

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

⑭ Date de dépôt : 22.04.93.

⑮ Priorité :

⑯ Date de la mise à disposition du public de la demande : 28.10.94 Bulletin 94/43.

⑰ Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du présent fascicule.*

⑱ Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑴ Demandeur(s) : société dite: «O.D.A.M.» OFFICE DE DISTRIBUTION D'APPAREILS MEDICAUX (S.A.) — FR.

⑵ Inventeur(s) : Felblinger Jacques, Boesch Chris, Muller Gérard et Kraemer Michel.

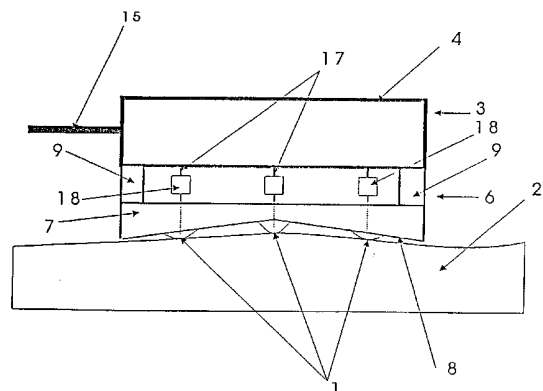
⑶ Titulaire(s) :

⑷ Mandataire : Cabinet Nuss.

⑸ Dispositif capteur pour électrocardiogramme.

⑹ La présente invention concerne un dispositif capteur pour électrocardiogramme.

Dispositif capteur destiné à être mis en œuvre à proximité ou à l'intérieur d'un appareil à résonance magnétique nucléaire, et plus particulièrement sur un patient à l'intérieur du tunnel de l'aimant d'un IRM, caractérisé en ce qu'il est principalement constitué d'une part, par au moins deux électrodes (1) non métalliques, destinées à être appliquées sur la peau d'un patient (2), d'autre part, par un module (3) de filtrage, d'amplification et de conversion électro-optique des signaux électriques du cœur relevés au moyen des électrodes (1), disposé dans un boîtier blindé (4) formant cage de Faraday et relié, par voie optique, à un appareil de visualisation et/ou de contrôle et, enfin, par un corps support (6) en un matériau amagnétique, portant les électrodes (1) et le boîtier blindé (4) contenant le module (3).



## Dispositif capteur pour électrocardiogramme

La présente invention concerne le domaine du prélèvement et de la mesure de signaux biologiques et de la surveillance de patients, notamment de patients sous examen RMN (Résonance Magnétique Nucléaire) par exemple dans un Imageur à Résonance Magnétique (IRM), et a pour  
5 objet un dispositif capteur pour électrocardiogramme.

Actuellement, les signaux d'électrocardiogramme des patients soumis à un examen RMN sont prélevés au moyen d'électrodes à conducteurs métalliques et transmis  
10 à un appareil de visualisation et/ou de surveillance disposé dans l'enceinte blindée ou à l'extérieur au moyen de câbles électriques de grande longueur, le cas échéant blindés et torsadés.

Toutefois, ces câbles électriques, en formant  
15 antennes, perturbent l'environnement électromagnétique de l'appareil à RMN et faussent les mesures et, dans le cas d'un imageur, les reconstitutions virtuelles (images) obtenues par ce dernier.

A l'inverse, les gradients de champ, les champs radiofréquence et les phénomènes liés aux commutations entre bobines émettrices et réceptrices au cours d'une expérience du type RMN perturbent fortement la transmission des signaux de faible puissance relevés au niveau du coeur et peuvent, par la génération d'artefacts importants, rendre ces derniers totalement inexploitable,  
25 le patient étant disposé à l'intérieur même de l'aimant principal de l'appareil à RMN.

De plus, les mouvements éventuels du patient (notamment respiration) entraînent des mouvements des-  
30 dits câbles de transmission électrique dans le champ résident, d'où résulte automatiquement une induction de potentiels générateurs d'artefacts.

En outre, les phénomènes nuisibles précités sont fortement amplifiés lorsque les câbles de transmission

présentent une ou plusieurs boucles.

En effet, l'énergie emmagasinée par le ou les câble(s), soumis à des champs électromagnétiques de forte intensité, au niveau desdites boucles ou du câble  
5 peut être assez importante pour provoquer un échauffement important dudit câble, pouvant provoquer des brûlures au niveau de la peau du patient, sur lequel repose une partie des câbles, notamment lorsqu'on traverse une antenne émettrice.

10 Par ailleurs, le placement des électrodes sur le patient dans la région du coeur nécessite, en vue d'une mise en place correcte, l'intervention d'une personne spécialisée, chacune desdites électrodes devant être positionnée précisément de manière individuelle.

15 Il a été proposé, en vue de tenter de pallier certains de ces inconvénients, de mettre en oeuvre des algorithmes de correction des artefacts générés par les gradients et les champs radiofréquence.

Toutefois, ces algorithmes ne sont adaptés qu'à  
20 un type défini d'appareils à RMN, à une configuration donnée de bobines et souvent à une séquence RMN particulière, d'où résulte un manque de souplesse important lors de leur application.

En outre, ils ne permettent pas de résoudre les  
25 problèmes de brûlures, ni les problèmes d'induction de potentiels du fait des mouvements des câbles ou encore les problèmes de positionnement des électrodes.

La présente invention a notamment pour but de pallier l'ensemble des inconvénients précités, par des  
30 moyens simples, peu onéreux et à application généralisée, quelque soit le type d'appareil mis en oeuvre.

A cet effet, elle a pour objet un dispositif capteur pour électrocardiogramme, destiné à être mis en oeuvre dans un environnement électromagnétique chargé et  
35 sensible, notamment à proximité ou à l'intérieur d'un appareil à résonance magnétique nucléaire, et plus particulièrement sur un patient à l'intérieur du tunnel de

l'aimant d'un IRM, caractérisé en ce qu'il est principalement constitué, d'une part, par au moins deux électrodes non métalliques, destinées à être appliquées sur la peau d'un patient, d'autre part, par un module de filtrage, d'amplification et de conversion électro-optique des signaux électriques du coeur, relevés au moyen des dites électrodes réceptrices, disposé dans un boîtier blindé formant cage de Faraday et relié, par voie optique, à un appareil de visualisation et/ou de contrôle et, enfin, par un corps support en un matériau amagnétique, portant les électrodes et le boîtier blindé contenant le module.

L'invention sera mieux comprise grâce à la description ci-après, qui se rapporte à un mode de réalisation préféré, donné à titre d'exemple non limitatif, et expliqué avec référence aux dessins schématiques annexés, dans lesquels :

la figure 1 est une vue schématique, en élévation latérale, du dispositif capteur selon l'invention ;

la figure 2 est un schéma fonctionnel du dispositif capteur représenté à la figure 1 ;

la figure 3 est une représentation schématique montrant la mise en oeuvre du dispositif capteur représenté à la figure 1 ;

la figure 4 représente un signal d'électrocardiogramme obtenu au moyen d'un dispositif capteur conforme à l'invention, et

la figure 5 représente un signal d'électrocardiogramme obtenu au moyen d'un capteur usuel, dans des conditions identiques à celles ayant conduit à l'électrocardiogramme de la figure 4.

Conformément à l'invention et comme le montrent les figures 1 et 2 des dessins annexés, le dispositif capteur est principalement constitué d'une part, par au moins deux électrodes 1 non métalliques, destinées à être appliquées sur la peau d'un patient 2, d'autre part, par un module 3 de filtrage, d'amplification et de

conversion électro-optique des signaux électriques du  
coeur relevés au moyen des électrodes réceptrices 1,  
disposé dans un boîtier blindé 4 formant cage de Faraday  
et relié, par voie optique, à un appareil 5 de visuali-  
5 sation et/ou de contrôle et, enfin, par un corps support  
6 en un matériau amagnétique, portant les électrodes 1  
et le boîtier blindé 4 contenant le module 3.

Les signaux électrocardiographiques relevés par  
les électrodes 1 sont, par conséquent, immédiatement  
10 amplifiés et filtrés à l'aide d'un module 3 adéquat,  
totalement isolé de l'environnement électromagnétique  
extérieur, et, de même, transformé et transmis sous for-  
me optique pratiquement à partir de leur endroit de pré-  
lèvement.

15 Selon une première caractéristique de l'inven-  
tion, représentée à la figure 1 des dessins annexés, le  
corps support 6 est composé d'une embase 7 sur laquelle  
sont montées de manière fixe les électrodes réceptrices  
1, en étant proéminentes du côté 8 appliqué contre la  
20 peau du patient 2, et au moins un élément 9 séparateur  
ou d'espacement maintenant rigidement le boîtier blindé  
4 contenant le module 3 à une distance constante de  
l'embase 7 et donc de la peau du patient 2.

L'unique élément métallique du dispositif cap-  
25 teur, à savoir le boîtier blindé 4, ne sera, par consé-  
quent, jamais en contact direct avec le patient 2, ce  
qui évite tout risque de brûlure.

En outre, les électrodes 1 étant fixées sur  
l'embase 7, les emplacements relatifs des unes par  
30 rapport aux autres sont figés en étant écartés d'une  
distance fonction de la taille du patient et il suffit  
de positionner ladite embase 7 à proximité du coeur pour  
que les électrodes 1 soient placées de manière satisfai-  
sante.

35 Le corps support 6 peut être avantageusement  
réalisé en un matériau tel que le téflon ou le polymé-  
thacrylate de méthyle (également connu sous la dénominati-

tion "plexiglass"), en présentant une structure aux formes arrondies, sans arêtes.

De même, les électrodes 1, avantageusement au nombre de trois, sont préférentiellement réalisées en un matériau conducteur choisi dans le groupe formé par le carbone, les composés de carbone et les matières plastiques chargées et insensible aux champs électromagnétiques.

Conformément à un mode de réalisation préféré de l'invention, représenté à la figure 3 des dessins annexés et afin d'assurer un positionnement ferme des électrodes 1 et de garantir un prélèvement des signaux électriques cardiaques aussi près que possible du coeur, il est prévu une ceinture 10 ou un harnais en un matériau amagnétique, éventuellement élastique, pourvu d'un moyen de fermeture rapide et de réglage de la longueur et traversant le corps support 6 ou au moins une anse solidaire dudit corps support 6.

Ainsi, l'embase 7 du corps support 6 et donc les électrodes 1 seront, en permanence, appliqués à force contre la peau du patient au niveau de la région du coeur.

Toutefois, tout autre moyen de fixation adéquat peut également être envisagé, à condition qu'il consiste en un matériau amagnétique.

Comme le montre la figure 2 des dessins annexés, le module 3 de filtrage, d'amplification et de conversion peut être composé, pour l'essentiel, d'une part, d'unités 11 de filtrage haute-fréquence associées chacune à une des électrodes 1, d'autre part, d'un circuit 12 d'amplification différentielle associé à un filtre 13 passe-bas et, enfin, d'un transducteur 14 électro-optique relié, par un conducteur optique 15, à un appareil 5 de visualisation et/ou de contrôle, la transmission optique des signaux étant opérée, par exemple, par modulation de fréquence ou de largeur d'impulsions.

Chacune des unités 11 de filtrage haute-fréquence assurant l'interface entre les électrodes 1 et le module 3, pourra avantageusement être disposée dans un boîtier blindé 16 formant cage de Faraday et les liaisons électriques entre lesdites électrodes 1 et les unités 11 de filtrage du module 3 seront  
5 préférentiellement réalisées au moyen de fils rigides 17 de faible longueur, le cas échéant blindés et intégrant chacun une résistance de limitation 18, limitant les interférences des ondes électromagnétiques extérieures et évitant toute formation de boucles et risque de brûlure.  
10

Le circuit 12 d'amplification différentielle pourra présenter, par exemple, un gain d'environ 300 à 500 et l'une des trois électrodes 1 faisant partie du  
15 dispositif capteur selon l'invention, pourra être utilisée pour la réinjection du mode commun (les deux autres fonctionnent en réception), permettant de s'affranchir des signaux parasites, notamment basse fréquence, relevés par les deux électrodes réceptrices 1.

20 Le filtre 13 pourra avantageusement présenter une fréquence de coupure de l'ordre de 20 Hz.

L'appareil 5 de visualisation et/ou de contrôle pourra être disposé soit dans l'enceinte de l'appareil à RMN (cage de Faraday), soit à l'extérieur de celle-ci et  
25 comportera une unité de reconversion opto-électrique, un écran de visualisation et/ou un enregistreur et/ou un module de détection ou d'analyse des complexes QRS ou d'un autre paramètre du signal d'électrocardiogramme, permettant de déclencher ou de commander un ou plusieurs  
30 appareils d'analyse, de visualisation et/ou de test du patient.

L'appareil 5 pourra, par exemple, consister en un moniteur de surveillance des paramètres physiologiques vitaux d'un patient en cours d'examen dit IRM, du  
35 type de celui faisant l'objet du dépôt français n° 9014846 du 23 novembre 1990 au nom de la demanderesse.

Selon une première variante de réalisation de l'invention, le module 3 comprend, en outre, en vue de son alimentation électrique, une batterie 18 ou un accumulateur rechargeable longue durée et de type amagnétique, un conducteur optique, associé à un interrupteur à commande optique disposé dans le boîtier, pouvant permettre de contrôler le fonctionnement et l'alimentation dudit module 3 de filtrage, d'amplification et de conversion et, le cas échéant, le réglage des différents composants (11 à 14) de ce dernier (non représenté).

Conformément à une seconde variante de réalisation de l'invention, l'alimentation en énergie du module 3 de filtrage, d'amplification et de conversion est réalisée au moyen d'un conducteur optique coopérant avec une cellule photovoltaïque ou un dispositif similaire disposé dans le boîtier blindé 4.

L'amélioration de la qualité des signaux d'électrocardiogramme relevés, résultant de la mise en oeuvre de l'invention, devient parfaitement apparente en comparant les courbes de signaux des figures 4 et 5 entre elles, ces signaux ayant été relevés sur un patient soumis à un examen RMN au moyen d'une antenne corps entier.

Bien entendu, l'invention n'est pas limitée au mode de réalisation décrit et représenté au dessin annexé. Des modifications restent possibles, notamment du point de vue de la constitution des divers éléments ou par substitution d'équivalents techniques, sans sortir pour autant du domaine de protection de l'invention.



## R E V E N D I C A T I O N S

1. Dispositif capteur pour électrocardiogramme, destiné à être mis en oeuvre dans un environnement électromagnétique chargé et sensible, notamment à proximité ou à l'intérieur d'un appareil à résonance magnétique nucléaire, et plus particulièrement sur un patient à  
5 l'intérieur du tunnel de l'aimant d'un IRM, caractérisé en ce qu'il est principalement constitué d'une part, par au moins deux électrodes (1) non métalliques, destinées à être appliquées sur la peau d'un patient (2), d'autre  
10 part, par un module (3) de filtrage, d'amplification et de conversion électrooptique des signaux électriques du coeur, relevés au moyen des électrodes réceptrices (1), disposé dans un boîtier blindé (4) formant cage de Faraday et relié, par voie optique, à un appareil (5) de vi-  
15 sualisation et/ou de contrôle et, enfin, par un corps support (6) en un matériau amagnétique, portant les électrodes (1) et le boîtier blindé (4) contenant le module (3).

2. Dispositif capteur selon la revendication 1, caractérisé en ce que le corps support (6) est composé  
20 d'une embase (7) sur laquelle sont montées de manière fixe les électrodes réceptrices (1), en étant proéminentes du côté (8) appliqué contre la peau du patient (2), et au moins un élément (9) séparateur ou d'espacement  
25 maintenant rigidement le boîtier blindé (4) contenant le module (3) à une distance constante de l'embase (7).

3. Dispositif capteur selon l'une quelconque des revendications 1 et 2, caractérisé en ce que les électrodes (1), avantageusement au nombre de trois, sont  
30 réalisées en un matériau conducteur choisi dans le groupe formé par le carbone, les composés de carbone et les matières plastiques chargées.

4. Dispositif capteur selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce qu'il comprend

une ceinture (10) ou un harnais en un matériau amagnétique, éventuellement élastique, pourvu d'un moyen de fermeture rapide et de réglage de la longueur et traversant le corps support (6) ou au moins une anse solidaire dudit corps support (6).

5  
10  
15  
20  
25  
30  
35

5. Dispositif capteur selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que le module (3) de filtrage, d'amplification et de conversion est composé, d'une part, d'unités (11) de filtrage haute-fréquence associées chacune à une des électrodes (1), d'autre part, d'un circuit (12) d'amplification différentielle associé à un filtre (13) passe-bas et, enfin, d'un transducteur (14) électro-optique relié, par un conducteur optique (15), à un appareil (5) de visualisation et/ou de contrôle, la transmission optique des signaux étant opérée, par exemple, par modulation de fréquence ou de largeur d'impulsions.

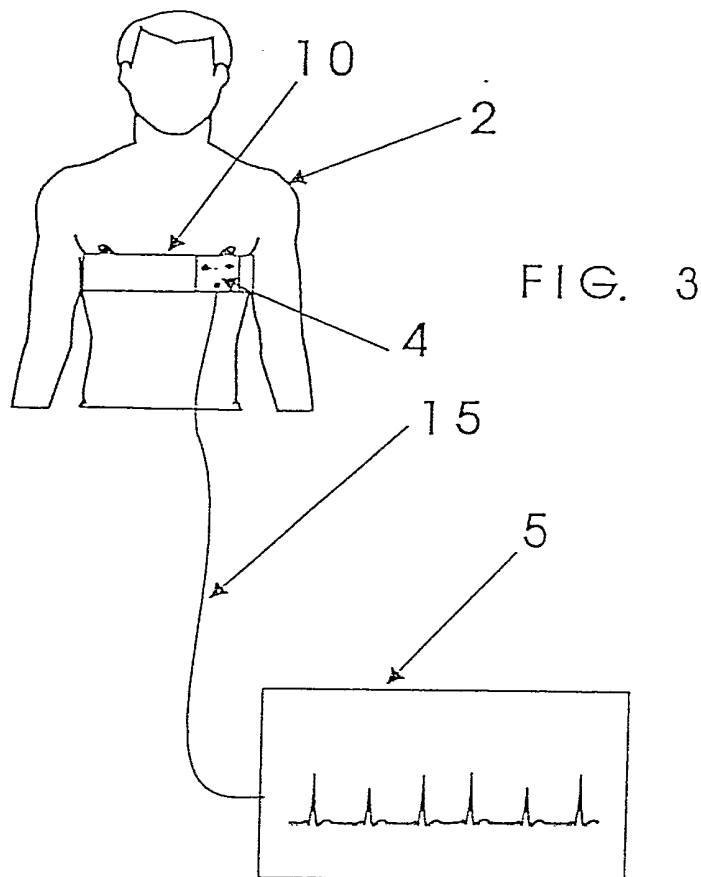
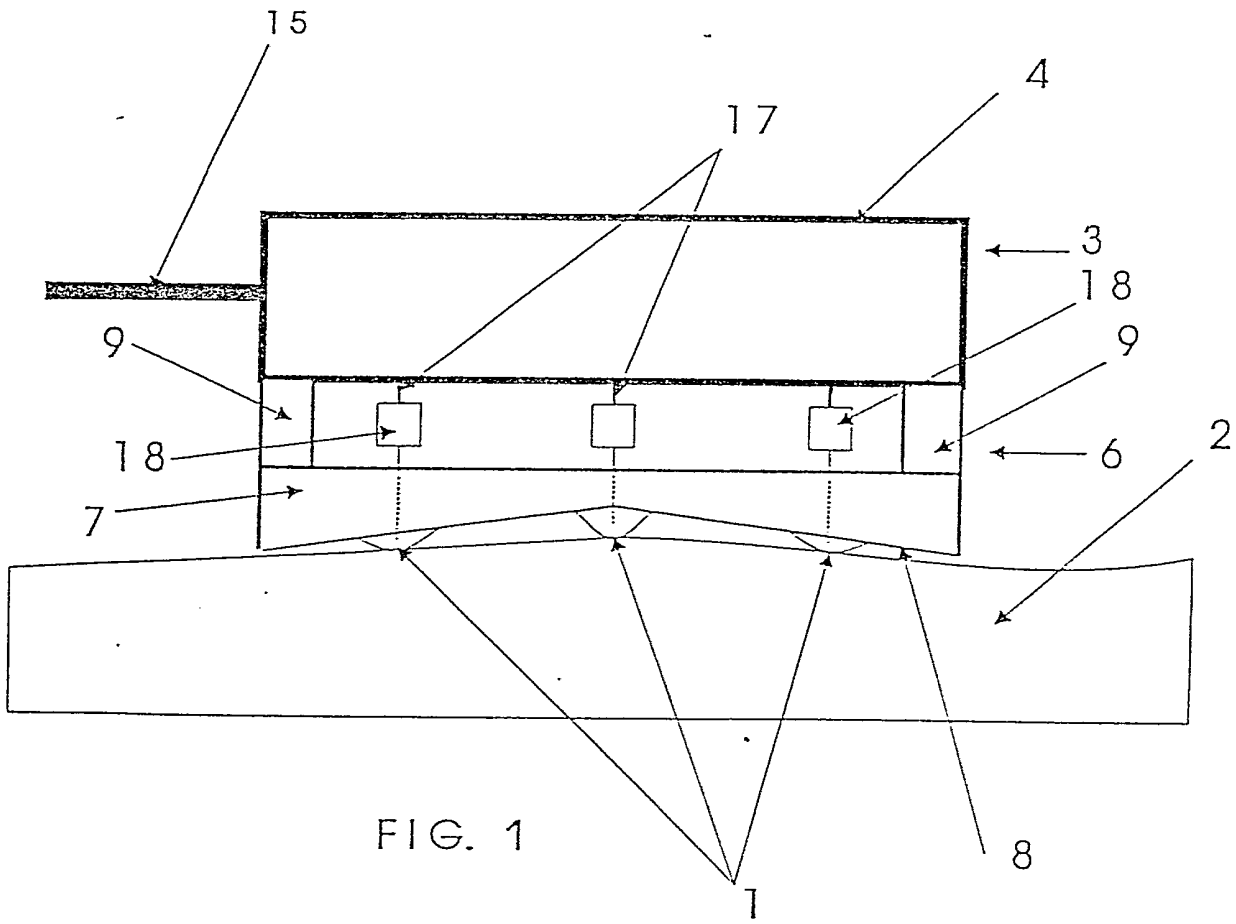
6. Dispositif capteur selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que les liaisons électriques entre les électrodes (1) et les unités (11) de filtrage du module (3) sont réalisées au moyen de fils rigides (17) de faible longueur, le cas échéant blindés et intégrant chacun une résistance de limitation (18).

7. Dispositif capteur selon l'une quelconque des revendications 5 et 6, caractérisé en ce qu'il comporte trois électrodes (1), l'une d'entre elles étant utilisée pour la réinjection du mode commun.

8. Dispositif capteur selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que le module (3) comprend, en outre, une batterie (18) ou un accumulateur rechargeable longue durée et de type amagnétique, un conducteur optique, associé à un interrupteur à commande optique disposé dans le boîtier, pouvant permettre de contrôler le fonctionnement et l'alimentation dudit module (3) de filtrage, d'amplification et de conversion et, le cas échéant, le réglage des différents composants

(11 à 14) de ce dernier.

9. Dispositif capteur selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que l'alimentation en énergie du module (3) de filtrage, d'amplification et de conversion est réalisée au moyen d'un conducteur optique coopérant avec une cellule photovoltaïque ou un dispositif similaire disposé dans le boîtier blindé.



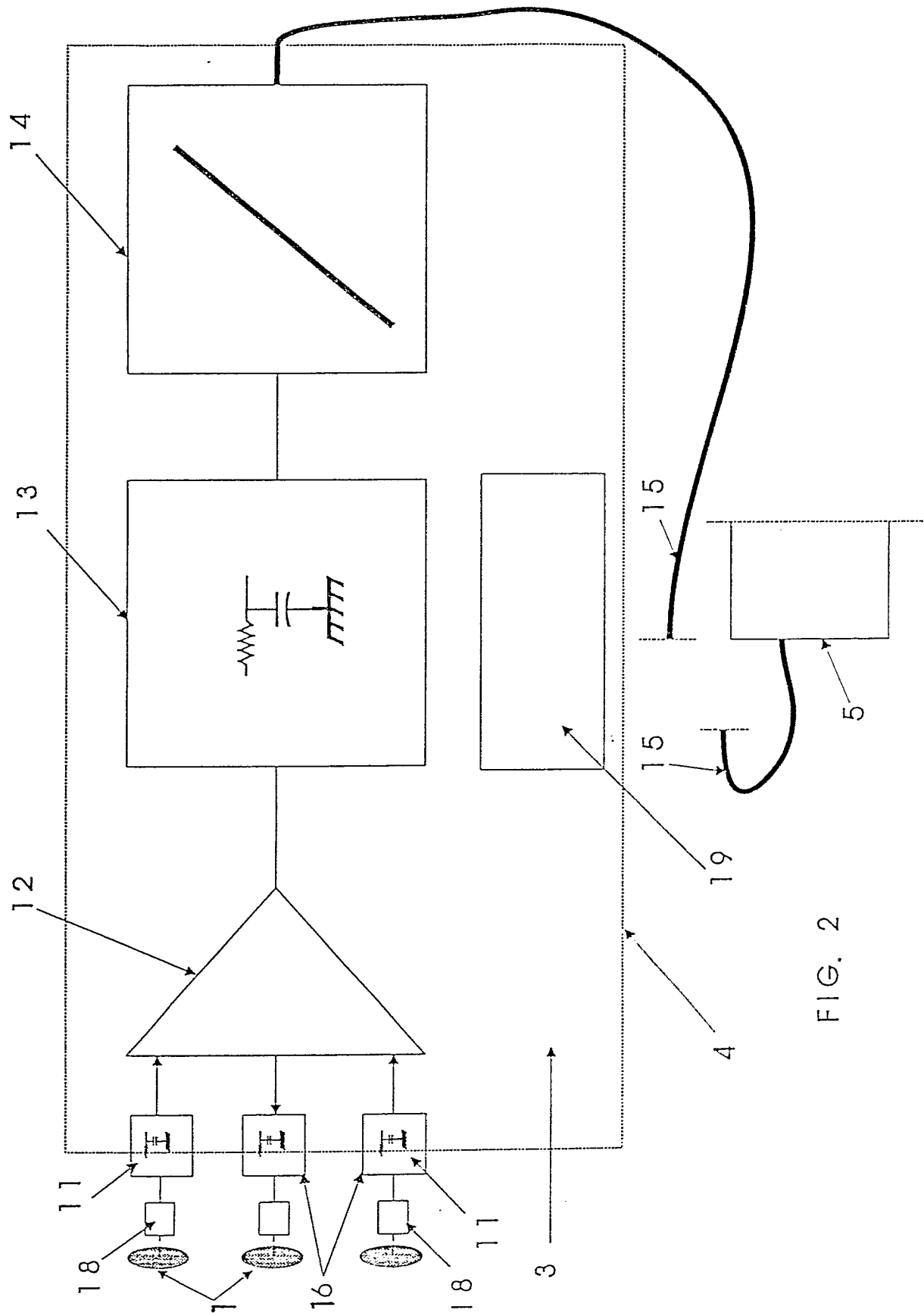


FIG. 2

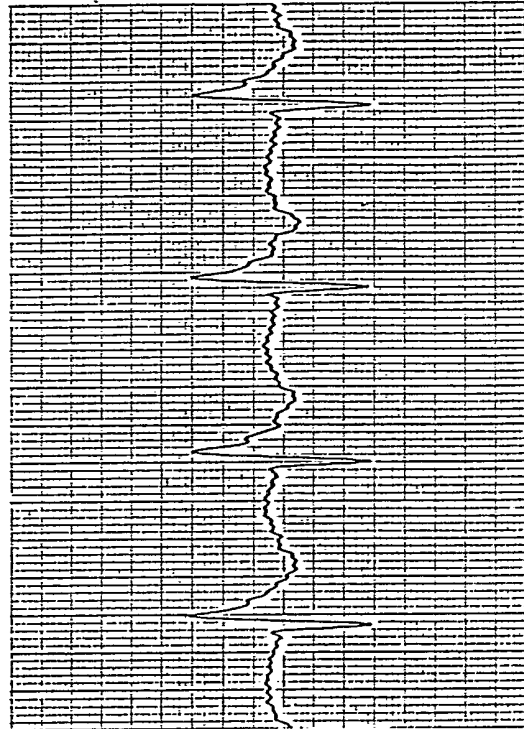


Fig. 4

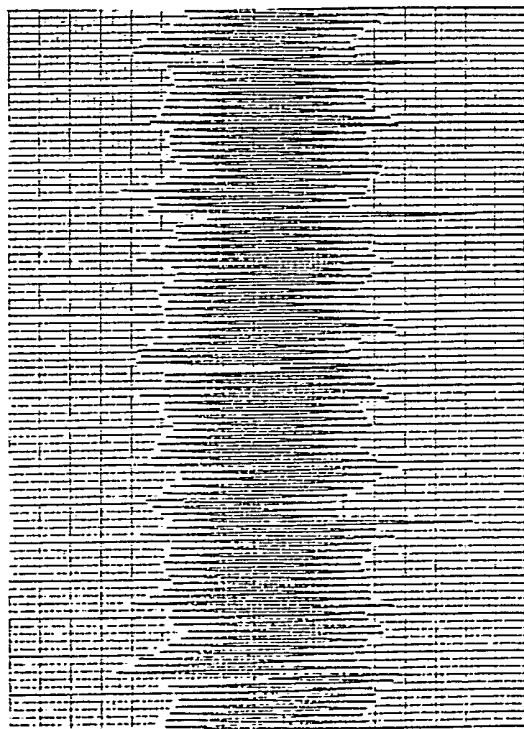


Fig. 5

INSTITUT NATIONAL

RAPPORT DE RECHERCHE

PRELIMINAIRE

de la

établi sur la base des dernières revendications déposées avant le commencement de la recherche

FA 485297  
FR 9304918

PROPRIETE INDUSTRIELLE

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
A	EP-A-0 173 130 (SIEMENS AG) * le document en entier * ---	1,5,8,9
A	EP-A-0 170 448 (PURDUE RESEARCH FOUNDATION) * le document en entier * ---	1-3,7
A	US-A-4 181 134 (R.C.MASON ET AL.) * le document en entier * ---	1-5
A	EP-A-0 132 785 (SIEMENS AG) * le document en entier * ---	1,2
A	EP-A-0 498 996 (PICKER INTERNATIONAL INC.) * le document en entier * ---	1
A	EP-A-0 178 990 (G.ASCHER) * le document en entier * ---	1,6
A	WO-A-88 05282 (MICROMEDICAL INDUSTRIES PTY. LTD.) * le document en entier * -----	1
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.5)
		A61B G01R
Date d'achèvement de la recherche		Examineur
30 Décembre 1993		Hunt, B
<p><b>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</b></p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul                      Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie                      A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général                      O : divulgation non-écrite                      P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention                      E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure.                      D : cité dans la demande                      L : cité pour d'autres raisons                      .....                      &amp; : membre de la même famille, document correspondant</p>		

1

EPO FORM 1503 03.82 (F04C13)