RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 524 792**
(A n'utiliser que pour les commandes de reproduction).

A1

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

(21) **N° 82 06706**

(54) **Procédé de mesure de valeurs cardio-vasculaires et dispositif pour sa mise en œuvre.**

(51) Classification internationale (Int. Cl.³). **A 61 B 5/02.**

(22) Date de dépôt..... 13 avril 1982.
(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 14-10-1983.

(71) Déposant : FENESTRAZ Louis. — FR.

(72) Invention de : Louis Fenestraz.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Cabinet Germain et Maureau,
Le Britannia, Tour C,
20, bd Eugène Déruelle, 69003 Lyon.

"PROCEDE DE MESURE DE VALEURS CARDIO-VASCULAIRES ET DISPOSITIF POUR SA MISE EN OEUVRE"

La présente invention a pour objet un procédé de mesure de valeurs cardio-vasculaires et un dispositif pour sa mise en oeuvre.

Il est important, dans de nombreux cas, de mesurer des valeurs cardio-vasculaires afin de déterminer le traitement à appliquer à un individu en cours d'opération chirurgicale, ou présentant un état de choc.

Un individu en état de choc pose un problème de diagnostic au personnel médical, car en fonction de la cause et de la phase de l'état de choc, les traitements à adopter sont fondamentalement différents les uns des autres.

Un état de choc se traduit par une insuffisance des fonctions sanguines au niveau des organes, soit quantitative par baisse du débit engendrée par une baisse de la quantité de sang perfusée, soit qualitative par intoxication des éléments sanguins transportant les gaz (oxygène ; gar carbonique).

Un état de choc chez un individu engendre certains phénomènes de compensation biologique. Avant d'aborder ceux-ci, il peut être utile de rappeler schématiquement la structure du réseau sanguin d'un être humain qui comprend :

- le coeur assurant le débit de deux réseaux : organes et poumons par un système en huit : coeur gauche, artères, organes, veines, coeur droit, poumons, coeur gauche,

- le réseau vasculaire : les artères et artérioles douées de constriction grâce à des fibres musculaires lisses, les veines assurant un retour passif.

Au moment de la contraction cardiaque, il se produit une augmentation de la pression (normale 12 cm de Hg) ; au repos, entre les contractions, la pression devient inférieure, mais non nulle assurant le retour veineux (normale 7 cm Hg).

Entre les contractions cardiaques, la pression artérielle est proche de la pression veineuse, le débit dans les organes est donc faible (les organes étant situés entre le réseau artériel et veineux).

D'où l'importance de cette notion de tension différentielle (tension maximale moins tension minimale) qui assure la perfusion des organes.

Cette différence de pression se concrétise au niveau des artères et artérioles sous la forme d'une dilatation qui se propage linéairement le long des artères (onde systolique), alors que le réseau veineux situé en aval des organes ne présente pas ce phénomène.

Les mécanismes de compensation se traduisent à trois niveaux :

- cardiaque : augmentation de la force de contraction avec accélération du rythme, d'où augmentation du débit cardiaque,

- remplissage du réseau vasculaire par contraction et vidange dans les vaisseaux de la rate (jouant ici le rôle de réserve de secours),

- contraction des artérioles (vasoconstriction) dans les zones périphériques non indispensables à la survie (téguments, muscles principalement au niveau des membres) au profit des organes vitaux : cerveau, coeur, foie, reins, qui ne peuvent pas supporter un manque d'irrigation plus de quelques minutes sans une dégradation irréversible.

Puis, si ces mécanismes sont insuffisants, apparaît alors la baisse de tension qui se traduit,dans un premier temps, par une réduction de la tension différentielle, puis, dans un deuxième temps, par une baisse globale des tensions maximale et minimale.

La valeur la plus importante est la tension différentielle car elle assure la perfusion des organes.

Il est également possible de classer les différents types d'états de chocs dont les plus courants sont les suivants:

- Choc émotionnel :

Survient suite à un évènement insolite à caractère

agressif, soit sur le plan physique, soit sur le plan psychologique, sans provoquer une atteinte réellement traumatisante. Cet état correspond à une réaction nerveuse excessive, l'organisme réagit à une agression plus fantasmatique que réelle.

Les manifestations biologiques sont les suivantes :
- vasoconstriction des artérioles d'où pâleur avec baisse de la tension artérielle maxima et minima ; la tension différentielle restant à une valeur pratiquement normale,
- augmentation de la fréquence cardiaque pour compenser la baisse générale de la tension artérielle (sensation de palpitation),
- perte de connaissance d'origine neuro-psychologique,
- rétablissement spontané :
  - reprise de la conscience,
  - baisse de la fréquence cardiaque,
  - augmentation de la tension artérielle.

L'état de choc se traduit dans ce cas par une augmentation de la fréquence cardiaque, une baisse de la tension, mais une tension différentielle subnormale ne nécessitant pas d'intervention de remplissage vasculaire.

- Choc traumatique neurologique :

C'est le cas d'un traumatisme survenant à la suite d'un choc au niveau cranien, avec ou sans fracture, entraînant une perte de connaissance.

Dans ce cas, le système nerveux central n'est plus en mesure d'assurer ses fonctions de régulation vasculaire .

Les manifestations biologiques sont les suivantes :
- baisse importante de la tension artérielle par perte du tonus artériel (vaso dilatation) mais conservation d'une tension différentielle suffisante,
- augmentation de la fréquence cardiaque tendant à compenser, au niveau du débit, la baisse de tension.

La quantité de sang circulant dans le réseau vasculaire est normale ; la baisse de tension est dûe à la

perte du tonus artériel, mais la tension différentielle est suffisante (proche de la normale). Dès lors, il est dangereux de vouloir rétablir la tension artérielle à la normale par un remplissage du système vasculaire au moyen de perfusions excessives. Ceci aurait pour conséquence d'augmenter l'extravasation sanguine (sortie du sang au travers des parois artériollaires) au niveau cérébral d'autant plus que les vaisseaux cérébraux, suite au traumatisme, présentent des micro lésions et il en résulterait un oedème cérébral compromettant gravement le rétablissement du blessé.

- Choc hémorragique :

Peut trouver de nombreuses origines et notamment :

Rupture de gros vaisseaux par traumatisme direct par agents perforants venant trancher ou perforer une grosse artère ou indirect : éclatement de gros vaisseaux par choc violent sans perforation ; soit déchirure vasculaire par un déplacement d'os fracturé ; éclatement d'un organe richement vascularisé (rate, foie) par choc ; rupture spontanée d'une formation vasculaire anormale telle que ruptures de grossesse extra-utérine ou d'anévrisme.

Les manifestations biologiques sont les suivantes :

- baisse de la tension artérielle avec diminution franche de la tension différentielle : manifestation d'autant plus nette qu'on la mesure dans une zone périphérique où s'exerce une vasoconstriction réactionnelle ;
- augmentation importante de la fréquence cardiaque, qui augmente du double et plus, de la normale ;
- mise en fonction des systèmes compensateurs (vidange de la rate dans les vaisseaux) ;

A ce stade, la perte de connaissance n'est pas systématique.

- S'il n'y a pas intervention de remplissage par perfusions et arrêt de l'hémorragie, la tension artérielle s'effondre et le collapsus cardio-vasculaire se produit (désamorçage de la pompe cardiaque) suivi de la mort.

On voit donc dans ce troisième type de choc,

l'importance d'une intervention rapide de remplissage du système vasculaire par perfusion.

Dans les deux cas précédents, ce geste est inutile voire dangereux, l'élément biologique le plus important pour la décision thérapeutique étant la tension artérielle différentielle et son évolution.

Actuellement, le contrôle de l'activité cardiaque est réalisé le plus souvent par une méthode électrique : électrocardiogramme ou électrocardioscope. Les capteurs électriques sont disposés sur la poitrine du patient selon une disposition précise nécessitant le dégraissage de la peau et l'application d'une pâte conductrice. Il s'agit d'une analyse purement cardiaque dont l'interprétation délicate s'adresse exclusivement aux médecins et renseigne sur l'état de la commande nerveuse du coeur et de son pouvoir de conductibilité.

Une autre solution connue consiste en des mesures du pouls.

Cette mesure est effectuée par des capteurs de pression donnant uniquement la fréquence cardiaque de façon fiable, ou des capteurs par transductions donnant des renseignements sur la micro-circulation et l'état des artères capillaires, dans une profondeur très faible de 2 ou 3 mm. Ces zones qui sont sujettes à des variations importantes de vasoconstrictions et vasodilatations par écarts de températures par effets émotifs, ne permettent pas de donner une valeur de la tension différentielle.

Le contrôle de la tension différentielle peut être obtenu par des méthodes externes ou internes.

- Méthodes externes :

Une première solution consiste en un brassard de tension utilisé selon la méthode oscultatoire. La mesure fournit un résultat à 0,5 cm de Hg de précision, nécessite un opérateur entraîné, l'accès à un bras déshabillé, et ne peut être continue en raison de son effet de garrot.

Une autre possibilité consiste dans le contrôle de la qualité pulsatile des artères par la méthode oscillométri-

que de PACHON. Le principe réside dans l'utilisation d'un brassard de tension relié à un oscillomètre. Cette méthode peu utilisée est réservée aux spécialistes et nécessite des conditions d'examen très strictes.

- Méthodes internes :

Elles consistent à contrôler des pressions intra-vasculaires, artérielles et veineuses par pose de cathéters, reliés à un système manométrique. Il s'agit d'une technique rigoureuse pratiquée exclusivement en milieu hospitalier qui donne des résultats permettant de connaître le volume sanguin du patient. Cette technique présente des risques septiques ainsi que des risques de dégradations des vaisseaux perforés.

La présente invention vise à pallier les lacunes de la technique existante en fournissant un procédé de mesure de valeurs cardio-vasculaires, et notamment des principaux paramètres liés de description d'un état de choc.

A cet effet, ce procédé consiste à mesurer par photo-transparence au niveau artériel périphérique, les variations de section des artères sous l'effet des ondes systoliques cardiaques, en vue de déterminer l'efficacité du flux sanguin à ce niveau.

Selon un mode de mise en oeuvre, ce procédé consiste à mesurer les variations de l'absorption d'un rayonnement électromagnétique lumineux, engendrées par les variations du flux sanguin.

Avantageusement, ce procédé consiste à mesurer en permanence, d'une part, la fréquence cardiaque et, d'autre part, l'amplitude des pulsations au niveau des artères et artérioles périphériques.

En présence d'un état de choc, la fréquence cardiaque est supérieure à la normale (supérieure à 70) et l'amplitude des pulsations est inférieure à la normale (6 cm Hg). L'évolution est objectivée par la variation de ces deux paramètres physiologiques :

aggravation : la fréquence cardiaque augmente, l'amplitude des pulsations artériollaires baisse, soit

baisse seule de l'amplitude avec fréquence cardiaque plafonnant à un maximum (supérieure à 120),
amélioration : réduction de la fréquence cardiaque, augmentation de l'amplitude des ondes systoliques au niveau artériollaire.

Ce système permet donc d'analyser en permanence l'état de choc et de donner l'information des premiers signes de gravité avant l'effondrement de la tension artérielle.

Un dispositif pour la mise en oeuvre de ce procédé comprend un capteur photo-électrique contenant un élément émetteur constitué par au moins un émetteur et un élément récepteur constitué par au moins un récepteur pour rayonnements électro-magnétiques dans le domaine infra-rouge, l'élément émetteur et l'élément récepteur étant disposés face à face et maintenus l'un par rapport à l'autre selon un axe émission-réception, ce capteur étant associé à un dispositif d'analyse.

Cet appareil réalise le captage et l'analyse des impulsions cardiaques au niveau des artères et artérioles par transillumination d'un segment de membre.

Selon une possibilité, les moyens assurant le maintien en alignement des éléments émetteur et récepteur sont constitués par une pince associée à un ressort la maintenant normalement en position fermée.

Selon une forme d'exécution de ce dispositif, le système d'analyse comprend :

- un générateur d'impulsions à fréquence et amplitude constantes, destiné à alimenter l'élément émetteur,
- un filtre dont la résonance correspond à la fréquence du générateur, recevant les signaux en provenance de l'élément récepteur, et éliminant les autres signaux,
- un amplificateur avec contrôle automatique de gain à constante de temps élevée destinée à compenser les variations d'amplitude du signal en fonction des variations de l'épaisseur du segment de membre exploré

par le capteur,

- un système de détection des variations rapides de l'amplitude, délivrant un signal directement ou inversement proportionnel aux variations d'absorption créées par les pulsations des artères et artérioles du segment de membre situé dans le capteur, et

- un dispositif d'analyse électronique permettant de compter les pulsations, de contrôler leur amplitude et de les visualiser.

Cette visualisation peut être réalisée soit à l'aide de cadrans, soit à l'aide d'un écran cathodique si nécessaire pour étudier la forme du signal.

Le dessin schématique annexé représente une forme d'exécution d'un dispositif selon l'invention :

Figure 1 est une vue en perspective de ce dispositif ;

Figure 2 est une vue en coupe longitudinale et à échelle agrandie du capteur en conditions d'utilisation ;

Figure 3 est une vue en coupe transversale du capteur selon la ligne 3-3 de figure 2.

Le dispositif représenté au dessin comprend un boîtier (2) d'analyse et de visualisation de l'amplitude des pulsations et de la fréquence cardiaque. Un cadran (3) donne l'indication permanente de la fréquence et un cadran (4) l'indication permanente de l'amplitude des pulsations, qui par le procédé utilisé est le reflet direct de la tension différentielle. Ce boîtier (2) est relié à un capteur (5) représenté plus en détail aux figures 2 et 3. Ce capteur se présente sous forme d'une pince comportant deux mors, respectivement (6) et (7), tendant à être maintenus en pression l'un contre l'autre par un ressort (8) associé aux oreilles de manoeuvre (9). Les mors (6) et (7) sont conformés de manière à pouvoir venir coiffer l'extrémité d'un doigt (10) d'un individu, qui est parfaitement positionné entre ceux-ci du fait de la présence d'une butée (12). Le mors (6) contient des diodes émettrices à infra-rouge (13), tandis que le mors (7) formant récepteur est équipé d'un filtre optique (14) et de photo-

transistors infra-rouge (15). Les mesures des valeurs cardio-vasculaires sont donc effectuées par transillumination de l'extrémité du doigt d'un individu.

Un tel appareil est très intéressant par la simplicité de sa conception et ses facilités d'utilisation, puisqu'il permet la mesure en continu de la fréquence cardiaque et le contrôle de la tension différentielle , sans avoir à déshabiller le patient. Les indications fournies sont très précieuses lorsque des secouristes ou personnel médical interviennent hors d'un milieu hospitalier, par exemple lors de secours porté à des blessés sur la route ou sur des chantiers.

Comme il va de soi, l'invention ne se limite pas au seul mode de mise en oeuvre de ce procédé, ni au seul dispositif , décrits ci-dessus à titre d'exemples ; elle en embrasse, au contraire, toutes les variantes de réalisation et d'application.

- REVENDICATIONS -

1. - Dispositif de mesure de valeurs cardio-vasculaires, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de mesure, par photo-transparence au niveau artériel périphérique, des variations de section des artères sous l'effet des ondes systoliques cardiaques, en vue de déterminer l'efficacité du flux sanguin à ce niveau.

2. - Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de mesure des variations de l'absorption d'un rayonnement électromagnétique lumineux, engendrées par les variations du flux sanguin.

3. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 et 2, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de mesure en permanence, d'une part, de la fréquence cardiaque et, d'autre part, de l'amplitude des pulsations au niveau des artères et artérioles périphériques, qui est le reflet direct de la tension différentielle par la méthode utilisée.

4. - Dispositif pour la mise en oeuvre du procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce qu'il comprend un capteur photo-électrique contenant un élément émetteur constitué par au moins un émetteur et un élément récepteur constitué par au moins un récepteur pour rayonnements électro-magnétiques dans le domaine infrarouge, l'élément émetteur (13) et l'élément récepteur (15) étant disposés face à face et maintenus l'un par rapport à l'autre selon un axe émission-réception, ce capteur étant associé à un dispositif d'analyse.

5. - Dispositif selon la revendication 4, caractérisé en ce que les moyens assurant le maintien en alignement des éléments émetteur et récepteur sont constitués par une pince (5) associée à un ressort (8) la maintenant normalement en position fermée.

6. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 4 et 5, caractérisé en ce que le système d'analyse comprend :

- un générateur d'impulsions à fréquence et amplitude

constantes, destiné à alimenter l'élément émetteur,

- un filtre dont la résonance correspond à la fréquence du générateur, recevant les signaux en provenance de l'élément récepteur, et éliminant les autres signaux,

- un amplificateur avec contrôle automatique de gain à constante de temps élevée destinée à compenser les variations d'amplitude du signal en fonction des variations de l'épaisseur du segment de membre exploré par le capteur,

- un système de détection des variations rapides de l'amplitude, délivrant un signal directement ou inversement proportionnel aux variations d'absorption créées par les pulsations des artères et artérioles du segment de membre situé dans le capteur et,

- un dispositif d'analyse électronique permettant de compter les pulsations, de contrôler leur amplitude et de les visualiser.

2524792

FIG.1

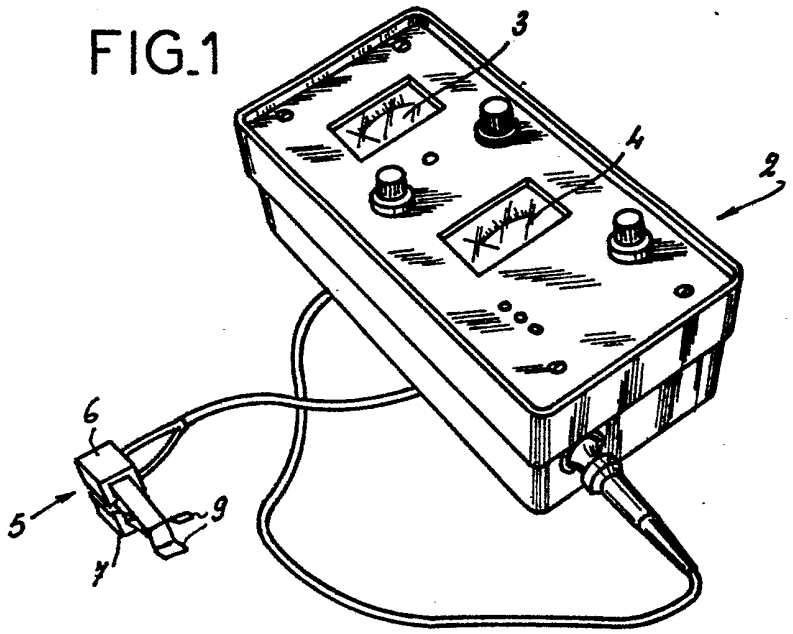

FIG.2

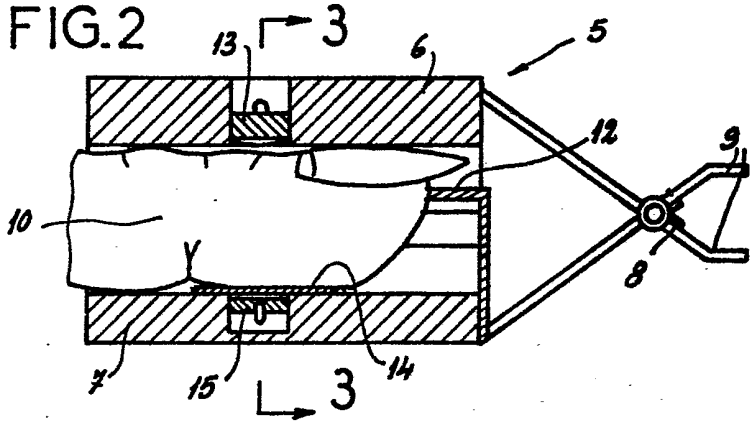

FIG.3

