

(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
28 juin 2018 (28.06.2018)

(10) Numéro de publication internationale
WO 2018/114180 A1

(51) Classification internationale des brevets :

A61B 5/0295 (2006.01) A61B 5/113 (2006.01)
A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/107 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/EP2017/079918

(22) Date de dépôt international :

21 novembre 2017 (21.11.2017)

(25) Langue de dépôt :

français

(26) Langue de publication :

français

(30) Données relatives à la priorité :

2016/5953 21 décembre 2016 (21.12.2016) BE

(71) Déposant : IDAHEALTH INC [US/BE] ; Torfbroeklaan,
32a, 1910 Kampenhout (BE).

(72) Inventeurs : LANGE, Philippe ; Rue Gustave Robert,
15, 4540 Jehay (BE). AMOROSO, Giovanni ; Schotersingel,
77, 2021 GD Harlem (NL). CAMP, David, Lawrence ;
Torfbroeklaan, 32a, 1910 Kampenhout (BE). BUTTIGNOL,
Gabriele ; Grand Rue, 22, 6730 Grevennacher (LU). DE VRIES,
Danny ; Torfbroeklaan, 32a, 1910 Kampenhout (BE).

(74) Mandataire : OFFICE KIRKPATRICK S.A. ; Avenue
Wolfers, 32, 1310 La Hulpe (BE).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de
protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO,
AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA,

CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ,
EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR,
HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR,
KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG,
MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM,
PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC,
SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR,
TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de
protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM,
KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG,
ZM, ZW), eurasién (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM),
européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES,
FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK,
MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée:

- avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))
- avec revendications modifiées (art. 19(1))

(54) Title: EQUIPMENT FOR MONITORING BLOOD FLOW AND RESPIRATORY FLOW

(54) Titre : EQUIPEMENT DE SURVEILLANCE DES FLUX SANGUINS ET RESPIRATOIRES

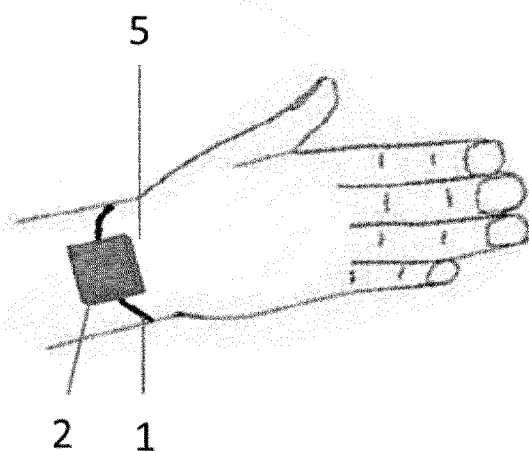


Figure2.

(57) Abstract: The invention of the present application relates to non-invasive equipment for monitoring blood flow and/or respiratory cycles of a human or animal body, comprising at least one segment of conductive elastomer of variable resistance, which is arranged to extend about the circumference of the body element and is sensitive to the length of the circumference of said element, means for capturing said length by virtue of said variable resistance and supplying a signal representative of said length, and means for processing said signal, having means of extracting the parameters of the blood flow and/or of the respiratory cycles that are to be monitored.

(57) Abrégé : l'invention de la présente demande a pour objet un équipement non-invasif de surveillance des flux sanguins et/ou des cycles respiratoires d'un corps humain ou animal comprenant au moins un segment d'élastomère conducteur à résistance variable agencé pour s'étendre sur le pourtour de l'élément corporel et sensible à la longueur du pourtour dudit élément, des moyens de saisie de ladite longueur grâce à ladite résistance variable et fournissant un signal représentatif de ladite longueur, et des moyens de traitements dudit signal comportant des moyens d'extraction des paramètres des flux sanguins et/ou des cycles respiratoire à surveiller.



WO 2018/114180 A1

Equipement de surveillance des flux sanguins et respiratoires**Arrière-plan de l'invention**

5 La pléthysmographie, développée au début du XXème siècle, permet de mesurer les variations de volume dans un organe ou le corps entier, humain ou animal, et est, entre autres, utilisée pour mesurer les flux sanguins périphériques, ou superficiels. En particulier, R. J. Whitney a mis au point, vers la fin des années 40, un système de jauge de déformation à double cordon formé par une enveloppe de caoutchouc contenant du mercure (J. Physiol., 121, 1-27, 1953). La technologie a depuis été améliorée. Différentes techniques sont décrites utilisant par exemple un capteur photoélectrique éclairant les artères du poignet pour mesurer la variation du volume artériel et permettant la génération d'un signal électrique qui peut ensuite être analysé par diverses méthodes pour obtenir les informations hématologiques. Une revue des méthodes de pléthysmographie est disponible sur internet

10 (<http://level1diagnostics.com/research/P/L1D-PulseWaveMonograph.pdf>). Cependant, bien que très simples et pratiques d'utilisation, les techniques de pléthysmographie actuellement disponibles souffrent d'un manque de précision. La mise au point du sphygmomanomètre, plus connu sous l'appellation de tensiomètre, a conduit à l'abandon progressif de la pléthysmographie. Le tensiomètre est basé sur le principe d'un manomètre qui enregistre la réaction des artères, soumises à la fois à la pression du cœur et à celle de l'air produite par l'appareil. Bien que donnant un résultat

15 moins précis et sur une plus courte durée que le pléthysmographe, le tensiomètre s'est imposé pour sa simplicité d'utilisation dans les cabinets médicaux. Il ne permet cependant qu'une évaluation approximative de la

tension, représentative des flux sanguins, sur une courte période.

Parallèlement, l'électrocardiographie est devenue l'examen de
5 choix du cardiologue pour représenter l'activité électrique du cœur. Cet examen nécessite néanmoins la pose de plusieurs électrodes à divers emplacements du corps, reliées à une unité d'analyse, de surveillance (monitoring), des signaux recueillis.

10

L'échographie Doppler est également utilisée pour explorer les flux sanguins intracardiaques et intravasculaires. Le praticien déplace une sonde le long des organes à analyser afin de déterminer la direction et la vitesse du flux sanguin.
15 Cet examen n'est toutefois pas compatible avec une utilisation prolongée et nécessite la présence active d'un praticien. Les maladies cardio-vasculaires sont la première cause de mortalité dans le monde. Au cours des trente dernières années, la recherche a permis de mettre au point de nombreux
20 traitements médicamenteux contre une partie des pathologies cardiaques. En parallèle, les techniques chirurgicales se sont considérablement perfectionnées, permettant en particulier d'éviter au maximum les interventions à cœur ouvert, en favorisant par exemple la pose de dispositifs de support
25 artériels, tels que les stents, par voie artérielle, en particulier via l'artère radiale.

Devant l'augmentation du nombre d'interventions pour la pose de tels dispositifs, la législation a permis l'élargissement
30 du nombre de praticiens susceptibles de réaliser cet acte auparavant réservé au seul chirurgien cardiologue. L'augmentation du nombre de ces interventions s'est aussi

accompagnée d'une augmentation du nombre de problèmes post-opératoires.

Il s'avère que les cycles respiratoires, c'est-à-dire le nombre d'inspirations et d'expirations par unité de temps ont également une incidence sur les flux sanguins.

En particulier, une complication fréquente est le rétrécissement ou même l'occlusion post opératoire de l'artère (sténose) via laquelle le dispositif médical a été inséré, rendant une nouvelle intervention, via la même artère, inefficace voire même dangereuse. Or il n'est pas rare qu'un même patient nécessite plusieurs interventions du même type au cours de sa vie. Ce problème est décrit en détail par Muhammad Rashid et al. (J Am Heart Assoc. 2016; doi: 10.1161/JAHA.115.002686). Une des causes possibles avancées pour expliquer cette occlusion/sténose artérielle est le temps et la pression de compression inadaptés de la plaie résultant de l'incision de l'artère effectuée au début de l'intervention. Une compression correctement réalisée permet en effet de réduire les risques d'occlusion, comme cela est décrit dans l'article <http://www.invasivecardiology.com/articles/ulnar-artery-transient-compression-facilitating-radial-artery-patent-hemostasis-ultra-novel>. A ce jour, aucune technique n'est utilisée pour surveiller la fonction artérielle dans l'environnement de la plaie, ni durant l'intervention chirurgicale, ni durant la phase de compression de la plaie suite à l'intervention, mise à part une surveillance par ultrasons qui n'est pas pratique à mettre en œuvre dans ce contexte.

Il y a donc actuellement un réel manque d'un dispositif simple, autonome, peu encombrant, qui permettrait la surveillance précise de la fonction artérielle en temps réel au cours de l'intervention chirurgicale et, après
5 l'intervention, au cours de la phase de compression de la plaie. Cette surveillance pourrait permettre au praticien d'adapter en temps réel et sa technique opératoire et la pression exercée sur la plaie afin de minimiser les risques de problèmes post-opératoires, comme l'occlusion artérielle.

10

C'est le problème résolu par la présente invention. La présente invention propose une amélioration des techniques de plethysmographie, mettant avantageusement à profit les avancées technologiques dans le domaine des matériaux
15 conducteurs.

Heeger, MacDiarmid et Shirawa ont montré que des polymères non conducteurs pouvaient être « dopés » afin de favoriser le déplacement des électrons le long des doubles liaisons
20 conjuguées du polymère et de rendre ce polymère conducteur. Le document WO2015/049067 détaille une méthode pour doper des polymères, et en particulier des élastomères, avec des nanomatériaux, en particulier des nanomatériaux à base de carbone, de type graphène afin de rendre ces polymères
25 conducteurs. Ces élastomères conducteurs ont la propriété d'avoir une résistance variant en fonction de leur longueur, c'est-à-dire du stress qui leur est appliqué. Cela est détaillé dans le document de brevet ci-dessus qui suggère l'utilisation de cette propriété pour mesurer des mouvements
30 physiologiques subtils tels que le pouls ou la respiration.

La présente invention concerne un équipement pléthysmographique non-invasif incluant un élastomère

conducteur à résistance variable utilisable en particulier en salle d'opération, n'occasionnant aucune gêne pour le ou les praticiens.

5 Solution de l'invention

Ainsi, l'invention de la présente demande a d'abord pour objet un équipement non-invasif de surveillance des flux sanguins d'un élément corporel comprenant un réseau de canaux parcourus
10 par lesdits flux sanguins comprenant :

- au moins un segment d'élastomère conducteur à résistance variable agencé pour s'étendre sur le pourtour de l'élément corporel et sensible à la longueur du pourtour dudit élément,
- des moyens de saisie de ladite longueur grâce à ladite
15 résistance variable et fournissant un signal représentatif de ladite longueur, et
- des moyens de traitements dudit signal comportant des moyens d'extraction des paramètres des flux sanguins à surveiller.

20 L'invention de la présente demande a également pour objet un équipement non-invasif de surveillance des cycles respiratoires d'un corps humain ou animal induisant une variation de la longueur du pourtour d'un élément corporel comprenant :

25

- au moins un segment d'élastomère conducteur à résistance variable agencé pour s'étendre sur le pourtour de l'élément corporel et sensible à la longueur du pourtour dudit élément,
- 30 - des moyens de saisie de ladite longueur grâce à ladite résistance variable et fournissant un signal représentatif de ladite longueur, et

- des moyens de traitements dudit signal comportant des moyens d'extraction des paramètres des cycles respiratoires à surveiller.

5 La demanderesse est donc partie du document WO2015/049067 pour résoudre le problème présenté ci-dessus. Ce document ne décrit cependant pas l'application des élastomères conducteurs à résistance variable à des équipements de pléthysmographie et est donc exclu juridiquement du champ de l'art antérieur. Une
10 personne du métier lisant ce document, en particulier le paragraphe relatif aux senseurs (p. 24, l. 24-33), devant le large champ des possibilités de mise en œuvre de tels senseurs, ne pouvait pas être guidé vers la réalisation particulière d'équipements de pléthysmographie mettant en
15 œuvre des élastomères conducteurs à résistance variable.

Les flux sanguins correspondent à l'écoulement du sang dans les vaisseaux sanguins et le cœur. Les vaisseaux sanguins sont tous les conduits qui transportent le sang et comprennent les
20 artères, les veines, les veinules et les capillaires.

Un équipement non-invasif de surveillance est un équipement qui permet de surveiller un ou plusieurs paramètres, ne nécessitant aucune infraction à la peau. Il est en général
25 accepté qu'une simple prise de sang et une injection de produit sont également de nature non-invasive. Le caractère non-invasif d'un équipement implique généralement une absence de dangerosité.

30 Dans une forme de réalisation préférée, le segment d'élastomère conducteur à résistance variable est agencé pour entourer l'élément corporel et sensible à la longueur du tour dudit élément.

Dans une autre forme de réalisation intéressante, le segment d'élastomère conducteur à résistance variable est solidarisé à une pièce adhésive.

- 5 Dans tous les cas, l'élastomère conducteur est, évidemment, placé au contact même de la peau. Placer l'élastomère sur un tissu couvrant la peau, comme un vêtement, réduirait significativement la sensibilité du dispositif.
- 10 Par élément corporel, il faut en fait entendre ici toute partie du corps susceptible d'être recouverte ou entourée, en tout ou partie, par le segment d'élastomère. Ces éléments corporels peuvent comprendre les membres corporels, le tronc ou la gorge. Ils peuvent appartenir à un humain ou à un
- 15 animal.

Le pourtour de l'élément corporel fait référence à une ligne qui forme la limite de la surface de cet élément. Le segment d'élastomère peut par exemple s'étendre sur une partie du

20 tronc ou du cou. La longueur du pourtour peut n'être qu'une fraction de la longueur du pourtour de l'élément corporel. De plus, « entourer le membre » ne signifie pas forcément que le segment est refermé sur lui-même autour du membre, puisqu'autour du membre sont disposés les moyens de saisie et

25 des moyens de traitement. Les termes « tour » et « pourtour » seront utilisés indifféremment dans la suite de ce document.

Une pièce adhésive désigne ici une couche fine, en tissu polymère ou tout autre matériau approprié, recouverte, sur au

30 moins une de ses faces, d'une substance adhésive ou collante qui permet à la pièce d'adhérer de façon durable à la peau, au niveau de l'élément corporel où elle est placée. De telles

pièces adhésives sont notamment utilisés dans les pansements ou dans ce qui est communément appelé un « patch ».

Dans la forme de réalisation préférée de l'invention, les
5 moyens de saisie de ladite longueur comprennent au moins un pont de mesure, dont au moins une des résistances est constituée par l'élastomère conducteur à résistance variable. Le signal électrique en sortie du pont de mesure est une image de ladite longueur de pourtour.

10

Un pont de mesure désigne ici un assemblage électronique, comprenant au moins une résistance dont la valeur varie en fonction d'un paramètre à mesurer, ici une longueur. Un exemple bien connu de pont de mesure est le pont de
15 Wheatstone, mais il existe également de nombreuses variantes comme les ponts en courant alternatif, pont de Owen, pont de Schering, pont de Robinson, qui permettent d'améliorer la précision de mesure.

20 La variation de longueur de l'élastomère conducteur, c'est-à-dire la variation de la longueur du pourtour du membre corporel à surveiller, induit une variation de la résistance de l'élastomère conducteur qu'on apprécie à l'aide du pont de mesure et qui est une image des flux sanguins au niveau du
25 membre autour duquel est placé l'élastomère conducteur. Le principe du pont de Wheatstone est bien connu par l'homme du métier. Son application aux jauges de déformation est largement documentée (*What's The Difference Between Operational Amplifiers And Instrumentation Amplifiers, Electronic Design*, 26 Aout 2015 ; *Signal conditioning Wheatstone Resistive Bridge Sensors, Texas Instruments, Application Report SLOA034, September 1999*). De façon
30 générale, le pont de mesure assure ici la fonction

d'amplificateur électronique, et peut être un amplificateur opérationnel, différentiel ou d'instrumentation. Le pont de mesure peut également être appelé circuit de mesure, la notion de pont étant liée à la présence de l'élastomère conducteur à 5 résistance variable.

Dans une forme de réalisation avantageuse de l'invention, les moyens de traitement sont des moyens électroniques et les moyens d'extraction de paramètres des flux sanguins à 10 surveiller comprennent un algorithme agencé pour recevoir les informations relatives à ladite longueur pour en extraire les paramètres des flux sanguins à surveiller.

De tels algorithmes sont décrits dans BioMedical Engineering 15 OnLine, 20054:48 (DOI: 10.1186/1475-925X-4-48). Ils permettent en particulier de séparer les informations relatives aux flux artériels des informations relatives aux flux veineux et/ou aux cycles respiratoires. Ils permettent également d'analyser les relations entre ces deux flux.

20

L'invention sera mieux comprise à l'aide de la description suivante de plusieurs formes de réalisation de l'invention, en référence au dessin en annexe sur lequel :

25 la figure 1 représente une vue schématique de l'équipement de surveillance des flux sanguins selon l'invention ;
la figure 2 représente l'équipement de la figure 1 autour du poignet d'un patient ;
la figure 3 est une vue de l'équipement de la figure 1 avec,
30 en détail, le boîtier de saisie et de traitement ;
la figure 4 représente une autre forme de réalisation de l'équipement de surveillance des flux sanguins, comprenant

deux segments d'élastomère conducteur et positionné, autour du poignet d'un patient ;

la figure 5 illustre la disposition de l'équipement de la figure 5 sur l'intérieur du poignet, par rapport aux artères du poignet et à une incision pratiquée sur l'artère radiale ;

la figure 6 représente une autre forme de réalisation de l'équipement de surveillance des flux sanguins, comprenant deux segments d'élastomère conducteur et positionné, autour du poignet d'un patient ;

10 la figure 7 est une vue de l'équipement de la figure 7 avec, en détail, le boîtier de saisie et de traitement ;

la figure 8 représente une forme de segment d'élastomère conducteur ;

les figures 9a et 9b représentent une autre forme de réalisation de l'équipement de surveillance des flux sanguins, comprenant un système d'ajustement de la longueur du segment d'élastomère variable ;

la figure 10 représente une configuration particulière du segment d'élastomère conducteur ;

20 la figure 11 illustre les utilisations possible de l'équipement de l'invention ;

la figure 12 représente l'équipement de l'invention intégré dans une pièce adhésive;

la figure 13 illustre un algorithme de l'équipement de l'invention ;

la figure 14 illustre l'équipement de l'invention comprenant un organe d'extension d'un élastomère conducteur de l'équipement de l'invention;

la figure 15 illustre l'équipement de l'invention associé à un bracelet de compression automatique ; et

la figure 16 illustre schématiquement l'équipement de l'invention intégré au bracelet d'une montre connecté.

En référence aux figures 1 à 3, l'équipement pléthysmographique de l'invention comporte un bracelet 1 de maintien d'un boîtier 2 de saisie et de traitement de signaux et, ici, logé dans un système informatique 4, un algorithme 3 5 dont la fonction se combine à celles des moyens de traitement du boîtier 2.

Le bracelet 1 est ici un segment d'élastomère destiné à entourer en partie ici un poignet 5 et fixé au boîtier 2 pour 10 tenir ce dernier sur le poignet 5. La liaison du segment élastomère et du boîtier peut être réalisée de façon simple et standard, par exemple à l'aide d'un ruban adhésif de la marque protégée « Velcro® » ou à la manière d'un bracelet de montre maintenant le boîtier de montre. Le bracelet 1 est en polymère 15 conducteur destiné à être plaqué contre la peau du poignet 5.

Le boîtier 2 contient un pont de Wheatstone 6 alimenté par une source d'énergie 7 et relié en sortie à un émetteur sans fil 8. Le bracelet 1 est intégré au pont 6 en tant que résistance 20 inconnue à apprécier, et relié en une 9 des deux extrémités de la diagonale du pont 6 dans laquelle est disposé un détecteur 10 qui est relié à l'émetteur 8 et en une 11 des deux extrémités de l'autre diagonale du pont 6 relié à la source d'énergie 7.

25

Le système informatique 4, dans lequel est implanté l'algorithme 3, comporte un récepteur 12 agencé pour être relié à l'émetteur 8 du boîtier 2. L'algorithme 3 coopère donc avec le pont de mesure 6, l'émetteur sans fil 8 et le 30 récepteur sans fil 12.

Comme source d'énergie 7, on peut envisager une pile électrique ou une batterie rechargeable.

La liaison émetteur 8 - récepteur 12 peut être une liaison « bluetooth », « wifi », ou toute autre technologie sans fil. Comme système informatique, on peut considérer un ordinateur, une tablette tactile, un smartphone, voire une montre 5 connectée.

Le positionnement et l'ajustement correct de la tension de l'élastomère conducteur sont important pour avoir un signal de qualité optimale. La longueur de l'élastomère peut être 10 ajustée afin que la tension de l'élastomère conducteur soit suffisante pour la détection de ses variations de longueur, et donc de résistance, mais pas trop forte, afin que la circulation sanguine ne soit pas affectée. L'ajustement de la longueur du bracelet 1 au pourtour du poignet peut se faire 15 manuellement ou automatiquement.

Les caractéristiques structurelles de l'équipement de l'invention ayant été décrites, son fonctionnement va maintenant être abordé.

20

Au cours de son fonctionnement, la longueur de l'élastomère conducteur varie en fonction du flux veineux, du flux artériel et du volume respiratoire. Le pont de Wheatstone 6 comprenant le bracelet 1 en élastomère conducteur va générer un signal 25 électrique qui est l'image de ces paramètres physiologiques. Ce signal peut ensuite être amplifié avant d'être transmis par l'émetteur 8 au récepteur 12 du système informatique 4 comprenant l'algorithme 3, permettant d'extraire du signal reçu ses diverses composantes.

30

L'algorithme 3 peut en particulier permettre d'isoler le signal électrique lié à la pulsation artérielle et le signal électrique lié au flux veineux. Il peut également permettre

d'analyser la différence entre ces deux flux ainsi que les dérivées première ou seconde de la différence entre ces deux flux. Il peut, en outre, également comprendre une analyse fréquentielle afin de séparer plus clairement les flux, pour
5 une meilleure qualité de signal. Ces informations peuvent ensuite être visualisées sur l'écran 13 du système informatique 4.

Les informations visualisées peuvent être diverses et adaptées
10 au contexte d'utilisation de l'équipement de l'invention. Typiquement, l'évolution des paramètres physiologiques, ou de leur relation entre eux, calculés par l'algorithme 3, en fonction du temps, sera visualisée de manière simple à analyser par le praticien.

15

Lors d'une intervention chirurgicale visant à introduire par exemple par l'artère radiale un dispositif de type stent, une incision dans l'artère radiale est pratiquée au niveau de l'avant-bras. Il est alors envisageable de positionner le
20 bracelet 1 entre la main et l'incision. Ceci est rendu possible par la petite taille du bracelet 1, qui n'est pas encombrant et ne comprend pas de raccordements électriques pouvant gêner le travail du praticien. Le praticien peut alors surveiller, en temps réel, au cours de l'introduction du
25 stent, les flux artériels et veineux au niveau du poignet et adapter son intervention en conséquence. De même, à la fin de l'intervention, un praticien va appliquer une pression au niveau de la plaie résultant de l'incision de l'artère, afin d'arrêter l'hémorragie. En étant capable de surveiller en
30 temps réel les flux artériel et veineux, le praticien va pouvoir adapter la pression appliquée sur la plaie.

Dans le cas, illustré sur la figure 15, où cette phase de compression de la plaie serait gérée par un dispositif automatique 14 de compression de la plaie, comme par exemple celui présenté par Terumo TR Band@

5 (<http://www.medicalexpo.fr/prod/terumo-medical/product-71204-454828.html>), il est envisageable que la pression appliquée par le dispositif automatique de compression soit piloté, sans fil, par un algorithme supplémentaire intégré au système informatique 4 en fonction de l'analyse des données fournies

10 par le bracelet 1. Le dispositif médical de compression peut être connecté sans fil au système informatique ou, selon les cas, par connexion filaire directe au boîtier du bracelet. Différents types de compression peuvent être appliqués et commandés via le dispositif de mesure, en connexion directe

15 et/ou sans fil. La compression peut par exemple s'effectuer par pression d'un élément extérieur, tel que par exemple une sphère dure ou molle, une chambre à air ou une chambre contenant un fluide compressible ou non.

20 Le bon positionnement et l'ajustement correct de la tension du segment d'élastomère 1 sont importants pour la qualité du signal mesuré et, par conséquent, la qualité des paramètres extraits par les algorithmes de détection et d'analyse.

25 L'opérateur positionne facilement le bracelet sur le poignet, à proximité de la main, dans une position ne perturbant pas l'intervention chirurgicale. Le réglage délicat consiste alors principalement à serrer le bracelet afin d'ajuster sa pression ou tension. Ceci est géré en ajustant la longueur du ruban

30 élastomère conducteur à une contrainte ou tension optimale à laquelle l'élastomère reste suffisamment flexible, mais pas trop lâche. Il est important de noter que la contrainte absolue de l'élastomère n'affecte pas la mesure, mais sa

précision. Ceci est lié aux caractéristiques physiques de l'élastomère comme, par exemple, son module d'élasticité, sa température et ses dimensions. L'élastomère peut être fabriqué dans une forme spécifique afin qu'il soit plus souple, ce qui
5 signifie qu'il donnera une plus grande précision et sa longueur sera plus facile à ajuster.

L'ajustement de la longueur de l'élastomère peut être avantageusement facilité par l'utilisation d'un système de
10 blocage coopérant avec le segment d'élastomère conducteur.

Afin de faciliter cette coopération, le ruban élastomère conducteur 1 peut être constitué par un matériau continu 110 ayant un relief particulier, comme par exemple un relief
15 répétitif 111 tel qu'illustré sur la figure 8. Le relief est ici une perforation ayant une forme de rectangle aux coins arrondis, mais il peut prendre n'importe quelle forme compatible avec la solidité, la précision, la flexibilité et la résistance requise pour le bracelet 1. Le relief peut, par
20 exemple, être un motif de grippage tel qu'utilisé, par exemple, sur un collier de serrage. Cette forme de réalisation permet également d'améliorer le contact électrique entre l'élastomère conducteur et la partie mécanique reliée aux pièces électroniques du boîtier 2.

25

De la même manière, l'ajustement du bracelet 1, au moment de son installation sur le poignet, peut également être piloté par encore un autre algorithme intégré au système informatique 4, en fonction de l'analyse des données fournies par le
30 bracelet 1, un organe moteur permettant de serrer l'élastomère conducteur jusqu'à sa tension optimale pour la surveillance.

En référence aux figures 9a et 9b, la peau 311 du poignet 310 est entourée par le segment d'élastomère conducteur 313 et un boîtier 312 contenant les éléments électroniques de l'équipement ainsi qu'un organe de serrage 316. L'organe de serrage 316, comprend un moteur 315 qui, par l'intermédiaire d'une bague de serrage 314, permet un mouvement du segment d'élastomère conducteur au niveau de son extrémité 313B, ajustant ainsi sa longueur, l'autre extrémité 313B étant fixée au boîtier 312. Le moteur 315 peut être piloté par le système informatique 4, et va entraîner le serrage ou le desserrage du segment d'élastomère 313 jusqu'à sa tension optimale. Cette tension est proportionnelle à la résistance de l'élastomère et peut être extraite du signal électrique généré par le dispositif. Il est envisageable que la fin de l'opération d'ajustement soit signalée à l'opérateur, par exemple au moyen d'un signal lumineux apparent sur le boîtier 2, d'un message sur l'écran 13 du système informatique 4, d'un signal sonore émis au niveau du boîtier 2 ou du système informatique 4, d'une vibration d'un élément du dispositif ou d'une combinaison de plusieurs de ces signaux.

Une application intéressante de l'invention est l'utilisation simultanée de plusieurs bracelets 1. Un second bracelet peut être placé entre le coude et l'épaule afin de générer un second signal électronique, pouvant être analysé en relation avec le premier signal électrique et donner au praticien des informations supplémentaires relatives aux flux sanguins au niveau du bras dans son ensemble. De façon similaire, un ou plusieurs bracelets peuvent être disposés symétriquement sur le second bras afin d'obtenir un signal dit « de référence » par rapport auquel les flux sanguins du bras subissant l'intervention peuvent être comparés.

En référence aux figures 4 et 5, l'équipement de surveillance pléthysmographique non-invasif de l'invention peut comprendre deux segments d'un élastomère conducteur agencés pour entourer le membre corporel.

5

Deux segments d'élastomère conducteur 101a et 101b sont reliés chacun par une extrémité à un boîtier 102a et par leur autre extrémité à un boîtier 102b et entourent en partie le poignet 5. Les deux boîtiers 102a et 102b sont chacun constitués de façon similaire à l'équipement précédemment décrit. Lors de la mise en place du bracelet, le premier boîtier 102a est placé entre l'artère radiale 15 et l'artère ulniale 16 et le second boîtier 102b est placé sur le dessus du poignet. Dans cette configuration, la variation de la longueur du segment d'élastomère conducteur 101a est relative à l'artère radiale 15 et la variation de la longueur du segment d'élastomère conducteur 101b est relative à l'artère ulniale 16. Cette configuration permet d'obtenir deux signaux électriques distincts qui pourront être transmis par les unités de communication sans fil des boîtiers 102a et 102b à l'unité informatique 4 comprenant l'algorithme 3 capable de traiter ces signaux pour en extraire les paramètres de flux sanguins, ce qui permet au praticien d'obtenir des informations plus précises et relatives à chaque artère séparément. En particulier, si il pratique une incision 17 sur l'artère radiale, il peut comparer les flux sanguins dans les deux artères du poignet et adapter son intervention si besoin. Un circuit de type pont de Wheatstone a été ici utilisé, mais il est évident que tout système analogique adéquat, bien connu de l'homme du métier, permettant de convertir l'information de longueur du segment élastomère en courant électrique et/ou en information numérique est également envisageable, comme par

exemple d'autres formes de ponts de mesure ou d'amplificateur, en particulier un amplificateur différentiel.

En référence aux figures 6 et 7, une variante alternative pour
5 analyser séparément les signaux relatifs aux artères ulniale 16 et radiale 17 est d'utiliser deux segments d'élastomère conducteur 201a et 201b. Ceux-ci sont reliés chacun par une extrémité à un boîtier 202, et par leur autre extrémité à un élément de fixation 218 et entourent en partie le poignet 5.
10 Dans ce cas, le boîtier 202 comprend deux ponts de Wheatstone 206a et 206b intégrant chacun un des deux segments d'élastomère 201a et 201b en tant que résistance inconnue. Etant donné que chaque extrémité de l'élastomère doit être connectée au pont de Wheatstone pour un fonctionnement
15 correct, il est nécessaire d'ajouter deux fils conducteurs 219a et 219b complétant la boucle formée respectivement par les segments d'élastomère 201a et 201b au sein de leur pont de Wheatstone respectif. Ces ponts de Wheatstone sont chacun reliés à un détecteur, respectivement 210a et 210b et sont
20 tous les deux reliés à un émetteur 208 et une source de d'énergie 207. Une configuration similaire peut être envisagée avec trois segments d'élastomères ou plus, chaque segment étant intégré dans un pont de mesure, mais tous étant connectés à un même émetteur.

25

De même, l'utilisation de l'équipement de l'invention ne se limite pas au poignet ou au bras, il peut être également utilisé sur d'autres membres ou organes en fonction des besoins du praticien, par exemple lorsque la pose d'un stent
30 se fait via l'artère fémorale, le bracelet peut être placé au niveau de la cuisse.

L'utilisation de l'invention ne se limite pas à des utilisations au cours d'interventions chirurgicales. Elle peut s'appliquer à tout autre activité de surveillance des flux sanguins et/ou des cycles respiratoire.

5

Un exemple est la surveillance des apnées du sommeil. Le patient peut alors être équipé d'un équipement de l'invention, sous forme de bracelet ou de patch, connecté pendant son sommeil à un périphérique d'analyse, tel que son smartphone, 10 qui contient une application analysant le signal émis par le dispositif électronique de l'équipement et qui peut émettre un signal sonore et/ou lumineux destiné à réveiller le patient, si l'apnée devient dangereuse pour lui.

15 L'équipement de surveillance des flux sanguins et/ou des cycles respiratoires, comprenant un ou plusieurs segments d'élastomère conducteur, peut être utilisé sur de nombreuses parties du corps. Il peut être utilisé ante, per et post intervention chirurgicale. Il peut également être utilisé à 20 plus long terme, pendant des jours, des semaines ou des mois pour surveiller des paramètres physiologiques d'un patient, comme par exemple, les flux artériels et/ou veineux et sa cohérence cardiaque.

25 En référence à la figure 10, l'équipement de l'invention peut être utilisée au niveau du poignet 1606, de la cheville 1610 ou du genou 1609 pour surveiller les problèmes veineux dans la jambe, du haut de la cuisse 1607 pour surveiller l'artère fémorale, de la partie inférieure de la cuisse 1608 pour 30 détecter des occlusions artérielles et/ou veineuses. Il peut également s'appliquer à différents niveaux des bras supérieurs 1603 et 1604 et/ou des avant-bras 1605 et 1606 pour détecter des occlusions artérielles et/ou veineuses. Il peut également

être utilisé avantageusement pour surveiller le comportement physiologique du pénis pour clarifier le type d'une dysfonction érectile.

- 5 Une application du dispositif au niveau du cou 1602 permet de surveiller le rythme respiratoire, les instabilités des cycles respiratoires et les flux artériels et/ou veineux vers le cerveau.
- 10 Le segment d'élastomère conducteur de surveillance peut également être installé au niveau du tronc, par exemple autour de la taille 1627, pour surveiller les mouvements de l'abdomen, par exemple pour suivre les comportements de la paroi abdominale après une intervention intestinale, ou au
- 15 niveau de la poitrine 1626 pour surveiller le cycle respiratoire, la cohérence cardiaque et les activités cardiaques artérielles et ou veineuses.

Accessoirement, le dispositif de l'invention peut être agencé

20 de façon esthétique, comme une sorte de bijou, pour pouvoir être utilisé durant la journée et la nuit de manière élégante, pratique et confortable.

Une autre forme de réalisation très utile et nouvelle de

25 l'invention est de solidariser le ou les segment(s) d'élastomère conducteur et les moyens de saisie et/ou de traitement à une pièce adhésive, pour former un dispositif de type « patch ».

30 En référence à la figure 12, un segment d'élastomère conducteur 1621 est relié à un dispositif de saisie 1620 par des connecteurs électriques 1623. L'élastomère 1621 et le

dispositif de saisie 1620 sont disposés sur la face collant d'une pièce adhésive 1622, l'ensemble formant un patch 1624.

Le dispositif de saisie 1620 reprend les mêmes éléments que
5 les boîtiers 2 et 202 déjà décrits. Ce patch 1624 peut être utilisé par exemple sur la poitrine ou sur l'abdomen pour mesurer la cohérence cardiaque, le rythme respiratoire et la circulation sanguine. En particulier, ce patch peut servir à évaluer si la respiration d'un patient est profonde ou
10 seulement sur la partie supérieure des poumons (incohérence), ce qui est une indication de l'équilibre sympathique, parasympathique de son métabolisme. Le patch 1624 peut également être utilisé pour la mesure de la fonction de la vessie qui est un paramètre très important lorsqu'un patient
15 est en soins intensifs.

Il est possible de fabriquer le segment d'élastomère conducteur de l'invention « en couches » afin d'en réduire la taille, le coût de production, le poids et d'augmenter
20 simultanément sa sensibilité et la précision de mesure. Cette construction multicouches consiste en une alternance de couches l'élastomère conducteur avec des couches d'élastomère non-conducteur. Cette construction avantageuse permet de réaliser plusieurs mesures à l'aide d'un seul segment
25 stratifié 1500.

En référence à la figure 10, le segment d'élastomère 1500 est ici constitué alternativement avec des couches d'élastomère conducteur 1501(a, b et c) et des couches d'élastomère non-
30 conducteur 1502 (a, b et c), pouvant avoir des valeurs de rigidité identiques ou différentes. Les couches d'élastomère conducteur 1501a, b et c peuvent également avoir des valeurs de conductivité différentes entre elles. Ces couches 1501a, b

et c sont reliées au reste du dispositif par des connecteurs électriques. Une couche d'élastomère non conducteur 1502a forme avantageusement la couche externe destinée à être en contact avec la peau du patient, afin d'isoler électriquement
5 le dispositif.

Dans une forme de réalisation, toutes les couches conductrices couvrent toute la longueur du segment 1500.

10 Il est également envisageable qu'une partie des couches conductrices, ici la couche 1501b, puisse être « fractionnée », c'est-à-dire entrecoupée sur sa longueur de sections non conductrices 1503 afin de former des segments conducteurs 1504, 1505 et 1506. Chaque segment conducteur est
15 relié au reste du dispositif par des connecteurs électriques judicieusement agencés. Ce fractionnement confère à la couche 1501b les propriétés décrites préalablement pour des bracelets constitués de plusieurs segments d'élastomères conducteurs, et permet d'isoler des signaux provenant de flux veineux ou
20 artériels différents, comme par exemple les flux relatifs à l'artère ulniale et à l'artère radiale.

Les sections non-conductrices 1503 peuvent être en élastomère ou non, et éventuellement fabriquées dans des matériaux
25 différents.

Le segment 1500 peut comporter plusieurs couches conductrices identiques, générant chacune un signal qui pourra être traité séparément ou statistiquement ou en calculant les interactions
30 des signaux des couches similaires.

D'une manière générale, les connections électriques peuvent être réalisées avec tout matériau approprié, aussi bien par

exemple des métaux, comme du cuivre, que des encres conductrices.

Un segment d'élastomère, comprenant une couche ou une
5 superposition de plusieurs couches, peut être utilisé pour concevoir un équipement conçu pour une surveillance spécifique. Par exemple, un segment d'élastomère conçu pour surveillance de l'artère fémorale peut avoir la même construction qu'un segment d'élastomère conçu pour la
10 surveillance de l'artère radiale au niveau du poignet, mais sera adapté dans ses dimensions selon l'usage.

Les moyens d'extraction des paramètres des flux sanguins et/ou respiratoires à surveiller comprennent un algorithme mettant
15 en œuvre un certain nombre d'étapes pour convertir le signal mesuré au niveau du pont de mesure en signal visualisable par un opérateur.

En référence à la figure 13, dans une première étape 2001, un
20 signal électrique s , ici une tension v , est mesuré au cours du temps t pour chaque segment d'élastomère. Le signal électrique comprend des maxima et des minima de tension dont est extraite la fréquence cardiaque moyenne f_c . Par exemple, pour un humain, la fréquence cardiaque est comprise entre 0,25 et 4
25 hertz. Pour une mesure correcte, une fréquence d'échantillonnage, c'est-à-dire la fréquence à laquelle l'extraction de la fréquence cardiaque peut être réalisée, de 200 Hz est suffisante. En pratique, l'extraction 2002 de la fréquence cardiaque f_c comprend plusieurs étapes 2003 à 2011.

30 Dans une première étape 2003, le signal S passe dans un filtre passe bande, c'est-à-dire ne laissant passer qu'une bande ou intervalle de fréquences compris entre une fréquence de coupure basse et une fréquence de coupure haute du filtre,

comme par exemple un filtre de type RIF (Réponse impuls ionnelle Finie). Du signal résultant Sf, dans une seconde étape 2004, sont extraites les dérivées premières S' et secondes S''. En mode digital, les dérivées premières et 5 secondes sont calculées de manière classique par $S'(n) = S(n+1) - S(n)$ et $S''(n) = S'(n+1) - S'(n)$ ou n est le numéro de l'échantillon.

A l'étape 2005, les dérivées premières S' sont binarisées en 10 signaux S'b, en remplaçant les valeurs positives des signaux S' par 1 et les négatives par 0. Dans une étape indépendante et/ou parallèle 2006, les dérivées secondes sont rectifiées en signaux S''p en mettant à 0 toutes les valeurs négatives. Dans une étape de calcul 2007, le produit des dérivées 15 premières binarisées S'b et des dérivées secondes rectifiées S''p donne le signal W dont il est possible, à l'étape 2008, d'identifier les maximums Wmax. L'application d'un filtre numérique dit « de poids », à l'étape 2009, permet d'extraire de ces maximums Wmax la composante Wmaxf relative à la 20 fréquence artérielle. Le signal Wmaxf est ensuite à nouveau traité pour en éliminer le « bruit », par un filtrage passe bande 2010.

Il est alors possible de détecter l'intervalle de temps entre 25 deux maxima d'un signal de pulsation artérielle pour en extraire, à l'étape 2011, la fréquence cardiaque.

La cohérence cardiaque, c'est-à-dire la variation de la fréquence cardiaque, telle que défini par l'institut 30 Heartmath, peut en être déduite.

La cohérence cardiaque est un suivi qui analyse la vitesse de battement cardiaque par rapport au battement précédent. Cette

dynamique est à l'origine de l'équilibrage des systèmes sympathiques et para sympathiques du corps. Ce suivi peut permettre d'évaluer en particulier le niveau de stress d'un individu et éventuellement de détecter l'apparition de pathologies comme le burn out, la dépression, ou un accident vasculaire cérébral.

Dans le cas où l'équipement comprend plusieurs segments d'élastomère, les signaux correspondant à chaque segment sont traités séparément, et subissent chacun toutes les étapes 2003 à 2011.

Les autres paramètres des flux sanguins et des cycles respiratoires peuvent également être extraits, à partir du même signal Sf issu de l'étape de filtrage passe-bande 2003.

Dans une étape 2012, pour chaque segment d'élastomère, le signal Sf est traité par analyse vibratoire intégrant une transformation de Fourier rapide (FFT) dont on extrait la densité de puissance spectrale PSDi pour chaque groupe de fréquence, c'est-à-dire sur des bandes de fréquences correspondant chacune à un paramètre physiologique distinct, comme par exemple les fréquences du système veineux, du système artériel, les fréquences respiratoires. Chaque fonction physiologique peut, en effet, être associée à un ensemble de fréquences qui permettent de la caractériser dans son cycle, son énergie et sa dynamique. Les signaux PSDi obtenus pour chaque bande de fréquences peuvent ensuite également être pondérés par leur énergie et leur intensité, dans une étape 2013, afin de générer des signaux représentatifs Wi de chaque fonction physiologique mesurée, par exemple un signal respiratoire Wr, un signal veineux Wv ou un signal artériel Wa.

Les bandes de fréquences considérées, pour chaque segment d'élastomère, peuvent dépendre du placement spécifique du segment sur l'élément corporel et des signaux dominants attendus pour ces emplacements.

5

Dans le cas où l'équipement comprend plusieurs segments d'élastomère, les signaux W_i obtenus pour chaque segment peuvent être comparés pour faciliter la détection automatique des types de paramètres physiologiques majoritairement
10 détectés par chaque segment d'élastomère.

Toutes les étapes de l'algorithmique 300 décrites ci-dessus sont gérées en temps réel par le système informatique, et les signaux qui en résultent peuvent être visualisés par un
15 opérateur.

Au cours du déroulement des étapes de l'algorithme 300, toutes les valeurs mesurées, les signaux ou les résultats de calcul peuvent être sauvegardés sur des mémoires non volatiles,
20 locales ou distantes, comme par exemple des disques durs ou le nuage.

Les étapes de l'algorithme 300 sont détaillées ici à titre d'exemple. La nature, le nombre et l'ordonnancement des étapes
25 peuvent évidemment être différents pour construire un algorithme permettant d'extraire de la mesure de la longueur du segment d'élastomère variable toute information utilisable par un praticien.

30 En référence à la figure 14, la demanderesse a été surprise d'observer que l'insertion d'un organe d'extension de la longueur statique du segment d'élastomère, ici une perle 404, positionnée entre un segment d'élastomère conducteur 401

connecté à un boîtier 402 et le pourtour du poignet 5, spécifiquement au niveau de l'artère radiale 15, permet d'améliorer significativement la précision du signal mesuré relatif à cette artère radiale 15.

5

En effet, la présence de la perle permet, par effet géométrique, en écartant légèrement le segment d'élastomère 402 du bras 5, d'amplifier la variation de longueur due à la variation de diamètre de l'artère radiale, c'est-à-dire
10 d'amplifier l'amplitude du signal en augmentant la sensibilité.

Une perle est ici utilisée. Celle-ci étant enfilée sur le segment d'élastomère, elle y est facilement déplaçable par
15 coulisement et ne risque pas de s'en désolidariser. Cependant, tout autre élément rigide positionnable, c'est-à-dire susceptible d'être placé de façon stable dans le temps à un endroit précis du membre corporel, par exemple au niveau d'une artère à surveiller, entre la peau et l'élastomère, est
20 envisageable. L'élément peut par exemple avoir une forme cubique, semi-sphérique ou toute autre forme que l'homme du métier juge adaptée. L'élément rigide peut être fabriqué avec n'importe quel matériau adapté, et peut par exemple être en bois ou en plastique.

25

Dans le cas d'un équipement comprenant plusieurs segments d'élastomère conducteur, il est envisageable d'installer plusieurs organes d'extensions, positionnables chacun sur un segment d'élastomère, afin de surveiller plusieurs artères.
30 Par exemple, un équipement selon l'invention, qui comprend deux segments d'élastomère couvrant chacun tout le pourtour d'un poignet peut comprendre un organe d'extension positionnable sur chaque segment. Lors de l'utilisation, un

premier organe d'extension serait placé entre le premier segment d'élastomère et la peau au niveau de l'artère radiale, un second organe d'extension serait placé entre le deuxième segment d'élastomère et la peau au niveau de l'artère ulnariale.

5 L'équipement peut ainsi mesurer avec une grande précision les informations relatives à ces deux artères. D'autres segments avec organe d'extension peuvent être ajoutés, pour mesure par exemple également les flux veineux.

10 L'équipement selon l'invention comprend ainsi au moins un organe d'extension positionnable entre un segment d'élastomère conducteur de l'équipement et le pourtour de l'élément corporel à surveiller, au niveau d'un point d'intérêt qui est de préférence un canal parcouru par un flux sanguin.

15

Il est envisageable d'utiliser cet organe d'extension pour réaliser d'autres mesures en y intégrant un instrument de mesure complémentaire miniaturisé. Par exemple, associer à l'organe d'extension un microphone sonique ou ultrasonique
20 peut permettre de réaliser des mesures de type doppler sur le flux artériel, en parallèle de la mesure pléthysmographique. Le résultat de cette mesure pourrait être combiné aux autres informations générées par l'équipement de l'invention, afin d'en améliorer la précision, la qualité et la portée.

25

Il a été évoqué plus haut que le système informatique de traitement du signal peut être, entre autres, une montre connectée. En référence à la figure 16, une montre connectée 503 est équipée d'un port 504 de connexion, au niveau d'une
30 des attaches du bracelet 506 de montre. Il peut être envisagé d'intégrer l'équipement de l'invention, c'est-à-dire au moins un segment d'élastomère conducteur 501 (ici, deux sont représentés) et un circuit 502 comprenant les moyens de saisie

de la longueur des segments 501, les moyens de traitement du signal et éventuellement la batterie, au bracelet 501 de la montre 503. Une fois le signal traité, il peut être transmis, via le port de connexion 504 de la montre 503 à un logiciel, 5 ou une application, 506 installé sur la montre. La montre connectée 503, c'est-à-dire pouvant communiquer en wifi, bluetooth, ou en 3G ou 4G par exemple, peut être programmée pour prévenir automatiquement un service d'urgences médicales en cas d'identification d'un problème lié aux flux sanguins ou 10 aux cycles respiratoires de l'individu. Cette configuration est particulièrement intéressante pour des personnes présentant un risque de déficience cardiaque élevé, ou des problèmes pulmonaires sérieux. Le service d'urgence peut non seulement intervenir rapidement mais, en outre, adapter 15 directement son intervention grâce aux informations fournies par l'équipement intégrer dans le bracelet de montre du patient.

Le bracelet et l'équipement de l'invention forment un ensemble 20 connectable, mécaniquement pour l'une et électroniquement pour l'autre, avec la montre connectée.

Pour des utilisations en milieux humides, par exemple lors de plongée sous-marine, le bracelet de montre supportant 25 l'équipement de l'invention pourrait être enrobé de silicone pour en assurer l'étanchéité.

On a parlé ici de montre connectée, mais il faut entendre par là tout système de monitoring portable de la taille d'une 30 montre et intégrant différentes technologies telles que par exemple l'Apple Watch.

L'équipement de l'invention peut également être utilisé pour surveiller la respiration et/ou l'activité cardiaque d'un bébé. Il est même envisageable qu'il soit combiné à moniteur de surveillance respiratoire infantile, comme par exemple un 5 tapis à capteur à placer sous un matelas. Ce type de tapis souffre souvent d'un manque de sensibilité conduisant à de fausses alertes. Combiner les informations enregistrées par le tapis avec les informations issues d'un bracelet de l'invention pourrait augmenter avantageusement la sensibilité 10 de l'ensemble.

Revendications

1. Equipement non-invasif de surveillance des flux sanguins, d'un élément corporel comprenant un réseau de canaux
5 parcourus par lesdits flux sanguins, comprenant :
- au moins un segment d'élastomère conducteur à résistance variable (1 ; 101 ; 201) agencé pour s'étendre sur le pourtour de l'élément corporel (5) et la résistance étant sensible à la longueur du pourtour dudit élément,
 - 10 - des moyens (2 ; 102 ; 202) de saisie de ladite longueur grâce à ladite résistance variable (1 ; 101 ; 201) et fournissant un signal représentatif de ladite longueur, et
 - des moyens (2, 4) de traitement dudit signal comportant des moyens (3) d'extraction des paramètres des flux sanguins à
15 surveiller.
2. Equipement non-invasif de surveillance des cycles respiratoires d'un corps humain ou animal, induisant une variation de la longueur du pourtour d'un élément corporel,
20 comprenant :
- au moins un segment d'élastomère conducteur à résistance variable (1 ; 101 ; 201) agencé pour s'étendre sur le pourtour de l'élément corporel (5) et la résistance étant sensible à la longueur du pourtour dudit élément,
 - 25 - des moyens (2 ; 102 ; 202) de saisie de ladite longueur grâce à ladite résistance variable (1 ; 101 ; 201) et fournissant un signal représentatif de ladite longueur, et
 - des moyens (2, 4) de traitements dudit signal comportant des moyens (3) d'extraction des paramètres des cycles
30 respiratoires à surveiller.
3. Equipement selon l'une des revendications 1 et 2, dans lequel le segment d'élastomère conducteur à résistance

variable (1 ; 101 ; 201) est agencé pour entourer l'élément corporel (5) et sensible à la longueur du tour dudit élément.

4. Equipement selon l'une des revendications 1 et 2, dans lequel le segment d'élastomère conducteur à résistance variable (1 ; 101 ; 201) est solidarisé à une pièce adhésive.

5. Equipement selon l'une des revendications 1 à 4, dans lequel les moyens de saisie de ladite longueur comprennent au moins un circuit de mesure (6), dont au moins une des résistances est constituée par l'élastomère conducteur à résistance variable.

6. Equipement selon la revendication 5 dans lequel le circuit de mesure (6) est relié à un émetteur sans fil (8).

7. Equipement selon la revendication 6 dans lequel l'émetteur sans fil (8) est relié à un récepteur sans fil (12) d'un système informatique (4) de traitement des signaux reçus par le récepteur (12).

8. Equipement selon l'une des revendications 1 à 7, dans lequel les moyens de traitement sont des moyens électroniques et les moyens d'extraction de paramètres des flux sanguins et/ou des cycles respiratoires à surveiller comprennent un algorithme (3) agencé pour recevoir les informations relatives à ladite longueur pour en extraire les paramètres des flux sanguins et/ou des cycles respiratoires à surveiller.

9. Equipement selon l'une des revendications 1 à 7, dans lequel les moyens de traitement sont des moyens électroniques et

les moyens d'extraction de paramètres des flux sanguins et/ou des cycles respiratoires à surveiller comprennent un algorithme (3) agencé pour recevoir les informations relatives à ladite longueur pour en extraire des paramètres
5 de cohérence cardiaque.

10. Equipement selon l'une des revendications 8 et 9, dans lequel ledit algorithme (3) coopère avec le circuit de mesure (6), l'émetteur sans fil (8) et le récepteur sans fil
10 (12).

11. Equipement selon l'une des revendications 8 à 10, dans lequel ledit algorithme (3) est implanté dans ledit système informatique (4).
15

12. Equipement selon les revendications 1 à 11, comprenant plusieurs segments d'élastomère conducteur (101a, 101b ; 201a, 201b ; 1501a, 1501b, 1501c, 1504, 1505, 1506).
20

13. Equipement selon la revendication 12, dans lequel il est prévu un boîtier (202) comprenant au moins deux circuits de mesure (206a, 206b) intégrant chacun un segment d'élastomère conducteur (201a, 201b).
25

14. Equipement selon l'une des revendications 3 et 5 à 13, comprenant un organe de serrage (316) du segment d'élastomère conducteur (1).
30

15. Equipement selon la revendication 14, dans lequel l'organe de serrage (316) comprend un moteur (315), piloté par le système informatique (4) pour ajuster la longueur du segment d'élastomère conducteur (1).
35

16. Equipement selon l'une des revendications 1 à 15, dans lequel le segment d'élastomère conducteur à résistance variable (1 ; 1500) est un segment multicouches (1500) consistant en une alternance de couches l'élastomère conducteur (1501a, 1501b, 1501c) avec des couches d'élastomères non-conducteur (1502a, 1502b, 1502c).
17. Equipement selon l'une des revendications 1 à 16, comprenant au moins un organe d'extension du segment d'élastomère conducteur agencé pour être positionnable entre le segment d'élastomère conducteur de l'équipement et le pourtour de l'élément corporel à surveiller.
18. Equipement selon la revendication 17, dans lequel l'organe d'extension du segment d'élastomère conducteur est agencé pour être positionnable contre un des canaux dont le flux sanguin est à surveiller.
19. Equipement selon la revendication 17, dans lequel l'élément rigide contient un instrument de mesure complémentaire.
20. Equipement selon la revendication 5, dans lequel le circuit de mesure (6), est un amplificateur différentiel.
21. Ensemble comprenant un équipement selon l'une des revendications 1 à 20 et un dispositif automatique de compression agencé pour être piloté par l'équipement.
22. Equipement selon l'une des revendications 1 à 20, intégré dans le bracelet d'une montre connectée.
23. Equipement selon la revendication 22, agencé pour être connecté à un port de connexion de la montre.

24. Ensemble comprenant un équipement selon l'une des revendications 1 à 20 et un tapis moniteur de surveillance respiratoire agencé pour coopérer avec l'équipement.

REVENDICATIONS MODIFIÉES

reçues par le Bureau international le 28 mars 2018 (28.03.2018)

1. Equipement non-invasif de surveillance des flux sanguins
d'un élément corporel comprenant un réseau de canaux
5 parcourus par lesdits flux sanguins comprenant :
 - au moins un segment d'élastomère conducteur à résistance
variable (1 ; 101 ; 201) agencé pour s'étendre sur le
pourtour de l'élément corporel (5) et sensible à la longueur
du pourtour dudit élément,
- 10 - des moyens (2 ; 102 ; 202) de saisie de ladite longueur
grâce à ladite résistance variable (1 ; 101 ; 201) et
fournissant un signal représentatif de ladite longueur, et
 - des moyens (2, 4) de traitements dudit signal comportant des
moyens (3) d'extraction des paramètres des flux sanguins à
15 surveiller.
2. Equipement selon la revendication 1, dans lequel les moyens
(2, 4) de traitements dudit signal comportent des moyens (3)
d'extraction des paramètres des cycles respiratoires à
20 surveiller.
3. Equipement selon l'une des revendications 1 et 2, dans
lequel le segment d'élastomère conducteur à résistance
variable (1 ; 101 ; 201) est agencé pour entourer l'élément
25 corporel (5) et sensible à la longueur du tour dudit
élément.
4. Equipement selon l'une des revendications 1 et 2, dans
lequel le segment d'élastomère conducteur à résistance
30 variable (1 ; 101 ; 201) est solidarisé à une pièce
adhésive.

5. Equipement selon l'une des revendications 1 à 4, dans lequel les moyens de saisie de ladite longueur comprennent au moins un pont de mesure (6), dont au moins une des résistances est constituée par l'élastomère conducteur à résistance.
- 5 6. Equipement selon la revendication 5 dans lequel le pont de mesure (6) est relié à un émetteur sans fil (8).
7. Equipement selon la revendication 6 dans lequel l'émetteur sans fil (8) est relié à un récepteur sans fil (12) d'un système informatique (4) de traitement des signaux reçus par le récepteur (12).
- 10 8. Equipement selon l'une des revendications 1 à 7, dans lequel les moyens de traitement sont des moyens électroniques et les moyens d'extraction de paramètres des flux sanguins et/ou des cycles respiratoires à surveiller comprennent un algorithme (3) agencé pour recevoir les informations relatives à ladite longueur pour en extraire les paramètres des flux sanguins et/ou des cycles respiratoires à surveiller.
- 15 20 25 9. Equipement selon la revendication 8, dans lequel ledit algorithme (3) coopère avec le pont de mesure (6), l'émetteur sans fil (8) et le récepteur sans fil (12).
10. Equipement selon les revendications 8 et 9, dans lequel ledit algorithme (3) est implanté dans ledit système informatique (4).
- 30 11. Equipement selon les revendications 1 à 10, comprenant plusieurs segments d'élastomère conducteur (101a, 101b ; 201a, 201b ; 1501a, 1501b, 1501c, 1504, 1505, 1506).

12. Equipement selon la revendication 11, dans lequel il est
prévu un boîtier (202) comprenant au moins deux ponts de
mesure (206a, 206b) intégrant chacun un segment d'élastomère
conducteur (201a, 201b).
13. Equipement selon l'une des revendications 3 et 5 à 13,
comprenant un organe de serrage (316) du segment
d'élastomère conducteur (1).
14. Equipement selon la revendication 14, dans lequel l'organe
de serrage (316) comprend un moteur (315), piloté par le
système informatique (4) pour ajuster la longueur du segment
d'élastomère conducteur (1).
15. Equipement selon l'une des revendications 1 à 15, dans
lequel le segment d'élastomère conducteur à résistance
variable (1 ; 1500) est un segment multicouches (1500)
consistant en une alternance de couches l'élastomère
conducteur (1501a, 1501b, 1501c) avec des couches
d'élastomères non-conducteur (1502a, 1502b, 1502c).

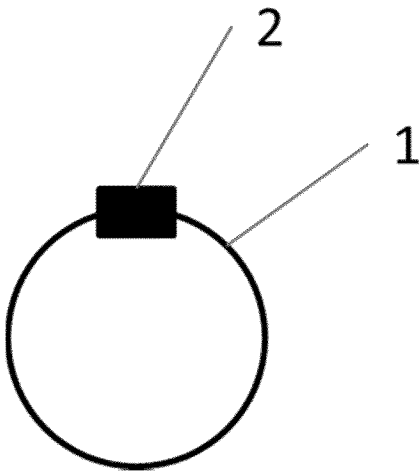


Figure 1.

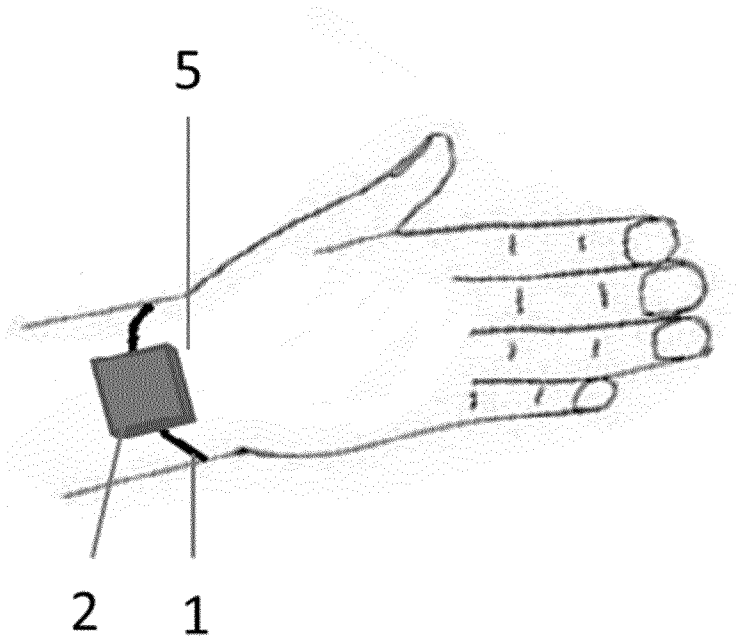


Figure2.

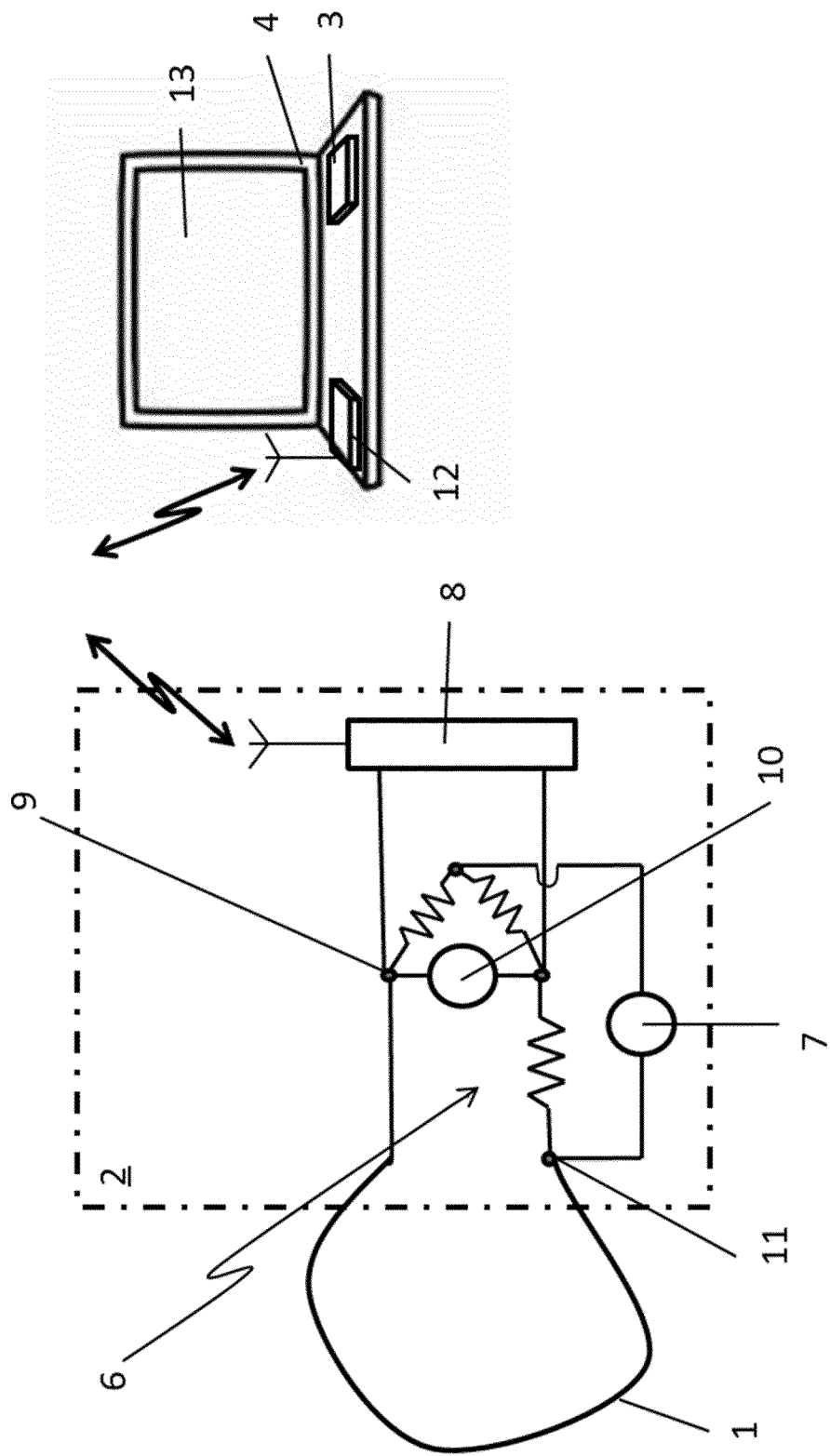


Figure 3.

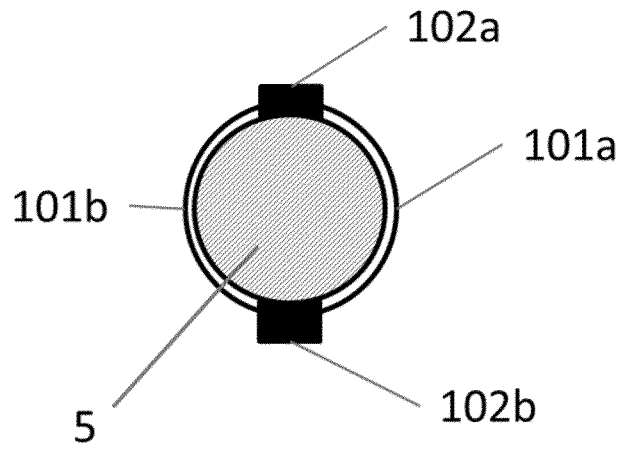


Figure 4.

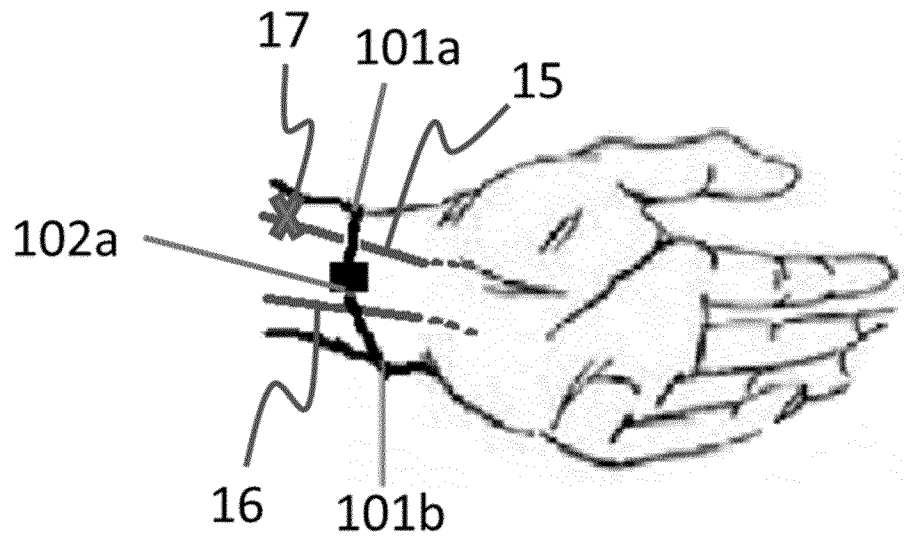


Figure 5.

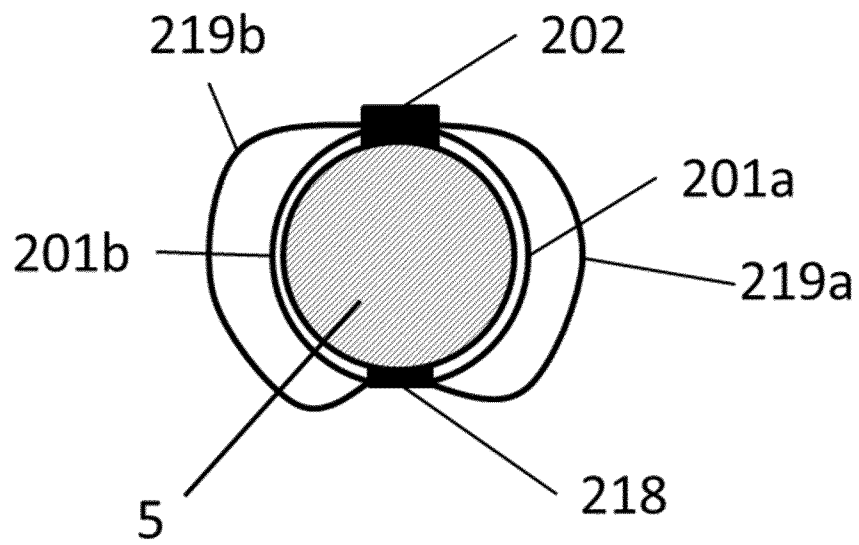


Figure 6.

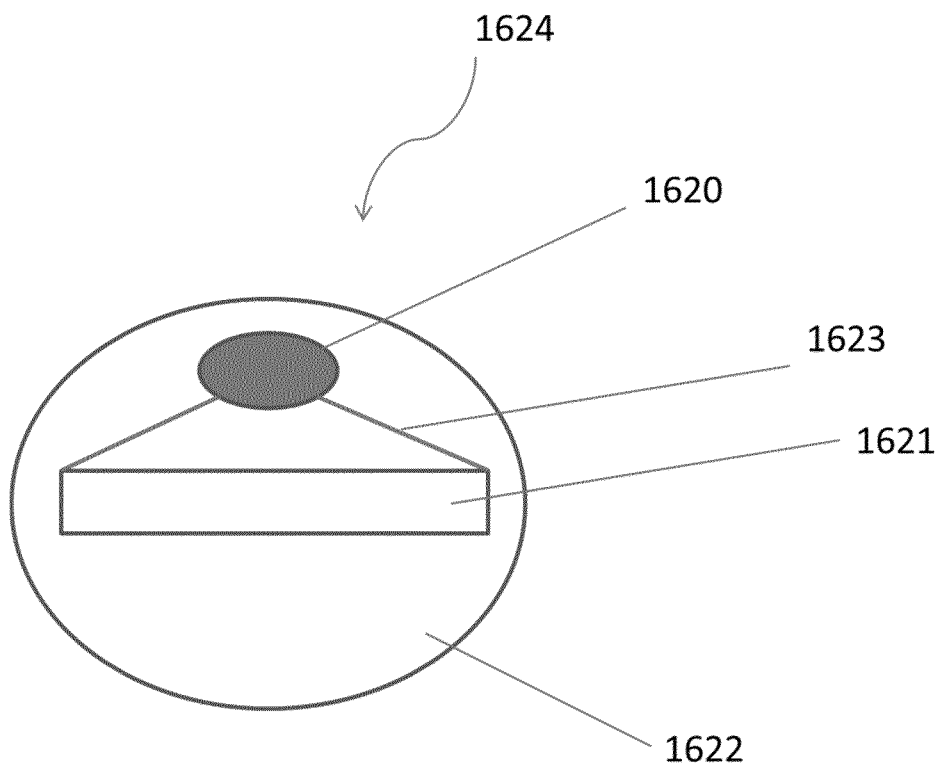


Figure 12.

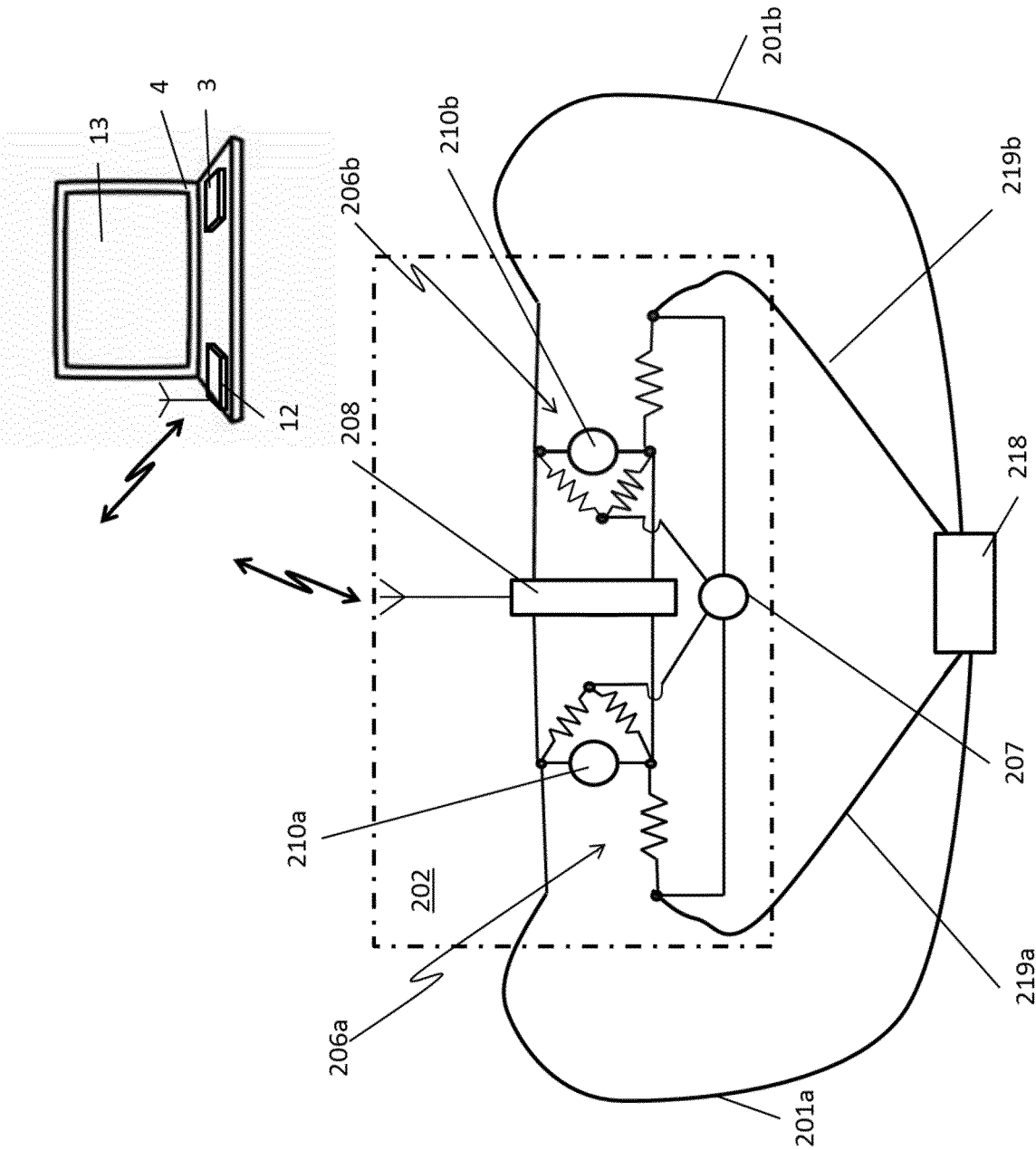


Figure 7.

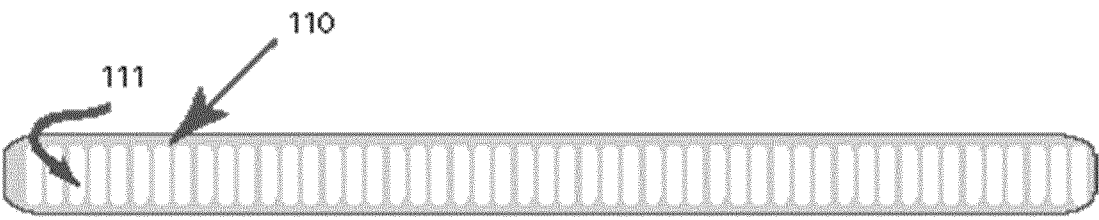


Figure 8.

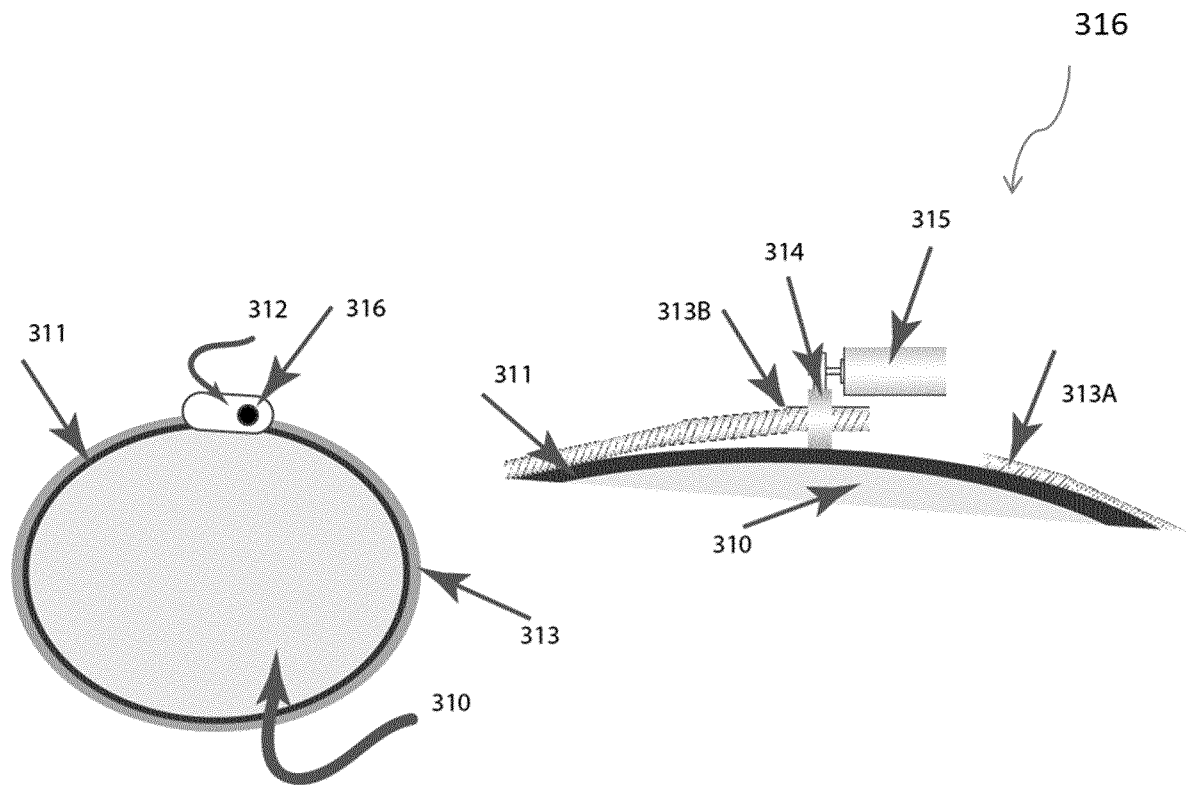


Figure 9a.

Figure 9b.

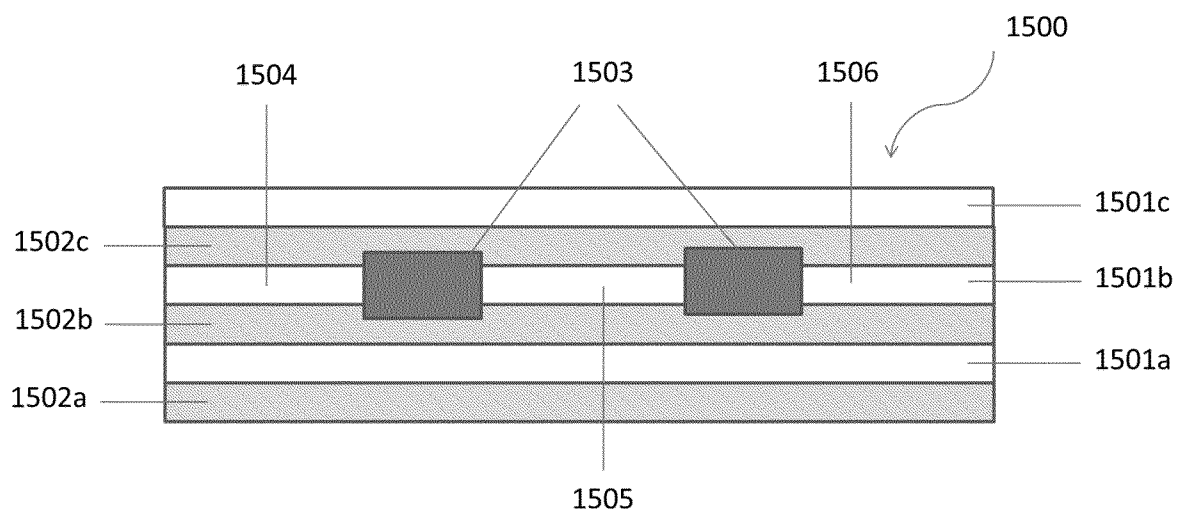


Figure 10.

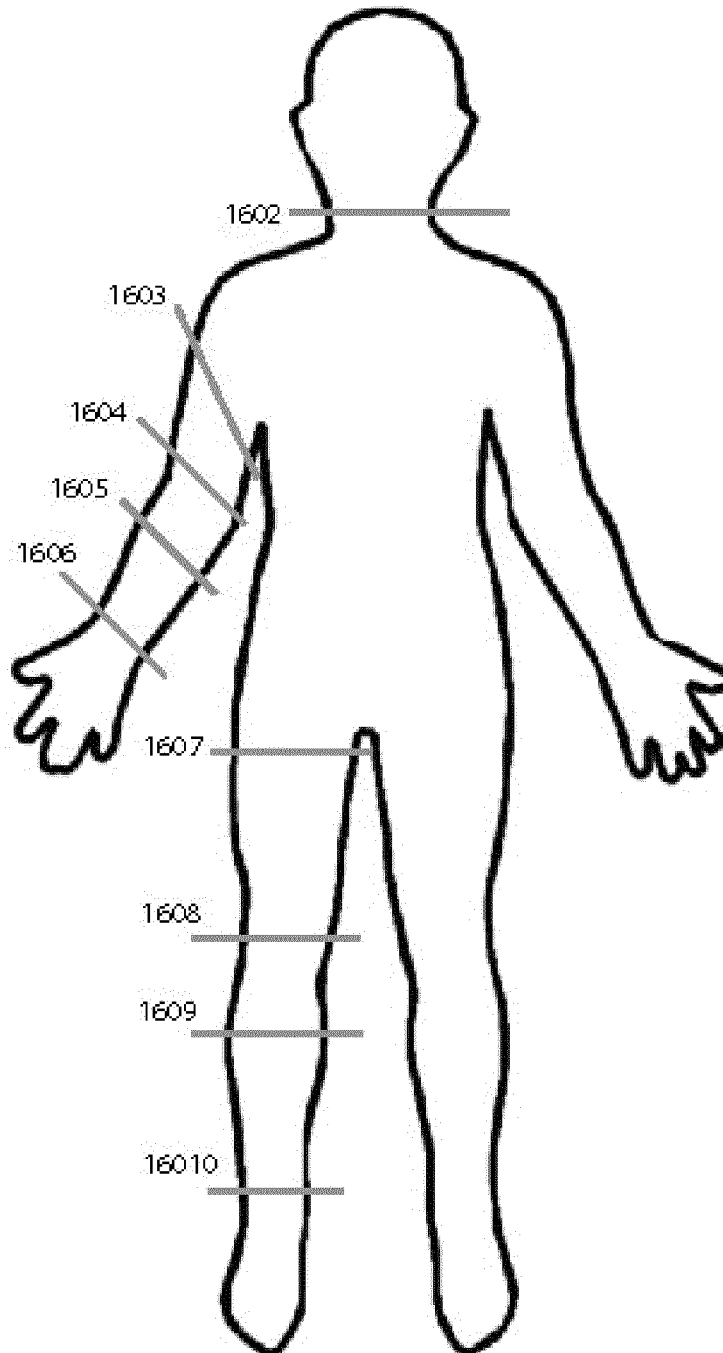


Figure 11.

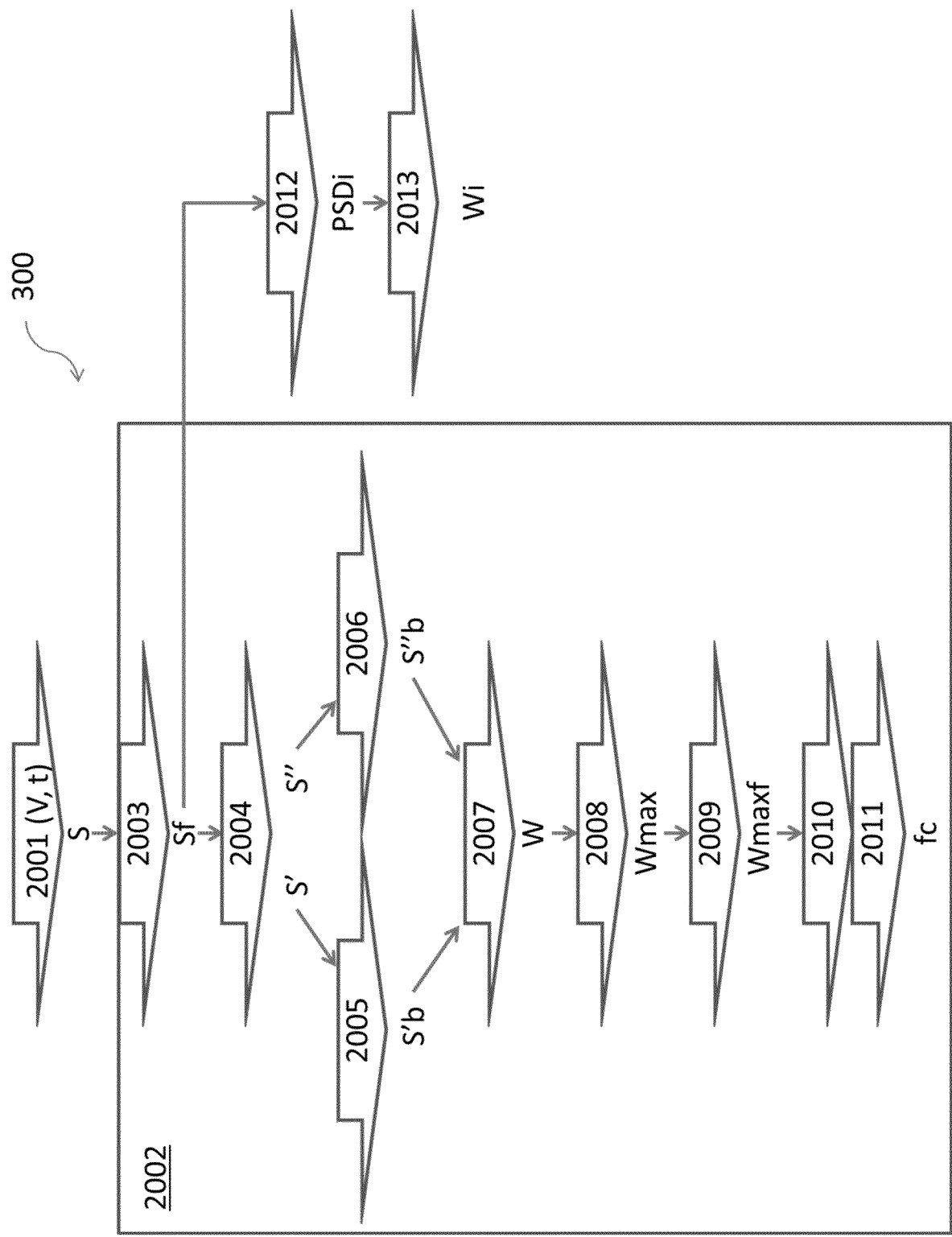


Figure 13.

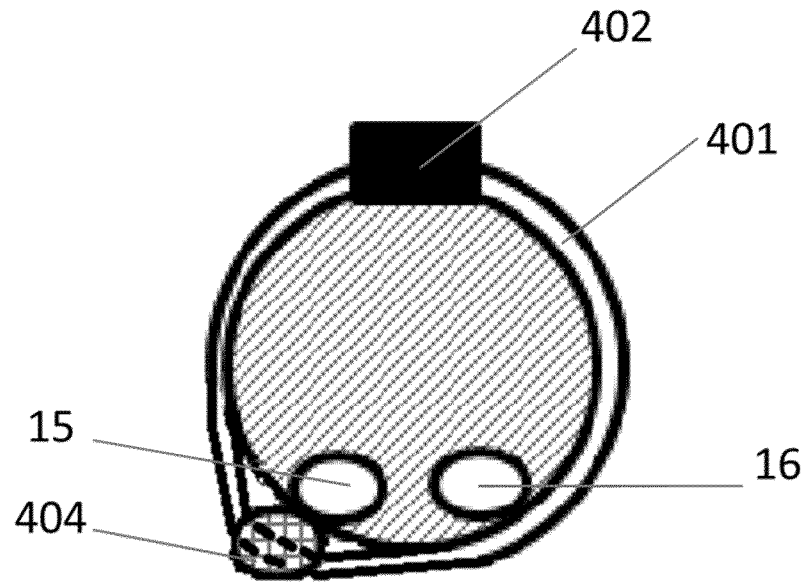


Figure 14

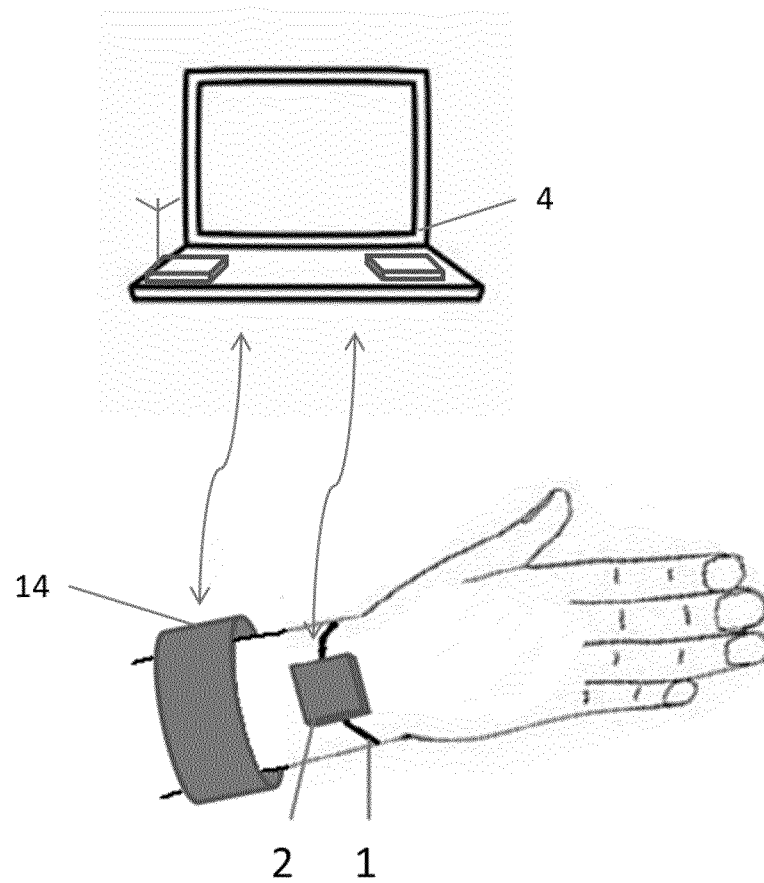


Figure 15.

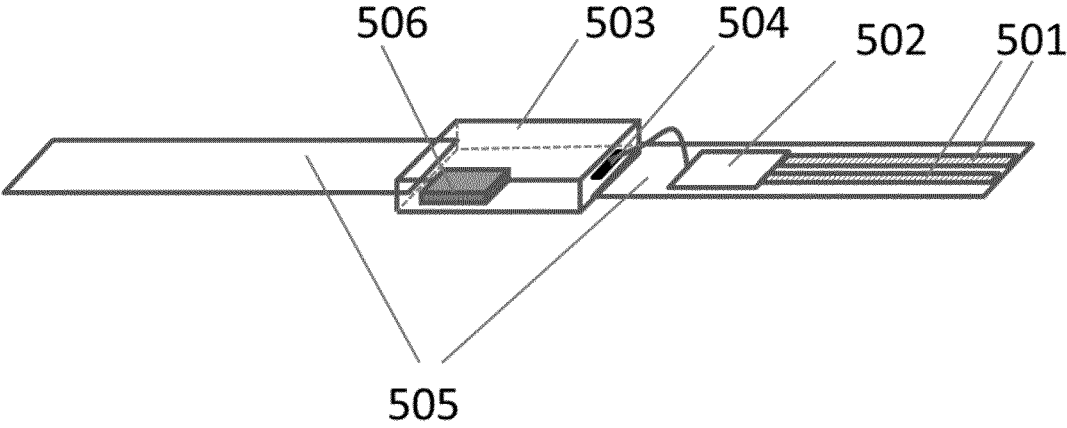


Figure 16.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/079918

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/0295 A61B5/08 A61B5/00 A61B5/113
ADD. A61B5/107

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2008/300503 A1 (LEE IN KWANG [KR] ET AL) 4 December 2008 (2008-12-04) paragraphs [0013] - [0016], [0030] - [0031], [0033] - [0034], [0036], [0041] - [0042], [0050] - paragraph [0015] figures 2-3, 5-6 -----	1-24
X	US 4 258 720 A (FLOWERS EDWARD P) 31 March 1981 (1981-03-31) column 1, lines 5-13, 33-43 column 2, lines 28-32 column 3, lines 13-13 column 4, lines 18-37 column 5, lines 4-20 figures 1, 3, 6 -----	1-24



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

26 January 2018

Date of mailing of the international search report

02/02/2018

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Faymann, Juan

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/079918

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
US 2008300503	A1	04-12-2008	KR	20080106669 A		09-12-2008
			US	2008300503 A1		04-12-2008
			US	2010249632 A1		30-09-2010

US 4258720	A	31-03-1981	CA	1147164 A		31-05-1983
			DE	3004471 A1		21-08-1980
			FR	2448339 A1		05-09-1980
			GB	2045440 A		29-10-1980
			JP	S55158035 A		09-12-1980
			US	4258720 A		31-03-1981

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/EP2017/079918

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE INV. A61B5/0295 A61B5/08 A61B5/00 A61B5/113 ADD. A61B5/107		
Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB		
B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement) A61B		
Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche		
Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	US 2008/300503 A1 (LEE IN KWANG [KR] ET AL) 4 décembre 2008 (2008-12-04) alinéas [0013] - [0016], [0030] - [0031], [0033] - [0034], [0036], [0041] - [0042], [0050] - alinéa [0015] figures 2-3, 5-6 -----	1-24
X	US 4 258 720 A (FLOWERS EDWARD P) 31 mars 1981 (1981-03-31) colonne 1, lignes 5-13, 33-43 colonne 2, lignes 28-32 colonne 3, lignes 13-13 colonne 4, lignes 18-37 colonne 5, lignes 4-20 figures 1, 3, 6 -----	1-24
☐ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents ☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe		
* Catégories spéciales de documents cités: "A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent "E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date "L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée) "O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens "P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée "T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention "X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément "Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier "&" document qui fait partie de la même famille de brevets		
Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée 26 janvier 2018		Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale 02/02/2018
Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Fonctionnaire autorisé Faymann, Juan

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/EP2017/079918

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2008300503 A1	04-12-2008	KR 20080106669 A	09-12-2008
		US 2008300503 A1	04-12-2008
		US 2010249632 A1	30-09-2010

US 4258720 A	31-03-1981	CA 1147164 A	31-05-1983
		DE 3004471 A1	21-08-1980
		FR 2448339 A1	05-09-1980
		GB 2045440 A	29-10-1980
		JP S55158035 A	09-12-1980
		US 4258720 A	31-03-1981

专利名称(译)	监测血流量和呼吸流量的设备		
公开(公告)号	EP3558106A1	公开(公告)日	2019-10-30
申请号	EP2017803903	申请日	2017-11-21
[标]发明人	LANGE PHILIPPE AMOROSO GIOVANNI BUTTIGNOL GABRIELE DE VRIES GERRIT		
发明人	LANGE, PHILIPPE AMOROSO, GIOVANNI CAMP, DAVID,LAWRENCE BUTTIGNOL, GABRIELE DE VRIES, GERRIT		
IPC分类号	A61B5/0295 A61B5/08 A61B5/00 A61B5/113 A61B5/107		
CPC分类号	A61B5/0295 A61B5/0816 A61B5/1072 A61B5/113 A61B5/6831 A61B2505/05 A61B2562/0261 A61B5/0002 A61B5/0205 A61B5/6833		
代理机构(译)	OFFICE KIRKPATRICK		
优先权	2016005953 2016-12-21 BE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本申请的发明涉及用于监测人体或动物体的血流和/或呼吸循环的非侵入性设备，其包括至少一段可变电阻的导电弹性体，其布置成围绕所述导电弹性体的圆周延伸。本体元件并且对所述元件的圆周长度敏感，借助于所述可变电阻捕获所述长度并提供代表所述长度的信号的装置，以及用于处理所述信号的装置，具有提取所述信号的参数的装置。血流和/或要监测的呼吸循环。