

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

(19) Organisation Mondiale de la
Propriété Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
27 mars 2025 (27.03.2025)

WIPO | PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2025/061399 A1

(51) Classification internationale des brevets :

G06T 7/00 (2017.01) G06T 5/50 (2006.01)
G06T 7/254 (2017.01) H04N 17/00 (2006.01)
H04N 19/154 (2014.01)

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/EP2024/073294

(22) Date de dépôt international :

20 août 2024 (20.08.2024)

(25) Langue de dépôt :

français

(26) Langue de publication :

français

(30) Données relatives à la priorité :

FR2309986 21 septembre 2023 (21.09.2023) FR

(71) Déposants : CENTRE NATIONAL DE LA RE-
CHERCHE SCIENTIFIQUE [FR/FR] ; 3 RUE MI-
CHEL ANGE, 75016 PARIS (FR). UNIVERSITE D'AIX
MARSEILLE [FR/FR] ; 58 BOULEVARD CHARLES
LIVON, 13007 MARSEILLE (FR). ECOLE CENTRALE
DE MARSEILLE [FR/FR] ; TECHNOPOLE CHA-
TEAU GOMBERT, 38 Rue Frédéric Joliot-Curie, 13013
MARSEILLE (FR).

(72) Inventeurs : ARTIERES, Thierry ; 26 Boulevard La-
cordaire, 13013 MARSEILLE (FR). DE ROCHEFORT,
Ludovic ; 92 Rue d'Endoume, 13007 MARSEILLE (FR).
NIMJE, Swetali ; 64 Rue montgrand, 13006 MARSEILLE
(FR).

(74) Mandataire : INNOV-GROUP ; 310 avenue Berthelot,
69372 LYON Cedex 08 (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée:

- avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))
- en noir et blanc ; la demande internationale telle que déposée était en couleur ou en échelle de gris et est disponible sur PATENTSCOPE pour téléchargement.

(54) Title: METHOD FOR MEASURING THE QUALITY OF A RECONSTRUCTED IMAGE

(54) Titre : PROCÉDÉ DE MESURE DE LA QUALITÉ D'UNE IMAGE RECONSTRUITE

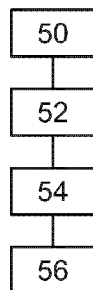


Fig. 2

(57) Abstract: The invention relates to a method for measuring the quality of a reconstructed image, the method comprising: 1) constructing (52) a residual image from the difference between the pixel values of an original image and the reconstructed image; and 2) for a plurality of regions of the residual image, calculating (54) a coefficient $C(P_k)$ representative of the correlation between the pixels of this region in the residual image and the pixels of the same region in the original image, wherein the size and the shape of each region are the same for all of the calculated correlation coefficients, and wherein the predetermined size of each region is greater than nine pixels; 3) constructing (56) a measurement of the quality of the reconstructed image on the basis of the coefficients calculated in step 2).

(57) Abrégé : Procédé de mesure de la qualité d'une image reconstruite Ce procédé comporte : 1) la construction (52) d'une image résiduelle à partir de la différence entre les valeurs des pixels d'une image originale et de l'image reconstruite, et 2) pour plusieurs régions de l'image résiduelle, le calcul (54) d'un coefficient $C(P_k)$ représentatif de la corrélation entre les pixels de cette région de l'image résiduelle et les pixels de la même région dans l'image originale, la taille et la forme de chaque région étant la même pour tous les coefficients de corrélation calculés, la taille prédéterminée de chaque région étant supérieure à neuf pixels, 3) la construction (56) d'une mesure de la qualité de l'image reconstruite à partir des coefficients calculés lors de l'étape 2).

WO 2025/061399 A1

Procédé de mesure de la qualité d'une image reconstruite

[1] L'invention concerne un procédé de mesure de la qualité d'une image
5 reconstruite ainsi que :

- un procédé d'apprentissage automatique de valeurs optimales pour des paramètres d'un optimiseur de qualité d'images et un support d'enregistrement d'informations pour la mise en œuvre de ce procédé,
- un procédé de fabrication d'un dispositif de reconstruction d'une image à partir d'un
10 jeu dégradé de données, et
- un système d'imagerie.

[2] Par la suite, on désigne par « image reconstruite », une image qui a été reconstruite à partir d'un jeu dégradé de données. Le jeu dégradé de données code une image dégradée qui est de moins bonne qualité que l'image reconstruite.

15 [3] Même lorsqu'un algorithme performant de reconstruction d'image est utilisé, l'image reconstruite peut présenter des défauts par rapport à une image originale. Par la suite, le terme « image originale » désigne l'image dont la qualité est maximale.

[4] La qualité d'une image reconstruite est d'autant meilleure que l'image reconstruite est similaire à l'image originale et donc dépourvue de défauts tels que des
20 artefacts de reconstruction.

[5] La mesure objective de la qualité d'une image reconstruite est donc un sujet important dans le domaine du traitement et de l'analyse des images car elle a des applications importantes dans de nombreux aspects du traitement des images. En particulier, de tels mesures de la qualité d'une image sont utilisées dans le domaine de
25 l'imagerie médicale et, par exemple, dans le domaine de l'imagerie par résonance magnétique.

[6] A cause de cela, de nombreux procédés ont été développés pour mesurer la qualité d'une image reconstruite. Ces procédés délivrent généralement une seule valeur

numérique, appelée « indice », qui représente la qualité de l'image reconstruite. A titre d'exemple de tels indices connus, on peut citer les indices suivants :

- l'indice PSNR (« Peak Signal to Noise Ratio »),
- l'indice NRMSE (Normalized Root Mean Square Error),
- 5 - l'indice NMAE (Normalized Mean Absolute Error), et
- l'indice SSIM (« Structural SIMilarity »).

[7] De l'état de la technique est également connu de CN109285146B, US2017/042496A1 et CN113469998A ainsi que des articles suivants :

- Marius PEDERSEN : « Full-Reference Image Quality Metrics : Classification and
- 10 Evaluation », Foundations and trends in computer graphics and vision, vol. 7, n°1, 1/01/2011, pages 1-80, et
- ZHOU WANG et Al : « Means squared error : Love it or leave it ? A new look at signal fidelity measures », IEEE Signal Processing Magazine, USA, vol. 26, n°1, 1/01/2009, pages 98-117.

- 15 [8] En particulier, l'indice décrit dans le brevet CN109285146B consiste à calculer pour certains blocs, dits lisses, des images originale et reconstruite, un indice similaire à l'indice PSNR et pour d'autres blocs, dits structurés, un indice similaire à l'indice SSIM. Ensuite, ces différents indices sont combinés pour former qu'un seul indice global. En particulier, dans le procédé décrit dans le brevet CN109285146B, aucun coefficient de
- 20 similarité entre l'image original et une image résiduelle n'est calculé.

- [9] Toutefois ces procédés connus pour mesurer la qualité d'une image reconstruite sont insuffisamment sensibles aux petits défauts de reconstruction introduits par l'algorithme de reconstruction mis en œuvre. En particulier, les procédés connus sont insuffisamment sensibles à l'absence d'un petit motif structuré dans
- 25 l'image reconstruite alors que ce petit motif structuré existe dans l'image originale. Ils sont également insuffisamment sensibles à la présence d'un petit motif structuré dans l'image reconstruite qui n'existe pas dans l'image originale. A cause de ces carences, il est difficile d'améliorer les procédés de reconstruction d'images et donc d'obtenir des images reconstruites présentant moins de défauts.

- 30 [10] L'invention vise à remédier à cet inconvénient en proposant un procédé amélioré de mesure de la qualité d'une image reconstruite.

[11] L'invention est exposée dans le jeu de revendications joint.

[12] L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui va suivre, donnée uniquement à titre d'exemple non limitatif et faite en se référant aux dessins sur lesquels :

- la figure 1 est une illustration schématique de l'architecture d'un système d'imagerie,
- 5 - la figure 2 est un organigramme d'un procédé de mesure de la qualité d'une image,
- la figure 3 est une image originale d'une coupe d'un cerveau,
- les figures 4 à 6 sont des images reconstruites de l'image de la figure 3,
- la figure 7 est un organigramme d'un procédé d'apprentissage des valeurs des paramètres d'un optimiseur de qualité d'images mis en œuvre dans le système de la
- 10 figure 1,
- la figure 7 est un organigramme d'un procédé de fabrication et d'exploitation du système de la figure 1,
- la figure 8 est un organigramme d'un procédé de fabrication du système de la figure 1.

[13] Dans cette description, la terminologie, les conventions et les définitions des termes utilisés dans ce texte sont introduites dans un chapitre I. Ensuite, des exemples

15 détaillés de modes de réalisation sont décrits dans un chapitre II en référence aux figures. Dans un chapitre III, des variantes de ces modes de réalisation sont présentées. Enfin, les avantages des différents modes de réalisation sont précisés dans un chapitre IV.

20 [14] Chapitre I : Définitions, terminologies et conventions :

[15] Dans les figures, les mêmes références sont utilisées pour désigner les mêmes éléments.

[16] Dans la suite de cette description, les caractéristiques et fonctions bien

25 connues de l'homme du métier ne sont pas décrites en détails.

[17] Le symbole « * » désigne la multiplication scalaire.

[18] Une image est un fichier numérique contenant une matrice de pixels. Chaque pixel contient une valeur numérique représentative d'une couleur ou d'un niveau de gris. La position de ce pixel dans l'image est codée par la position de ce pixel dans la

30 matrice. La position d'un pixel définit sa position relative par rapport aux autres pixels contenus dans la même image.

[19] Les tailles d'une image et d'une région de cette image sont égales au nombre de pixels contenus, respectivement, dans cette image et dans cette région.

[20] L'indice I_{cob} est une mesure la qualité perceptuelle d'une image par rapport à une image originale. Le procédé pour mesurer l'indice I_{cob} d'une image est décrit en référence à la figure 2. La qualité d'une image est d'autant meilleure que l'indice I_{cob} est petit.

5 [21] L'image originale est l'image dont la qualité est maximale et donc pour laquelle l'indice I_{cob} est nul.

[22] Un jeu de données est un ensemble de données qui code une image. Un jeu de données peut se présenter directement sous la forme d'une matrice de pixels ou sous une forme équivalente. Une forme est équivalente à une matrice de pixels s'il existe une
10 fonction mathématique prédéterminée FT qui permet de transformer ce jeu de données en une matrice de pixels. Par exemple, dans le domaine de l'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique), l'espace k est un jeu de données car l'espace k est transformable par une fonction prédéterminée FT en une matrice de pixels.

[23] Un jeu dégradé de données est un jeu de données qui code une image
15 dégradée. Une image dégradée est une image dont l'indice I_{cob} est supérieur à zéro. Par exemple, le jeu dégradé de données ne comporte pas assez de données pour coder l'ensemble des informations contenues dans l'image originale, tel qu'après un sous-échantillonnage ou une compression avec perte, procédés connus de la personne de l'art, ou à cause de la présence d'artefacts.

20 [24] Par « artefact », on désigne notamment le fait qu'une image comporte un motif structuré qui ne se trouve pas dans l'image originale ou le fait qu'il existe un motif structuré dans l'image originale qui ne peut pas être retrouvé dans l'image dégradée.

[25] Chapitre II : Exemple de mode de réalisation

25 [26] La figure 1 représente un système 2. Ici, le système 2 est décrit dans le cas particulier où il s'agit d'un système d'imagerie par résonance magnétique (IRM) utilisé dans le domaine médical. Un tel système 2 permet de visualiser les structures des tissus mous d'un corps humain ou animal. De plus, ce système 2 présente l'avantage de ne pas utiliser pour cela de radiations ionisantes et n'est pas invasif.

30 [27] Dans le domaine de l'IRM, les images acquises sont d'abord codées dans l'espace image inverse plus connu sous le nom de « espace k » (« k -space » en anglais). L'espace k fait référence à une matrice de données contenant les données brutes de l'IRM. Ces données sont soumises, par exemple, à une fonction

mathématique appelée « transformée FT » pour générer l'image finale. La transformée FT est généralement une transformée de Fourier discrète ou rapide. Pour l'imagerie bi-dimensionnelle, chaque point de l'espace k correspond à une fréquence spatiale spécifique selon deux directions généralement appelées 'direction de codage par la fréquence' et 'direction de codage par la phase' (coordonnées x,y) et des informations sur l'amplitude et la phase du signal pour cette fréquence spatiale. La transformée FT est appliquée après l'acquisition de l'espace k pour transformer l'espace k en une image finale. Chaque pixel de l'image finale est la somme pondérée de tous les points individuels de l'espace k . Par conséquent, la perturbation d'un point quelconque de l'espace k se traduit par une certaine forme de distorsion de l'image finale, déterminée par les données relatives à la fréquence et à la phase stockées dans ce point particulier. En général, les régions centrales de l'espace k encodent des informations sur le contraste de l'image finale et les régions périphériques de l'espace k encodent la résolution spatiale de l'image finale.

[28] L'obtention d'une image par IRM peut prendre du temps. Or, il existe des situations, telles que l'angiographie dynamique, l'IRM de perfusion ou l'imagerie de la fonction cardiaque, où il est nécessaire d'accélérer l'obtention de l'image finale. Pour réduire ce temps d'obtention, de nouvelles stratégies d'accélération ont été développées. Par exemple, l'imagerie parallèle (« Parallel imaging » en anglais) est aujourd'hui l'une des stratégies d'accélération les plus courantes. Dans le cadre de l'imagerie parallèle, le signal de résonance magnétique est acquis simultanément avec plusieurs petites bobines réceptrices indépendantes (appelés « réseaux phasés » ou « phased arrays » en anglais).

[29] De plus, dans le cas de l'imagerie parallèle, l'espace k est sous-échantillonné, c'est-à-dire qu'il manque des points dans l'espace k . Ainsi, le jeu de données initialement acquis, c'est-à-dire ici l'espace k sous-échantillonné, est un jeu dégradé de données puisque l'espace k sous-échantillonné ne comporte pas toutes les informations nécessaires pour obtenir l'image finale. En particulier, l'absence de points dans l'espace k sous-échantillonné se traduit par le fait que de nombreux artefacts sont présents dans l'image dégradée correspondante. Dès lors, pour améliorer la qualité de l'image finale, il est nécessaire de procéder à la construction de l'image finale par interpolation à partir des données contenues dans l'espace k sous-échantillonné ou des pixels de l'image dégradée. L'image finale est donc une image reconstruite. Dès lors, par la suite, les

termes « image finale » et « image reconstruite » désignent la même image et sont équivalents.

[30] L'amélioration de la qualité de l'image finale peut être réalisée dans l'espace k , c'est-à-dire dans le domaine fréquentiel et donc avant que la transformée FT soit appliquée pour obtenir l'image finale. Dans ce cas, cela consiste à interpoler les points manquants de l'espace k sous-échantillonné à partir des points présents dans cet espace k sous-échantillonné pour obtenir un espace k complet interpolé. Ces points manquants qui ont été générés par interpolation, sont appelées « points manquants interpolés ». L'espace k complet interpolé est identique à l'espace k sous échantillonné sauf qu'il comporte en plus les points manquants interpolés. L'espace k complet interpolé est un jeu amélioré de données qui code l'image finale. En effet, dans ce cas, l'image finale est obtenue en appliquant la transformée FT à l'espace k complet interpolé. Or la transformée FT ne crée aucune nouvelle information par rapport à celles déjà contenues dans l'espace k complet interpolé. L'amélioration de la qualité de l'image finale peut aussi être réalisée dans le domaine image, c'est-à-dire en travaillant sur les pixels de l'image dégradée, c'est-à-dire dans ce cas sur les pixels de l'image obtenue après que la transformée FT ait été appliquée à l'espace k sous-échantillonné.

[31] Ici, le système 2 met en œuvre l'imagerie parallèle et réalise l'amélioration de la qualité de l'image finale dans le domaine fréquentiel.

[32] La suite des explications est donnée dans le cas particulier où les images sont en niveau de gris de sorte que chaque image correspond à une matrice de pixels et chaque pixel a une valeur, par exemple, comprise entre 0 et 4095.

[33] Le système 2 comporte notamment :

- un appareillage 4 de mesure,
- une unité électronique 6 de traitement d'images, et
- une interface homme-machine 8.

[34] Dans le cas de l'IRM, l'appareillage 4 est la partie du système 2 qui mesure les ondes électromagnétiques et génère, à partir de ces mesures, l'espace k sous-échantillonné correspondant. L'appareillage 4 comporte notamment des capteurs qui mesurent une caractéristique physique de l'environnement en différent emplacement et qui génèrent, à partir de ces mesures, le jeu dégradé de données. Dans le cas du système 2, l'environnement comporte le corps d'un patient et les capteurs sont des bobines de mesure d'un champ magnétique appelées « antennes radiofréquences »

dans le cas de l'IRM. Dans le contexte de l'IRM, l'appareillage 4 comporte aussi les différents éléments qui permettent d'émettre les séquences d'excitation appropriées du corps pour générer l'espace k sous-échantillonné. De telles séquences sont connues. A titre d'illustration, l'appareillage 4 permet de mettre en œuvre la séquence connue sous l'acronyme FLAIR (« Fluid Attenuated Inversion Recovery »).

[35] De plus, dans le cas particulier décrit ici, l'appareillage 4 est également capable de générer directement un espace k complet mesuré, c'est-à-dire un espace k comportant toutes les points de l'espace-k. L'espace k complet mesuré n'est donc pas sous-échantillonné. L'espace k complet mesuré permet d'obtenir directement l'image finale sans avoir à construire, par interpolation, des données manquantes à partir d'un espace k sous-échantillonné. Ainsi, lorsque l'espace k mesuré est complet, dans l'image finale, les valeurs de tous les pixels sont directement obtenues à partir des données mesurées par l'appareillage 4 sans passer par une étape d'interpolation de mesures manquantes.

[36] Plus précisément, ici, il est possible de régler un facteur R d'accélération de la génération de l'image finale. Si le facteur R est réglé sur un, l'espace k mesuré par l'appareillage 4 est complet et aucune interpolation n'est mis en œuvre pour obtenir l'image finale. En contrepartie, le temps d'obtention de l'image finale est maximal. Si le facteur R est réglé sur N_a , où N_a est un nombre supérieur à un, le temps d'obtention d'une image est égal à T_{max}/N_a , où T_{max} est égal au temps d'obtention maximal. Pour réduire du facteur R le temps d'obtention, l'appareillage 4 ne réalise qu'une partie des mesures nécessaires pour remplir l'espace k. Cela se traduit par le fait que l'espace k est sous-échantillonné. Plus le facteur R est grand, plus l'espace k est sous-échantillonné et plus l'obtention de l'image finale est rapide.

[37] L'unité 6 correspond à la partie du système 2 qui construit l'image finale à partir de l'espace k sous-échantillonné mesuré par l'appareillage 4. Pour cela, l'unité 6 comporte un calculateur électronique 20. Typiquement, le calculateur 20 comporte un microprocesseur 24 apte à exécuter des instructions et une mémoire 26 comportant les instructions et les données nécessaires au fonctionnement de l'unité 6. Ainsi, en particulier, la mémoire 26 comporte :

- le code exécutable d'un optimiseur 28 configuré pour construire un espace k complet interpolé à partir d'un espace k sous-échantillonné mesuré par l'appareillage 4,
- le code exécutable de la transformée FT,

- le code exécutable d'un module de pilotage de l'interface homme-machine 8, et
- le code exécutable d'un module 30 d'apprentissage automatique.

[38] Lorsque le code exécutable de l'optimiseur 28 est implémenté dans un calculateur, il forme avec celui-ci ce qui est appelé par la suite « un dispositif de reconstruction ».

[39] Lorsque le code exécutable du module 30 est implémenté dans un calculateur, il forme avec ce calculateur électronique un dispositif appelé par la suite « dispositif d'apprentissage ». Ainsi, dans ce mode de réalisation, l'unité 6 comporte à la fois un dispositif de reconstruction et un dispositif d'apprentissage automatique.

[40] L'optimiseur 28 comporte de nombreux paramètres θ_j dont les valeurs peuvent être déterminées en mettant en œuvre une phase d'apprentissage automatique. Les paramètres θ_j sont des paramètres réglables de l'optimiseur 28 qui permettent d'ajuster le processus d'élaboration, par l'optimiseur 28, d'un jeu amélioré de données à partir d'un jeu dégradé de données. Ainsi, le jeu amélioré de données élaboré par l'optimiseur 28 varie à la fois en fonction du jeu dégradé de données et des valeurs des paramètres θ_j . Les paramètres θ_j sont des paramètres propres à l'optimiseur 28 et indépendants des jeux dégradés de données traités par cet optimiseur 28. Autrement dit, une fois réglé, les valeurs des paramètres θ_j ne varient plus et, en particulier, ne varient pas en fonction des jeux dégradés de données traités par l'optimiseur 28. Ici, les valeurs des paramètres θ_j sont déterminées comme décrit en regard du procédé de la figure 7. A cet effet, le code exécutable de l'optimiseur 28 est conçu pour qu'il soit possible de changer les valeurs des paramètres θ_j sans pour cela avoir à compiler le code source du l'optimiseur 28 afin d'obtenir un nouveau code exécutable dans lequel les paramètres θ_j ont des nouvelles valeurs. Par exemple, les valeurs courantes des paramètres θ_j sont enregistrées dans un fichier 32 stocké dans la mémoire 26.

[41] Dans ce mode de réalisation, l'optimiseur 28 comporte au moins un réseau artificiel de neurones. Ce réseau comporte les paramètres θ_j . Typiquement, dans le domaine de l'IRM, l'optimiseur 28 comporte un réseau neuronal convolutif connu sous l'acronyme CNN (« Convolutional Neuronal Network»). Par exemple, le réseau neuronal convolutif est celui décrit dans l'un des articles suivants :

- Akçakaya Mehmetet AL : « Scan-specific robust artificial-neural-networks for k-space interpolation (RAKI) reconstruction: Database-free deep learning for fast imaging », *Magnetic Resonance in Medicine*. 2019;81(1), pages 439–453,

- Dawood Peter et al : « Iterative training of robust k-space interpolation networks for improved image reconstruction with limited scan specific training samples », *Magnetic Resonance in Medicine*. 2023;89(2), pages 812–827.

[42] Le module 30 d'apprentissage est configuré pour exécuter la phase
5 d'apprentissage qui permet de déterminer les valeurs des paramètres θ_j de l'optimiseur 28. De plus, ici, le module 30 est également capable de construire, en commandant l'appareillage 4, une base de données 34 contenant les jeux de données nécessaires pour réaliser l'apprentissage automatique des valeurs des paramètres θ_j . Dans ce mode de réalisation, la base 34 contient des espaces k sous-échantillonnés représentatifs des
10 espaces k sous-échantillonnés que l'optimiseur 28 est susceptible de recevoir lorsqu'il est exploité. Pour chacun de ces espaces k sous-échantillonnés, la base contient un espace k complet mesuré, c'est-à-dire une espace k qui n'a pas été sous-échantillonné. L'espace k complet mesuré correspond ici à au moins un jeu original de données codant une image originale.

[43] L'interface homme-machine 8 comporte typiquement un écran sur lequel les
15 images finales construites par l'unité 6 sont affichées. L'interface homme-machine 8 peut aussi comporter une imprimante pour imprimer les images finales et des boutons pour commander le fonctionnement du système 2.

[44] La figure 2 représente le procédé de mesure de la qualité d'une image Irec par
20 rapport à une image originale Iorg. Ces étapes sont exécutées par un calculateur électronique tel que le calculateur 20. Le procédé de mesure est décrit dans le cas particulier d'une image à deux dimensions.

[45] Lors d'une étape 50, le calculateur électronique acquière les images Irec et Iorg. Les images Irec et Iorg sont de même taille.

[46] Lors d'une étape 52, une image résiduelle Ires, de même taille que les images
25 Irec et Iorg, est construite. Pour cela, la valeur de chaque pixel k de l'image résiduelle est calculée à l'aide de la relation suivante : $Ires(P_k) = Iorg(P_k) - Irec(P_k)$, où :

- P_k sont les coordonnées du pixel k, le pixel k étant situé à la même position dans les images Irec, Iorg et Ires,

30 - $Ires(P_k)$ est la valeur du pixel de l'image résiduelle situé à la position P_k ,

- $Iorg(P_k)$ est la valeur du pixel de l'image originale situé à la position P_k ,

- $Irec(P_k)$ est la valeur du pixel de l'image reconstruite situé à la position P_k .

[47] Dans le cas d'une image en deux dimensions, la position P_k correspond aux coordonnées x,y du pixel k dans cette image.

[48] Ensuite, lors d'une étape 54, pour chaque pixel k de l'image résiduelle I_{res} , un coefficient $C(P_k)$ de corrélation est calculé. Le coefficient $C(P_k)$ est représentatif de la corrélation entre les pixels d'une région R_k de l'image I_{res} et les pixels de la même région R_k dans l'image I_{org} . La région R_k est centrée sur le pixel k . Ici, la région R_k est par exemple un carré de 11 pixels par 11 pixels centré sur le pixel k de sorte que sa taille est égale à 121 pixels. La taille et la forme de cette région R_k est la même pour tous les pixels k .

[49] Ici, chaque coefficient $C(P_k)$ est calculé à partir de la covariance entre les pixels de la région R_k de l'image I_{res} et les pixels de la région R_k de l'image I_{org} . Pour cela, dans ce mode de réalisation, les 121 pixels de la région R_k sont alignés les uns derrière les autres de manière à obtenir une série de 121 valeurs consécutives. Par la suite, la série de valeurs ainsi obtenue à partir de l'image I_{org} est notée o_k et chaque valeur de cette série est notée $o_k(i)$, où i est le numéro d'ordre de cette valeur dans cette série. La série de valeurs obtenue à partir de l'image I_{rec} est notée r_k et chaque valeur de cette série est notée $r_k(i)$. Le coefficient $C(P_k)$ est alors calculé à l'aide des relations suivantes :

$$C(P_k) = \frac{Cov(P_k)}{(\sigma_{org}(P_k) + \varepsilon) * (\sigma_{res}(P_k) + \varepsilon)}$$

$$Cov(P_k) = \frac{1}{S-1} \sum_{i=1}^S (o_k(i) - o_{m,k})(r_k(i) - r_{m,k})$$

$$\sigma_{org}(P_k) = \sqrt{\frac{1}{S-1} \sum_{i=1}^S (o_k(i) - o_{m,k})^2}$$

$$\sigma_{res}(P_k) = \sqrt{\frac{1}{S-1} \sum_{i=1}^S (r_k(i) - r_{m,k})^2}$$

où :

- 5 - S est le nombre de valeurs dans les séries o_k et r_k ,
- $o_{m,k}$ et $r_{m,k}$ sont les moyennes arithmétiques des valeurs contenues, respectivement, dans les séries o_k et r_k ,
- $Cov(P_k)$ est la covariance entre les séries o_k et r_k , estimée de manière non biaisée,
- $\sigma_{org}(P_k)$ et $\sigma_{res}(P_k)$ sont les écarts types des valeurs des séries, respectivement, o_k et r_k
- 10 estimés de manière non biaisée.
- ε est un petit nombre positif pour éviter de diviser par zéro, par exemple 10^{-9} .

[50] Ensuite, lors d'une étape 56, la mesure de la qualité de l'image I_{rec} est construite à partir des coefficients $C(P_k)$ calculés lors de l'étape 52. Dans cet exemple de réalisation, la mesure de la qualité de l'image I_{rec} est uniquement construite à partir

15 des coefficients $C(P_k)$. De plus, ici, la mesure de la qualité de l'image est exprimée sous la forme d'une seule valeur appelée « indice I_{cob} ». A cet effet, l'indice I_{cob} est pris égal à une norme L_p du vecteur formé par tous les coefficients $C(P_k)$ calculés lors de l'étape 54. Ainsi, l'indice I_{cob} est calculé à l'aide de la relation suivante :

$$I_{cob} = \frac{1}{Ti} \left(\sum_{k=1}^{Ti} (|C(P_k)|)^p \right)^{\frac{1}{p}}$$

où :

- p est un nombre entier prédéterminé supérieur ou égal à un,
- T_i est la taille des images I_{rec} et I_{org} .

[51] Ici, p est choisi égal à un. Étant donné que la norme L_p est ici normalisée par la taille T_i , dans ce mode de réalisation, l'indice I_{cob} peut seulement varier entre zéro et un. Lorsque la qualité de l'image I_{res} est maximale, c'est-à-dire que les images I_{rec} et I_{org} sont identiques, l'indice I_{cob} est égal à zéro. Plus la qualité de l'image I_{res} est mauvaise, plus l'indice I_{cob} se rapproche de un.

[52] Il a été démontré, par de nombreuses expérimentations, que l'indice I_{cob} est une mesure de la qualité d'une image qui est plus sensible à la présence d'artefacts que les autres indices connus utilisés pour mesurer la qualité d'une image. En particulier, il a été vérifié que l'indice I_{cob} est une mesure plus sensible de la qualité d'une image que les indices connus suivants : l'indice SSIM, l'indice NRMSE, l'indice NMAE, l'indice PSNR, l'indice EQM (« Erreur Quadratique Moyenne ») également connu sous l'acronyme anglais MSE (« Mean Square error »). Ceci est illustré sur un exemple particulier à l'aide des figures 3 à 6.

[53] La figure 3 représente une image originale 60. Cette image 60 correspond à une coupe d'un cerveau obtenue à l'aide du système 2 en utilisant la séquence d'excitation FLAIR. Pour obtenir l'image 60, le facteur R d'accélération a été réglé sur un de sorte que l'image 60 est construite à partir d'un espace k complet mesuré et correspond donc à l'image originale.

[54] La figure 4 représente une image 70 de la même coupe d'un cerveau que celle représentée sur l'image 60 sauf qu'elle a été obtenue en choisissant un facteur R d'accélération supérieur à un. Ainsi, un espace k sous-échantillonné a été acquis. Ensuite, l'image 70 a été construite à partir de cet espace k sous-échantillonné en utilisant l'algorithme de reconstruction crRAKI (« complex residual RAKI ») pour interpoler les points manquants de l'espace k sous-échantillonné. L'algorithme crRAKI a été décrit dans la présentation suivante : Nimje S, de Rochefort L, Artières T : « Accelerating Phase and Quantitative susceptibility mapping with Scan-Specific Complex Convolutional Neural Networks », ISMRM. Toronto, Canada; 2023. p. 3882. (<https://www.ismrm.org/23/program-files/D-174.htm>).

[55] Les figures 5 et 6 représentent, respectivement, des images 80 et 90 construites à partir du même espace k sous-échantillonné que celui utilisé pour construire l'image

70 sauf que les algorithmes de reconstruction utilisés sont, respectivement, rRAKI (« residual RAKI ») et GRAPPA (« GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions »). L'algorithme de reconstruction rRAKI est décrit dans l'article suivant : Zhang Chi et al : « Residual RAKI: A hybrid linear and non-linear approach for scan-specific k-space deep learning ». *NeuroImage*, 2022, vol. 256, 119248. L'algorithme de reconstruction GRAPPA est décrit dans l'article suivant : Griswold Mark A et al. : « Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA) », *Magnetic Resonance in Medicine*. 2002;47(6), pages 1202–1210

[56] Les figures 4 à 6 représentent également des images 70r, 80r et 90r qui correspondent, respectivement, à l'amplitude des images résiduelles construites entre les paires d'images suivantes : (60, 70), (60, 80) et (60, 90).

[57] Pour chacune des images 70, 80 et 90, l'indice I_{cob} et les indices SSIM, NRMSE, NMAE, PSNR ont été construits. Les indices SSIM, NRMSE, NMAE, PSNR indiquent que l'image présentant la meilleure qualité est l'image 80, seul l'indice I_{cob} indique que c'est l'image 70. Un examen visuel des images résiduelles confirme que c'est bien l'image 70 qui présente le moins d'artefacts, avec un niveau de résidus qui est spatialement plus aléatoire, et avec une moindre intensité. Un exemple d'un artefact visible sur l'image résiduelle 80r est pointé par la flèche 80c.

[58] L'indice I_{cob} s'est également révélé plus sensible que les indices SSIM, NRMSE, NMAE, PSNR dans les situations suivantes :

- par rapport à l'image originale, les pixels de l'image reconstruite sont déplacés par une translation dans une direction particulière,
- par rapport à l'image originale, les pixels de l'image reconstruite sont déplacés par une rotation d'un angle particulier autour d'un axe perpendiculaire au plan de l'image,
- par rapport à l'image originale, les pixels de l'image reconstruite sont obtenus après application d'un flou gaussien (« Gaussian blur » en anglais).

[59] Un procédé d'apprentissage automatique de valeurs optimales $\theta_{j,opt}$ pour les paramètres θ_j de l'optimiseur 28 est maintenant décrit en référence à la figure 7. Ce procédé est mis en œuvre par le dispositif d'apprentissage automatique du système 2, c'est-à-dire par le module 30 exécuté par le calculateur 20.

[60] Ce procédé débute par une étape 100 de fourniture de la base de données 34. Pour cela, dans ce mode de réalisation, il est procédé comme suit :

- un corps est placé à l'intérieur du système 2, puis

- le module 30 commande l'appareillage 4 pour que celui génère un jeu original de données, c'est-à-dire un espace k complet mesuré, correspondant à une coupe du corps, puis
- le module 30 commande l'appareillage 4 pour qu'il génère un jeu dégradé de données, c'est-à-dire un espace k sous-échantillonné, correspondant à cette même coupe particulière du corps, en utilisant éventuellement une séquence d'excitation différente,
- le jeu original et le jeu dégradé ainsi générés sont enregistrés dans la base de données 34 et associés l'un à l'autre.

10 [61] Par exemple, pour générer un espace k complet mesuré, le module 30 règle le facteur R d'accélération sur la valeur un. A l'inverse, pour générer un espace k sous-échantillonné, le facteur R d'accélération est réglé sur une valeur supérieure à un.

[62] Afin de peupler la base de données 34 avec N_o jeux originaux de données différents, ce qui vient d'être décrit est réalisé pour plusieurs coupes différentes et/ou
 15 plusieurs corps différents et/ou plusieurs séquences d'excitation différentes. Typiquement, le nombre N_o dépend de la couverture spatiale désirée par l'utilisateur et demandée au système 4. En général, le nombre N_o est soit égale à 1 lors de l'imagerie d'une simple coupe, soit supérieur à huit ou dix et, parfois, supérieur à cent pour de l'imagerie multi-coupes.

20 [63] Une fois l'étape 100 terminée, l'apprentissage automatique des valeurs optimales $\theta_{j,opt}$ pour les paramètres θ_j de l'optimiseur 28 débute. Les valeurs optimales $\theta_{j,opt}$ sont déterminées pour minimiser une fonction de coût Fc. Ce qui caractérise l'apprentissage automatique réalisé par le module 30 c'est que la valeur de la fonction Fc est calculée à partir de mesures de la qualité des images réalisées conformément au
 25 procédé de la figure 2. Ainsi, toutes méthodes conventionnelles d'apprentissage des valeurs optimales $\theta_{j,opt}$ pour les paramètres θ_j d'un réseau neuronal convolutif peut être utilisée sauf que la fonction de coût de cette méthode est modifiée pour varier également en fonction d'indices I_{cob} . Dès lors, par la suite, seules les principales étapes de l'apprentissage automatique sont résumées.

30 [64] Lors d'une étape 102 d'initialisation, le module 30 choisie des valeurs initiales pour chaque paramètre θ_j de l'optimiseur 28. Par exemple, ces valeurs initiales sont choisies aléatoirement. Elles sont enregistrées dans le fichier 32 en tant que valeurs actuelles $\theta_{j,t}$ des paramètres θ_j .

[65] Ensuite, lors d'une étape 104 d'optimisation, le module 30 détermine de nouvelles valeurs pour les paramètres θ_j , qui font décroître la valeur de la fonction F_c .

[66] Pour cela, lors de cette étape 104, la valeur de la fonction F_c , correspondant à des valeurs actuelles $\theta_{j,t}$ des paramètres θ_j de l'optimiseur 28, est calculée en exécutant
5 les opérations suivantes.

[67] Lors d'une opération 106, le module 30 paramètre l'optimiseur 28 avec les valeurs actuelles $\theta_{j,t}$ des paramètres θ_j puis commande l'optimiseur 28 ainsi paramétré pour qu'il élabore, pour chaque jeu dégradé de données contenus dans la base de données 34, un jeu amélioré de données, c'est-à-dire ici un espace k complet interpolé.

10 De plus, dans le cas particulier décrit ici, le dispositif de reconstruction génère aussi l'image reconstruite correspondant à chacun de ces espaces k complets interpolés générés à l'aide de la fonction FT .

[68] Ensuite, lors d'une opération 108, pour chaque jeu amélioré de données, le module 30 mesure de la qualité, par rapport à l'image originale, de l'image reconstruite
15 codée par ce jeu amélioré. L'image originale est celle codée par le jeu original de données associé, par la base de données 34, au jeu dégradé de données que l'optimiseur 28 a reçu pour générer ce jeu amélioré de données. Pour faire cela, le module 30 exécute le procédé de la figure 2. Ainsi, un indice I_{cob} est mesuré pour chaque image reconstruite.

20 [69] Lors d'une opération 110, le module 30 calcule la valeur de la fonction F_c à partir des indices I_{cob} mesurés. Dans cet exemple de réalisation, la valeur de la fonction F_c dépend seulement des indices I_{cob} mesurés. Plus précisément, ici, la valeur de la fonction F_c est simplement la moyenne arithmétique des indices I_{cob} mesurés lors de l'opération 108. Autrement dit, puisque les indices I_{cob} sont positifs, la
25 valeur de la fonction F_c est égale à la norme $L1$ des indices I_{cob} mesurés pour chaque image reconstruite.

[70] Lors d'une étape 114, le module 30 vérifie que les valeurs actuelles des paramètres θ_j déterminées lors de l'étape 104 correspondent à une valeur de la fonction F_c proche de son minimum. Pour cela, le module 30 vérifie si un critère d'arrêt est
30 satisfait. Le critère d'arrêt peut être le suivant mais de nombreux autres critères d'arrêt sont possibles :

$$\sum_{i=1}^{i=Npa} |\theta_{j,t} - \theta_{j,t-1}| < 10^{-6}$$

où

- Npa est égal au nombre de paramètres θ_j de l'optimiseur 28,

- $\theta_{j,t}$ sont les valeurs actuelles des paramètres θ_j , et

5 - $\theta_{j,t-1}$ sont les valeurs précédentes des paramètres θ_j , c'est-à-dire celles obtenues à l'issue de l'itération précédente de l'étape 104.

[71] Si le critère d'arrêt n'est pas satisfait, le procédé retourne à l'étape 104. Si, au contraire, le critère d'arrêt est satisfait, lors d'une étape 116, les valeurs optimales $\theta_{j,opt}$ déterminées pour chaque paramètre θ_j sont prises égales aux valeurs actuelles $\theta_{j,t}$
10 correspondantes. Les valeurs $\theta_{j,opt}$ sont enregistrées dans le fichier 32.

[72] Un procédé de fabrication et d'exploitation du système 2 va maintenant être décrit en référence à la figure 8.

[73] Le procédé débute par une phase 130 de fabrication du système 2.

[74] Lors d'une étape 132, l'appareillage 4, le calculateur 20 et l'interface homme-
15 machine 8 sont fournis et assemblés ensemble.

[75] Lors d'une étape 134, l'optimiseur 28 et le module 30 sont également implémentés dans le calculateur 20. Typiquement, pour cela, les codes exécutables de l'optimiseur 28 et du module 30 sont enregistrés dans la mémoire 26.

[76] A ce stade, le fichier 32 est vierge ou comporte des valeurs pour les
20 paramètres θ_j qui ne sont pas nécessairement optimales. Ainsi, pour obtenir un dispositif de reconstruction capable de correctement reconstruire une image à partir d'un jeu dégradé de données acquis par l'appareillage 4, une étape 136 d'apprentissage automatique est exécutée. Ici, lors de cette étape 136, le procédé de la figure 7 est exécuté par le module 30.

25 [77] Enfin, lors d'une étape 138, une valeur pour chacun des paramètres θ_j est implantée dans le calculateur 20. Ici, la valeur de chaque paramètre θ_j est comprise entre $0,95*\theta_{j,opt}$ et $1,05*\theta_{j,opt}$, et, de préférence, entre $0,99*\theta_{j,opt}$ et $1,01*\theta_{j,opt}$, où $\theta_{j,opt}$ est la valeur optimale déterminée lors de l'étape 136. Ici, les valeurs des paramètres θ_j implantées dans le calculateur 20 sont égales aux valeurs optimales $\theta_{j,opt}$. Dans cet

exemple de réalisation, l'implantation des valeurs des paramètres θ_j dans le calculateur 20 consiste à les enregistrer dans le fichier 32.

[78] A partir de ce moment, la fabrication du dispositif de reconstruction d'images est terminée. La fabrication du système 2 est alors également terminée.

5 [79] Ensuite, lors d'une phase 150, le système 2 est exploité. Lors de cette phase d'exploitation, l'appareillage 4 génère uniquement un jeu dégradé de données de manière à accélérer le temps d'obtention d'une image. Le dispositif de reconstruction construit alors l'image reconstruite à partir de ce jeu dégradé de données généré par l'appareillage 4. Pour cela, l'optimiseur 28 élabore d'abord un jeu amélioré de données
10 à partir du jeu dégradé de données puis la fonction FT est appliquée au jeu amélioré de données pour obtenir l'image reconstruite. Cette image reconstruite est alors affichée sur l'écran de l'interface homme-machine 8.

[80] Lors de la phase d'exploitation, les étapes 136 et 138 peuvent de nouveau être exécutées pour re-calibrer automatiquement l'optimiseur 28.

15

[81] Chapitre III : Variantes :

[82] Variantes des coefficients $C(P_k)$:

[83] D'autres relations sont utilisables pour obtenir un coefficient $C(P_k)$ représentatif de la corrélation entre les pixels de l'image résiduelle et les pixels de la même région
20 dans l'image originale. Par exemple, le nombre ε est omis. Dans ce cas, une vérification préalable doit être réalisée pour éviter de diviser par zéro et la division par zéro est traitée différemment. Chaque coefficient $C(P_k)$ peut aussi être calculé à l'aide de la relation suivante : $C(P_k) = \text{Cov}(P_k)$. Dans ce dernier cas, les coefficients $C(P_k)$ ne sont pas normalisés et le calcul des écarts types $\sigma_{\text{org}}(P_k)$ et $\sigma_{\text{res}}(P_k)$ peut être omis.

25 [84] Il est aussi possible de calculer chaque coefficient $C(P_k)$ en y ajoutant le coefficient $C_N(P_k)$ calculé à l'aide de la relation suivante :

$$C_N(P_k) = \alpha \frac{N_{\text{reg}}(P_k)}{N_{\text{org}}(P_k) + \varepsilon}$$

$$N_{org}(P_k) = \frac{1}{S} \sum_{i=1}^S (o_k(i))^2$$

$$N_{res}(P_k) = \frac{1}{S} \sum_{i=1}^S (r_k(i))^2$$

5

où :

- S est le nombre de valeurs dans les séries o_k et r_k ,
- $N_{org}(P_k)$ et $N_{res}(P_k)$ sont les normes L2 des valeurs des séries, respectivement, o_k et r_k .
- ε est un petit nombre positif pour éviter de diviser par zéro, par exemple 10^{-9} .

10 - α est un nombre positif, de préférence égal à 1.

[85] D'autres tailles sont possibles pour la région R_k utilisée. En pratique, la taille de la région R_k est supérieure à seize ou trente six pixels et, souvent, inférieure à mille pixels. La région R_k n'est pas nécessairement un carré mais peut aussi avoir d'autres formes. Par exemple, la région utilisée peut être un rectangle plus long que large ou
15 avoir une forme en croix ou en disque.

[86] En variante, une zone d'intérêt est définie dans l'image reconstruite. Par exemple, cette zone d'intérêt entoure la portion de l'image qui présente un intérêt pour l'utilisateur et exclut les autres portions de l'image. Dans le cas d'une image médicale, la zone d'intérêt exclut les portions de l'image qui ne correspondent pas à une portion
20 d'un corps humain ou animal. Dans cette variante, au lieu de calculer un coefficient $C(P_k)$ pour tous les pixels de l'image, les coefficients $C(P_k)$ sont calculés seulement pour les pixels situés à l'intérieur de la zone d'intérêt.

[87] Tout ce qui a précédemment été décrit dans le cas particulier d'une image à deux dimensions s'applique aussi au cas d'une image à N dimensions, où N est un entier supérieur à deux. En particulier, ce qui a été décrit s'applique aussi au cas d'une image en trois dimensions communément appelée « image 3D ». Dans le cas d'une image 3D, la position d'un pixel de cette image 3D est repérée par des coordonnées x, y, z d'un repère orthogonal. Dans ce cas, la mesure de la qualité d'une image est réalisée comme décrit précédemment sauf que la région R_k utilisée pour calculer le coefficient $C(P_k)$ est un volume à trois dimensions, tel qu'un cube, centré sur le pixel de position P_k .

[88] Variantes de la construction de la mesure de la qualité :

[89] L'indice I_{cob} peut être calculé en utilisant une autre norme que la norme $L1$. Par exemple, la norme $L2$ ou l'une quelconque des autres normes L_p est utilisée.

[90] L'indice I_{cob} peut aussi ne pas être normalisé, c'est-à-dire que $C(P_k)$ n'est alors pas divisé par les écart-types.

[91] En variante, la mesure de la qualité n'est pas simplement prise égale à l'indice I_{cob} . Par exemple, lors de l'étape 56, un ou plusieurs autres indices I_{oth} sont calculés. Ensuite, la mesure de la qualité de l'image est prise égale à une combinaison, par exemple linéaire, des valeurs des différents indices calculés dont l'indice I_{cob} . A titre d'exemple d'autres indices I_{oth} représentatifs de la qualité d'une image, on peut citer les indices connus suivants : l'indice NRMSE, l'indice NMAE, l'indice PSNR, l'indice EQM, l'indice SSIM. L'indice I_{oth} peut également correspondre à la moyenne de $C_N(P_k)$ pour les pixels de l'image, ou encore pour une zone d'intérêt identique à celle utilisée pour calculer I_{cob} .

[92] Dans une autre variante, lors de l'étape 56, en plus ou à la place de construire l'indice I_{cob} , une image dans laquelle la valeur de chaque pixel k est calculée à partir de la valeur du coefficient $C(P_k)$, est construite puis affichée sur un écran électronique. Par exemple, la valeur de chaque pixel de cette image est prise égale à la valeur du coefficient $C(P_k)$ ou à $F(C(P_k))$, où F est une fonction continue prédéfinie. Par exemple, la fonction F est une fonction bijective telle qu'une fonction affine. Cette image ainsi construite indique les emplacements où se situent les artefacts dans l'image reconstruite et constitue une mesure de la qualité de l'image reconstruite.

[93] Variantes du dispositif de reconstruction :

[94] D'autres modes de réalisation de la transformée FT sont possibles. Par exemple, la transformée FT peut aussi être une transformée de « Hartley ».

[95] De nombreux modes de réalisation différents sont possibles pour l'optimiseur 28. En particulier, l'optimiseur ne comporte pas nécessairement un réseau neuronal convolutif. Par exemple, en variante, l'optimiseur 28 est configuré pour mettre en œuvre l'algorithme de reconstruction GRAPPA (« GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions »). Dans ce dernier cas, les paramètres θ_j dont les valeurs sont déterminées lors de la phase d'apprentissage sont les paramètres des filtres de convolution connus sous le nom de noyau GRAPPA (« GRAPPA kernel » en anglais) et discutés dans l'article suivant : Nana, R., Zhao, T., Heberlein, K., LaConte, S.M. and Hu, X : « Cross-validation-based kernel support selection for improved GRAPPA reconstruction », 2008, Magn. Reson. Med., 59: 819-82.

[96] En fait, l'enseignement donné ici s'applique à tout optimiseur, comportant des paramètres θ_j , apte à recevoir un jeu dégradé de données et à élaborer, en réponse, un jeu amélioré de données codant l'image reconstruite I_{rec} . Pour cela, les valeurs des paramètres θ_j sont déterminées au cours d'une phase d'apprentissage automatique comme celle décrite précédemment. En particulier, lors de cette phase d'apprentissage automatique, la valeur de la fonction de coût est calculée à partir des indices I_{cob} des images reconstruites I_{rec} .

[97] L'enseignement donné ici n'est pas limité au cas où l'optimiseur élabore le jeu amélioré de données en complétant le jeu dégradé de données avec des données interpolées à partir des données présentes dans ce jeu dégradé de données. Par exemple, ce qui a été décrit ici s'applique au débruitage d'images pour en réduire les artefacts structurés, car une image dans laquelle ceux-ci sont réduits présente un indice I_{cob} plus faible que l'indice I_{cob} de l'image bruitée initiale. Dans ce cas, le jeu dégradé de données code l'image bruitée et le jeu amélioré de données code une image reconstruite dans laquelle le bruit structuré a été diminué.

[98] L'indice I_{cob} peut aussi être utilisé dans le domaine du recalage d'image (« Image registration » en anglais). En effet, une image bien recalée présente un indice I_{cob} inférieure à celui d'une image mal recalée. Dans ce cas, le jeu dégradé de données code la ou les images non-recalées et le jeu amélioré de données code une image recalée dans laquelle le recalage a été amélioré. La construction de l'image recalée nécessite, généralement, l'utilisation d'un modèle de transformation. Les

paramètres θ_j dont les valeurs sont déterminées lors de la phase d'apprentissage correspondent alors aux différents paramètres de ce modèle de transformation. A titre d'illustration, l'optimiseur peut implémenter l'un des modèles de transformation brièvement présentés dans la table 1 de l'article suivant : Avants BB et Al : « A reproducible evaluation of ANTs similarity metric performance in brain image registration ». Neuroimage, 2011 Feb 1; 54(3):2033-44. doi: 10.1016/j.neuroimage.2010.09.025.

[99] De plus, ce qui a été décrit ici dans le cas particulier du domaine de l'imagerie s'applique à tout domaine où un dispositif de reconstruction d'une image Irec à partir d'un jeu dégradé de données est mis en œuvre. Par exemple, ce qui a été décrit ici s'applique aux domaines de la compression d'images ou de vidéo avec perte et aussi à la reconstruction d'images ou de vidéo à partir de fichiers endommagés (également connu sous le terme anglais de « Inpainting »).

[100] Dans le cas de la compression d'images ou de vidéo avec perte, le jeu dégradé de données code l'image compressée et le jeu amélioré de données code l'image décompressée. Dans le domaine de la compression d'images ou de vidéo avec perte, l'étape 100 de fourniture et d'enregistrement de la base de données 34 comporte :

- l'acquisition de jeux originaux de données, c'est-à-dire d'images non-compressées, puis

- la compression avec perte de chaque jeu original de données acquis pour obtenir le jeu dégradé de données correspondant à chacun de ces jeux originaux de données acquis, puis

- l'enregistrement, dans la base de données 34, de chaque jeu dégradé de données obtenu associé au jeu original de données correspondant acquis.

[101] Dans le cas de la reconstruction d'images ou de vidéo, le jeu dégradé de données est le fichier endommagé. La base de données 34 comporte alors des fichiers endommagés et, pour chacun de ces fichiers endommagés, le jeu original de données, c'est-à-dire le fichier non-endommagé.

[102] Il est souligné que, en dehors du domaine de l'imagerie, le dispositif de reconstruction n'est pas nécessairement associé à un appareillage de mesure. Dans ce cas, le dispositif de reconstruction est capable d'acquérir un fichier numérique contenant le jeu dégradé de données. Ce jeu dégradé de données acquis a préalablement été généré, par exemple, par un appareillage de mesure distant ou créé

informatiquement par un ordinateur en réponse à des instructions transmises par un opérateur.

[103] Variantes de l'apprentissage automatique :

[104] D'autres fonctions de coûts sont possibles. Par exemple, la valeur de la fonction F_c est égale à la norme L_p du vecteur formé par l'ensemble des indices I_{cob} mesurés, avec p supérieur à un. La valeur de la fonction F_c peut également varier en fonction d'autres critères comme, par exemple, d'autres indices de qualité que l'indice I_{cob} . Par exemple, la valeur de la fonction F_c peut aussi varier, en plus, en fonction de l'indice PSNR ou SSIM.

[105] D'autres critères d'arrêt de la phase d'apprentissage sont possibles.

[106] En variante, le module 30 d'apprentissage est incapable de commander l'appareillage 4 pour générer les jeux de données utiles pour peupler la base de données 34. Dans ce cas, des espaces k complets lui sont fournis. Par exemple, il peut s'agir des espaces k complets contenus dans une base de données publique telle que celle connue sous le nom de fastMRI. Si les espaces k sous-échantillonnés correspondants aux espaces k complets fournis ne sont pas également fournis, le module 34 est configuré pour générer ces espaces k sous-échantillonnés à partir des espaces k complets fournis. Pour cela, le module 34 sous-échantillonne les espaces k complets fournis pour peupler la base de données 34 à la fois avec les espaces k complets et les espaces k sous-échantillonnés. Dans une autre variante, les espaces k sous-échantillonnés sont également fournis au module 34 qui peut alors directement les enregistrer dans la base de données 34.

[107] En variante, le système 2 ne comporte pas de dispositif d'apprentissage. Le module 30 et la base de données 34 sont omis. Le système 2 ne peut pas s'auto-calibrer. Dans ce cas, le module 30 est implémenté dans un calculateur différent du calculateur 20 pour former un dispositif d'apprentissage indépendant du système 2. Ce dispositif d'apprentissage indépendant est alors, par exemple, uniquement utilisé lors de la fabrication du système 2 pour déterminer les valeurs des paramètres θ_j à implanter dans le système 2. Ensuite, les valeurs des paramètres θ_j de l'optimiseur 28 ne peuvent plus être modifiées ou seulement modifiées en remplaçant le fichier 32 par un nouveau fichier.

[108] Autres variantes :

[109] Dans une variante simplifiée, l'appareillage 4 est seulement un appareillage de mesure basse résolution qui n'est pas capable de générer le jeu original de données. Dans ce cas, au moins lors de la phase d'apprentissage, un appareillage de mesure haute résolution additionnel est utilisé pour générer chaque jeu original de données de la base de données 34. Ensuite, lors de la phase 150 d'exploitation, l'appareillage de mesure haute résolution est omis.

[110] D'autres modes de réalisation de l'appareillage 4 sont possibles. Par exemple, il peut s'agir d'un appareillage de radiographie utilisant pour cela un rayonnement ionisant tel que les rayons X ou les rayons gamma. Il peut aussi s'agir d'un appareil photo ou d'une caméra apte à capturer la lumière visible réfléchiée par un objet. Dans ces deux derniers exemples les jeux de données codant les images ne sont pas des espaces k .

[111] Le système 2 n'est pas nécessairement un système d'imagerie utilisé dans le domaine médical. Par exemple, le système 2 peut aussi être adapté afin d'être utilisé dans différents domaines industriels pour, par exemple, détecter un défaut dans une pièce fabriquée ou à réparer.

[112] Plusieurs des variantes décrites ci-dessus peuvent être combinées dans un même mode de réalisation.

[113] Chapitre IV : Avantages des modes de réalisation décrits :

[114] Le fait de mesurer la qualité d'une image reconstruite par rapport à l'image originale en construisant une image résiduelle puis en calculant les coefficients $C(P_k)$ permet de mieux faire ressortir la présence d'artefacts dans l'image reconstruite que ce qui est actuellement possible en utilisant d'autres procédés connus de mesure de la qualité d'une image tel que ceux utilisant uniquement les indices PSNR et SSIM.

[115] A cause de cela, lorsque cette mesure de la qualité d'une image est utilisée pour déterminer les valeurs des paramètres θ_j de l'optimiseur 28, l'image reconstruite par le dispositif de reconstruction d'images présente moins d'artefacts que lorsque les valeurs des paramètres θ_j sont déterminées en utilisant d'autres procédés connus.

Revendications

1. Procédé de mesure de la qualité d'une image reconstruite par rapport à une image originale, ce procédé comportant l'exécution de l'étape suivante par un calculateur électronique :

5 1) la construction (52) d'une image résiduelle, lors de laquelle la valeur de chaque pixel k de l'image résiduelle est calculée à l'aide de la relation suivante : $I_{res}(P_k) = I_{org}(P_k) - I_{rec}(P_k)$, où :

- P_k est la position du pixel k dans les images reconstruite, originale et résiduelle,

- $I_{res}(P_k)$ est la valeur du pixel de l'image résiduelle situé à la position P_k ,

10 - $I_{org}(P_k)$ est la valeur du pixel de l'image originale situé à la position P_k ,

- $I_{rec}(P_k)$ est la valeur du pixel de l'image reconstruite situé à la position P_k , et

caractérisé en ce que le procédé comporte également l'exécution des étapes suivantes par le calculateur électronique :

2) pour plusieurs pixels de l'image résiduelle, le calcul (54) d'un coefficient $C(P_k)$

15 représentatif de la corrélation entre les pixels d'une région de l'image résiduelle centrée sur le pixel situé à la position P_k et les pixels de la même région dans l'image originale, la taille et la forme de chaque région étant la même pour tous les coefficients de corrélation calculés, la taille prédéterminée de chaque région étant supérieure à neuf pixels et chaque coefficient $C(P_k)$ étant calculé à partir de la covariance entre les pixels

20 de la région de l'image résiduelle et les pixels de la même région dans l'image originale,

3) la construction (56) d'une mesure de la qualité de l'image reconstruite à partir des coefficients calculés lors de l'étape 2).

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel la construction d'une mesure de la
25 qualité de l'image comporte :

- le calcul d'une norme L_p à l'aide de la relation suivante :

$$Icob = \frac{1}{Ti} \left(\sum_{k=1}^{Ti} \left(\|C(P_k)\| \right)^p \right)^{\frac{1}{p}}$$

où :

- Icob est la valeur de la norme L_p ,
- p est un nombre entier prédéterminé supérieur ou égal à un,
- Ti est la taille des images originale et reconstruite,
- $C(P_k)$ sont les coefficients calculés lors de l'étape 2), et

- la construction de la mesure de la qualité de l'image reconstruite à partir de la valeur Icob de cette norme L_p .

3. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le procédé comporte :

- la construction d'une image dans laquelle la valeur de chaque pixel k est construite à partir de la valeur du coefficient $C(P_k)$ calculé, pour obtenir une image représentant les emplacements où se situent des artefacts dans l'image reconstruite, puis

- l'affichage de cette image sur un écran.

4. Procédé d'apprentissage automatique de valeurs optimales $\theta_{j,opt}$ pour des paramètres θ_j d'un optimiseur de qualité d'images apte à recevoir un jeu dégradé de données codant une image dégradée et à élaborer, à partir de ce jeu dégradé de données et des valeurs des paramètres θ_j , un jeu amélioré de données codant une image reconstruite dont la qualité, lorsqu'elle est mesurée à l'aide d'un procédé conforme à l'une quelconque des revendications précédentes, est meilleure que la qualité de l'image dégradée, ce procédé d'apprentissage automatique comportant :

- la fourniture (100) et l'enregistrement dans une mémoire d'un calculateur électronique, d'une base de données contenant des jeux dégradés de données représentatifs des jeux dégradés de données susceptibles d'être fournis à l'optimiseur et, pour chacun de ces jeux dégradés de données, un jeu original de données codant une image originale dont la qualité est maximale, puis l'exécution des étapes suivantes par le calculateur électronique :

1) une étape (102) d'initialisation lors de laquelle des valeurs initiales sont choisies pour chaque paramètre θ_j de l'optimiseur, puis

2) une étape (104) d'optimisation qui détermine de nouvelles valeurs pour les paramètres θ_j de l'optimiseur, qui font décroître la valeur d'une fonction de coût prédéterminée, lors de cette étape d'optimisation, la valeur de la fonction de coût correspondant à des valeurs actuelles des paramètres θ_j de l'optimiseur est calculée en exécutant les opérations suivantes :

2a) l'élaboration (106), par l'optimiseur paramétré avec ces valeurs actuelles des paramètres θ_j et pour chaque jeu dégradé de données contenu dans la base de données, d'un jeu amélioré de données, puis

2b) pour chaque jeu amélioré de données élaboré lors de l'opération 2a), la mesure (108) de la qualité de l'image reconstruite, codée par ce jeu amélioré de données, par rapport à l'image originale, l'image originale étant celle codée par le jeu original de données associé, par la base de données, au jeu dégradé de données à partir duquel l'optimiseur a élaboré ce jeu amélioré de données, puis

2c) le calcul (110) de la valeur de la fonction de coût à partir des mesures de la qualité des images reconstruites, réalisées lors de l'opération 2b), puis

3) une étape (114) de vérification que les valeurs actuelles des paramètres θ_j déterminées lors de l'étape 2) correspondent à une valeur de la fonction de coût proche de son minimum,

4) si la fonction de coût n'est pas proche de son minimum, le procédé retourne à l'étape 2) et, au contraire, si la fonction de coût est suffisamment proche de son minimum, les valeurs optimales $\theta_{j,opt}$ pour chaque paramètre θ_j sont prises égales (116) aux valeurs actuelles correspondantes des paramètres θ_j ,

caractérisé en ce que lors de l'opération 2b), la mesure de la qualité de chaque image reconstruite est réalisée en mettant en œuvre un procédé conforme à l'une quelconque des revendications précédentes.

5. Procédé selon la revendication 4, dans lequel l'étape (100) de fourniture et d'enregistrement de la base de données comporte :

- la génération, à l'aide d'un appareillage de mesure, de chacun des jeux originaux de données contenus dans la base de données, et

- la génération automatique, pour chacun des jeux originaux contenus dans la base de données, du jeu dégradé de données associé à ce jeu original de données dans la base de données.

5 6. Procédé selon la revendication 5, dans lequel la génération automatique de chacun des jeux dégradés de données comporte la génération de ces jeux dégradés de données par le même appareillage de mesure que celui utilisé pour générer les jeux originaux de données.

10 7. Procédé selon la revendication 5 ou 6, dans lequel l'appareillage de mesure est un appareil d'imagerie par résonance magnétique et les jeux dégradés de données sont des espaces k sous-échantillonnés.

8. Procédé selon l'une quelconque des revendications 4 à 7, dans lequel
15 l'optimiseur d'images comporte un réseau de neurones.

9. Support (26) d'enregistrement d'informations, lisible par un microprocesseur, comportant des instructions exécutables par ce microprocesseur, caractérisé en ce que ce support comporte des instructions non transitoires pour l'exécution d'un procédé
20 conforme à l'une quelconque des revendications 4 à 8, lorsque ces instructions sont exécutées par le microprocesseur.

10. Procédé de fabrication d'un dispositif de reconstruction d'une image à partir d'un jeu dégradé de données, ce jeu dégradé de données codant seulement une image
25 dégradée dont la qualité, lorsqu'elle est mesurée à l'aide d'un procédé conforme à l'une quelconque des revendications 1 à 3, est inférieure à la qualité de l'image reconstruite, ce procédé comportant :

- l'implémentation (134), dans un calculateur électronique, d'un optimiseur de qualité d'images, cet optimiseur étant apte à recevoir le jeu dégradé de données et à élaborer,
30 à partir de ce jeu dégradé de données, un jeu amélioré de données codant l'image reconstruite, cet optimiseur de qualité d'images comportant des paramètres θ_j à partir desquels est également élaboré chaque jeu amélioré de données,

- l'apprentissage automatique (136) de valeurs optimales $\theta_{j,opt}$ pour les paramètres θ_j de l'optimiseur de qualité d'images,
- l'implantation (138), dans le calculateur électronique, d'une valeur pour chacun des paramètres θ_j comprise entre $0,95*\theta_{j,opt}$ et $1,05*\theta_{j,opt}$, pour obtenir le dispositif de reconstruction d'images,
5 caractérisé en ce que l'apprentissage automatique (136) est réalisé conformément à l'une quelconque des revendications 4 à 9.

11. Système d'imagerie comportant :

- 10 - un appareillage (4) de mesure apte à générer :
- des jeux originaux de données codant chacun une image originale dont la qualité, lorsqu'elle est mesurée à l'aide d'un procédé conforme à l'une quelconque des revendications 1 à 3, est maximale, et
 - des jeux dégradés de données codant chacun une image dégradée dont la
15 qualité, lorsqu'elle est mesurée à l'aide d'un procédé conforme à l'une quelconque des revendications 1 à 3, est inférieure à la qualité de l'image originale correspondante,
- un dispositif de reconstruction d'une image dite « reconstruite » apte à construire, à partir d'un jeu dégradé de données généré par l'appareillage (4) de mesure, un jeu
20 amélioré de données codant une image reconstruite dont la qualité, lorsqu'elle est mesurée à l'aide d'un procédé conforme à l'une quelconque des revendications 1 à 3, est meilleure que la qualité de l'image dégradée, ce dispositif de reconstruction comportant un calculateur électronique (20) dans lequel est implémenté un optimiseur (28) de qualité d'images apte à recevoir le jeu dégradé de données et à élaborer, à
25 partir de ce jeu dégradé de données, le jeu amélioré de données codant l'image reconstruite, cet optimiseur (28) de qualité d'images comportant des paramètres θ_j à partir desquels est également élaboré chaque jeu amélioré de données, et
- un dispositif d'apprentissage automatique de valeurs optimales $\theta_{j,opt}$ pour les paramètres θ_j de l'optimiseur de qualité d'images,
30 caractérisé en ce que le dispositif d'apprentissage automatique est configuré pour mettre en œuvre un procédé d'apprentissage automatique des valeurs optimales $\theta_{j,opt}$ conforme à la revendication 5.

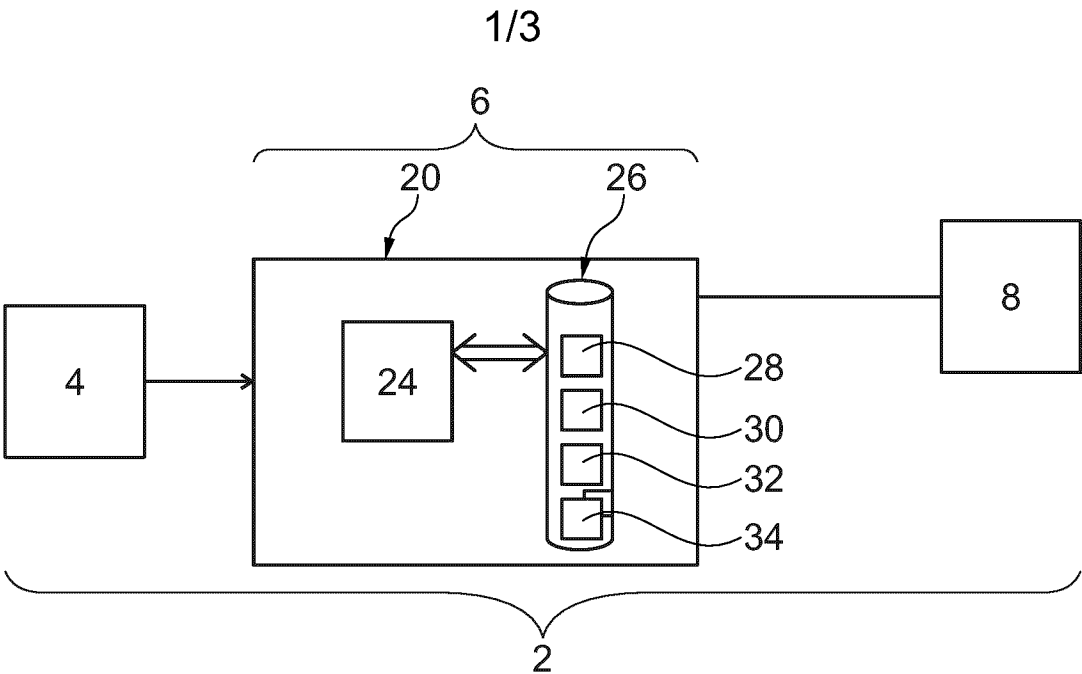


Fig. 1

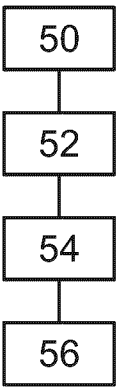


Fig. 2

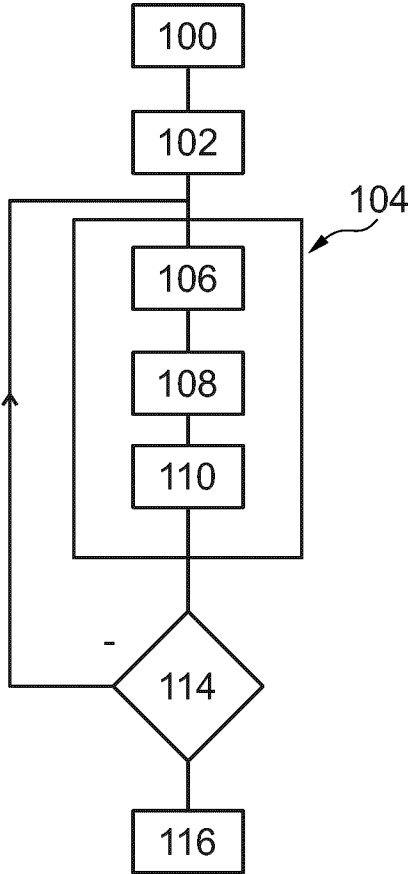


Fig. 7

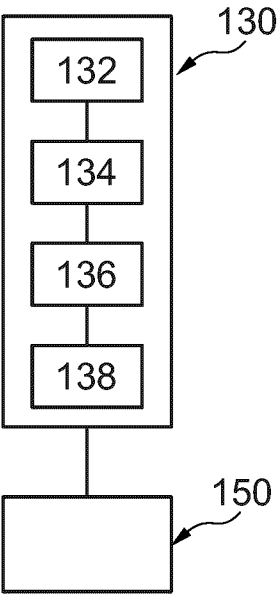


Fig. 8

2/3

60

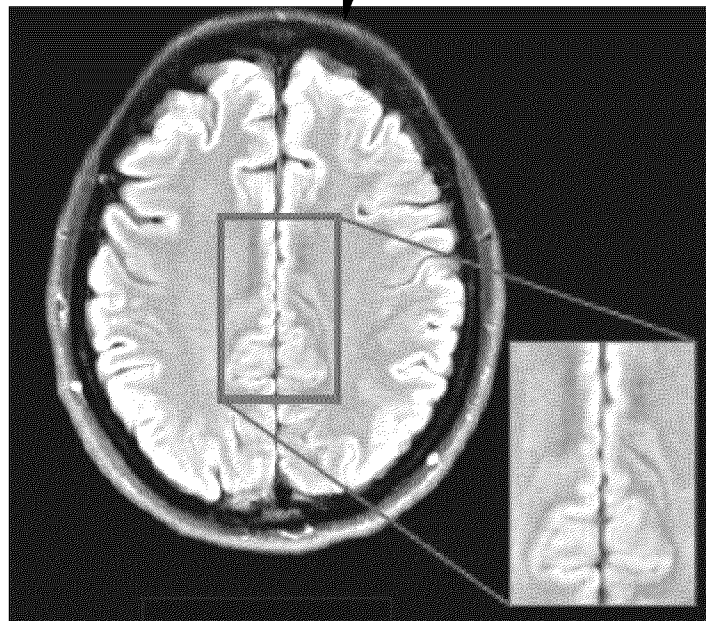


Fig. 3

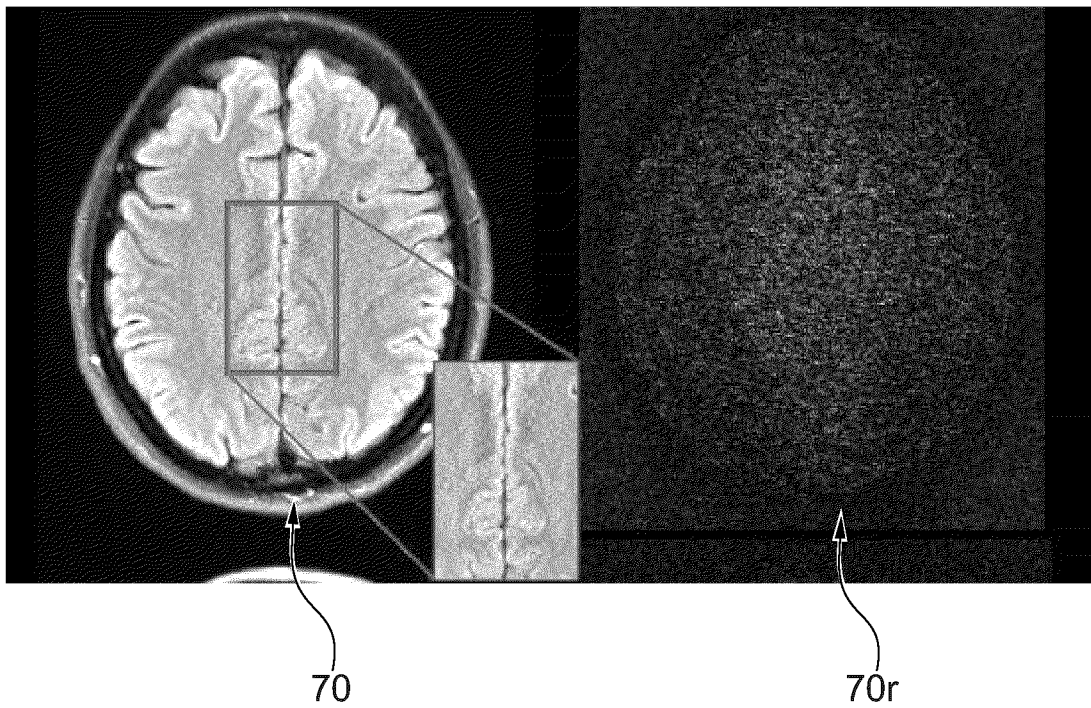


Fig. 4

3/3

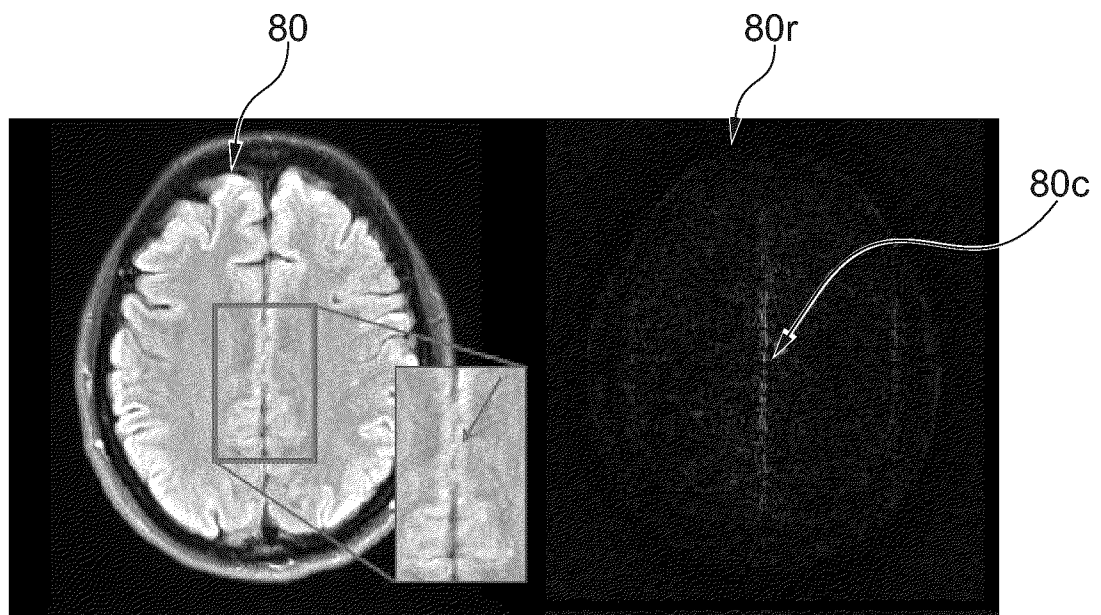


Fig. 5

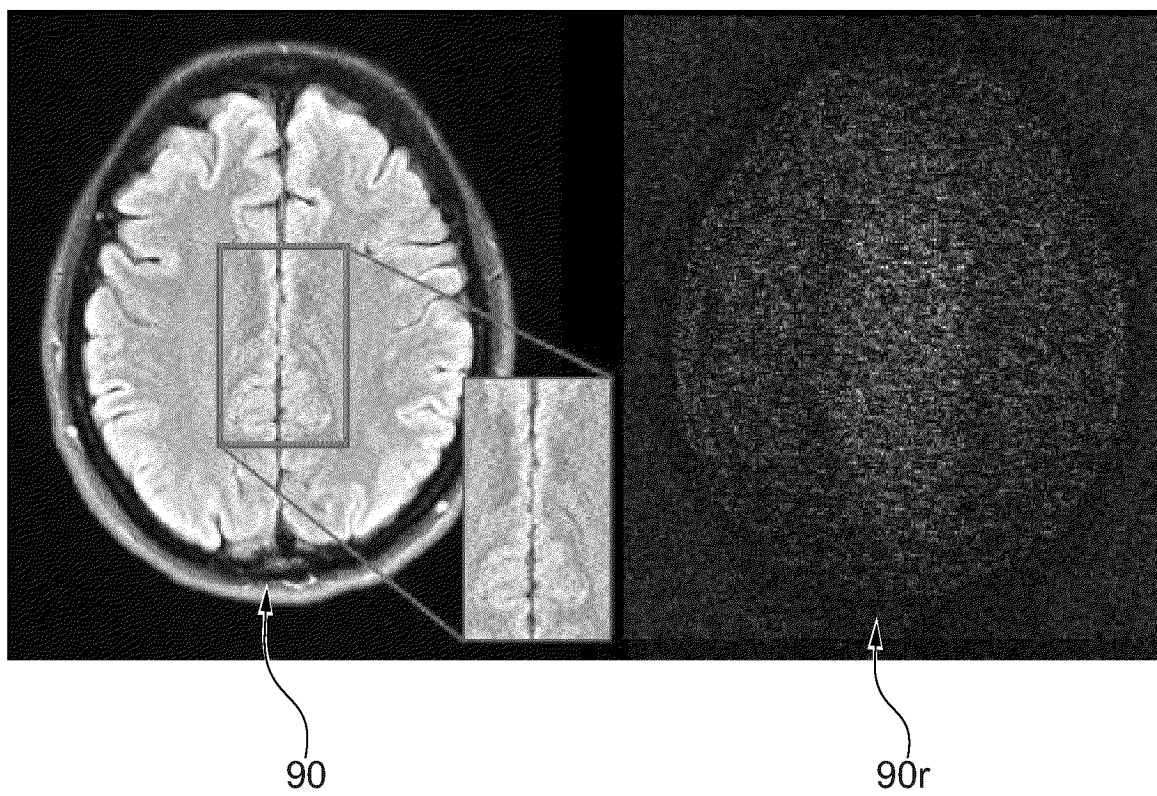


Fig. 6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/EP2024/073294

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER G06T 7/00 (2017.01)i; G06T 7/254 (2017.01)i; H04N 19/154 (2014.01)i; G06T 5/50 (2006.01)n; H04N 17/00 (2006.01)n According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G06T; H04N Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 109285146 B (UNIV NANJING POSTS & TELECOMMUNICATIONS) 10 December 2021 (2021-12-10) title abstract summary the whole document	1-11
A	MARIUS PEDERSEN. "Full-Reference Image Quality Metrics: Classification and Evaluation" <i>FOUNDATIONS AND TRENDS IN COMPUTER GRAPHICS AND VISION</i> , Vol. 7, No. 1, 01 January 2011 (2011-01-01), pages 1-80 DOI: 10.1561/06000000037 ISSN: 1572-2740, XP055119441 the whole document 3.1.1 Mean Squarred Error pages 10-12 pages 22-28	1-11
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 19 September 2024		Date of mailing of the international search report 04 October 2024
Name and mailing address of the ISA/EP European Patent Office p.b. 5818, Patentlaan 2, 2280 HV Rijswijk Netherlands (Kingdom of the) Telephone No. (+31-70)340-2040 Facsimile No. (+31-70)340-3016		Authorized officer Thollot, Julien Telephone No.

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2017042496 A1 (SHANBHAG DATTESH DAYANAND [IN] ET AL) 16 February 2017 (2017-02-16) the whole document figures 1-3 paragraphs [0031], [0047] paragraph [0054] paragraphs [0072] - [0074]	1-11
A	ZHOU WANG ET AL. "Mean squared error: Love it or leave it? A new look at Signal Fidelity Measures" <i>IEEE SIGNAL PROCESSING MAGAZINE, IEEE, USA</i> , Vol. 26, No. 1, 01 January 2009 (2009-01-01), pages 98-117 DOI: 10.1109/MSP.2008.930649 ISSN: 1053-5888, XP011267432 the whole document figures 7, 8d Page 2 col 1-2 P8 col 1- Page 12 col 1 Page 15 "image restoration"	1-11
A	CN 113469998 A (UNIV XIAN POSTS & TELECOMMUNICATIONS) 01 October 2021 (2021-10-01) the whole document	1-11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/EP2024/073294

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
CN	109285146	B	10 December 2021	NONE	
US	2017042496	A1	16 February 2017	CN 106462972 A	22 February 2017
				US 2017042496 A1	16 February 2017
				WO 2015164687 A1	29 October 2015
CN	113469998	A	01 October 2021	NONE	

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE		
INV.	G06T7/00	G06T7/254 H04N19/154
ADD.	G06T5/50	H04N17/00
Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB		
B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE		
Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement) G06T H04N		
Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche		
Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés) EPO - Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	CN 109 285 146 B (UNIV NANJING POSTS & TELECOMMUNICATIONS) 10 décembre 2021 (2021-12-10) title abrégé summary le document en entier ----- - / - -	1 - 11
☒ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents ☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe		
* Catégories spéciales de documents cités: "A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent "E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date "L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée) "O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens "P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée "T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention "X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément "Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier "&" document qui fait partie de la même famille de brevets		
Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée 19 septembre 2024		Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale 04/10/2024
Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Fonctionnaire autorisé Thollot, Julien

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	MARIUS PEDERSEN: "Full-Reference Image Quality Metrics: Classification and Evaluation", FOUNDATIONS AND TRENDS IN COMPUTER GRAPHICS AND VISION, vol. 7, no. 1, 1 janvier 2011 (2011-01-01) , pages 1-80, XP055119441, ISSN: 1572-2740, DOI: 10.1561/06000000037 le document en entier 3.1.1 Mean Squarred Error pages 10-12 pages 22-28 -----	1-11
A	US 2017/042496 A1 (SHANBHAG DATTESH DAYANAND [IN] ET AL) 16 février 2017 (2017-02-16) le document en entier figures 1-3 alinéas [0031], [0047] alinéa [0054] alinéas [0072] - [0074] -----	1-11
A	ZHOU WANG ET AL: "Mean squared error: Love it or leave it? A new look at Signal Fidelity Measures", IEEE SIGNAL PROCESSING MAGAZINE, IEEE, USA, vol. 26, no. 1, 1 janvier 2009 (2009-01-01), pages 98-117, XP011267432, ISSN: 1053-5888, DOI: 10.1109/MSP.2008.930649 le document en entier figures 7, 8d Page 2 col 1-2 P8 col 1- Page 12 col 1 Page 15 "image restoration" -----	1-11
A	CN 113 469 998 A (UNIV XIAN POSTS & TELECOMMUNICATIONS) 1 octobre 2021 (2021-10-01) le document en entier -----	1-11

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/EP2024/073294

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
CN 109285146	B	10-12-2021	AUCUN	

US 2017042496	A1	16-02-2017	CN 106462972 A	22-02-2017
			US 2017042496 A1	16-02-2017
			WO 2015164687 A1	29-10-2015

CN 113469998	A	01-10-2021	AUCUN	
