

19 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
COURBEVOIE

11 N° de publication :

3 131 000

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

21 N° d'enregistrement national :

21 14224

51 Int Cl<sup>8</sup> : G 01 R 33/48 (2022.01), G 01 R 33/32, 33/28, A 61 B 5/055

12

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 22.12.21.

30 Priorité :

43 Date de mise à la disposition du public de la demande : 23.06.23 Bulletin 23/25.

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) : Université d'Aix-Marseille Etablissement Public à caractère Scientifique, Culturel et Professionnel (EPCSCP) — FR, Centre National de la Recherche Scientifique Établissement public à caractère scientifique et technologique (EPST) — FR, Ecole Centrale de Marseille Etablissement Public à caractère Scientifique, Culturel et Professionnel (EPCSCP) — FR et MULTIWAVE IMAGING Société par Actions Simplifiée à associé Unique (SASU) — FR.

72 Inventeur(s) : VERGARA-GOMEZ Tania del Socorro, ENOCH Stefan, MAMBERTI Roxane, ABDEDDAIM Redha, DUBOIS Marc et KOBER Frank.

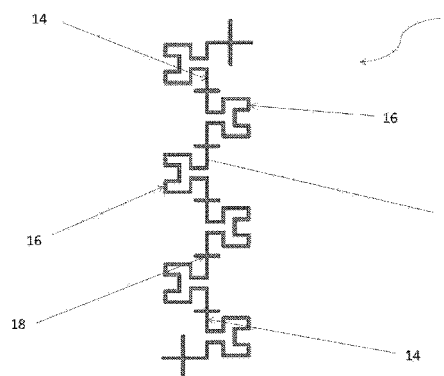
73 Titulaire(s) : Université d'Aix-Marseille (EPCSCP), Centre National de la Recherche Scientifique (EPST), Ecole Centrale de Marseille (EPCSCP), MULTIWAVE IMAGING (SASU).

74 Mandataire(s) : LLR.

54 Dispositif d'homogénéisation d'un champ radiofréquence pour l'imagerie par résonance magnétique.

57 L'invention concerne un dispositif d'homogénéisation (2, 4) de champ radiofréquence d'une longueur d'ondes donnée émise par une antenne volumique, comprenant au moins une piste métallique (8) continue d'une longueur totale comprise entre 50% et 75% de la longueur d'onde du champ radiofréquence, la piste métallique (8) formant un motif ayant une surface d'une largeur comprise entre 4% et 10% de la longueur d'onde du champ radiofréquence et une hauteur comprise entre 10% et 25% de la longueur d'onde du champ radiofréquence, le motif étant formé par un ensemble de de plusieurs courbes tortueuses reliées entre elles en série par au moins une portion de liaison rectiligne (14) de telle sorte à conférer au dispositif d'homogénéisation (2, 4) une propriété de dipôle électrique, le dispositif d'homogénéisation ayant une fréquence fondamentale supérieure à la fréquence correspondant à la longueur d'onde du champ radiofréquence.

Figure pour l'abrégié : figure 2



FR 3 131 000 - A1



## Description

### Titre de l'invention : Dispositif d'homogénéisation d'un champ radiofréquence pour l'imagerie par résonance magnétique

- [0001] La présente demande concerne un système d'émission d'un champ radiofréquence pour des techniques d'imagerie par résonance magnétique.
- [0002] Les appareils d'imagerie par résonance magnétique (IRM) génèrent un champ magnétique principal statique au moyen d'aimants intenses et un champ radiofréquence (RF) d'excitation au moyen d'une ou plusieurs antennes d'émission. Le champ RF d'excitation pénètre dans un objet à imager (par exemple un corps humain ou une partie du corps humain) et interagit avec des noyaux atomiques (par exemple des protons) présents dans l'objet à imager afin de les exciter. Pour que cette interaction soit optimale, le champ RF d'excitation doit être résonant avec les noyaux atomiques ; pour se faire, le champ RF d'excitation est émis à une fréquence particulière appelée fréquence de Larmor du noyau atomique sollicité.
- [0003] La fréquence de Larmor est une fonction croissante du champ magnétique principal ; ainsi, pour un proton (i.e. un noyau d'hydrogène), elle est d'environ 64 MHz dans un champ magnétique principal de 1,5 T tandis que pour un champ de 7 T elle est d'environ 300 MHz. En retournant à leur état d'équilibre, les noyaux atomiques émettent un signal RF qui est mesuré par l'appareil IRM et fournit les données nécessaires à la reconstitution d'une image de l'objet, appelée l'image IRM.
- [0004] On distingue notamment parmi les appareils IRM, les appareils « bas-champ » et « haut-champ » dont le champ magnétique principal est environ entre 1,5 T et 3 T et les appareils « ultra-haut champ » dont le champ magnétique principal peut atteindre environ 7 T et plus. L'utilisation de champs magnétiques très intenses permet une hausse importante du rapport signal sur bruit (RSB) de la mesure du signal RF permettant de fournir les images IRM mais elle s'accompagne d'une augmentation de la fréquence de Larmor, et donc d'une diminution de la longueur d'onde requise pour le champ RF d'excitation.
- [0005] Les appareils cliniques bas-champ et haut-champ sont équipés d'une antenne dite antenne-corps pour transmettre le champ RF d'excitation aux noyaux atomiques que l'on souhaite étudier de façon assez homogène dans tout le corps.
- [0006] L'utilisation d'une antenne-corps n'est plus possible dans le cas d'appareils IRM ultra-haut champ qui nécessitent des champs RF d'excitation dont la longueur d'onde est trop faible (11 cm dans le corps humain à 300 MHz) pour pouvoir être transmise de façon homogène dans tout le corps par une seule antenne.
- [0007] La stratégie peut alors consister à utiliser des antennes dédiées à certaines parties du

corps (que l'on dénommera antennes volumiques dans la présente description), comme par exemple la tête pour laquelle on utilisera des antennes volumiques de type « cage à oiseaux » (ou « birdcage » en anglais).

- [0008] Les antennes volumiques utilisées assurent alors la transmission du champ RF d'excitation nécessaire à la mesure dans des zones aux dimensions réduites mais, malgré la réduction de la zone à imager, les problèmes d'inhomogénéité expliqués précédemment peuvent subsister. De tels problèmes peuvent également survenir dans le cas d'IRM haut champ appliqué au niveau du tronc (thorax, abdomen ou pelvis).
- [0009] Dans le but d'améliorer l'homogénéité du champ RF d'excitation (et donc la qualité de l'image obtenue grâce à l'excitation induite par le champ RF), il est connu d'utiliser des coussins (ou « pads » en anglais) diélectriques insérés entre l'antenne volumique et la partie du corps à imager afin de distribuer le champ RF d'excitation de façon homogène dans ladite partie du corps humain.
- [0010] De tels coussins diélectriques peuvent être réalisés à base d'un solvant, par exemple de l'eau, et de particules de matériau à constante diélectrique plus élevée afin de les rendre plus fins et d'en améliorer le confort lors de l'utilisation. Cependant, et à cause de l'évaporation de l'eau et de la sédimentation des particules, ces coussins diélectriques ont une durée de vie assez courte. Leurs manipulations répétées lors de leur utilisation (placement entre la partie du corps humain et l'antenne volumique) accélèrent la sédimentation des particules et réduisent donc la durée de vie des coussins diélectriques.
- [0011] La demande EP 3 550 321 décrit un coussin diélectrique d'une composition différente. Il s'agit d'un coussin diélectrique comprenant un solvant polaire, un agent dispersant et un composé diélectrique. Cette composition a pour but de réduire le problème de sédimentation des particules et d'améliorer la distribution des particules dans le coussin diélectrique. Cependant, ces coussins présentent un encombrement important qui gêne leur utilisation dans l'espace potentiellement réduit entre l'équipement d'imagerie et la partie du corps à imager. De tels coussins diélectriques risquent de percer et de répandre ainsi leur liquide sur des patients, ce qui induit un danger pour la santé.
- [0012] Enfin, on connaît l'utilisation de métasurfaces ayant une perméabilité magnétique négative permettant de concentrer le champ RF à la manière d'une lentille magnétique. La métasurface peut comprendre une piste métallique qui forme un dipôle magnétique excité par la composante magnétique du champ électromagnétique émis par l'antenne microruban. Cependant, ces métasurfaces sont surtout adaptées aux antennes de surface et n'est pas optimale pour une utilisation dans une antenne volumique, en particulier du type cage à oiseau.
- [0013] La présente invention décrit un système comprenant un ou des dispositifs

d'homogénéisation du champ RF d'excitation pour un appareil IRM permettant de remédier aux difficultés évoquées ci-dessus.

- [0014] L'invention a pour objet un dispositif d'homogénéisation de champ radiofréquence d'une longueur d'ondes donnée émise par une antenne volumique, le dispositif d'homogénéisation comprenant au moins une piste métallique continue d'une longueur totale comprise entre 50% et 75% de la longueur d'onde du champ radiofréquence, la piste métallique formant un motif ayant une largeur comprise entre 4% et 10% de la longueur d'onde du champ radiofréquence et une hauteur comprise entre 10% et 25% de la longueur d'ondes du champ radiofréquence, le motif étant formé par un ensemble de plusieurs courbes tortueuses du second ordre reliées entre elles en série par au moins une portion de liaison rectiligne de telle sorte à conférer au dispositif d'homogénéisation une propriété de dipôle électrique, le dispositif d'homogénéisation ayant une fréquence fondamentale supérieure à la fréquence correspondant à la longueur d'onde du champ radiofréquence.
- [0015] L'utilisation d'un dispositif d'homogénéisation tel qu'énoncé ci-dessus permet de redistribuer le champ radiofréquence émis par une antenne volumique d'un appareil IRM et d'améliorer ainsi l'homogénéité de la répartition du champ radiofréquence dans la partie du corps à imager. Une meilleure homogénéité du champ radiofréquence permet d'obtenir des images IRM présentant un meilleur contraste.
- [0016] Le dispositif d'homogénéité ne perturbe pas non plus la réception du signal RF généré par les noyaux atomiques dans la partie du corps à imager par les canaux de réception d'un réseau d'antennes de surface d'un appareil IRM. Le champ radiofréquence n'est pas non plus augmenté à des niveaux dangereux pour le corps.
- [0017] Aussi l'utilisation de plusieurs courbes tortueuses reliées entre elles en série part au moins une portion rectiligne permet d'obtenir une homogénéisation dans une ou des zones de la partie du corps à imager relativement éloignée du dispositif d'homogénéisation lui-même. En d'autres termes, le dispositif d'homogénéisation peut être placé dans une zone tout en permettant d'obtenir un résultat optimal dans une zone éloignée. De ce fait, il est possible d'accoler le dispositif d'homogénéisation à une antenne volumique tout en obtenant le résultat recherché. Il n'est donc plus nécessaire de manipuler le dispositif d'homogénéisation à chaque réalisation d'une IRM.
- [0018] L'utilisation de plusieurs courbes tortueuses reliées entre elles en série selon l'invention pour former une structure continue permet de combiner leur effet de dipôle électrique afin d'améliorer le comportement de dipôle électrique de la piste métallique, et ainsi améliorer l'homogénéisation du champ radiofréquence par le dispositif d'homogénéisation.
- [0019] Enfin, la forme du dispositif d'homogénéisation énoncée ci-dessus permet d'obtenir un compromis optimal entre la bande passante propre au dispositif d'homogénéisation

et l'efficacité de rayonnement du dispositif d'homogénéisation. En d'autres termes, et en agençant la piste métallique comme décrit ci-dessus, on obtient une bande passante propre au dispositif d'homogénéisation le plus large possible (pour assurer un recouvrement des fréquences de fonctionnement avec la bande passante propre à l'antenne volumique) tout en conservant une efficacité de rayonnement élevée ; là où certains dispositifs choisissent de privilégier l'un ou l'autre. Les dispositifs selon l'art antérieur peuvent par exemple permettre d'obtenir un facteur de qualité élevé mais une bande passante étroite (le facteur de qualité étant égal à la fréquence à laquelle le gain est maximal divisé par la bande passante), ce qui conduit à l'obtention d'un dispositif d'homogénéisation difficile à coupler à l'antenne volumique et très sensible à l'environnement local. A l'inverse, un facteur de qualité trop faible conduira à l'obtention d'un dispositif d'homogénéisation peu résonant avec une efficacité de correction trop faible.

[0020] Dans la présente description, on parlera de fréquence du champ radiofréquence correspondant à la longueur d'onde du champ radiofréquence en étant reliée à cette dernière par l'équation suivante :

[0021] [Math.1]

$$f = c / \lambda$$

[0022] Où  $f$  est la fréquence du champ radiofréquence,  $\lambda$  est la longueur d'onde du champ radiofréquence et  $c$  est la vitesse de la lumière dans le vide.

[0023] Dans la présente description, la fréquence du champ radiofréquence est la fréquence de Larmor utilisée dans un appareil IRM.

[0024] Selon la présente description, la surface du motif est la surface d'une zone dans laquelle est inscrite la piste métallique, par exemple une zone rectangulaire ou une zone carrée.

[0025] Suivant d'autres caractéristiques optionnelles du dispositif d'homogénéisation prises seules ou en combinaison :

- [0026] – Le motif est formé par plusieurs courbes de Hilbert du second ordre reliées entre elles en série, de préférence six courbes de Hilbert du second ordre. Cette forme permet entre autres à la structure de résonner comme un dipôle électrique à la fréquence de Larmor. L'utilisation de courbes de Hilbert permet de conserver ces propriétés de résonance tout en repliant la piste métallique d'une longueur totale donnée ;
- Les courbes de Hilbert du second ordre sont réparties selon une alternance droite/gauche le long de plusieurs portions de liaison rectilignes alignées ;
- Au moins une portion de liaison rectiligne comprend un motif en croix. La présence de motifs en croix amplifie les performances du dispositif d'homogénéisation ;

- Le motif est d'une largeur comprise entre 4 et 10 centimètres et une hauteur comprise entre 10 et 25 centimètres. Il s'agit des intervalles de dimensions optimaux pour une intensité de champ magnétique statique de 7T ;
- La piste métallique est agencée sur un substrat diélectrique. Cela permet de maintenir la structure mécanique de la piste métallique ;
- Le substrat diélectrique est d'une épaisseur comprise entre 0,1 millimètre et 1 millimètre. Cela permet d'obtenir une structure fine et flexible simple à mettre en place, notamment pour des antennes à géométrie complexe ; et
- Le substrat comprend un facteur de perte diélectrique, évalué à la fréquence correspondant à la longueur d'onde du champ radiofréquence, inférieur à 0,05. Cela permet d'optimiser l'efficacité du dispositif d'homogénéisation en limitant l'absorption du champ radiofréquence par le substrat. Dans la présente description, le facteur de perte diélectrique (ou angle de perte) est une grandeur sans dimension qui a le sens connu de l'homme du métier dans le domaine des hyperfréquences. Pour un matériau diélectrique, il est environ égal au rapport entre la partie imaginaire et la partie réelle de la constante diélectrique complexe du matériau. Le facteur de perte diélectrique dépend en particulier de la fréquence du champ radiofréquence considérée ;

[0027] L'invention a également pour objet un ensemble formée par une antenne volumique configurée pour émettre un champ radiofréquence et un dispositif d'homogénéisation selon l'invention.

[0028] Avantageusement, l'antenne volumique est une antenne de type cage à oiseau configurée pour être placée autour d'une zone du corps à imager.

### **Brève description des figures**

[0029] L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui va suivre donnée uniquement à titre d'exemple et faite en se référant aux dessins annexés dans lesquels :

[0030] [Fig.1] la [Fig.1] est une représentation de deux exemples d'un dispositif d'homogénéisation selon l'invention ;

[0031] [Fig.2] la [Fig.2] est une représentation d'un exemple de piste métallique selon l'invention ;

[0032] [Fig.3] la [Fig.3] est représentation de résultats de simulation montrant la répartition du champ radiofréquence d'excitation avec un exemple de dispositif d'homogénéisation selon l'invention ; et

[0033] [Fig.4] la figure 3b est une représentation de résultats expérimentaux montrant la répartition du champ radiofréquence d'excitation avec un exemple de dispositif d'homogénéisation mettant en œuvre une configuration bilatérale ;

### **Description détaillée**

- [0034] Il est à noter que, dans la présente description, certains éléments ne sont pas représentés à l'échelle et ce pour des questions de visibilité. De plus, et pour des questions de visibilité, seule une partie des éléments de même référence numérique est référencée.
- [0035] Les figures. 1 et 2 illustrent deux exemples de dispositifs 2 et 4 selon la présente invention. Ces dispositifs d'homogénéisation sont conçus pour être utilisés dans un système d'émission d'un champ radiofréquence (nommé « champ RF » ci-après) pour appareil d'imagerie par résonance magnétique (IRM). Une tête 6 est représentée schématiquement pour montrer le positionnement et l'ordre de grandeurs des dimensions des dispositif d'homogénéisation 2 et 4 par rapport aux parties du corps.
- [0036] Le système d'émission comprend une ou plusieurs antennes volumiques d'émission d'un champ RF et un ou plusieurs dispositifs d'homogénéisation du champ RF. De tels systèmes sont configurés pour s'adapter autour d'une partie d'un corps à imager (par exemple la tête 6) et pour émettre, dans cette partie du corps, un champ RF homogène à une fréquence donnée afin d'y exciter des noyaux atomiques.
- [0037] La partie du corps à imager peut éventuellement être disposée sur un support autour duquel l'antenne volumique vient se placer. Le placement peut être effectué par coulisement de l'antenne volumique le long d'une glissière de placement.
- [0038] La fréquence du champ RF utilisée pour exciter les noyaux atomiques de la partie du corps à imager, appelée fréquence de Larmor, dépend du type de noyaux atomiques à exciter et du champ magnétique principal de l'appareil IRM. La fréquence de Larmor peut être, par exemple, d'environ 300 MHz dans le cas de noyaux d'atomes d'hydrogène dans un champ magnétique principal d'environ 7 T. La longueur d'onde du champ RF utilisé peut donc être par exemple, d'environ 1 mètre.
- [0039] La [Fig.1] illustre deux exemples d'un dispositif d'homogénéisation d'un champ radiofréquence selon la présente invention, également appelé « coussins d'homogénéisation » du champ RF. Les dispositifs comprennent dans ces exemples une piste métallique 8 agencée sur un substrat diélectrique 10. Comme cela sera décrit plus en détails par la suite, la piste métallique 8 est continue et est agencée selon un motif comprenant plusieurs courbes tortueuses (i.e. au moins deux) reliées entre elles en série par au moins une portion de liaison rectiligne 14 de telle sorte à conférer au dispositif d'homogénéisation une propriété de dipôle électrique.
- [0040] La piste métallique 8 est continue, d'une longueur totale (i.e. la longueur de la piste métallique 8 « déroulée ») comprise de préférence entre 50% et 75% de la longueur d'onde du champ RF utilisé par l'appareil d'IRM. En pratique, on cherchera à ce que la piste métallique occupe une surface suffisante pour recouvrir la partie du corps à imager.
- [0041] La piste métallique 8 forme un motif qui a une largeur comprise entre 4% et 10% de

la longueur d'onde du champ RF et une hauteur comprise entre 10% et 25% de la longueur d'onde du champ RF. Par exemple, et pour une longueur d'onde électromagnétique dans le vide égale à 1 mètre, la largeur du motif est comprise entre 4 centimètres et 10 centimètres et sa hauteur est comprise entre 10 centimètres et 25 centimètres. Ces intervalles sont optimaux pour des antennes volumiques utilisées pour l'IRM du cerveau à 7T.

- [0042] Cette dimension permet en particulier que la surface puisse recouvrir la partie du corps à imager comme, par exemple, une zone du cerveau ou une zone pelvienne. En particulier, dans les cas de l'application du dispositif à l'IRM du cerveau, lesdites dimensions permettent de garantir une efficacité du dispositif au niveau des lobes latéraux ou temporaux, qui sont des zones dans lequel le champ RF est en général peu présent lorsqu'une antenne birdcage est utilisée sans dispositif d'homogénéisation.
- [0043] Dans certains cas, il peut être nécessaire d'imager une zone plus grande que la surface recouverte par une seule piste métallique 8. Le nombre de pistes métalliques 8 présentes sur un substrat diélectrique 10 peut dès lors varier. Chacune des pistes métalliques 8 a des dimensions dans les intervalles ci-dessus.
- [0044] De préférence, la piste métallique 8 forme (i.e. le motif est formé par) plusieurs courbes de Hilbert de second ordre 16, selon leur définition mathématique, reliées elles en série comme décrit plus haut, de préférence six courbes de Hilbert du second ordre. Cette forme permet entre autres à la structure de résonner comme un dipôle électrique à la fréquence de Larmor. L'utilisation de courbes de Hilbert permet de conserver ces propriétés de résonance tout en repliant la piste métallique d'une longueur totale donnée. L'utilisation d'une géométrie du type de la courbe de Hilbert permet en pratique de replier une piste métallique d'une longueur totale donnée pour réduire l'espace bidimensionnel qu'elle occupe sur une surface, tout en conservant la même longueur totale (correspondant à la longueur déroulée). Cela permet en particulier à une piste métallique selon l'invention de pouvoir interagir avec des antennes volumiques émettant des champs RF d'une longueur d'onde supérieure aux dimensions de la surface occupée par la piste métallique.
- [0045] Les courbes de Hilbert de second ordre 16 peuvent être réparties selon une alternance droite/gauche le long de plusieurs portions de liaison rectilignes 14 alignées, des motifs en croix 18 pouvant être placés au niveau des portions de liaison rectilignes 14. L'alternance gauche/droite est représentée sur la [Fig.1] sur les deux dispositifs d'homogénéisation 2 et 4, le dispositif d'homogénéisation 2 comprenant un motif en croix 18 sur chaque portion de liaison 14 entre deux courbes de Hilbert de second ordre 16, les motifs en croix 18 permettant d'augmenter les performances du dispositif d'homogénéisation 2. L'existence d'une symétrie participe à conférer au dispositif d'homogénéisation 2 ou 4 des propriétés de dipôle électrique pouvant interagir avec

une antenne volumique.

- [0046] La piste métallique 2 ou 4 peut être agencée, par exemple imprimée, sur un substrat diélectrique 10. Cela permet de maintenir la structure mécanique de la piste métallique. Ce substrat diélectrique 10 a des dimensions suffisantes pour lui permettre de contenir la piste métallique 2 ou 4. Son épaisseur peut être comprise entre 0,1 millimètre et 1 millimètre, par exemple égale à 0,5 millimètre. Cela permet d'obtenir une structure fine et flexible simple à mettre en place, notamment pour des antennes à géométrie complexe.
- [0047] Le substrat diélectrique 10 peut comprendre un facteur de perte diélectrique, évalué à la fréquence correspondant à la longueur d'onde du champ radiofréquence, inférieur à 0,05. Cela permet d'optimiser l'efficacité du dispositif d'homogénéisation en limitant l'absorption du champ radiofréquence par le substrat. Dans la présente description, le facteur de perte diélectrique (ou angle de perte) est une grandeur sans dimension qui a le sens connu de l'homme du métier dans le domaine des hyperfréquences. Pour un matériau diélectrique, il est environ égal au rapport entre la partie imaginaire et la partie réelle de la constante diélectrique complexe du matériau. Le facteur de perte diélectrique dépend en particulier de la fréquence du champ radiofréquence considérée.
- [0048] Selon l'invention, le dispositif d'homogénéisation 2 ou 4 a une fréquence fondamentale supérieure à la fréquence correspondant à la longueur d'onde du champ RF, par exemple supérieure à une fréquence de Larmor utilisée par un appareil d'IRM (par exemple 300 MHz pour un appareil IRM ultra-haut champ à 7 T ou 125 MHz pour un appareil IRM haut champ à 3 T). Cela permet d'éviter que la présence du corps humain ne rende la fréquence fondamentale inférieure à la fréquence du champ RF lors de l'utilisation du dispositif. Cela permet au dispositif d'homogénéiser le champ RF sans entrer en résonance avec lui
- [0049] La [Fig.3] représente des résultats de simulation montrant la répartition du champ RF d'excitation avec un exemple de dispositif selon la présente description.
- [0050] En particulier, les simulations modélisent la répartition d'un champ RF de fréquence 300 MHz (correspondant à celui utilisé dans les appareils d'IRM ultra-haut champ à 7 T) dans le cas d'une utilisation pour l'imagerie d'un cerveau.
- [0051] Les simulations utilisent les paramètres d'une antenne de type birdcage en quadrature comprenant un (colonne centrale) ou deux (colonne de droite) dispositifs d'homogénéisation 2 ou 4 (le dispositif d'homogénéisation 2 est référencé sur la [Fig.3] mais il pourrait s'agir de la référence 4 également).
- [0052] Le modèle de tête utilisé est un modèle fantôme SAM (selon l'acronyme anglais de « *Specific Anthropomorphic Mannequin* » ou « mannequin anthropomorphique spécifique » en français) classiquement utilisé dans ce type de simulation. Le modèle SAM est un mannequin qui présente des propriétés standardisées proches de celles du

corps humain (permittivité diélectrique : 42, conductivité électrique : 0.99 S/m et masse volumique 1000 kg/m<sup>3</sup>).

- [0053] Les simulations sont faites avec le logiciel de simulation CST Microwave Studio® pour évaluer la répartition du champ magnétique RF ainsi que le débit d'absorption spécifique (DAS). Le DAS (exprime W/kg) quantifie la quantité de puissance électromagnétique absorbée par les tissus du corps humain, qui est par la suite dissipée sous forme de chaleur. Cette grandeur est typiquement utilisée par l'homme du métier pour évaluer des critères de sécurité de l'utilisation d'appareils à rayonnement pour un patient.
- [0054] La [Fig.3] présente en particulier des simulations de la répartition du champ RF dans un cerveau dans trois cas :
- [0055] – sans dispositif d'homogénéisation (colonne de gauche),  
 – avec un unique dispositif d'homogénéisation, dans cet exemple un dispositif d'homogénéisation 2 ou 4, placé d'un seul côté du cerveau au niveau de la zone temporale droite (colonne centrale) ; et  
 – avec deux dispositifs d'homogénéisation 2 ou 4 (colonne de droite).
- [0056] La piste métallique 8 comprend des dimensions comprises dans les intervalles mentionnés ci-dessus.
- [0057] Pour chacune des trois configurations, il est représenté le plan coronal médian en haut (22, 22', 22'') et le plan sagittal médian en bas (24, 24', 24''). Les zones délimitées par un trait noir indiquent des zones d'intérêt 26 correspondant à différentes régions du cerveau.
- [0058] Les zones, par exemple représentée par la flèche 28, indiquent des exemples de zones d'ombre dans lesquelles le champ RF est très faible du fait d'un manque d'homogénéité du champ RF. Selon un ou plusieurs modes de réalisation, le dispositif de l'invention vise à éliminer ces zones d'ombre 28 en homogénéisant la répartition du champ RF dans l'ensemble de la partie du corps à imager.
- [0059] La [Fig.3] montre que l'ajout d'un dispositif d'homogénéisation selon la présente invention permet d'éliminer les zones d'ombre 28 dans le cerveau en réintroduisant du signal par homogénéisation du champ RF d'excitation (cela est clairement visible en comparant les plans coronaux médians 22 et 22'' mais également les plans sagittaux médians 24 et 24'').
- [0060] De plus, l'homogénéité du champ RF dans la zone du cervelet n'est pas trop affectée par la présence des dispositifs d'homogénéisation 2 ou 4. Cet aspect est remarquable en ce qu'il diffère des coussins connus de l'état de l'art basés sur des matériaux diélectriques.
- [0061] Les résultats des moyennes statistiques des valeurs du champ RF dans différentes zones du cerveau pour différentes configurations du dispositif sont rassemblées dans le

Tableau 1 ci-dessous.

[0062] [Tableaux1]

|                      | Référence         | Métasurface un seul côté | Métasurfaces des deux côtés |
|----------------------|-------------------|--------------------------|-----------------------------|
| Zone temporal Gauche | $0.207 \pm 0.071$ | $0.185 \pm 0.072$        | $0.302 \pm 0.134$           |
| Zone Temporal Droite | $0.204 \pm 0.076$ | $0.258 \pm 0.116$        | $0.314 \pm 0.1489$          |

[0063] Ils montrent une nette amélioration de la valeur moyenne de l'amplitude du champ RF dans les zones temporelles (+45% pour la configuration unilatérale et + 56% pour la configuration bilatérale).

[0064] Le logiciel de simulation CST Microwave Studio® permet également de réaliser un bilan de puissance absorbée dans le cerveau du modèle fantôme. La grandeur d'intérêt est le débit d'absorption spécifique (DAS) dont on peut prendre la valeur moyennée sur un volume entier d'une partie du corps (valeur globale) ou la valeur maximale dans des volumes équivalents à 10 g de tissu (valeur locale).

[0065] Le Tableau 2 ci-dessous rassemble les résultats de DAS simulés pour différentes configurations du dispositif selon des modes de réalisation de l'invention. Les résultats du Tableau 2 montrent une augmentation d'environ 45% du DAS local dans le cas de la configuration bilatérale.

[0066] Cet effet peut être contrebalancé par une légère augmentation de la distance entre le dispositif et la tête. Il s'agit d'un compromis entre augmentation du signal dans les zones d'ombre et DAS local.

[0067] Le tableau 2 ci-dessous montre que le DAS local pour l'imagerie du cerveau reste faible, même avec la proximité de l'antenne et des zones imagées.

[0068] [Tableaux2]

|                             | Référence | Métasurface un seul côté | Métasurfaces des deux côtés |
|-----------------------------|-----------|--------------------------|-----------------------------|
| DAS global $W.kg^{-1}$      | 0.126     | 0.116                    | 0.114                       |
| DAS local (10g) $W.kg^{-1}$ | 0.571     | 0.520                    | 0.833                       |

[0069] Des tests expérimentaux montrant l'effet du dispositif sur la répartition d'un champ RF de fréquence 300 MHz dans le cadre de l'IRM du cerveau ont également été effectués pour vérifier la fonction d'homogénéisation du dispositif selon la présente invention

- [0070] Les mesures représentées à la [Fig.4] sont le résultat de test *in vivo*. Les dispositifs d'homogénéisation 2 ou 4 sont placés comme lors des tests de la [Fig.3].
- [0071] .
- [0072] Dans ces tests expérimentaux, l'antenne utilisée est une antenne birdcage en quadrature avec un canal d'émission/réception visant l'imagerie du cerveau par un appareil IRM ultra-haut champ à 7T. La piste métallique 8 est imprimée, ces dimensions correspondant à celles précitées.
- [0073] La [Fig.4] des résultats expérimentaux montrant la répartition du champ RF d'excitation avec un exemple de dispositif mettant en œuvre une configuration unilatérale, selon la présente invention.
- [0074] En particulier, la [Fig.4] présente des résultats de mesure de l'angle de bascule (grandeur proportionnelle à l'amplitude du champ RF) dans le modèle fantôme de cerveau décrit ci-dessus pour différentes configurations de mesure :
- [0075] – sans dispositif d'homogénéisation (ligne du haut 30), et  
– avec deux dispositif d'homogénéisation (ligne centrale 32).
- [0076] La troisième ligne 34 de la [Fig.4] correspond à une comparaison entre les deux lignes précitées afin de visualiser le gain relatif de signal entre les deux configurations.
- [0077] Pour chaque configuration de mesure, les résultats sont présentés selon une coupe sagittale (colonne de gauche, une coupe coronale (colonne du milieu) et une coupe axiale (colonne de droite).
- [0078] Les résultats montrent un effet très positif du dispositif sur l'amplitude du champ RF avec une augmentation d'environ 50% à 60% sur chaque lobe temporal).

### Liste de références

- [0079] 2, 4 : dispositifs d'homogénéisation
- [0080] 6 : tête
- [0081] 8 : piste métallique
- [0082] 10 : substrat
- [0083] 14 : portions de liaison rectilignes
- [0084] 16 : courbes de Hilbert du second ordre
- [0085] 18 : motifs en croix
- [0086] 22, 22', 22'' : plan coronal médian
- [0087] 24, 24', 24'' : plan sagittal médian
- [0088] 26 : zones d'intérêts
- [0089] 28 : zones d'ombre
- [0090] 30 : mesure sans dispositifs d'homogénéisation
- [0091] 32 : mesure avec dispositifs d'homogénéisation
- [0092] 34 : comparaison entre les mesures

## Revendications

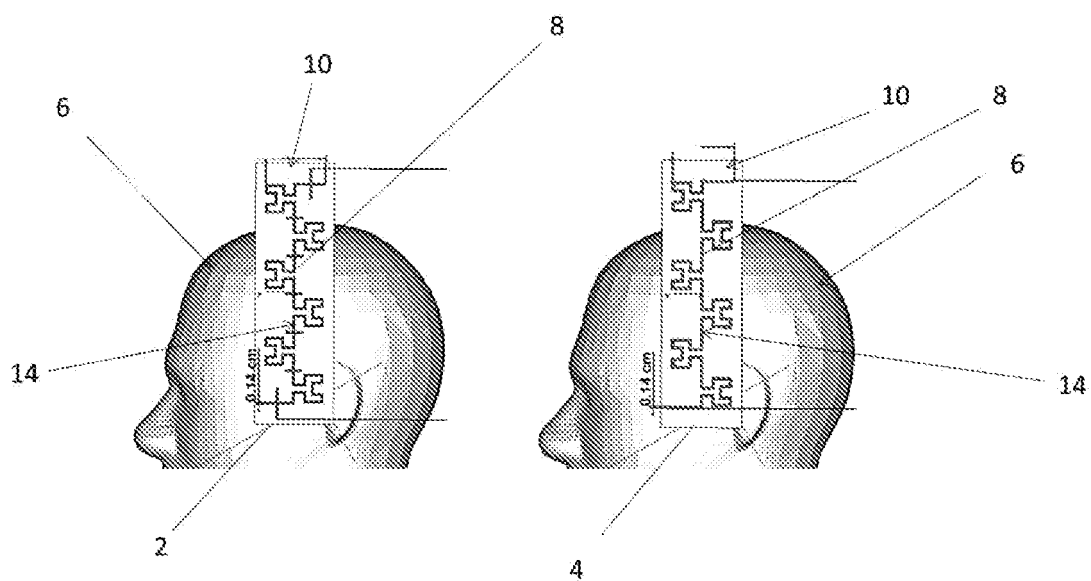
- [Revendication 1] Dispositif d'homogénéisation (2, 4) de champ radiofréquence d'une longueur d'ondes donnée émise par une antenne volumique, caractérisé en ce qu'il comprend au moins une piste métallique (8) continue d'une longueur totale comprise entre 50% et 75% de la longueur d'onde du champ radiofréquence, la piste métallique (8) formant un motif ayant une surface d'une largeur comprise entre 4% et 10% de la longueur d'onde du champ radiofréquence et une hauteur comprise entre 10% et 25% de la longueur d'onde du champ radiofréquence, le motif étant formé par un ensemble de plusieurs courbes tortueuses reliées entre elles en série par au moins une portion de liaison rectiligne (14) de telle sorte à conférer au dispositif d'homogénéisation (2, 4) une propriété de dipôle électrique, le dispositif d'homogénéisation ayant une fréquence fondamentale supérieure à la fréquence correspondant à la longueur d'onde du champ radiofréquence.
- [Revendication 2] Dispositif d'homogénéisation (2, 4) selon la revendication 1, dans lequel le motif est formé de plusieurs courbes de Hilbert du second ordre (16) reliées entre elles en série, de préférence six courbes de Hilbert du second ordre (16).
- [Revendication 3] Dispositif d'homogénéisation (2, 4) selon la revendication 2, dans lequel les courbes de Hilbert du second ordre (16) sont réparties selon une alternance droite/gauche le long de plusieurs portions de liaison rectilignes (14) alignées.
- [Revendication 4] Dispositif d'homogénéisation (2, 4) selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel au moins une portion de liaison rectiligne (14) comprend un motif en croix (18).
- [Revendication 5] Dispositif d'homogénéisation (2, 4) selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le motif est d'une largeur comprise entre 4 et 10 centimètres et une hauteur comprise entre 10 et 25 centimètres.
- [Revendication 6] Dispositif d'homogénéisation (2, 4) selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel la piste métallique (8) est agencée sur un substrat diélectrique (10).
- [Revendication 7] Dispositif d'homogénéisation selon (2, 4) selon la revendication précédente, dans lequel le substrat diélectrique est d'une épaisseur comprise entre 0,1 millimètre et 1 millimètre.
- [Revendication 8] Dispositif d'homogénéisation (2, 4) selon l'une quelconque des reven-

dications 6 ou 7, dans lequel le substrat comprend un facteur de perte diélectrique, évalué à la fréquence correspondant à la longueur d'onde du champ radiofréquence, inférieur à 0,05.

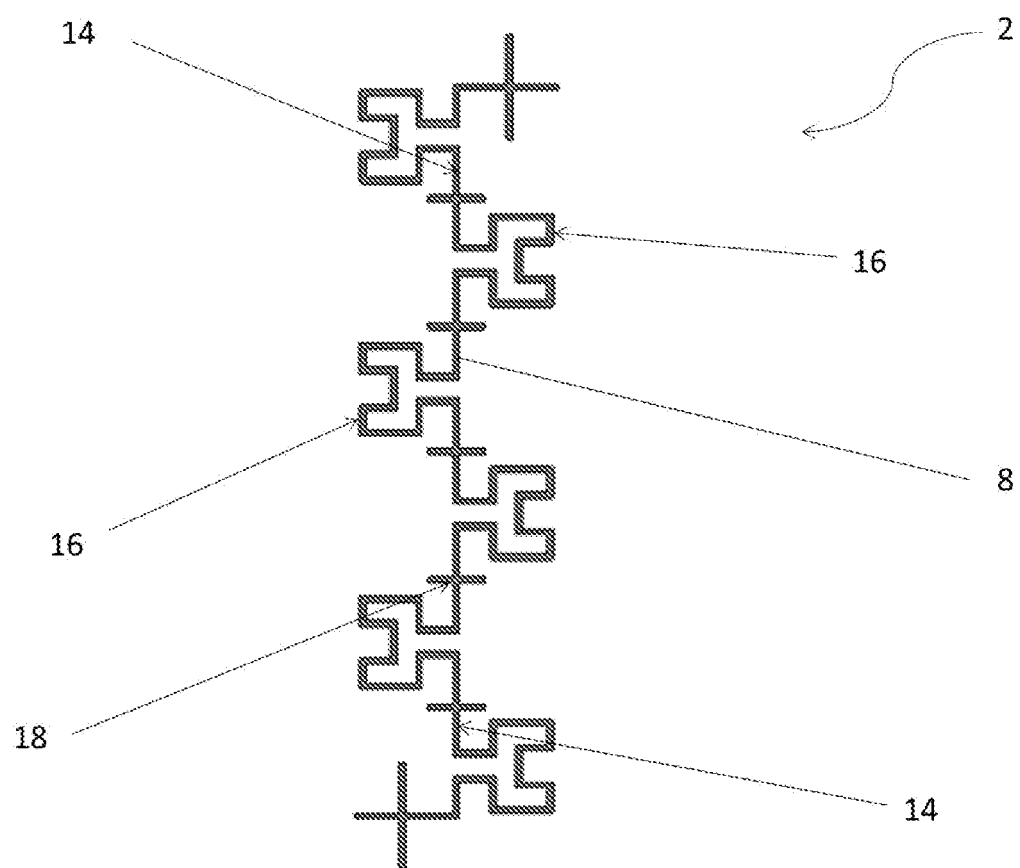
[Revendication 9] Ensemble formée par une antenne volumique configurée pour émettre un champ radiofréquence et un dispositif d'homogénéisation (2, 4) selon l'une quelconque des revendications 1 à 8.

[Revendication 10] Ensemble selon la revendication 9, dans lequel l'antenne volumique est une antenne de type cage à oiseau configurée pour être placée autour d'une zone du corps à imager.

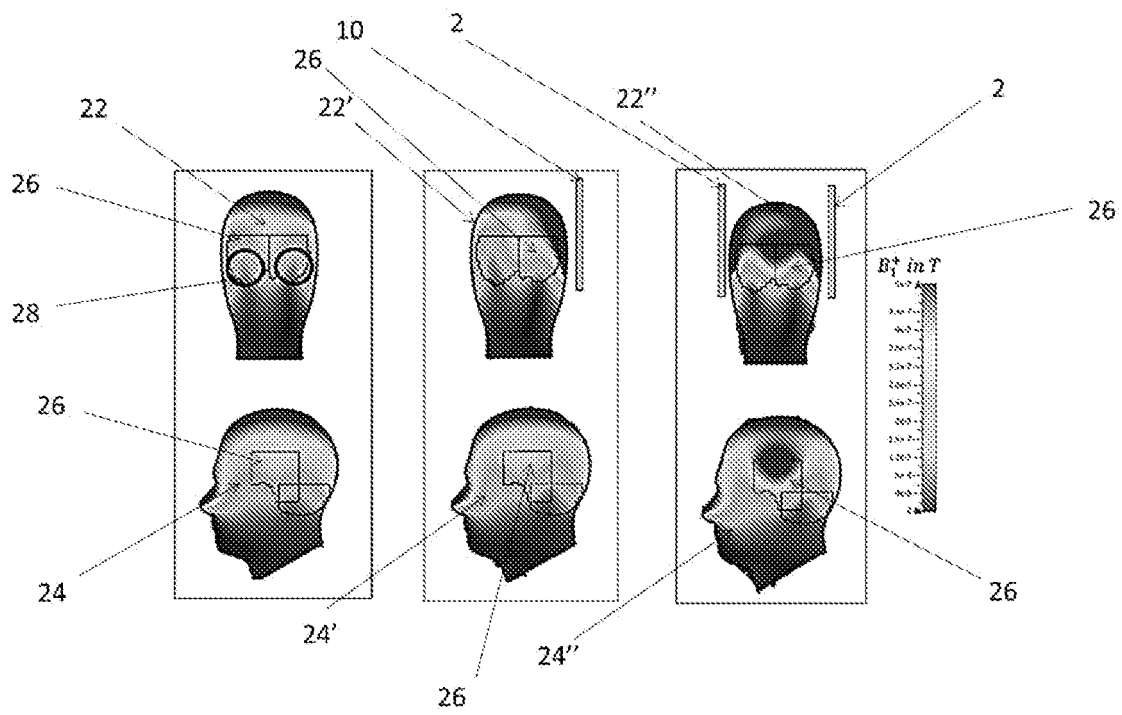
[Fig. 1]



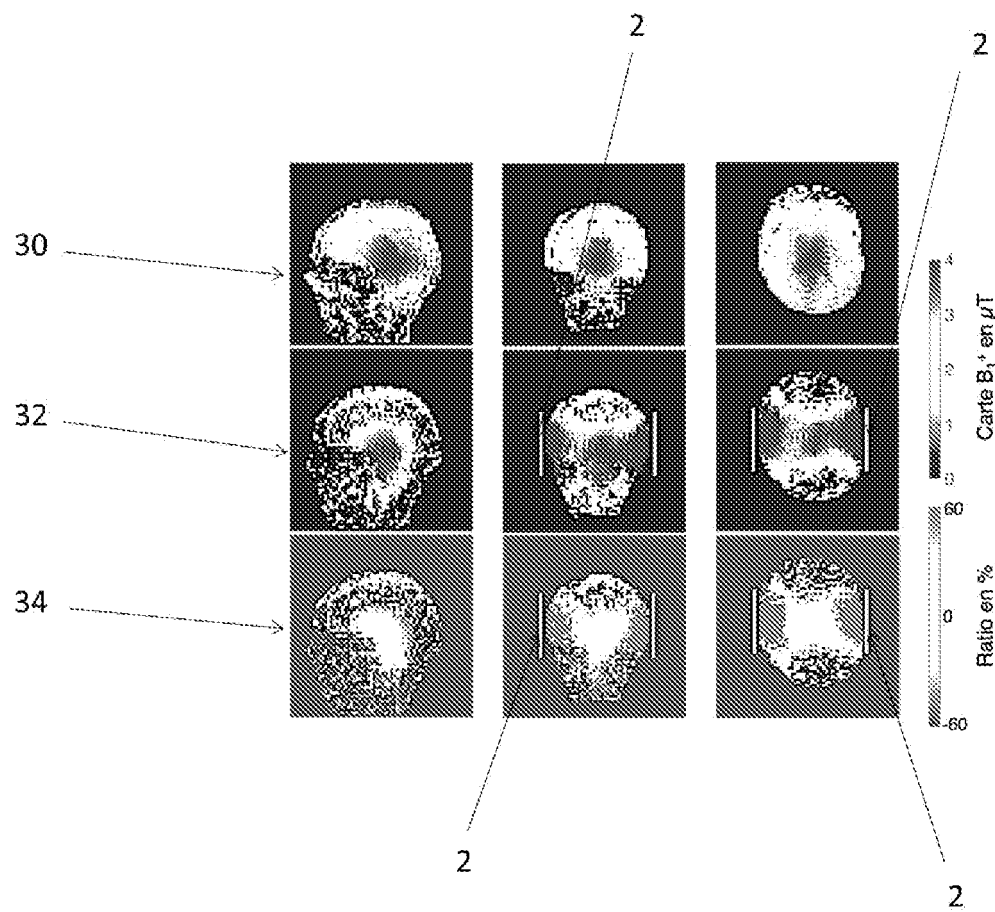
[Fig. 2]



[Fig. 3]



[Fig. 4]



# RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

N° d'enregistrement  
national

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

FA 901804

FR 2114224

| DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS                                                                                                                                                                                               |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | Revendication(s)<br>concernée(s)                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | Classement attribué<br>à l'invention par l'INPI     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|
| Catégorie                                                                                                                                                                                                                           | Citation du document avec indication, en cas de besoin,<br>des parties pertinentes                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |                                                     |
| X                                                                                                                                                                                                                                   | MOTOVILOVA ELIZAVETA ET AL: "Hilbert Curve-Based Metasurface to Enhance Sensitivity of Radio Frequency Coils for 7-T MRI",<br>IEEE TRANSACTIONS ON MICROWAVE THEORY AND TECHNIQUES, IEEE, USA,<br>vol. 67, no. 2,<br>1 février 2019 (2019-02-01), pages 615-625, XP011708204,<br>ISSN: 0018-9480, DOI: 10.1109/TMTT.2018.2882486<br>[extrait le 2019-02-04]                                                                                                                                                                                | 1,5-10                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | G01R33/48<br>G01R33/32<br>G01R33/28<br>A61B5/055    |
| A                                                                                                                                                                                                                                   | * le document en entier *                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 2-4                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |                                                     |
| A                                                                                                                                                                                                                                   | VERGARA GOMEZ T.S ET AL: "Hilbert Fractal Inspired Dipoles for B1+ Field Control in Ultra-High Field MRI",<br>2020 FOURTEENTH INTERNATIONAL CONGRESS ON ARTIFICIAL MATERIALS FOR NOVEL WAVE PHENOMENA (METAMATERIALS),<br>27 septembre 2020 (2020-09-27), pages 327-329, XP055782657,<br>DOI: 10.1109/Metamaterials49557.2020.9285012<br>Extrait de l'Internet:<br>URL:https://ieeexplore.ieee.org/stampPDF/getPDF.jsp?tp=&arnumber=9285012&ref=aHR0cHM6Ly9pZWVleHBsb3JlLmllZWUub3JnL2RvY3VtZW50LzkyODUwMTI=><br>* le document en entier * | 2-4,7                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | DOMAINES TECHNIQUES<br>RECHERCHÉS (IPC)<br><br>G01R |
| A                                                                                                                                                                                                                                   | INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, ISMRM, 2030 ADDISON STREET, 7TH FLOOR, BERKELEY, CA 94704 USA,<br>no. 4092, 24 juillet 2020 (2020-07-24), XP040718007,<br>* le document en entier *                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | 2-4,7                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                                     |
|                                                                                                                                                                                                                                     |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | -/--                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |                                                     |
| Date d'achèvement de la recherche                                                                                                                                                                                                   |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | Examineur                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |                                                     |
| 11 août 2022                                                                                                                                                                                                                        |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | Vanhaecke, Nicolas                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |                                                     |
| CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS                                                                                                                                                                                                       |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | T : théorie ou principe à la base de l'invention<br>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.<br>D : cité dans la demande<br>L : cité pour d'autres raisons<br>& : membre de la même famille, document correspondant |                                                     |
| X : particulièrement pertinent à lui seul<br>Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie<br>A : arrière-plan technologique<br>O : divulgation non-écrite<br>P : document intercalaire |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |                                                     |

3

EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)

