

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

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

**2 851 449**

②1 N° d'enregistrement national : **03 02342**

⑤1 Int Cl<sup>7</sup> : A 61 B 5/021, A 61 B 5/103

⑫

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 26.02.03.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la demande : 27.08.04 Bulletin 04/35.

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

⑥0 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : COMMISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE Etablissement de caractère scientifique technique et industriel — FR et INSTITUT NATIONAL DE LA SANTE ET DE LA RECHERCHE MEDICALE INSERM — FR.

⑦2 Inventeur(s) : LETREMY ROLAND, BOUTOUYRIE PIERRE, LEMOINE DOMINIQUE, LAURENT STEPHANE et CORVISIER ROBERT.

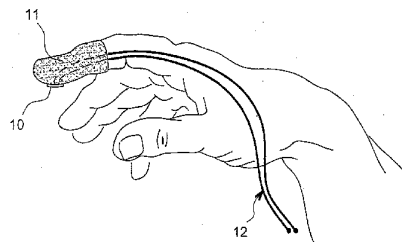
⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : BREVATOME.

⑤4 MICROCAPTEUR DE PRESSION ARTERIELLE ET APPAREIL DE MESURE L'UTILISANT.

⑤7 L'invention concerne un microcapteur de pression artérielle comprenant des moyens de maintien et de positionnement, sur la face palmaire d'un doigt d'un praticien, d'une pastille de matériau piézorésistif (10), les dimensions de la pastille étant inférieures au diamètre de l'artère dont on veut mesurer la pression, le microcapteur comprenant également des moyens de transmission du signal électrique fourni (12) par la pastille piézorésistive en réponse à une pression à laquelle est soumise la pastille (10).

Elle concerne également un appareil de mesure de la rigidité artérielle utilisant de tels microcapteurs.



FR 2 851 449 - A1



MICROCAPTEUR DE PRESSION ARTERIELLE ET APPAREIL DE  
MESURE L'UTILISANT

DESCRIPTION

5    **DOMAINE TECHNIQUE**

L'invention concerne un microcapteur de pression artérielle utilisable pour l'établissement d'un critère de facteur de risque cardio-vasculaire. Elle concerne également un appareil de mesure de la  
10 rigidité artérielle utilisant de tels microcapteurs.

**ETAT DE LA TECHNIQUE ANTERIEURE**

Les maladies cardio-vasculaires restent la première cause de mortalité dans les pays développés et  
15 est en passe de devenir la première cause de mortalité pour le monde entier.

Actuellement, il reste très difficile de prévoir à l'échelle d'un individu, la probabilité de survenue d'une maladie cardio-vasculaire à l'échelle de  
20 dix ou vingt ans. De nombreux facteurs de risques cardio-vasculaires ont été identifiés au cours d'études de suivi longitudinal, notamment nord-américaines (Framingham Heart Study). Les principaux facteurs de risques sont l'âge, le sexe, l'hypercholestérolémie,  
25 l'hypertension artérielle, le diabète, le tabagisme. A cela, se rajoute de nombreux autres facteurs de risques biologiques (comme l'hyperhomocystéinémie, l'inflammation chronique : CRP, les taux de métaux lourds, ...), socio-économiques (niveau d'éducation,  
30 métier, lieu d'habitation, ...). Cependant, lorsque

l'ensemble de ces facteurs de risques identifiés est intégré au sein d'un score de prédiction de risque, la prédiction reste très mauvaise, notamment au niveau individuel. En d'autres termes, la majorité des événements cardio-vasculaires surviendra chez des personnes considérées, à tort, comme à faible risque cardio-vasculaire. Il existe de nombreuses explications à ce phénomène. La plus évidente d'entre elle est que la notion même de facteur de risque est basée sur une déviance statistique dans la population générale, ce qui conduit par définition à sélectionner des patients ayant des anomalies importantes du paramètre en question (qui expose un risque individuel élevé), mais ces patients ne représentent qu'une frange infime de la population globale. L'autre limite, tout aussi triviale, est que les facteurs de risque biologiques sont variables dans le temps, lequel joue le rôle d'intégrateur.

Il est donc indispensable de promouvoir de nouveaux marqueurs de risque, intégrant l'ensemble des facteurs de risques identifiés ou non identifiés tout le long de la vie d'un individu. Les paramètres de structures et de fonction des grosses artères (celles-là même qui sont atteintes par l'athérome) sont les facteurs de risque dits "intégrateurs" les plus prometteurs. Les deux facteurs pour lesquels il existe le plus d'arguments actuellement sont l'épaisseur intima média de l'artère carotide primitive, dont on ne parlera pas ici, et la rigidité des grosses artères. Les grosses artères, proches du coeur, ont la propriété de se déformer pendant les changements de pression liés

à la contraction cardiaque. Le rapport de proportionnalité entre la déformation et la force déformante correspond à la rigidité artérielle. Le rôle physiologique de l'élasticité (rigidité) artérielle est très important. En effet, l'élasticité des grosses artères sert de relais diastolique à la contraction cardiaque. Le coeur ne se contracte que pendant un tiers du cycle (la systole). L'énergie potentielle conférée au sang pendant la systole est transmise sous forme de déformation élastique à la paroi des grosses artères, lesquelles la restituent pendant la diastole, contribuant ainsi à la circulation sanguine. La rigidité des artères augmente avec l'âge, ainsi qu'avec la plupart des facteurs de risques cardio-vasculaires actuellement identifiés.

La vitesse de l'onde de pouls (temps de transit de l'onde de pression entre deux sites artériels, classiquement l'artère carotide primitive au niveau du cou et l'artère fémorale commune au niveau du pli de l'aîne) est le plus anciennement connu, et le mieux validé de tous les paramètres de rigidité artérielle. Il a été possible de démontrer récemment que la vitesse de l'onde de pouls prédisait la survenue de cardiopathie ischémique et de mortalité cardio-vasculaire, indépendamment et au-delà de prédiction conférée par les facteurs de risque conventionnel.

Aux côtés de la vitesse d'onde de pouls, l'analyse de l'onde de pression carotidienne permet, elle aussi, d'obtenir des paramètres hémodynamiques intéressants. En particulier, il est possible de quantifier le pourcentage de réflexion de l'onde

pulsatile, en mesurant l'index d'amplification. Ce paramètre est actuellement en cours de validation épidémiologique.

La vitesse de l'onde de pouls a été  
5 utilisée comme index de distensibilité artérielle par Bramwell et Hill en 1922, et depuis lors par de très nombreux auteurs.

La relation qui unit la vitesse de transmission de l'onde de pouls (qu'il faut bien  
10 distinguer de la vitesse d'écoulement du sang) aux propriétés élastiques de la paroi artérielle a été étudiée de manière extensive, tant au point de vue théorique que du point de vue expérimental. La vitesse de l'onde de pouls est proportionnelle à la racine  
15 carrée du module élastique de Young du matériau constitutif de la paroi (équation de Moens-Korteweg).

La figure 1 illustre la technique de mesure de la vitesse de l'onde de pouls carotido-fémorale PWV (VOP) :

$$20 \quad PWV = \frac{\Delta L}{\Delta t} = \sqrt{\frac{dP}{\rho} \cdot \frac{V}{dV}} \quad (1)$$

avec  $\Delta L$  : distance séparant les deux points de mesure,  
 $\Delta t$  : décalage temporel des deux ondes,  
 $dP$  : dérivée temporelle de la pression artérielle,  
 25  $\rho$  : densité du sang,  
 $V$  : volume artériel initial,  
 $dV$  : dérivée temporelle du volume artériel.

La vitesse de l'onde de pouls (ou VOP) est donc un indice de rigidité. La mesure de la VOP est par  
 30 nature applicable de manière non-invasive. Il s'agit de

plus d'une technique reproductible et parfaitement validée.

Son application clinique a été cependant retardée du fait de la difficulté d'obtenir des tracés artériels suffisamment précis pour déterminer le pied de l'onde de manière adéquate. Ceci peut être fait par des mécanogrammes, ou des tracés dopplers. Jusque récemment, ce travail était long et fastidieux. Les développements technologiques récents permettent dorénavant une analyse automatique des tracés. On peut se reporter à ce sujet à l'article "Assessment of arterial distensibility by automatic pulse wave velocity measurement. Validation and clinical application studies" de R. ASMAR et al., Hypertension, 1995, 26, pages 485-490. Ceci doit permettre une plus grande utilisation de la VOP dans la pratique clinique.

La contraction du ventricule gauche génère une onde de pression et de déformation de la paroi artérielle qui se propage du coeur vers la périphérie à une vitesse finie, proportionnelle à la racine carrée de la rigidité de la paroi. De nombreux modèles mathématiques ont été développés, et peuvent se résumer par l'équation de Bramwell et Hill (voir équation 1). Les mesures de VOP peuvent être basées sur le temps de transit de l'onde de pression, l'onde de flux ou l'onde de déformation de façon équivalente. Deux points sont majeurs :

(1) Il s'agit de bien savoir dans quelle partie du cycle cardiaque la mesure de la VOP se déroule. Il est en effet possible (au plan théorique ou expérimental) de mesurer la VOP en tout point du cycle

cardiaque, et donc à des niveaux de pression artérielle différent. Comme la distensibilité artérielle varie en fonction du niveau de pression, toute imprécision dans ce domaine est sanctionnée par un défaut de reproductibilité.

(2) Il s'agit d'obtenir les ondes artérielles les plus précises possibles, notamment dans le domaine fréquentiel. En effet, la détermination de la VOP se fait le plus souvent au "pied de l'onde", c'est-à-dire en diastole. C'est le moment du cycle cardiaque où les ondes sont les plus riches en composantes de haute fréquence. Tout amortissement des ondes recueillies se traduit par un manque de précision dans la détermination du pied de l'onde.

Actuellement, les capteurs idéaux (du fait de leur haute fidélité) sont des mécanotransducteurs à quartz piézoélectrique, du même type que ceux utilisés pour la tonométrie d'aplanation. Sont aussi utilisés en routine des mécanotransducteurs moins coûteux, dont les caractéristiques de réponse en fréquence sont compatibles avec les objectifs (bande passante 0,1 à 100 Hz).

La facilité avec laquelle le pied de l'onde est lisible dépend de la réponse en fréquence du transducteur, et de la qualité du signal. Il est évident que l'utilisation d'algorithmes ne peut pas pallier entièrement des signaux de mauvaise qualité. Que l'on travaille de façon manuelle (par la méthode des tangentes), ou avec les techniques informatisées, il est essentiel d'obtenir des ondes de pression de la meilleure qualité possible. L'utilisation de techniques

d'analyse automatique de l'onde de pouls, telles qu'implémentées dans l'appareil Complior<sup>®</sup> (Colson, Les Lilas, France) est un gage de reproductibilité important dans les mesures.

5                   La mesure de la longueur parcourue par l'onde de pression est le maillon faible de la mesure non-invasive de la rigidité artérielle par la VOP, particulièrement sensible pour la vitesse de pouls carotido-fémorale. En effet, il est nécessaire  
10 d'estimer la longueur parcourue par l'onde de pression entre les deux sites de mesure. Ceci est fait en routine par la mesure de la distance sur la peau par un mètre ruban. Cette approximation a été validée dans des populations bénéficiant d'angiographies, en comparaison  
15 avec les données radiologiques, donnant une très bonne corrélation entre la longueur percutanée et la longueur de l'arbre artériel. Il est pourtant évident qu'il ne s'agit là que d'un pis-aller.

Certains populations peuvent induire des  
20 discordances en fonction de leur morphologie (femmes à gros seins, obèses, déformations thoraciques, ...), ou d'un allongement disproportionné de l'arbre artériel (patients très âgés, mégadolichoartères, ...). Dans ces cas, il faut savoir relativiser la mesure. Il est  
25 possible de prendre des mesures entre des repères osseux fixes par des systèmes de toises, cette approche est en cours de validation.

L'inhomogénéité de l'arbre artériel sous-jacent est une critique fréquemment formulée à  
30 l'encontre de la vitesse de l'onde de pouls carotido-fémorale. Le grand intérêt de la VOP carotido-fémorale

est qu'elle prend en compte la majeure partie des artères de compliance de manière globale. Cependant, cette grandeur prend en compte plusieurs segments artériels de structure différente, et où l'onde de  
5 pouls se propage dans des sens opposés. Dans le sens antérograde, on voit l'aorte thoracique (élastique pure), l'aorte abdominale (musculo-élastique), les iliaques primitives, puis les iliaques externes, enfin la fémorale commune (musculaires). Le tronc artériel  
10 brachiocéphalique, puis l'artère carotide commune droite sont parcourus dans le sens rétrograde. L'inhomogénéité de l'arbre artériel n'est pas réellement une limite dans la mesure où elle traduit une réalité physiologique (c'est cela que "voit" le  
15 ventricule gauche lors de l'éjection). Toutes les méthodes de correction pour compenser les trajets opposés sur un court segment se sont avérées induire des causes supplémentaires d'approximation.

Le consensus est actuellement que ces  
20 erreurs restent très marginales, à la condition que la méthode de mesure soit très standardisée.

Il est possible de mesurer directement la pression pulsée par tonométrie d'aplanation. Brièvement, cette technique est basée sur le principe  
25 d'aplanation utilisé par les ophtalmologistes pour mesurer la pression intra-oculaire. Lorsque la corde d'un cylindre (ou d'une sphère) est rendue plane par un capteur de pression plan, la pression enregistrée par le capteur est égale à la pression transmurale. H.  
30 Millar et M. O'Rourke ont développé une sonde crayon munie d'un quartz piézoélectrique à son extrémité.

Cette technique a été validée par rapport aux mesures intra-aortiques. Un excellent agrément a été démontré entre la pression pulsée carotidienne mesurée par tonométrie et la pression pulsée aortique.

5 On a pu vérifier récemment sur banc d'essai que les caractéristiques mécaniques du cylindre aplani n'influençaient pas la valeur absolue de la pression transmurale. De plus, il est possible d'évaluer les caractéristiques morphologiques de l'onde de pression

10 et de mesurer directement les phénomènes de réflexion de l'onde pulsatile.

En effet, la propagation de l'onde de pression s'effectue du coeur vers la périphérie à la célérité correspondant à la vitesse de l'onde de pouls.

15 Ensuite, l'onde de pression se réfléchit sur les sites de réflexion périphérique, et revient vers le coeur. Compte tenu de la vitesse de l'onde de pouls qui est de l'ordre de 10-15 m/seconde, et du trajet parcouru, l'onde réfléchie va pouvoir se surajouter à l'onde

20 incidente, plus ou moins tôt dans la systole cardiaque.

Ceci est d'une grande importance, car la sommation de l'onde incidente et de l'onde réfléchie pendant la systole augmente le travail cardiaque et diminue la pression de perfusion coronaire (qui se fait

25 pendant la diastole). Au contraire, le retour tardif de l'onde réfléchie après la fermeture des sigmoïdes aortiques augmente la pression de perfusion coronaire, et limite le travail cardiaque.

Les facteurs déterminant le retour précoce

30 de l'onde réfléchie sont :

- l'augmentation de rigidité artérielle,

- la petite taille,
- la conisation importante de l'aorte,
- les angles de raccordement des collatérales ouverts,
- 5 - la vasoconstriction périphérique,
- la bradycardie.

Plusieurs paramètres permettent de quantifier l'intensité de l'onde de réflexion. Ils font tous appel à l'analyse de l'onde de pression centrale, selon la nomenclature de Murgó. On peut se reporter à ce sujet à l'article "Manipulation of ascending aortic pressure and flow wave reflections with the Valsalva maneuver : relationship to input impedance" de J.P. MURGO et al., Circulation, janvier 1981, 63(1), pages 15 122-132.

Les figures 2 et 3 sont illustratives de la classification de Murgó pour les ondes de pression aortique. La figure 2 représente une onde de pression de type A, caractéristique d'un patient âgé, hypertendu. La figure 3 représente une onde de pression de type C, caractéristique d'un patient jeune et en bonne forme.

Le rapport entre  $\Delta P$  et PP est appelé index d'augmentation.  $\Delta t_p$  est le temps vers l'épaule. Le temps d'éjection ventriculaire est appelé LVET (pour "left ventricle ejection time" en anglais).  $P_i$  est la pression au point d'inflexion.

L'amplitude de la pression pulsée et l'index d'augmentation sont des estimations directes de l'intensité de l'onde de réflexion. Le temps vers l'épaule évalue l'éloignement des sites de

réflexion. Enfin, le temps d'éjection ventriculaire est indicatif en lui-même.

On a vu que les déterminants de chacun de ces paramètres sont variés et que la rigidité artérielle n'était que l'un des paramètres en jeu. Il est donc inexact de prétendre que l'index d'augmentation (quel que soit son intérêt par ailleurs) est un paramètre de rigidité artérielle pur.

Les techniques disponibles pour ce type d'étude sont toutes basées sur la tonométrie d'aplanation. Le site de recueil des signaux de pression et les techniques d'analyse du signal font la différence. Idéalement, l'onde de pression doit être recueillie le plus près possible des valves aortiques. De manière non invasive, l'onde de pression carotidienne est un bon compromis. L'analyse des tracés de pression peut être manuelle (sur tracés), ou numérisée. L'avantage de l'index d'augmentation est sa non-dimensionnalité (coupant court à tous les problèmes d'étalonnage).

La figure 4 est une représentation schématique de l'onde incidente 1 et de l'onde réfléchie 2. La sommation des deux trains d'onde détermine la morphologie de l'onde de pression observée. Dans le cas de sujets à artères très distensibles, la sommation se fait en diastole (cas de la courbe 3). Si les artères sont rigides, la sommation se fait pendant la systole et augmente d'autant la pression (voir la courbe 4).

Au travers de techniques de fonctions de transfert, il est théoriquement possible, à partir d'un

tracé de pression périphérique (comme l'artère radiale) de reconstituer l'onde de pression carotidienne, voire aortique. Une telle fonction de transfert a été établie dans une population de référence normale. Elle  
5 fonctionne raisonnablement bien pour des populations comparables, mais rien ne garantit l'extrapolation de cette fonction de transfert à des populations malades. Sur la base de ce principe, un appareil a été commercialisé sous le nom de marque Sphygmocor® (PWV  
10 Medical, Sydney, Australie).

Il existe un seul appareil commercialisé pour mesurer la vitesse d'onde de pouls. Il s'agit de l'appareil Complior® commercialisée par la société ARTECH-MEDICAL. La diffusion de ces techniques est  
15 limitée par plusieurs caractéristiques de cet appareil. Il s'agit d'un appareil coûteux. Il utilise des mécanocapteurs à membrane, volumineux, peu sensibles, peu fidèles et qui ne permettent pas une analyse fine de l'onde de pression. C'est un appareil spécifique :  
20 il ne permet de mesurer que la vitesse de l'onde de pouls et aucun autre paramètre artériel dérivé de l'analyse de l'onde de pression. Enfin, il est d'un apprentissage compliqué du fait du maniement difficile de ses capteurs.

25 La tonométrie d'aplanation a été initialement décrite pour des applications ophtalmologiques (mesure de la pression intra-oculaire). Elle a été adaptée à l'hémodynamique artérielle non invasive dans les années 1980. A l'aide  
30 de ces techniques, il est possible de recueillir l'onde de pression de manière non invasive, de calculer les

indices d'amplification et de mesurer la pression pulsatile au niveau de toute artère superficielle palpable. Brièvement, lorsque l'arc d'un segment de cylindre est rendu plan par un capteur de pression, la  
5 pression transmurale enregistrée par ledit capteur est égale à la pression intravasculaire. La société Millar a développé un capteur à quartz piézoélectrique haute-fidélité, monté sur une sonde crayon, permettant ce type de mesure. Ce type d'appareil est très coûteux à  
10 cause notamment de la nécessité d'une centrale d'acquisition et éventuellement de la nécessité d'acquérir des algorithmes de calcul de la pression pulsée centrale et des indices amplification tels qu'implémentés dans le système Sphygmocor<sup>®</sup>. De plus, la  
15 nature du capteur, monté sur un crayon, rend impossible la palpation fine du pouls en même temps que le positionnement du capteur, ce qui rend cette technique très dépendante de l'opérateur.

A l'heure actuelle, la mesure de la vitesse  
20 d'onde de pouls, et de la courbe de pression carotidienne, ainsi que l'exploitation de ces valeurs en terme de prédiction du risque, est réservée à des centres de recherche spécialisée.

Ainsi, les limites de diffusion des  
25 techniques sont de trois ordres :

- technologiques : capteurs mécaniques de grande taille, difficiles à manier, s'interposant entre le signal à recueillir (pouls artériel) et la sensibilité tactile de l'opérateur ;
- 30 - méthodologiques : apprentissage méthodologique difficile, difficilement compatible avec

l'exercice médical habituel, qualité des mesures dépendant fortement de l'opérateur, résultats bruts non contextualisés et difficiles à interpréter ;

- économiques : les appareils existants  
5 sont des prototypes ou sont de petites séries et dédiés à la recherche clinique, sont de fonction unique et de coût élevé.

#### EXPOSÉ DE L'INVENTION

10 La présente invention a été conçue pour remédier aux inconvénients de l'art antérieur.

Un premier objet de l'invention consiste en un microcapteur de pression artérielle comprenant des moyens de maintien et de positionnement, sur la face  
15 palmaire d'un doigt d'un praticien, d'une pastille de matériau piézorésistif, les dimensions de la pastille étant inférieures au diamètre de l'artère dont on veut mesurer la pression, le microcapteur comprenant également des moyens de transmission du signal  
20 électrique fourni par la pastille piézorésistive en réponse à une pression à laquelle est soumise la pastille.

Avantageusement, les moyens de maintien et de positionnement de la pastille de matériau  
25 piézoérésistif sont constitués par un doigt de gant sur lequel est fixée la pastille.

Un deuxième objet de l'invention consiste en un appareil de mesure de la rigidité artérielle comprenant :

30 - un premier microcapteur de pression artérielle tel que défini ci-dessus, permettant une

mesure de la pression artérielle à un premier endroit déterminé du corps d'un patient,

- un deuxième microcapteur de pression artérielle tel que défini ci-dessus, permettant une  
5 mesure de la pression artérielle à un deuxième endroit déterminé du corps d'un patient différent du premier endroit déterminé,

- un dispositif de traitement et de calcul, recevant en entrée les signaux électriques délivrés par  
10 le premier et le deuxième microcapteur de pression et des informations relatives à la longueur, d'un point de vue de la circulation artérielle, entre le premier endroit déterminé et le deuxième endroit déterminé, le dispositif possédant des moyens de calcul permettant de  
15 calculer, à partir des signaux électriques et des informations reçues en entrée, la vélocité de l'onde de pouls du patient et d'en déduire la rigidité artérielle du patient.

Avantageusement, les endroits déterminés  
20 correspondent à l'artère carotide primitive au niveau du cou et à l'artère fémorale commune au niveau du pli de l'aîne.

Le dispositif peut posséder en outre des  
moyens d'évaluation fournissant une indication des  
25 facteurs de risque d'accidents cardio-vasculaires d'un patient en fonction de la rigidité artérielle déduite, ainsi que des autres facteurs de risque.

30

**BRÈVE DESCRIPTION DES DESSINS**

L'invention sera mieux comprise et d'autres avantages et particularités apparaîtront à la lecture de la description qui va suivre, donnée à titre  
5 d'exemple non limitatif, accompagnée des dessins annexés parmi lesquels :

- la figure 1, déjà décrite, illustre la technique de mesure de la vélocité de l'onde de pouls carotido-fémorale,

10 - les figures 2 et 3, déjà décrites, sont illustratives de la classification de Murgó pour les ondes de pression aortique,

- la figure 4, déjà décrite, est une représentation schématique, pour la pression  
15 artérielle, d'une onde incidente et d'une onde réfléchie,

- la figure 5 montre une pastille de matériau piézorésistif, maintenue et positionnée sur un doigt de gant et faisant partie du microcapteur de  
20 pression artérielle selon l'invention,

- la figure 6 représente un appareil de mesure de la rigidité artérielle selon l'invention.

25 **DESCRIPTION DETAILLÉE DE MODES DE RÉALISATION DE**  
**L'INVENTION**

La figure 5 montre une pastille de matériau piézorésistif 10, maintenue et positionnée sur un doigt de gant 11 placé sur un doigt d'un praticien. Des  
30 conducteurs électriques 12 relient électriquement la pastille de matériau piézorésistif à un appareil

d'exploitation des signaux électriques transmis par la pastille. La pastille 10 possède des dimensions inférieures au diamètre de l'artère dont on veut mesurer la pression.

5 Le matériau de la pastille est par exemple de type piézo-résistif. La pastille permet d'obtenir une zone de mesure de très petite taille (environ 2 mm), ce qui permet d'obtenir une localisation très précise du point à mesurer. Tout écart important entre  
10 le point de mesure et le point à mesurer conduit à une atténuation importante du signal recueilli.

Le microcapteur de l'invention allie simultanément mesure électronique et palpation fine du pouls par le praticien. Il permet de mesurer le pouls  
15 de surface d'appui et le pouls profond en maîtrisant manuellement la force d'appui.

Le microcapteur de l'invention induit une très faible déformation de l'artère à mesurer, contrairement aux capteurs actuellement utilisés. Il  
20 n'y a donc pas de perturbation importante de la mécanique des fluides dans l'artère à mesurer.

Le microcapteur selon l'invention permet des mesures de pouls à des endroits du corps difficilement mesurables par les capteurs de l'art  
25 connu.

L'insertion possible de la pastille du capteur dans un doigt de gant permet de faciliter la mesure. La pastille peut être à l'intérieur ou à l'extérieur du doigt de gant. Sa mise en place peut se  
30 faire par dépôt.

La pastille peut également être surmoulée pour obtenir une partie dure permettant une bonne localisation.

La figure 6 représente un appareil de mesure de la rigidité artérielle selon l'invention comprenant un dispositif de traitement et de calcul 20, recevant en entrée les signaux électriques délivrés par un premier et un deuxième microcapteur de pression artérielle. Le premier microcapteur comprend une première pastille 30 en matériau piézorésistif relié par des conducteurs électriques 31 à l'appareil 20. Le deuxième microcapteur comprend une deuxième pastille 40 en matériau piézorésistif relié par des conducteurs électriques 41 à l'appareil 20. Le premier microcapteur est par exemple destiné à mesurer la pression de l'artère carotide primitive au niveau du cou. Le deuxième microcapteur est par exemple destiné à mesurer la pression de l'artère fémorale commune au niveau du pli de l'aîne.

Le dispositif de traitement et de calcul 20 reçoit aussi des informations relatives à la longueur, d'un point de vue de la circulation artérielle, entre les deux points de mesure de pression. Il possède des moyens de calcul permettant de calculer la vitesse de l'onde de pouls d'un patient à partir des données introduites par ses entrées. Il fournit alors une valeur de la rigidité artérielle du patient.

Les signaux électriques transmis par les microcapteurs peuvent être, à l'entrée du dispositif 20, mis en forme pour être exploités par un système d'acquisition numérique connecté à un système

informatique. Ce système informatique peut être de petite taille ou être couplé à un ordinateur portable ou tout autre dispositif de traitement ou de transmission du signal.

5                   La mesure de la vitesse d'onde de pouls peut être couplée avec l'analyse de l'onde de pouls carotidienne.

                  La mesure de la distance entre les deux points de mesure peut être grandement facilitée et  
10 améliorée par l'utilisation d'un capteur conjoint à ultrasons.

                  Il a été démontré que la valeur prédictive offerte par la mesure de la rigidité artérielle par la  
vitesse de l'onde de pouls est égale ou supérieure à  
15 celles conférées par l'algorithme de Framingham. De plus, il a été démontré que la valeur prédite par l'association vitesse de l'onde de pouls et algorithme de Framingham est meilleure que celles conférées par chacun des paramètres pris séparément. Le score proposé  
20 est dérivé des modèles statistiques de régression logistique prenant en compte ces deux mesures. Les valeurs de chacun des coefficients utilisés dans ce modèle de régression logistique sont dérivées d'une étude épidémiologique. On peut se référer à ce sujet à  
25 l'article de P. BOUTOUYRIE et al. intitulé « Aortic stiffness is an independent predictor of primary coronary events in hypertensive patients : a longitudinal study » paru dans Hypertension, janvier 2002, 39 (1) : 10-5.

30                   Le capteur et son dispositif de mesure peuvent être particulièrement utiles dès qu'il y a

nécessité de télédiagnostic pour un sujet isolé,  
notamment pour une course au large ou une expédition,  
un voyage spatial, sur une plate-forme de forage, en  
spéléologie ou encore pour répondre à des situations  
5 d'urgence ou de routine.

## REVENDEICATIONS

1. Microcapteur de pression artérielle  
5 comprenant des moyens de maintien et de positionnement,  
sur la face palmaire d'un doigt d'un praticien, d'une  
pastille de matériau piézorésistif (10), les dimensions  
de la pastille étant inférieures au diamètre de  
l'artère dont on veut mesurer la pression, le  
10 microcapteur comprenant également des moyens de  
transmission du signal électrique fourni (12) par la  
pastille piézorésistive en réponse à une pression à  
laquelle est soumise la pastille (10).

15 2. Microcapteur selon la revendication 1,  
caractérisé en ce que les moyens de maintien et de  
positionnement de la pastille de matériau piézorésistif  
(10) sont constitués par un doigt de gant (11) sur  
lequel est fixée la pastille.

20 3. Appareil de mesure de la rigidité  
artérielle comprenant :

- un premier microcapteur de pression  
artérielle (30, 31) selon l'une quelconque des  
25 revendications 1 ou 2, permettant une mesure de la  
pression artérielle à un premier endroit déterminé du  
corps d'un patient,

- un deuxième microcapteur de pression  
artérielle (40, 41) selon l'une des revendications 1 ou  
30 2, permettant une mesure de la pression artérielle à un

deuxième endroit déterminé du corps d'un patient différent du premier endroit déterminé,

- un dispositif de traitement et de calcul (20), recevant en entrée les signaux électriques  
5 délivrés par le premier et le deuxième microcapteur de pression et des informations relatives à la longueur, d'un point de vue de la circulation artérielle, entre le premier endroit déterminé et le deuxième endroit déterminé, le dispositif possédant des moyens de calcul  
10 permettant de calculer, à partir des signaux électriques et des informations reçues en entrée, la vitesse de l'onde de pouls du patient et d'en déduire la rigidité artérielle du patient.

15 4. Dispositif selon la revendication 3, caractérisé en ce qu'il possède en outre des moyens d'évaluation fournissant une indication du facteur de risque d'accident cardio-vasculaire d'un patient en fonction de la rigidité artérielle déduite.

20

1 / 3

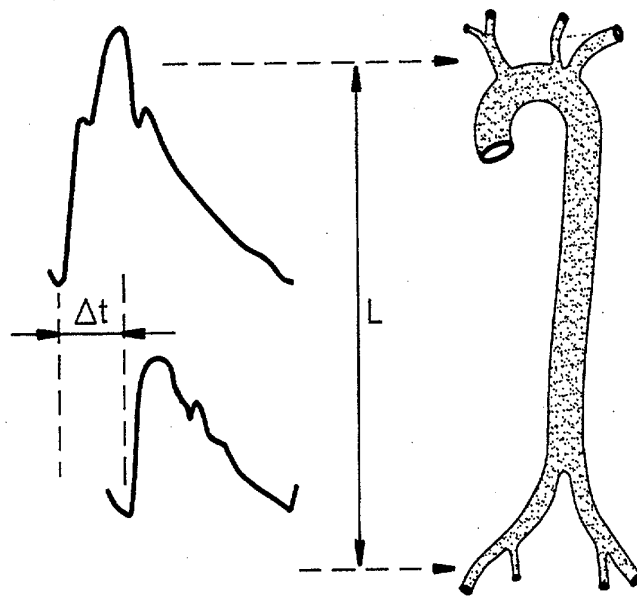


FIG. 1

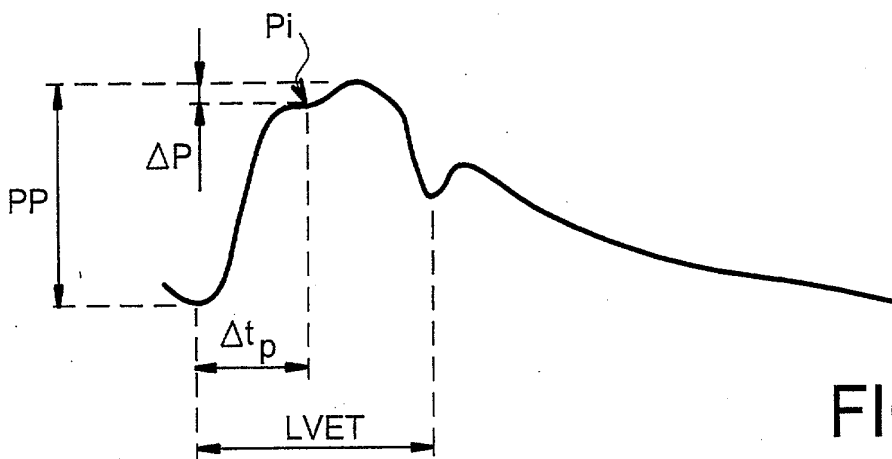


FIG. 2

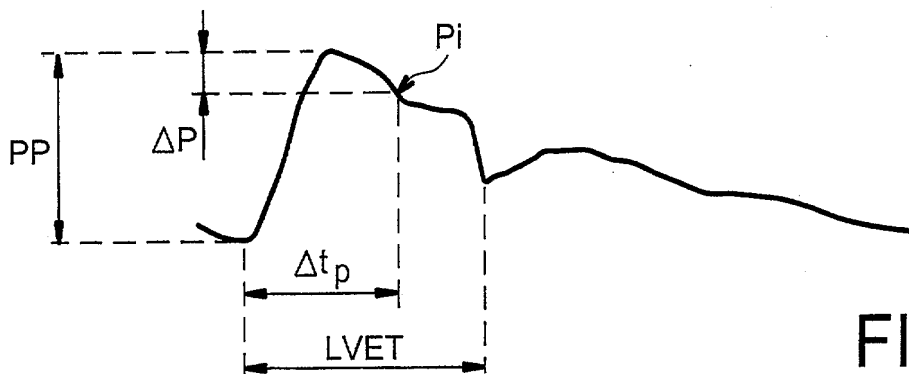


FIG. 3

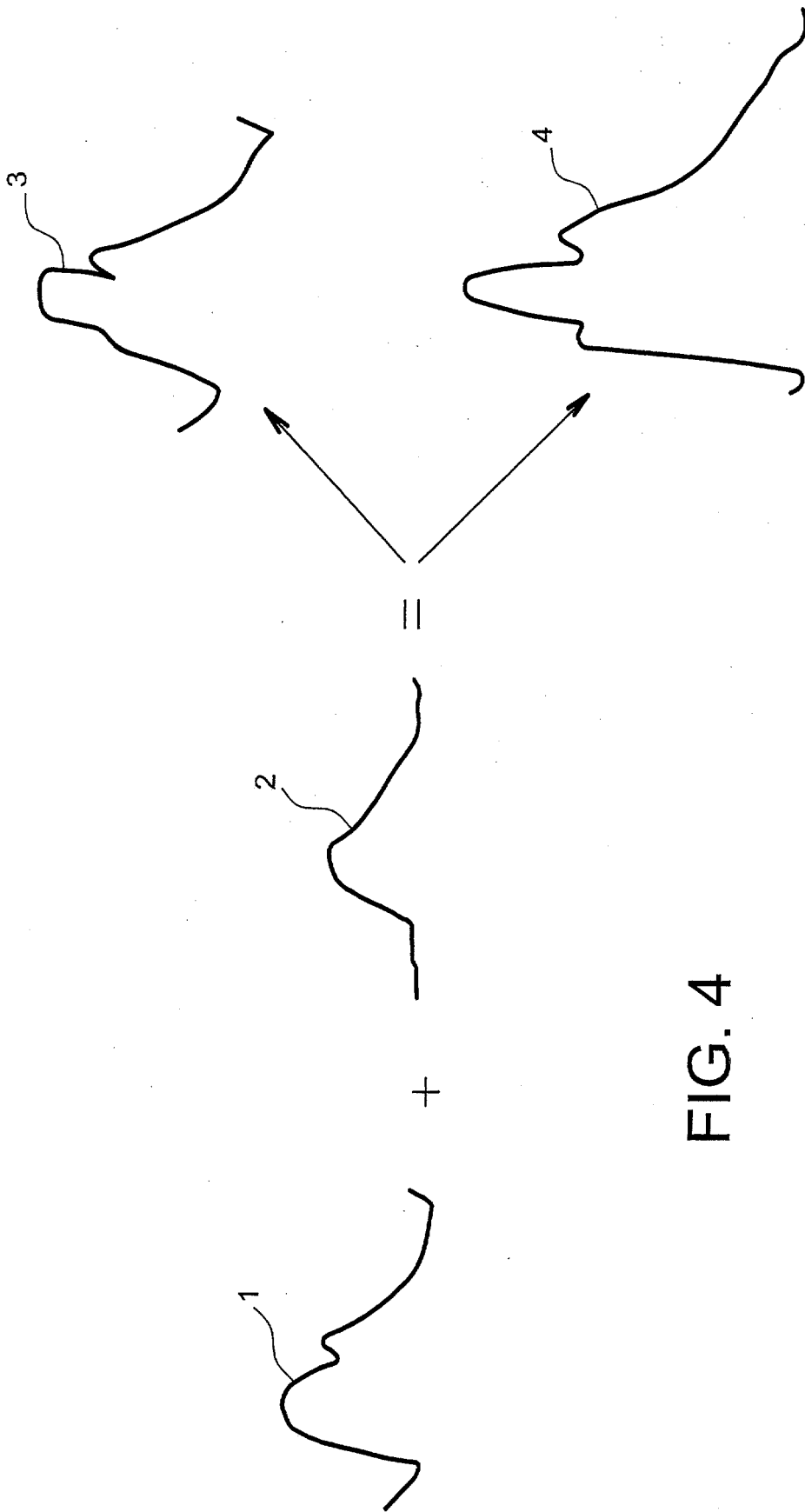


FIG. 4

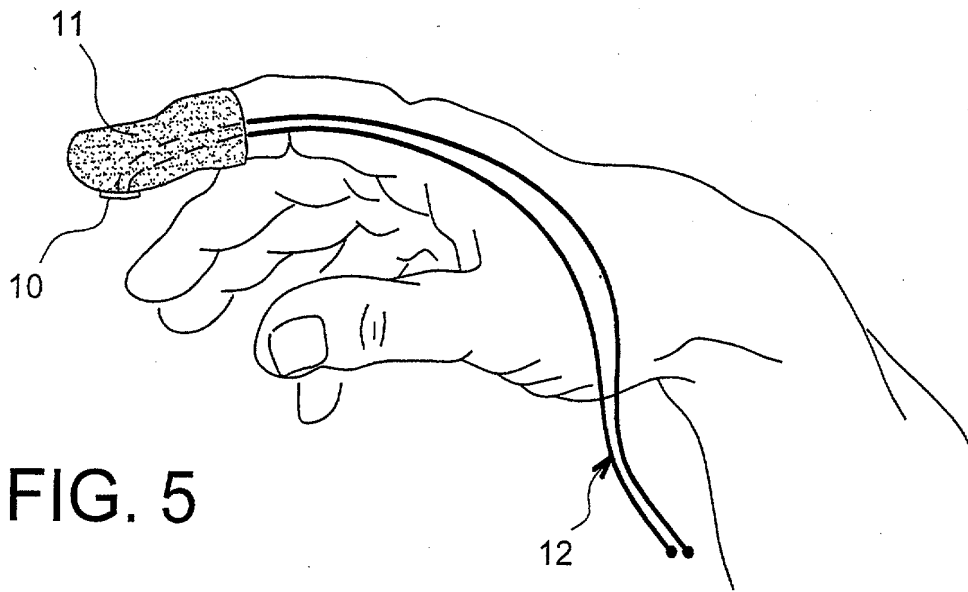


FIG. 5

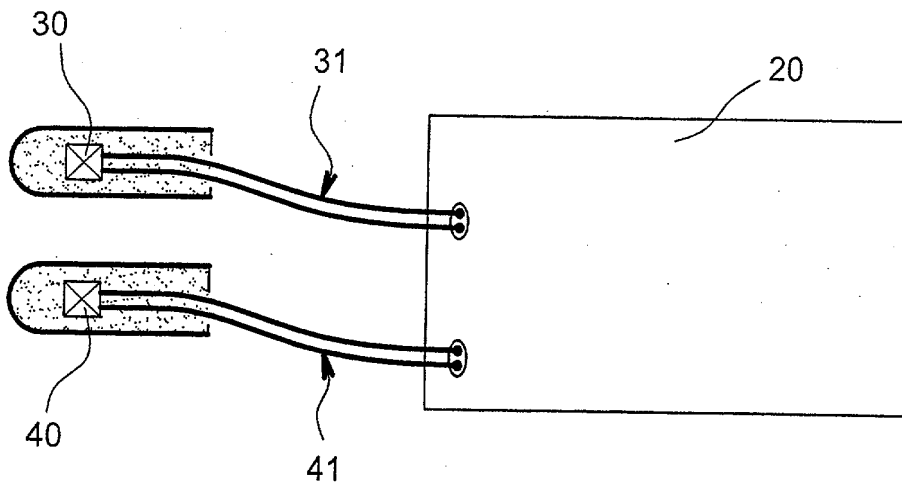


FIG. 6



**RAPPORT DE RECHERCHE  
PRÉLIMINAIRE**  
établi sur la base des dernières revendications  
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement  
national

FA 629949  
FR 0302342

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	US 5 503 156 A (MILLAR HUNTLY D) 2 avril 1996 (1996-04-02)	1,2	A61B5/021 A61B5/103
A	* abrégé * * colonne 4, ligne 21-35 * * colonne 6, ligne 36-49; figures 6A,6B *	3,4	
A	GB 2 240 399 A (STANFORD RES INST INT) 31 juillet 1991 (1991-07-31) * abrégé * * page 6, ligne 26 - page 7, ligne 19; figures 1-3 *	1-4	
A	US 4 338 950 A (REID LEE R ET AL) 13 juillet 1982 (1982-07-13) * colonne 3, ligne 44-64; figure 1 *	1,2	
A	US 4 144 877 A (YERUSHALMI SHMUEL ET AL) 20 mars 1979 (1979-03-20) * colonne 3, ligne 21 - colonne 4, ligne 46; figures 1,2,4 *	1,2	
A	US 5 012 817 A (ZEILINSKI ADAM ET AL) 7 mai 1991 (1991-05-07) * colonne 1, ligne 42-52 * * colonne 2, ligne 29-62; figure 1 *	1,2	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (Int.CL.7) A61B G01L
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
25 novembre 2003		Dhervé, G	
<p>CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</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>	

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE  
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0302342 FA 629949**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.

Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du 25-11-2003

Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 5503156 A	02-04-1996	AUCUN	
GB 2240399 A	31-07-1991	US 4802488 A CA 1323075 C DE 3790884 T EP 0299992 A1 GB 2228089 A ,B JP 2577984 B2 JP 1502001 T WO 8805283 A1	07-02-1989 12-10-1993 17-11-1988 25-01-1989 15-08-1990 05-02-1997 13-07-1989 28-07-1988
US 4338950 A	13-07-1982	AUCUN	
US 4144877 A	20-03-1979	DE 2736102 A1 GB 1571643 A IL 52559 A	16-02-1978 16-07-1980 31-05-1979
US 5012817 A	07-05-1991	AT 120631 T AU 5634590 A CA 2057011 A1 WO 9014042 A1 DE 69018465 D1 DE 69018465 T2 EP 0474650 A1 JP 6053109 B JP 4506160 T	15-04-1995 18-12-1990 20-11-1990 29-11-1990 11-05-1995 07-03-1996 18-03-1992 20-07-1994 29-10-1992