

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
COURBEVOIE

①1 N° de publication :

3 135 787

(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

②1 N° d'enregistrement national :

22 04672

⑤1 Int Cl⁸ : G 01 R 33/385 (2022.01), G 01 R 33/56, 33/383

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 17.05.22.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 24.11.23 Bulletin 23/47.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

○ Demande(s) d'extension :

⑦1 Demandeur(s) : MULTIWAVE IMAGING Société par
actions simplifiée à associé unique — FR.

⑦2 Inventeur(s) : ZHANG Lei, DUBOIS Marc, ANDIA
VERA Gianfranco et ANTONAKAKIS Tryfon.

⑦3 Titulaire(s) : MULTIWAVE IMAGING Société par
actions simplifiée à associé unique.

⑦4 Mandataire(s) : IP TRUST.

⑤4 PROCÉDÉ DE FORMATION D'UNE IMAGE D'UN CORPS AU MOYEN D'UN DISPOSITIF IRM.

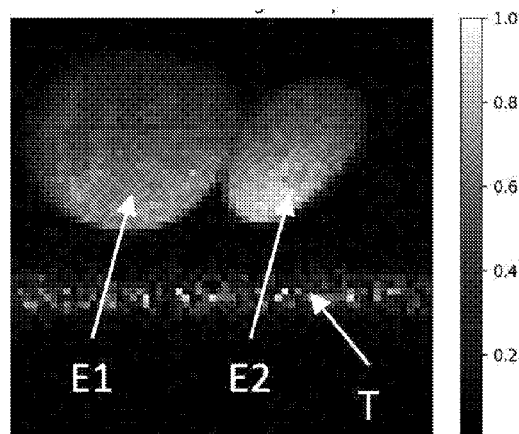
⑤7 L'invention concerne un procédé d'imagerie d'un
corps, le procédé mettant en œuvre une séquence élémen-
taire qui comprend :

- la génération d'au moins un signal d'écho à une sé-
quence d'impulsions RF produites par une bobine RF ;
- une mesure d'écho de l'au moins un signal d'écho par
la bobine RF ;
- une mesure de fond, par la bobine RF et représentative
d'un signal de fond ;

le procédé comprenant les étapes suivantes :

- a) la répétition de la séquence élémentaire autant de fois
que nécessaire afin de former, une image de Fourier du
corps et une image de Fourier du fond à partir des mesures
de fond ;
- b) une étape de traitement de l'image de Fourier du
corps et du fond, de manière à obtenir une image du corps
et dans laquelle une signature du ou des signaux de fond
est réduite voire supprimée.

Figur e 7



FR 3 135 787 - A1



Description

Titre de l'invention : PROCÉDÉ DE FORMATION D'UNE IMAGE D'UN CORPS AU MOYEN D'UN DISPOSITIF IRM

DOMAINE DE L'INVENTION

[0001] La présente invention se rapporte au domaine de l'imagerie par résonnance magnétique. Notamment, la présente invention concerne un procédé de formation d'une image IRM d'un corps au moyen d'un dispositif IRM.

ARRIERE PLAN TECHNOLOGIQUE DE L'INVENTION

[0002] L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est aujourd'hui largement mise en œuvre pour imager, de manière non invasive, l'intérieur de corps et notamment de corps humains. En particulier, l'imagerie par résonance magnétique permet de sonder les noyaux d'hydrogène, et notamment leur spin nucléaire, des molécules d'eau formant pour partie le corps.

[0003] A cet égard, un dispositif IRM est pourvu d'un aimant destiné à imposer au corps un champ magnétique principal (dit « champ magnétique principal »), sous l'effet duquel, les spins nucléaires associés aux noyaux d'hydrogène contenus dans les molécules d'eau formant pour partie ce corps se polarisent.

[0004] Notamment, les moments magnétiques associés à ces spins nucléaires s'alignent préférentiellement selon un axe, dit axe z, déterminé par l'orientation du champ magnétique principal de manière à créer « une magnétisation du corps ».

[0005] Un dispositif IRM comprend également des bobines à gradient configurées pour produire des champs magnétiques de petite amplitude et variant dans l'espace lorsqu'un courant leur est appliqué. Plus particulièrement, les bobines à gradient sont conçues pour produire une composante de champ magnétique qui est alignée parallèlement au champ magnétique principal, et qui varie linéairement en amplitude avec la position le long de l'un des axes x, y ou z (les axes x, y et z étant perpendiculaires deux à deux).

[0006] Ainsi, les effets combinés des champs magnétiques imposés par les bobines à gradient permettent de coder spatialement chacune des positions du corps destiné à être sondé.

[0007] Un dispositif IRM comprend également au moins une bobine radiofréquence (RF) destinée à jouer un rôle d'émetteur récepteur RF. Notamment, l'au moins une bobine radiofréquence est configurée pour émettre des impulsions d'énergie RF d'une fréquence égale ou voisine de la fréquence de résonance des spins des noyaux d'hydrogène et qui est au moins en partie absorbée par ces noyaux.

[0008] Dès lors que l'émission RF est interrompue, les spins nucléaires relaxent afin de retrouver leur état d'énergie initial et émettent à leur tour un signal RF susceptible

d'être collecté par au moins une bobine RF. Ce signal RF est ensuite traité à l'aide d'un ordinateur et d'algorithmes de reconstruction afin d'obtenir une image du corps.

- [0009] Le champ magnétique principal, généralement compris entre 1,5 Tesla et 3 Tesla, permet d'atteindre des rapports de signal sur bruit relativement raisonnables et par voie de conséquence de former des images du corps humain d'une qualité suffisante et sur des durées de l'ordre de la minute ou plus.
- [0010] Toutefois, il est des circonstances pour lesquelles il n'est pas possible de mettre en œuvre un champ magnétique principal d'une telle intensité. Les dispositifs IRM portables en sont un exemple. Ces derniers comprennent en général un aimant permanent ou des électro-aimants d'une capacité limitée, et ne peuvent imposer un champ magnétique principal d'une intensité supérieure à 60 mT, voire supérieure à 200 mT, sans pénaliser la masse ou l'encombrement du dispositif IRM considéré.
- [0011] Cette limitation en termes d'intensité de champ magnétique principal affecte directement les performances du dispositif IRM, et les images obtenues sont empreintes d'un bruit. Ce dernier comprend notamment deux composantes dites, respectivement, composante corrélée et composante non-corrélée.
- [0012] La composante non-corrélée est, à cet égard, représentative d'un bruit qui dépend essentiellement de l'environnement dans lequel se trouve le dispositif IRM. La contribution de cette composante dans une image IRM peut être minimisée par des techniques connues de l'homme du métier.
- [0013] La composante corrélée, pour sa part, présente une signature qui est susceptible de masquer certains détails des images obtenues au moyen du dispositif IRM considéré. Le brevet US9797971B2 traite de cet aspect, et propose ainsi un dispositif IRM configuré pour supprimer la composante corrélée. Notamment, le dispositif proposé dans le brevet US9797971B2 comprend, en plus d'une bobine RF dévolue à la mesure IRM, une bobine secondaire destinée à l'évaluation du bruit corrélé susceptible d'être émis et subit par le dispositif IRM. La bobine secondaire, telle que décrite dans le brevet US9797971B2, fait l'objet d'un compromis en termes de positionnement au regard de la bobine RF. Plus particulièrement, la bobine secondaire est disposée à distance du corps en cours de mesure afin de rester insensible au signal émis par ledit corps, mais suffisamment proche de la bobine RF afin de détecter un bruit de même nature à cette dernière.
- [0014] Toutefois, le dispositif IRM proposé dans le brevet US9797971B2 n'est pas satisfaisant.
- [0015] En effet, ce dispositif ne permet une réduction du bruit corrélé sans la considération d'approximations qui affectent d'autant la qualité des images obtenues. En effet, ce document propose de négliger la composante non-corrélée, pourtant détectée par la bobine secondaire, afin d'établir une fonction de transfert entre la bobine RF et la

bobine secondaire.

[0016] Par ailleurs, dans la mesure où la bobine secondaire est positionnée pour détecter un bruit de même nature à celui auquel est soumis la bobine RF, ladite bobine secondaire est également, et nécessairement, sensible au signal émis par le corps. Ce dernier aspect, non discuté dans le brevet US9797971B2, peut être source d'erreur sur l'image IRM du corps.

[0017] Un but de la présente invention est de proposer un procédé de formation d'une image d'un corps au moyen d'un dispositif d'imagerie par résonance magnétique permettant de réduire, voire supprimer, toute signature d'un bruit corrélé.

BREVE DESCRIPTION DE L'INVENTION

[0018] La présente invention concerne un procédé d'imagerie d'un corps au moyen d'un dispositif IRM, le procédé mettant en œuvre une séquence élémentaire d'une durée de répétition TR qui comprend :

[0019] - la génération d'au moins un signal d'écho, sur une plage temporelle d'écho PE, en soumettant le corps positionné dans un volume d'examen du dispositif IRM à une séquence d'impulsions RF produites par une bobine RF, ainsi qu'à des gradients de champ magnétique produits par des bobines à gradient ;

[0020] - une mesure d'écho de l'au moins un signal d'écho par la bobine RF ;

[0021] - une mesure de fond, par la bobine RF, sur une plage temporelle dite de fond PF distincte de la plage d'écho PE, et représentative d'un signal de fond ;

[0022] le procédé comprenant les étapes suivantes :

[0023] a) la répétition de la séquence élémentaire autant de fois que nécessaire afin de former, dans l'espace de Fourier, une image de Fourier du corps, à partir des signaux d'écho et une image de Fourier du fond à partir des mesures de fond ;

[0024] b) une étape de traitement soit de l'image de Fourier du corps et de l'image de Fourier du fond soit des signaux d'écho et des signaux de fond, de manière à obtenir une image du corps dans l'espace réel et dans laquelle une signature du ou des signaux de fond est réduite voire supprimée.

[0025] La mise en œuvre de la présente invention permet ainsi d'obtenir une image du corps dans l'espace réel essentiellement dépourvue d'une signature du ou des signaux de fond.

[0026] Selon un mode de mise en œuvre, l'étape b) comprend le traitement de l'image de Fourier du corps et de l'image de Fourier du fond, l'étape b) étant exécutée en deux sous-étapes b1) et b2),

[0027] l'étape b1) comprenant un traitement mathématique des images de Fourier de fond et du corps afin de retrancher le signal de fond à l'image de Fourier du corps afin de former, dans l'espace de Fourier, une image de Fourier traitée,

[0028] et l'étape b2) comprenant une transformation de l'image de Fourier traitée en vue de

l'obtention d'une image du corps dans l'espace réel.

- [0029] Selon un mode de mise en œuvre, l'étape b1) de traitement mathématique comprend au moins l'une des méthodes choisies parmi : méthode de soustraction spectrale, filtrage par diffusion anisotropique, débruitage par morceaux.
- [0030] Selon un mode de mise en œuvre, l'étape b) est exécutée en deux sous étapes b3) et b4),
- [0031] l'étape b3) comprenant une transformation de l'image de Fourier du corps et de l'image de Fourier du fond en, respectivement, une image du corps intermédiaire et une image du fond dans l'espace réel,
- [0032] l'étape b4) comprenant un traitement de l'image du corps intermédiaire et de l'image du fond afin de retrancher la contribution du signal de fond dans l'image du corps intermédiaire afin d'obtenir une image du corps dans l'espace réel.
- [0033] Selon un mode de mise en œuvre, l'étape b4) comprend un traitement par analyse en composante principale.
- [0034] Selon un mode de mise en œuvre, la génération d'au moins un signal d'écho comprend la mise en œuvre d'une impulsion électromagnétique, dite impulsion électromagnétique initiale, orthogonale à un champ magnétique permanent B_0 imposé au corps disposé dans le volume d'examen du dispositif IRM lors de la répétition de la séquence élémentaire.
- [0035] Selon un mode de mise en œuvre, l'impulsion électromagnétique initiale est suivie d'au moins une impulsion électromagnétique de rephasage et concomitante avec la sélection d'une coupe au moyen de l'une des bobines à gradient, dite bobine de sélection de plan de coupe, tandis que la mesure de l'au moins un signal d'écho met en œuvre un codage en phase et en fréquence par deux des bobines à gradient dites, respectivement, bobine de gradient de phase et bobine de gradient de fréquence.
- [0036] Selon un mode de mise en œuvre, la séquence élémentaire est une séquence d'écho de spin qui comprend une unique mesure d'un signal d'écho, dans laquelle la mesure de fond est exécutée après ladite mesure du signal d'écho.
- [0037] Selon un mode de mise en œuvre, la mesure de fond est exécutée avec un codage en phase et en fréquence identiques au codage en phase et en fréquence mis en œuvre lors de la mesure du signal d'écho.
- [0038] Selon un mode de mise en œuvre, la séquence élémentaire est une séquence d'écho de spin rapide qui comprend une répétition au sein de ladite séquence d'une sous séquence, la sous-séquence comprenant l'impulsion électromagnétique de rephasage et la mesure d'un signal d'écho.
- [0039] Selon un mode de mise en œuvre, la séquence élémentaire est une séquence d'écho de spin rapide 3D qui comprend une répétition au sein de ladite séquence de N sous-séquences élémentaires, chaque sous-séquence élémentaire comprenant l'impulsion

électromagnétique de rephasage et la mesure d'un signal d'écho.

[0040] Selon un mode de mise en œuvre, la séquence élémentaire comprend une unique mesure de fond, avantageusement exécutée à la suite des sous-séquences élémentaires.

[0041] Selon un mode de mise en œuvre, la séquence élémentaire comprend N mesures de fond, chaque mesure de fond étant exécutée au sein d'une sous-séquence élémentaire qui lui est propre.

[0042] Programme d'ordinateur comprenant des instructions qui, lorsque le programme est exécuté par un ordinateur ou un calculateur, conduisent celui-ci à mettre en œuvre les étapes du procédé selon la présente invention.

[0043] Dispositif IRM pourvu d'une unité configurée pour mettre en œuvre le programme d'ordinateur selon la présente invention, ledit dispositif IRM comprenant ledit programme d'ordinateur.

Brève description des dessins

[0044] D'autres caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront de la description détaillée d'un procédé d'imagerie d'un corps qui va suivre en référence aux figures annexées sur lesquelles :

[0045] [Fig.1] La [Fig.1] est une représentation schématique selon une vue éclatée d'un dispositif d'imagerie par résonance magnétique ;

[0046] [Fig.2] La [Fig.2] est une représentation schématique d'une séquence d'écho de spin 3D rapide susceptible d'être considérée pour la mise en œuvre du procédé de formation d'une image IRM selon la présente invention ;

[0047] [Fig.3] La [Fig.3] est une représentation d'un premier exemple séquence d'écho de spin 3D rapide de la [Fig.2] ;

[0048] [Fig.4] La [Fig.4] est une image de Fourier d'un corps ;

[0049] [Fig.5] La [Fig.5] est une image de Fourier du fond ;

[0050] [Fig.6] La [Fig.6] est une image du corps obtenue sans mettre en œuvre la présente invention ;

[0051] [Fig.7] La [Fig.7] est une image de corps dans l'espace réel.

DESCRIPTION DETAILLEE DE L'INVENTION

[0052] La présente invention concerne un procédé de formation d'une image d'un corps au moyen d'un dispositif par résonance magnétique (ci-après « IRM »).

[0053] Plus particulièrement, la présente invention concerne un procédé de formation d'une image d'un corps disposé dans un volume d'examen du dispositif IRM. A cet égard, il est connu qu'un tel dispositif est soumis à un bruit environnant, noté ci-après « signal de fond ». Ce signal de fond, généralement associé à des signaux électromagnétiques environnants, peut avoir un impact négatif sur les performances du dispositif IRM. Plus particulièrement, ce signal de fond peut présenter une signature sur les images du

corps susceptibles d'être obtenues avec un dispositif IRM, et notamment en masquer les détails.

- [0054] Afin de pallier cet inconvénient, les dispositifs IRM sont généralement isolés au moyen de blindages spécifiques (par exemple des cages de Faraday). Néanmoins, cette solution reste peu intéressante dès lors que l'on considère un dispositif IRM portable.
- [0055] A cet fin, la présente invention concerne un procédé d'imagerie d'un corps au moyen d'un dispositif IRM, le procédé mettant en œuvre une séquence élémentaire d'une durée de répétition TR qui comprend :
 - [0056] - la génération d'au moins un signal d'écho, sur une plage temporelle d'écho PE, en soumettant le corps positionné dans un volume d'examen du dispositif IRM à une séquence d'impulsions RF produites par une bobine RF, ainsi qu'à des gradients de champ magnétique produits par des bobines à gradient ;
 - [0057] - une mesure d'écho de l'au moins un signal d'écho par la bobine RF ;
 - [0058] - une mesure de fond, par la bobine RF, sur une plage temporelle dite de fond PF distincte de la plage d'écho PE, et représentative d'un signal de fond ;
 - [0059] le procédé comprenant les étapes suivantes :
 - [0060] a) la répétition de la séquence élémentaire autant de fois que nécessaire afin de former, dans l'espace de Fourier, une image de Fourier du corps, à partir des signaux d'écho et une image de Fourier du fond à partir des mesures de fond ;
 - [0061] b) une étape de traitement soit de l'image de Fourier du corps et de l'image de Fourier du fond soit des signaux d'écho et des signaux de fond, de manière à obtenir une image du corps dans l'espace réel essentiellement dépourvue d'une signature du ou des signaux de fond.
 - [0062] Par exemple, et selon une première alternative, l'étape b) comprend le traitement de l'image de Fourier du corps et de l'image de Fourier du fond, l'étape b) étant exécutée en deux sous-étape b1) et b2).
 - [0063] L'étape b1) comprend un traitement mathématique des images de Fourier de fond et du corps afin de retrancher le signal de fond à l'image de Fourier du corps afin de former, dans l'espace de Fourier, une image de Fourier traitée.
 - [0064] L'étape b2) comprend une transformation de l'image de Fourier traitée en vue de l'obtention d'une image du corps dans l'espace réel.
 - [0065] Selon une deuxième alternative, l'étape b) est exécutée en deux sous étapes b3) et b4).
 - [0066] L'étape b3) comprend une transformation de l'image de Fourier du corps et de l'image de Fourier du fond en, respectivement, une image du corps intermédiaire et une image du fond dans l'espace réel.
 - [0067] L'étape b4) comprend un traitement de l'image du corps intermédiaire et de l'image du fond afin de retrancher la contribution du signal de fond dans l'image du corps in-

termédiaire afin d'obtenir une image du corps dans l'espace réel.

- [0068] Il entendu que le procédé de formation d'image IRM selon les termes de la présente invention est particulièrement adapté pour la mise en œuvre d'un dispositif IRM bas champ (par exemple de type dispositif IRM portable), à savoir un dispositif IRM fonctionnant avec un champ magnétique principal inférieur à 0,5 Tesla, voire inférieur à 0,2 Tesla. Néanmoins, la présente invention ne doit pas être limitée à cet aspect. Notamment, l'homme du métier pourra considérer la mise en œuvre du procédé selon la présente invention pour opérer un dispositif IRM à haut champ.
- [0069] La [Fig.1] est une représentation d'un dispositif IRM 1 adapté pour la mise en œuvre du procédé d'imagerie selon la présente invention.
- [0070] Le dispositif IRM 1 comprend notamment un aimant 2 configuré pour imposer un champ magnétique principal B_0 . L'aimant 2 peut par exemple comprendre un aimant permanent. L'aimant 2 peut notamment s'étendre selon un axe d'élongation z.
- [0071] Plus particulièrement, l'aimant 2 définit un logement 3 débouchant par une première ouverture 4 et une deuxième ouverture 5 opposée l'une de l'autre selon l'axe d'élongation z.
- [0072] A cet égard, l'aimant 2 est agencé pour permettre l'insertion d'un corps, et plus particulièrement d'un corps humain, dans le logement 3 par la première ouverture 4 selon l'axe d'élongation z.
- [0073] L'aimant 2 peut être configuré pour imposer un champ magnétique principal B_0 orienté selon un axe perpendiculaire à l'axe d'élongation z, dans une zone, dite zone d'analyse, du logement 3.
- [0074] A cet égard, l'aimant 2 peut comprendre un assemblage d'aimants élémentaires, et notamment agencés en série d'anneaux de Halbach. Le brevet EP3368914B1 en donne un exemple. Néanmoins, l'invention n'est pas limitée à la seule configuration décrite dans ce brevet.
- [0075] A titre d'exemple, l'aimant 2 est configuré pour imposer un champ magnétique principal d'une amplitude inférieure à 0,1 Tesla, avantageusement, inférieure à 0,065 Tesla, encore plus avantageusement inférieure ou égale à 0,05 Tesla.
- [0076] Le dispositif IRM 1 comprend également un jeu de bobines à gradient 6. Les bobines à gradient 6 sont notamment configurées pour produire des champs magnétiques de petite amplitude et variant dans l'espace lorsqu'un courant leur est appliqué.
- [0077] Plus particulièrement, les bobines à gradient 6 sont conçues pour produire une composante de champ magnétique qui est alignée parallèlement au champ magnétique principal, et qui varie linéairement en amplitude avec la position le long de l'un des axes x, y ou z (les axes x, y et z formant un repère orthogonal).
- [0078] Ainsi, les effets combinés des champs magnétiques imposés par les bobines à gradient 6 permettent de coder spatialement les signaux provenant d'un corps présent

dans le logement 3 et destiné à être sondé. L'encodage spatial se manifeste notamment par une variation de l'énergie de résonance des spins nucléaires des noyaux d'hydrogène compris dans le corps destiné à être sondé et présent dans la zone d'analyse. En d'autres termes, les spins nucléaires des noyaux d'hydrogène sont soumis à un champ magnétique qui diffère d'une position à l'autre.

- [0079] Le dispositif IRM 1 comprend en outre une bobine radiofréquence 8 (ci-après « bobine RF »). La bobine RF 8 est notamment disposée dans le logement 3 et délimite un volume d'examen du dispositif IRM 1 et dans lequel est destiné à être logé un corps.
- [0080] Enfin, le dispositif IRM 1 comprend également des moyens de contrôle dudit dispositif IRM 1. Ces moyens de contrôle peuvent notamment comprendre un ordinateur 13 interfacé, via des moyens d'interfaçage 11, avec les différents éléments formant le dispositif IRM 1.
- [0081] Le dispositif IRM 1 ainsi décrit peut être mis en œuvre pour l'exécution du procédé de formation d'une image IRM d'un corps disposé dans le volume d'examen.
- [0082] Selon les termes de la présente invention, une image du corps peut être à deux dimensions ou à trois dimensions.
- [0083] Ainsi, le procédé de formation d'une image selon la présente invention comprend la mise en œuvre d'une séquence élémentaire SE. Notamment, la séquence élémentaire SE peut être d'une durée dite durée de répétition TR.
- [0084] Ainsi, la [Fig.2] est une représentation schématique d'une séquence élémentaire SE susceptible d'être considérée dans le cadre de l'exécution du procédé selon la présente invention. Notamment, la séquence élémentaire SE représentée à la [Fig.2] est une séquence dite d'écho de spin 3D rapide (« Turbo Spin Echo 3D » selon la terminologie Anglo-Saxonne). L'invention n'est cependant pas limitée à cette seule séquence et l'homme du métier pourra en adapter les principes à d'autres types de séquences. Par exemple, il peut être considéré de mettre en œuvre, dans le cadre de la présente invention, une séquence élémentaire SE d'écho de spin, une séquence d'écho de spin rapide.
- [0085] Ainsi, la séquence élémentaire SE selon la présente invention peut comprendre la génération d'au moins un signal d'écho SiE, sur une plage temporelle d'écho PE, en soumettant le corps à imager positionné dans un volume d'examen du dispositif IRM à une séquence d'impulsions RF. Les impulsions RF sont notamment produites par la bobine RF 8. Les bobines à gradient, notées Gx, Gy et Gz, sont, pour leur part, mises en œuvre pour coder spatialement le corps disposé dans le volume d'examen.
- [0086] A noter que les bobines à gradient sont également mises en œuvre, ou alimentées, tout au long de l'exécution d'une séquence de mesure (notamment lors de l'exécution de la ou des séquences élémentaires) afin d'homogénéiser le champ magnétique

principal B_0 auquel est soumis le corps dans le volume d'analyse. En d'autres termes, les bobines à gradient produisent des champs locaux qui s'ajoutent au champ magnétique principal B_0 et donc la résultante présente une homogénéité supérieure à celle du champ magnétique principal B_0 dans le volume d'analyse.

- [0087] La séquence élémentaire SE représentée à la [Fig.2] comprend en premier lieu l'émission d'une impulsion RF, dite impulsion électromagnétique principale, et destinée à exciter tout le volume du corps. Il est des situations pour lesquelles ladite impulsion électromagnétique principale est nommée impulsion à 90° , notamment lorsque l'impulsion considérée est dans un plan orthogonal au champ magnétique principal B_0 .
- [0088] La séquence élémentaire SE comprend également N (N entier strictement supérieur à 1) sous-séquences élémentaires SSE. Notamment, les N sous-séquences élémentaires sont exécutées de manière successive et à la suite de l'émission de l'impulsion électromagnétique principale.
- [0089] Chaque sous-séquence élémentaire SSE comprend exécutés de manière successive :
- [0090] (i) l'émission d'une impulsion RF, dite de rephasage, par la bobine RF ;
- [0091] (ii) un codage en phase, nommé CP, exécuté au moyen des bobines à gradient G_x et G_z afin de sélectionner une ligne K_y dans l'espace de Fourier (également connu sous la dénomination d'espace K).
- [0092] (iii) l'exécution de manière concomitante d'une mesure d'écho d'un signal d'écho SE par la bobine RF et d'un codage en fréquence par la bobine à gradient G_y .
- [0093] De manière optionnelle, la sous-séquence élémentaire SSE peut comprendre une étape (iv) exécutée après l'étape (iii) permettant d'inverser le codage en phase (noté CPi sur la [Fig.2]) exécutée par les bobines à gradient G_x et G_z .
- [0094] L'étape (iii) permet notamment de remplir, pour un codage en phase donné, une ligne en fréquence K_y de l'espace K.
- [0095] Il est entendu que la mesure d'écho par la bobine RF fait intervenir le moyen d'interfaçage, par exemple un convertisseur analogique/numérique (ADC). Plus particulièrement, une mesure par la bobine RF implique l'activation du convertisseur analogique/numérique. Lorsqu'aucune mesure n'est requise, le convertisseur analogique/numérique est désactivé.
- [0096] Lors du déroulement d'une séquence élémentaire SE, les signaux d'écho de spin SiE interviennent à des temps, dits d'écho TE, bien déterminés. Notamment, et à partir de l'instant d'émission de l'impulsion électromagnétique principale, les signaux d'écho de spin SiE sont régulièrement espacés les uns des autres d'un temps d'écho TE. Par ailleurs, chaque écho de spin s'étale sur plage temporelle d'écho PE.
- [0097] Par ailleurs, chaque sous-séquence élémentaire SSE est associée à un codage en phase qui lui est propre. En d'autres termes, l'exécution d'une séquence élémentaire SE permet de remplir autant de lignes K_y de l'espace K qu'il y a de sous-séquences

élémentaire SSE dans ladite séquence élémentaire SE. Notamment, l'exécution d'une séquence élémentaire permet de remplir N lignes Ky différentes dans l'espace K.

[0098] Selon la présente invention, la séquence élémentaire SE comprend au moins une mesure de fond MF, par la bobine RF, sur une plage temporelle dite de fond PF distincte de la plage temporelle d'écho PE, et représentative d'un signal de fond.

[0099] La considération d'une plage temporelle de fond PF distincte de la plage temporelle d'écho PE (en d'autres termes ces deux plages ne présentent pas de recouvrement entre elles) permet à la bobine RF de ne mesurer que le signal d'environnement et dépourvu d'écho de spin susceptible de provenir du corps.

[0100] L'exécution d'une mesure de fond peut intervenir à n'importe quel instant distinct des instants d'écho. Notamment, la mesure de fond, qui est mise en œuvre par la bobine RF, peut intervenir avant ou après une mesure d'écho de spin.

[0101] Selon un premier exemple illustré à la [Fig.3], la mesure de fond MF peut être exécutée à la suite des sous-séquences élémentaires SSE. Notamment, la mesure de fond MF met en œuvre un codage en fréquence au moyen de la bobine à gradient Gy. Cette mesure de fond MF permet d'obtenir une ligne de codage en fréquence. Cette ligne est par voie de conséquence utilisée pour remplir, dans l'espace K, autant de lignes Ky qu'il y a de sous-séquences élémentaires SSE dans la séquence élémentaire SE.

[0102] De manière alternative, et selon un deuxième exemple, la séquence élémentaire SE comprend une pluralité de mesures de fond MF. Plus particulièrement, la séquence élémentaire SE comprend autant de mesures de fond MF qu'il y a de sous-séquences élémentaires SSE. Notamment, et selon ce deuxième exemple, chaque sous-élémentaire SSE est associée à une mesure de fond. Par exemple, et sans toutefois limiter l'invention à cet aspect, la mesure de fond peut comprendre un codage en phase Gx et Gz identique à celui imposé lors de l'exécution de la sous-séquence élémentaire à laquelle elle est associée.

[0103] Quel que soit l'exemple considéré, la ou les mesures de fond MF est/sont exécutée(s) sur une plage temporelle distincte des plages temporelles d'écho.

[0104] Le procédé selon la présente invention comprend ainsi une étape a) de répétition de la séquence élémentaire autant de fois que nécessaire afin de former, dans l'espace de Fourier, une image de Fourier du corps, à partir des signaux d'écho et une image de Fourier du fond à partir des mesures de fond.

[0105] L'étape a) est suivie d'une étape b) de traitement soit de l'image de Fourier du corps et de l'image de Fourier du fond soit des signaux d'écho et des signaux de fond, de manière à obtenir une image du corps dans l'espace réel essentiellement dépourvue d'une signature du ou des signaux de fond.

[0106] Par exemple, et selon la première alternative, l'étape b) comprend le traitement de

l'image de Fourier du corps et de l'image de Fourier du fond, l'étape b) étant exécutée en deux sous-étapes b1) et b2).

- [0107] L'étape b1) comprend un traitement mathématique des images de Fourier de fond et du corps afin de retrancher le signal de fond à l'image de Fourier du corps et de former, dans l'espace de Fourier, une image de Fourier traitée.
- [0108] Le traitement mathématique réalisé au cours de l'étape b1) peut comprendre au moins l'une des méthodes choisies parmi : méthode de soustraction spectrale, filtrage par diffusion anisotrope, débruitage par morceaux.
- [0109] A cet égard, la méthode de soustraction spectrale est décrite dans le document M Arcan et al. : "Denoising MRI using spectral subtraction." IEEE transactions on bio-medical engineering vol. 60(6): 1556-1562 (2013).
- [0110] L'homme du métier souhaitant mettre en œuvre un filtrage par diffusion anisotrope pourra consulter le document Perona P, Malik J. : « *Scale-space and edge-detection using anisotropic diffusion* », IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell. Jul ; vol. 12(7) :629–639 (1990).
- [0111] Concernant le débruitage par morceaux, l'homme du métier en trouvera une description dans le document Buades A et al., « *non-local algorithm for image denoising* », Proc IEEE Comput Soc Conf Comput Vis Pattern Recognit, vol. 2:60–65 (2005).
- [0112] De manière générale, il pourra être considéré d'exécuter l'étape b1) selon une méthode appartenant à au moins l'une des classes choisies parmi : méthode de soustraction spectrale, une méthode de type Wiener, une méthode de sous-espace, une méthode basée sur un modèle statistique.
- [0113] L'homme du métier pourra à cet égard consulter le document Shrawankar, U., Thakare, V. (2010). Noise Estimation and Noise Removal Techniques for Speech Recognition in Adverse Environment. In: Shi, Z., Vadera, S., Aamodt, A., Leake, D. (eds) Intelligent Information Processing V. IIP 2010. IFIP Advances in Information and Communication Technology, vol 340. Springer, Berlin, Heidelberg.
- [0114] L'étape b2) comprend une transformation de l'image de Fourier traitée en vue de l'obtention d'une image du corps dans l'espace réel.
- [0115] Cette transformation peut comprendre la mise en œuvre d'une transformée de Fourier.
- [0116] De manière alternative, l'invention peut mettre en œuvre la transformation décrite dans le document Usman M, Kakkar L et al., "Joint *B0* and image estimation integrated with model based reconstruction for field map update and distortion correction in prostate diffusion MRF", Magn Reson Imaging, vol. 65:90–99 (2020).
- [0117] Selon une deuxième alternative, l'étape b) est exécutée en deux sous-étapes b3) et b4).
- [0118] L'étape b3) comprend une transformation de l'image de Fourier du corps et de

l'image de Fourier du fond en, respectivement, une image du corps intermédiaire et une image du fond dans l'espace réel.

[0119] Cette transformation peut comprendre la mise en œuvre d'une transformée de Fourier.

[0120] L'étape b4) comprend un traitement de l'image du corps intermédiaire et de l'image du fond afin de retrancher la contribution du signal de fond dans l'image du corps intermédiaire afin d'obtenir une image du corps dans l'espace réel.

[0121] De manière avantageuse, l'étape b4) comprend un traitement par analyse en composante principale.

[0122] A cet égard, ce traitement est décrit dans le document Campbell-Washburn AE et al. ; *"Using the robust principal component analysis algorithm to remove RF spike artifacts from MR images"* Magn Reson Med. ; vol. 75(6):2517-2525 (2016).

[0123] L'invention a été décrite avec des coordonnées x, y, z (en rapport avec les bobines à gradient Gx, Gy, et Gz). Il est entendu sans qu'il soit nécessaire de le préciser, que l'ordre de ces coordonnées a été choisi de manière arbitraire de sorte que l'homme du métier pourra considérer un ordre différent.

[0124] Le procédé selon la présente invention permet ainsi de supprimer le signal de fond d'une image IRM. Ce procédé propose notamment d'insérer un événement supplémentaire lors de l'exécution d'une séquence élémentaire de mesure d'un signal de fond avec la bobine RF. Contrairement à la solution proposée dans le brevet US9797971B2, le procédé selon la présente invention n'impose pas d'approximations lors de l'exécution de l'étape b).

[0125] La [Fig.4], la [Fig.5], la [Fig.6] et la [Fig.7] sont des illustrations de la mise en œuvre de la présente invention selon la première alternative pour imager deux échantillons E1 et E2.

[0126] Notamment, la [Fig.4] est une image de Fourier du corps tandis que la [Fig.5] est une image de Fourier du fond.

[0127] L'exécution d'une étape b1) de traitement mathématique de ces deux images de Fourier de fond et du corps permet de retrancher le signal de fond à l'image de Fourier du corps et de former, dans l'espace de Fourier, une image de Fourier traitée (non représentée). Le traitement mathématique mis en œuvre dans le cadre de cet exemple comprend notamment une méthode de soustraction spectrale.

[0128] La [Fig.7] représente l'image de Fourier du corps (les deux échantillons E1 et E2), dans l'espace réel, obtenue par transformation de l'image de Fourier. Cette image fait apparaître les deux échantillons E1 et E2 ainsi qu'une trace T représentative du signal de fond.

[0129] La [Fig.6] est une représentation de l'image du corps dans l'espace réel sans traitement mathématique destiné à réduire, voire supprimer, la signature du signal de

fond. La comparaison des images représentées à la [Fig.6] et à la [Fig.7] permet de constater que la signature du signal de fond est significativement réduite au regard du signal caractérisant le corps.

- [0130] L'invention concerne également un programme d'ordinateur comprenant des instructions qui, lorsque le programme est exécuté par un ordinateur ou un calculateur, conduisent celui-ci à mettre en œuvre les étapes du procédé selon la présente invention.
- [0131] L'invention concerne également un dispositif IRM pourvu d'une unité configurée pour mettre en œuvre le programme d'ordinateur de la présente invention, ledit dispositif IRM comprenant ledit programme d'ordinateur.
- [0132] Bien sûr, l'invention n'est pas limitée aux modes de réalisation décrits et on peut y apporter des variantes de réalisation sans sortir du cadre de l'invention tel que défini par les revendications.

Revendications

- [Revendication 1] Procédé d'imagerie d'un corps au moyen d'un dispositif IRM, le procédé mettant en œuvre une séquence élémentaire d'une durée de répétition TR qui comprend :
- la génération d'au moins un signal d'écho, sur une plage temporelle d'écho PE, en soumettant le corps positionné dans un volume d'examen du dispositif IRM à une séquence d'impulsions RF produites par une bobine RF, ainsi qu'à des gradients de champ magnétique produits par des bobines à gradient ;
 - une mesure d'écho de l'au moins un signal d'écho par la bobine RF ;
 - une mesure de fond, par la bobine RF, sur une plage temporelle dite de fond PF distincte de la plage d'écho PE, et représentative d'un signal de fond ;
- le procédé comprenant les étapes suivantes :
- a) la répétition de la séquence élémentaire autant de fois que nécessaire afin de former, dans l'espace de Fourier, une image de Fourier du corps, à partir des signaux d'écho et une image de Fourier du fond à partir des mesures de fond ;
 - b) une étape de traitement soit de l'image de Fourier du corps et de l'image de Fourier du fond soit des signaux d'écho et des signaux de fond, de manière à obtenir une image du corps dans l'espace réel et dans laquelle une signature du ou des signaux de fond est réduite voire supprimée.
- [Revendication 2] Procédé selon la revendication 1, dans lequel l'étape b) comprend le traitement de l'image de Fourier du corps et de l'image de Fourier du fond, l'étape b) étant exécutée en deux sous-étape b1) et b2), l'étape b1) comprenant un traitement mathématique des images de Fourier de fond et du corps afin de retrancher le signal de fond à l'image de Fourier du corps afin de former, dans l'espace de Fourier, une image de Fourier traitée,
- et l'étape b2) comprenant une transformation de l'image de Fourier traitée en vue de l'obtention d'une image du corps dans l'espace réel.
- [Revendication 3] Procédé selon la revendication 2, dans lequel l'étape b1) de traitement mathématique comprend au moins l'une des méthodes choisies parmi : méthode de soustraction spectrale, filtrage par diffusion anisotropique, débruitage par morceaux.
- [Revendication 4] Procédé selon la revendication 1, dans lequel l'étape b) est exécutée en

deux sous-étapes b3) et b4),

l'étape b3) comprenant une transformation de l'image de Fourier du corps et de l'image de Fourier du fond en, respectivement, une image du corps intermédiaire et une image du fond dans l'espace réel,

l'étape b4) comprenant un traitement de l'image du corps intermédiaire et de l'image du fond afin de retrancher la contribution du signal de fond dans l'image du corps intermédiaire afin d'obtenir une image du corps dans l'espace réel.

[Revendication 5] Procédé selon la revendication 4, dans lequel l'étape b4) comprend un traitement par analyse en composante principale.

[Revendication 6] Procédé selon l'une des revendications 1 à 5, dans lequel la génération d'au moins un signal d'écho comprend la mise en œuvre d'une impulsion électromagnétique, dite impulsion électromagnétique initiale, orthogonale à un champ magnétique permanent B_0 imposé au corps disposé dans le volume d'examen du dispositif IRM lors de la répétition de la séquence élémentaire.

[Revendication 7] Procédé selon la revendication 6, dans lequel l'impulsion électromagnétique initiale est suivie d'au moins une impulsion électromagnétique de rephasage et concomitante avec la sélection d'une coupe au moyen de l'une des bobines à gradient, dite bobine de sélection de plan de coupe, tandis que la mesure de l'au moins un signal d'écho met en œuvre un codage en phase et en fréquence par deux des bobines à gradient dites, respectivement, bobine de gradient de phase et bobine de gradient de fréquence.

[Revendication 8] Procédé selon la revendication 7 dans lequel la séquence élémentaire est une séquence d'écho de spin qui comprend une unique mesure d'un signal d'écho, dans laquelle la mesure de fond est exécutée après ladite mesure du signal d'écho.

[Revendication 9] Procédé selon la revendication 8, dans lequel la mesure de fond est exécutée avec un codage en phase et en fréquence identiques au codage en phase et en fréquence mis en œuvre lors de la mesure du signal d'écho.

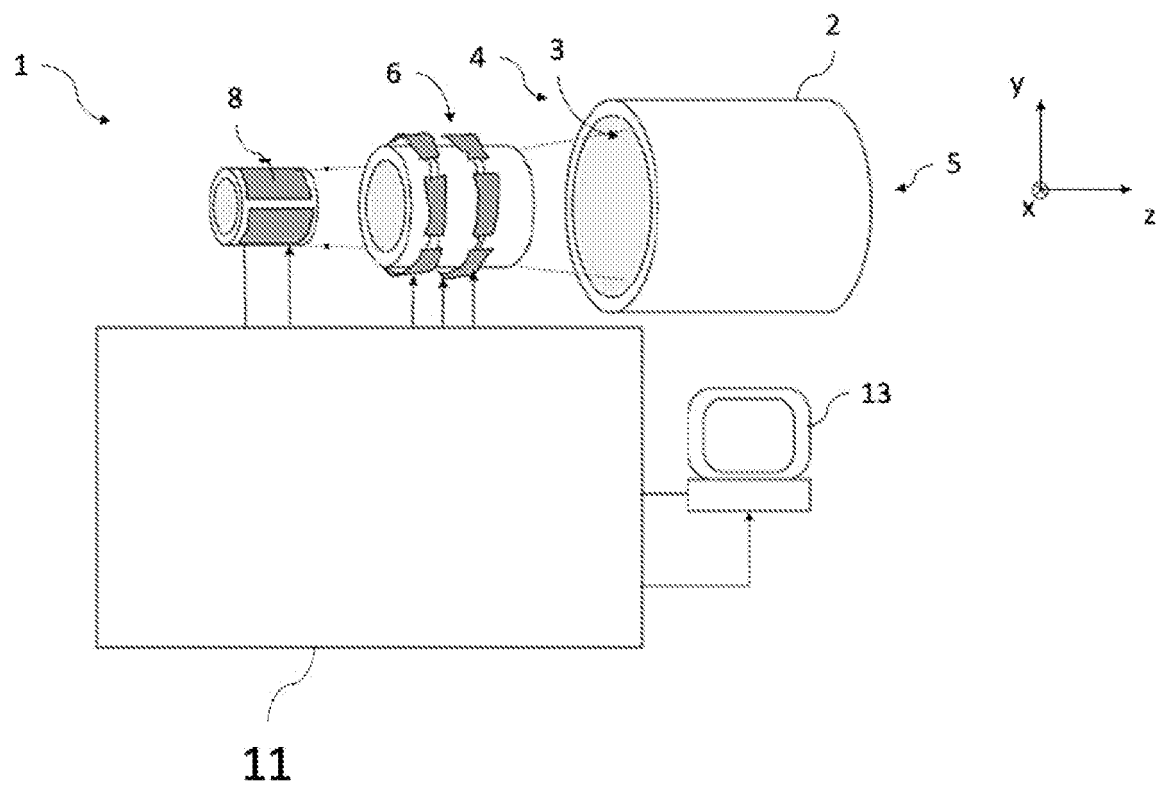
[Revendication 10] Procédé selon la revendication 7, dans lequel la séquence élémentaire est une séquence d'écho de spin rapide qui comprend une répétition au sein de ladite séquence d'une sous séquence, la sous-séquence comprenant l'impulsion électromagnétique de rephasage et la mesure d'un signal d'écho.

[Revendication 11] Procédé selon la revendication 6, dans lequel la séquence élémentaire

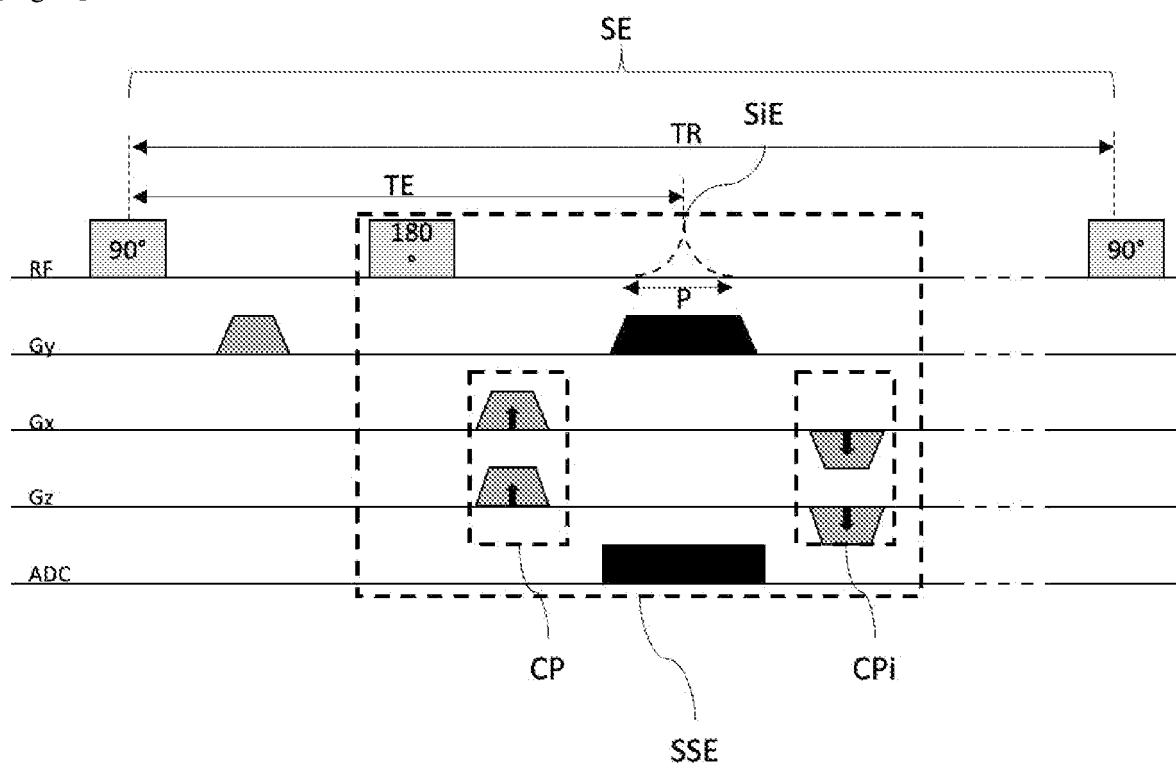
est une séquence d'écho de spin rapide 3D qui comprend une répétition au sein de ladite séquence de N sous-séquences élémentaires, chaque sous-séquence élémentaire comprenant l'impulsion électromagnétique de rephasage et la mesure d'un signal d'écho.

- [Revendication 12] Procédé selon la revendication 11, dans lequel la séquence élémentaire comprend une unique mesure de fond, avantageusement exécutée à la suite des sous-séquences élémentaires.
- [Revendication 13] Procédé selon la revendication 11, dans lequel la séquence élémentaire comprend N mesures de fond, chaque mesure de fond étant exécutée au sein d'une sous-séquence élémentaire qui lui est propre.
- [Revendication 14] Programme d'ordinateur comprenant des instructions qui, lorsque le programme est exécuté par un ordinateur ou un calculateur, conduisent celui-ci à mettre en œuvre les étapes du procédé selon l'une des revendications 1 à 13.
- [Revendication 15] Dispositif IRM pourvu d'une unité configurée pour mettre en œuvre le programme d'ordinateur de la revendication 14, ledit dispositif IRM comprenant ledit programme d'ordinateur.

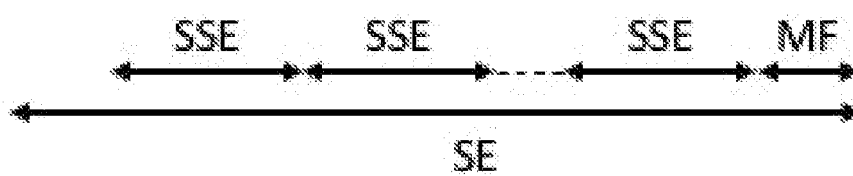
[Fig. 1]



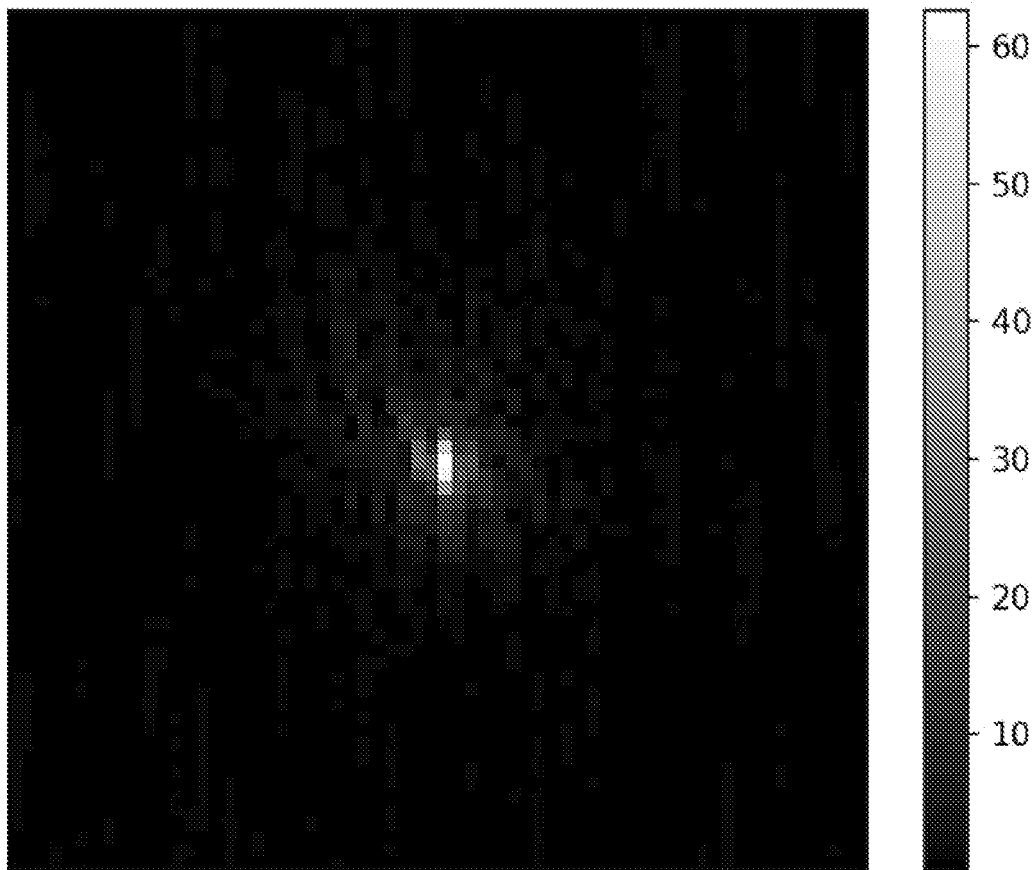
[Fig. 2]



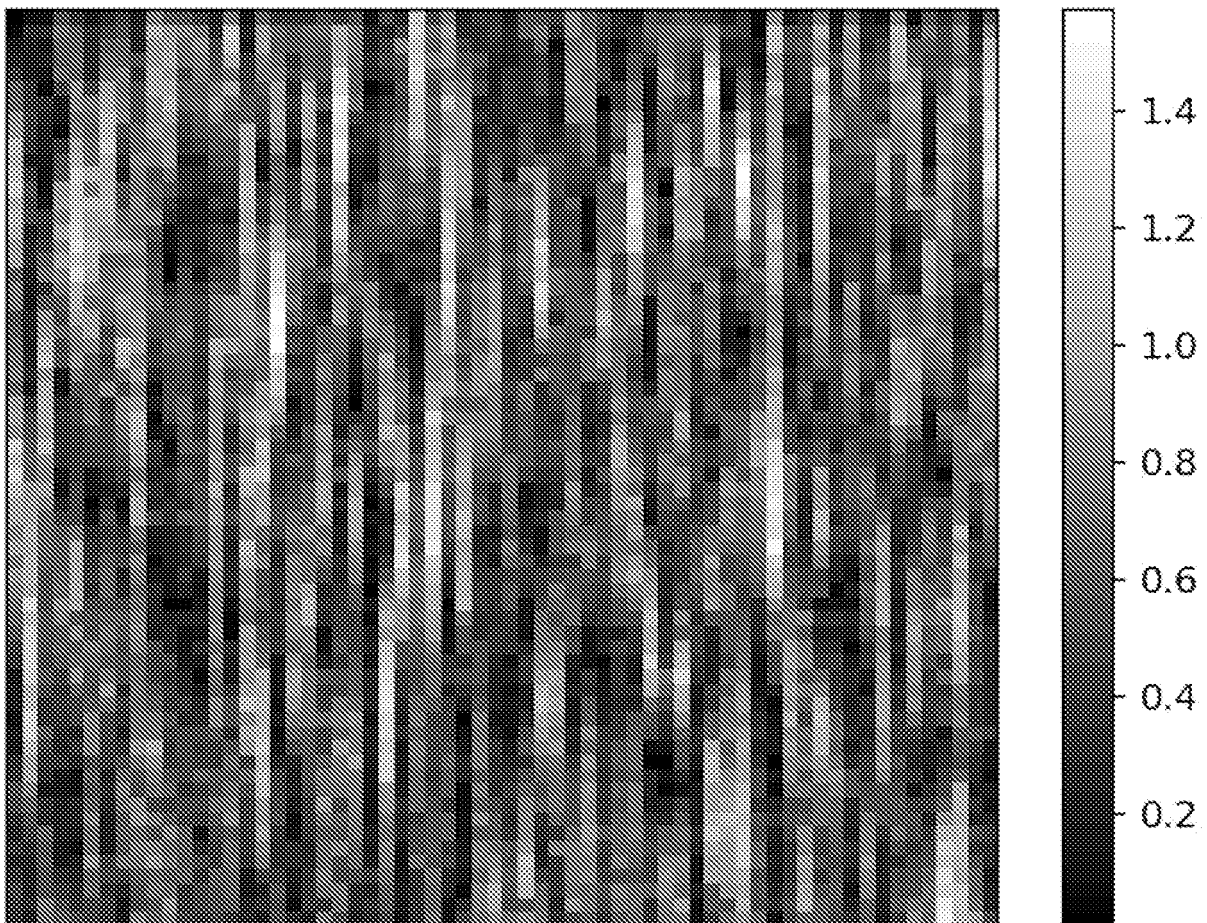
[Fig. 3]



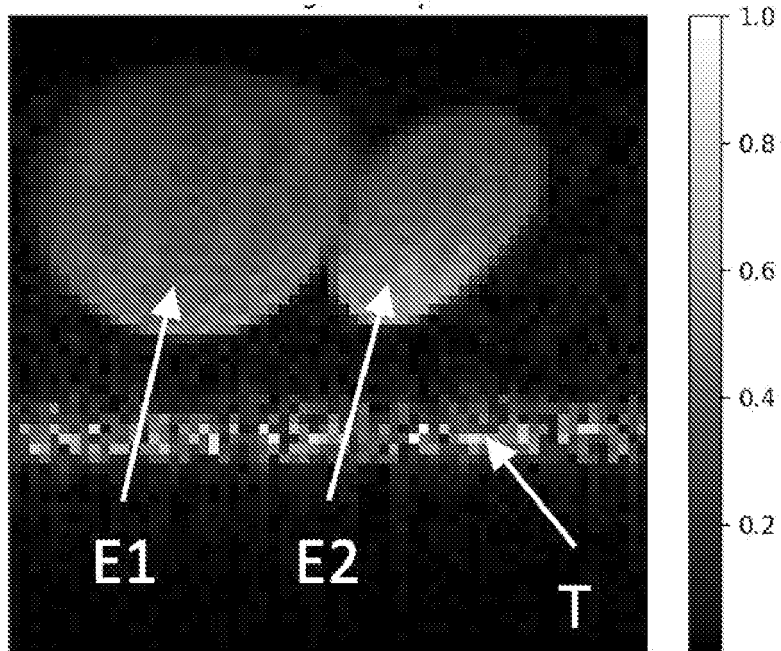
[Fig. 4]



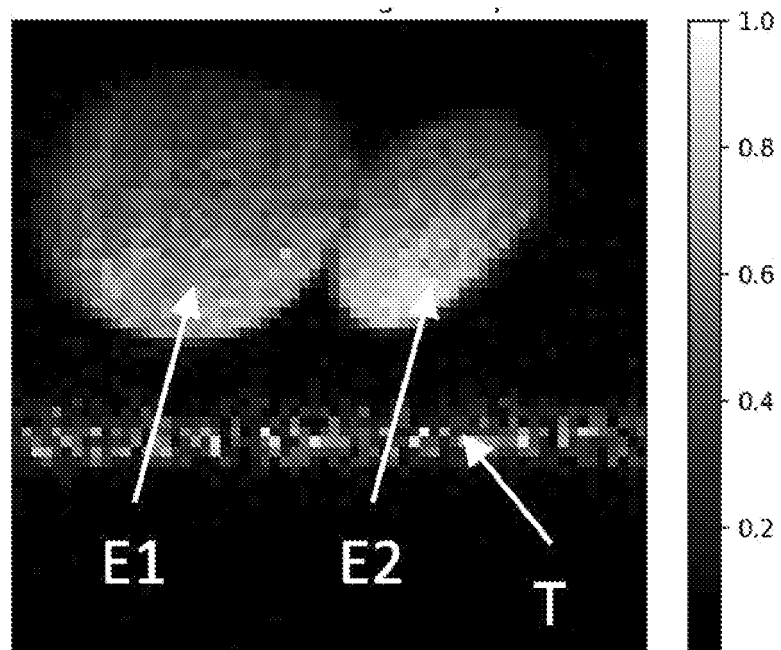
[Fig. 5]



[Fig. 6]



[Fig. 7]



RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FA 906036
FR 2204672

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	US 2020/327645 A1 (TAKAI HIROSHI [JP] ET AL) 15 octobre 2020 (2020-10-15) * alinéas [0018], [0030], [0039] - [0049] * * figures 1-4 *	1-7, 10, 14, 15	G01R33/385 G01R33/56 G01R33/383
X	CN 113 203 969 A (HANGZHOU WEIYING MEDICAL TECH CO LTD) 3 août 2021 (2021-08-03) * le document en entier *	1-15	
X	KELLMAN P ET AL: "Image reconstruction in SNR units: a general method for SNR measurement", MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, WILEY-LISS, US, vol. 54, no. 6, 1 décembre 2005 (2005-12-01), pages 1439-1447, XP002744493, ISSN: 0740-3194, DOI: 10.1002/MRM.20713 [extrait le 2005-10-31] * le document en entier *	1-15	
A	MOHAN J. ET AL: "A survey on the magnetic resonance image denoising methods", BIOMEDICAL SIGNAL PROCESSING AND CONTROL, vol. 9, 14 novembre 2013 (2013-11-14), pages 56-69, XP093010802, NL ISSN: 1746-8094, DOI: 10.1016/j.bspc.2013.10.007 * le document en entier *	2-5	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC) G01R G06T
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
28 décembre 2022		Vanhaecke, Nicolas	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS			
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 bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	

ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE **RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 2204672 FA 906036**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.
 Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du **28-12-2022**
 Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2020327645 A1	15-10-2020	EP 3723037 A1	14-10-2020
		US 2020327645 A1	15-10-2020
CN 113203969 A	03-08-2021	CN 113203969 A	03-08-2021
		WO 2022227618 A1	03-11-2022