par l'acouphène peut être importante pour le sujet ; elle peut devenir invalidante et entraîner des troubles psychologiques graves, notamment des perturbations de l'humeur et du sommeil. De plus, la plupart des personnes qui souffrent d'acouphène ont également une perte auditive plus ou moins grave.

25 De façon classique, une personne atteinte d'acouphène se voit proposer différents types de traitements dont les effets réels ne sont pas toujours concluants. La pharmacologie représente le mode de traitement le plus commun mais aucune des substances prescrites n'a d'effet bénéfique démontré et certaines d'entre elles ont même des effets négatifs, allant jusqu'à aggraver la gêne occasionnée par l'acouphène.

35 Il existe également des appareils masqueurs d'acouphène qui sont des systèmes délivrant un signal sonore dans l'oreille du patient, de manière à rendre l'acouphène inaudible, soit de façon directe et immédiate, par masquage perceptif, soit de façon progressive, en vertu d'un processus d'habituation physiologique.

Les masqueurs d'acouphènes proposés à ce jour posent plusieurs problèmes :

- les possibilités de génération de signaux de ces systèmes sont très limitées. En effet, dans la plupart des cas, ils ne permettent de produire qu'un seul type de signaux avec des caractéristiques spectrales très simples ce qui limite considérablement les possibilités d'adaptation au cas particulier de chaque patient.

- de plus, les masqueurs existants se présentent généralement sous la forme de prothèses auditives. Ce type d'appareil rebute nombre de patients acouphéniques, surtout les plus jeunes, qui ne présentent pas de perte auditive suffisante pour nécessiter le port d'une prothèse auditive, et ne veulent pas donner l'impression qu'ils sont atteints d'un handicap.

- enfin, l'adaptabilité insuffisante de ces masqueurs au cas particulier de chaque personne acouphénique entraîne leur inefficacité et aggrave même, dans certains cas, la sévérité du trouble.

La présente invention vise donc à palier ces inconvénients en proposant un procédé de programmation d'un appareil générateur de signaux auditifs dont les caractéristiques physiques sont adaptées au cas particulier d'une personne acouphénique : leur écoute prolongée doit entraîner la disparition définitive ou temporaire, ou tout au moins atténuer l'acouphène et la gêne qui lui est associée.

À cet effet, le procédé de programmation d'un générateur de signaux auditifs objet de l'invention en vue d'atténuer, voire de supprimer les acouphènes, dans lequel on réalise les phases opératoires suivantes :

a) mesures des seuils absolus d'audition d'un sujet,
b) calcul sur la base desdites mesures obtenues, des caractéristiques d'un signal auditif adapté au cas particulier d'un sujet,

le procédé étant caractérisé en ce que ledit calcul des caractéristiques du signal auditif est réalisé à l'aide des algorithmes utilisant la formule suivante :

$$E_j = B + M_j - Q_r (A_j)$$

dans laquelle B est le niveau minimal dudit signal auditif,
 $M_j = N - A_j$ avec N étant la moyenne des seuils minimaux obtenus,

2A

A_j sont les seuils absolus d'audition à des fréquences F_j , et

$Q_r(A_j)$ est un facteur de correction,

le procédé comprenant en outre une étape dans laquelle on programme le générateur de signaux auditifs de manière à ce qu'il délivre un signal auditif ayant les caractéristiques ainsi calculées.

L'invention vise également un générateur de signaux auditifs comprenant des premiers moyens appropriés pour lui permettre de délivrer un signal auditif, comportant un dispositif de multiplication de l'enveloppe spectrale avec le spectre d'un bruit blanc et de transformation de Fourier inverse, à des fins d'utilisation directe ou à des fins de stockage au sein d'un support, le générateur étant caractérisé en ce que les premiers moyens sont agencés pour que le générateur de signaux auditifs délivre un signal auditif ayant les caractéristiques calculées dans le procédé mentionné ci-dessus.

D'autres caractéristiques et avantages de la présente invention ressortiront de la description faite ci-après, en référence aux dessins annexés qui en illustrent un exemple de réalisation dépourvu de tout caractère limitatif. Sur les figures :

- la figure 1 représente les différentes étapes d'un procédé de programmation d'un générateur de signaux auditifs, selon l'invention ;

- la figure 2 représente schématiquement la forme calculée de l'enveloppe spectrale du signal adaptateur-égaliseur selon l'invention ;

- la figure 3 est une représentation à plusieurs niveaux du système auditif des réponses neuronales évoquées par un signal adaptateur-égaliseur ;

- la figure 4 est une représentation à plusieurs niveaux du système auditif des réponses neuronales évoquées par un bruit blanc ;

- les figures 5a, 5b et 5c représentent l'organisation tonotopique des neurones centraux respectivement chez un sujet normo-entendant, un sujet acouphénique présentant une perte auditive et le même sujet après l'écoute d'un signal adaptateur-égaliseur.

Selon un mode préféré de mise en œuvre du procédé selon l'invention, ledit procédé de programmation d'un générateur de signaux sonores comprend 4 grandes phases opératoires distinctes et en particulier une étape intermédiaire entre les étapes principales a et b correspondant à la mesure de la fréquence perçue de l'acouphène (figure 1) :

Pour réaliser la première étape et l'étape intermédiaire, on utilise des premiers et seconds moyens qui peuvent être identiques. Notamment, ces premiers et seconds moyens peuvent comporter un générateur de sons purs, des atténuateurs logarithmiques, un préamplificateur de casque d'écoute et un casque d'écoute.

Une première phase opératoire (cf. étape A) consiste en la mesure des seuils absolus d'audition. Ces seuils, définis comme étant la plus petite intensité sonore que le sujet puisse percevoir, sont mesurés au moyen de sons purs de différentes fréquences dont on fait varier l'intensité en fonction des réponses du sujet, lequel a pour tâche d'indiquer au moyen d'un

dispositif de réponse (de type bouton poussoir ou autre) s'il entend ou non ces sons. Pour ce faire, un son intermittent de fréquence et d'intensité données est émis par des premiers moyens dans l'une des oreilles du sujet ; le sujet indique alors s'il a entendu ou non ce son. Le son émis peut être composé, par exemple, de trois bouffées tonales successives, chaque bouffée ayant une durée de 400 millisecondes, incluant avantageusement des rampes cosinus-carré de 20 millisecondes ; les trois bouffées étant séparées par un intervalle de 200 ms. La fréquence choisie peut être de 2000 Hz par exemple, et le niveau de 60 décibels.

Si le son a été entendu par le sujet, le niveau du signal est réduit d'une certaine quantité x en décibels (par exemple, 10 dB). En revanche, si ce même son n'a pas été entendu, le niveau est augmenté d'une quantité y en décibels (par exemple, 20 dB). Le son est alors à nouveau présenté et la procédure se répète, les quantités x et y étant progressivement réduites.

Le critère d'arrêt de la procédure consiste soit en l'atteinte d'un niveau minimum, soit en la réalisation d'un nombre suffisant et préfixé d'inversions autour du seuil estimé, soit en l'atteinte d'une valeur minimum préfixée.

Lorsqu'une estimation de ce seuil absolu d'audition à une fréquence donnée est obtenue, la mesure du seuil à une fréquence suivante commence. Cette fréquence de test suivante est déterminée au moyen d'un dispositif identique au précédent et suivant une procédure dichotomique selon les règles suivantes :

- toutes les fréquences à l'octave entre 500 et 16000 Hz (à savoir, 500, 1000, 2000, 4000, 8000 et 16000 Hz) sont testées, dans un ordre pseudo-aléatoire de façon à éviter les effets d'habituation ou de fatigue.

- si au terme de ces mesures, aucune augmentation relative de seuil (c'est à dire, une différence de plus de 10 dB entre les seuils mesurés à l'une ou à l'autre des différentes fréquences testées) n'est observée, des mesures de seuil sont effectuées aux fréquences intermédiaires (demi-octaves), d'abord autour de 4000 Hz, puis aux fréquences supérieures et aux fréquences inférieures.

- si une augmentation relative de seuil est observée par le sujet à une fréquence donnée, des mesures de seuils sont effectuées plus précisément autour de cette fréquence, en

commençant par tester les fréquences supérieures et inférieures selon un écart d'une demi-octave, puis ce pas fréquentiel est réduit et la procédure de mesure reprend aux fréquences intermédiaires.

5 - le critère d'arrêt de la procédure consiste en l'atteinte d'une valeur de pas fréquentiel minimum ou en un autre critère permettant d'attester qu'un niveau de précision suffisamment élevé a été atteint. Les seuils absolus d'audition sont successivement mesurés dans les deux oreilles au moyen de
10 la phase opératoire décrite ci-dessus.

Une deuxième phase opératoire (cf. étape B) consiste en la mesure de la fréquence perçue de l'acouphène. Cette mesure de la hauteur de l'acouphène s'effectue soit au moyen d'une procédure d'encadrement dichotomique, soit suivant une procédure
15 d'ajustement. Dans le premier cas, un son intermittent à une fréquence donnée est émis par des seconds moyens dans l'une au moins des oreilles du sujet. Par exemple, ce son est composé de trois bouffées de 1 seconde, séparées chacune par 1 seconde de silence et à une fréquence de 2000 Hz. La tâche du sujet est
20 d'indiquer au moyen d'une interface de type boîtier réponse si ce son est plus aigu, plus grave ou bien de même tonalité que l'acouphène. Le sujet aura également la possibilité d'entendre à nouveau le même son avant de se prononcer.

Si le son émis est plus aigu, la fréquence du son test
25 est divisée par un certain facteur. En revanche, si ce même son est plus grave, la fréquence du son test est multipliée par le même facteur. Puis la procédure se répète, le facteur étant réduit chaque fois que la réponse du sujet s'inverse (et augmenté chaque fois que le sujet donne la même réponse plus de
30 deux fois de suite) jusqu'à ce que la valeur de ce facteur atteigne une valeur minimum préfixée ou bien que le sujet indique que le son test est de même tonalité que l'acouphène.

Selon une caractéristique avantageuse du procédé selon l'invention et par incidence d'un générateur mettant en œuvre
35 ledit procédé, des troisièmes moyens permettent d'ajuster, à chaque fréquence, le niveau du son test sur la base des résultats de la mesure des seuils effectués à la première étape, de sorte que ce niveau se maintienne entre 5 et 10 dB au-dessus du seuil absolu et soit ainsi toujours approximativement de même
40 intensité perçue que l'acouphène. Cet ajustement a pour avantage

de faciliter de façon substantielle la mesure de la hauteur tonale de l'acouphène. En effet, l'intensité étant un facteur crucial pour la caractérisation de la hauteur de l'acouphène, en neutralisant l'effet de celle-ci, il est plus aisé de localiser la fréquence qui correspond à la hauteur de l'acouphène.

Après qu'une première estimation de la fréquence de l'acouphène a été obtenue, d'autres mesures successives sont effectuées jusqu'à atteindre un critère de reproductibilité suffisante de la mesure. Un tel critère consiste par exemple, en l'obtention d'un intervalle de confiance à 95% ayant une étendue égale ou inférieure à une étendue minimum requise et prédéfinie autour de la hauteur tonale estimée de l'acouphène.

Chez les sujets qui indiquent percevoir leur acouphène dans une oreille, la mesure de la hauteur de l'acouphène selon la phase opératoire décrite ci-dessus est effectuée successivement avec ledit son intermittent présenté dans cette oreille (appariement ipsilatéral), puis dans l'oreille opposée (appariement contralatéral). Chez les sujets qui indiquent percevoir un acouphène centré dans l'espace intracrânien, le son d'appariement est présenté simultanément dans les deux oreilles, avec la même phase. Chez les sujets qui disent percevoir un acouphène localisé dans les deux oreilles, l'appariement de l'acouphène de chaque oreille est effectué en présentant le son test dans la même oreille (appariement ipsilatéral).

Au terme de cette étape de mesure de hauteur tonale de l'acouphène, il est vérifié que cette hauteur tombe dans, ou à proximité d'une zone fréquentielle dans laquelle les seuils absolus d'audition sont augmentés.

La troisième phase opératoire (cf. étape C) consiste à déterminer sur la base des mesures obtenues, les caractéristiques d'un signal adaptateur-égaliseur adapté au cas particulier du sujet.

Ainsi, à partir des données mesurées dans les étapes précédentes, l'enveloppe spectrale encore appelée caractéristique du signal est calculée à l'aide d'algorithmes, de façon à compenser la ou les pertes d'audition mesurées à la première étape. De façon schématique, cette enveloppe correspond au négatif (sur l'échelle des ordonnées qui représente un gain en intensité) de l'audiogramme tonal mesuré à la première étape : l'amplitude de cette enveloppe est plus élevée dans les

régions dans lesquelles les seuils absolus d'audition sont les plus élevés.

Les formules algorithmiques pour le calcul de cette enveloppe du signal adaptateur-égaliseur à partir de l'audiogramme tonal sont les suivantes :

Soient A_i les seuils absolus d'audition (en décibels) aux différentes fréquences F_i auxquelles ces seuils ont été testés, soient A_j les seuils absolus d'audition aux fréquences F_j (estimés par interpolation à partir des A_i mesurés) avec j appartenant au groupe des entiers $[1 ; N]$ où N est le nombre de points dans la fenêtre spectrale, et soit $F_j = j * (F_e / N)$, F_e étant la fréquence d'échantillonnage. L'enveloppe spectrale du signal adaptateur-égaliseur en chaque point j de la fenêtre spectrale est alors calculée grâce à la formule mathématique suivante :

$$E_j = B + M_j - Q_r(A_j)$$

où : B représente le niveau minimal du signal adaptateur-égaliseur ; $M_j = N - A_j$ où N est la moyenne des seuils minimaux obtenus à l'audiométrie tonale ; et $Q_r(A_j)$ est un facteur de correction introduit pour tenir compte des effets de la compression cochléaire et de la réduction de sélectivité fréquentielle sur la quantité d'excitation produite par le signal dans le système auditif. La figure 2 représente schématiquement l'enveloppe spectrale du signal adaptateur-égaliseur ainsi calculé à partir des seuils absolus d'audition.

Ainsi, et selon une caractéristique avantageuse du procédé selon l'invention, les caractéristiques dudit signal auditif compensent le plus exactement possible la perte auditive du sujet, afin d'éliminer les contrastes spectraux dans l'activité du système auditif qui sont occasionnés par la perte auditive. En d'autres termes, ce signal vise à faire disparaître les discontinuités dans l'activité des neurones à travers les fréquences. La figure 3 représente, à plusieurs niveaux du système auditif, des réponses neuronales évoquées par un tel signal adaptateur-égaliseur en présence d'une perte auditive. En comparaison, la figure 4 représente le même schéma de réponses neuronales évoquées par un bruit blanc utilisé dans les appareils masqueurs d'acouphène proposés à ce jour sur le marché : avec un signal adaptateur-égaliseur calculé et programmé selon l'invention et adapté au cas particulier de chaque sujet, celui-

ci est sensiblement plat et constant, tandis qu'avec un signal de type bruit blanc, l'activité neuronale présente toujours un pic au niveau de la fréquence d'acouphène, lequel est interprété comme un son par le système nerveux central.

5 Une caractéristique de la présente invention par rapport à ces appareils (ainsi que ceux qui, de façon plus générale, délivrent un signal dont les caractéristiques ne sont pas adaptées à la perte auditive de l'individu) est que les caractéristiques du signal sont déterminées sur la base d'une
10 mesure préalable de la forme précise de la perte auditive du sujet.

En outre, seul un tel signal spécifiquement adapté à l'audition des sujets, soumis pendant une période suffisamment longue au système auditif, entraîne au sein de celui-ci une
15 inversion des mécanismes de plasticité cérébrale successifs à l'apparition de la perte auditive et associés à l'émergence et au maintien de l'acouphène. Ainsi, les figures 5a à 5c représentent l'organisation tonotopique des neurones centraux chez un sujet normo-entendant (figure 5a), chez un sujet
20 acouphénique présentant une perte auditive (figure 5b) et chez le même sujet acouphénique après l'écoute du signal adaptateur-égaliseur pendant une durée suffisante (figure 5c). Sur ces figures, les repères 1 représentent les neurones organisés de façon tonotopique (à une position donnée correspond une bande de
25 fréquence réduite). Sur la figure 5b, les neurones correspondant à la bordure de la perte auditive 4 répondent aux fréquences adjacentes : une zone de fréquence 2 se retrouve donc "sur-représentée" au niveau central (cette zone correspond à la fréquence de l'acouphène). Comme représenté sur la figure 5c, le
30 signal adaptateur-égaliseur 5 inverse alors les mécanismes de plasticité induits par la perte auditive (normalisation de l'organisation tonotopique centrale, repère 3).

La quatrième phase opératoire du procédé selon l'invention et par incidence, une caractéristique d'un
35 générateur permettant la mise en œuvre dudit procédé (cf. étape D) consiste en la génération du signal auditif ou en la fixation de ce signal ou de ses caractéristiques sur un support de stockage à des fins de restitution ultérieure. En effet, une fois les caractéristiques du signal adaptateur-égaliseur
40 calculées, ce signal peut être, selon le choix de l'utilisateur,

généré directement sous sa forme temporelle (par multiplication de l'enveloppe spectrale avec le spectre d'un bruit blanc, puis transformation de Fourier inverse) à des fins d'utilisation (par exemple par transduction électroacoustique) directe ou à des fins de stockage au sein d'un support de type digital ou analogique, choisis par exemple parmi les disques compacts, les mini-disques, les cassettes, les disques durs, ou les disquettes, cette utilisation ou ce stockage étant obtenus par des moyens appropriés.

Les caractéristiques du signal peuvent également être utilisées pour programmer un dispositif électronique inclus dans ces moyens (par exemple, une mémoire programmable contenant les coefficients caractéristiques de la fonction de transfert d'un filtre numérique, lesquels coefficients pourront être calculés notamment par transformation en Z) destiné à participer à la restitution du signal par un appareil (par exemple, une prothèse auditive ou un appareil de génération de signaux acoustiques monté en contour d'oreille ou intra-auriculaire).

Selon une caractéristique avantageuse de l'invention, le procédé selon l'invention comporte une phase opératoire finale (cf. étape E) qui consiste à ajuster en interaction avec le sujet, l'intensité du signal adaptateur-égaliseur encore appelé signal correctif. Ce dernier ne doit pas masquer totalement l'acouphène et être d'une intensité suffisante pour optimiser son efficacité.

Le niveau minimal de masquabilité de l'acouphène est recherché automatiquement au moyen d'une procédure ascendante en vertu de laquelle le niveau du signal est progressivement accru de façon à éviter le phénomène d'inhibition résiduelle. Une fois le seuil de masquage obtenu, le niveau du signal est ajusté avantageusement entre 5 et 10 dB en dessous de celui-ci.

La présente invention telle que décrite précédemment offre de multiples avantages ; en particulier, elle permet d'adapter de façon spécifique le signal à la perte auditive de chaque patient souffrant d'acouphène. Les composantes utiles du signal (celles situées dans la zone de perte auditive du sujet) étant amplifiées par rapport à celles qui tombent en dehors de la perte, le niveau de stimulation peut être moindre que celui utilisé avec les appareils qui génèrent des signaux qui ne sont pas aussi précisément adaptés à l'audition des sujets. Cette

propriété confère au signal adaptateur-égaliseur un plus grand confort d'écoute. En effet, plus le niveau du signal est faible, moins les individus sont gênés dans leurs activités quotidiennes. De plus la souplesse conférée par la possibilité de stocker le
5 signal sur tout support que les patients peuvent écouter au moyen d'un baladeur ou d'une chaîne stéréophonique à leur domicile ou à l'extérieur, procure un grand confort d'utilisation à ces patients généralement habitués à des approches plus contraignantes.

REVENDICATIONS

1. Procédé de programmation d'un générateur de signaux auditifs en vue d'atténuer, voire de supprimer les acouphènes, dans lequel on réalise les phases opératoires suivantes :

- 5 a) mesures des seuils absolus d'audition d'un sujet,
 b) calcul sur la base desdites mesures obtenues, des caractéristiques d'un signal auditif adapté au cas particulier d'un sujet,

10 le procédé étant caractérisé en ce que ledit calcul des caractéristiques du signal auditif est réalisé à l'aide des algorithmes utilisant la formule suivante :

$$E_j = B + M_j - Q_r(A_j)$$

 dans laquelle B est le niveau minimal dudit signal auditif,

15 $M_j = N - A_j$ avec N étant la moyenne des seuils minimaux obtenus,

A_j sont les seuils absolus d'audition à des fréquences F_j , et

$Q_r(A_j)$ est un facteur de correction,

20 le procédé comprenant en outre une étape dans laquelle on programme le générateur de signaux auditifs de manière à ce qu'il délivre un signal auditif ayant les caractéristiques ainsi calculées.

25 2. Procédé selon la revendication 1 dans lequel les caractéristiques dudit signal auditif sont telles qu'elles compensent une perte auditive déterminée à partir desdits seuils absolus d'audition.

3. Procédé selon l'une des revendications 1 ou 2, comprenant en outre une étape intermédiaire entre les étapes principales a et b correspondant à la mesure de la fréquence perçue de l'acouphène.

30 4. Procédé selon l'une des revendications 1 à 3, dans lequel, pour réaliser ladite mesure des seuils absolus d'audition, des premiers moyens émettent dans l'oreille droite ou gauche d'un sujet un son intermittent d'intensité et de fréquences données dont on fait varier l'intensité et la fréquence en fonction des
35 réponses données par ledit sujet au moyen d'un dispositif de

réponse, ledit sujet ayant pour tâche d'indiquer s'il a entendu ou non ledit son intermittent.

5. Procédé selon l'une des revendications 1 à 4, dans lequel, pour réaliser ladite mesure de la fréquence perçue de l'acouphène, des seconds moyens émettent dans les oreilles droite et/ou gauche du sujet un son intermittent de fréquence donnée dont on fait varier la fréquence en fonction des réponses données par ledit sujet au moyen d'un dispositif de réponse, ledit sujet ayant pour tâche d'indiquer si ledit son intermittent est plus aigu, plus grave ou de même tonalité que l'acouphène.

6. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, dans lequel on réalise une dernière phase opératoire qui consiste à ajuster l'intensité dudit signal correctif de manière à optimiser son efficacité.

7. Générateur de signaux auditifs comprenant des premiers moyens appropriés pour lui permettre de délivrer un signal auditif, comportant un dispositif de multiplication de l'enveloppe spectrale avec le spectre d'un bruit blanc et de transformation de Fourier inverse, à des fins d'utilisation directe ou à des fins de stockage au sein d'un support, le générateur étant caractérisé en ce que les premiers moyens sont agencés pour que le générateur de signaux auditifs délivre un signal auditif ayant les caractéristiques calculées dans le procédé selon l'une des revendications 1 à 6.

8. Générateur selon la revendication 7 dans lequel les premiers moyens comprennent un dispositif électronique programmable programmé de sorte que le générateur délivre le signal auditif.

9. Générateur selon la revendication 7, dans lequel ledit support de stockage est de type digital ou analogique.

10. Générateur selon la revendication 8, dans lequel ledit dispositif électronique est une mémoire programmable contenant des coefficients caractéristiques de la fonction de transfert d'un filtre numérique.

11. Générateur selon la revendication 10, dans lequel lesdits coefficients sont calculés par transformation en Z.

12. Générateur selon l'une des revendications 10 ou 11, dans lequel ladite mémoire programmable est intégrée dans une prothèse
5 auditive ou dans un appareil monté en contour d'oreille ou intra-auriculaire.

13. Générateur selon l'une quelconque des revendications 7 à 12, comprenant des moyens agencés pour ajuster, à chaque fréquence, le niveau dudit son intermittent de sorte que ledit niveau soit
10 approximativement de même intensité perçue que l'acouphène.

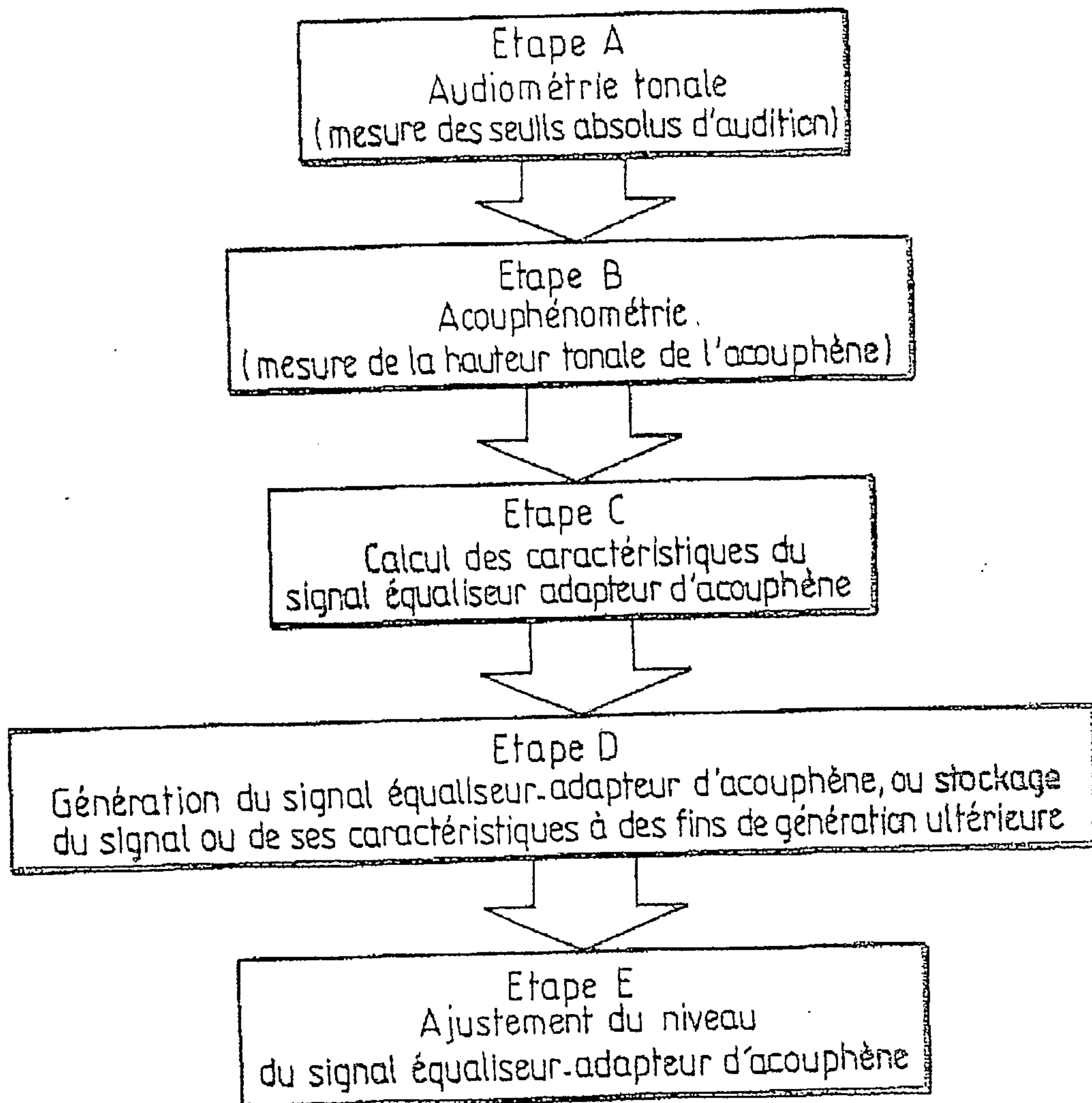


FIG.1

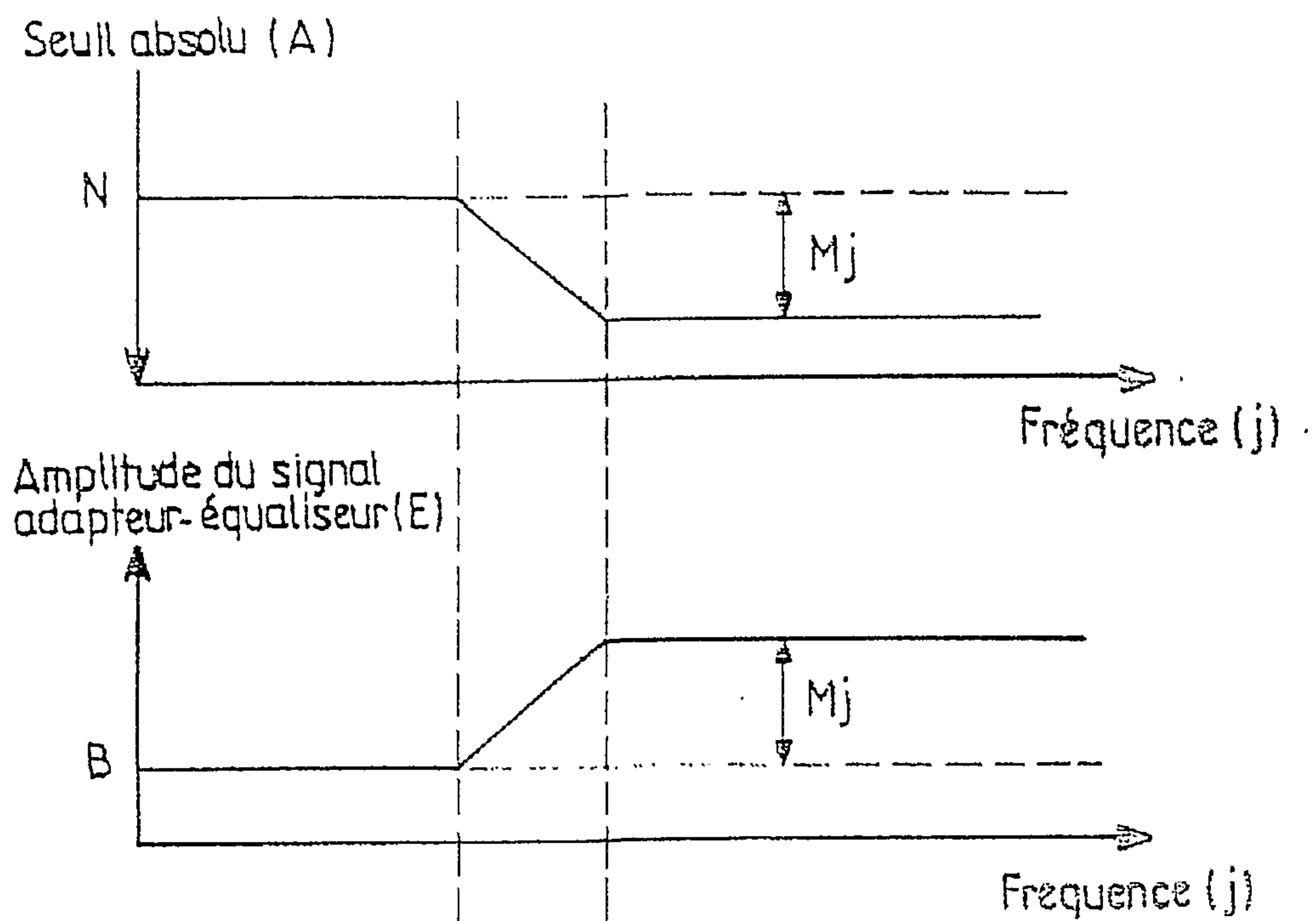


FIG. 2

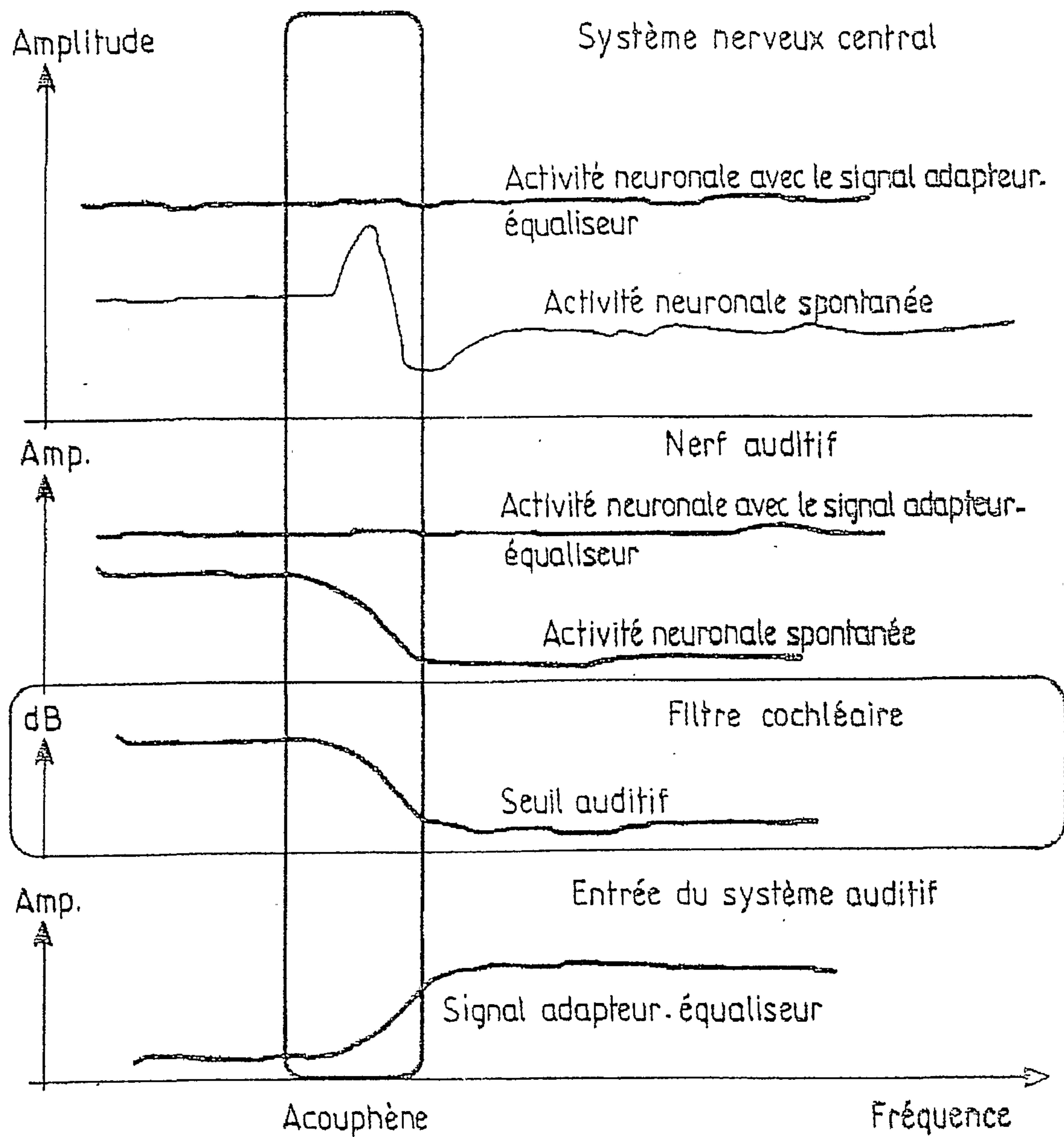


FIG. 3

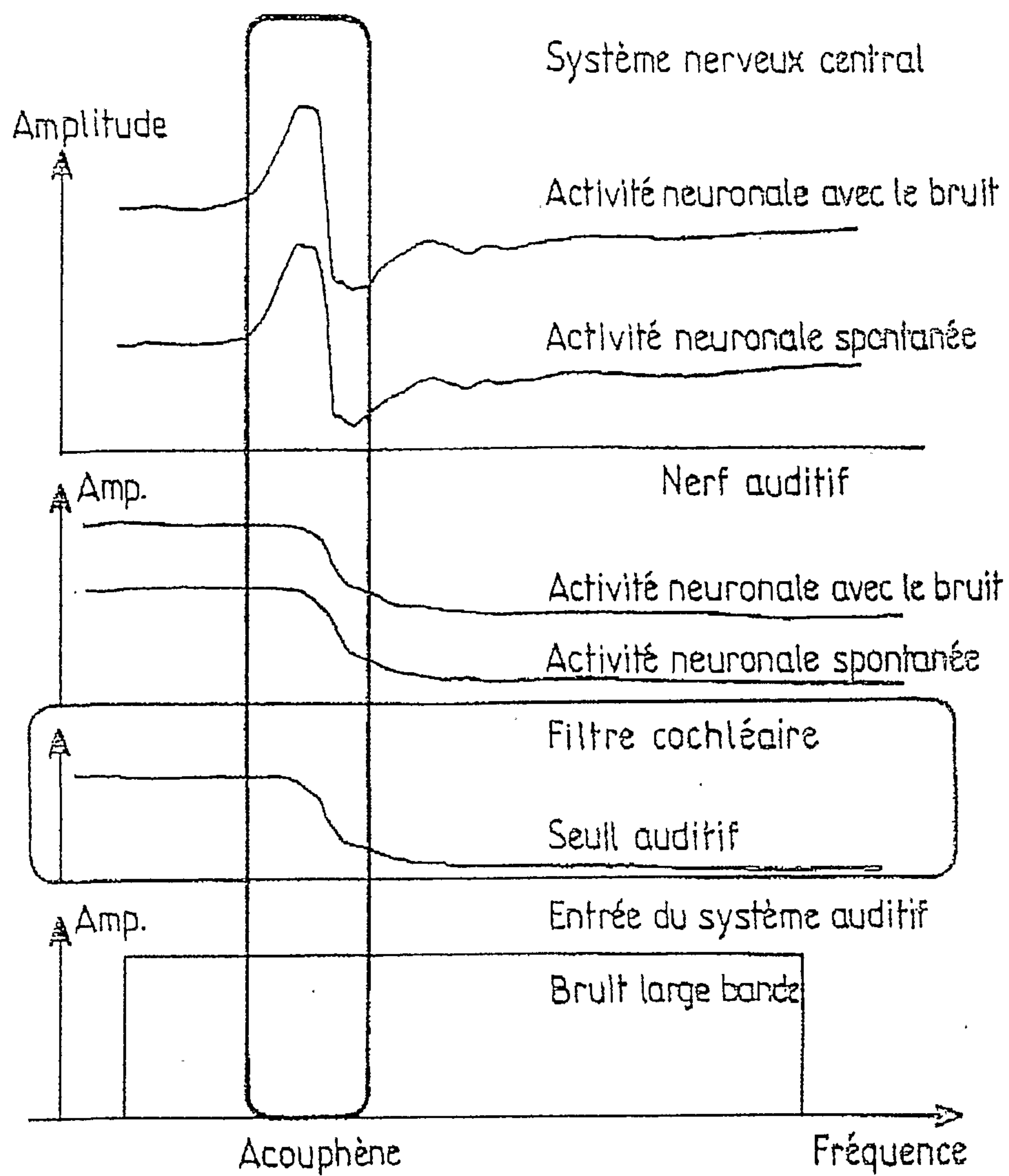


FIG. 4

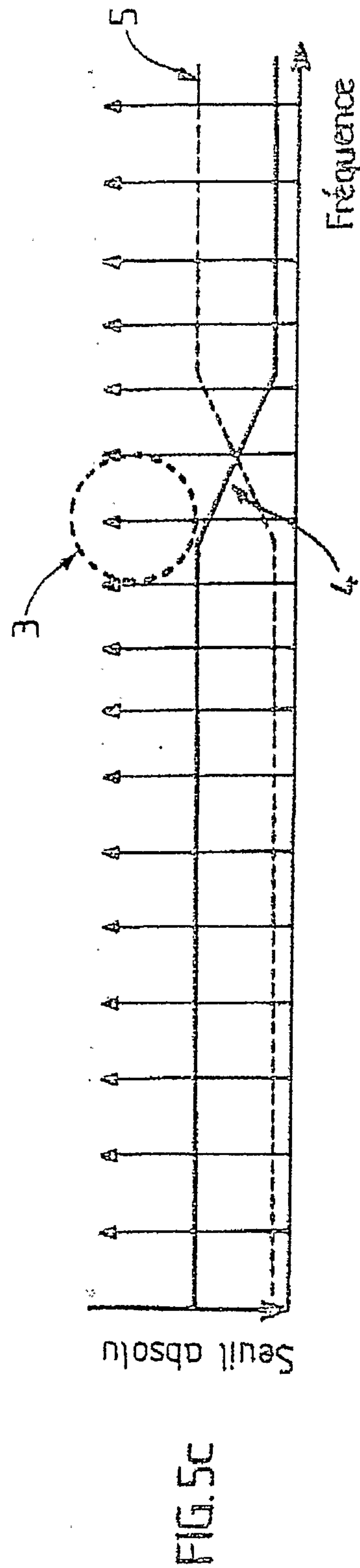
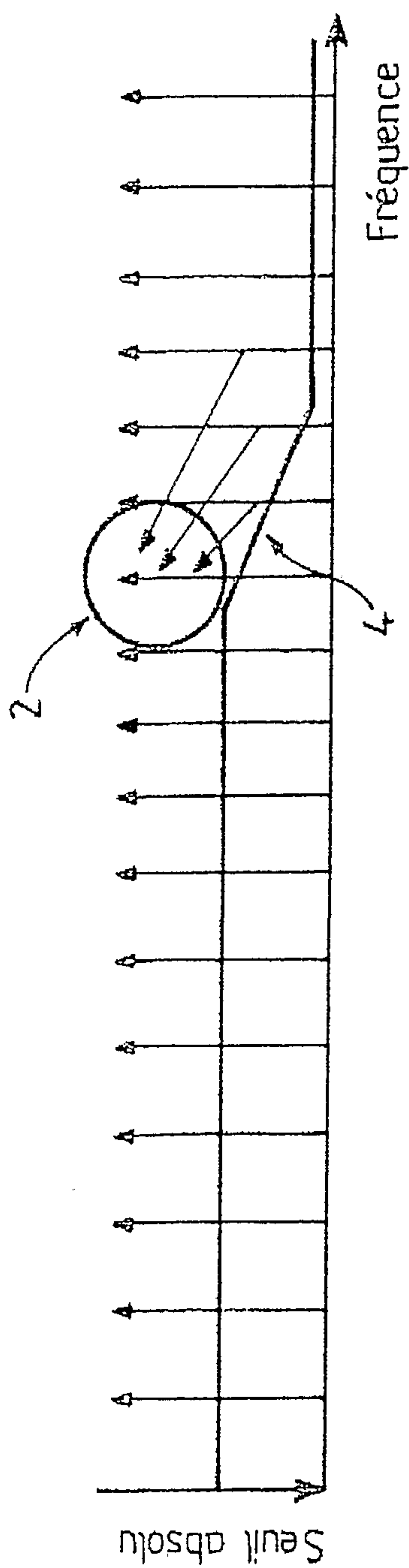
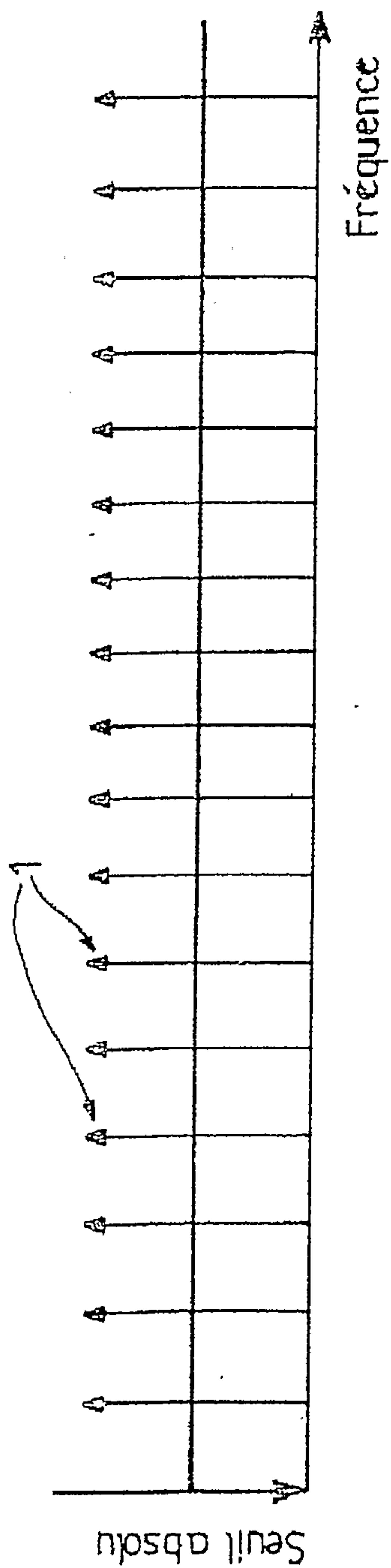


FIG. 5

Etape A
Audiométrie tonale
(mesure des seuils absolus d'audition)



Etape B
Acouphénométrie,
(mesure de la hauteur tonale de l'acouphène)



Etape C
Calcul des caractéristiques du
signal égaliseur adaptateur d'acouphène



Etape D
Génération du signal égaliseur-adaptateur d'acouphène, ou stockage
du signal ou de ses caractéristiques à des fins de génération ultérieure



Etape E
Ajustement du niveau
du signal égaliseur-adaptateur d'acouphène