

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
COURBEVOIE

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

**3 048 352**

②1 N° d'enregistrement national : **16 51760**

⑤1 Int Cl<sup>8</sup> : **A 61 B 5/11 (2017.01)**

①2 **DEMANDE DE BREVET D'INVENTION**

**A1**

②2 Date de dépôt : 02.03.16.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la demande : 08.09.17 Bulletin 17/36.

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 :

○ Demande(s) d'extension :

⑦1 Demandeur(s) : INRIA INSTITUT NATIONAL DE RECHERCHE EN INFORMATIQUE ET EN AUTOMATIQUE — FR.

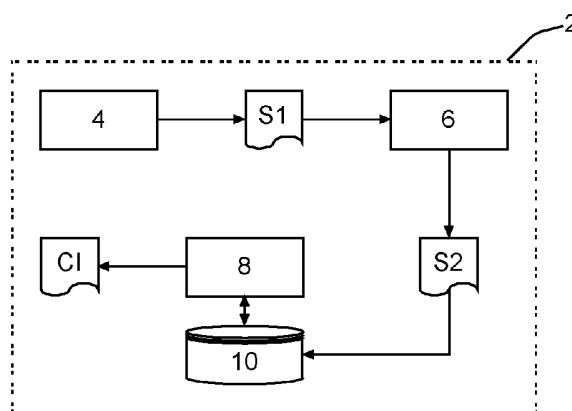
⑦2 Inventeur(s) : CHAPELLE DOMINIQUE, IMPERIALE SEBASTIEN, LAURIN ALEXANDRE et MOIREAU PHILIPPE.

⑦3 Titulaire(s) : INRIA INSTITUT NATIONAL DE RECHERCHE EN INFORMATIQUE ET EN AUTOMATIQUE.

⑦4 Mandataire(s) : CABINET NETTER.

⑤4 **DISPOSITIF CARDIAQUE.**

⑤7 Un dispositif cardiaque comprend un accéléromètre (4), et un filtre (6) agencé pour débruiter un signal SCG tiré de l'accéléromètre (4), ainsi qu'un calculateur (8) agencé pour appliquer un modèle thoraco-cardiovasculaire au signal issu du filtre (6) et en tirer au moins un indicateur (CI) d'activité cardiaque.



FR 3 048 352 - A1



## Dispositif cardiaque

L'invention concerne le domaine de la surveillance cardiaque.

- 5 Il est connu de réaliser des ECG (électrocardiogrammes) pour réaliser le suivi médical d'un patient présentant une maladie cardiaque. Certaines maladies cardiaques nécessitent un suivi quotidien, voire continu. Dans ce contexte, les patients peuvent vivre à domicile, mais il leur est nécessaire de réaliser plusieurs fois par jour des ECG.
- 10 Les ECG sont des examens non invasifs mais contraignants dans la mesure où ils nécessitent la pose de plusieurs électrodes de manière assez précise et l'utilisation d'un appareil spécifique. Au jour le jour, l'utilisation de ces appareils pose de nombreux problèmes et réduit de manière significative la mobilité des patients, et l'information qui en découle reste incomplète car elle ne dit rien sur l'état mécanique du système
- 15 (pressions et débits, etc.).

- Il existe des examens appelés SCG (sismocardiogrammes) qui représentent les données de l'activité cardiaque mesurée par un accéléromètre. Cet examen est moins contraignant que l'ECG, car il est réalisé en appliquant un accéléromètre sur le thorax
- 20 d'un patient et en se basant sur les mesures obtenues. De plus, le SCG contient des informations sur la mécanique du système cardiovasculaire, contrairement à l'ECG.

- Cependant, l'interprétation directe des informations contenues dans un SCG est très délicate, en dehors du rythme cardiaque lui-même, de par la complexité des
- 25 phénomènes sous-jacents, et de fait ces mesures sont peu utilisées à l'heure actuelle.

- L'invention vient améliorer la situation. À cet effet l'invention propose un dispositif cardiaque comprenant un accéléromètre, et un filtre agencé pour débruiter un signal SCG tiré de l'accéléromètre, et comprend en outre un calculateur agencé pour appliquer
- 30 un modèle thoraco-cardiovasculaire au signal issu du filtre et en tirer au moins un indicateur d'activité cardiaque.

Ce dispositif est particulièrement avantageux car il permet de réaliser un suivi cardiaque à l'aide de matériels très répandus et peu coûteux, sans mesures invasives, et réalisable hors environnement clinique, donnant accès à des indicateurs cardiaques importants sur la mécanique cardio-vasculaire, hors de portée d'un ECG.

5

Selon diverses variantes, le dispositif peut présenter une ou plusieurs des caractéristiques suivantes :

- le calculateur est agencé pour calculer un indicateur d'activité cardiaque, en appliquant un modèle thoraco-cardiovasculaire pour calculer une valeur de signal SCG théorique, et en appliquant au moins une fonction de correction basée sur la différence entre la valeur de signal SCG théorique et la valeur tirée du filtre,
- le calculateur est agencé pour appliquer au moins un filtre de Kalman ou une combinaison d'un filtre de Kalman avec un observateur de Luenberger dans ladite au moins une fonction de correction,
- le modèle thoraco-cardiovasculaire comprend un modèle cardiovasculaire, une fonction de transfert de force cardio-thoracique, et un modèle mécanique thoracique,
- l'accéléromètre et le calculateur sont reçus dans un unique boîtier du dispositif,
- l'accéléromètre et le calculateur sont reçus dans deux boîtiers distincts du dispositif,
- le dispositif est agencé pour émettre un signal en fonction d'une comparaison entre un indicateur d'activité cardiaque calculé et une valeur seuil, et
- le calculateur est agencé pour recevoir et traiter des grandeurs liées à l'hémodynamique.

15

20

L'invention concerne également un procédé de suivi cardiaque, comprenant :

25

- obtenir un signal SCG d'un accéléromètre,
- filtrer le signal SCG,
- appliquer un modèle thoraco-cardiovasculaire au signal SCG filtré et en tirer au moins un indicateur d'activité cardiaque.

30

Selon ce procédé, l'application du modèle thoraco-cardiovasculaire peut comprendre :

- appliquer un modèle thoraco-cardiovasculaire pour calculer une valeur de signal SCG théorique,

- déterminer une différence entre la valeur de signal SCG théorique et la valeur du signal SCG filtré,
- appliquer au moins une fonction de correction basée sur la différence pour déterminer l'indicateur d'activité cardiaque.

5

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront mieux à la lecture de la description qui suit, tirée d'exemples donnés à titre illustratif et non limitatif, tirés des dessins sur lesquels :

- la figure 1 représente un schéma général d'un dispositif selon invention,
- 10 - la figure 2 représente un exemple de mise en œuvre d'une fonction exécutée par le dispositif de la figure 1,
- la figure 3 représente un exemple de mise en œuvre d'une opération de la figure 2, et
- les figures 4 à 6 représentent des exemples de signaux obtenus par le dispositif de la figure 1, respectivement avant le filtrage, après le filtrage et après un traitement de mise
- 15 en forme.

Les dessins et la description ci-après contiennent, pour l'essentiel, des éléments de caractère certain. Ils pourront donc non seulement servir à mieux faire comprendre la présente invention, mais aussi contribuer à sa définition, le cas échéant.

20

La présente description est de nature à faire intervenir des éléments susceptibles de protection par le droit d'auteur et/ou le copyright. Le titulaire des droits n'a pas d'objection à la reproduction à l'identique par quiconque du présent document de brevet ou de sa description, telle qu'elle apparaît dans les dossiers officiels. Pour le reste, il

25 réserve intégralement ses droits.

En outre, la description détaillée est augmentée de l'annexe A, qui donne la formulation de certaines formules mathématiques mises en œuvre dans le cadre de l'invention. Cette Annexe est mise à part dans un but de clarification, et pour faciliter les renvois. Elle est

30 partie intégrante de la description, et pourra donc non seulement servir à mieux faire comprendre la présente invention, mais aussi contribuer à sa définition, le cas échéant.

La figure 1 représente un schéma général d'un dispositif 2 selon invention. Le dispositif 2 comprend un accéléromètre 4, un filtre 6, un calculateur 8 et une mémoire 10.

5 Dans l'exemple décrit ici, le dispositif 2 est un téléphone intelligent. Ainsi, le téléphone intelligent est disposé contre le thorax d'un patient, de préférence directement au contact de la peau, mais en variante le patient peut garder un T-shirt ou une chemise, un pull risquant d'amortir trop fortement les vibrations produites par les battements du cœur. Ainsi, tous les éléments du dispositif sont contenus dans un seul objet qui, par sa  
10 nature, est gardé à proximité par le patient. En variante, les éléments du dispositif 2 pourraient être séparés, l'accéléromètre 4 étant reçu dans un boîtier et maintenu au contact du thorax du patient et communiquant de manière filaire ou sans fil avec un autre boîtier renfermant les autres éléments.

15 Dans le cadre de l'invention, le filtre 6 et le calculateur 8 sont des éléments accédant directement ou indirectement à la mémoire 10. Ils peuvent être réalisés sous la forme d'un code informatique approprié exécuté sur un ou plusieurs processeurs. Par processeurs, il doit être compris tout processeur adapté. Un tel processeur peut être réalisé de toute manière connue, sous la forme d'un microprocesseur pour ordinateur  
20 personnel, d'une puce dédiée de type FPGA ou SoC (« system on chip » en anglais), d'une ressource de calcul sur une grille, d'un microcontrôleur, ou de toute autre forme propre à fournir la puissance de calcul nécessaire à la réalisation décrite plus bas. Un ou plusieurs de ces éléments peuvent également être réalisés sous la forme de circuits électroniques spécialisés tel un ASIC. Une combinaison de processeur et de circuits  
25 électroniques peut également être envisagée.

Dans le cadre de l'invention, la mémoire 10 peut être tout type de stockage de données propre à recevoir des données numériques : disque dur, disque dur à mémoire flash (SSD en anglais), mémoire flash sous toute forme, mémoire vive, disque magnétique,  
30 stockage distribué localement ou dans le cloud, etc. Les données calculées par le dispositif peuvent être stockées sur tout type de mémoire similaire à la mémoire 10, ou

sur celle-ci. Ces données peuvent être effacées après que le dispositif a effectué ses tâches, ou conservées.

Lorsque le dispositif est placé contre le thorax d'un patient et que l'acquisition de données cardiaques est lancée, l'accéléromètre 4 mesure les vibrations de la cage thoracique du patient et produit un signal S1. La figure 4 représente un exemple d'un signal obtenu en sortie de l'accéléromètre 4.

Le signal S1 est ensuite traité par le filtre 6, notamment afin de débruiter celui-ci. En effet, le signal issu de l'accéléromètre 4 (représenté sur la figure 4) présente une forte composante bruitée, notamment par le fait que l'accéléromètre n'est pas en contact parfait avec le thorax, et que le patient est susceptible de bouger légèrement pendant la mesure, etc.

Ce débruitage vise principalement à filtrer le signal, identifier les sections comportant du bruit important, et y interpoler les données. Le filtre est un filtre passe-bande servant à isoler les fréquences d'intérêt, comme représenté sur la figure 5. On compare ensuite le signal filtré à un signal de référence pour identifier les zones où le bruit empêche l'analyse d'emblée. Les zones propres périphériques aux zones avec bruit sont ensuite utilisées, soit pour analyser les zones avec bruit, soit pour les remplacer.

Le filtre 6 produit un signal S2, dont un exemple est représenté sur la figure 6, qui correspond au signal S1 débruité. Ensuite, le calculateur 8 applique au signal S2 un modèle thoraco-cardiovasculaire afin d'en tirer des informations cardiaques CI. Dans l'exemple décrit ici, le signal S1, le signal S2 et les données CI sont stockés dans la mémoire 10 avec le modèle thoraco-cardiovasculaire.

Le modèle thoraco-cardiovasculaire comprend :

- un modèle cardiovasculaire reliant des paramètres de modélisation du cœur (module d'élasticité, contractilité, tension active maximale des fibres musculaires, etc.), des variables représentatives de l'état du cœur, notamment décrivant ses déformations, et de la circulation sanguine (élastances artérielles, résistances périphériques, pression

artérielle et veineuse etc.), une loi représentant les efforts de contact appliqués par le cœur sur la cage thoracique, en fonction des paramètres cardiaques et optionnellement de paramètres représentant la position (verticale / horizontale, etc.) du patient, et  
- un modèle thoracique comprenant une fonction de transfert entre les efforts de contact  
5 appliqués par le cœur et l'accélération induite dans la cage thoracique.

Dans l'exemple décrit ici, la maladie cardiaque suivie est typiquement une insuffisance cardiaque chronique, par exemple de type « cardiomyopathie dilatée » (CMD). Dans ce cas, le suivi vise à prévenir les risques d'aggravation, en particulier de décompensation  
10 aiguë, en adaptant le traitement du patient en fonction de l'évolution de son état.

Dans le cas décrit ici, les grandeurs cardiaques qu'un cardiologue souhaitera surveiller comprennent la variation du rayon de la cavité du ventricule gauche (ci-après  $y$ ), la déformation des fibres musculaires (ci-après  $ec$ ), la raideur active cardiaque (ci-après  
15  $kc$ ), la contrainte active cardiaque (ci-après  $tc$ ), la pression aortique (ci-après  $Par$ ) et la pression artérielle distale (ci-après  $Pd$ ). Ces grandeurs caractéristiques de l'état de fonctionnement cardiaque seront dans la suite rassemblées dans un vecteur  $xc$ . D'autres grandeurs d'intérêt concernent certains paramètres de modélisation susceptibles  
20 d'évoluer au fil du temps en fonction de l'état du patient, et ces paramètres comprennent notamment la contractilité (ci-après  $s0$ ), la raideur active (ci-après  $k0$ ) et la résistance périphérique (ci-après  $Rd$ ). Ces paramètres sont rassemblés dans un vecteur noté  $T$ . Enfin, des indicateurs variés peuvent être tirés du vecteur  $xc$  et des paramètres de modélisation  $T$  pour permettre de suivre l'évolution de la maladie. Ces indicateurs,  
25 comprenant notamment le débit cardiaque (ci-après  $Q$ ), seront dans la suite désignés par un vecteur  $CI$ .

Le vecteur  $xc$  et le vecteur  $T$  sont reliés par les équations (10) à (60) de l'Annexe A, dans laquelle les équations (10), (20), (30), (40), (50) et (60) désignent les relations indépendantes, et les équations (11) à (18) définissent des membres de l'équation (10).  
30 L'article de M. Caruel et al, « *Dimensional reductions of a cardiac model for effective validation and calibration* », Biomech Model Mechanobiol, 2013 décrit ces équations en détail.

Le système formé par les équations (10) à (60) peut être résumé sous la forme de l'équation (100).

Une fois ce modèle cardiaque posé, un modèle mécanique de force cardio-thoracique  
5 peut être utilisé. Ce modèle est une fonction de transfert qui convertit le vecteur  $x_c$  en force exercée par le cœur sur le thorax.

Ce modèle est résumé sous la forme de l'équation (110), dans laquelle  $f(t)$  représente la force exercée par le cœur dans l'état associé au vecteur  $x_c(t)$ ,  $k_{con}$  représente une  
10 raideur et  $y_{con}$  une distance au repos entre le thorax et le cœur.

À partir de cette force, un modèle thoracique peut être appliqué pour déterminer les déplacements du thorax sous l'effet de la force exercée par le cœur. D'une manière générale, le thorax peut être modélisé comme un ensemble de modes propres, c'est-à-dire des fonctions de déplacement indépendantes les unes des autres, et dépendant de  
15 l'application d'une composante de force modale.

Le modèle thoracique peut être résumé sous la forme de l'équation (120), dans laquelle la matrice  $A_t$  représente la dynamique du système de modes propres modélisant le thorax, et  $x_t$  représente le vecteur décrivant l'état du thorax dans ce modèle.  
20 L'équation (125) montre un exemple de mise en œuvre de ce modèle, dans lequel le vecteur  $x_t$  est modélisé par  $a_t$  et sa dérivée temporelle, où  $a_t$  est la composante de chaque mode retenu pour le modèle,  $w$  est la pulsation propre de chaque mode retenu pour le modèle,  $\xi$  est le coefficient d'amortissement de chaque mode retenu pour le modèle, et  $b$  est le coefficient d'excitation modale de chaque mode retenu pour le  
25 modèle.

Enfin, à partir du vecteur  $x_t$  décrivant le thorax, il est possible de déterminer une accélération équivalente  $z(t)$  du thorax par le biais de l'équation (130), dans laquelle la  
30 fonction  $h()$  est une fonction de transfert appliquée au vecteur  $x_t$  de l'état du thorax.

Dans une situation idéale, il serait donc possible de mesurer l'accélération  $z(t)$  du thorax pour remonter via les équations (100) à (130) jusqu'au vecteur  $x_c$  et au vecteur  $T$  permettant de suivre l'évolution des paramètres pertinents.

- 5 Cependant, le dispositif 2 ne peut pas mesurer de manière parfaite l'accélération du thorax, même après débruitage. Toutes les données qui peuvent être déduites sont donc des approximations.

10 Afin de pallier ce problème, ainsi que le fait que les opérateurs  $A_c$  et  $A_t$ , ainsi que les fonctions  $f()$  et  $h()$  ne sont pas nécessairement inversibles, la Demanderesse a conçu une fonction  $\text{Calc}()$  qui vient compléter le modèle décrit plus haut, et a discrétisé ces derniers.

15 Ainsi, la Demanderesse a introduit avec l'équation (140) un vecteur d'innovation qui mesure la différence entre la mesure débruitée  $Z(t)$  et la mesure théorique  $z(t)$ . Le vecteur d'innovation est ensuite réintroduit dans des fonctions de corrections basées sur un filtre de Kalman, ou sur une combinaison d'un filtre de Kalman avec un observateur de Luenberger comme exposé dans l'article de Moireau et al. « *Joint state and parameter estimation for distributed mechanical systems* », *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.* 197 (2008) 659–677. Ces fonctions de correction ont l'avantage d'assurer une convergence dans une large gamme de situations, en quelques boucles de fonctionnement.

25 En conséquence la Demanderesse a introduit les équations (200) et (220) pour modifier les équations (100) et (120) afin de tenir compte de ces corrections, et introduit l'équation (205) pour tenir compte de leurs effets sur le vecteur  $T$ .

30 Le calculateur 8 peut également recevoir et des signaux mesurés par d'autres capteurs, notamment des mesures non-invasives de grandeurs liées à l'hémodynamique (tensiomètre, tonométrie radiale, photoplethysmogramme, etc.), et les combiner aux données cardiaques déterminées par le calculateur 8 pour en tirer des indicateurs cardiaques permettant le suivi de maladies cardiaques spécifiques.

La figure 2 représente un exemple d'une fonction mise en œuvre par le dispositif 2. Dans une opération 200, le dispositif 2 exécute une fonction Init(). La fonction Init() initialise le dispositif 2, notamment en sélectionnant des paramètres spécifiques au patient relatifs au modèle cardiovasculaire et/ou au modèle thoracique. Cette fonction  
5 peut réaliser une opération de calibration à chaque allumage du dispositif 2, ou réaliser cette calibration de manière périodique ou une fois pour toutes.

Ensuite, dans une opération de 210, l'accéléromètre 4 mesure les vibrations du thorax du patient et en tire le signal S1, puis dans une opération de 220, le filtre 6 exécute une  
10 fonction Filt() pour traiter le signal S1 et obtenir le signal S2. Par exemple, la fonction Filt() peut mettre en œuvre le filtrage décrit dans la thèse de A. Laurin "*New timing estimations of cardiovascular events; application to seismocardiography, microneurography, and blood pressure*".

15 Enfin, dans une opération de 230, le calculateur 8 exécute une fonction Calc() qui applique le modèle thoraco-cardiovasculaire au signal S2 pour en tirer les données cardiaques CI.

La figure 3 représente un exemple de mise en œuvre de la fonction Calc().

20

La fonction Calc() comprend deux boucles au fonctionnement identique, dont la première sert à l'initialisation et la deuxième à l'exploitation.

25 Dans une opération 300, la fonction Calc() débute avec des valeurs d'initialisation des vecteurs xc et T, ainsi qu'avec un indice temporel i.

Ensuite, dans une opération 310, une fonction Sim1() est appliquée avec comme argument l'indice i-1. La fonction Sim1() applique de manière séquentielle une version discrétisée des équations (100) à (130), afin de déterminer quelle serait la valeur de z(t)  
30 pour l'instant correspondant à l'instant i, telle que calculée selon le modèle théorique.

Les équations (300) à (330) représentent une possible version discrétisée, par une méthode dite explicite, des équations (100) à (130) appliquées par la fonction Sim1().

5 Ensuite, dans une opération 320, le calculateur 8 calcule le vecteur d'innovation en appliquant l'équation (140), et la simulation est répétée dans une opération 330 avec une fonction Sim2().

10 La fonction Sim2() reçoit le vecteur d'innovation  $I(i)$  pour appliquer les équations (200) à (220), sous une forme discrétisée de la même manière que les équations (300) à (330), comme cela apparaît avec les équations (400) à (430). Dans la pratique, la fonction Sim2() applique une correction tirée du vecteur d'innovation aux calculs déjà réalisés avec la fonction Sim1(). En variante, la fonction Sim2() pourrait reprendre intégralement les calculs.

15 Ensuite, dans une opération 335, l'indice  $i$  est incrémenté, et, une fonction Conv() est exécutée dans une opération 340 pour comparer la différence entre la valeur  $h(i)$  issue de l'opération 330 et la mesure  $Z(i)$  issue de l'accéléromètre 4 utilisée à l'opération 320.

20 Lorsque cette différence est supérieure à un seuil choisi, alors il est considéré que les fonctions de correction ne suffisent pas encore, et la fonction Calc() reprend avec l'opération 310.

25 Comme mentionné précédemment, la convergence par les fonctions de corrections est atteinte assez rapidement, par exemple à partir des mesures de l'accéléromètre associées à un unique battement cardiaque.

Lorsque la différence est inférieure au seuil choisi, alors il est considéré que les valeurs déterminées sont utiles, et la deuxième boucle commence.

30 Dans la deuxième boucle, des opérations 350 à 370 identiques aux opérations 310 à 330 sont exécutées afin de déterminer les valeurs courantes du vecteur  $xt(i)$  et  $T(i)$ . Ensuite, dans une opération 380, ces mesures sont affichées et/ou font l'objet d'un traitement

relatif au suivi de la maladie avec l'exécution d'une fonction Proc(). La fonction Proc() détermine également s'il reste des données à traiter. Si c'est le cas, alors l'indice i est incrémenté dans une opération 385, et la deuxième boucle reprend avec l'opération 350. Sinon, la fonction Calc() se termine dans une opération 390.

5

Sur la base des calculs de la fonction Calc() un ensemble de fonctionnalités peuvent être mises en œuvre, comprenant l'émission d'un signal d'avertissement à l'utilisateur ou à un membre du corps médical (localement ou par une communication à distance), l'affichage des vecteurs xc et T calculés, le calcul d'indicateurs cardiaques CI à partir des vecteurs xc et T, etc.

10

Le dispositif de l'invention permet de compléter, voire de remplacer plusieurs appareils de mesure qui étaient précédemment utilisés mais non nécessairement synchronisés entre eux. De plus, il permet de produire des mesures directement interprétables dans des situations où le corps médical devait précédemment interpréter des graphes.

15

La fonction de calcul peut mettre en œuvre d'autres modèles thoraco-cardiovasculaires que celui donné ici à titre d'exemple, et recevoir et prétraiter des signaux mesurés par d'autres capteurs, et notamment des mesures non-invasives de grandeurs liées à l'hémodynamique (tensiomètre, tonométrie radiale, photoplethysmogramme, etc.).

20

## ANNEXE A

$$\rho d_0 \ddot{y} + \frac{d_0}{R_0} \left(1 + \frac{y}{R_0}\right) \Sigma_{sph} = P_v \left(1 + \frac{y}{R_0}\right)^2 \quad (10)$$

$$\Sigma_{sph} = \sigma_{1D} + 4(1 - C^{-3}) \left(\frac{\partial W_e}{\partial J_1} + C \frac{\partial W_e}{\partial J_2}\right) + 2 \frac{\partial W_e}{\partial J_4} + 2\eta \dot{C} (1 - 2C^{-6}) \quad (11)$$

$$\sigma_{1D} = E_S \frac{e_{1D} - e_c}{(1 + 2e_c)^2} \quad (12)$$

$$5 \quad C = \left(1 + \frac{y}{R_0}\right)^2 \quad (13)$$

$$e_{1D} = \frac{C-1}{2} \quad (14)$$

$$f_{va}(P_v, P_{ar}, P_{ar}) = -4\pi R_0^2 \left(1 + \frac{y}{R_0}\right)^2 \dot{y} \quad (15)$$

$$J_1 = 2C + C^{-2} \quad (16)$$

$$J_4 = C \quad (17)$$

$$10 \quad W_e(J_1, J_4) = k_1 e^{k_2(J_1-3)^2} + k_3 e^{k_4(J_4-1)^2} \quad (18)$$

$$(t_c + \mu \dot{e}_c) = E_S \frac{(e_{1D} - e_c)(1 + 2e_{1D})}{(1 + 2e_c)^3} \quad (20)$$

$$\dot{k}_c = -(|\bar{u}| + \alpha |e_c|) k_c + n_0 k_0 |\bar{u}| \quad (30)$$

$$\dot{t}_c = -(|\bar{u}| + \alpha |e_c|) t_c + n_0 s_0 |\bar{u}| + k_c \dot{e}_c \quad (40)$$

$$C_p \dot{P}_{ar} + \frac{(P_{ar} - P_d)}{R_p} = 4\pi R_0^2 \left(1 + \frac{y}{R_0}\right)^2 \dot{y} \quad (50)$$

$$15 \quad C_d \dot{P}_d + \frac{(P_d - P_{ar})}{R_p} = \frac{(P_{sv} - P_d)}{R_d} \quad (60)$$

$$\dot{x}_c = A_c(x_c, T, t) \quad (100)$$

$$f(t) = k_{con} \max(y(t) - y_{con}; 0) \quad (110)$$

$$\dot{x}_t = A_t(x_t, t) + f(t) \quad (120)$$

$$\begin{bmatrix} \dot{at} \\ \ddot{at} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -w^2 & -2 \, xsi \, w \end{bmatrix} \begin{bmatrix} at \\ \dot{at} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ bf(t) \end{bmatrix} \quad (125)$$

$$20 \quad z(t) = h(\dot{x}_t) \quad (130)$$

$$I(t) = Z(t) - h(\dot{x}_t) \quad (140)$$

$$\dot{x}_c = A_c(x_c, T, t) + K_c(I(t), t) \quad (200)$$

$$\dot{T} = K_T(I(t), t) \quad (205)$$

$$\dot{x}_t = A_t(x_t, t) + f(t) + K_t(I(t), t) \quad (220)$$

$$5 \quad x_c(t_{i+1}) = A_c(x_c(t_i), T(t_i), t_i)(t_{i+1} - t_i) + x_c(t_i) \quad (300)$$

$$f(t_{i+1}) = k_{con} \max(y(t_{i+1}) - y_{con}; 0) \quad (310)$$

$$x_t(i+1) = (A_t(x_t(t_i), t_i) + f(t_i))(t_{i+1} - t_i) + x_t(t_i) \quad (320)$$

$$z(t_{i+1}) = h\left(\frac{x_t(t_{i+1}) - x_t(t_i)}{t_{i+1} - t_i}\right) \quad (330)$$

$$x_c(t_{i+1}) = (A_c(x_c(t_i), T(t_i), t_i) + K_c(I(t_{i+1}), t_{i+1}))(t_{i+1} - t_i) + x_c(t_i) \quad (400)$$

$$10 \quad T(t_{i+1}) = K_T(I(t_{i+1}), t_{i+1})(t_{i+1} - t_i) + T(t_i) \quad (405)$$

$$f(t_{i+1}) = k_{con} \max(y(t_{i+1}) - y_{con}; 0) \quad (410)$$

$$x_t(i+1) = (A_t(x_t(t_i), t_i) + f(t_i) + K_t(I(t_{i+1}), t_{i+1}))(t_{i+1} - t_i) + x_t(t_i) \quad (420)$$

$$z(t_{i+1}) = h\left(\frac{x_t(t_{i+1}) - x_t(t_i)}{t_{i+1} - t_i}\right) \quad (430)$$

Revendications

1. Dispositif cardiaque comprenant un accéléromètre (4) et un filtre (6) agencé pour débruiter un signal SCG tiré de l'accéléromètre (4), caractérisé en ce qu'il comprend en outre un calculateur (8) agencé pour appliquer un modèle thoraco-cardiovasculaire au signal issu du filtre (6) et en tirer au moins un indicateur (CI) d'activité cardiaque.  
5
2. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel le calculateur (8) est agencé pour calculer un indicateur d'activité cardiaque (CI), en appliquant un modèle thoraco-cardiovasculaire pour calculer une valeur de signal SCG théorique, et en appliquant au moins une fonction de correction basée sur la différence entre la valeur de signal SCG théorique et la valeur tirée du filtre (6).  
10
3. Dispositif selon la revendication 2, dans lequel le calculateur (8) est agencé pour appliquer au moins un filtre de Kalman ou une combinaison d'un filtre de Kalman avec un observateur de Luenberger dans ladite au moins une fonction de correction.  
15
4. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, dans lequel le modèle thoraco-cardiovasculaire comprend un modèle cardiovasculaire, une fonction de transfert de force cardio-thoracique, et un modèle mécanique thoracique.  
20
5. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, dans lequel l'accéléromètre (4) et le calculateur (8) sont reçus dans un unique boîtier du dispositif (2).  
25
6. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 4, dans lequel l'accéléromètre (4) et le calculateur (8) sont reçus dans deux boîtiers distincts du dispositif (2).  
30

7. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, agencé en outre pour émettre un signal en fonction d'une comparaison entre un indicateur d'activité cardiaque calculé et une valeur seuil.
- 5 8. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, dans lequel le calculateur (8) est agencé pour recevoir et traiter des grandeurs liées à l'hémodynamique.
9. Procédé de suivi cardiaque, comprenant :
  - 10 - obtenir un signal SCG d'un accéléromètre,
  - filtrer le signal SCG,
  - appliquer un modèle thoraco-cardiovasculaire au signal SCG filtré et en tirer au moins un indicateur d'activité cardiaque.
- 15 10. Procédé selon la revendication 9 dans lequel l'application du modèle thoraco-cardiovasculaire comprend :
  - appliquer un modèle thoraco-cardiovasculaire pour calculer une valeur de signal SCG théorique,
  - déterminer une différence entre la valeur de signal SCG théorique et la valeur  
20 du signal SCG filtré,
  - appliquer au moins une fonction de correction basée sur la différence pour déterminer l'indicateur d'activité cardiaque.

1/2

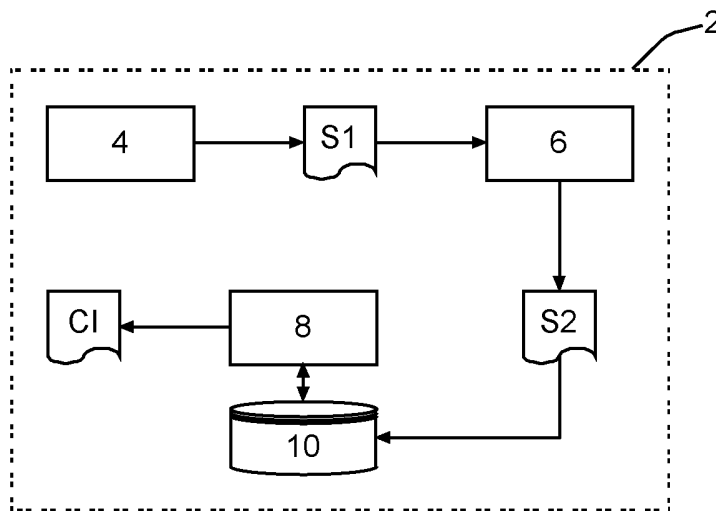


Fig.1

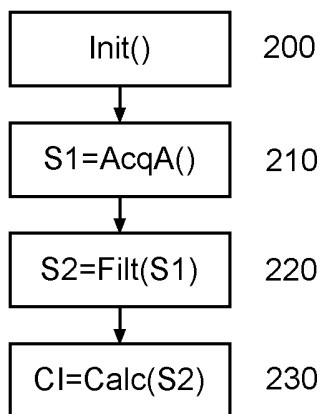


Fig.2

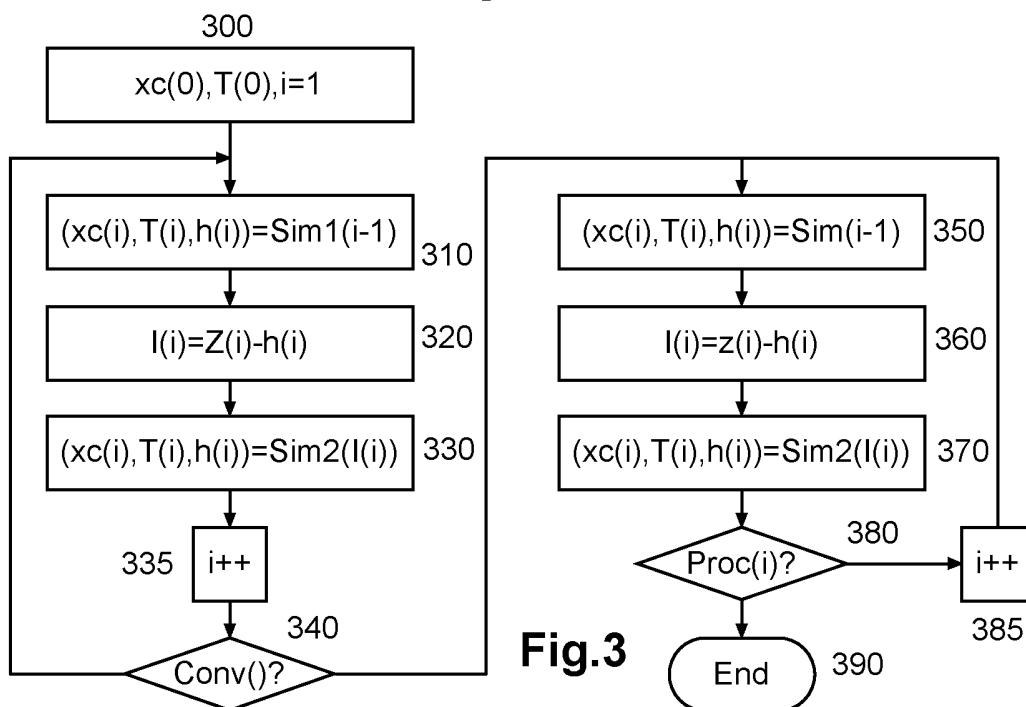
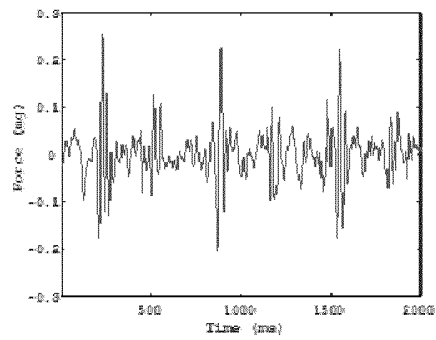
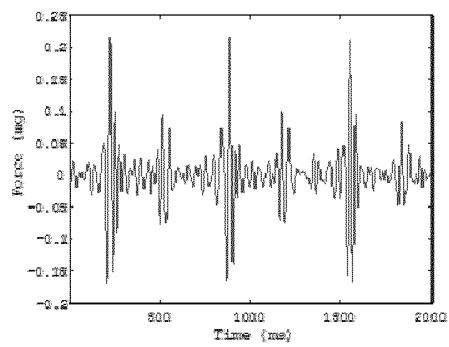
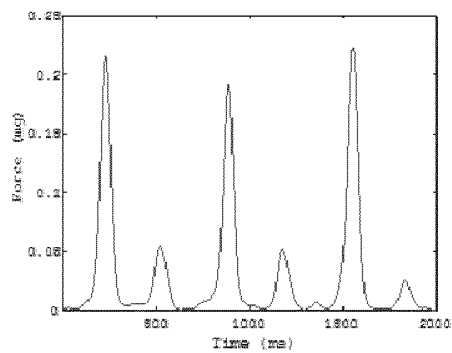


Fig.3

2/2

**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 823148  
FR 1651760

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 2011/066041 A1 (PANDIA KEYS R [US] ET AL) 17 mars 2011 (2011-03-17) * figures 1,2 * * alinéas [0082], [0083], [0088], [0105], [0177], [0184] *	1-10	A61B5/11
X	US 6 024 705 A (SCHLAGER KENNETH J [US] ET AL) 15 février 2000 (2000-02-15) * colonne 2, ligne 48 - ligne 56 * * colonne 2, ligne 66 - colonne 3, ligne 5 * * colonne 6, ligne 40 - ligne 58 * * colonne 7, ligne 42 - colonne 8, ligne 3 * * figure 1 *	1-10	
X	WO 2015/107374 A1 (IMP INNOVATIONS LTD [GB]) 23 juillet 2015 (2015-07-23) * page 1, ligne 23 - page 2, ligne 15 * * page 7, ligne 8 - page 8, ligne 3 * * figure 3 *	1-10	
X	WO 2015/120330 A1 (SOTERA WIRELESS INC [US]) 13 août 2015 (2015-08-13) * alinéas [0034], [0055], [0058], [0067], [0069], [0083] *	1-10	
A	M. CARUEL ET AL: "Dimensional reductions of a cardiac model for effective validation and calibration", BIOMECHANICS AND MODELING IN MECHANOBIOLOGY, vol. 13, no. 4, 8 décembre 2013 (2013-12-08), pages 897-914, XP055320070, Berlin/Heidelberg ISSN: 1617-7959, DOI: 10.1007/s10237-013-0544-6 * page 897 - page 898 *	4	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
			A61B
		Date d'achèvement de la recherche	Examineur
		18 novembre 2016	Vanderperren, Yves
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		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 ..... & : membre de la même famille, document correspondant	
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			

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE  
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 1651760 FA 823148**

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 18-11-2016

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 2011066041 A1	17-03-2011	EP 2501277 A1	26-09-2012
		EP 2501278 A1	26-09-2012
		JP 5791624 B2	07-10-2015
		JP 5889197 B2	22-03-2016
		JP 2013511349 A	04-04-2013
		JP 2013511350 A	04-04-2013
		US 2011066041 A1	17-03-2011
		WO 2011063092 A1	26-05-2011
		WO 2011068687 A1	09-06-2011
-----			
US 6024705 A	15-02-2000	AUCUN	
-----			
WO 2015107374 A1	23-07-2015	EP 3096686 A1	30-11-2016
		WO 2015107374 A1	23-07-2015
-----			
WO 2015120330 A1	13-08-2015	CN 106028918 A	12-10-2016
		EP 3102097 A1	14-12-2016
		WO 2015120330 A1	13-08-2015
-----			