



(43) Date de la publication internationale
29 janvier 2015 (29.01.2015)

WIPO | PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2015/011393 A1

(51) Classification internationale des brevets :

A61B 5/00 (2006.01) A61B 8/14 (2006.01)
A61B 5/053 (2006.01) A61B 5/04 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/FR2014/051880

(22) Date de dépôt international :

21 juillet 2014 (21.07.2014)

(25) Langue de dépôt :

français

(26) Langue de publication :

français

(30) Données relatives à la priorité :

13 57178 22 juillet 2013 (22.07.2013) FR

(71) Déposant : CENTRE NATIONAL DE LA RE-
CHERCHE SCIENTIFIQUE - CNRS - [FR/FR]; 3, rue
Michel Ange, Paris Cedex 16, 75794 (FR).

(72) Inventeurs : TANTER, Mickael; 7 rue de la Lisette, F-
92220 Bagneux (FR). PERNOT, Mathieu; 22 rue de la
Reynie, F-75004 Paris (FR). FINK, Mathias; 16 rue
Edouard Laferrière, F-92190 Meudon (FR). PROVOST,
Jean; 10 rue des Peupliers, F-75013 Paris (FR).

(74) Mandataire : CABINET PLASSERAUD; 52 rue de la
Victoire, F-75440 Paris Cedex 09 (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, CZ, DE, DK, DM,
DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR,
KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME,
MG, MK, MN, 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, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM,
TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM,
ZW.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre
de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH,
GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, 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, 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))

(54) Title : ACOUSTIC-ELECTRIC IMAGING METHOD AND DEVICE

(54) Titre : PROCÉDÉ ET DISPOSITIF D'IMAGERIE ACOUSTO-ÉLECTRIQUE

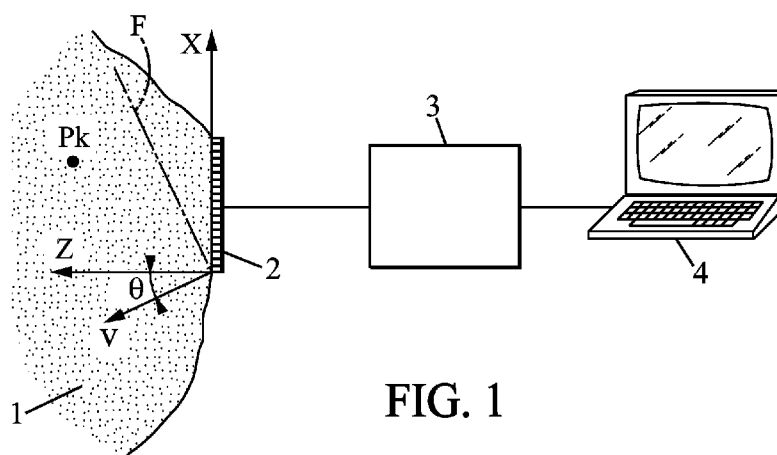


FIG. 1

(57) Abstract : The invention relates to an acoustic-electric imaging method, which includes: (a) a measurement step during which incident ultrasonic waves having different wavefronts are emitted in a medium 1 to be imaged, and at least one electric sensor is used to capture raw electric signals $E_{raw_1}(t)$ respectively during the propagation of the incident waves; (b) a step of forming an image, during which an image of the medium including an electric current map is determined from the raw electric signals $E_{raw_1}(t)$.

(57) Abrégé : Procédé d'imagerie acousto-électrique, comprenant : (a) une étape de mesure au cours de laquelle on émet dans un milieu 1 à imager, des ondes ultrasonores incidentes ayant des fronts d'ondes différents, et on fait capter par au moins un capteur électrique, des

[Suite sur la page suivante]



signaux électriques bruts $E_{raw_1}(t)$ respectivement pendant la propagation des ondes incidentes, (b) une étape de formation d'image, au cours de laquelle on détermine à partir des signaux électriques bruts $E_{raw_1}(t)$, une image du milieu comprenant une cartographie de courants électriques.

Procédé et dispositif d'imagerie acousto-électrique.

DOMAINE DE L'INVENTION

La présente invention est relative aux procédés et dispositifs d'imagerie acousto-électrique.

Des organes comme le cœur, les muscles squelettiques et le cerveau sont parcourus en permanence par des impulsions électriques qui transportent les informations dans les neurones, ou qui déclenchent les contractions musculaires ou du myocarde. Pouvoir imager la propagation de ces impulsions est extrêmement important pour diagnostiquer de nombreuses pathologies et comprendre les mécanismes cérébraux par l'exploration fonctionnelle du cerveau.

L'imagerie acousto-électrique exploite l'interaction entre les ultrasons et les courants électriques pour déterminer la valeur du courant électrique aux points d'interaction entre les ultrasons et les tissus, classiquement au niveau de la tache focale d'une onde ultrasonore focalisée.

ARRIERE-PLAN DE L'INVENTION

Le document US8057390 décrit un exemple de procédé d'imagerie acousto-électrique, dans lequel on émet des ondes ultrasonores focalisées pour former, ligne par ligne, une image du courant. Ce processus d'acquisition est lent, et ce d'autant plus que, les signaux électriques obtenus étant très faibles, un niveau de moyennage important est nécessaire. On obtient donc de faibles débits d'images.

Par ailleurs, Kuchment et al. « Synthetic focusing in ultrasound modulated tomography », Inverse problem and imaging, 2009-10-01, pages 1-9, XP055116447, ont proposé un procédé d'imagerie acousto-électrique synthétique, qui prévoit que les transducteurs émettent un par un des ondes sphériques. Il en résulte un processus lent. De plus, les ondes ultrasonores incidentes ont une amplitude trop

faible.

RESUME DE L'INVENTION

La présente invention a notamment pour but de pallier cet inconvénient.

A cet effet, l'invention propose un procédé d'imagerie acousto-électrique, comprenant :

(a) une étape de mesure au cours de laquelle on fait émettre par un ensemble de transducteurs T_i , dans un champ d'observation d'un milieu à imager, un nombre N au moins égal à 2 d'ondes ultrasonores incidentes l non focalisées dans le champ d'observation et ayant des fronts d'ondes différents, chaque onde ultrasonore incidente étant émise par plusieurs transducteurs T_i de l'ensemble de transducteurs, N étant au moins égal à 2 et inférieur à 100, et on fait capter par au moins un capteur électrique en contact avec le milieu à imager, des signaux électriques bruts $E_{raw1}(t)$ respectivement pendant la propagation des ondes incidentes l ,

(b) une étape de formation d'image, au cours de laquelle on détermine à partir des signaux électriques bruts $E_{raw1}(t)$ obtenus à l'étape (a), une image du milieu comprenant une cartographie de courants électriques (c'est-à-dire une cartographie de valeurs électriques représentatives des densités de courant locales en chaque point du milieu).

Grâce à ces dispositions, on peut réaliser une imagerie ultrarapide des impulsions électriques dans le milieu observé, et éventuellement filmer la propagation d'impulsions électrique en profondeur dans les tissus, en temps-réel et avec une résolution millimétrique.

Dans divers modes de réalisation du procédé selon l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- au cours de l'étape b) on détermine, au moins à partir des N signaux électriques bruts $E_{raw1}(t)$, pour un

nombre M de points de focalisation fictifs P_k dans champ d'observation, des valeurs électriques E_{coherent_k} correspondant chacune au signal électrique qui aurait été capté si une onde ultrasonore focalisée au point P_k avait été émise par lesdits transducteurs ;

- au cours de l'étape (b), on applique aux signaux électriques bruts $E_{\text{raw}_l}(t)$ une transformée en ondelettes inverse WT^{-1} , puis une transformée de Radon inverse R^{-1} (les signaux électriques bruts $E_{\text{raw}_l}(t)$ peuvent bien entendu subir un traitement préliminaire avant la transformée de Radon inverse R^{-1});

- au cours de l'étape (b), on superpose à la cartographie de courants électriques, une image échographique du milieu réalisée avec l'ensemble de transducteurs ;

- au cours de l'étape (a), on fait capter par les transducteurs T_i des signaux acoustiques $R_{\text{raw}_{l,i}}(t)$ représentatifs d'ondes ultrasonores réverbérées par le milieu respectivement à partir des ondes incidentes l , au cours de l'étape (b), on détermine à partir des N ensembles de signaux $R_{\text{raw}_{l,i}}(t)$ captés, M signaux acoustiques cohérents $R_{\text{coherent}_{k,i}}(t)$ correspondant aux signaux acoustiques qui auraient été reçus par les transducteurs T_i si une onde ultrasonore focalisée au point P_k avait été émise par lesdits transducteurs, et on calcule l'image échographique du milieu à partir des signaux acoustiques cohérents ;

- au cours de l'étape (b), on détermine l'image échographique par formation de voies à partir des signaux acoustiques cohérents ;

- le milieu à imager est un tissu humain ou animal.

Par ailleurs, l'invention a également pour objet un dispositif pour la mise en œuvre d'un procédé d'imagerie acousto-électrique, comprenant un ensemble de transducteurs T_i , moins un capteur électrique, et des moyens de commande

et traitement adaptés pour :

(a) faire émettre par un ensemble de transducteurs T_i , dans un milieu à imager, un nombre N d'ondes ultrasonores incidentes non focalisées l ayant des fronts d'ondes différents chaque onde ultrasonore incidente étant émise par plusieurs transducteurs T_i de l'ensemble de transducteurs, N étant au moins égal à 2 et inférieur à 100, et faire capter par au moins un capteur électrique en contact avec le milieu à imager, des signaux électriques bruts $E_{raw1}(t)$ respectivement pendant la propagation des ondes incidentes l ,

(b) déterminer à partir des signaux électriques bruts $E_{raw1}(t)$, une image du milieu comprenant une cartographie de courants électriques.

BREVE DESCRIPTION DES DESSINS

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront au cours de la description suivante d'un de ses modes de réalisation, donné à titre d'exemple non limitatif, en regard des dessins joints.

Sur les dessins :

- la figure 1 est une vue schématique d'un dispositif pour la mise en œuvre d'un procédé selon un mode de réalisation de l'invention, et
- la figure 2 est un schéma bloc d'une partie du dispositif de la figure 1.

DESCRIPTION DETAILLEE

Sur les différentes figures, les mêmes références désignent des éléments identiques ou similaires.

La figure 1 montre un exemple de dispositif d'imagerie acousto-électrique adapté pour imager un milieu 1 par émission et réception d'ondes ultrasonores de compression (par exemple de fréquences comprises entre 0.2 et 40 MHz), avec mesure simultanée de valeurs électriques.

Le milieu 1 à imager peut consister notamment en des tissus d'un patient ou d'un animal, notamment un muscle

(myocarde ou autre) ou un cerveau.

Le dispositif d'imagerie comporte par exemple :

- un réseau 2 de n transducteurs ultrasonores, comprenant par exemple quelques centaines de transducteurs et adapté pour réaliser une image bidimensionnelle (2D) d'un champ d'observation (zone d'intérêt, balayée par les ondes ultrasonores) dans le milieu 1 à imager ;
- une baie électronique 3 ou similaire commandant le réseau 2 de transducteurs et adaptée pour acquérir les signaux captés par ce réseau de transducteurs ;
- un ordinateur 4 ou similaire pour commander la baie électronique 3 et visualiser les images ultrasonores obtenues à partir desdits signaux captés.

Le réseau 2 de transducteurs peut par exemple être un réseau linéaire formé par une barrette de transducteurs juxtaposés selon un axe X , l'axe Z perpendiculaire à l'axe X désignant la direction de la profondeur dans le champ d'observation. Dans ce qui suit, les transducteurs seront notés T_i , i étant un indice désignant le rang de chaque transducteur selon l'axe X . La description qui suit sera faite en prenant pour exemple ce type de réseau 2 de transducteurs, mais d'autres formes de de réseau de transducteurs sont également possibles dans le cadre de la présente invention, notamment des réseaux bidimensionnels.

Le dispositif comporte en outre au moins un capteur électrique E_1 (figure 2), constitué par exemple par deux électrodes mesurant une différence de potentiel électrique. Ce capteur électrique peut avantageusement être fixé au le réseau 2 de transducteurs et adapté pour entrer en contact avec le milieu 1 à imager en même temps que les transducteurs du réseau 2.

Le nombre de capteurs électriques E_1 utilisé est relativement faible, généralement moins de 10, avantageusement moins de 5 et le plus souvent 1.

Comme représenté sur la figure 2, la baie

électronique 3 peut comprendre par exemple :

- $n+1$ convertisseurs analogique / digital 5 (A/D_i - A/D_e) connectés individuellement aux n transducteurs T_i du réseau 2 de transducteurs et au capteur électrique E_l ,
- $n+1$ mémoires tampon 6 (B_i-B_e) respectivement connectées aux n convertisseurs analogique / digital 5,
- une unité centrale 8 (CPU) communiquant avec les mémoires tampon 6 et l'ordinateur 4,
- une mémoire 9 (MEM) connectée à l'unité centrale 8,
- un processeur numérique de signal 10 (DSP) connecté à l'unité centrale 8.

On notera que les $n+1$ convertisseurs analogique / digital 5 (A/D_i - A/D_e) peuvent être identiques, de même que les $n+1$ mémoires tampon 6 (B_i-B_e), de sorte que le dispositif utilisé peut être simplement un dispositif utilisé classiquement en imagerie acoustique ultrarapide.

Ce dispositif permet de mettre en œuvre un procédé d'imagerie acousto-électrique du milieu 1, qui inclut notamment les étapes suivantes, mises en œuvre par l'unité centrale 8 assistée du processeur 8 et du processeur numérique de signal 10 :

- a) Mesure (émission / réception et enregistrement des données brutes),
- b) détermination d'une image du milieu comprenant une cartographie de valeurs électriques.

Etape (a) : Mesure (émission / réception et enregistrement des données brutes) :

Le réseau 2 de transducteurs et le capteur électrique E_l sont mis en contact avec le milieu 1 et un nombre N d'ondes incidentes ultrasonores est émis dans le milieu 1 par les transducteurs T_i (N peut être compris par exemple entre 2 et 100, notamment entre 5 et 10). Les ondes incidentes en question sont non focalisées (plus

précisément, non focalisées dans le champ d'observation) et ont des respectivement fronts d'onde différents, c'est-à-dire des fronts d'onde de formes différentes et / ou d'orientation différentes. Avantageusement, les ondes incidentes peuvent être des ondes planes ou divergentes dont les fronts d'onde F respectifs (le front d'onde F d'une seule onde est représenté sur la figure 1) ont des inclinaisons toutes différentes, caractérisées par leurs angles d'inclinaison respectifs θ mesurés entre leur direction de propagation V et l'axe Z , ou encore des ondes divergentes émises comme si elles provenaient de différents points de l'espace. L'exemple des ondes planes sera considéré dans ce qui suit.

Les ondes incidentes sont généralement des impulsions de moins d'une microseconde, typiquement environ 1 à 10 cycles de l'onde ultrasonore à la fréquence centrale. Les tirs d'ondes incidentes peuvent être séparés les uns des autres par exemple d'environ 50 à 200 microsecondes.

Chaque onde incidente rencontre dans le milieu 1 des diffuseurs qui réverbèrent l'onde incidente. L'onde ultrasonore réverbérée est captée par les transducteurs T_i du réseau. Le signal ainsi capté par chaque transducteur T_i provient de l'ensemble du milieu 1, puisque l'onde incidente n'est pas focalisée en émission. De même, le capteur électrique E_1 capte un signal électrique $E(t)$ pendant la propagation de l'onde ultrasonore incidente, et ce signal électrique résulte de l'interaction entre l'onde incidente et le milieu 1 à imager sur toute la ligne représentée par le front d'onde, à chaque instant de mesure.

Les signaux réverbérés captés par les n transducteurs T_i sont alors numérisés par les convertisseurs analogique-digital correspondants A/D_i et mémorisés dans les mémoires tampon correspondantes B_i , tandis que le signal électrique est numérisé par le convertisseur analogique-digital A/D_e .

et mémorisé dans la mémoire tampon correspondante B_e . Les signaux ainsi mémorisés dans les mémoires tampon après chaque tir incidents seront appelées ci-après données brutes. Ces données brutes consistent en $n+1$ signaux temporels bruts $R\text{Fraw}_{1,i}(t)$ et $E\text{raw}_1(t)$ captés respectivement par les transducteurs T_i et le capteur électrique E_1 après le tir l d'onde ultrasonore incidente.

Après chaque tir l d'onde incidente, les signaux mémorisés dans les mémoires tampons $B_i - B_e$ sont transférés dans la mémoire 9 du processeur de signal 10 aux fins de traitement par ce processeur. A la fin de l'étape (a), la mémoire 9 contient donc N matrices (vecteurs) de $n+1$ signaux bruts.

L'étape (a) est réitérée à cadence rapide, par exemple 500 Hz ou plus, ce qui est rendu possible par le faible nombre N d'ondes incidentes utilisé pour faire une image.

Etape (b): détermination d'une image du milieu comprenant une cartographie de valeurs électriques :

Deux méthodes seront expliquées ci-après pour réaliser cette étape (b).

b1) Première méthode : Synthèse de données cohérentes :

A partir des N matrices de données brutes, un nombre M de matrices (vecteurs) de données cohérentes synthétiques est calculé par le processeur 8, respectivement en M points $P_k(x, z)$ du champ d'observation (k étant un entier compris entre 1 et M et x, z étant les coordonnées du point P_k sur les axes X, Z). Chacune de ces M vecteurs de données cohérentes synthétiques comporte n signaux temporels $R\text{Fcoherent}_{k,i}(t)$ correspondant aux signaux qui seraient captés respectivement par les transducteurs T_i si les transducteurs émettaient une onde incidente focalisée au point P_k .

Les matrices de données cohérentes peuvent être

obtenues par exemple en supposant une vitesse de propagation c homogène dans tout le milieu 1 pour les ondes de compression ultrasonores, selon le principe expliqué notamment dans le document EP2101191 ou dans l'article de Montaldo et al. « Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography » (IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 2009 Mar ; 56(3) : 489-506).

La direction de propagation de l'onde plane correspondant à chaque tir l étant connue, et la vitesse de propagation c étant connue, le processeur 8 peut calculer pour chaque point P_k le temps de propagation $\tau_{ec}(l,k)$ de l'onde incidente l jusqu'au point P_k , et le temps de propagation $\tau_{rec}(l,k, i)$ de l'onde réverbérée depuis le point P_k vers le transducteur T_i , donc le temps de trajet total aller-retour $\tau(l,k, i) = \tau_{ec}(l,P_k) + \tau_{rec}(l,P_k, i)$.

Le signal acoustique spatialement cohérent pour le transducteur T_i , correspondant au point de focalisation virtuel P_k , est alors calculé selon la formule :

$$RFcoherent_{kij} = \sum_l B(l) RFraw_{ij}(\tau(l,k,i,j)) \quad (1)$$

où $B(l)$ est une fonction de pondération pour la contribution de chaque tir l d'onde incidente (dans les cas courants, les valeurs $B(l)$ peuvent être toutes égales à 1). Ce signal $RFcoherent_{kij}$ présente une seule valeur pour chaque point P_k .

De la même façon, on peut calculer un signal électrique cohérent $Ecoherent_k$:

$$Ecoherent_k(t) = \sum_l B(l) Eraw_l(\tau(l,k,i,j)) \quad (1bis)$$

Cette valeur électrique est celle qui serait mesurée par le capteur électrique $E1$ si une onde ultrasonore incidente focalisée en P_k avait émise, particulièrement si on émet un nombre suffisant d'ondes incidentes pour obtenir une image acousto-électrique, par exemple 40 à 100 ondes

incidentes pour obtenir une grande résolution d'image.

Ces valeurs $E_{coherent_k}$ sont représentatives des courants électriques aux points P_k , de la même façon que les valeurs électriques captées dans les méthodes connues d'imagerie acousto-électrique susmentionnées, et donnent donc une cartographie des courants électriques dans le champ d'observation.

Les matrices de données cohérentes $RF_{coherent_k}$ et éventuellement les valeurs $E_{coherent_k}$ peuvent ensuite être éventuellement affinées en corrigeant les effets d'aberrations dans le milieu 1, par exemple comme expliqué par exemple dans les documents EP2101191 ou Montaldo et al « Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography » (IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 2009 Mar ; 56(3): 489-506).

La cartographie des courants électriques peut être présentée à l'écran de l'ordinateur 4, éventuellement en superposition avec une image échographique B mode du milieu 1 ou une autre image dudit milieu 1, notamment une image échographique obtenue à partir des matrices $E_{coherent_k}$ par formation de voie en réception, comme expliqué par exemple dans le document EP2101191 susmentionné.

b2) Deuxième méthode : Transformée de Radon et ondelettes :

A partir des signaux électriques $E_{raw_k}(t)$, on peut également remonter directement aux valeurs locales de courants électriques aux points P_k , comme il sera expliqué ci-après.

Le signal électrique brut $E_{raw_k}(t)$ peut être modélisé comme suit :

$$E_{raw_k} = \int_{volume} K \rho J(x, y, z) \Delta P(x, y, z) dx dy dz \quad (2)$$

Où :

K est une constante d'interaction de l'ordre de 10^{-9} Pa^{-1} ,

ρ est la résistivité du milieu,

ΔP est la variation de pression

y est une coordonnée selon un axe Y perpendiculaire au plan (X, Z) et

J est la distribution de densité de courant détectée, c'est-à-dire, le produit scalaire du vecteur densité de courant par le vecteur de sensibilité des électrodes du capteur électrique El .

L'onde ultrasonore émise étant une onde plane impulsionnelle, $\Delta P(x, y, z)$ peut être paramétrisé en fonction de l'angle d'émission θ et le temps t . En ignorant la direction Y , nous avons:

$$\Delta P(x, z) = \Delta P(-q \sin \theta + ct \cos \theta, q \cos \theta + ct \sin \theta),$$

où q et ct sont des coordonnées respectivement selon la direction du front d'onde F et selon la direction de propagation V .

En considérant l'onde ultrasonore émise comme une impulsion de Dirac, c'est-à-dire une impulsion infiniment courte, le signal acousto-électrique devient:

$$\frac{E_{\text{raw}}}{K\rho} = \int_{-\infty}^{+\infty} J(-q \sin \theta + ct \cos \theta, q \cos \theta + ct \sin \theta) dq \quad (3)$$

Ou de façon équivalente :

$$\frac{E_{\text{raw}}}{K\rho} = RJ(\theta, ct) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} J(x, z) \delta(x \sin \theta + z \cos \theta - ct) dx dz \quad (4)$$

où $R[J]$ est la transformée de Radon.

En pratique, l'onde incidente n'est pas une impulsion de Dirac mais un signal impulsionnel de bande de fréquence finie, ce qui résultera en une convolution par rapport à la variable ct de la transformée de Radon :

$$\frac{E_{\text{raw}}}{K\rho}(\theta, t) = W(ct) \otimes RJ(\theta, ct) \quad (5)$$

où $W(ct)$ est la forme d'onde émise et \otimes est le produit de convolution.

Par exemple, une émission ultrasonore typique produit

le noyau (kernel) de convolution suivant:

$$W(ct) = e^{\frac{-(ct)^2}{2(n\lambda)^2}} \sin \frac{ct}{m\lambda} \quad (6)$$

où n et m peuvent être ajustés à l'intérieur de la bande de fréquence du transducteur. Ce noyau de convolution est équivalent à une transformée en ridgelettes (« ridgelet transform ») [E. J. Candes, "Ridgelets: theory and applications," Stanford University, 1998] de la distribution de la densité de courant.

En pratique, $m = n$ et ce noyau de convolution devient une décomposition en ridgelettes avec les paramètres suivant: $a = n\lambda$, $b = ct$ et θ .

La décomposition en ridgelettes possède plusieurs propriétés mathématiques comme une relation de Parseval-Plancherel, une formule de reconstruction, une représentation parcimonieuse d'objets à variation lente loin de discontinuités linéaires, et peut être exprimée comme une composition d'une transformation en ondelettes et de la transformée de Radon.

Plus spécifiquement, en notant les transformées en ondelettes et en ridgelettes par $WT[.]$, et $RT[.]$, respectivement, il peut être démontré que

$$\frac{E_{raw_k}}{K\rho} = WT[R(J)] \quad (7)$$

Les inversions de la transformée en ondelettes et de la transformée de Radon sont des problèmes bien connus. En effet, il existe des inversions exactes, respectivement WT^{-1} et R^{-1} pour ces deux transformées et nous avons donc:

$$J = R^{-1} \left[WT^{-1} \left(\frac{E_{raw_k}}{K\rho} \right) \right] \quad (8).$$

En pratique, l'inversion se produit en deux étapes: d'abord, inverser la transformée en ondelettes WT , puis inverser la transformée de Radon R .

On obtient ainsi une cartographie de la densité de courant dans tout le champ d'observation (zone balayée par

les ondes incidentes) à l'intérieur du milieu à imager, et ce après une acquisition très rapide, ce qui permet de suivre en temps réel des phénomènes électriques très rapides, en obtenant un véritable film de la propagation des impulsions électriques.

Par ailleurs, il est souhaitable de maximiser le rapport signal à bruit (SNR), la résolution et le débit d'images.

Une approche consiste à émettre les ondes incidentes sous formes d'impulsions les plus courtes possible, ce qui optimise la résolution. Cependant, cela correspond à une faible énergie émise et donc, à un faible SNR.

Autrement, il est aussi possible de diviser la bande de fréquence en sous-bandes correspondant à des émissions plus longues (et donc plus énergétiques). Il en résulte, en théorie, une augmentation du SNR mais une diminution du débit d'images (puisque'il faut plusieurs émissions pour former une image).

Finalement, une troisième approche consiste en l'émission d'un « chirp » qui peut être utilisé pour faire de la compression d'impulsion. Cette approche permet de maximiser le SNR tout en conservant le débit d'images.

Le SNR peut aussi être amélioré en limitant l'effet du bruit. Puisque la transformée en ridgelettes est une base parcimonieuse qui représentera la distribution de densité de courant avec un petit nombre de grands coefficients et un grand nombre de petits coefficients, le débruitage peut être obtenu simplement en appliquant un seuillage sur les signaux obtenus. Une première approche consiste en un seuillage éliminant les 'petits' coefficients. Autrement, il est aussi possible d'utiliser la physique du problème. Par exemple, les coefficients contenant principalement du bruit peuvent être identifiés en performant l'intercorrélation sur des fenêtres de signaux reçus pour deux émissions de polarités opposées. De plus ces signaux

peuvent être soustraits pour éliminer les artefacts systématiques.

Plusieurs techniques existent pour l'inversion de la transformée de Radon. La plus commune est probablement la rétroprojection filtrée, qui consiste en l'application d'un filtre de type rampe avant la rétroprojection (correspondant à la formation de voies). Pour éviter cette étape qui augmente le niveau de bruit, il est aussi possible d'émettre les ondes ultrasonores incidentes sous forme d'une impulsion adaptée qui inclura ce filtre. D'autres stratégies comme l'acquisition comprimée (« compressed sensing ») sont aussi bien adaptées.

Par ailleurs, on peut calculer les matrices $RF_{coherent_k}$ comme expliqué dans la méthode b1) susmentionnée pour former en outre une image échographique bidimensionnelle (B mode) du champ d'observation, par formation de voie en réception, comme expliqué par exemple dans le document EP2101191 susmentionné.

Cette image échographique B mode (ou une autre image échographique ou non) du champ d'observation peut être éventuellement superposée à la cartographie des valeurs électriques déterminée précédemment, et on peut afficher sur l'écran de l'ordinateur 4 à la fois l'image échographique du milieu et la cartographie des courants électriques.

REVENDICATIONS

1. Procédé d'imagerie acousto-électrique, comprenant :

(a) une étape de mesure au cours de laquelle on fait émettre par un ensemble (2) de transducteurs T_i , dans un champ d'observation d'un milieu (1) à imager, un nombre N au moins égal à 2 d'ondes ultrasonores incidentes l non focalisées dans le champ d'observation et ayant des fronts d'ondes différents, chaque onde ultrasonore incidente étant émise par plusieurs transducteurs T_i de l'ensemble (2) de transducteurs, N étant au moins égal à 2 et inférieur à 100, et on fait capter par au moins un capteur électrique (E1) en contact avec le milieu à imager, des signaux électriques bruts $E_{raw1}(t)$ respectivement pendant la propagation des ondes incidentes l ,

b) une étape de formation d'image, au cours de laquelle on détermine à partir des signaux électriques bruts $E_{raw1}(t)$ obtenus à l'étape (a), une image du milieu comprenant une cartographie de courants électriques.

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel au cours de l'étape b) on détermine, au moins à partir des N signaux électriques bruts $E_{raw1}(t)$, pour un nombre M de points de focalisation fictifs P_k dans champ d'observation, des valeurs électriques $E_{coherent_k}$ correspondant chacune au signal électrique qui aurait été capté si une onde ultrasonore focalisée au point P_k avait été émise par lesdits transducteurs.

3. Procédé selon la revendication 1, dans lequel au cours de l'étape (b), on applique aux signaux électriques bruts $E_{raw1}(t)$ une transformée en ondelettes inverse WT^{-1} , puis une transformée de Radon inverse R^{-1} .

4. Procédé selon la revendication 1 ou la revendication 2 ou la revendication 3, dans lequel au cours

de l'étape (b), on superpose à la cartographie de courants électriques, une image échographique du milieu réalisée avec l'ensemble (2) de transducteurs.

5. Procédé selon la revendication 4, dans lequel au cours de l'étape (a), on fait capter par les transducteurs T_i des signaux acoustiques $R\text{Fraw}_{1,i}(t)$ représentatifs d'ondes ultrasonores réverbérées par le milieu respectivement à partir des ondes incidentes l , au cours de l'étape (b), on détermine à partir des N ensembles de signaux $R\text{Fraw}_{1,i}(t)$ captés, M signaux acoustiques cohérents $R\text{Fcoherent}_{k,i}(t)$ correspondant aux signaux acoustiques qui auraient été reçus par les transducteurs T_i si une onde ultrasonore focalisée au point P_k avait été émise par lesdits transducteurs, et on calcule l'image échographique du milieu à partir des signaux acoustiques cohérents.

6. Procédé selon la revendication 5, dans lequel au cours de l'étape (b), on détermine l'image échographique par formation de voies à partir des signaux acoustiques cohérents.

7. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le milieu à imager est un tissu humain ou animal.

8. Dispositif pour la mise en œuvre d'un procédé d'imagerie acousto-électrique selon l'une quelconque des revendications précédentes, comprenant un ensemble de transducteurs T_i , moins un capteur électrique (El), et des moyens de commande et traitement (8, 10, 4) adaptés pour :

(a) faire émettre par un ensemble (2) de transducteurs T_i , dans un milieu (1) à imager, un nombre N d'ondes ultrasonores incidentes non focalisées l ayant des fronts d'ondes différents, chaque onde ultrasonore incidente étant émise par plusieurs transducteurs T_i de l'ensemble (2) de transducteurs, N étant au moins égal à 2 et inférieur à 100, et faire capter par au moins un capteur

électrique en contact avec le milieu à imager, des signaux électriques bruts $E_{raw_1}(t)$ respectivement pendant la propagation des ondes incidentes l ,

(b) déterminer à partir des signaux électriques bruts $E_{raw_1}(t)$, une image du milieu comprenant une cartographie de courants électriques.

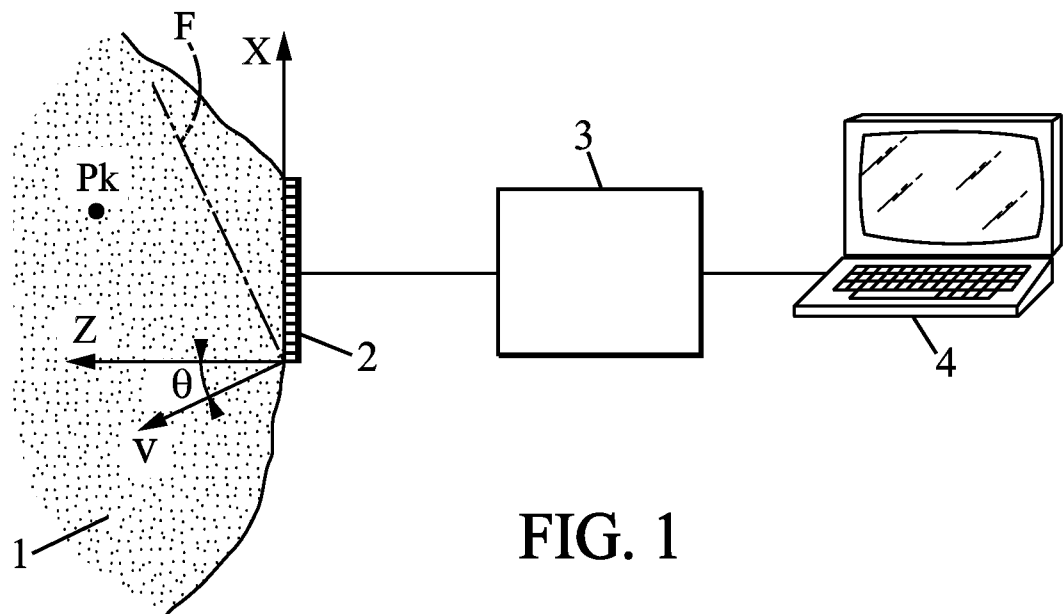


FIG. 1

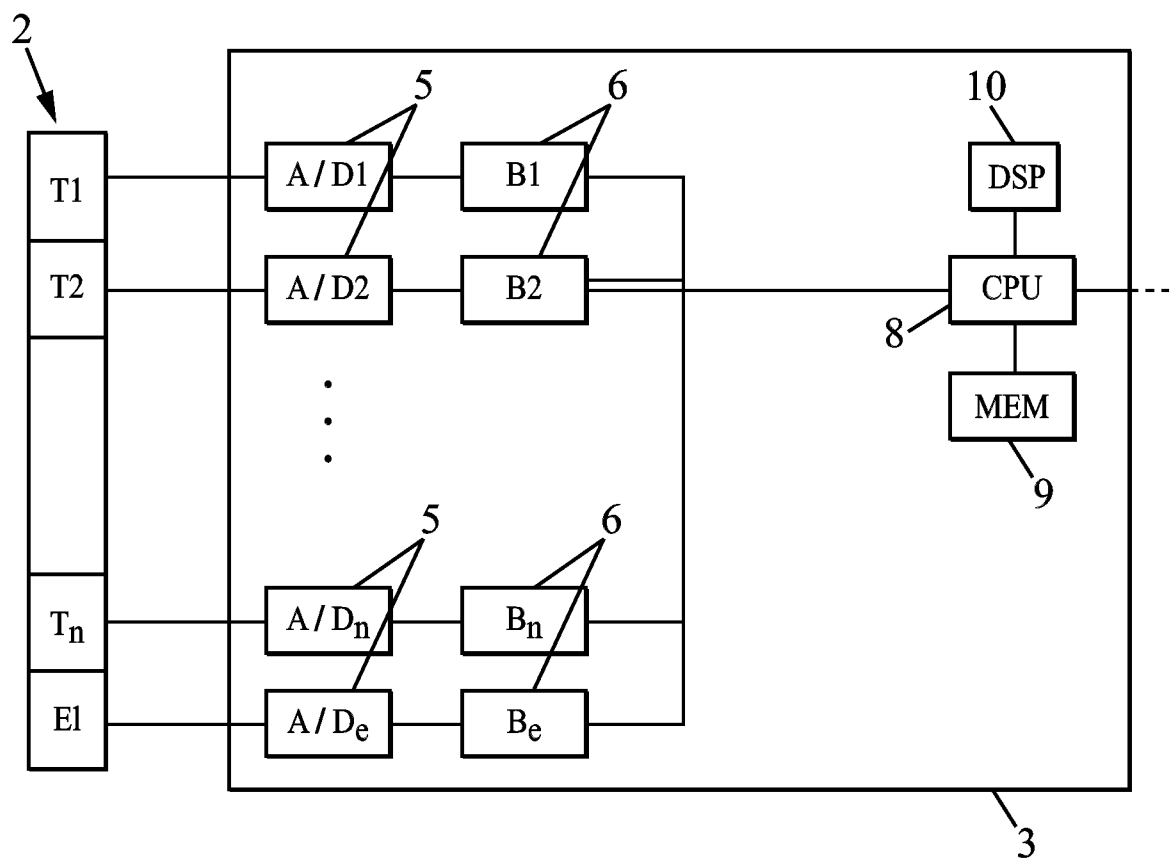


FIG. 2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/FR2014/051880

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/00 A61B5/053 A61B8/00 A61B8/14 A61B5/04
 ADD. G01S15/89

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)

A61B G01S

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, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	Peter Kuchment ET AL: "SYNTHETIC FOCUSING IN ULTRASOUND MODULATED TOMOGRAPHY", arXiv preprint arXiv:0901.2552 Inverse Problems and Imaging, 1 October 2009 (2009-10-01), pages 1-9, XP055116447, DOI: 10.3934/ipi.2010.4.665 Retrieved from the Internet: URL:http://math.arizona.edu/~leonk/papers/ ipi.pdf [retrieved on 2014-05-06]	1-5,7,8
Y	the whole document ----- -/-	6



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

10 September 2014

Date of mailing of the international search report

22/09/2014

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Sarcia, Regis

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/FR2014/051880

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	MONTALDO G ET AL: "Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography", IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, IEEE, US, vol. 56, no. 3, 1 March 2009 (2009-03-01), pages 489-506, XP011255897, ISSN: 0885-3010 cited in the application	6
A	figures 2,4 page 493	1-5,7,8
A	----- RAGNAR OLAFSSON ET AL: "Electric current mapping using the acousto-electric effect", PROCEEDINGS OF SPIE, SPIE, US, vol. 6147, 12 February 2006 (2006-02-12), pages 614700-1, XP007918410, ISSN: 0277-786X, DOI: 10.1117/12.655755 figure 2 abstract	1,7,8
A	----- HAO ZHANG ET AL: "Acousto-electric tomography", PROCEEDINGS OF SPIE, INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING, US, vol. 5320, no. 1, 1 January 2004 (2004-01-01), pages 145-149, XP002481134, ISSN: 0277-786X figures 1,5 abstract -----	7

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/FR2014/051880

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE INV. A61B5/00 A61B5/053 A61B8/00 A61B8/14 A61B5/04 ADD. G01S15/89		
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) A61B G01S		
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, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	Peter Kuchment ET AL: "SYNTHETIC FOCUSING IN ULTRASOUND MODULATED TOMOGRAPHY", arXiv preprint arXiv:0901.2552 Inverse Problems and Imaging, 1 octobre 2009 (2009-10-01), pages 1-9, XP055116447, DOI: 10.3934/ipi.2010.4.665 Extrait de l'Internet: URL:http://math.arizona.edu/~leonk/papers/ipi.pdf [extrait le 2014-05-06]	1-5,7,8
Y	le document en entier ----- <div style="text-align: center;">-/-</div>	6
<div style="display: flex; justify-content: space-between; align-items: center;"> <div style="display: flex; align-items: center;"> <input checked="" type="checkbox"/> Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents </div> <div style="display: flex; align-items: center;"> <input type="checkbox"/> Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe </div> </div>		
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 45%;"> <p>* Catégories spéciales de documents cités:</p> <p>"A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent</p> <p>"E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens</p> <p>"P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée</p> </div> <div style="width: 45%;"> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&" document qui fait partie de la même famille de brevets</p> </div> </div>		
Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée <div style="text-align: center; font-size: 1.2em;">10 septembre 2014</div>		Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale <div style="text-align: center; font-size: 1.2em;">22/09/2014</div>
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 <div style="text-align: center; font-size: 1.2em;">Sarcia, Regis</div>

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
Y	MONTALDO G ET AL: "Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography", IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, IEEE, US, vol. 56, no. 3, 1 mars 2009 (2009-03-01), pages 489-506, XP011255897, ISSN: 0885-3010 cité dans la demande	6
A	figures 2,4 page 493	1-5,7,8
A	----- RAGNAR OLAFSSON ET AL: "Electric current mapping using the acousto-electric effect", PROCEEDINGS OF SPIE, SPIE, US, vol. 6147, 12 février 2006 (2006-02-12), pages 614700-1, XP007918410, ISSN: 0277-786X, DOI: 10.1117/12.655755 figure 2 abrégé	1,7,8
A	----- HAO ZHANG ET AL: "Acousto-electric tomography", PROCEEDINGS OF SPIE, INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING, US, vol. 5320, no. 1, 1 janvier 2004 (2004-01-01), pages 145-149, XP002481134, ISSN: 0277-786X figures 1,5 abrégé -----	7