

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la  
Propriété Intellectuelle  
Bureau international



(10) Numéro de publication internationale  
**WO 2014/106716 A1**

(43) Date de la publication internationale  
**10 juillet 2014 (10.07.2014)**

(51) Classification internationale des brevets :  
**G01G 19/50** (2006.01)

(FR). **AITMBAREK, Said**; 2 parvis de la Bièvre, F-92160 Antony (FR).

(21) Numéro de la demande internationale :  
PCT/FR2013/053280

(74) Mandataires : **LOUVEL, Philippe** et al.; Cabinet Plasse-  
raud, 52 rue de la Victoire, F-75440 Paris Cedex 09 (FR).

(22) Date de dépôt international :  
30 décembre 2013 (30.12.2013)

(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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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.

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :  
1350013 2 janvier 2013 (02.01.2013) FR

(71) Déposant : **WITHINGS** [FR/FR]; 20, rue Rouget de Lisle, F-92130 Issy Les Moulineaux (FR).

(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, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasiatique (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,

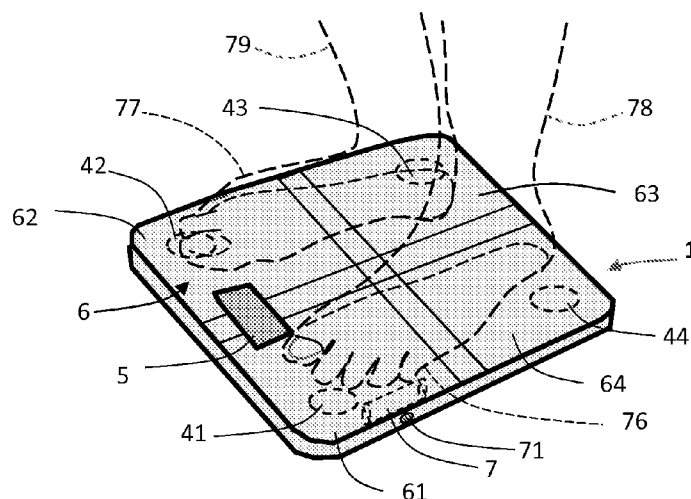
(72) Inventeurs : **CARREEL, Eric**; 9 rue du Général Gouraud, F-92190 Meudon (FR). **BRAC DE LA PERRIERE, Brice**; 30 bis rue Pierre Leroux, F-75007 Paris (FR). **BUARD, Nadine**; 24 rue des Longs Réages, F-92190 Meudon (FR). **BARROCHIN, Pierre**; 6 parc de la Berangère, F-92210 Saint Cloud (FR). **YANG, Rui-Yi**; 26 bus rue Guynemer, F-89000 Auxerre (FR). **FAUSSARD, Guillaume**; 1 rue Normande, F-78770 Villiers-le-Mahieu

[Suite sur la page suivante]

(54) Title : MULTIPURPOSE WEIGHING DEVICE

(54) Titre : DISPOSITIF DE PESAGE MULTI-FONCTION

FIG. 1



(57) Abstract : Weighing device of the electronic bathroom scales type (1) comprising four feet (41-44) each having a strain gauge, four conducting portions (61-64) on the top surface and one electronic control unit (4), the electronic unit being configured to measure first signals indicative of the periodic variations in weight and second signals indicative of periodic variations in impedance caused by the beating of the heart of the user, the electronic unit being configured to determine the heart rate of the user from the first and second signals. Method for determining the heart rate of the user from the first and second signals.

(57) Abrégé :

[Suite sur la page suivante]

WO 2014/106716 A1



---

TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, **Publiée :**  
KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

— avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))

---

Dispositif de pesage de type pèse-personne électronique (1) comprenant quatre pieds (41-44) ayant chacun une jauge de contrainte, quatre portions conductrices (61-64) en surface supérieure et une unité électronique de commande (4), l'unité électronique étant configurée pour mesurer des premiers signaux représentatifs des variations de poids périodiques et des deuxièmes signaux représentatifs des variations d'impédance périodiques engendrées par les battements cardiaques de l'utilisateur, l'unité électronique étant configurée pour déterminer à partir des premiers et deuxièmes signaux la fréquence cardiaque de l'utilisateur. Procédé pour déterminer à partir des premiers et deuxièmes signaux la fréquence cardiaque de l'utilisateur.

**DISPOSITIF DE PESAGE MULTI-FONCTION**

La présente invention est relative aux dispositifs et procédés de pesage.

5 Plus particulièrement, l'invention concerne le domaine des pèse-personnes électroniques. Ces appareils sont usuellement équipés de quatre pieds, chacun de ces pieds étant équipé d'une jauge de contrainte. Il a été proposé d'utiliser lesdites jauges de contraintes pour  
10 évaluer le rythme cardiaque (la fréquence cardiaque) d'un utilisateur placé sur le pèse-personne, comme par exemple dans le document ES2328205. Cependant, il s'avère que ce procédé peut fonctionner sur une partie de la population mais ne fonctionne pas sur une portion significative des  
15 individus de la population.

Par ailleurs, certains pèse-personnes électroniques possèdent une fonction de mesure d'impédance, destinée par exemple à indiquer un indice physiologique de l'utilisateur, comme par exemple le taux de masse  
20 grasseuse. Cela nécessite néanmoins que l'utilisateur soit pieds nus sur la balance. Il a été proposé d'utiliser la mesure d'impédance pour évaluer le rythme cardiaque de l'utilisateur comme par exemple dans le document ES2296474. Cependant, il s'avère également que ce procédé peut  
25 fonctionner sur une partie de la population mais ne fonctionne pas sur une portion significative des individus de la population, et de plus il faut que l'utilisateur soit pieds nus.

Il est donc apparu un besoin de proposer une  
30 solution améliorée pour mesurer le rythme cardiaque d'un individu placé sur un pèse-personne électronique.

A cet effet, l'invention propose notamment un pèse-personne électronique comprenant au moins une jauge de contrainte, au moins deux portions conductrices agencées  
35 sur une surface supérieure, et une unité électronique de commande,

la jauge de contrainte étant raccordée à l'unité électronique et l'unité électronique étant configurée pour déterminer le poids d'un utilisateur placé sur le dispositif de pesage, et pour mesurer un premier signal  
5 représentatif des variations de poids périodiques engendrées par les battements cardiaques de l'utilisateur, les portions conductrices étant raccordées à l'unité électronique et l'unité électronique étant configurée pour mesurer une impédance aux bornes des pieds de  
10 l'utilisateur, et pour mesurer un deuxième signal représentatif des variations d'impédance périodiques engendrées par les battements cardiaques de l'utilisateur, **caractérisé en ce que** l'unité électronique est configurée pour procéder à une analyse individuelle qualitative des  
15 premier et deuxième signaux et une analyse comparée des premier et deuxième signaux de manière à déterminer à partir des premier et deuxième signaux la fréquence cardiaque de l'utilisateur, de sorte que la mesure et l'affichage de la fréquence cardiaque sont fiabilisés par  
20 l'analyse combinée des deux signaux

Grâce à ces dispositions, on obtient une mesure fiabilisée de la fréquence cardiaque d'un individu, qui permet de mesurer la fréquence cardiaque pour la plupart des individus.

25 Dans des modes de réalisation du procédé selon l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- le dispositif peut comprendre quatre portions conductrices, et l'unité électronique peut être configurée  
30 pour injecter un courant pulsé ou modulé entre deux portions conductrices et mesurer la différence de potentiel entre les deux autres portions conductrices, pour déterminer les variations de différence de potentiel, et déterminer ainsi le deuxième signal cardiaque ; de sorte  
35 que l'on évite que ce deuxième signal cardiaque soit parasités par les influx électriques issus des muscles, et

la mesure d'impédance peut être fiabilisée sans que le courant moyen injecté ne soit trop important.

- 5 - l'unité électronique peut être configurée pour évaluer un indice de qualité du premier signal et un indice de qualité du deuxième signal, et déterminer la fréquence cardiaque à partir du signal ayant le meilleur indice de qualité ; moyennant quoi on peut toujours choisir les plus pertinents des premier et deuxième signaux afin de déterminer la fréquence cardiaque.
- 10 - l'unité électronique peut être configurée pour réaliser un calcul d'inter-corrélation sur les premier et deuxième signaux ; moyennant quoi on peut combiner avantageusement les premier et deuxième signaux.
- 15 - l'unité électronique peut être configurée pour mesurer un déphasage temporel entre les premier et deuxième signaux, et décaler le deuxième signal par rapport au premier signal dudit déphasage temporel ; de cette manière, le calcul d'inter-corrélation élimine les bruits et maximise les portions de signal utiles.
- 20 - l'unité électronique peut être configurée pour évaluer un indice de qualité du calcul d'inter-corrélation, et déterminer la fréquence cardiaque à partir des premier et deuxième signaux et du calcul d'inter-corrélation en choisissant celui des trois ayant le meilleur indice de qualité ; moyennant quoi on maximise le taux de couverture de la mesure pour la plupart des individus.
- 25 - le dispositif peut comprendre quatre pieds et quatre jauges de contrainte correspondantes, combinées dans deux ponts de wheatstone, pour permettre à l'unité électronique de mesurer le poids d'un utilisateur et ses variations ; moyennant quoi, le schéma de pesée est optimisé et la mesure de poids est fiabilisée.
- 30

L'invention vise aussi un procédé mis en oeuvre dans un pèse-personne électronique comprenant au moins une jauge de contrainte, au moins deux portions conductrices agencées sur une surface supérieure, et une unité

35

électronique de commande, la jauge de contrainte et les portions conductrices étant raccordées à l'unité électronique, pour permettre à l'unité électronique de mesurer le poids d'un utilisateur placé sur le dispositif de pesage, et une impédance aux bornes des pieds de l'utilisateur,

le procédé comprenant les étapes :

a- mesurer un premier signal représentatif des variations de poids périodiques engendrées par les battements cardiaques de l'utilisateur,

b- mesurer un deuxième signal représentatif des variations d'impédance périodiques engendrées par les battements cardiaques de l'utilisateur,

c0- procéder à une analyse individuelle qualitative des premier et deuxième signaux et une analyse comparée des premier et deuxième signaux,

c- déterminer, à partir des premier et deuxième signaux, la fréquence cardiaque de l'utilisateur, de sorte que la mesure et l'affichage de la fréquence cardiaque est fiabilisé par l'analyse combinée des deux signaux.

- le dispositif peut comprendre quatre portions conductrices, le procédé comprenant, au cours de l'étape b-, l'injection d'un courant pulsé entre deux des portions conductrices et la mesure de la différence de potentiel entre les deux autres portions conductrices, pour déterminer les variations de différence de potentiel, et déterminer ainsi le deuxième signal ; de sorte que la mesure d'impédance peut être fiabilisée sans que le courant moyen injecté ne soit trop important.

- le procédé peut comprendre en outre, dans l'étape c-, la réalisation d'au moins un calcul d'inter-corrélation sur les premier et deuxième signaux ; moyennant quoi on peut combiner avantageusement les premier et deuxième signaux.

- le procédé peut comprendre en outre dans l'étape c- la mesure d'un déphasage temporel entre les premier et

deuxième signaux, afin de décaler le deuxième signal par rapport au premier signal dudit déphasage temporel, de manière à ce que le calcul d'inter-corrélation élimine les bruits et maximise les portions de signal utiles.

5 D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront au cours de la description suivante d'une de ses formes de réalisation, donnée à titre d'exemple non limitatif, en regard des dessins joints.

Sur les dessins :

- 10 - la figure 1 est une vue générale en perspective du dispositif de pesage selon l'invention,  
- la figure 2 est une vue de dessus schématique du dispositif de la figure 1,  
- la figure 3 montre un schéma fonctionnel du  
15 dispositif de pesage de la figure 1, et  
- la figure 4 montre un schéma électrique de principe du dispositif de pesage de la figure 1,  
- la figure 5 montre un chronogramme relatif au procédé de mesure des variations d'impédance,  
20 - les figures 6 et 7 montrent des chronogrammes des premier et deuxième signaux,  
- la figure 8 montre un schéma de principe d'un circuit de filtrage et d'amplification,  
- la figure 9 montre un schéma système intégrant  
25 le dispositif de pesage de la figure 1.

Sur les différentes figures, les mêmes références désignent des éléments identiques ou similaires.

La figure 1 représente un exemple de pèse-personne électronique 1 sur lequel peut se placer un utilisateur  
30 pour mesurer notamment son poids. Dans l'exemple illustré, on voit les jambes **78,79** de l'utilisateur ainsi que ses pieds **76,77**, qui sont nus comme illustré.

Le pèse-personne électronique **1** comprend un corps principal de forme générale rectangulaire ou carrée et  
35 quatre pieds **41-44** disposés respectivement au voisinage des

quatre coins du corps, chaque pied comprenant des moyens de mesure.

Plus précisément, selon l'exemple illustré ici, le pied antérieur gauche **41** comprend une jauge de contrainte antérieure gauche **31**, le pied antérieur droit **42** comprend une jauge de contrainte antérieure droite **32**, le pied postérieur droit **43** comprend une jauge de contrainte postérieure droite **33** et le pied postérieur gauche **44** comprend une jauge de contrainte postérieure gauche **34**.

Il est bien entendu que le pèse-personne électronique pourrait aussi comporter un nombre différent de jauges de contrainte, de plus sans relation directe avec le nombre de pieds. En particulier, il pourrait n'y avoir qu'une seule jauge de contrainte centrale, ou bien deux jauges de contrainte, ou bien encore trois jauges de contrainte. Il n'est pas non plus exclu d'avoir plus de quatre jauges de contrainte.

Sur la figure 2, la direction antéro-postérieure est référencée par l'axe **X**, la lettre **A** désignant l'avant et la lettre **P** désignant l'arrière, alors que la direction droite-gauche est référencée par l'axe **Y**, s'étendant entre le côté gauche dénoté **G** et le côté droit dénoté **D**.

Le pèse-personne électronique **1** comprend en outre une unité de commande électronique **4** (aussi nommée 'unité électronique') et un afficheur **5** dont il sera question plus en détail plus loin.

S'agissant des jauges de contrainte **31-34** déjà mentionnées (aussi appelées jauges extensiométriques), elles comprennent chacune un premier élément dont la résistance augmente sous l'effet d'une compression verticale appliquée aux pieds considérés et un deuxième élément dont la résistance diminue sous l'effet de ladite compression verticale.

Dans l'exemple illustré ici, la jauge antérieure droite **32** comprend un tel premier élément **11** appelé première résistance de jauge avant droite 11, et un tel

deuxième élément appelé deuxième résistance de jauge avant droite **12**.

De façon analogue, la jauge postérieure droite **33** comprend un tel premier élément appelé première résistance de jauge arrière droite **13**, et un tel deuxième élément appelé deuxième résistance de jauge arrière droite **14**.

De même pour le côté gauche, la jauge antérieure gauche **31** comprend un tel premier élément **15** appelé première résistance de jauge avant gauche **15**, et un tel deuxième élément appelé deuxième résistance de jauge avant gauche **16**.

Enfin, la jauge postérieure gauche **34** comprend un tel premier élément appelé première résistance de jauge arrière gauche **17**, et un tel deuxième élément appelé deuxième résistance de jauge arrière gauche **18**.

Chacune des résistances **11-18** présente respectivement une valeur de résistance notée **R1-R8**. Dans l'exemple illustré ici, les résistances impaires augmentent avec l'effort appliqué sur les pieds, alors qu'à l'inverse les résistances paires diminuent avec l'effort appliqué.

La combinaison des huit résistances **11-18** peut prendre plusieurs formes ; une seule sera présentée en détails ci-après, mais d'autres combinaisons sont bien sûr possibles.

De plus, le pèse-personne électronique **1** présente une surface supérieure **6** comprenant quatre portions conductrices **61-64** agencées sur ladite surface supérieure, isolées électriquement l'une de l'autre.

Ces portions conductrices servent d'électrode de contact avec les pieds de l'utilisateur. Dans une version simplifiée, il peut y avoir uniquement deux portions conductrices auquel cas on injecte un courant entre ces deux portions et on mesure une différence de potentiel entre ces deux mêmes portions ; toutefois l'exemple illustré aux figures est basé sur une configuration à quatre portions conductrices **61-64**.

La portion conductrice antérieure gauche **61** est destinée à entrer en contact avec l'avant du pied gauche 76 de l'utilisateur ; la portion conductrice antérieure droite **62** est destinée à entrer en contact avec l'avant du pied droit 77; la portion conductrice postérieure droite **63** est destinée à entrer en contact avec le talon du pied droit 77; la portion conductrice postérieure gauche **64** est destinée à entrer en contact avec le talon du pied gauche 76 de l'utilisateur. La configuration inverse est également possible mais moins favorable.

Enfin, le pèse-personne électronique **1** est équipé d'un capteur **7** de concentration de dioxyde de carbone (CO<sub>2</sub>).

L'afficheur **5** comprend une zone centrale dans laquelle est affiché le poids estimé pour la personne présente sur le pèse-personne **1**. De plus, une zone auxiliaire permet d'afficher des informations auxiliaires, comme la fréquence cardiaque ('FC'), ou la teneur en dioxyde de carbone (CO<sub>2</sub>) comme il sera décrit ci-après.

Sur la figure 3, les jauges de contrainte **31-34** sont raccordées à l'unité de commande électronique **4** au moyen de deux montages de type pont de wheatstone **45,46** qui seront détaillés en figure 4. Chacune des sorties **73,74** des ponts de wheatstone est ensuite dirigée vers l'unité de commande électronique **4**, dans laquelle elles sont transformées en mesures numériques par un convertisseur analogique digital **54**, puis sommées par un circuit sommateur **56**. Le poids total **W** en résultant est affiché sur l'afficheur **5**.

Par ailleurs, les sorties **73,74** des ponts de wheatstone **45,46** entrent ensuite respectivement chacun dans un circuit de filtrage et d'amplification **47,48** dont le schéma de principe est détaillé dans la figure 8. La sortie **dWa** du premier circuit de filtrage **47** et la sortie **dWb** du second circuit de filtrage **48** sont additionnées par un montage sommateur **49** qui fournit en sortie un signal **dWc**

qui passe par un autre circuit amplificateur **50**, qui à son tour fournit le signal noté **dW**, qui représente un premier signal représentatif des variations de poids périodiques engendrées par les battements cardiaques de l'utilisateur.

5 En outre, l'unité électronique est alimentée par une batterie **8** de type classique.

De plus, l'unité de commande est raccordée à une des portions conductrices postérieure **63** pour injecter un courant dans un des pieds de l'utilisateur, courant qui  
10 passe par les jambes 78,79 et le corps de l'utilisateur et revient par l'autre pied vers l'autre portion conductrice postérieure **64** qui est reliée à la référence de potentiel **60** de l'unité électronique.

Les deux autres portions conductrices (antérieures)  
15 **61** et **62** en contact électrique respectivement avec les portions avant des pieds de l'utilisateur, aux bornes desquels on vient prélever une différence de potentiel, représentative de l'impédance du corps, au moyen d'un circuit différentiel **65**. Ce circuit différentiel 65 fournit  
20 en sortie un signal **Z** représentatif de l'impédance mesurée du corps de l'utilisateur. Un second circuit de filtrage et d'amplification **68** permet d'éliminer la composante continue du signal impédance **Z** de filtrer et d'amplifier les variations du signal d'impédance, ce qui donne le signal  
25 noté **dZ** qui représente un deuxième signal représentatif des variations d'impédance périodiques engendrées par les battements cardiaques de l'utilisateur.

L'unité électronique est configurée pour déterminer, à partir du premier signal **dW** et du deuxième  
30 signal **dZ**, la fréquence cardiaque de l'utilisateur, notée '**Fc**', et qui peut être affichée sur l'afficheur **5**.

La mesure d'impédance **Z** peut être effectuée en injectant un courant prédéterminé entre les portions conductrices 63,64.

Ce courant peut être fixe, ou de préférence pulsé ou modulé. La figure 3 illustre un traitement analogique pour obtenir dZ en préalable au traitement numérique.

De façon avantageuse, il peut être prévu d'injecter un signal alterné comme ceci est illustré sur la figure 5. Dans ce cas, le courant moyen injecté dans l'individu présent sur le pèse-personne est nul. Dans l'exemple illustré, le profil de courant  $i(t)$  est sinusoïdal à la fréquence 50 kHz et le courant pic ne dépasse pas 1 milliampère. Le courant peut être fourni par une source de courant alternée, ou bien on peut imposer une tension crête-à-crête.

Selon un traitement de préférence digital, le prélèvement de la tension aux bornes des portions conductrices **61, 62** est effectué pendant un temps relativement court correspondant au maximum de l'alternance positive. Le circuit **65** peut donc prélever par échantillonnage périodiquement des mesures **92** représentatives de l'impédance **Z** de l'individu. Dans l'exemple illustré, on prélève le signal pendant 2  $\mu$ s, la période du signal de commande étant de 20  $\mu$ s.

Une extrapolation des points échantillonnés **93** permet d'obtenir une courbe **94** correspondant à l'impédance mesurée en fonction du temps.

Selon une alternative de réalisation représentée en trait pointillés à la figure 3, chacune des tensions prélevées sur les portions conductrices **61, 62** est tout d'abord traitée séparément par un circuit passe-bande **75** respectivement **76**. Le circuit **75** comprend aussi une fonction amplification et délivre en sortie un premier signal **V1** représentatif des variations de la tension sur la borne 61. Le second circuit 76 délivre de la même façon un second signal **V2** représentatif des variations de la tension sur la borne **62**. Un circuit différenciateur **77** effectue une soustraction des deux tensions  $V1, V2$ , et délivre une sortie **V3** qui est amplifiée par un circuit de filtrage et

d'amplification **78** ayant un schéma de principe du type de celui décrit en figure 8. À la sortie du circuit 78 on obtient le deuxième signal **dZ** qui représente les variations d'impédance périodiques, converti ensuite en numérique.

5           La figure 4 montre en détail le schéma électronique relatif à la mesure du poids et de ses variations. Un premier pont de wheatstone **45** combine les résistances **11** et **12** de la jauge de contrainte antérieure droite **32** et les résistances **13** et **14** de la jauge de contrainte postérieure droite **33**. Un premier comparateur **71** met en forme la  
10 différence de potentiel entre les points intermédiaires **51** et **52** du premier pont de wheatstone en délivrant une sortie **73** représentative du poids présent sur la partie droite du pèse-personne.

15           Un second pont de wheatstone **46** combine les résistances **15** et **16** de la jauge de contrainte antérieure gauche **31** et les résistances **17** et **18** de la jauge de contrainte postérieure gauche **34**. Un second comparateur **72** met en forme la différence de potentiel entre les points  
20 intermédiaires **53** et **54** du second pont de wheatstone en délivrant une sortie **74** représentative du poids présent sur la partie gauche du pèse-personne.

          Les jauges de contrainte **31-34** pourraient bien sûr être combinées selon une logique avant-arrière au lieu  
25 d'une logique droite-gauche. Le fait d'amener plusieurs entrées analogiques dans l'unité de commande permet d'indiquer un éventuel décentrage à l'utilisateur. Il est possible d'indiquer un décentrage avant-arrière ou un décentrage gauche-droite, voire même une indication encore  
30 plus précise comme cela est présenté dans la demande de brevet FR1256995 du même demandeur.

          Par ailleurs, les signaux de pesée partielle **73,74** sont additionnés par le circuit sommateur **47** qui délivre un signal analogique **W** représentatif du poids total de  
35 l'utilisateur. Ce signal **W** entre dans le circuit de filtrage et d'amplification **48** déjà mentionné précédemment.

Il délivre en sortie un signal **dw** représentatif des variations de poids déjà mentionné plus haut.

Sur la figure 8, il est décrit la structure et le fonctionnement d'un circuit de filtrage et d'amplification du type de ceux décrits en référence aux circuits 48 et 68.

Un premier filtrage essentiellement passe-bande permet d'éliminer la composante continue du signal ; on utilise typiquement un montage avec un condensateur en série. La fréquence de coupure basse **F1** peut être comprise entre 0,5Hz et 2Hz par exemple. Ce premier filtre inclut également de façon optionnelle une fréquence de coupure haute **F2**, de préférence supérieure à 500 Hz.

En cascade de ce premier filtre, il est prévu un premier étage d'amplification **G1**, de gain compris entre 50 et 2000. En aval de ce premier étage d'amplification, il peut être prévu optionnellement un second filtre avec une fréquence de coupure haute **F3** qui peut être comprise entre 10Hz et 20Hz. En aval de ce second filtre, il peut être prévu optionnellement un second étage d'amplification **G2**, de gain compris entre 10 et 100.

Un tel circuit de filtrage et d'amplification permet d'éliminer de façon très satisfaisante d'une part la composante continue et d'autre part les bruits et autres parasites de fréquence supérieure aux composantes spectrales normalement attendues pour les signaux de variation de poids et/ou d'impédance provoqués par le battement cardiaque.

Selon une mise en oeuvre du procédé relativement simple illustrée à la figure 6, le premier signal **21, w(t)** représentatif des variations de poids périodiques engendrées par les battements cardiaques de l'utilisateur est analysé par l'unité de commande, laquelle identifie les maxima pour en déduire un premier signal de pulsation **81**.

L'unité de commande analyse de façon similaire le deuxième signal **22, z(t)**, représentatif des variations

d'impédance, pour en extraire les maxima périodiques, afin d'en déduire un second signal de pulsation **82**.

Pour le premier signal, l'unité de commande établit un indice de qualité du signal, par exemple l'amplitude des  
5 extrema par rapport à un écart type moyenné du signal, ou encore la médiane des écarts temporels entre les extrema et/ou l'écart-type des écarts temporels entre les extrema ou encore tout autre caractéristique représentant une image du rapport signal sur bruit. L'analyse individuelle du  
10 premier signal 21 permet d'obtenir un facteur de qualité noté **FS1**.

L'unité de commande procède de même pour le deuxième signal afin d'établir un indice de qualité du deuxième signal. L'analyse individuelle du second signal 22  
15 permet d'obtenir un facteur de qualité noté **FS2**.

L'unité de commande procède en outre un calcul de corrélation qui sera détaillé plus loin, la sortie de ce calcul de corrélation donnant troisième signal (troisième canal) qui est soumis à une analyse similaire à ce qui  
20 décrit précédemment et qui permet d'obtenir un troisième facteur de qualité noté **FS3**.

En fonction de la période constatée et du facteur de qualité calculé respectivement sur chacun des premiers, seconds et troisièmes signaux, l'unité de commande choisit  
25 le canal de mesure présumé le plus fiable et affiche la fréquence cardiaque mesurée au moyen de ce canal.

Au lieu de choisir le canal du premier ou deuxième signal à posteriori, on pourrait aussi choisir en temps réel à chaque fois qu'un extrema est détecté, le meilleur  
30 signal disponible entre les deux signaux, l'objectif étant de pouvoir délivrer un affichage de la fréquence cardiaque au bout d'un temps d'environ 5 à 10 secondes, de préférence avant 8 secondes.

Comme illustré à la figure 7, s'agissant du calcul  
35 de corrélation, on peut procéder tout d'abord à un recalage

temporel du premier signal par rapport au second signal ou inversement.

Tout d'abord, l'unité de commande évalue un décalage temporel noté **dT**, au moyen de la position relative  
5 des maxima respectivement du premier signal et deuxième signal.

Ensuite, l'un des signaux, en l'occurrence ici le premier signal **21** est retardé d'une valeur temporelle **dT**, afin que les maxima respectifs des signaux soient  
10 synchronisés, illustré par le signal **dw2**.

L'unité de commande 4 procède ensuite à un calcul de corrélation, qui consiste en une opération arithmétique réalisée sur les premier et deuxième signaux des signaux, opération notée **F[dZ, dw2]**. On peut par exemple choisir de  
15 faire une multiplication des signaux entre eux, une addition des signaux ou toute autre opération la plus pertinente au vu de campagnes d'essais sur un échantillon large d'individus d'une population. On peut parler de calcul de corrélation ou d'inter-corrélation.

20 Dans le signal résultant **86**, les parties bruitées des premier et second signaux ont tendance à s'annuler statistiquement, alors que les portions utiles de signal ont tendance à se renforcer.

À partir de ce signal d'inter-corrélation **86**,  
25 l'unité de commande en déduit le troisième signal susmentionné de pulsation **83**, qui dans le cas général présente une meilleure robustesse aux différents aléas et insuffisances de couverture par rapport à l'ensemble des individus de la population.

30 Il faut noter que l'évaluation d'un indice de qualité tel que décrit plus haut peut également être appliqué à ce troisième signal issu du calcul de corrélation ; on peut ainsi choisir l'un des trois signaux, en particulier si le calcul de corrélation ne s'avère pas  
35 de bonne qualité.

Selon une autre variante, en utilisant la puissance de calcul disponible dans l'unité électronique, on peut procéder à des calculs d'inter-corrélation récursifs, en décalant à chaque fois un peu un signal par rapport à l'autre, sans avoir à évaluer **dt** à priori. On choisit alors dans l'ensemble des signaux résultant des calculs d'inter-corrélation, le signal ayant la moyenne la plus forte. Dans la pratique, cela correspondra au recouvrement temporel des parties significatives des signaux. A l'inverse, si les parties significatives des signaux ne se chevauchent pas, alors la multiplication donne un résultat voisin de zéro, car on multiplie un signal significatif par un bruit.

On peut ainsi envisager d'améliorer le temps de réponse pour arriver à moins de 5 secondes, voire moins de 4 secondes.

À titre d'exemple illustratif, il a été conduit des campagnes de mesures statistiques sur plusieurs dizaines de personnes ; un échec est défini comme une erreur de plus de 10% par rapport au rythme cardiaque mesuré par un appareil de référence sur le doigt (par PPG). En utilisant uniquement la mesure des variations de poids on arrive à un taux de 23 % d'échec, en utilisant uniquement la mesure des variations d'impédance on arrive à un taux de 9,6 % d'échec, en utilisant uniquement la corrélation des deux signaux tel qu'explicité ci-dessus, on arrive à 14% d'échec. En sélectionnant la meilleure des 3 techniques (poids/impédance/corrélation) grâce aux facteurs de qualité FS1,FS2,FS3, le taux d'échec global peut être réduit à 3,8%, voire plus petit encore ; un tel résultat ne peut pas être atteint en utilisant un seul des premiers et seconds signaux 21,22.

La figure 9 illustre l'intégration du pèse-personne électronique **1** dans un système de surveillance et suivi de données physiologiques. Dans ce système, le pèse-personne électronique 1 peut transmettre des données moyennant une liaison sans fil **19**, à destination d'un Smartphone **99**

(téléphone intelligent) ou d'un ordinateur ; ainsi les données journalières peuvent être accumulées et affichées avec suivi statistique pour un utilisateur ou plusieurs utilisateurs du pèse-personne électronique **1**.

5 Le procédé mis en oeuvre dans le pèse-personne peut être résumé comme ci-après :

a- on mesure un premier signal 21 représentatif des variations de poids périodiques engendrées par les battements cardiaques de l'utilisateur,

10 b- on mesure un deuxième signal 22 représentatif des variations d'impédance périodiques engendrées par les battements cardiaques de l'utilisateur,

c- on détermine à partir des premier et deuxième signaux la fréquence cardiaque de l'utilisateur.

15 L'étape c- peut faire appel à des calculs d'inter-corrélation, soit récursifs, soit simplifiés en ayant tout d'abord procéder à un recalage temporel des deux signaux l'un par rapport à l'autre.

20 Enfin, l'unité de commande est configurée pour héberger l'électronique de traitement du capteur de concentration de CO<sub>2</sub>, de corriger les résultats obtenus transmis par ce capteur au moyen de paramètres de calibration ou au moyen des paramètres liés aux circonstances d'utilisation (taux d'humidité, altitude, etc...). La concentration en CO<sub>2</sub> peut être affichée, et peut être transmise à des moyens de traitement distant **99** comme évoqué plus haut.

30 Plus précisément, le capteur de concentration de CO<sub>2</sub> est par exemple un capteur de type 'NDIR' (de l'anglais Non Dispersive Infra Red) dans lequel on mesure l'absorption d'un rayonnement infrarouge par la présence des molécules de CO<sub>2</sub> dans une cavité parcourue par ledit rayonnement infrarouge. En l'occurrence, l'absorption du CO<sub>2</sub> est maximum à la longueur d'onde  $\lambda = 4,26 \mu\text{m}$ , pour un premier canal mesurant le taux d'absorption des rayonnements infrarouges. De préférence, on utilise un

deuxième canal de mesure dit 'de référence' par exemple à une fréquence différente où l'absorption par le gaz CO<sub>2</sub> est négligeable. Avantagement on compare les mesures du premier canal et du deuxième canal de manière à s'affranchir des dérives, en particulier du vieillissement tant de la source des rayonnements que de la cavité elle-même (encrassement).

Le capteur de concentration de CO<sub>2</sub> est relié à l'unité de commande par une liaison multi-filaire **70**, au moyen de laquelle l'unité de commande **4** commande de façon intermittente la source lumineuse et acquiert les signaux des capteurs du premier et du deuxième canal de mesure.

Ainsi, on peut héberger la fonctionnalité de commande du capteur de concentration de CO<sub>2</sub> dans l'unité électronique **4** qui réalise déjà les fonctions de pesage et de mesure du rythme cardiaque, de sorte que l'intégration de la fonction de mesure du taux de CO<sub>2</sub> est particulièrement poussée.

Par ailleurs, les dimensions du capteur de concentration de CO<sub>2</sub> ont été adaptées pour permettre son intégration à l'intérieur d'un pèse-personne électronique. En l'occurrence, le capteur de concentration de CO<sub>2</sub> **7** se présente comme un tube de diamètre inférieur à 10 mm (voire de préférence inférieur à 8 mm) et de longueur inférieure à 10 cm. Il peut être prévu en outre une communication **71** avec l'air extérieur pour permettre un échange suffisant entre l'air présent dans la cavité et l'air présent dans l'environnement immédiat du pèse-personne.

L'unité de commande **4** est configurée pour déclencher une mesure de concentration du CO<sub>2</sub> de façon périodique, par exemple toutes les 10 minutes ou toutes les 30 minutes ou encore selon une périodicité qui peut dépendre de l'heure de la journée ou de la nuit.

Beaucoup de pèse-personnes électroniques sont utilisés dans la chambre à coucher d'une habitation ; dans ce cas, le pèse-personne électronique demeure généralement

dans cette pièce ; ainsi il est utilisé grâce à son capteur de concentration de CO<sub>2</sub> pour surveiller pendant la nuit l'évolution de la concentration de CO<sub>2</sub>. En outre, il peut être prévu de transmettre ces données depuis le pèse-  
5 personne électronique vers un ordinateur distant ou Smartphone à des fins statistiques de manière analogue à ce qui est prévu pour la fréquence cardiaque.

On peut imaginer un calcul de corrélation entre la fréquence cardiaque mesurée sur un utilisateur lors de son  
10 lever avec l'historique de la concentration de CO<sub>2</sub> pendant la nuit.

Outre la détermination du rythme cardiaque selon le procédé décrit ci-dessus, on peut aussi utiliser les signaux mesurés pour déterminer la variabilité du rythme  
15 cardiaque. Pour ce faire, on utilise plusieurs périodes de signal ; le rythme cardiaque est déterminé comme la moyenne des périodes constatées, tandis que la variabilité du rythme cardiaque est déterminée par un écart type par rapport à cette moyenne.

**REVENDICATIONS**

1. Dispositif de pesage de type pèse-personne électronique (1) comprenant au moins une jauge de  
5 contrainte (31-34), au moins deux portions conductrices (61-64) agencées sur une surface supérieure 6, et une unité électronique de commande (4),

la jauge de contrainte étant raccordée à l'unité électronique et l'unité électronique étant configurée pour  
10 déterminer le poids d'un utilisateur placé sur le dispositif de pesage, et pour mesurer un premier signal (21) représentatif des variations de poids périodiques engendrées par les battements cardiaques de l'utilisateur,

les portions conductrices étant raccordées à l'unité  
15 électronique et l'unité électronique étant configurée pour mesurer une impédance aux bornes des pieds de l'utilisateur, et pour mesurer un deuxième signal (22) représentatif des variations d'impédance périodiques engendrées par les battements cardiaques de l'utilisateur,

20 **caractérisé en ce que** l'unité électronique est configurée pour procéder à une analyse individuelle qualitative des premier et deuxième signaux et une analyse comparée des premier et deuxième signaux de manière à déterminer à partir des premier et deuxième signaux la  
25 fréquence cardiaque de l'utilisateur, de sorte que la mesure et l'affichage de la fréquence cardiaque sont fiabilisés par l'analyse combinée des deux signaux.

2. Dispositif de pesage selon la revendication 1, comprenant quatre portions conductrices (61-64), dans  
30 lequel l'unité électronique est configurée pour injecter un courant pulsé ou modulé entre deux des portions conductrices (62,63) et mesurer la différence de potentiel entre les deux autres portions conductrices (61-64), pour déterminer les variations de différence de potentiel, et  
35 déterminer ainsi le deuxième signal.

3. Dispositif de pesage selon l'une des revendications 1 ou 2, dans lequel l'unité électronique est configurée pour évaluer un indice de qualité du premier signal et un indice de qualité du deuxième signal, et déterminer la fréquence cardiaque à partir du signal ayant le meilleur indice de qualité.

4. Dispositif de pesage selon l'une des revendications 1 à 3, dans lequel l'unité électronique est configurée pour réaliser un calcul d'inter-corrélation sur les premier et deuxième signaux.

5. Dispositif de pesage selon la revendication 4, dans lequel l'unité électronique est configurée pour mesurer un déphasage temporel (dT) entre les premier et deuxième signaux, et décaler le deuxième signal par rapport au premier signal dudit déphasage temporel, de manière à ce que le calcul d'inter-corrélation élimine les bruits et maximise les portions de signal utiles.

6. Dispositif de pesage selon les revendications 3 et 4, dans lequel l'unité électronique est configurée pour évaluer un indice de qualité du calcul d'inter-corrélation, et déterminer la fréquence cardiaque à partir des premier et deuxième signaux et du calcul d'inter-corrélation en choisissant celui des trois ayant le meilleur indice de qualité.

7. Dispositif de pesage selon l'une des revendications 1 à 6, comprenant quatre pieds (41-44) et quatre jauges de contrainte (31-34) correspondantes, combinées dans deux ponts de wheatstone, pour permettre à l'unité électronique de mesurer le poids d'un utilisateur et ses variations.

8. Procédé mis en oeuvre dans un pèse-personne électronique comprenant au moins une jauge de contrainte, au moins deux portions conductrices (61-64) agencées sur une surface supérieure (6), et une unité électronique de commande (4),

la jauge de contrainte et les portions conductrices (61-64) étant raccordées à l'unité électronique, pour

permettre à l'unité électronique de mesurer le poids d'un utilisateur placé sur le dispositif de pesage, et une impédance aux bornes des pieds de l'utilisateur,

le procédé comprenant les étapes :

5 a- mesurer un premier signal (21) représentatif des variations de poids périodiques engendrées par les battements cardiaques de l'utilisateur,

b- mesurer un deuxième signal (22) représentatif des variations d'impédance périodiques engendrées par les  
10 battements cardiaques de l'utilisateur,

c0- procéder à une analyse individuelle qualitative des premier et deuxième signaux et une analyse comparée des premier et deuxième signaux, c- déterminer à partir des premier et deuxième signaux la fréquence cardiaque de  
15 l'utilisateur,

de sorte que la mesure et l'affichage de la fréquence cardiaque sont fiabilisés par l'analyse combinée des deux signaux.

**9.** Procédé selon la revendication 8, dans lequel le  
20 dispositif comprend quatre portions conductrices (61-64), le procédé comprenant au cours de l'étape b-:

injecter un courant pulsé entre deux des portions conductrices (62,63) et mesurer la différence de potentiel entre les deux autres portions conductrices (61-64), pour  
25 déterminer les variations de différence de potentiel, et déterminer ainsi le deuxième signal.

**10.** Procédé selon la revendication 7, comprenant en outre dans l'étape c- :

réaliser au moins un calcul d'inter-corrélation sur les  
30 premier et deuxième signaux.

**11.** Procédé selon la revendication 10, comprenant en outre dans l'étape c- :

mesurer un déphasage temporel entre les premier et deuxième signaux, et décaler le deuxième signal par rapport  
35 au premier signal dudit déphasage temporel, de manière à ce

que le calcul d'inter-corrélation élimine les bruits et maximise les portions de signal utiles.

FIG. 1

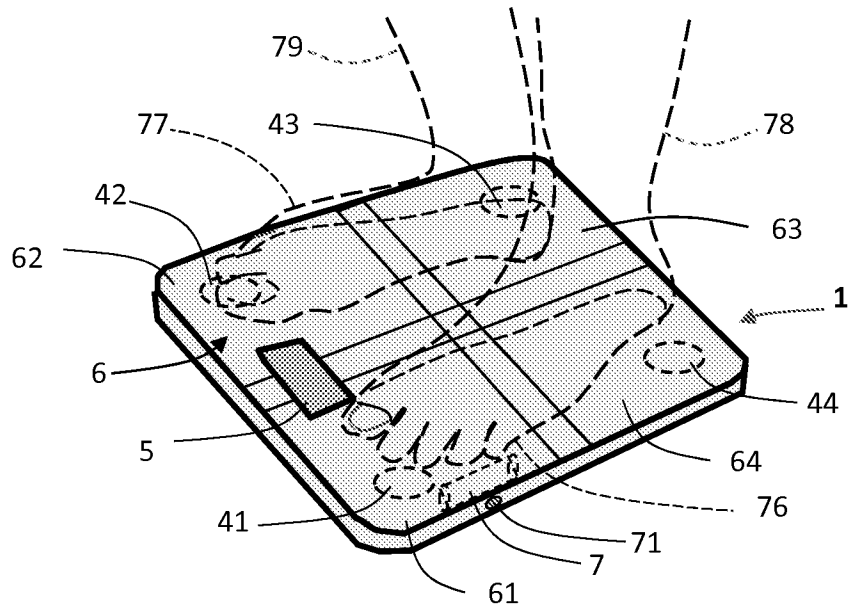


FIG. 2

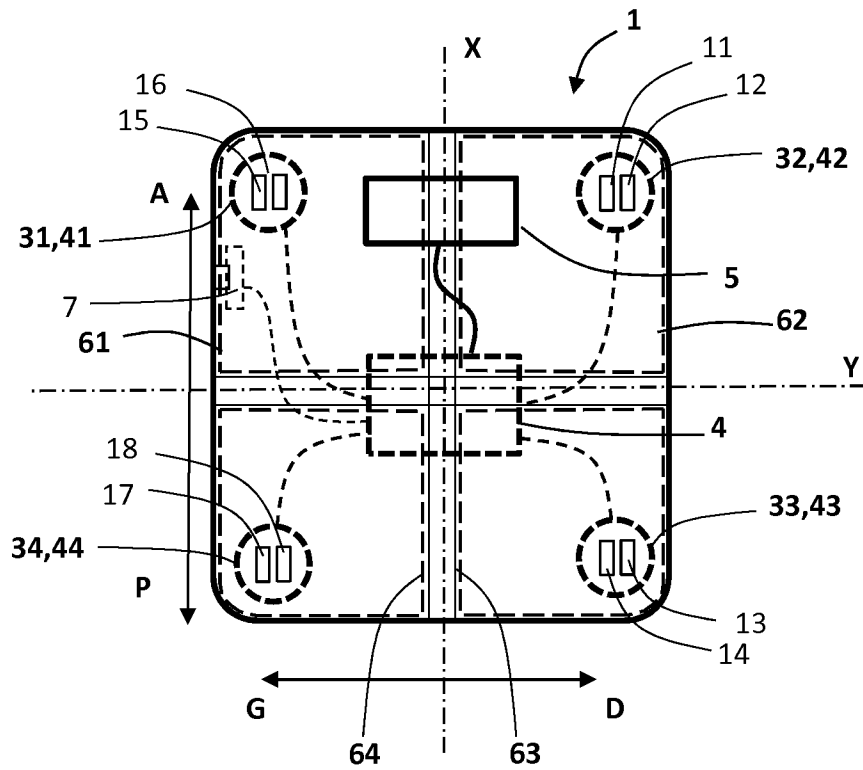


FIG. 3

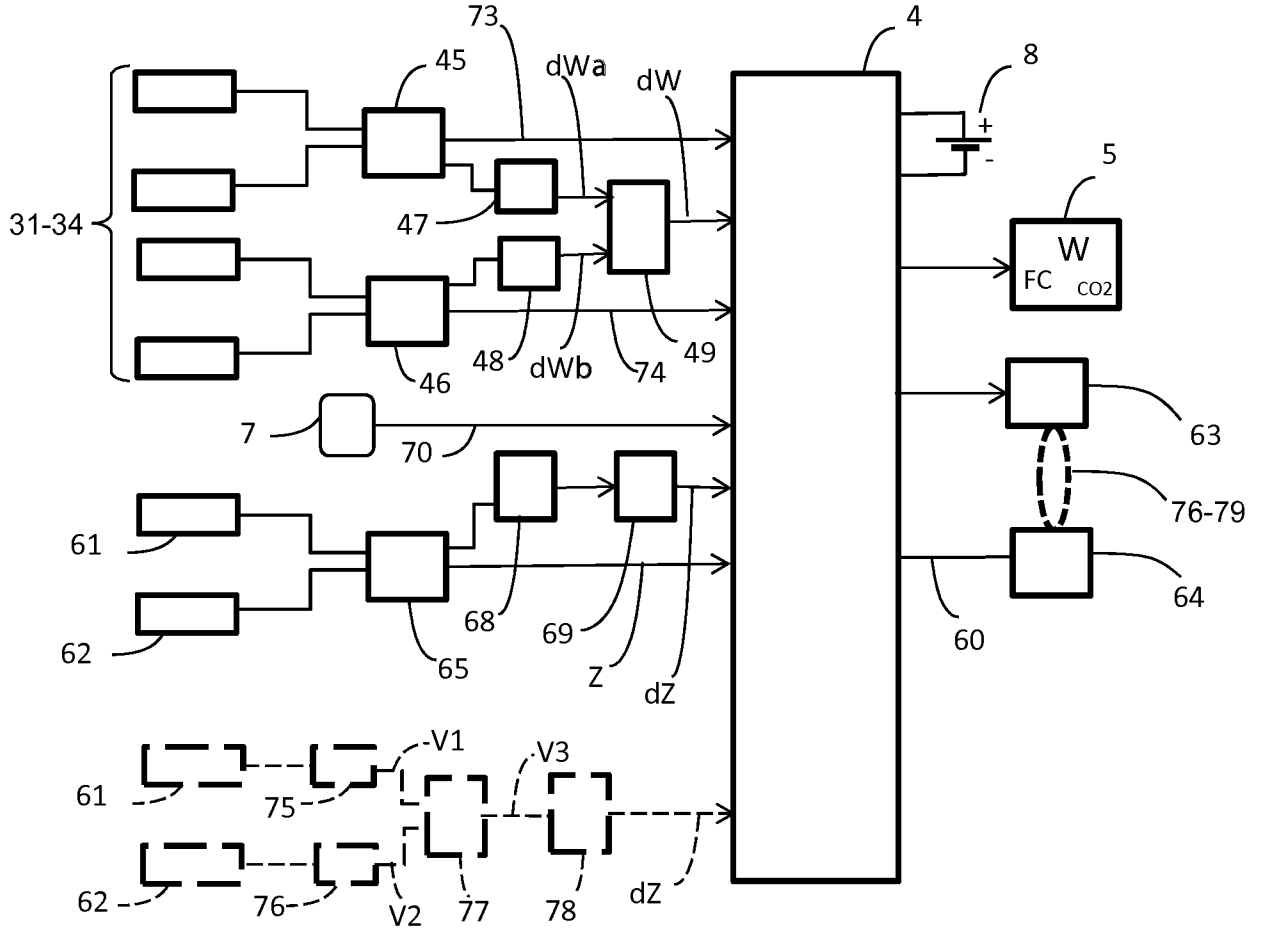


FIG. 8

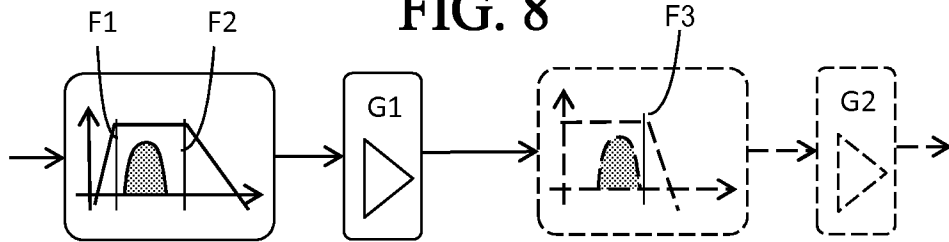


FIG. 9

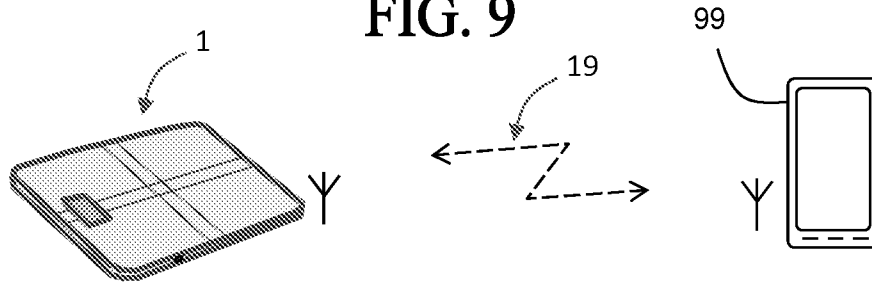


FIG. 4

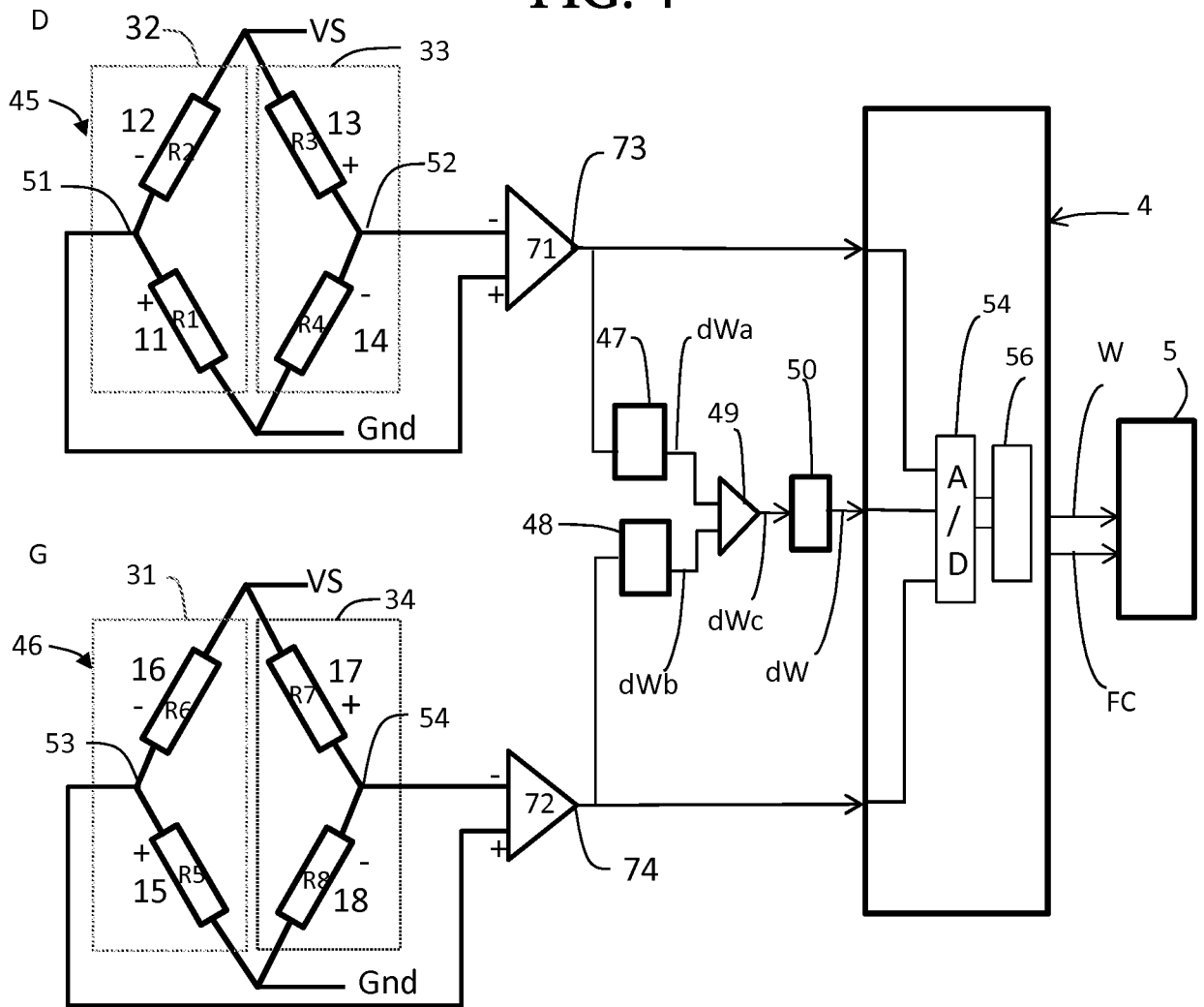


FIG. 5

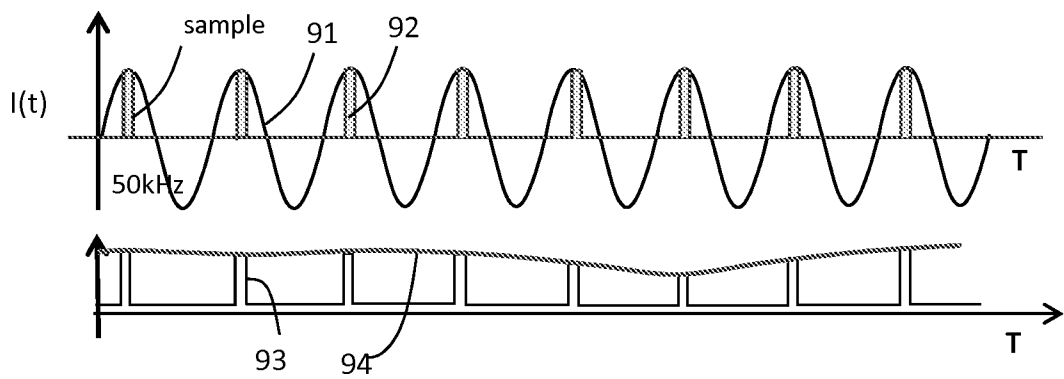


FIG. 6

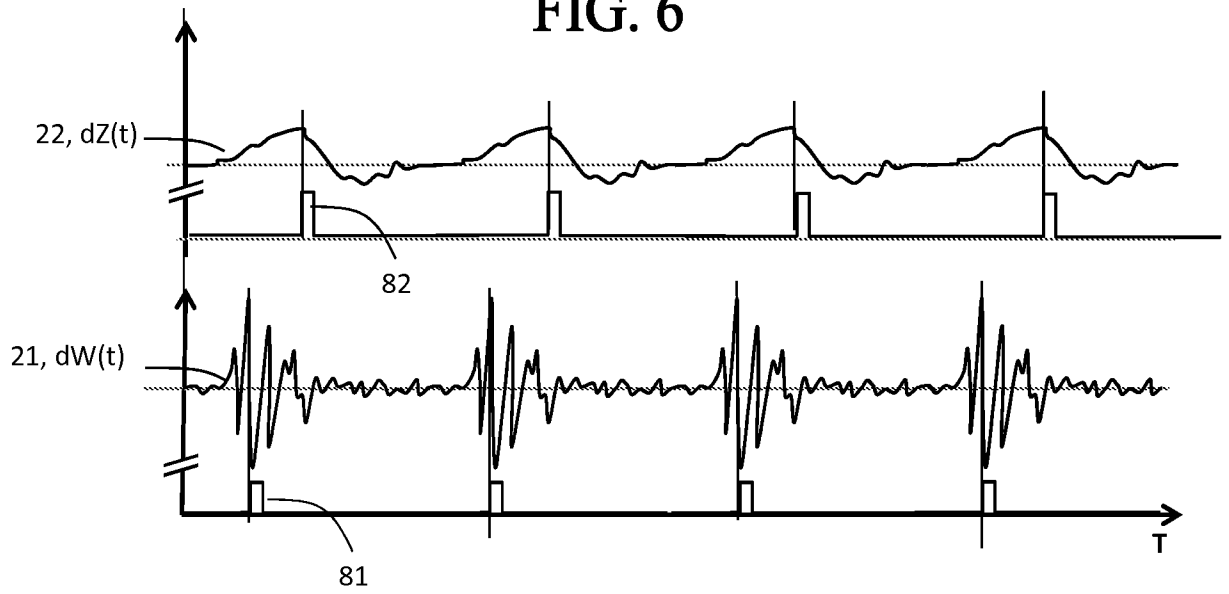
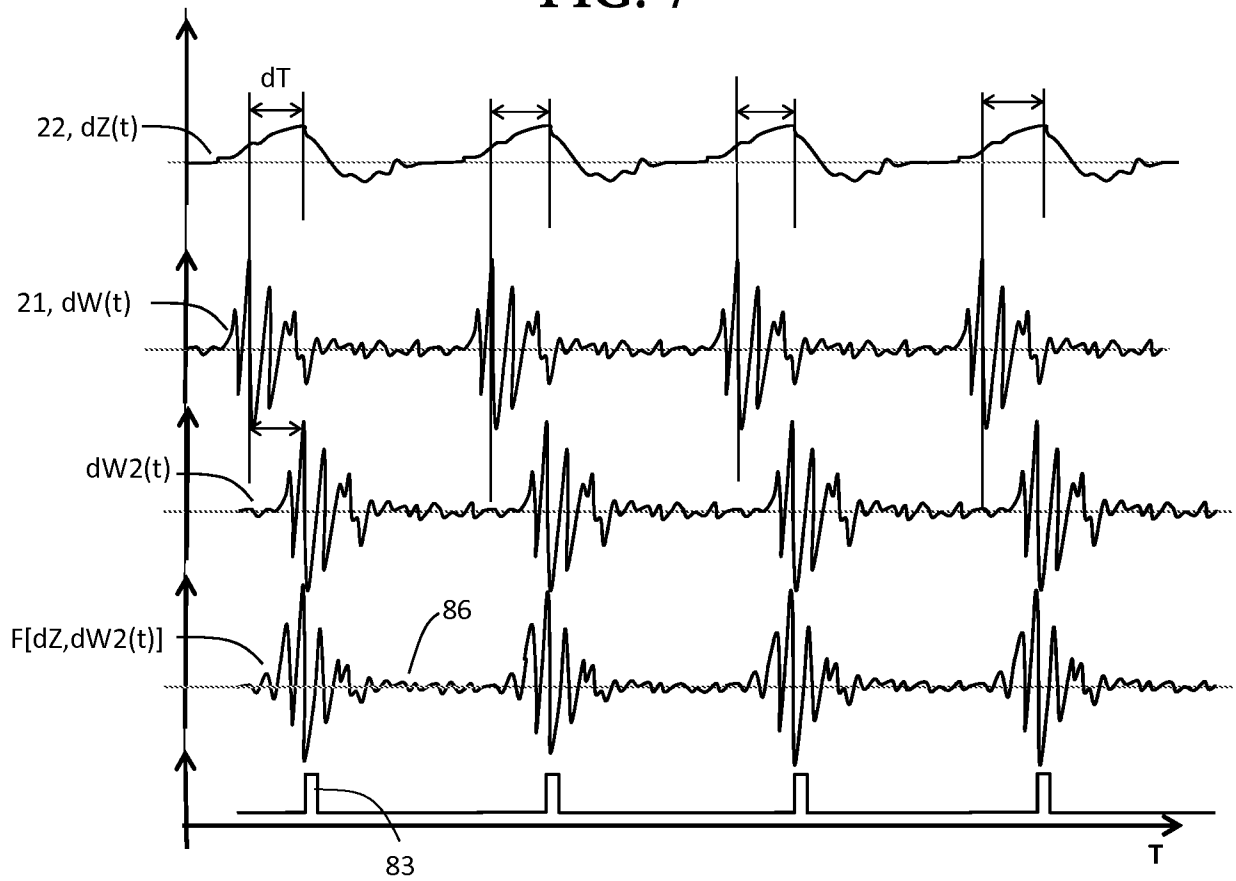


FIG. 7



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/FR2013/053280

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
INV. G01G19/50  
ADD.  
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)  
G01G 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.
Y	ES 2 328 205 A1 (UNIV CATALUNYA POLITECNICA [ES]) 10 November 2009 (2009-11-10) cited in the application the whole document -----	1,8
Y	ES 2 296 474 A1 (UNIV CATALUNYA POLITECNICA [ES]) 16 April 2008 (2008-04-16) cited in the application the whole document -----	1,8
A	WO 98/13674 A1 (SOEHNLE AG [CH]; STAHL ALBRECHT [DE]) 2 April 1998 (1998-04-02) abstract; claim 1 page 3, line 18 - page 6, line 21 ----- -/--	1-11

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  4 March 2014	Date of mailing of the international search report  10/03/2014
---	--

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  Katerbau, Ragnar
--	--

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/FR2013/053280

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 1 314 396 A1 (YAMATO SCALE CO LTD [JP]) 28 May 2003 (2003-05-28) abstract; claim 1; figure 1 paragraph [0134] - paragraph [0135] -----	1-11
A	EP 1 745 740 A1 (GEN ELECTRIC [US]) 24 January 2007 (2007-01-24) abstract; claims 1,3,4; figure 1 -----	1,8
A	EP 1 166 716 A1 (TANITA SEISAKUSHO KK [JP]) 2 January 2002 (2002-01-02) abstract; claims 1,3; figure 1 -----	1,8

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/FR2013/053280
---

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
ES 2328205	A1	10-11-2009	ES 2328205 A1 10-11-2009 WO 2009027556 A2 05-03-2009
ES 2296474	A1	16-04-2008	NONE
WO 9813674	A1	02-04-1998	DE 19639095 A1 26-03-1998 WO 9813674 A1 02-04-1998
EP 1314396	A1	28-05-2003	AU 771970 B2 08-04-2004 AU 8254801 A 13-03-2002 CA 2387345 A1 07-03-2002 CN 1388749 A 01-01-2003 EP 1314396 A1 28-05-2003 HK 1049952 A1 25-09-2009 JP 4783542 B2 28-09-2011 TW 542708 B 21-07-2003 US 2003167020 A1 04-09-2003 WO 0217785 A1 07-03-2002
EP 1745740	A1	24-01-2007	EP 1745740 A1 24-01-2007 JP 2007029723 A 08-02-2007 US 2007021815 A1 25-01-2007
EP 1166716	A1	02-01-2002	CN 1329875 A 09-01-2002 DE 60106133 D1 11-11-2004 DE 60106133 T2 20-10-2005 EP 1166716 A1 02-01-2002 JP 3792489 B2 05-07-2006 JP 2002010989 A 15-01-2002 KR 20020003097 A 10-01-2002 TW 514509 B 21-12-2002 US 2002002342 A1 03-01-2002 US 2004024331 A1 05-02-2004

<p>A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE                  INV. G01G19/50                  ADD.</p>		
<p>Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB</p>		
<p>B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE</p>		
<p>Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)                  G01G A61B</p>		
<p>Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche</p>		
<p>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</p>		
<p>C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS</p>		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
Y	ES 2 328 205 A1 (UNIV CATALUNYA POLITECNICA [ES]) 10 novembre 2009 (2009-11-10) cité dans la demande le document en entier -----	1,8
Y	ES 2 296 474 A1 (UNIV CATALUNYA POLITECNICA [ES]) 16 avril 2008 (2008-04-16) cité dans la demande le document en entier -----	1,8
A	WO 98/13674 A1 (SOEHNLE AG [CH]; STAHL ALBRECHT [DE]) 2 avril 1998 (1998-04-02) abrégé; revendication 1 page 3, ligne 18 - page 6, ligne 21 ----- -/--	1-11
<p><input checked="" type="checkbox"/> Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents</p>		
<p><input checked="" type="checkbox"/> Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe</p>		
<p>* Catégories spéciales de documents cités:</p>		
<p>"A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent</p> <p>"E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens</p> <p>"P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée</p>	<p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&amp;" document qui fait partie de la même famille de brevets</p>	
<p>Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée</p> <p>4 mars 2014</p>		<p>Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale</p> <p>10/03/2014</p>
<p>Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale</p> <p>Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2                  NL - 2280 HV Rijswijk                  Tel. (+31-70) 340-2040,                  Fax: (+31-70) 340-3016</p>		<p>Fonctionnaire autorisé</p> <p>Katerbau, Ragnar</p>

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	EP 1 314 396 A1 (YAMATO SCALE CO LTD [JP]) 28 mai 2003 (2003-05-28) abrégé; revendication 1; figure 1 alinéa [0134] - alinéa [0135] -----	1-11
A	EP 1 745 740 A1 (GEN ELECTRIC [US]) 24 janvier 2007 (2007-01-24) abrégé; revendications 1,3,4; figure 1 -----	1,8
A	EP 1 166 716 A1 (TANITA SEISAKUSHO KK [JP]) 2 janvier 2002 (2002-01-02) abrégé; revendications 1,3; figure 1 -----	1,8

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/FR2013/053280

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
ES 2328205	A1	10-11-2009	ES 2328205 A1	10-11-2009
			WO 2009027556 A2	05-03-2009
-----				
ES 2296474	A1	16-04-2008	AUCUN	
-----				
WO 9813674	A1	02-04-1998	DE 19639095 A1	26-03-1998
			WO 9813674 A1	02-04-1998
-----				
EP 1314396	A1	28-05-2003	AU 771970 B2	08-04-2004
			AU 8254801 A	13-03-2002
			CA 2387345 A1	07-03-2002
			CN 1388749 A	01-01-2003
			EP 1314396 A1	28-05-2003
			HK 1049952 A1	25-09-2009
			JP 4783542 B2	28-09-2011
			TW 542708 B	21-07-2003
			US 2003167020 A1	04-09-2003
			WO 0217785 A1	07-03-2002
-----				
EP 1745740	A1	24-01-2007	EP 1745740 A1	24-01-2007
			JP 2007029723 A	08-02-2007
			US 2007021815 A1	25-01-2007
-----				
EP 1166716	A1	02-01-2002	CN 1329875 A	09-01-2002
			DE 60106133 D1	11-11-2004
			DE 60106133 T2	20-10-2005
			EP 1166716 A1	02-01-2002
			JP 3792489 B2	05-07-2006
			JP 2002010989 A	15-01-2002
			KR 20020003097 A	10-01-2002
			TW 514509 B	21-12-2002
			US 2002002342 A1	03-01-2002
			US 2004024331 A1	05-02-2004
-----				