



(11) **EP 3 552 545 A1**

(12) **DEMANDE DE BREVET EUROPEEN**

(43) Date de publication:
16.10.2019 Bulletin 2019/42

(51) Int Cl.:
A61B 5/055 (2006.01) **A61B 5/0428 (2006.01)**
A61B 5/00 (2006.01) **G01R 33/567 (2006.01)**

(21) Numéro de dépôt: **19168194.9**

(22) Date de dépôt: **09.04.2019**

(84) Etats contractants désignés:
AL AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL PT RO RS SE SI SK SM TR
Etats d'extension désignés:
BA ME
Etats de validation désignés:
KH MA MD TN

• **Centre Hospitalier Régional Universitaire de Nancy**
54035 Nancy (FR)

(72) Inventeurs:
• **FELBLINGER, Jacques**
54850 Méréville (FR)
• **GUILLOU, André**
67160 Wissembourg (FR)
• **PETITMANGIN, Grégory**
67480 Leutenheim (FR)

(30) Priorité: **12.04.2018 FR 1853201**

(71) Demandeurs:
• **Schiller Medical**
67160 Wissembourg (FR)
• **Université de Lorraine**
54052 Nancy Cedex (FR)

(74) Mandataire: **Cabinet Bleger-Rhein-Poupon**
4a rue de l'Industrie
67450 Mundolsheim (FR)

(54) **PROCÉDÉ ET DISPOSITIF DE CORRECTION EN TEMPS RÉEL DE CHAMP MAGNÉTIQUE**

(57) Procédé de correction en temps réel de mesures de variations d'au moins une caractéristique de l'environnement électromagnétique existant par exemple dans un dispositif d'investigation exploitant la résonance magnétique, ladite caractéristique étant mesurée sur un sujet soumis à investigations par des moyens de mesure solidarisés à une zone du corps susceptible d'être affectée par des déplacements induits par des fonctions naturelles du corps notamment liés à la respiration ou aux

battements cardiaques, caractérisé pour chaque caractéristique mesurée par :

- une prise de mesures de déplacement et/ou de vitesse des moyens de mesure de la caractéristique de l'environnement électromagnétique ; et
- un filtrage en temps réel des artéfacts provoqués par lesdits déplacements dans le signal issu de la mesure des variations de ladite caractéristique de l'environnement électromagnétique.

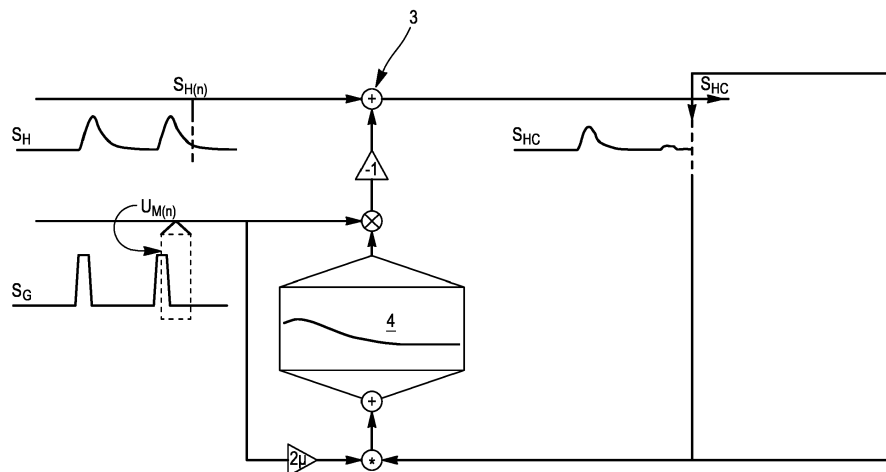


FIG. 2

EP 3 552 545 A1

Description

[0001] La présente invention se situe dans le domaine de la mesure de données physiologiques de patients par acquisition de signaux électro-physiologiques en temps réel. Plus particulièrement, le recueil des signaux se fait dans un environnement particulier susceptible de générer des artéfacts sur le signal. Plus spécifiquement encore, le contexte peut-être celui de l'acquisition de signaux enregistrant l'activité d'organes tels que le coeur, le cerveau etc. dans un environnement fortement exposé à des champs magnétiques statiques et commutés comme par exemple produit par un dispositif d'imagerie médicale de type IRM (imagerie à résonance magnétique) auquel est également soumis le patient.

[0002] En pratique, étant donné que le principe de base de ce type d'imagerie repose sur l'application de champs magnétiques non uniformes, sous forme de séquences d'applications successives de gradients de champ magnétique, ceux-ci sont fortement susceptibles de perturber d'autres signaux éventuellement recueillis sur un patient soumis au dispositif de génération d'images, comme les électrocardiogrammes (ECG), Electroencéphalogrammes (EEG) etc. Or, ces signaux sont en principe mesurés en même temps qu'il est procédé à l'enregistrement de vues résultant de la résonance magnétique, notamment pour permettre une surveillance en temps réel du patient pendant les examens IRM, ou pour déclencher des opérations de synchronisation de séquences IRM, ou encore pour les utiliser à l'appui d'autres traitements de signaux en lien ou non avec l'IRM.

[0003] Dans ces conditions, des interférences entre les signaux que l'on cherche à collecter et les variations magnétiques dues au dispositif imageur sont inévitables pendant la génération des images, qui brouillent *in fine* le signal recueilli, et en rendent plus problématique la lecture et l'interprétation et la synchronisation de la séquence, quelles que soient les finalités prévues pour le signal mesuré.

[0004] Cette question de la perturbation des signaux de surveillance et de contrôle de type ECG lors de la génération d'images par IRM est récurrente du fait de son importance pratique dans le domaine de l'imagerie médicale, notamment mesurée à l'aune de l'importance des fonctions qui peuvent être affectées aux signaux recueillis. Ainsi, par exemple, si le contrôle en continu et en temps réel de l'état du patient est vicié, ou si les opérations de synchronisation et plus généralement les opérations déclenchées par certains états physiologiques mesurés des signaux ne peuvent pas s'effectuer correctement par manque de précision du signal, on comprend aisément les problèmes posés, voire les risques encourus. En particulier, en ce qui concerne les opérations de synchronisation, il peut en résulter une qualité d'image qui n'est pas compatible avec la réalisation d'un diagnostic.

[0005] Il est dès lors primordial de maîtriser la forme des signaux recueillis, en temps réel, en supprimant cer-

tains artéfacts indésirables ou en séparant ce qui provient de différentes sources en vue d'obtenir au moins un signal clair répondant aux objectifs recherchés. Ainsi, par exemple pour le contrôle du coeur d'un patient soumis à une IRM, il est important de recueillir en temps réel un signal d'ECG avec le moins d'artéfacts possible, et par conséquent de supprimer notamment les artéfacts liés aux gradients de champs magnétiques qui accompagnent les séquences de génération d'images par IRM.

[0006] Compte tenu de la prégnance de ce problème, de nombreuses solutions ont déjà été proposées pour débarrasser le signal électrophysiologique, par exemple d'ECG, d'EOG ou d'EEG, de ses artéfacts dus aux variations de champ magnétique, parmi lesquelles le positionnement de l'électronique de traitement à proximité du point de mesure et l'utilisation d'une transmission optique ou radiofréquences insensible aux interférences magnétiques. Il a également été proposé l'utilisation de boucles conductrices proches de l'endroit de mesure pour recueillir des signaux identiques aux interférences, qui sont ensuite soustraites aux signaux mesurés. L'idée de mesurer séparément le signal de l'ECG d'une part, et les interférences d'autre part, par un positionnement adapté des capteurs, a d'ailleurs été reprise, mais cette différence de positionnement représente la limite de la solution, puisque par essence, les interférences mesurées ne sont pas exactement celles qui apparaissent à l'endroit de la mesure du signal de l'ECG et que malgré la différence d'emplacement, le second signal mesuré contient aussi une partie du signal utile.

[0007] De nombreuses méthodes de traitement du signal ont par ailleurs été tentées, dont des solutions basées sur le calcul de réponses impulsionnelles aux gradients de champ magnétique, sur la base de la connaissance de leurs courants de génération, pour corriger les artéfacts, et/ou des algorithmes utilisant des méthodes de déconvolution ou des approches adaptatives.

[0008] Pour pallier les limitations de ces solutions, notamment dues aux liaisons électroniques entre le module de traitement du signal et l'électronique de commande du dispositif d'IRM, et qui ne tiennent pas ou que très imparfaitement compte de l'existence de courants de Foucault affectant la précision des calculs, le déposant lui-même a développé une solution, décrite par exemple dans le document WO 2008/155488.

[0009] Celle-ci consiste, pour l'essentiel, à combiner le signal de l'ECG à la mesure du champ magnétique local tel que fournie par un capteur par exemple à effet Hall. La mesure des variations temporelles du champ magnétique par un ou plusieurs capteurs de ce type est nécessaire pour à la fois simuler puis supprimer les artéfacts générés dans le signal de l'ECG, par ailleurs mesurés par le ou les capteurs. Pour permettre une correction du signal la meilleure possible, un capteur à effet Hall est - selon cette solution - placé le plus proche possible du capteur de l'ECG, dans l'optique de mesurer les variations de champ magnétique qui provoquent en réalité les artéfacts mesurés par ce capteur. La connais-

ce de ces variations et de leurs conséquences permet un traitement visant à les supprimer en temps réel du signal de l'ECG tel qu'initialement recueilli.

[0010] En pratique, cela nécessite de positionner le capteur à effet Hall sur la poitrine du patient, avec pour conséquence nécessaire et inévitable de soumettre ledit capteur à tous les déplacements induits par les mouvements du corps, conscients ou non. Or, les déplacements de la poitrine sont complexes à modéliser, et induisent ou sont décomposables en des rotations du ou des capteurs d'axes X, Y et Z dont il faut en toute rigueur tenir compte pour pouvoir apprécier l'impact du champ magnétique sur les calculs liés aux traitements des signaux.

[0011] Dans le contexte particulier à l'invention, avec un dispositif d'imagerie médicale de type IRM, le patient est placé dans un tunnel dont l'axe est colinéaire à la direction du champ magnétique statique produit, typiquement d'une valeur de l'ordre de 1,5 T à 3 T et orienté selon l'axe Z. Les modifications de position du capteur à effet Hall, modifiant du même coup l'orientation relative des directions respectivement du vecteur champ magnétique et de mesure du capteur (d'un angle variable α), ont un impact sur les valeurs mesurées, qui se voient réduites d'un facteur multiplicatif d'une valeur inférieure à 1, typiquement de l'ordre de $\cos(\alpha)$.

[0012] Cet impact peut être significatif, selon l'amplitude des mouvements de la poitrine, et notamment des déplacements résultant des respirations et des pulsations cardiaques. Bien qu'il soit demandé au patient de rester le plus immobile possible, ces mouvements ne sont pas contrôlables, et ils surviennent dès lors périodiquement au cours des séquences de génération d'images par IRM. Ils modifient en tout état de cause le signal recueilli, et influencent l'évaluation concrète de l'impact des gradients par exemple dans un signal d'ECG, dont on a vu auparavant l'importance. Si les artéfacts liés aux mouvements du patient ne sont pas pris en compte dans le traitement des signaux obtenus, les résultats finaux ne peuvent pas être considérés comme suffisamment fiables, pour la raison développée ci-après.

[0013] Des traitements de filtrage classiques permettraient en effet en théorie de séparer ces artéfacts des effets des gradients de champs magnétiques, mais les gammes de fréquences des séquences recouvrent en pratique au moins partiellement celles des artéfacts. Cela rend par conséquent l'opération de filtrage assez peu fiable, comme on le verra dans la suite plus en détail en référence à la figure 1. Un tel problème de recouvrement des gammes de fréquences ne se retrouve par exemple pas dans le document US2018/055417, qui traite d'une méthode de mesure de mouvements au moyen d'un dispositif porté par un individu, et comportant un capteur porté par un membre de son corps et destiné à capter les signaux émis par une autre partie du corps. Il est alors possible de déterminer, à l'aide d'une modélisation des distances entre ces composants, une posture ou une attitude du corps. Ce document mentionne l'existence d'un filtrage en temps réel sur les variations des signaux de

distance dus aux mouvements, mais dont il faut souligner que le domaine de fréquence est très éloigné des fréquences magnétiques. Le problème de la superposition des fréquences à traiter et des fréquences à filtrer ne s'y pose donc pas.

[0014] Or, l'invention vise précisément à remédier à ce problème, et notamment à isoler précisément le gradient de champ magnétique des artéfacts causés par la respiration et les pulsations cardiaques, et plus généralement par tous les déplacements contrôlés ou incontrôlés, conscients ou inconscients, du corps du patient allongé dans le tunnel du dispositif d'IRM. L'objectif est d'obtenir en temps réel une mesure propre, c'est-à-dire débarrassée des artéfacts précédents, du signal du gradient de champ magnétique pendant une séquence d'acquisition d'images par un dispositif IRM. Ledit signal apuré est ensuite classiquement utilisé pour la correction en temps réel du signal par exemple d'ECG, notamment et comme mentionné à des fins de surveillance du patient, ou pour d'autres utilisations de ce signal corrigé et fiable.

[0015] Il est à noter que les informations obtenues sur les déplacements imprimés au capteur par les mouvements du patient, telles que séparées des autres signaux via l'invention, peuvent également servir à d'autres usages, comme par exemple la surveillance en temps réel de ce patient à d'autres fins.

[0016] A ces effets, l'invention a tout d'abord trait à un procédé de correction en temps réel de mesures de variations d'au moins une caractéristique de l'environnement électromagnétique existant par exemple dans un dispositif d'investigation exploitant la résonance magnétique, ladite caractéristique étant mesurée sur un sujet soumis à investigations par des moyens de mesure solidarisés à une zone du corps susceptible d'être affectée par des déplacements induits par des fonctions naturelles du corps notamment liés à la respiration ou aux battements cardiaques, qui se caractérise pour chaque caractéristique mesurée par :

- une prise de mesures de déplacement et/ou de vitesse des moyens de mesure de la caractéristique de l'environnement électromagnétique ; et
- un filtrage en temps réel des artéfacts provoqués par lesdits déplacements dans le signal issu de la mesure des variations de ladite caractéristique de l'environnement électromagnétique.

[0017] Deux étapes principales sont donc mises en oeuvre dans le cadre du procédé de l'invention, qui impliquent une mesure de déplacements, sinon continue du moins à une fréquence raisonnablement élevée, et un traitement simultané des valeurs mesurées pour opérer un filtrage et permettre d'obtenir un signal résiduel propre en temps réel.

[0018] La caractéristique de l'environnement électromagnétique dont les variations sont mesurées est, de manière très directe, le champ magnétique. Cette caractéristique est variable dans l'environnement décrit du fait

de la technologie propre à l'IRM, qui nécessite l'application de gradients de champ magnétique pour la génération d'images.

[0019] En fait, de préférence, la prise de mesures de déplacement ou de vitesse des moyens de mesure de la caractéristique de l'environnement électromagnétique consiste en une succession de mesures d'au moins les rotations ou les vitesses de rotation autour d'au moins un axe de ces moyens de mesure, lesdites mesures faisant l'objet d'un enregistrement de paramètres pour chaque mesure. Une telle mesure notamment des déplacements rotatifs est en effet assez aisée à mettre en oeuvre, comme on le verra dans la suite. De fait, les mouvements du corps humain qui sont en cause, typiquement la respiration et les pulsations cardiaques, provoquent des déplacements décomposables en rotations selon plusieurs axes.

[0020] De son côté, le filtrage consiste en un calcul en temps réel de la relation entre les paramètres enregistrés pour chaque mesure et un parmi les artéfacts, les paramètres enregistrés conduisant bijectivement à une identification d'un artéfact, chaque artéfact identifié comme correspondant à des paramètres d'une mesure étant ensuite séparé puis supprimé du signal issu de la mesure des variations de la caractéristique de l'environnement électromagnétique. En pratique, une identification puis une séparation desdits artéfacts sont donc effectuées avant suppression. Les artéfacts séparés sont le cas échéant utilisables pour d'autres usages.

[0021] Ces étapes de procédé sont réalisées, selon l'invention, par un dispositif de correction en temps réel de mesure des variations d'au moins une caractéristique de l'environnement électromagnétique existant par exemple dans un dispositif d'investigation exploitant la résonance magnétique, ladite caractéristique étant mesurée sur un sujet vivant par des moyens de mesure solidarisés au corps du sujet, dans une zone du corps susceptible d'être affectée par des déplacements induits par des fonctions naturelles du corps notamment liés à la respiration ou aux battements cardiaques, dispositif qui comporte au moins un système de mesure des déplacements ou des vitesses du corps au voisinage des moyens de mesure de ladite caractéristique de l'environnement électromagnétique, et des moyens de filtrage adaptatifs des artéfacts provoqués par lesdits déplacements ou vitesses dans le signal issu de la mesure des variations de ladite caractéristique de l'environnement électromagnétique.

[0022] Ces système/moyens se combinent pour mettre en oeuvre de façon concrète les étapes du procédé de l'invention, et sont respectivement en charge des étapes de mesure et de traitement du signal qui sont l'apanage dudit procédé. A nouveau, la caractéristique de l'environnement électromagnétique dont les variations sont mesurées est le champ magnétique, dans un dispositif d'imagerie médicale à résonance magnétique fonctionnant avec des séquences d'application de gradients dudit champ magnétique, pour la génération des

images du patient.

[0023] De fait, selon une possibilité, le système de mesure des déplacements ou des vitesses du corps au voisinage des moyens de mesure de la caractéristique de l'environnement électromagnétique consiste en des moyens de calcul des déplacements ou des vitesses des moyens de mesure de la caractéristique de l'environnement électromagnétique.

[0024] Plus précisément encore, ces moyens de calcul peuvent consister en au moins un capteur de position angulaire ou de vitesse angulaire placé au voisinage desdits moyens de mesure de la caractéristique. De préférence, il s'agit d'un capteur de vitesse angulaire consistant en un gyroscope.

[0025] De même, selon une configuration préférentielle du dispositif de l'invention, les moyens de mesure de la caractéristique de l'environnement électromagnétique consistent en au moins un capteur à effet Hall.

[0026] Enfin, pour ce qui concerne le traitement du signal en vue de la séparation visant à rendre « propre » le signal évalué, les moyens de filtrage adaptatifs sont de préférence des moyens de calcul adaptatifs de la relation entre chaque déplacement ou vitesse mesuré(e) et un des artéfacts enregistrés, permettant une identification bijective entre chaque déplacement ou vitesse mesuré(e) et un artéfact, et des moyens de suppression desdits artéfacts du signal issu de la mesure des variations de ladite caractéristique de l'environnement électromagnétique.

[0027] Selon une possibilité, ces moyens de filtrage peuvent comporter un étage correctif de reconstruction d'un signal corrigé basé sur le signal d'au moins un capteur à effet Hall, à partir d'une part du signal non corrigé et d'autre part d'un signal de correction. Ce signal de correction est composé, pour chaque point d'indice n du signal non corrigé traité, d'un signal bufferisé $U_M(n)$ à partir d'un groupe de M points du signal issu du gyroscope précédant temporellement le point d'indice n traité et d'un signal issu d'un filtre adaptatif alimenté par le signal issu du capteur à effet Hall corrigé et par ledit signal bufferisé.

[0028] Selon une configuration possible, la réponse impulsionnelle $H(n)$ du filtre adaptatif comporte une composante calculée en utilisant d'une part le signal issu du capteur à effet Hall corrigé $S_{HC}(n)$, et d'autre part les signaux gyroscopiques bufferisés avec un pas d'avance μ , obéissant à la relation $H(n+1) = H(n) + 2\mu \cdot S_{HC}(n)U_M(n)$.

[0029] L'invention va à présent être décrite plus en détail, en référence aux figures annexées qui illustrent un exemple non limitatif de mise en oeuvre de l'invention, et pour lesquelles :

- la figure 1 représente une superposition de diagrammes temporels montrant les signaux mesurés selon les trois axes Y, Y et Z par un capteur à effet Hall placé sur la poitrine d'un patient pendant une séquence d'acquisition d'images par IRM ;
- la figure 2 montre la configuration schématique du

- circuit de traitement mis en oeuvre pour la correction du signal issu d'un capteur à effet Hall ;
- la figure 3 représente un diagramme montrant les signaux émis par un gyroscope, un capteur à effet Hall et, en sortie, le signal corrigé des artéfacts dus aux déplacements du capteur à effet Hall ;
 - la figure 4 illustre de manière schématique le traitement final du signal ECG après traitement du signal émanant d'un capteur à effet Hall selon l'invention ;
 - la figure 5 montre les diagrammes temporels synchronisés des gradients de champs magnétiques, du signal de l'ECG mesuré et du signal de l'ECG corrigé.

[0030] Tout d'abord, pour mesurer l'apport de l'invention, il est important de comprendre que les mouvements du patient changent les mesures : si, à la suite d'un déplacement, un capteur à effet Hall effectue une mesure dans une direction qui fait un angle α avec la direction du champ magnétique principal B_0 constant et permanent du dispositif imageur, alors la valeur de champ mesurée B_{mes} sera égale à $B_0 \times \cos(\alpha)$ il est par conséquent nécessaire de tenir compte de ces déplacements et de leurs impacts sur les mesures pour aboutir à des traitements des signaux les plus précis possibles.

[0031] En référence à la figure 1, les trois diagrammes temporels, pris sur les trois axes X, Y et Z, montrent une acquisition de signaux par capteurs à effet Hall pendant une séquence typique de fonctionnement d'imageur IRM où, pour la production d'images, des gradients de champs magnétiques sont appliqués. Les pulsations cardiaques 1, qui provoquent un léger mouvement de la poitrine, et la respiration, qui occasionne en fait une ondulation de base, produisent des artéfacts qui se mêlent aux gradients de champ magnétique 2 tels que mesurés, même si le patient reste le plus calme et le plus immobile possible. Ces artéfacts affectent évidemment la mesure du signal magnétique variable, et un filtrage classique en vue de séparer leurs effets du signal magnétique ne permet pas d'aboutir à un résultat fiable du fait de la proximité et de la possibilité de recouvrement des gammes de fréquences, qui est manifeste à la vue de la figure 1. Le but de l'invention est donc d'isoler le signal magnétique desdits artéfacts.

[0032] La solution utilisée dans le cadre de l'invention consiste à mesurer les déplacements de chaque capteur à effet Hall, par exemple au moyen d'au moins un capteur de mouvement angulaire qui peut être basé sur un gyroscope en technologie MEMS avec une mesure de vitesse angulaire, placé à cet effet au voisinage immédiat du capteur à effet Hall. Comme montré en figure 2, le signal S_H issu d'un capteur à effet Hall est corrigé en un signal S_{HC} par un étage correctif 3 qui applique en temps réel audit signal S_H un filtrage adaptatif réalisé par un filtre 4. Le filtrage adaptatif s'applique itérativement à un point du signal $S_H(n)$ référencé n et utilise M points notés $U_M(n)$ du signal S_G (les points délimités par le rectangle en traits pointillés, qui délimite l'intervalle temporel sé-

lectionné) issu du gyroscope et bufferisés, M étant défini par l'utilisateur et constituant le nombre de coefficients du filtre 4. Ces M points de la courbe du signal S_G précèdent temporellement, comme cela est visible sur la figure 2, le point $S_H(n)$ de la courbe du signal S_H (voir la ligne verticale en pointillés qui relie le point $S_H(n)$ et la fin de l'intervalle temporel sélectionné). Les coefficients que constituent ces M points sont mis à jour en permanence, et sont utilisés pour ajouter à la réponse impulsionnelle $H(n)$ du filtre 4 une composante calculée en utilisant d'une part le signal issu du capteur à effet Hall corrigé $S_{HC}(n)$, et d'autre part les signaux gyroscopiques bufferisés $U_M(n)$ avec un pas d'avance μ également défini par l'utilisateur, selon la relation :

$$H(n+1) = H(n) + 2\mu S_{HC}(n)U_M(n)$$

[0033] A chaque étape de mise à jour, la contribution du signal gyroscopique S_G dans le signal S_H issu du capteur à effet Hall est prise en compte, et intégrée dans le filtre 4, puis corrigée au niveau de l'étage correctif 3.

[0034] En sortie, le signal S_{HC} est un signal de capteur à effet Hall corrigé de tous les « bruits » parasites indésirés que sont les artéfacts mentionnés auparavant. C'est à présent un signal S_{HC} clair et propre, qui constitue une base correcte pour les traitements et opérations ultérieurs.

[0035] La figure 3 montre les différents signaux apparaissant en figure 2, chacun dans un diagramme temporel propre, lesdits diagrammes étant synchronisés, montrant parfaitement le haut niveau et l'efficacité du filtrage effectué. Ainsi, en haut, le signal S_G reflète les déplacements du capteur à effet Hall. Au milieu, le signal S_H correspond à ce que produit le capteur à effet Hall lorsqu'il n'est pas débarrassé de ces artéfacts dus aux mouvements du corps du patient. On y retrouve en effet une base de signaux imputables aux mouvements, de fréquences du même ordre que dans le diagramme du dessus. En bas, suite aux traitements des signaux effectués par le circuit de la figure 2, le signal S_{HC} apparaît débarrassé des artéfacts, de sorte que les gradients de champ impulsés au système pour l'obtention des images par l'IRM sont parfaitement visibles et surtout, faciles à exploiter, d'une manière connue en soi et protégée par ailleurs par le déposant.

[0036] L'intérêt de ces traitements en amont, qui constitue la présente invention proprement dite, est double. Tout d'abord, et comme cela ressort de la figure 4, le signal S_{HC} du capteur à effet Hall tel que corrigé par les étages 3 et 4 (regroupés en un filtre adaptatif global 3' en figure 4) est utilisé pour corriger en temps réel le signal de l'Electrocardiogramme S_{ECG} , affecté des artéfacts cette fois dus aux gradients de champ magnétique utilisés pour la génération d'images d'IRM. Cette correction s'effectue dans un autre filtre adaptatif 5 de manière à obtenir *in fine* un signal S_{ECGC} d'Electrocardiogramme

« propre », qui ne constitue qu'un exemple possible de signal électro-physiologique, utilisé en l'espèce pour la démonstration. C'est-à-dire, encore une fois et de manière connue, un signal S_{ECGC} débarrassé des artéfacts liés aux variations de champ magnétique nécessaires à la visualisation des images selon le principe de l'IRM.

[0037] De fait, on procède en deux étapes : une fois le signal du capteur à effet Hall débarrassé des bruits liés aux déplacements issus d'événements physiologiques indépendants de la volonté du patient, les seuls signaux qui restent sont ceux qui proviennent des gradients de champ magnétique, qui sont alors utilisables comme signaux de commande pour supprimer les artéfacts de gradient de champ magnétique sur les ECG. C'est ce qui ressort aussi de la figure 5, dont le diagramme supérieur montre la manière dont les gradients affectent la forme d'un signal S_{HC} recueilli en l'occurrence par un capteur à effet Hall et déjà traité - selon l'invention - pour supprimer les effets des mouvements du patient. Le diagramme du milieu montre un signal d'ECG S_{ECG} dont on voit bien, du fait de la synchronisation temporelle des diagrammes, qu'il est affecté par lesdits gradients. Enfin, suite au filtrage dynamique en temps réel réalisé par le filtre adaptatif 5 de la figure 4, le signal S_{ECGC} ne fait plus apparaître que les pulsations cardiaques 6, périodiques et sensiblement débarrassées de tout bruit. La qualité du signal est en tout état de cause telle qu'elle permet une utilisation confortable et fiable dudit signal propre pour surveiller un patient ou pour déclencher, le cas échéant, des opérations additionnelles, via le dispositif à IRM ou autre.

[0038] Il est à noter que la possibilité offerte par l'invention d'une séparation claire, dans les signaux obtenus, des différents artéfacts, permet de monitorer le cas échéant la respiration du sujet, ou encore de mesurer les pulsations cardiaques, à des fins plus directement médicales. Parmi les conséquences indirectes de l'invention, on a donc un outil de surveillance plus précis, utilisable durant les séquences d'IRM, et ne nécessitant pas la pose et le contrôle de capteurs supplémentaires.

[0039] L'invention ne se limite bien entendu pas aux exemples décrits et expliqués en référence aux figures, mais elle englobe les variantes et versions qui entrent dans la portée des revendications.

Revendications

1. Procédé de correction en temps réel de mesures de variations d'au moins une caractéristique de l'environnement électromagnétique existant par exemple dans un dispositif d'investigation exploitant la résonance magnétique, ladite caractéristique étant mesurée sur un sujet soumis à investigations par des moyens de mesure solidarisés à une zone du corps susceptible d'être affectée par des déplacements induits par des fonctions naturelles du corps notamment liés à la respiration ou aux battements cardiaques, caractérisé pour chaque caractéristique me-

surée par :

- une prise de mesures de déplacement et/ou de vitesse des moyens de mesure de la caractéristique de l'environnement électromagnétique ; et
- un filtrage en temps réel des artéfacts provoqués par lesdits déplacements dans le signal issu de la mesure des variations de ladite caractéristique de l'environnement électromagnétique.

2. Procédé selon la revendication précédente, **caractérisé en ce que** la caractéristique de l'environnement électromagnétique dont les variations sont mesurées est le champ magnétique.
3. Procédé selon l'une des revendications précédentes, **caractérisé en ce que** la prise de mesures de déplacement ou de vitesse des moyens de mesure de la caractéristique de l'environnement électromagnétique consiste en une succession de mesures d'au moins les rotations ou les vitesses de rotation autour d'au moins un axe de ces moyens de mesure, lesdites mesures faisant l'objet d'un enregistrement de paramètres pour chaque mesure.
4. Procédé selon l'une des revendications précédentes, **caractérisé en ce que** le filtrage consiste en un calcul en temps réel de la relation entre les paramètres enregistrés pour chaque mesure et un parmi les artéfacts, les paramètres enregistrés conduisant bijectivement à une identification d'un artéfact, chaque artéfact identifié comme correspondant à des paramètres d'une mesure étant ensuite séparé puis supprimé du signal issu de la mesure des variations de la caractéristique de l'environnement électromagnétique.
5. Dispositif de correction en temps réel de mesure des variations d'au moins une caractéristique de l'environnement électromagnétique existant par exemple dans un dispositif d'investigation exploitant la résonance magnétique, ladite caractéristique étant mesurée sur un sujet vivant par des moyens de mesure solidarisés au corps du sujet, dans une zone du corps susceptible d'être affectée par des déplacements induits par des fonctions naturelles du corps notamment liés à la respiration ou aux battements cardiaques, **caractérisé en ce qu'il** comporte au moins un système de mesure des déplacements ou des vitesses du corps au voisinage des moyens de mesure de ladite caractéristique de l'environnement électromagnétique, et des moyens de filtrage adaptatifs 3' des artéfacts provoqués par lesdits déplacements ou vitesses dans le signal issu de la mesure des variations de ladite caractéristique de l'environnement électromagnétique.

6. Dispositif de correction selon la revendication précédente, **caractérisé en ce que** la caractéristique de l'environnement électromagnétique dont les variations sont mesurées est le champ magnétique.
7. Dispositif de correction selon l'une des revendications 5 et 6, **caractérisé en ce que** le système de mesure des déplacements du corps au voisinage des moyens de mesure de la caractéristique de l'environnement électromagnétique consiste en des moyens de calcul des déplacements ou des vitesses des moyens de mesure de la caractéristique de l'environnement électromagnétique.
8. Dispositif de correction selon la revendication précédente, **caractérisé en ce que** les moyens de calcul des déplacements des moyens de mesure de la caractéristique de l'environnement électromagnétique consistent en au moins un capteur de position angulaire ou de vitesse angulaire placé au voisinage desdits moyens de mesure de la caractéristique.
9. Dispositif de correction selon la revendication précédente, **caractérisé en ce que** le capteur de vitesse angulaire est un gyroscope.
10. Dispositif de correction selon l'une des revendications 6 à 9, **caractérisé en ce que** les moyens de mesure de la caractéristique de l'environnement électromagnétique consistent en au moins un capteur à effet Hall.
11. Dispositif de correction selon l'une des revendications 5 à 10, **caractérisé en ce que** les moyens de filtrage adaptatifs 3' sont des moyens de calcul adaptatifs de la relation entre chaque déplacement ou vitesse mesuré(e) et un des artéfacts enregistrés, permettant une identification bijective entre chaque déplacement ou vitesse mesuré(e) et un artéfact, et des moyens de suppression desdits artéfacts du signal issu de la mesure des variations de ladite caractéristique de l'environnement électromagnétique.
12. Dispositif de correction selon la revendication précédente, **caractérisé en ce que** les moyens de filtrage 3' comportent un étage correctif 3 de reconstruction d'un signal corrigé S_{HC} basé sur le signal d'au moins un capteur à effet Hall, à partir d'une part du signal non corrigé S_H et d'autre part d'un signal de correction, ledit signal de correction étant composé, pour chaque point d'indice n du signal non corrigé traité, d'un signal bufferisé $U_M(n)$ à partir d'un groupe de M points du signal issu du gyroscope S_G précédant temporellement le point $S_H(n)$ et d'un signal issu d'un filtre adaptatif 4 alimenté par le signal issu du capteur à effet Hall corrigé S_{HC} et par ledit signal bufferisé.
13. Dispositif de correction selon la revendication précédente, **caractérisé en ce que** la réponse impulsionnelle $H(n)$ du filtre 4 comporte une composante calculée en utilisant d'une part le signal issu du capteur à effet Hall corrigé $S_{HC}(n)$, et d'autre part les signaux gyroscopiques bufferisés $U_M(n)$ avec un pas d'avance μ obéissant à la relation $H(n+1) = H(n) + 2\mu S_{HC}(n)U_M(n)$.

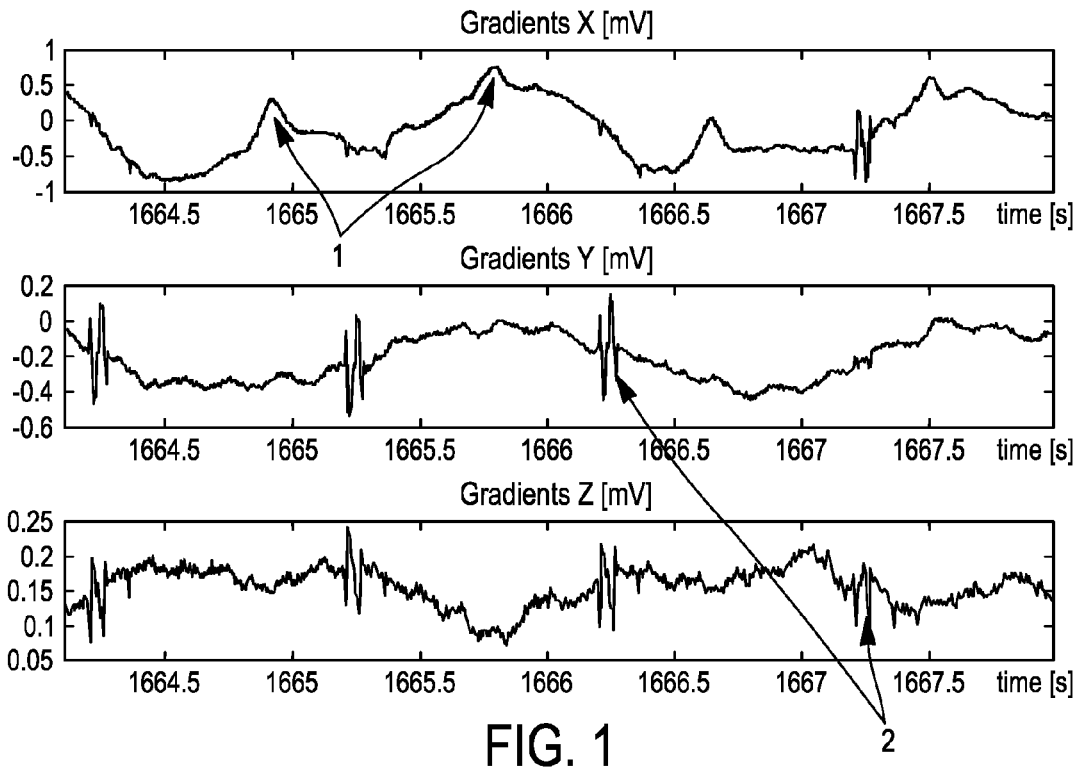


FIG. 1

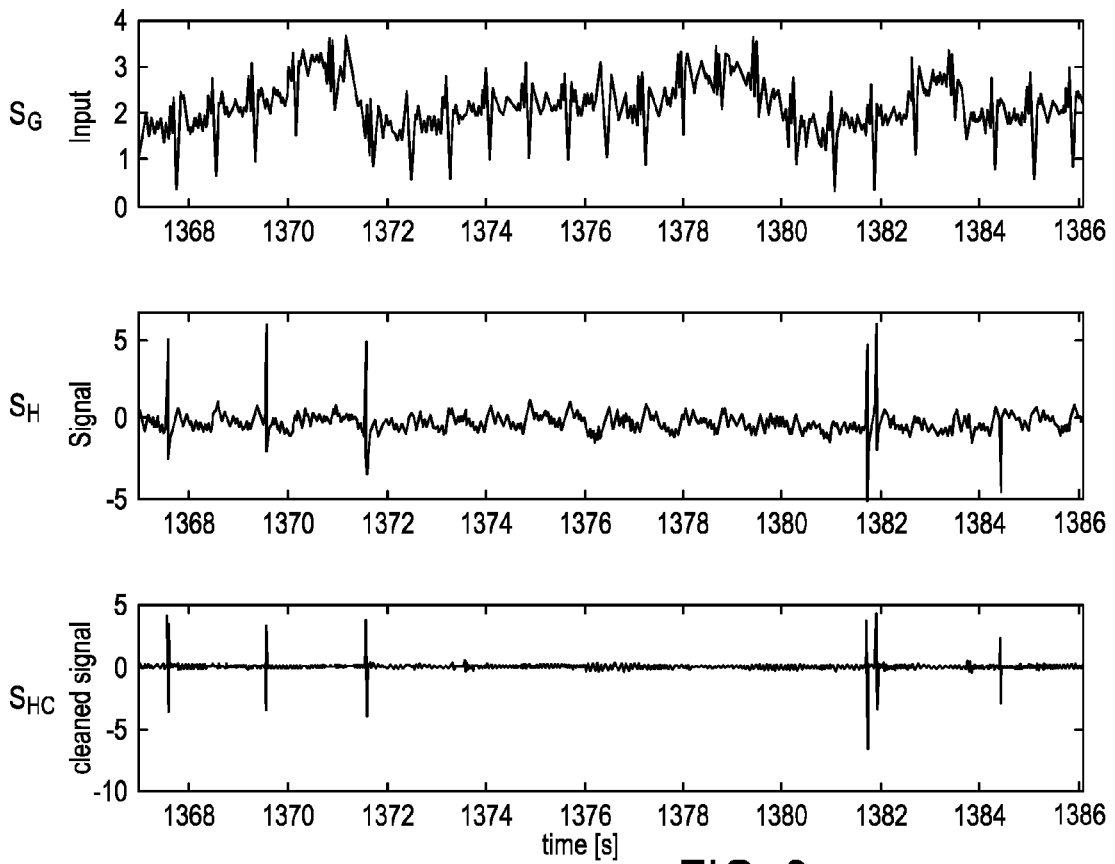


FIG. 3

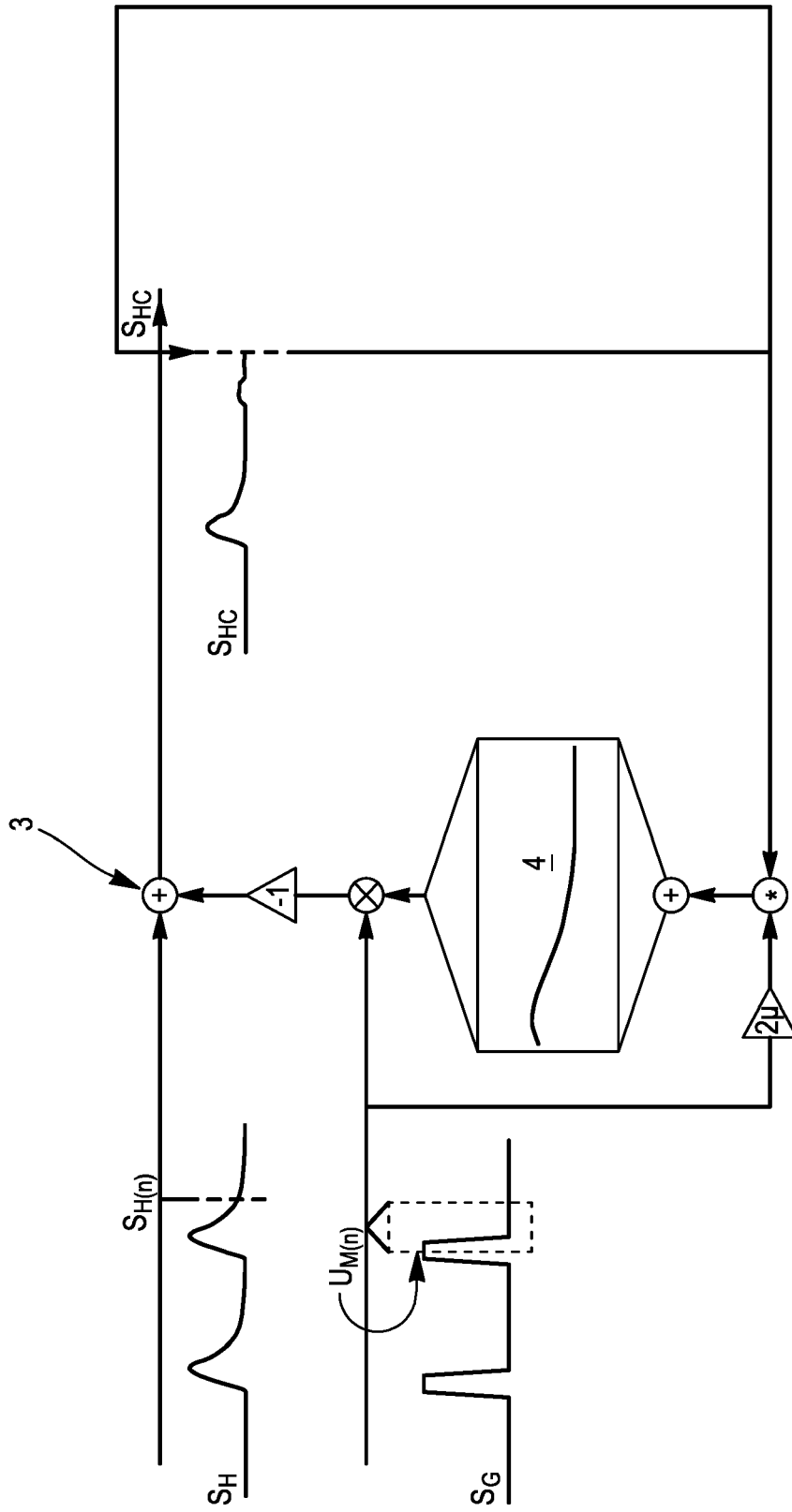


FIG. 2

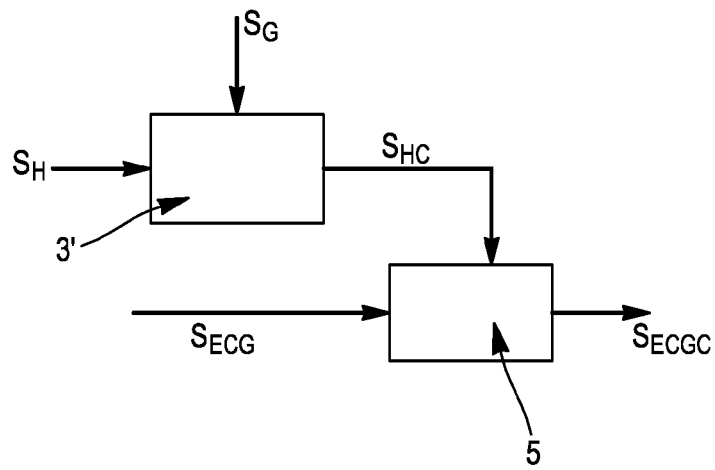


FIG. 4

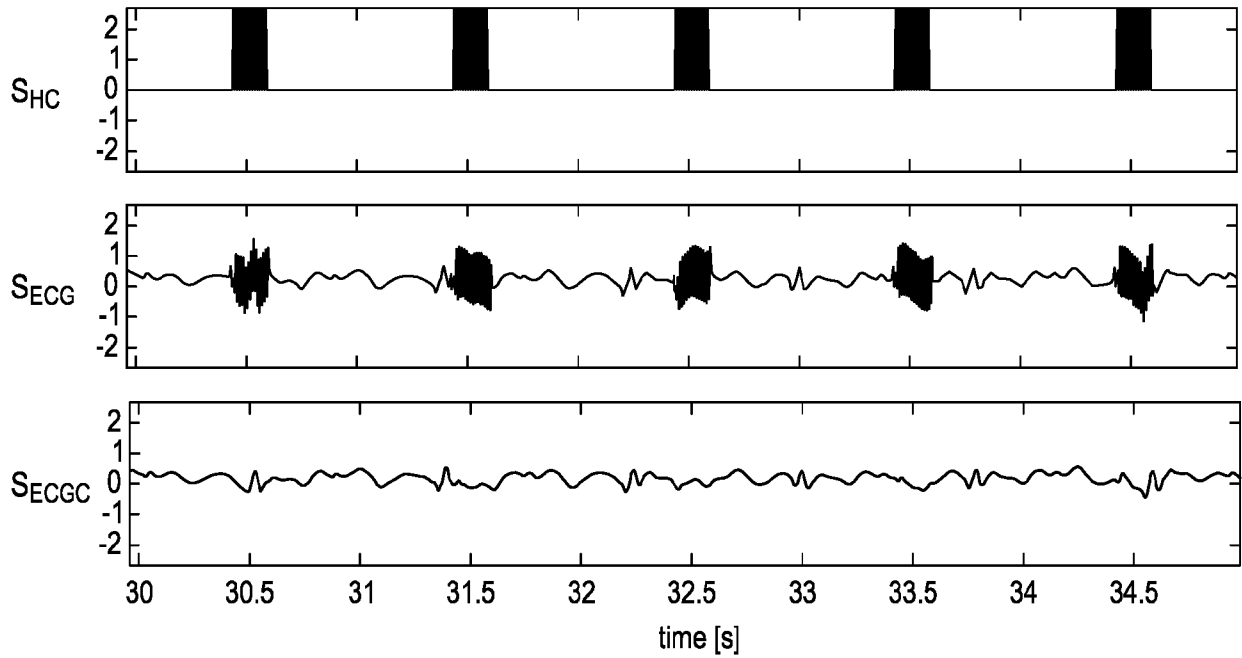


FIG. 5



RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numéro de la demande
EP 19 16 8194

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (IPC)
X	US 2018/055417 A1 (MUNARETTO JOSEPH [US]) 1 mars 2018 (2018-03-01) * alinéas [0017] - [0021] * * alinéas [0032], [0046] * -----	1-13	INV. A61B5/055 A61B5/0428
X	WO 2007/073576 A1 (BRAIN RES INST PTY LTD [AU]; ABBOTT DAVID F [AU]; FLEMING STEVEN W [AU]) 5 juillet 2007 (2007-07-05) * page 6, ligne 5 - page 11, ligne 29 * * page 14, ligne 15 - page 15, ligne 29 * * page 17, ligne 22 - page 18, ligne 10 * * figures * -----	1,5,7,11	ADD. A61B5/00 G01R33/567
X	US 2009/270715 A1 (DEMHARTER NIKOLAUS [DE] ET AL) 29 octobre 2009 (2009-10-29) * alinéas [0053] - [0060]; figure 2 * -----	1,5,7	
A,D	WO 2008/155488 A2 (SCHILLER MEDICAL SOC PAR ACTIO [FR]; UNIV HENRI POINCARÉ NANCY I ET [F]) 24 décembre 2008 (2008-12-24) * le document en entier * -----	1-13	
A	WO 2012/107692 A1 (UNIV LORRAINE [FR]; CT HOSPITALIER DE NANCY HOPITAL CENTRAL [FR]; FELB) 16 août 2012 (2012-08-16) * le document en entier * -----	1-13	
Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (IPC)
			A61B G01R
Lieu de la recherche		Date d'achèvement de la recherche	Examineur
La Haye		27 mai 2019	Bataille, Frédéric
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES			
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		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	

EPO FORM 1503 03.02 (P04C02)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET EUROPEEN NO.**

EP 19 16 8194

5 La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche européenne visé ci-dessus.
Lesdits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets.

27-05-2019

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2018055417 A1	01-03-2018	AUCUN	
WO 2007073576 A1	05-07-2007	AU 2006331312 A1 EP 1954189 A1 US 2009163798 A1 US 2012296195 A1 WO 2007073576 A1	05-07-2007 13-08-2008 25-06-2009 22-11-2012 05-07-2007
US 2009270715 A1	29-10-2009	DE 102008020780 A1 US 2009270715 A1	05-11-2009 29-10-2009
WO 2008155488 A2	24-12-2008	EP 2152157 A2 FR 2915365 A1 US 2010191095 A1 WO 2008155488 A2	17-02-2010 31-10-2008 29-07-2010 24-12-2008
WO 2012107692 A1	16-08-2012	FR 2971137 A1 WO 2012107692 A1	10-08-2012 16-08-2012

EPO FORM P0480

Pour tout renseignement concernant cette annexe : voir Journal Officiel de l'Office européen des brevets, No.12/82

RÉFÉRENCES CITÉES DANS LA DESCRIPTION

Cette liste de références citées par le demandeur vise uniquement à aider le lecteur et ne fait pas partie du document de brevet européen. Même si le plus grand soin a été accordé à sa conception, des erreurs ou des omissions ne peuvent être exclues et l'OEB décline toute responsabilité à cet égard.

Documents brevets cités dans la description

- WO 2008155488 A [0008]
- US 2018055417 A [0013]

专利名称(译)	磁场实时校正的方法和装置		
公开(公告)号	EP3552545A1	公开(公告)日	2019-10-16
申请号	EP2019168194	申请日	2019-04-09
[标]申请(专利权)人(译)	席勒医疗公司 洛林大学		
申请(专利权)人(译)	席勒医疗 Université DE LORRAINE		
当前申请(专利权)人(译)	席勒医疗 Université DE LORRAINE		
[标]发明人	FELBLINGER JACQUES		
发明人	FELBLINGER, JACQUES GUILLOU, ANDRÉ PETITMANGIN, GRÉGORY		
IPC分类号	A61B5/055 A61B5/0428 A61B5/00 G01R33/567		
CPC分类号	A61B5/0033 A61B5/0428 A61B5/055 A61B5/721 A61B5/7217 A61B5/7285 A61B2562/0223 G01R33/389 G01R33/56563 G01R33/5673		
审查员(译)	BATAILLE, 弗雷德里克		
优先权	2018053201 2018-04-12 FR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于实时校正例如存在于使用磁共振的检查装置中的电磁环境的至少一个特征的变化的测量值的方法，所述特征是通过测量装置在待研究的对象上测量的固定在可能受人体自然功能诱发的运动影响的身体区域，特别是与呼吸或心跳有关的运动，其特征在于：-对运动和/或速度进行测量
 测量电磁环境特征的装置；实时滤波由信号中的所述位移引起的伪像，所述信号是由于测量电磁环境的特征变化而产生的。

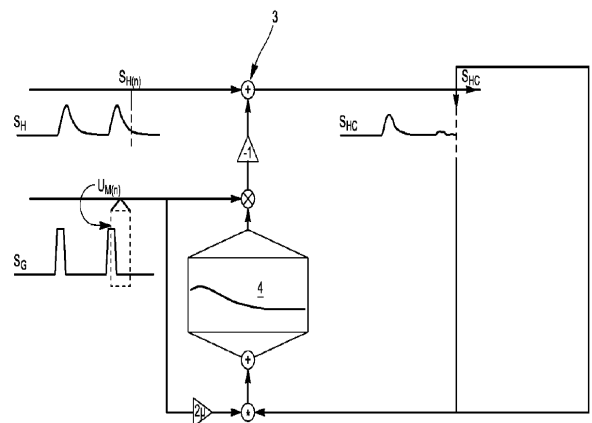


FIG. 2