

⑫

BREVET D'INVENTION

B1

⑤④ PROCÉDE DE CONTRÔLE DE LA RÉPARTITION DU CHAMP MAGNÉTIQUE RADIOFRÉQUENCE DANS UN SYSTÈME D'IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE.

②② Date de dépôt : 29.03.16.

③③ Priorité :

⑥① Références à d'autres documents nationaux apparentés :

○ Demande(s) d'extension :

⑦① Demandeur(s) : UNIVERSITE D'AIX-MARSEILLE Etablissement public —FR, CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE FR, ECOLE CENTRALE DE MARSEILLE Etablissement public FR et COMMISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE ET AUX ENERGIES ALTERNATIVES Etablissement public — FR.

④③ Date de mise à la disposition du public de la demande : 06.10.17 Bulletin 17/40.

④⑤ Date de la mise à disposition du public du brevet d'invention : 13.09.19 Bulletin 19/37.

⑤⑥ Liste des documents cités dans le rapport de recherche :

Se reporter à la fin du présent fascicule

⑦② Inventeur(s) : ABDEDDAIM REDHA, ENOCH STEFAN, SABOUROUX PIERRE, TAYEB GERARD, HENRI, JACQUES, BONOD NICOLAS, VIGNAUD ALEXANDRE, CHRISTIAN, LARRAT BENOIT, GEORGET ELODIE, VIRGINIE, EMILIA et LEROI LISA, MARIE, ANNA.

⑦③ Titulaire(s) : UNIVERSITE D'AIX-MARSEILLE Etablissement public, CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE, ECOLE CENTRALE DE MARSEILLE Etablissement public, COMMISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE ET AUX ENERGIES ALTERNATIVES Etablissement public.

⑦④ Mandataire(s) : OMNIPAT Société anonyme.



PROCEDE DE CONTROLE DE LA REPARTITION DU CHAMP
MAGNETIQUE RADIOFREQUENCE DANS UN SYSTEME D'IMAGERIE
PAR RESONANCE MAGNETIQUE

La présente invention concerne les appareils de Résonance Magnétique Nucléaire (RMN), ainsi que leurs applications telles que l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) pour l'homme ou l'animal, et la Spectroscopie par Résonance Magnétique (SRM).

5 L'invention s'applique particulièrement à des antennes haute et ultra haute fréquence à au moins une voie en transmission pouvant ou non être utilisée pour la réception du signal. De telles antennes sont utilisées pour l'examen d'une partie ou de l'ensemble du corps d'un patient dans des appareils RMN et en particulier dans les appareils d'Imagerie IRM. Ces
10 appareils ont pour fonction d'exciter les spins magnétiques de certains atomes, par exemple les atomes d'hydrogène, de l'échantillon placé à l'intérieur de l'antenne à leur fréquence de Larmor, et de recueillir un signal radiofréquence résultant d'un phénomène de relaxation.

Les appareils d'IRM comprennent un aimant produisant un champ
15 magnétique longitudinal statique B_0 , et des antennes comportant des éléments rayonnants, de formes variables, assurant soit une fonction d'émetteur, soit une fonction de récepteur de signaux de relaxation, soit ces deux fonctions alternativement. Ces antennes sont disposées autour de la partie du corps à analyser. En fonctionnement émetteur, ces antennes
20 reçoivent une excitation électrique leur permettant de produire un champ électromagnétique radiofréquence (RF) présentant une composante magnétique transversale B_1 , orthogonale au champ B_0 . En fonctionnement récepteur, elles captent un signal RF ayant la fréquence de résonance de précession ou de relaxation (également appelée fréquence de Larmor) des
25 noyaux des atomes se trouvant dans le champ magnétique B_0 et ayant été momentanément soumis au champ magnétique B_1 .

Sous l'effet du champ magnétique statique B_0 , les moments magnétiques de spin des noyaux d'atomes d'hydrogène s'alignent dans une direction parallèle au champ magnétique B_0 .

Sous l'effet d'une impulsion du champ magnétique radiofréquence B1 oscillant ou tournant à la fréquence de Larmor, autour de la direction du champ B0, les moments magnétiques de spin des noyaux d'atomes, par exemple d'hydrogène, s'écartent progressivement de la direction du champ B0 pour atteindre un angle de bascule noté FA (Flip Angle) par rapport à cette direction en décrivant un mouvement appelé de "précession". Le champ radiofréquence B1 permet donc de faire "basculer" les moments magnétiques de spin d'un angle FA par rapport à la direction du champ B0.

Lorsque l'excitation produite par le champ B1 est interrompue, les moments magnétiques de spin qui se sont écartés de leur axe initial reviennent progressivement vers leur orientation d'équilibre, c'est-à-dire la direction du champ B0, sans cesser de tourner autour de cette direction. Ce retour à l'équilibre est appelé relaxation. Il est possible de mesurer ce mouvement de rotation des spins sous la forme d'un champ radiofréquence très faible capté par l'antenne, le champ radiofréquence capté ayant la même fréquence que le champ radiofréquence émis, c'est-à-dire la fréquence de résonance de Larmor.

Généralement, les antennes utilisées pour l'examen d'une partie du corps et en particulier de la tête, fonctionnent en champ magnétique proche, et donc doivent être placées près de la partie du corps à analyser. Il s'avère que dans ce type d'antenne, la partie du corps placée près de l'antenne rétroagit sur le champ radiofréquence proche de l'antenne. En particulier, la tête humaine présente des caractéristiques électromagnétiques qui peuvent générer des artefacts.

Généralement, les intensités de champ magnétique B0 utilisées en imagerie médicale sont comprises entre 0,1 et 3 Tesla. A ces intensités de champ magnétique, la longueur d'onde associée au champ B1 correspondant à la fréquence de Larmor pour l'hydrogène, reste grande par rapport à la région à analyser. Des artefacts ont tendance à apparaître lorsque cette condition n'est plus vérifiée, c'est-à-dire lorsque la région à analyser présente de grandes dimensions ou lorsqu'on diminue la longueur d'onde associée au champ B1. A titre d'exemple, pour un champ magnétique B0 de 1,5 Tesla, la fréquence de Larmor correspondante pour l'hydrogène est de 64 MHz, soit une longueur d'onde d'environ 53 cm dans l'eau. Pour un champ magnétique B0 de 3 Tesla, cette fréquence est de 128 MHz, soit une

longueur d'onde d'environ 26 cm dans l'eau. A 7 T, la fréquence de Larmor atteint environ 300 MHz, ce qui correspond à une longueur d'onde d'environ 11 cm dans l'eau. Jusqu'à 128 MHz, les antennes utilisées ont des structures de type volumique à cavité résonante. Ce type d'antenne, couramment
 5 appelé "cage à oiseau" ("bird cage") ou TEM (Traverse Electric and Magnetic) comprend :

- un ensemble de barreaux formant des lignes de transmission couplées entre elles par des condensateurs pour créer un mode de résonance, et
- deux ou quatre ports d'alimentation RF (appelés " ports RF") intercalés
 10 entre l'ensemble des lignes de transmission et le blindage, pour produire l'excitation radiofréquence de la cavité résonante et détecter les signaux radiofréquence RMN. Un blindage peut entourer l'ensemble de lignes de transmission.

Les antennes volumiques connues, présentent l'inconvénient de ne
 15 pas fonctionner convenablement aux valeurs élevées de champ magnétique, typiquement au-delà de 3 Tesla, correspondant à une fréquence de Larmor de l'ordre de 128 MHz, pour l'imagerie cérébrale. En effet, jusqu'à 3 Tesla, la fréquence de Larmor correspondante reste faible et les défauts d'homogénéité du champ B1 dans l'objet à analyser restent tolérables, ce qui
 20 permet d'obtenir une image exploitable de la région étudiée. Cependant, des artefacts peuvent apparaître à ces valeurs de champ magnétique avec de gros organes tels que le pelvis.

Il est pourtant souhaitable d'augmenter le rapport signal sur bruit des signaux IRM en travaillant avec des champs magnétiques plus intenses, et
 25 donc à des fréquences de Larmor plus élevées. Cependant, pour augmenter cette fréquence, les conducteurs centraux des lignes de transmission de l'antenne doivent être complètement retirés ce qui provoque des pertes par rayonnements, ainsi qu'une mauvaise homogénéité du champ B1 produit. Au-delà de 128 MHz, les antennes de type volumique fonctionnant en mode
 30 quadrature, montrent leur limite en termes d'homogénéité de la répartition du champ magnétique B1 dans la région à analyser. Il en résulte que certaines zones de la région à analyser sont insuffisamment excitées, conduisant à des artefacts importants dans l'image obtenue. Il s'avère donc que ces antennes sont pratiquement inutilisables à des valeurs de champs
 35 magnétiques B0 plus élevées, c'est-à-dire supérieures à 3 Tesla. Il est

pourtant nécessaire, notamment dans le cadre de l'imagerie médicale, de pouvoir obtenir une image qualitative reflétant fidèlement la nature des tissus du sujet analysé.

Des antennes de type réseau ont été développées pour les
 5 fréquences supérieures à 128 MHz. Ces antennes comprennent une pluralité de résonateurs, généralement entre 8 et 32, servant d'émetteurs et de récepteurs et qui sont répartis autour de la région à analyser. Chaque résonateur comporte une voie de pilotage propre pour l'émission et la réception du signal radiofréquence. Chaque résonateur permet ainsi de
 10 produire une image de la zone en regard de laquelle il se trouve. Les différentes images sont ensuite combinées par des algorithmes pour former l'image finale. Ce type d'antenne réseau nécessite de piloter chaque résonateur par son canal propre avec une amplitude et une phase appropriées, au moyen d'un amplificateur de puissance pour contrôler spatialement l'excitation des protons en IRM autour de la région à analyser.
 15 Ce type d'antenne associé à un contrôle actif de l'homogénéité du champ B₁, nécessite des réglages de syntonisation et d'adaptation d'impédance de chaque canal, qui sont difficiles à réaliser. La structure de ces antennes ainsi que leur utilisation sont complexes, ce qui entraîne des coûts élevés
 20 d'installation et d'utilisation.

Il a été également proposé de disposer dans l'antenne un ou plusieurs coussins formés d'une poche remplie d'un matériau à constante diélectrique élevée, typiquement de l'ordre de 150, afin de corriger passivement des distorsions du champ B₁ apparaissant à fréquence de Larmor élevée (refs.
 25 [1], [2], [3]). Chaque coussin permet de modifier la répartition du champ dans l'antenne. Les matériaux utilisés peuvent être à base de poudre d'oxydes de titane, tels que le CaTiO₃ (ref. [1]) ou le BaTiO₃ (ref. [4]), mélangée dans de l'eau déionisée ou à forte proportion de deutérium. Il a également été proposé d'utiliser des blocs de PZT (titanate de plomb et zirconium) (ref. [5]).
 30 Cependant, aucun de ces matériaux n'est vraiment satisfaisant dans le cadre d'une utilisation médicale. Pour avoir un effet suffisant sur la répartition du champ, ils doivent présenter un volume encombrant et être placés contre le corps du patient. Le confort du patient s'en trouve affecté. Par ailleurs, ces matériaux présentent généralement un coût relativement élevé et vieillissent

rapidement. En outre, certains matériaux comme le BaTiO_3 sont très toxiques.

Il est donc souhaitable d'obtenir un champ B1 dans une région d'un objet à analyser, qui présente une répartition homogène en utilisant une
 5 antenne volumique classique, c'est-à-dire sans résonateurs actifs pilotés individuellement. Il est également souhaitable de pouvoir ajuster la répartition du champ dans la région analysée, en fonction de la nature de cette dernière, afin d'obtenir une répartition homogène du champ B1, ou au contraire, afin d'éviter la présence du champ B1 dans certaines zones de la
 10 région à analyser. Il est souhaitable de parvenir à ce résultat sans avoir à utiliser un matériau à constante diélectrique élevée. Il est également souhaitable d'éviter d'avoir à mettre en contact direct un matériau contre le corps du patient à analyser.

Des modes de réalisation concernant un procédé de contrôle de la
 15 répartition d'un champ magnétique radiofréquence dans un système d'imagerie par résonance magnétique nucléaire, comprenant des étapes consistant à : disposer une antenne volumique dans un aimant permanent fournissant un champ magnétique permanent suivant un premier axe, et alimenter l'antenne volumique par un signal radiofréquence, afin qu'elle
 20 génère un champ magnétique radiofréquence tournant dans un plan perpendiculaire au premier axe. Selon un mode de réalisation, le procédé comprend une étape consistant à placer un résonateur électromagnétique ayant un mode de résonance excité par le champ magnétique tournant, le résonateur étant disposé en une position dans ou autour de l'antenne
 25 volumique et à distance d'une région à analyser d'un objet à disposer dans l'antenne volumique, le mode de résonance et la position du résonateur par rapport à l'antenne volumique étant adaptés pour ajuster l'intensité du champ magnétique tournant dans une zone de la région à analyser.

Selon un mode de réalisation, le mode de résonance du résonateur
 30 est adapté en modifiant la structure, la géométrie ou une dimension du résonateur, ou encore la nature de matériaux formant le résonateur.

Selon un mode de réalisation, le résonateur est conformé pour présenter plusieurs modes de résonance.

Selon un mode de réalisation, le résonateur comprend plusieurs tiges conductrices parallèles, réparties selon une configuration matricielle, les tiges étant disposées parallèlement au premier axe.

5 Selon un mode de réalisation, le mode de résonance du résonateur est adapté en ajustant la longueur du résonateur suivant le premier axe ou en modifiant la configuration matricielle des tiges.

10 Selon un mode de réalisation, le résonateur est disposé devant un port d'alimentation de l'antenne et conformé pour augmenter ou diminuer le champ magnétique tournant localement dans une zone de la région à analyser proche du résonateur ou bien dans une zone de la région à analyser située à l'opposé du résonateur par rapport à un centre de la région à analyser.

15 Selon un mode de réalisation, le procédé comprend des étapes consistant à placer plusieurs résonateurs électromagnétiques ayant chacun un mode de résonance excité par le champ magnétique tournant, en une position respective dans ou autour de l'antenne volumique et à distance de la région à analyser, le mode de résonance et la position de chacun des résonateurs étant adaptés pour ajuster l'intensité du champ magnétique tournant dans une zone de la région à analyser.

20 Selon un mode de réalisation, les résonateurs sont couplés entre eux électromagnétiquement.

Des modes de réalisation peuvent également concerner une antenne volumique pour système d'imagerie par résonance magnétique nucléaire, comprenant : un port pour recevoir un signal radiofréquence afin de générer
25 à l'intérieur de l'antenne un champ magnétique radiofréquence tournant dans un plan. Selon un mode de réalisation, l'antenne comprend un résonateur électromagnétique ayant un mode de résonance excité par le champ magnétique tournant, le résonateur étant disposé en une position dans ou à proximité de l'antenne volumique et à distance d'une région à analyser d'un
30 objet disposée dans l'antenne volumique, le mode de résonance et la position du résonateur par rapport à l'antenne volumique étant adaptés pour ajuster l'intensité du champ magnétique tournant dans une zone de la région à analyser.

Selon un mode de réalisation, le résonateur présente une structure périodique formée d'une juxtaposition de cellules élémentaires, chaque cellule élémentaire comprenant au moins deux matériaux distincts.

5 Selon un mode de réalisation, le résonateur comprend plusieurs tiges conductrices parallèles, réparties selon une configuration matricielle $n \times n$, n étant un nombre entier supérieur à 0, et noyées dans un matériau diélectrique, le résonateur étant disposé dans ou à proximité de l'antenne de manière à ce que les tiges soient perpendiculaires au plan.

10 Selon un mode de réalisation, laquelle le résonateur comprend 2×2 tiges, les tiges présentant un diamètre compris entre 0,2 et 1,2 mm, et étant espacées de 1 à 3 cm, le résonateur étant disposé à plus de 2 cm de la région à analyser.

15 Selon un mode de réalisation, le résonateur est configuré pour présenter un mode de résonance centré sur une fréquence du champ magnétique tournant.

Selon un mode de réalisation, l'antenne volumique est de type "bird cage" passe-haut comprenant 16 barreaux reliant deux anneaux entre eux, chaque portion d'anneau des deux anneaux, entre deux barreaux, comportant un condensateur.

20 Des modes de réalisation peuvent également concerner un système d'imagerie par résonance magnétique nucléaire, comprenant une antenne volumique telle que précédemment définie, disposée dans un aimant permanent fournissant un champ magnétique permanent suivant un axe perpendiculaire au plan.

25 Selon un mode de réalisation, le champ magnétique permanent produit par l'aimant permanent est de 7 T, les barreaux de l'antenne volumique présentent une longueur comprise entre 23 et 27 cm, les anneaux de l'antenne volumique présentent un diamètre compris entre 24 et 28 cm, et les condensateurs présentent une capacité comprise entre 2 et 6 pF.

30

Des exemples de réalisation de l'invention seront décrits dans ce qui suit, à titre non limitatif en relation avec les figures jointes parmi lesquelles :

la figure 1 représente schématiquement un appareil IRM,

35 la figure 2 représente schématiquement en perspective, un exemple d'antenne volumique de type "bird cage",

la figure 3 représente schématiquement l'antenne volumique en vue axiale, selon un mode de réalisation,

la figure 3A représente un détail en coupe axiale un résonateur placé dans l'antenne volumique, selon un mode de réalisation,

5 la figure 4 représente schématiquement l'antenne volumique en coupe axiale suivant un plan vertical, selon un mode de réalisation,

les figures 5A à 5E sont des images en coupe axiale suivant un plan vertical de la répartition du champ B1 dans un objet à analyser placé dans l'antenne volumique,

10 la figure 6 représente des courbes de variation de l'intensité du champ magnétique B1 le long d'une droite OY, avec et sans résonateur, à l'intérieur de l'antenne,

la figure 7 représente une courbe de variation de l'écart relatif entre les deux courbes de la figure 6,

15 la figure 8 représente des courbes de variation de l'intensité du champ magnétique B1 le long d'une droite OZ à l'intérieur de l'antenne, avec et sans résonateur,

la figure 9 représente une courbe de variation de l'écart relatif entre les deux courbes de la figure 8.

20 La figure 1 représente un appareil IRM 10. L'appareil IRM comprend un aimant 11 qui peut être de forme cylindrique, dans lequel est placé un patient à analyser. L'aimant 11 présente un axe Z qui est généralement orienté horizontalement. L'aimant 11 comprend une bobine 12 qui génère à l'intérieur de l'aimant 11 un champ magnétique B0 longitudinal, orienté
25 suivant l'axe Z. L'appareil IRM comprend également une antenne 1 de type volumique, disposée à l'intérieur de l'aimant 11, autour d'une région à analyser d'un objet tel que le du corps du patient. L'antenne 1 est configurée pour générer un champ magnétique B1 oscillant ou tournant, de type radiofréquence (RF), transversal dans un plan XY perpendiculaire à l'axe Z.
30 A cet effet, l'antenne 1 est connectée à des circuits d'émission / réception radiofréquence TRX qui fournissent à l'antenne 1 un signal RF lui permettant de générer le champ B1. Les circuits TRX reçoivent de l'antenne 1 ou d'une autre antenne (non représentée) des signaux de résonance magnétique nucléaire (RMN) qui sont exploitables pour générer des images. L'appareil
35 IRM 10 comprend également un circuit d'alimentation électrique PS pour

alimenter la bobine 12, et une unité de traitement DPU qui contrôle les circuits TRX et PS, et qui reçoit les signaux RMN fournis par le circuit TRX. L'unité de traitement DPU traite les signaux RMN pour générer des images qui peuvent être affichées sur un écran d'affichage DSP.

5 Les figures 2 à 4 représentent un exemple d'antenne volumique 1 de type "bird cage" passe-haut, utilisée dans l'appareil IRM. La région PA à analyser d'un objet, par exemple la tête d'un patient, est disposée dans l'antenne 1. L'antenne 1 présente une forme générale cylindrique ayant pour centre un point O. L'antenne 1 comprend des barreaux axiaux 2 s'étendant
10 suivant l'axe Z entre deux anneaux 3 situés dans un plan parallèle au plan XY. Chaque partie des anneaux 3 entre deux barreaux 2 comprend un condensateur C permettant de coupler entre eux deux des barreaux 2. L'antenne 1 est alimentée par deux ou davantage de ports P1, P2 par lesquels le circuit TRX fournit le signal RF. Dans l'exemple des figures 3 et 4,
15 les ports P1, P2 sont disposés sur l'un des anneaux 3, le port 1 étant disposé sur l'axe OX, et le port P2 étant disposé sur l'axe OY, de manière à alimenter l'antenne en quadrature. Par ailleurs, l'antenne comprend 16 barreaux 2, et donc 32 condensateurs C.

Selon un mode de réalisation, un ou plusieurs résonateurs
20 électromagnétiques sont disposés dans ou autour de l'antenne 1, pour ajuster la répartition du champ B1 dans la région à analyser PA. A cet effet, chaque résonateur est configuré pour présenter un mode de résonance excité par le champ B1 généré par l'antenne 1. Ainsi, chaque résonateur se comporte comme une antenne secondaire passive, sous l'effet du champ B1.
25 Chaque résonateur EMR est disposé à une distance minimum h de l'objet à analyser.

La structure, la géométrie et la position du résonateur EMR par rapport à l'antenne 1 sont choisies en fonction de l'effet à obtenir sur la répartition du champ B1 dans l'antenne 1, et donc en fonction de la
30 fréquence du champ B1. L'effet obtenu sur la répartition du champ B1 peut être une uniformisation du champ B1 dans la région à analyser, une augmentation ou une diminution du champ B1 localisée dans une zone à proximité du résonateur EMR, ou encore une augmentation ou une diminution du champ localisée dans une zone située à l'opposé du
35 résonateur par rapport au centre O de la région à analyser ou de l'antenne 1.

Ce dernier effet permettant une action à distance sur la répartition du champ B1, est particulièrement utile lorsque l'espace disponible à proximité de la zone où agir est insuffisant pour y loger un résonateur.

Le résonateur EMR peut par exemple présenter une structure
 5 périodique formée de la juxtaposition de cellules élémentaires, chaque
 cellule élémentaire étant constituée d'un ou plusieurs matériaux, et ayant des
 dimensions petites par rapport à la longueur d'onde du champ B1. Cette
 condition est considérée comme réalisée si les dimensions des cellules
 élémentaires sont inférieures ou égales à 50% de la longueur d'onde du
 10 champ B1.

Dans l'exemple des figures 3 et 4, un unique résonateur EMR est
 disposé dans l'antenne 1. Le résonateur EMR présente une section carrée et
 comprend dans sa section droite $n \times n$ cellules élémentaires EC réparties de
 manière matricielle, chaque cellule élémentaire présentant une longueur
 15 égale à une fraction ou la totalité de la longueur du résonateur EMR et
 comprenant un tronçon de tige T. Il est à noter que les cellules élémentaires
 formant le résonateur peuvent être considérées comme des résonateurs
 élémentaires couplés entre eux. Le résonateur EMR peut ainsi présenter
 plusieurs modes de résonance.

20 La figure 3A représente une section du résonateur EMR. Dans
 l'exemple des figures 3, 3A et 4, le résonateur EMR comprend quatre tiges T
 de section circulaire, orientées suivant l'axe Z, et disposées aux sommets
 d'un carré, chaque tige T étant disposée à une certaine distance d de deux
 autres des quatre tiges T. Chaque tige T peut ainsi être considérée comme
 25 un dipôle formant un résonateur couplé avec les autres résonateurs formés
 chacun par l'une des autres tiges T.

Dans l'exemple des figures 3 et 4, le résonateur EMR est disposé
 dans l'antenne 1 en regard du port P1 (entre le port P1 et la région PA à
 analyser). A titre d'exemple, le résonateur comprend 4 tiges T conductrices,
 30 par exemple en cuivre, et noyées dans un matériau diélectrique, tel que du
 polystyrène. Les tiges T peuvent présenter un diamètre compris entre 0,3 et
 1,5 mm, et une longueur comprise entre 30 et 90 cm, selon l'effet recherché
 sur la répartition du champ B1. La distance d entre les tiges T peut être
 comprise entre 1 et 3 cm. La distance h est supérieure à 1,5 cm. Par ailleurs,
 35 l'antenne est adaptée pour recevoir une tête humaine. A cet effet, elle

présente un diamètre intérieur de 26,5 cm et une longueur de 25 cm, les condensateurs C présentant une capacité de 4 pF, et la fréquence de Larmor étant de l'ordre de 300 MHz,

Des simulations de la répartition du champ B1 ont été réalisées en plaçant dans l'antenne 1 un objet simulant une tête humaine et ayant des propriétés électromagnétiques similaires et en plaçant à droite de la tête simulée suivant l'axe Z. un résonateur EMR à quatre tiges ayant la section décrite précédemment, et ayant différentes longueurs. Ces mesures (en dB) sont présentées dans les figures 5A à 5E. Les mesures de la figure 5A ont été obtenues sans résonateur. Les mesures des figures 5B à 5E ont été obtenues avec un résonateur de longueur 40, 50, 60 et 80 cm, respectivement. Il ressort de ces mesures que la longueur du résonateur EMR (suivant l'axe Z) influe sur la répartition du champ B1 dans la région à analyser PA. En effet, le résonateur EMR présente un mode de résonance qui dépend de sa géométrie et en particulier de sa longueur. Dans les conditions de l'exemple ci-dessus avec un diamètre de tige T de 0,5 mm et une distance d entre les tiges de 2 cm, la répartition du champ B1 n'est pas significativement modifiée lorsque la longueur du résonateur EMR est inférieure à 30 cm. Lorsque la longueur du résonateur EMR est située entre 35 et 45 cm (figure 5B), une zone de la région à analyser PA proche du résonateur EMR présente une valeur de champ B1 augmentée. A noter que dans cette plage de longueurs de résonateur, un mode de résonance du résonateur EMR se trouve excité par le champ B1. Lorsque la longueur du résonateur EMR est située entre 45 et 55 cm (figure 5C), une région de champ très faible, à environ -10 dB, apparaît entre le centre de la région à analyser (PA) et le bord de l'antenne 1, à l'opposé de la position du résonateur par rapport au centre O de la région PA. Lorsque la longueur du résonateur EMR est située entre 55 et 90 cm (figure 5D et 5E), cette région de champ très faible bascule dans une zone entre le centre O de la région PA et le résonateur EMR. Il peut être également observé qu'en plaçant le résonateur EMR en regard du port P1, la répartition de la composante suivant l'axe X (suivant l'axe du port P1) du champ B1 se trouve significativement modifiée, tandis que la composante suivant l'axe Y (dans l'axe du port P2) de ce champ subit des changements de répartition négligeables.

Il en résulte que la position du résonateur EMR par rapport à l'antenne 1 a une influence sur la répartition du champ B1 dans l'antenne. La répartition du champ B1 peut également être modifiée en changeant la longueur du résonateur (suivant l'axe Z). Or ce changement de longueur
 5 modifie le ou les modes de résonance du résonateur EMR. Ce mode de résonance peut également être modifié en changeant la configuration matricielle des tiges T (par exemple en changeant l'écartement des tiges suivant l'axe X et/ou l'axe Y), .ou encore en changeant le diamètre des tiges T, ou encore en changeant les matériaux formant le résonateur EMR.

10 La figure 6 représente deux courbes C1, C2 de variation de l'intensité du champ B1, le long de la droite OX, respectivement sans et avec le résonateur EMR devant le port P1, le résonateur ayant une longueur de 40 cm. La courbe C2 a été décalée vers le haut de manière à compenser la diminution de l'intensité du champ B1 dans l'antenne 1, due à la présence du
 15 résonateur EMR devant le port P1. La figure 7 représente une courbe C3 obtenue en calculant un écart relatif en pourcentage entre les courbes C1 et C2. La courbe C3 montre que le résonateur modifie la répartition du champ B1, en l'augmentant dans certaines zones de 10%, et jusqu'à 22% au voisinage du résonateur EMR, dans le cas où la perte de puissance du
 20 champ B1, due à la présence du résonateur a été compensée.

La figure 8 représente deux courbes C4, C5 de variations du champ B1 le long de la droite OZ. La figure 9 représente une courbe C6 de variation d'un écart relatif en pourcentage entre les courbes C4 et C5. La comparaison des courbes C4 et C5 permet d'observer que le résonateur EMR devant le
 25 port P1 modifie la répartition du champ B1 (+ ou - 10%) sans l'augmenter dans une zone centrale où il présente localement une valeur maximum.

Il peut également être observé que la présence d'un ou plusieurs résonateurs EMR dans ou autour de l'antenne 1 n'augmente pas significativement le taux d'absorption spécifique SAR (Specific Absorption
 30 Rate), représentatif de la transmission d'énergie à la région à analyser PA, même si l'on compense une perte éventuelle de puissance dans la région à analyser, résultant de la présence du résonateur EMR dans ou autour de l'antenne 1.

D'après ce qui précède, il est possible d'augmenter ou de diminuer
 35 localement l'intensité du champ B1 généré par les ports P1, P2, en disposant

dans l'antenne 1 ou à proximité de celle-ci, un ou plusieurs résonateurs ayant un mode de résonance excité à la fréquence de Larmor (fréquence du champ B1). Ici "à proximité" signifie à une distance de l'ordre d'un ou de quelques centimètres de l'antenne à l'extérieur de celle-ci, cette distance

5 étant suffisamment petite pour que le résonateur ait une influence sur la répartition du champ B1 dans l'antenne. Bien entendu, dans le cas où l'antenne est entourée d'un blindage, le résonateur est disposé entre le blindage et l'antenne ou à l'intérieur de l'antenne. La position de chaque résonateur est déterminée en fonction des zones où le champ B1 doit être

10 diminué ou augmenté. Il est ainsi possible d'uniformiser la répartition du champ dans la région à analyser ou au contraire d'atténuer le champ B1 dans une zone de la région à analyser qui ne doit pas recevoir de champ. C'est le cas par exemple d'une zone comportant un implant métallique.

Il apparaîtra clairement à l'homme de l'art que la présente invention

15 est susceptible de diverses variantes de réalisation et diverses applications. En particulier, l'invention s'applique également à une antenne volumique de type "bird cage" passe-bas, c'est-à-dire dans laquelle les condensateurs C sont disposés non pas sur les anneaux 3, mais sur les barreaux 2. L'invention s'applique également à une antenne passe-bande dans laquelle

20 des condensateurs sont disposés à la fois sur les anneaux 3 et sur les barreaux 2.

Par ailleurs, le résonateur EMR peut présenter d'autres formes et être réalisé de diverses autres manières. Ainsi, le résonateur peut être réalisé par exemple par gravure d'une couche conductrice déposée sur une plaquette

25 dans un matériau isolant. Le résonateur peut présenter la forme d'un U ou d'un anneau fendu SRR (Split Ring Resonator), d'un oméga, d'une croix de Jérusalem, de plaquettes, ou plusieurs de ces éléments couplés.

Liste des documents cités

- 5 [1] "Quantitative assessment of the effects of high-permittivity pads in 7 Tesla MRI of the brain", W. M. Teeuwisse, et al, Magnetic Resonance in Medicine, May 2012, Vol. 67(5), p.1285–1293
- 10 [2] "A theoretical approach based on electromagnetic scattering for analysing dielectric shimming in high-field MRI", W. M. Brink et al., Magnetic Resonance in Medicine, Jun. 2015
- [3] "Manipulation of image intensity distribution at 7.0 T: Passive RF shimming and focusing with dielectric materials", Q. X. Yang et al., JMRI, July 2006, Vol. 24(1), p. 197-202
- 15 [4] "Simulations of high permittivity materials for 7 T neuroimaging and evaluation of a new barium titanate-based dielectric", W. M. Teeuwisse et al., Magnetic Resonance in Medicine, April 2012, Vol. 67(4), p. 912–918
- 20 [5] Rupprecht et al., Proceedings ISMRM, 2013, p. 5458

REVENDICATIONS

1. Procédé de contrôle de la répartition d'un champ magnétique radiofréquence dans un système d'imagerie par résonance magnétique nucléaire (10), comprenant des étapes consistant à :

disposer une antenne volumique (1) dans un aimant permanent (11)
5 fournissant un champ magnétique permanent (B_0) suivant un premier axe (Z), et

alimenter l'antenne volumique par un signal radiofréquence, afin qu'elle génère un champ magnétique radiofréquence (B_1) tournant dans un plan (XY) perpendiculaire au premier axe,

10 caractérisé en ce qu'il comprend une étape consistant à placer un ou plusieurs résonateurs électromagnétiques (EMR) ayant chacun un mode de résonance excité par le champ magnétique tournant (B_1), chaque résonateur étant disposé en une position dans ou autour de l'antenne volumique et à distance (h) d'une région à analyser (PA) d'un objet à disposer dans
15 l'antenne volumique, le mode de résonance et la position de chaque résonateur par rapport à l'antenne volumique étant adaptés pour ajuster l'intensité du champ magnétique tournant exclusivement localement dans une zone de la région à analyser.

20 2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel le mode de résonance de chaque résonateur (EMR) est adapté en modifiant la structure, la géométrie ou une dimension du résonateur, ou encore la nature de matériaux formant le résonateur.

25 3. Procédé selon la revendication 1 ou 2, dans lequel chaque résonateur (EMR) est conformé pour présenter plusieurs modes de résonance.

30 4. Procédé selon la revendication 1 à 3, dans lequel le résonateur ou un des résonateurs (EMR) comprend plusieurs tiges conductrices (T) parallèles, réparties selon une configuration matricielle, les tiges étant disposées parallèlement au premier axe (Z).

5. Procédé selon la revendication 4, dans lequel le mode de résonance du résonateur (EMR) formé de plusieurs tiges conductrices parallèles est adapté en ajustant la longueur du résonateur suivant le premier axe (Z) ou en modifiant la configuration matricielle des tiges (T).

5

6. Procédé selon l'une des revendications 1 à 5, dans lequel le résonateur ou un des résonateurs (EMR) est disposé devant un port d'alimentation (P1) de l'antenne (1) et conformé pour augmenter ou diminuer le champ magnétique tournant (B1) localement dans une zone de la région à analyser (PA) proche du résonateur ou bien dans une zone de la région à analyser (PA) située à l'opposé du résonateur par rapport à un centre (O) de la région à analyser.

7. Procédé selon la revendication 6, dans lequel le résonateur ou un des résonateurs (EMR) comprend plusieurs éléments (T) couplés entre eux électromagnétiquement.

8. Système d'antenne pour système d'imagerie par résonance magnétique nucléaire, comprenant :

20 une antenne volumique (1) comprenant un port pour recevoir un signal radiofréquence, afin de générer à l'intérieur de l'antenne un champ magnétique (B1) radiofréquence tournant dans un plan (XY),

caractérisé en ce qu'il comprend un ou plusieurs résonateurs électromagnétiques (EMR) ayant chacun un mode de résonance excité par le champ magnétique tournant (B1), chaque résonateur étant disposé en une position dans ou à proximité de l'antenne volumique (1) et à distance (h) d'une région à analyser (PA) d'un objet disposée dans l'antenne volumique, le mode de résonance et la position de chaque résonateur par rapport à l'antenne volumique étant adaptés pour ajuster l'intensité du champ magnétique tournant exclusivement localement dans une zone de la région à analyser.

9. Système d'antenne selon la revendication 8, dans lequel le résonateur ou un des résonateurs (EMR) présente une structure périodique

formée d'une juxtaposition de cellules élémentaires (EC), chaque cellule élémentaire comprenant au moins deux matériaux distincts.

10. Système d'antenne selon la revendication 8 ou 9, dans lequel le résonateur ou un des résonateurs (EMR) comprend plusieurs tiges (T) conductrices parallèles, réparties selon une configuration matricielle $n \times n$, n étant un nombre entier supérieur à 0, et noyées dans un matériau diélectrique, le résonateur étant disposé dans ou à proximité de l'antenne (1) de manière à ce que les tiges soient perpendiculaires au plan (XY).

10

11. Système d'antenne selon la revendication 10, dans lequel le résonateur ou un des résonateurs (EMR) comprend 2×2 tiges (T), les tiges présentant un diamètre compris entre 0,2 et 1,2 mm, et étant espacées de 1 à 3 cm, le résonateur étant disposé à plus de 2 cm de la région à analyser (PA).

15

12. Système d'antenne selon l'une des revendications 8 à 11, dans lequel chaque résonateur (EMR) est configuré pour présenter un mode de résonance centré sur une fréquence du champ magnétique tournant (B1).

20

13. Système d'antenne selon l'une des revendications 8 à 12, dans lequel l'antenne volumique (1) est de type "bird cage" passe-haut comprenant 16 barreaux (2) reliant deux anneaux (3) entre eux, chaque portion d'anneau des deux anneaux, entre deux barreaux, comportant un condensateur (C).

25

14. Système d'imagerie par résonance magnétique nucléaire, comprenant un système d'antenne selon l'une des revendications 8 à 13, l'antenne volumique (1) étant disposée dans un aimant permanent (11) fournissant un champ magnétique permanent (B0) suivant un axe (Z) perpendiculaire au plan (XY).

30

15. Système selon la revendication 14, dans lequel le champ magnétique permanent (B0) produit par l'aimant permanent (11) est de 7 T, l'antenne volumique (1) comprenant des barreaux (2) reliant entre eux deux

35

anneaux (3), chaque portion d'anneau des deux anneaux, entre deux barreaux, comportant un condensateur (C), les barreaux présentant une longueur comprise entre 23 et 27 cm, les anneaux (3) de l'antenne volumique présentant un diamètre compris entre 24 et 28 cm, et les

5 condensateurs (C) présentant une capacité comprise entre 2 et 6 pF.

1/6

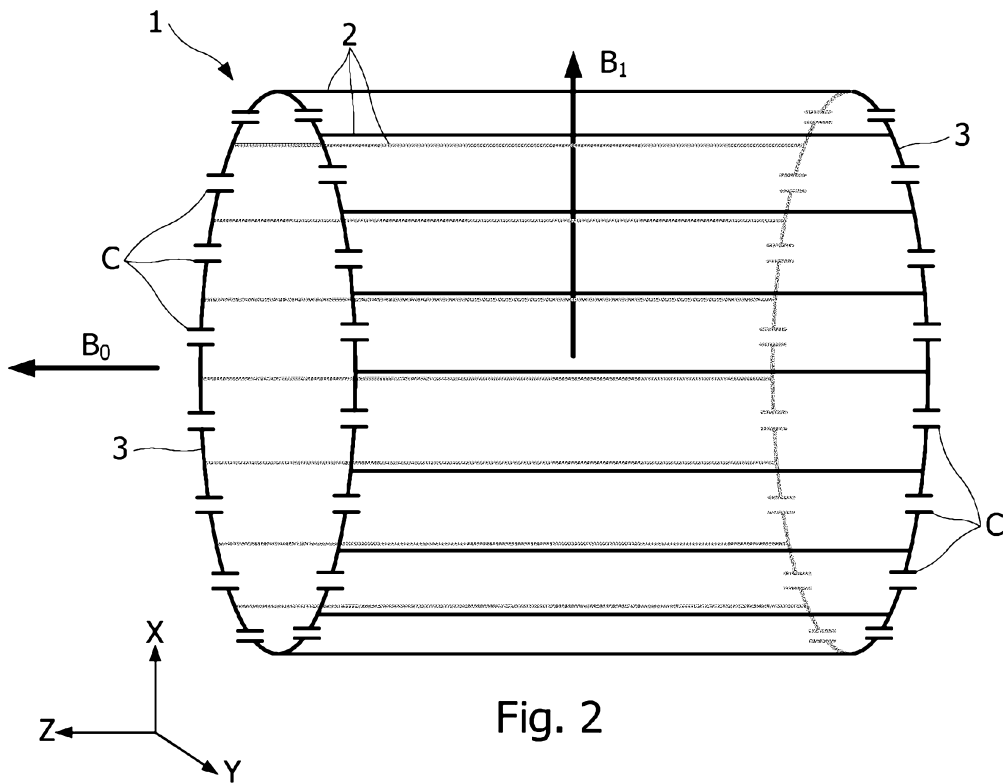
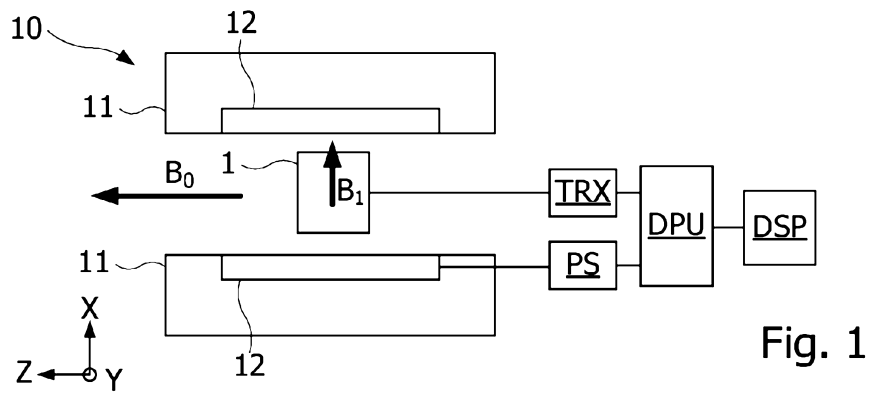


Fig. 3

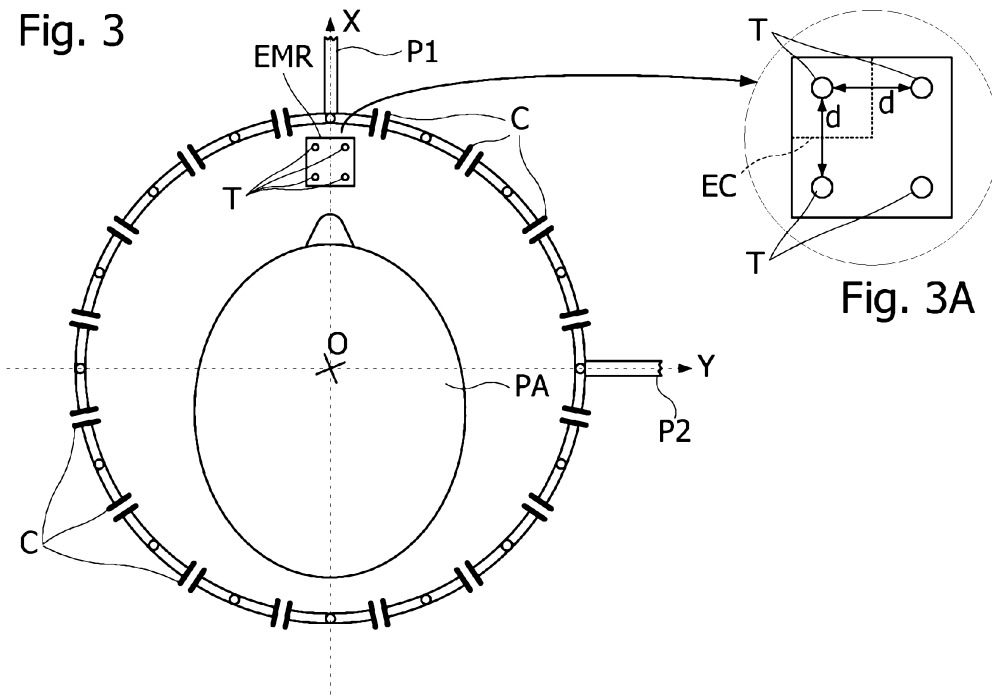
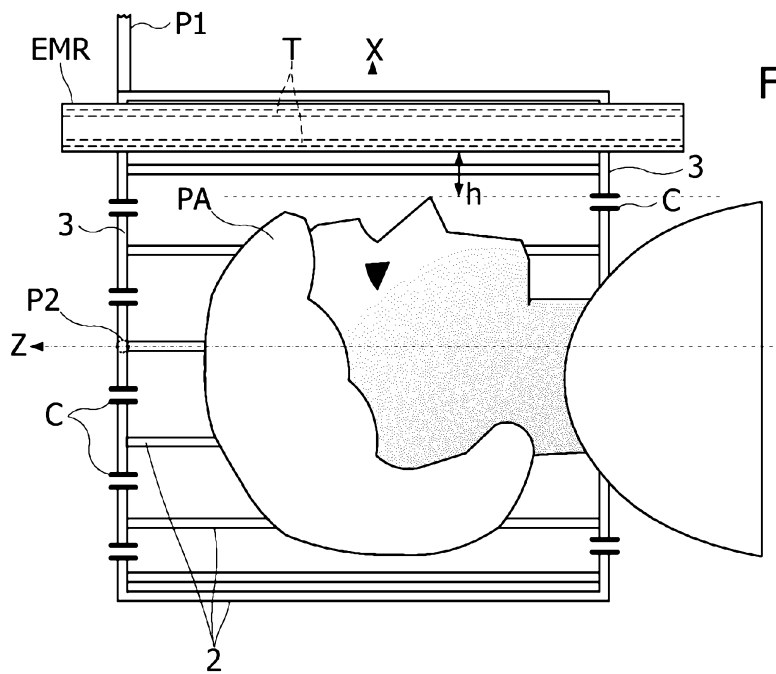
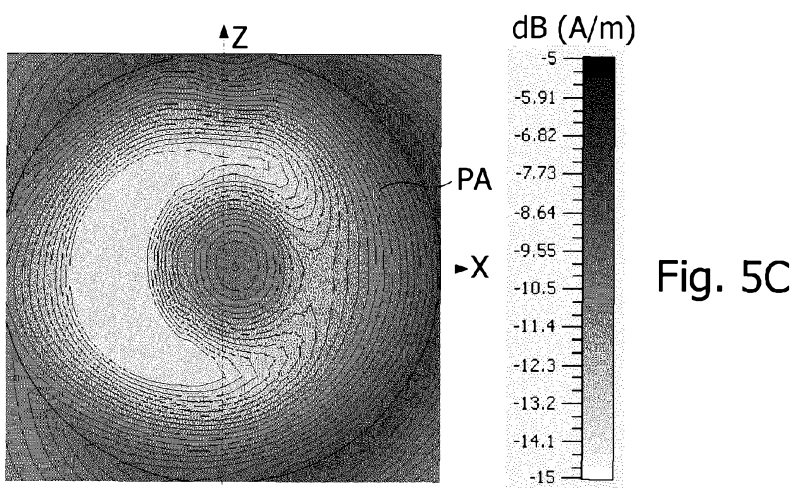
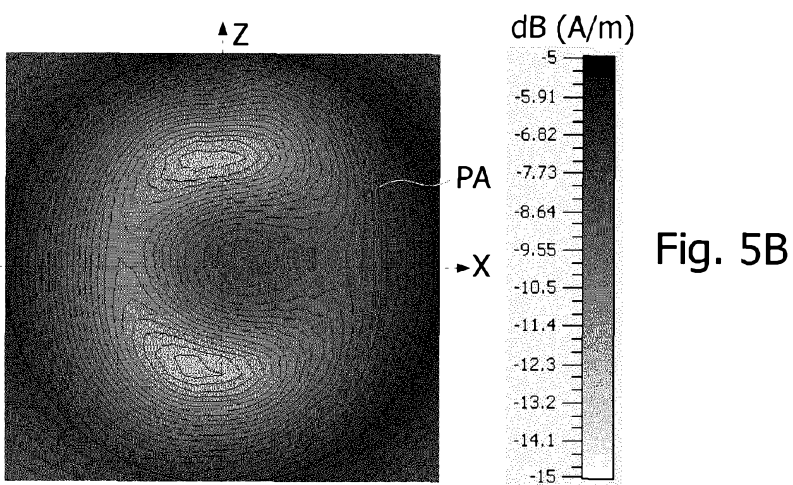
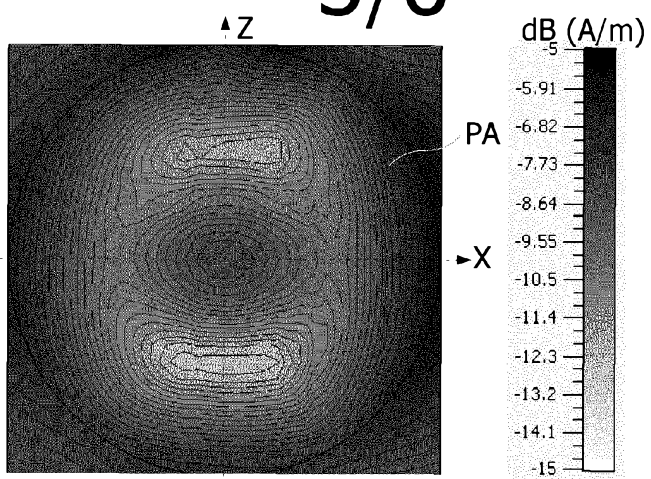


Fig. 4



3/6



4/6

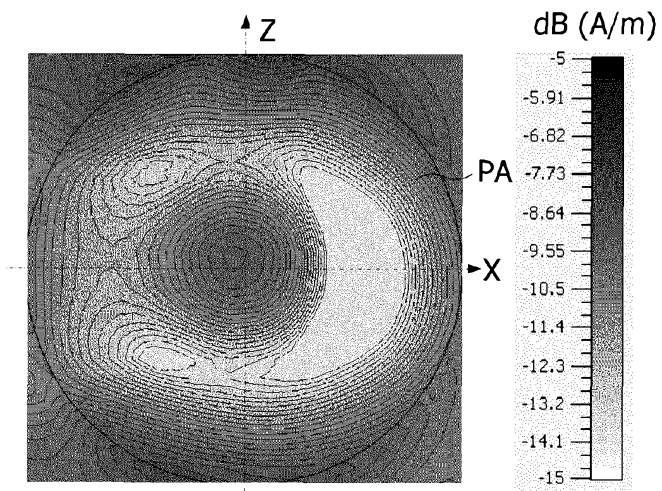


Fig. 5D

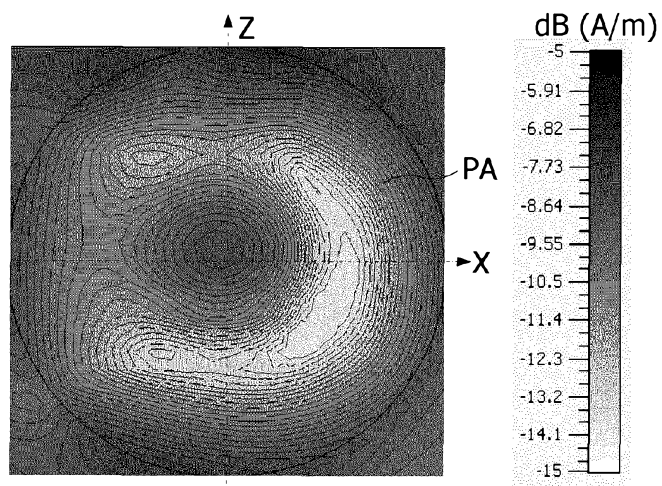


Fig. 5E

5/6

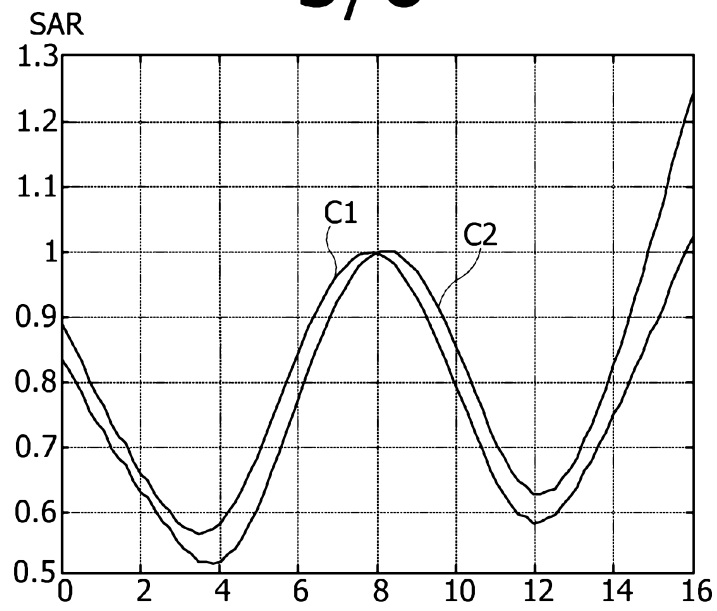


Fig. 6

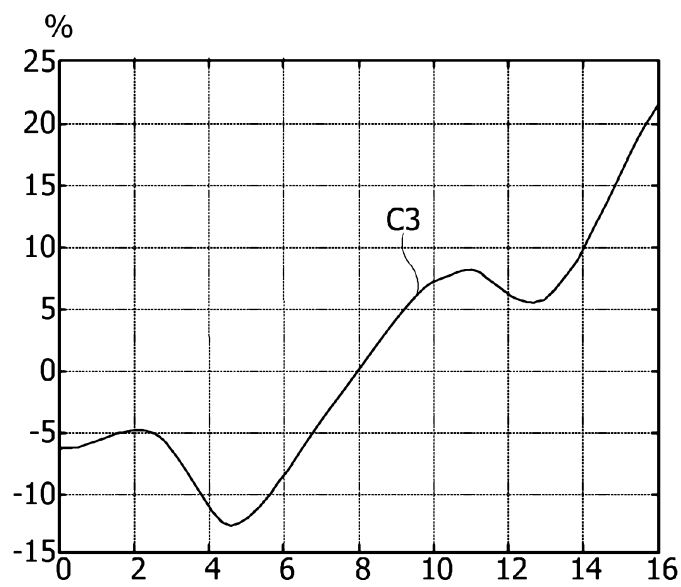


Fig. 7

6/6

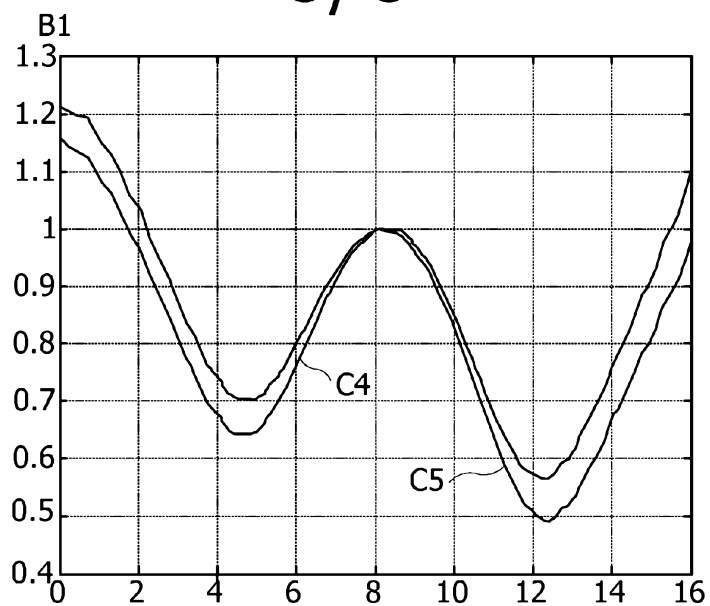


Fig. 8

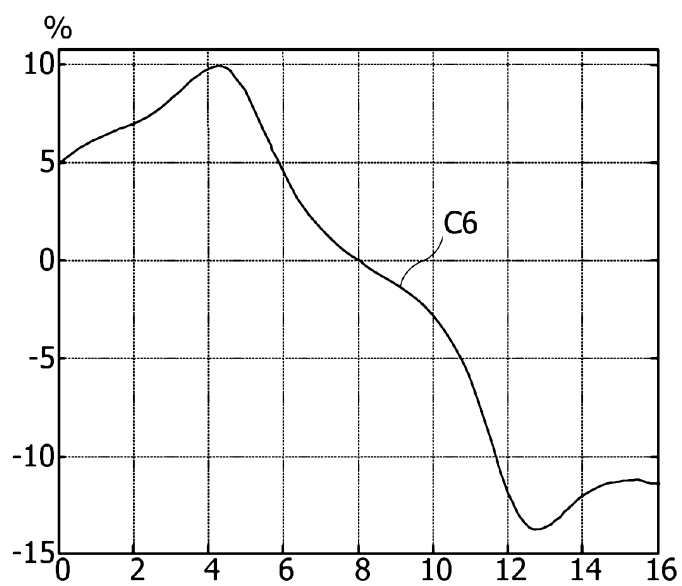


Fig. 9

RAPPORT DE RECHERCHE

articles L.612-14, L.612-53 à 69 du code de la propriété intellectuelle

OBJET DU RAPPORT DE RECHERCHE

L'I.N.P.I. annexe à chaque brevet un "RAPPORT DE RECHERCHE" citant les éléments de l'état de la technique qui peuvent être pris en considération pour apprécier la brevetabilité de l'invention, au sens des articles L. 611-11 (nouveau) et L. 611-14 (activité inventive) du code de la propriété intellectuelle. Ce rapport porte sur les revendications du brevet qui définissent l'objet de l'invention et délimitent l'étendue de la protection.

Après délivrance, l'I.N.P.I. peut, à la requête de toute personne intéressée, formuler un "AVIS DOCUMENTAIRE" sur la base des documents cités dans ce rapport de recherche et de tout autre document que le requérant souhaite voir prendre en considération.

CONDITIONS D'ETABLISSEMENT DU PRESENT RAPPORT DE RECHERCHE

☒ Le demandeur a présenté des observations en réponse au rapport de recherche préliminaire.

☐ Le demandeur a maintenu les revendications.

☒ Le demandeur a modifié les revendications.

☐ Le demandeur a modifié la description pour en éliminer les éléments qui n'étaient plus en concordance avec les nouvelles revendications.

☐ Les tiers ont présenté des observations après publication du rapport de recherche préliminaire.

☐ Un rapport de recherche préliminaire complémentaire a été établi.

DOCUMENTS CITES DANS LE PRESENT RAPPORT DE RECHERCHE

La répartition des documents entre les rubriques 1, 2 et 3 tient compte, le cas échéant, des revendications déposées en dernier lieu et/ou des observations présentées.

☒ Les documents énumérés à la rubrique 1 ci-après sont susceptibles d'être pris en considération pour apprécier la brevetabilité de l'invention.

☐ Les documents énumérés à la rubrique 2 ci-après illustrent l'arrière-plan technologique général.

☐ Les documents énumérés à la rubrique 3 ci-après ont été cités en cours de procédure, mais leur pertinence dépend de la validité des priorités revendiquées.

☐ Aucun document n'a été cité en cours de procédure.

1. ELEMENTS DE L'ETAT DE LA TECHNIQUE SUSCEPTIBLES D'ETRE PRIS EN CONSIDERATION POUR APPRECIER LA BREVETABILITE DE L'INVENTION

WO 2015/044554 A1 (CENTRE NAT RECH SCIENT [FR]) 2 avril 2015 (2015-04-02)

SHUMIN WANG ET AL: "Homogenization in MRI by Multilayer Coupled Coils", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, vol. 28, no. 4, 1 avril 2009 (2009-04-01), pages 551-554, XP011248336, ISSN: 0278-0062

US 2014/058250 A1 (DU SHU [CN] ET AL) 27 février 2014 (2014-02-27)

EP 2 757 385 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO LTD [KR]) 23 juillet 2014 (2014-07-23)

JOUVAUD C ET AL: "Volume coil based on hybridized resonators for magnetic resonance imaging", APPLIED PHYSICS LETTERS, A I P PUBLISHING LLC, US, vol. 108, no. 2, 11 janvier 2016 (2016-01-11), XP012205831, ISSN: 0003-6951, DOI: 10.1063/1.4939784 [extrait le 1901-01-01]

2. ELEMENTS DE L'ETAT DE LA TECHNIQUE ILLUSTRANT L'ARRIERE-PLAN TECHNOLOGIQUE GENERAL

NEANT

3. ELEMENTS DE L'ETAT DE LA TECHNIQUE DONT LA PERTINENCE DEPEND DE LA VALIDITE DES PRIORITES

NEANT