

(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
11 mars 2004 (11.03.2004)

PCT

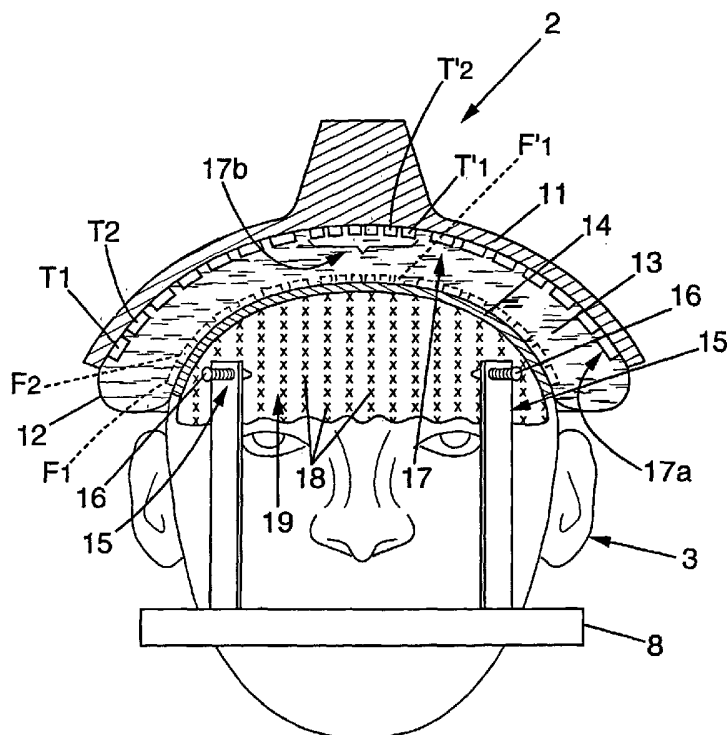
(10) Numéro de publication internationale
WO 2004/019784 A1

- (51) Classification internationale des brevets⁷ : A61B 8/15, G01S 7/52
- (21) Numéro de la demande internationale : PCT/FR2003/002554
- (22) Date de dépôt international : 20 août 2003 (20.08.2003)
- (25) Langue de dépôt : français
- (26) Langue de publication : français
- (30) Données relatives à la priorité : 02/10682 28 août 2002 (28.08.2002) FR
- (71) Déposants (pour tous les États désignés sauf US) : CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE - CNRS - [FR/FR]; 3, rue Michel Ange, F-75016 Paris Cedex 16 (FR). UNIVERSITE PARIS 7 - DENIS DIDEROT [FR/FR]; 2, place Jussieu, F-75251 Paris Cedex 05 (FR).
- (72) Inventeurs; et
- (75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : AUBRY, Jean-François [FR/FR]; 66, avenue du Panorama, F-92340 Bourg la Reine (FR). FINK, Mathias [FR/FR]; 6, rue E. Laferrrière, F-92190 Meudon (FR). TANTER, Mickaël [FR/FR]; 6, rue des Quatres Vents, F-75006 Paris (FR).

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: NON-INVASIVE METHOD OF OBTAINING A PRE-DETERMINED ACOUSTIC WAVE FIELD IN AN ESSENTIALLY UNIFORM MEDIUM WHICH IS CONCEALED BY A BONE BARRIER, IMAGING METHOD AND DEVICE FOR CARRYING OUT SAID METHODS

(54) Titre : PROCEDE NON INVASIF POUR OBTENIR UN CHAMP PREDETERMINE D'ONDES ACOUSTIQUES DANS UN MILIEU SENSIBLEMENT HOMOGENE MASQUE PAR UNE BARRIERE OSSEUSE, PROCEDE D'IMAGERIE, ET DISPOSITIF POUR LA MISE EN OEUVRE DE PROCEDES



(57) Abstract: The invention relates to a non-invasive method of obtaining an acoustic wave field in the brain (19) using a network (17) transducers, which is positioned outside the skull (14). The inventive method comprises an information acquisition phase, whereby a three-dimensional image of the porosity of the skull at every point is used to determine, by means of digital simulation, the elementary acoustic signals to be emitted by the transducers in order to obtain the acoustic wave field in the brain. After said information acquisition phase, the transducer network is used to locate, by means of ultrasonography, the relative position of the transducer network on the skull and to provide a precise position for said network.

[Suite sur la page suivante]

WO 2004/019784 A1



(74) **Mandataires :** BURBAUD, Eric etc.; Cabinet Plasseraud, 64/67 rue de la Victoire, F-75440 Paris Cedex 09 (FR).

TR), brevet OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(81) **États désignés (national) :** AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

Déclaration en vertu de la règle 4.17 :

— relative à la qualité d'inventeur (règle 4.17.iv) pour US seulement

Publiée :

— avec rapport de recherche internationale
— avant l'expiration du délai prévu pour la modification des revendications, sera republiée si des modifications sont reçues

(84) **États désignés (régional) :** brevet ARIPO (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), brevet eurasiatique (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), brevet européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK,

En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.

(57) **Abrége :** Procédé non invasif pour obtenir un champ objectif d'ondes acoustiques dans le cerveau (19), par un réseau (17) de transducteurs positionné à l'extérieur du crâne (14), ce procédé comportant une phase d'apprentissage au cours de laquelle, à partir d'une image tridimensionnelle donnant la porosité du crâne en tout point, on détermine par simulation numérique des signaux acoustiques élémentaires à émettre par les transducteurs pour obtenir le champ objectif d'ondes acoustiques dans le cerveau. Après cette phase d'apprentissage, on utilise le réseau de transducteurs pour repérer par échographie la position relative du réseau de transducteurs sur le crâne et pour assurer un positionnement précis du réseau de transducteurs.

PROCEDE NON INVASIF POUR OBTENIR UN CHAMP PREDETREMINE D'ONDES ACOUSTIQUES DANS UN MILIEU SENSIBLEMENT HOMOGENE MASQUE PAR UNE BARRIERE OSSEUSE, PROCEDE D'IMAGERIE ET DISPOSITIF POUR LA MISE EN OEUVRE DE CES PROCEDES.

5

La présente invention est relative aux procédés non invasifs pour obtenir un champ prédéterminé d'ondes acoustiques dans un milieu sensiblement homogène masqué par une barrière osseuse, aux procédés d'imagerie médicale
10 mettant en œuvre ces procédés, et aux dispositifs pour la mise en œuvre de ces procédés.

Plus particulièrement, l'invention concerne un procédé non invasif pour obtenir au moins un champ objectif prédéterminé d'ondes acoustiques dans un milieu
15 sensiblement homogène masqué (totalement ou partiellement) par une barrière osseuse, en faisant émettre des signaux acoustiques par au moins un réseau de transducteurs (comprenant un ou plusieurs transducteurs, et pouvant comprendre plusieurs sous-réseaux de transducteurs) à
20 travers ladite barrière osseuse.

On entend ici par milieu sensiblement homogène un milieu ayant des caractéristiques sensiblement homogènes pour la propagation des ondes acoustiques. Un tel milieu sensiblement homogène peut par exemple être constitué par
25 le cerveau, auquel cas la barrière osseuse est constituée par le crâne. Le cas échéant, milieu sensiblement homogène pourrait être constitué par le cœur ou l'ensemble cœur-poumons, auquel cas la barrière osseuse serait constituée par la cage thoracique.

30 On notera que le champ objectif d'ondes acoustiques en question peut consister en une onde impulsionnelle focalisée en un ou plusieurs points du cerveau, ou en un champ spatio-temporel plus complexe.

Le document WO-A-02/32316 décrit un exemple d'un
35 tel procédé, qui donne toute satisfaction au plan de ses

résultats.

La présente invention a notamment pour but de perfectionner encore ce type de procédé, notamment afin d'obtenir une focalisation plus précise des ondes
5 acoustiques.

A cet effet, selon l'invention, un procédé du genre en question est caractérisé en ce qu'il comporte :

- une phase d'apprentissage comprenant au moins les étapes suivantes :

10 (1a) réaliser, au moins partiellement par rayons X, une image tridimensionnelle de la barrière osseuse, donnant un paramètre représentatif de la porosité de ladite barrière osseuse en différents points,

(1b) à partir de ladite image tridimensionnelle,
15 déterminer au moins des cartographies tridimensionnelles de masse volumique, de célérité des ondes acoustiques et d'absorption des ondes acoustiques dans ladite barrière osseuse,

(1c) déterminer un positionnement prévu du réseau
20 de transducteurs par rapport à la barrière osseuse,

(1d) simuler au moins une propagation d'ondes
acoustiques entre au moins un point du milieu sensiblement homogène et au moins certains transducteurs du réseau de transducteurs (dans au moins un sens, du milieu
25 sensiblement homogène vers le réseau de transducteurs et/ou inversement), à partir d'un modèle mathématique de propagation et desdites cartographies tridimensionnelles de masse volumique, de célérité des ondes acoustiques et d'absorption des ondes acoustiques,

30 (1e) à partir de ladite simulation, calculer des signaux acoustiques élémentaires à émettre par au moins certains transducteurs dudit réseau de transducteurs pour obtenir ledit champ objectif d'ondes acoustiques,

- et une phase de positionnement réel du réseau de
35 transducteurs sur la barrière osseuse, comprenant les

étapes suivantes :

(2a) positionner, d'abord approximativement le réseau de transducteurs sur la barrière osseuse, dans sa position prévue,

5 (2b) faire repérer par au moins certains transducteurs du réseau de transducteurs, par échographie, une position relative entre ledit réseau de transducteurs et la barrière osseuse,

10 (2c) et affiner la position du réseau de transducteurs par rapport à ladite barrière osseuse en fonction du repérage effectué à l'étape (2b), de façon que ladite position relative corresponde au positionnement prévu.

Grâce à ces dispositions, on obtient des signaux
15 acoustiques élémentaires qu'un praticien peut ensuite utiliser en fonction de ses besoins pour obtenir une focalisation très précise d'ondes acoustiques réelles en des zones du milieu sensiblement homogène qu'il détermine (ou plus généralement, pour générer très précisément un
20 champ d'ondes souhaité), par exemple aux fins d'imagerie médicale statique ou fonctionnelle et/ou aux fins de traitement par hyperthermie.

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

- au cours de l'étape (2b), on repère la position relative entre ledit réseau de transducteurs et la barrière osseuse, en déterminant une forme extérieure d'au moins une partie de la barrière osseuse par échographie, par au moins
30 une partie dudit réseau de transducteurs, en comparant cette forme extérieure à ladite image tridimensionnelle de la barrière osseuse ;

- l'étape (1a) est précédée d'une étape initiale au cours de laquelle on fixe rigidement un dispositif de
35 repérage sur ladite barrière osseuse, et ledit dispositif

de repérage étant adapté pour absorber (au moins partiellement) des rayons X, au cours de l'étape (1a), l'image tridimensionnelle réalisée donne également un positionnement du dispositif de repérage sur la barrière osseuse, et au cours de l'étape (2b), on repère par échographie une position relative entre le réseau de transducteurs et le dispositif de positionnement ;

10 - le réseau de transducteurs est inclus dans un réservoir rempli de produit fluide (liquide, gel ou similaire) et comprenant au moins une paroi souple, et au cours de la phase de positionnement, cette paroi souple est placée en appui contre la barrière osseuse ;

15 - le milieu sensiblement homogène comprend au moins une partie d'un cerveau et la barrière osseuse comprend au moins une partie d'un crâne entourant ce cerveau ;

- les ondes acoustiques ont des fréquences comprises entre 0,5 et 3 MHz ;

20 - l'étape (1e) est suivie d'une étape (1f) au cours de laquelle on simule au moins une émission, par le réseau de transducteurs, de signaux acoustiques déterminés à partir desdits signaux acoustiques élémentaires et permettant d'obtenir un champ d'ondes acoustiques souhaité, on simule une propagation d'ondes acoustiques générées par cette émission, et on vérifie que cette propagation satisfait à certains critères prédéfinis (notamment, qualité de la focalisation, plage de température à atteindre localement par l'échauffement dû aux ondes acoustiques, absence de cavitation, etc.) ;

30 - au cours de l'étape (1d), on simule une propagation d'ondes acoustiques depuis au moins un point du milieu sensiblement homogène vers au moins certains transducteurs du réseau de transducteurs (notamment en simulant l'émission d'une impulsion d'onde acoustique audit

point du milieu sensiblement homogène) et on détermine des signaux acoustiques simulés reçus $R_i(t)$ arrivant à l'emplacement desdits transducteurs i du réseau de transducteurs, i étant un entier compris entre 1 et n et n étant le nombre de transducteurs du réseau de transducteurs, et au cours de l'étape (1e), on détermine les signaux acoustiques élémentaires $E_i(t)$, à émettre par chaque transducteur i considéré, comme étant proportionnels à une inversion temporelle $R_i(-t)$ desdits signaux acoustiques simulés reçus $R_i(t)$, précédemment déterminés à l'étape (1d) ;

- au cours de l'étape (1e), on détermine les signaux acoustiques à émettre $E_i(t)$ par la formule : $E_i(t) = G_i \cdot R_i(-t)$, où G_i est un facteur de gain différent d'un transducteur i à l'autre, pour compenser les dissipations dans la barrière osseuse ;

- les gains G_i correspondant à au moins certains transducteurs sont respectivement inversement proportionnels au carré d'une amplitude des signaux acoustiques simulés reçus $R_i(t)$ correspondants ;

- au cours de l'étape (1d), on effectue la simulation en utilisant une cartographie tridimensionnelle fictive d'absorption des ondes acoustiques, ayant en chaque point de la barrière osseuse des coefficients d'absorption $-\tau$ opposés à des coefficients d'absorption réels τ déterminés au cours de l'étape (1b), et au cours de l'étape (1e), on détermine les signaux acoustiques élémentaires à émettre $E_i(t)$ comme étant égaux à ladite inversion temporelle $R_i(-t)$;

- le réseau de transducteurs est inclus dans un réservoir rempli de produit fluide (liquide, gel ou similaire) et comprenant au moins une paroi souple destinée à être placée en appui contre la barrière osseuse, les emplacements prévus des transducteurs, déterminés au cours de l'étape (1c), n'étant pas au contact de la barrière

osseuse,

au cours de l'étape (1d) :

5 . on simule une propagation d'ondes
acoustiques depuis au moins un point du milieu sensiblement
homogène vers au moins certains transducteurs du réseau de
transducteurs (notamment en simulant l'émission d'une
impulsion d'onde acoustique audit point du milieu
sensiblement homogène) et on détermine des signaux
acoustiques simulés reçus $R_i(t)$ arrivant à l'emplacement
10 desdits transducteurs i du réseau de transducteurs, i étant
un entier compris entre 1 et n et n étant le nombre de
transducteurs du réseau de transducteurs,

15 . puis on simule une émission par chaque
transducteur i d'un signal acoustique $R_i(-t)$ correspondant
à une inversion temporelle du signal $R_i(t)$, et une
propagation dans ledit produit fluide jusqu'à un
transducteur fictif i situé au contact de la barrière
osseuse en correspondance avec le transducteur i , et on
détermine des signaux acoustiques simulés reçus $R'_i(t)$
20 arrivant à l'emplacement dudit transducteur fictif i ,

25 . puis on simule une émission par chaque
transducteur fictif i d'un signal acoustique $G'_i.R'_i(-t)$ où
 $R'_i(-t)$ est une inversion temporelle du signal $R'_i(t)$ et
 G'_i est un coefficient inversement proportionnel au carré
d'une amplitude du signal $R'_i(t)$ au moins pour certains
transducteurs fictifs i ,

30 . puis on simule une propagation dans ledit
produit fluide jusqu'au transducteur i , et on détermine des
signaux acoustiques simulés reçus $R''_i(t)$ arrivant à
l'emplacement dudit transducteur i ,
et au cours de l'étape (1e), on détermine les signaux
acoustiques élémentaires à émettre $E_i(t)$ comme étant égaux
à une inversion temporelle $R''_i(-t)$ desdits signaux
acoustiques simulés reçus $R''_i(t)$;

35 - au cours de l'étape (1d), on simule l'émission

d'une impulsion d'ondes acoustiques par au moins certains transducteurs i du réseau de transducteurs et une propagation d'ondes acoustiques depuis chaque transducteur i considéré vers plusieurs points de référence r situés dans le milieu sensiblement homogène, i étant un indice compris entre 1 et n qui désigne un transducteur du réseau et n étant un entier naturel non nul qui désigne le nombre de transducteurs, r étant un entier compris entre 1 et m et m étant un entier naturel non nul désignant le nombre de points de référence, et on détermine des réponses impulsionsnelles simulées $h_{ri}(t)$ arrivant en chacun desdits points de référence r du milieu sensiblement homogène, l'étape (1e) comprenant les sous-étapes suivantes :

(1e1) on détermine un nombre p de composantes fréquentielles de chacune de ces réponses impulsionsnelles simulées, de fréquences respectives ω_k , k étant un indice compris entre 1 et p qui désigne une composante fréquentielle,

(1e2) on détermine p matrices de transfert $H(\omega_k)=[H_{ri}(\omega_k)]$, i allant de 1 à n et r allant de 1 à m , où $H_{ri}(\omega_k)$ est la valeur à la fréquence ω_k , de la transformée de Fourier de la réponse impulsionsnelle $H_{ri}(t)$,

(1e3) on détermine, pour chaque point de référence r , n composantes $E_i(\omega_k, r)$ telles que $F(\omega_k, r)=H(\omega_k).E(\omega_k, r)$, où $E(\omega_k, r)=[E_i(\omega_k, r)]$ est un vecteur à n composantes $E_i(\omega_k, r)$, $F(\omega_k, r)=[F_l(\omega_k, r)]$ est un vecteur à m composantes $F_l(\omega_k, r)$ où l varie entre 1 et m , ces m composantes $F_l(\omega_k, r)$ correspondant à la génération dudit champ objectif prédéterminé d'ondes acoustiques à la fréquence ω_k aux points r ;

- au cours de la sous-étape (1e3), on calcule p matrices $H^{-1}(\omega_k)$ au moins par inversion des matrices de transfert de $H(\omega_k)$, et pour chaque point de référence r du milieu sensiblement homogène, on calcule le vecteur $E(\omega_k, r)$ par la formule :

$$E(\omega_k, r) = H^{-1}(\omega_k) \cdot F(\omega_k, r) ;$$

- au cours de l'étape (1d), on détermine des réponses impulsionnelles $h_i(t)$ entre plusieurs points de référence r du milieu sensiblement homogène et au moins
5 certains transducteurs i du réseau de transducteurs, i étant un indice compris entre 1 et n qui désigne un transducteur et n étant un entier naturel non nul qui désigne le nombre de transducteurs, r étant un entier compris entre 1 et m et m étant un entier naturel non nul
10 désignant le nombre de points de référence, et au cours de l'étape (1e), on détermine également comment focaliser au moins une partie du réseau de transducteur en réception sur chaque point de référence r pour réaliser une image échographique.

15 Par ailleurs, l'invention a également pour objet un procédé d'imagerie médicale par échographie, comprenant un procédé non invasif pour obtenir un champ objectif d'ondes acoustiques tel que défini ci-dessus, et une phase d'imagerie au cours de laquelle on réalise au moins une
20 image échographique du milieu sensiblement homogène à l'aide d'au moins une partie du réseau de transducteurs, en utilisant les signaux acoustiques élémentaires déterminés au cours de la phase d'apprentissage.

Enfin, l'invention a aussi pour objet un dispositif
25 spécialement conçu pour la mise en œuvre d'un procédé tel que défini ci-dessus, ce dispositif comprenant au moins :

- un réseau de transducteurs adapté pour être positionné à l'extérieur d'une barrière osseuse masquant un milieu sensiblement homogène,
- 30 - des moyens pour déterminer au moins des cartographies tridimensionnelles de masse volumique, de célérité des ondes acoustiques et d'absorption des ondes acoustiques dans la barrière osseuse, à partir d'une image tridimensionnelle de ladite barrière osseuse réalisée par
35 rayons X et donnant la porosité de ladite la barrière

osseuse en chaque point,

- des moyens pour simuler au moins une propagation d'ondes acoustiques entre au moins un point du milieu sensiblement homogène et au moins certains transducteurs du réseau de transducteurs, à partir d'un modèle mathématique de propagation et desdites cartographies tridimensionnelles de masse volumique, de célérité des ondes acoustiques et d'absorption des ondes acoustiques, et en fonction d'un positionnement prévu du réseau de transducteurs par rapport à la barrière osseuse,

- des moyens pour calculer, à partir de ladite simulation, des signaux acoustiques élémentaires à émettre par au moins certains transducteurs dudit réseau de transducteurs pour obtenir un champ objectif d'ondes acoustiques dans le milieu sensiblement homogène,

- des moyens pour faire repérer par au moins certains transducteurs du réseau de transducteurs, par échographie, une position relative entre ledit réseau de transducteurs et la barrière osseuse,

- et des moyens pour affiner une position relative initiale du réseau de transducteurs par rapport à la barrière osseuse en fonction du repérage de la position relative entre le réseau de transducteurs et la barrière osseuse, de façon que ladite position relative du réseau de transducteur par rapport à la barrière osseuse corresponde au positionnement prévu.

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

- les moyens pour repérer la position relative entre ledit réseau de transducteurs et la barrière osseuse sont adaptés pour déterminer une forme extérieure d'au moins une partie de la barrière osseuse par échographie, par l'intermédiaire d'au moins une partie dudit réseau de

transducteurs, en comparant cette forme extérieure à ladite image tridimensionnelle de la barrière osseuse ;

- le dispositif d'imagerie comprend un dispositif de repérage doté de moyens de fixation adaptés pour fixer rigide-
5 ment ledit dispositif de repérage sur la barrière osseuse, et ledit dispositif de repérage étant adapté pour absorber des rayons X et être visible sur l'image tridimensionnelle de ladite barrière osseuse, et les moyens pour repérer la position relative entre ledit réseau de
10 transducteurs et la barrière osseuse sont adaptés pour repérer par échographie une position relative entre le réseau de transducteurs et le dispositif de positionnement ;

- le réseau de transducteurs est inclus dans un réservoir rempli de produit fluide (liquide, gel ou
15 similaire) et comprenant au moins une paroi souple destinée à venir en appui contre la barrière osseuse ;

- le réseau de transducteurs comprend un sous-réseau de traitement par hyperthermie et un sous-réseau
20 d'imagerie, ces deux sous-réseaux comportant respectivement des transducteurs de types différents.

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

Sur les dessins :

- la figure 1 est une vue d'ensemble schématique d'un dispositif de génération d'ondes acoustiques ultrasonores selon une forme de réalisation de l'invention,
30

- la figure 2 est une vue de détail en coupe partielle d'un casque appartenant au dispositif de la figure 1, installé sur la tête d'un patient,

- et la figure 3 est un schéma fonctionnel du dispositif de la figure 1.

35 Sur les différentes figures, les mêmes références

désignent des éléments identiques ou similaires.

Le dispositif 1 de génération d'ondes acoustiques représenté sur la figure 1 est adapté pour générer des champs d'ondes acoustiques prédéterminés dans un milieu
5 sensiblement homogène du corps d'un patient P, ce milieu sensiblement homogène étant au moins partiellement masqué par une barrière osseuse.

Dans l'exemple visible sur les dessins, le milieu sensiblement homogène est constitué par le cerveau du
10 patient, et la barrière osseuse est constituée par son crâne.

Plus généralement, le milieu sensiblement homogène pourrait être tout milieu tissulaire d'un patient humain ou de tout autre vertébré, milieu tissulaire ayant des
15 caractéristiques sensiblement homogènes pour la propagation des ondes acoustiques. Ce milieu tissulaire pourrait éventuellement être constitué par le cœur ou l'ensemble cœur-poumons du patient P, auquel cas la barrière osseuse serait constituée par la cage thoracique.

20 Le dispositif 1 est destiné à générer des ondes acoustiques ultrasonores dans le cerveau du patient P, à des fréquences par exemple de l'ordre de 0,5 à 3 MHz, depuis l'extérieur du crâne.

Cette génération d'ondes acoustiques peut être
25 destinée par exemple :

- à réaliser une image ou une série d'images échographiques du cerveau, qu'il s'agisse d'imagerie statique ou fonctionnelle, notamment d'imagerie Doppler permettant de visualiser les écoulements sanguins ou
30 d'imagerie thermique permettant de visualiser les échauffement provoqués par un traitement par hyperthermie,

- et/ou de réaliser un traitement par hyperthermie, notamment pour :

- détruire des tumeurs bénignes ou malignes,
35 simples ou multiples,

- coaguler des hémorragies (repérées par imagerie fonctionnelle Doppler comme indiqué ci-dessus),
- activer localement des médicaments thermo-activables,
- 5 - briser localement la barrière hémato-encéphalique afin de faire diffuser localement un médicament précédemment injecté par voie intraveineuse.

Dans tous les cas, il est nécessaire de pouvoir générer, avec le plus de précision possible, un ou
10 plusieurs champs objectifs prédéterminés d'ondes acoustiques dans le cerveau de patient P, par exemple pour focaliser en un ou plusieurs points du cerveau les ondes acoustiques émises par un réseau de transducteurs, ou pour générer des champs d'ondes plus complexes.

15 Le réseau de transducteurs, non visible sur la figure 1, peut être par exemple intégré dans un casque 2 venant en appui au sommet de la tête 3 du patient P et porté par un bras robotisé 4 (ou tout autre système de positionnement) comprenant plusieurs bras de levier 5
20 articulés les uns aux autres et portés par une embase 6 fixée au sol. Pour positionner précisément la tête 3 du patient par rapport au référentiel du bras robotisé, on peut éventuellement prévoir un support 6a solidaire de l'embase 6, sur lequel vient se fixer un cadre rigide de stéréotaxie 8 lui-même fixé rigidement sur le crâne du
25 patient P, pendant que le patient P est sur une table 9.

Le bras robotisé 6 ou autre dispositif de positionnement est avantageusement commandé par un micro-ordinateur 7 ou similaire, doté d'au moins une interface
30 d'entrée tel qu'un clavier 7a et d'au moins une interface de sortie tel qu'un écran 7b. Le micro-ordinateur 7 commande par ailleurs le fonctionnement du réseau de transducteurs inclus dans le casque 2, directement ou de préférence par l'intermédiaire d'une baie électronique 10
35 (B) de traitement de signal.

Comme représenté sur la figure 2, le casque 2 peut par exemple comporter une coupole rigide 11 qui délimite, avec une paroi souple 12, un réservoir 13 rempli d'un produit fluide tel qu'un gel ou un liquide, notamment de l'eau. Le réseau de transducteurs 17 est immergé dans ce produit fluide sur la face intérieure de la coupole 11.

Lorsque le casque 2 est positionné contre le sommet de la tête 3 du patient par le bras robotisé 4, la paroi souple 12 vient épouser exactement la forme du crâne 14 du patient, en recouvrant le cas échéant les extrémités supérieures de bras de fixation rigides 15 du cadre de stéréotaxie 8, bras qui peuvent être fixés au crâne 14 par des vis 16.

Le réseau 17 de transducteurs peut comprendre un nombre total, n de transducteurs ultrasonores utilisés uniquement aux fins d'imagerie, ou des transducteurs utilisés uniquement aux fins de traitement par hyperthermie, ou encore des transducteurs ultrasonores utilisés à la fois aux fins d'imagerie et de traitement par hyperthermie.

Eventuellement, le réseau 17 de transducteurs peut comprendre deux sous-réseaux :

- un sous-réseau de traitement par hyperthermie 17a, qui comprend un nombre n_1 au moins égal à 1, par exemple supérieur à 100, voire supérieur à 200, de transducteurs $T_1, T_2, T_3, \dots, T_{n_1}$ qui sont en liaison acoustique avec le crâne 14 du patient par l'intermédiaire du produit fluide,

- et un sous-réseau d'imagerie 17b, qui comprend un nombre n_2 au moins égal à 1 (avec $n_1 + n_2 = n$), par exemple supérieur à 100, voire supérieur à 200, de transducteurs $T'1, T'2, T'3, \dots, T'_{n_2}$ qui sont en liaison acoustique avec le crâne 14 du patient par l'intermédiaire du produit fluide et qui peuvent par exemple être regroupés en une barrette centrale disposée sensiblement dans le plan

sagittal de la tête 3 du patient.

Les transducteurs des sous-réseaux 17a, 17b sont
avantageusement de deux types différents. Les transducteurs
du sous-réseau 17a peuvent ainsi être plus grands que les
5 transducteurs du sous-réseau 17b (les diamètres de ces
transducteurs peuvent par exemple être respectivement de
l'ordre de 8 mm et 1 mm) et adaptés pour délivrer des
puissances acoustiques supérieures.

Comme représenté sur la figure 3, la baie
10 électronique 10 qui commande les transducteurs T1-Tn1, T'1-
T'n2, peut comprendre :

- une unité centrale électronique CPU commandée
par le micro-ordinateur 7 qui commande également le bras
robotisé 4 (POS),
- 15 - au moins une mémoire centrale M reliée à l'unité
centrale électronique CPU,
- des échantillonneurs E1, E2, ... En1, E'1, E'2, ...
E'n2 reliés respectivement aux transducteurs T1-Tn1, T'1-
T'n2,
- 20 - des processeurs ou autres unités centrales
électroniques C1, C2, C3, ... Cn1, C'1, C'2, C'3, ... C'n2
communiquant avec les échantillonneurs E1-En1, E'1-E'n2,
- et des mémoires M1, M2, M3, ... Mn1, M'1, M'2,
M'3, ... M'n2 reliés respectivement aux processeurs C1-Cn1,
25 C'1-C'n2.

Pour mettre en œuvre le dispositif décrit
précédemment, on commence par fixer le cadre de stéréotaxie
8 à l'extérieur du crâne 14 du patient.

Une fois le cadre de stéréotaxie 8 rigidement fixé
30 au crâne 14 du patient, on prend une image
tridimensionnelle du crâne 14 du patient, par exemple au
moyen d'un scanner tomodensitométrique (non représenté) ou
d'un scanner d'un autre type, qui permet d'obtenir une
cartographie tridimensionnelle de la porosité Φ en chaque
35 point du crâne 14 (ou d'un paramètre représentatif de la

porosité). Cette image est avantageusement réalisée avec une résolution fine, par exemple, d'environ 0,2 mm.

Pour obtenir cette cartographie de porosité, les valeurs brutes obtenues par le scanner tomographique peuvent être converties en unités Hounsfield H définies par :

$$H = 1000 \frac{\mu_x - \mu_{eau}}{\mu_{os} - \mu_{eau}} \quad (1)$$

où μ_x , μ_{os} et μ_{eau} désignent respectivement les coefficients d'atténuation linéaire photo-électrique du tissu exploré, de l'os et de l'eau vis à vis des rayons X.

Le crâne pouvant être considéré, du point de vue de l'absorption des rayons X, comme un tissu constitué d'os dont les porosités sont remplies d'eau, on peut considérer que la porosité Φ du crâne est reliée au coefficient μ_x par la formule :

$$\mu_x = \Phi \mu_{eau} + (1 - \Phi) \mu_{os} \quad (2)$$

La porosité en chaque point du crâne 14 est donc directement reliée à la valeur H par la formule :

$$\Phi = 1 - \frac{H}{1000} \quad (3)$$

On peut donc connaître la porosité du crâne 14 ou un paramètre représentatif de cette porosité (par exemple la masse volumique ou la densité, parfois donnée directement par l'image scanner avec certains types de scanners) à partir de l'image donnée par le scanner.

A partir des valeurs de porosité Φ en chaque point du crâne 14, on peut déterminer des cartographies tridimensionnelles de densité massique ρ , de célérité c des ondes acoustiques et d'absorption τ desdites ondes acoustiques, en tous points du crâne 14.

La masse volumique ρ peut être calculée par la formule :

$$\rho = \Phi \times \rho_{eau} + (1 - \Phi) \times \rho_{os} \quad (4)$$

où ρ_{eau} est la masse volumique de l'eau (1000 Kg.m^{-3}) et ρ_{os} est la masse volumique maximale de l'os cortical, qui peut être estimé à environ 2100 Kg.m^{-3} .

la célérité des ondes acoustiques aux fréquences
5 considérées peut être estimée par la formule :

$$c = c_{\text{min}} + (c_{\text{max}} - c_{\text{min}}) \times (1 - \Phi) \quad (5)$$

où c_{min} correspond à la célérité des ondes
acoustiques dans l'eau (environ $1,5 \text{ mm.}\mu\text{s}^{-1}$) et c_{max} est la
célérité des ondes acoustiques dans l'os cortical (de
10 l'ordre de $2,9 \text{ mm.}\mu\text{s}^{-1}$).

L'absorption en chaque point du crâne 14 peut être
donnée par la formule :

$$\tau = \tau_{\text{min}} + (\tau_{\text{max}} - \tau_{\text{min}}) \times (\Phi)^\beta \quad (6)$$

Où τ_{min} correspond à l'absorption minimum des ondes
15 acoustiques dans l'os cortical (par exemple, de l'ordre de
0,1 à 0,5 dB.mm^{-1} , notamment de l'ordre de 0,2 dB.mm^{-1}), τ_{max}
correspond à l'absorption des ondes acoustiques dans l'os
cortical (par exemple, de l'ordre de 5 à 15 dB.mm^{-1} ,
notamment de l'ordre de 8 dB.mm^{-1}) et β est un coefficient
20 constant compris par exemple entre 0,3 et 0,7, par exemple
égal à 0,5.

Ces différentes cartographies tridimensionnelles de
la masse volumique, de la célérité et de l'absorption
peuvent être par exemple calculées dans le micro-ordinateur
25 7 susmentionné, ou dans toute autre unité de calcul, à
partir de l'image tridimensionnelle obtenue par scanner
tomodensitométrique ou autre. On notera que l'image obtenue
par scanner tomodensitométrique ou autre donne également la
position relative précise du cadre de stéréotaxie 8 par
30 rapport au crâne 14.

A partir des différentes cartographies
susmentionnées, le micro-ordinateur 7 ou tout autre unité
de calcul, peut simuler la propagation des ondes
acoustiques dans le crâne 14 et le cerveau 19, en

considérant le cerveau 19 comme un milieu homogène, assimilable en première approximation à de l'eau pour son comportement vis-à-vis des ondes acoustiques ultrasonores.

Pour effectuer cette simulation, un utilisateur indique au micro-ordinateur quelle doit être le positionnement prévu du réseau de transducteurs 17 à la surface du crâne 14, de façon que le micro-ordinateur puisse simuler la propagation d'ondes acoustiques ultrasonores entre différents points 18 du cerveau 19, dits points de référence, et les emplacements destinés à être occupés par les différents transducteurs T1-Tn1, T'1-T'n2 du réseau 17.

Cette simulation peut être effectuée en utilisant une équation d'ondes telle que l'équation (7) ci-après :

$$(1+\tau(\vec{r})\frac{\partial}{\partial t})\left[\rho(\vec{r})\nabla\cdot\left(\frac{1}{\rho(\vec{r})}\nabla p(\vec{r},t)\right)\right]-\frac{1}{c(\vec{r})^2}\frac{\partial^2 p(\vec{r},t)}{\partial t^2}=S(\vec{r},t) \quad (7),$$

où \vec{r} désigne un vecteur de position du point considéré, p désigne la pression et S désigne les signaux acoustiques générés par une source acoustique éventuellement présente au point considéré.

La propagation des ondes ultrasonores dans le crâne 14 et le cerveau 19 peut être simulée dans le micro-ordinateur 7 par différences finies, en discrétisant l'équation (7) ci-dessus. Cette simulation pourrait également être effectuée par éléments finis, ou par une méthode de diffraction impulsioneille.

Avantageusement, ce calcul de propagation d'ondes peut être allégé en effectuant le calcul par simple tracé de rayons dans le cerveau 19 et par différences finies dans le crâne 14 et au voisinage du crâne, en simulant l'émission d'une onde acoustique sphérique à l'interface entre les zones correspondant à ces deux modes de calcul (l'onde sphérique en question est émise vers le cerveau pour simuler une propagation d'ondes provenant des transducteurs, et vers le crâne pour simuler une

propagation d'ondes venant du cerveau).

Grâce à cette simulation, il est possible de déterminer de façon non invasive, c'est-à-dire sans devoir nécessairement pénétrer dans le cerveau 19 du patient (sans
5 exclure naturellement une telle pénétration, par exemple lorsqu'il est nécessaire de faire une biopsie), des signaux acoustiques élémentaires à émettre par les différents transducteurs T1-Tn du réseau 17 afin d'obtenir un champ objectif prédéterminé d'ondes acoustiques dans le cerveau
10 19.

Ce champ objectif peut par exemple être focalisé en un ou plusieurs points de référence 18 du cerveau 19 et/ou il peut s'agir d'un champ d'ondes plus complexe. Dans tous les cas, la détermination des signaux élémentaires à
15 émettre pour focaliser précisément les ondes acoustiques en différents points de référence 18 du cerveau permet ensuite de générer un champ d'ondes acoustiques plus complexe par combinaison de ces différents signaux acoustiques élémentaires.

20 Cette détermination peut être réalisée par diverses méthodes, qui font toujours intervenir :

- une étape au cours de laquelle on simule au moins une propagation d'ondes acoustiques entre un ou plusieurs points de référence 18 du cerveau et au moins
25 certains des transducteurs T1-Tn1, T'1-T'n2 du réseau 17 (du cerveau 19 vers le réseau 17 de transducteurs et/ou du réseau 17 vers le cerveau 19) : dans l'exemple considéré, ces simulations sont de préférence effectuées d'une part, entre les points de référence 18 et les transducteurs du
30 sous-réseau de traitement 17a, et d'autre part, entre les points de référence 18 et les transducteurs du sous-réseau d'imagerie 17b ;

- et une étape dans laquelle on calcule à partir de la simulation précédente des signaux acoustiques à
35 émettre par les transducteurs considérés du réseau 17 pour

obtenir le champ objectif d'ondes acoustiques dans le cerveau 19.

Dans tous les cas de figure, la détermination des signaux acoustiques élémentaires à émettre par les transducteurs T1-Tn pour obtenir un champ objectif d'ondes acoustiques en un ou plusieurs points 18 du cerveau 19 peut être obtenue en une période comprise entre quelques dizaines de minutes et quelques heures suivant la puissance de calcul disponible et suivant le nombre de points de référence 18 considérés. Les signaux acoustiques ainsi déterminés peuvent permettre d'obtenir notamment des focalisations d'ondes acoustiques très précises, sur des taches focales par exemple de l'ordre de 1 mm de diamètre, ce qui permet une excellente précision en imagerie échographique comme en traitement par hyperthermie (à titre d'exemple, la précision des traitements de tumeurs par radiothérapie est de l'ordre de quelques centimètres, donc beaucoup moins précise, et entraîne en outre des effets secondaires contrairement aux traitement par hyperthermie).

On notera par ailleurs qu'après l'étape de détermination des signaux acoustiques élémentaires à émettre par les transducteurs T1-Tn1, T'1-T'n2, le procédé et le dispositif selon l'invention peuvent permettre de tester virtuellement l'émission, par le réseau 17 de transducteurs, de signaux acoustiques correspondant à un ou plusieurs champs objectifs d'ondes acoustiques dans le cerveau 19, de façon à vérifier par le calcul que la propagation d'ondes acoustiques dans le crâne 14 et le cerveau 19 satisfait à certains critères prédéfinis, notamment la qualité de la focalisation, l'obtention de certaines plages de température par l'échauffement dû aux ondes acoustiques, l'absence de cavitation susceptible de générer des lésions, etc.

Pour simuler l'évolution temporelle et spatiale de la température du fait de l'apport de chaleur par le faisceau

ultrasonore, on peut par exemple utiliser l'équation de diffusion suivante :

$$\rho c_p \frac{\partial T(\vec{r}, t)}{\partial t} - K \Delta T(\vec{r}, t) = \mu \frac{p^2(\vec{r}, t)}{\rho_0(\vec{r})c_0(\vec{r})}$$

5

où c_p représente la capacité calorifique du milieu, K sa conductivité thermique et μ son coefficient d'absorption. Le terme source de l'équation de diffusion correspond à l'apport de chaleur dans le milieu par le champ de pression dû aux ondes acoustiques.

10

La distribution spatiale de pression $p(r, t)$ dans le milieu (crâne + cerveau) ayant été modélisée grâce à la simulation numérique de propagation d'ondes, ces données peuvent être injectées dans une simulation numérique par différences finies de l'équation de diffusion de la chaleur citée ci-dessus. On peut donc ainsi prédire avant le traitement la distribution de température au cours du traitement par hyperthermie par le réseau de traitement 17a et vérifier par exemple que l'élévation de température n'est pas trop importante dans l'os ou tout autre zone sensible que l'on cherche à préserver.

20

La détermination des signaux acoustiques élémentaires susmentionnés pour obtenir le champ objectif d'ondes acoustiques peut être effectuée par diverses méthodes.

25

Selon une première méthode :

- on simule une propagation d'ondes acoustiques depuis au moins un point de référence 18 du cerveau vers chaque transducteur $T1-Tn1$ ou $T'1-T'n2$ du sous-réseau de transducteurs considéré et on détermine des signaux acoustiques simulés reçus $Ri(t)$ arrivant à l'emplacement de chaque transducteur i du réseau de transducteurs appartenant au sous-réseau considéré, i étant un entier compris entre 1 et n et n étant le nombre de transducteurs

30

du réseau 17 de transducteurs,

- et on détermine les signaux acoustiques élémentaires à émettre $E_i(t)$ comme étant proportionnels à une inversion temporelle $R_i(-t)$ desdits signaux acoustiques simulés reçus $R_i(t)$, précédemment déterminés.

Les signaux acoustiques à émettre $E_i(t)$ sont ainsi calculé par la formule : $E_i(t) = G_i \cdot R_i(-t)$, où G_i est un facteur de gain qui peut être :

- identique pour tous les transducteurs (éventuellement égal à 1),

- ou différent d'un transducteur i à l'autre, pour compenser les dissipations dans le crâne.

Lorsque les facteurs de gain G_i sont différents d'un transducteur à l'autre, ils peuvent être calculés par la formule : $G_i = a / \text{Max}(|R_i(t)|)^2$, où a est un nombre réel commun à tous les transducteurs du réseau de transducteurs et $\text{Max}(|R_i(t)|)$ est une valeur maximale de l'amplitude du signal $R_i(t)$. Avantagusement, Le gain G_i ne prend cette valeur que pour les transducteurs i recevant un signal d'amplitude suffisante (par exemple lorsque $\text{Max}(|R_i(t)|)$ est au moins égal à 10% de la plus grande valeur $\text{Max}(|R_i(t)|)$ pour tous les transducteurs i considérés) et est égal à 1 sinon.

Selon une deuxième méthode, on procède comme précédemment avec $G_i = 1$, mais on effectue la simulation de propagation d'ondes acoustiques en utilisant une cartographie tridimensionnelle fictive d'absorption des ondes acoustiques, ayant en chaque point de la barrière osseuse des coefficients d'absorption $-\tau$ opposés aux coefficients d'absorption réels τ déterminés au cours de l'étape (1b) : les dissipations dans le milieu sont ainsi automatiquement compensées.

Selon une troisième méthode, on procède initialement comme dans la première méthode susmentionnée

pour calculer les signaux $R_i(t)$ susmentionnés,

- puis on simule une émission par chaque transducteur i considéré d'un signal acoustique $R_i(-t)$ correspondant à une inversion temporelle du signal $R_i(t)$,
5 et une propagation dans le produit fluide du réservoir 13 jusqu'à un transducteur fictif F_i (voir figure 2) situé au contact du crâne en correspondance avec le transducteur i , et on détermine des signaux acoustiques simulés reçus $R'_i(t)$ arrivant à l'emplacement dudit transducteur fictif
10 i ,

- puis on simule une émission par chaque transducteur fictif i d'un signal acoustique $G'_i.R'_i(-t)$ où $R'_i(-t)$ est une inversion temporelle du signal $R'_i(t)$ et G'_i est un coefficient inversement proportionnel au carré
15 d'une amplitude du signal $R'_i(t)$ au moins pour certains transducteurs fictifs i (par exemple : $G_i = a / \text{Max}(|R_i(t)|)^2$, où a est un nombre réel commun à tous les transducteurs du réseau de transducteurs et $\text{Max}(|R_i(t)|)$ est une valeur maximale de l'amplitude du signal $R_i(t)$; avantageusement,
20 Le gain G_i ne prend cette valeur que pour les transducteurs i recevant un signal d'amplitude suffisante [par exemple lorsque $\text{Max}(|R_i(t)|)$ est au moins égal à 10% de la plus grande valeur $\text{Max}(|R_i(t)|)$ pour tous les transducteurs i considérés] et est égal à 1 sinon),

- puis on simule une propagation dans ledit produit fluide jusqu'au transducteur i , et on détermine des signaux acoustiques simulés reçus $R''_i(t)$ arrivant à l'emplacement dudit transducteur i ,

- et on détermine les signaux acoustiques
30 élémentaires à émettre $E_i(t)$ comme étant égaux à une inversion temporelle $R''_i(-t)$ desdits signaux acoustiques simulés reçus $R''_i(t)$.

Selon une quatrième méthode :

- on simule l'émission d'une impulsion d'ondes

acoustiques par chaque transducteur i du réseau 17 ou d'un sous-réseau 17a, 17b de transducteurs et une propagation d'ondes acoustiques depuis chaque transducteur i considéré vers plusieurs points de référence r situés dans le

5 cerveau, i étant un indice compris entre 1 et n qui désigne un transducteur du réseau et n étant un entier naturel non nul qui désigne le nombre total de transducteurs, r étant un entier compris entre 1 et m et m étant un entier naturel non nul désignant le nombre de points de référence 18,

10 - on détermine des réponses impulsionnelles simulées $h_{ri}(t)$ arrivant en chacun desdits points de référence r du cerveau,

- et l'étape de calcul des signaux acoustiques élémentaires comprend les sous-étapes suivantes :

15 (1e1) on détermine un nombre p de composantes fréquentielles de chacune de ces réponses impulsionnelles simulées, de fréquences respectives ω_k , k étant un indice compris entre 1 et p qui désigne une composante fréquentielle,

20 (1e2) on détermine p matrices de transfert $H(\omega_k)=[H_{ri}(\omega_k)]$, i allant de 1 à n et r allant de 1 à m , où $H_{ri}(\omega_k)$ est la valeur à la fréquence ω_k , de la transformée de Fourier de la réponse impulsionnelle $H_{ri}(t)$,

(1e3) on détermine, pour chaque point de référence

25 r , n composantes $E_i(\omega_k, r)$ telles que $F(\omega_k, r)=H(\omega_k).E(\omega_k, r)$, où $E(\omega_k, r)=[E_i(\omega_k, r)]$ est un vecteur à n composantes $E_i(\omega_k, r)$, $F(\omega_k, r)=[F_l(\omega_k, r)]$ est un vecteur à m composantes $F_l(\omega_k, r)$ où l varie entre 1 et m , ces m composantes $F_l(\omega_k, r)$ correspondant à la génération dudit champ objectif

30 prédéterminé d'ondes acoustiques à la fréquence ω_k aux points r .

Au cours de la sous-étape (1e3), on peut par exemple calculer p matrices $H^{-1}(\omega_k)$ au moins par inversion des matrices de transfert de $H(\omega_k)$, et pour chaque point de

35 référence r (18) du cerveau, on calcule le vecteur $E(\omega_k, r)$

par la formule : $E(\omega_k, r) = H^{-1}(\omega_k) \cdot F(\omega_k, r)$.

Au cours de la phase d'apprentissage qui vient d'être décrite, quelle que soit la méthode utilisée, on détermine également de préférence des réponses
5 impulsionsnelles $hir(t)$ entre plusieurs point de référence r (18) du cerveau et chaque transducteur i du réseau d'imagerie 17b (c'est à dire pour des ondes acoustiques se propageant du cerveau vers le réseau 17 de transducteurs), et on détermine également comment focaliser le réseau
10 d'imagerie 17b en réception sur chaque point de référence 18 pour réaliser une image échographique.

On peut ainsi utiliser le dispositif 1 à des fins d'imagerie échographique, en déconvoluant des signaux acoustiques rétro-diffusés par le cerveau 19. Cette
15 déconvolution peut être effectuée par tout moyen connu, par exemple en travaillant dans le domaine fréquentiel après transformée de Fourier, sur un nombre p de composantes fréquentielles monochromatiques ω_k , par inversion de la matrice de transfert $H(\omega_k) = [Hir(\omega_k)]$, dont les composantes
20 $Hir(\omega_k)$ sont les composantes fréquentielles des transformées de Fourier des réponses impulsionsnelles $hir(t)$ à la fréquence ω_k . On peut ainsi obtenir les signaux rétro-diffusés par chaque point du cerveau, et notamment l'amplitude de ces signaux (par exemple, la valeur maximale
25 de l'amplitude), ce qui permet de réaliser une image échographique précise du cerveau 19.

Une fois que les signaux acoustiques élémentaires susmentionnés ont été déterminé par simulation, on positionne le réseau réel 17 de transducteurs acoustiques à
30 l'extérieur du crâne 14 du patient, exactement dans la même position que celle utilisée lors de la simulation numérique.

Afin de garantir que le réseau 17 de transducteurs se trouve dans la même position que la position utilisée
35 lors de la simulation numérique, on positionne d'abord le

casque 2 portant le réseau de transducteurs dans une position approximativement correcte par rapport au crâne 14, puis on fait repérer la position réelle du casque 2 par rapport au crâne par le sous-réseau d'imagerie 17b par imagerie échographique.

Ce repérage peut être effectué :

- en repérant par échographie une position relative entre le réseau de transducteurs et les parties du cadre de stéréotaxie 8 qui sont au contact de la paroi souple 12 du casque,

- et/ou en repérant directement la position relative entre ledit réseau de transducteurs et le crâne 14, en déterminant une forme extérieure d'au moins une partie du crâne 14 par échographie, puis en comparant cette forme extérieure à l'image tridimensionnelle du crâne (cette dernière méthode peut être utilisée seule notamment si l'on peut par ailleurs se passer du cadre de stéréotaxie 8).

A partir de cette position relative, le micro-ordinateur 7 peut déplacer le casque 2 au moyen du bras robotisé, de façon que sa position corresponde exactement à celle utilisée pour les simulations.

Une fois effectué le positionnement du réseau 17 de transducteurs par rapport au crâne 14, le praticien peut à volonté faire générer des champs objectifs d'ondes acoustiques dans le cerveau 19 du patient, en fonction de ses desiderata, par exemple à des fins d'imagerie et/ou de traitement par hyperthermie.

Lorsque le praticien souhaite réaliser un traitement par hyperthermie d'une ou plusieurs zones du cerveau, il peut focaliser très précisément les ondes acoustiques sur la ou les zones à traiter (dans le cas où il y aurait plusieurs zones à traiter, cette focalisation peut être faite successivement ou parallèlement).

Dans tous les cas, le traitement par hyperthermie

se fait avantageusement par périodes successives discontinues, de façon à éviter un échauffement trop prolongé qui conduirait à une diffusion thermique susceptible de créer des lésions en dehors des zones à détruire. Entre les périodes de traitement par hyperthermie, on peut réaliser, comme expliqué précédemment, des images échographiques successives du cerveau.

Ces images échographiques peuvent être avantageusement traitées par le micro-ordinateur 7 de façon à obtenir une carte de température du cerveau, notamment par le procédé connu sous le nom de « compound imaging », ce qui permet de visualiser l'efficacité du traitement par hyperthermie. Ce procédé a été décrit notamment par M. Pernot et al ("Improvement of Ultrasound Based Temperature Estimation by Compound Imaging", Proceedings of the International Symposium on Therapeutic Ultrasound, Seattle 2002) et Entrekin et al. (Medica Mundi, vol. 43, Sept. 1999, p. 35-43, "Real Time Spatial Compound Imaging in breast ultrasound: technology and early clinical experience").

REVENDICATIONS

1. Procédé non invasif pour obtenir au moins un champ objectif prédéterminé d'ondes acoustiques dans un milieu sensiblement homogène (19) masqué par une barrière osseuse (14), en faisant émettre des signaux acoustiques par au moins un réseau (17) de transducteurs à travers ladite barrière osseuse (14),

caractérisé en ce qu'il comporte :

10 - une phase d'apprentissage comprenant au moins les étapes suivantes :

(1a) réaliser, au moins partiellement par rayons X, une image tridimensionnelle de la barrière osseuse (14), donnant un paramètre représentatif de la porosité de ladite barrière osseuse en différents points,

15 (1b) à partir de ladite image tridimensionnelle, déterminer au moins des cartographies tridimensionnelles de masse volumique, de célérité des ondes acoustiques et d'absorption des ondes acoustiques dans ladite barrière osseuse,

20 (1c) déterminer un positionnement prévu du réseau (17) de transducteurs par rapport à la barrière osseuse (14),

25 (1d) simuler au moins une propagation d'ondes acoustiques entre au moins un point du milieu sensiblement homogène et au moins certains transducteurs du réseau de transducteurs, à partir d'un modèle mathématique de propagation et desdites cartographies tridimensionnelles de masse volumique, de célérité des ondes acoustiques et d'absorption des ondes acoustiques,

30 (1e) à partir de ladite simulation, calculer des signaux acoustiques élémentaires à émettre par au moins certains transducteurs dudit réseau de transducteurs pour obtenir ledit champ objectif d'ondes acoustiques,

35 - et une phase de positionnement réel du réseau de

transducteurs sur la barrière osseuse, comprenant les étapes suivantes :

(2a) positionner d'abord approximativement le réseau (17) de transducteurs sur la barrière osseuse (14),
5 dans sa position prévue,

(2b) faire repérer par au moins certains transducteurs du réseau de transducteurs, par échographie, une position relative entre ledit réseau (17) de transducteurs et la barrière osseuse (14),

10 (2c) et affiner la position du réseau (17) de transducteurs par rapport à ladite barrière osseuse en fonction du repérage effectué à l'étape (2b).

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel, au cours de l'étape (2b), on repère la position relative
15 entre ledit réseau (17) de transducteurs et la barrière osseuse (14), en déterminant une forme extérieure d'au moins une partie de la barrière osseuse par échographie, par au moins une partie dudit réseau de transducteurs, en comparant cette forme extérieure à ladite image
20 tridimensionnelle de la barrière osseuse.

3. Procédé selon la revendication 1, dans lequel :

- l'étape (1a) est précédée d'une étape initiale au cours de laquelle on fixe rigidement un dispositif de repérage (8) sur ladite barrière osseuse (14), ledit
25 dispositif de repérage (8) étant adapté pour absorber des rayons X,

- au cours de l'étape (1a), l'image tridimensionnelle réalisée donne également un positionnement du dispositif de repérage (8) sur la
30 barrière osseuse (14),

- et au cours de l'étape (2b), on repère par échographie une position relative entre le réseau (17) de transducteurs et le dispositif de repérage (8).

4. Procédé selon l'une quelconque des
35 revendications précédentes, dans lequel le réseau de

transducteurs est inclus dans un réservoir (13) rempli de produit fluide et comprenant au moins une paroi souple (12), et au cours de la phase de positionnement, cette paroi souple est placée en appui contre la barrière osseuse (14).

5 (14).

5. Procédé non invasif pour obtenir au moins un champ objectif prédéterminé d'ondes acoustiques dans un milieu sensiblement homogène (19) comprenant au moins une partie d'un cerveau masqué par une barrière osseuse (14) comprenant au moins une partie d'un crâne entourant ce

10 cerveau, en faisant émettre des signaux acoustiques par au moins un réseau (17) de transducteurs à travers ladite barrière osseuse (14),

caractérisé en ce qu'il comporte :

15 - une phase d'apprentissage comprenant au moins les étapes suivantes :

(1a) réaliser, au moins partiellement par rayons X, une image tridimensionnelle de la barrière osseuse (14), donnant un paramètre représentatif de la porosité de ladite

20 barrière osseuse en différents points,

(1b) à partir de ladite image tridimensionnelle, déterminer au moins des cartographies tridimensionnelles de masse volumique, de célérité des ondes acoustiques et d'absorption des ondes acoustiques dans ladite barrière

25 osseuse,

(1c) déterminer un positionnement prévu du réseau (17) de transducteurs par rapport à la barrière osseuse (14),

(1d) simuler au moins une propagation d'ondes

30 acoustiques entre au moins un point du milieu sensiblement homogène et au moins certains transducteurs du réseau de transducteurs, à partir d'un modèle mathématique de propagation et desdites cartographies tridimensionnelles de masse volumique, de célérité des ondes acoustiques et

35 d'absorption des ondes acoustiques,

(1e) à partir de ladite simulation, calculer des signaux acoustiques élémentaires à émettre par au moins certains transducteurs dudit réseau de transducteurs pour obtenir ledit champ objectif d'ondes acoustiques,

5 - et une phase de positionnement réel du réseau de transducteurs sur la barrière osseuse, comprenant les étapes suivantes :

(2a) positionner d'abord approximativement le réseau (17) de transducteurs sur la barrière osseuse (14), dans sa position prévue,

(2b) faire repérer par au moins certains transducteurs du réseau de transducteurs, par échographie, une position relative entre ledit réseau (17) de transducteurs et la barrière osseuse (14),

15 (2c) et affiner la position du réseau (17) de transducteurs par rapport à ladite barrière osseuse en fonction du repérage effectué à l'étape (2b).

6. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel les ondes acoustiques ont des fréquences comprises entre 0,5 et 3 MHz.

7. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'étape (1e) est suivie d'une étape (1f) au cours de laquelle on simule au moins une émission, par le réseau (17) de transducteurs, de signaux acoustiques déterminés à partir desdits signaux acoustiques élémentaires et permettant d'obtenir un champ d'ondes acoustiques souhaité, on simule une propagation d'ondes acoustiques générées par cette émission, et on vérifie que cette propagation satisfait à certains critères prédéfinis.

8. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel :

- au cours de l'étape (1d), on simule une propagation d'ondes acoustiques depuis au moins un point

(18) du milieu sensiblement homogène vers au moins certains transducteurs du réseau de transducteurs et on détermine des signaux acoustiques simulés reçus $R_i(t)$ arrivant à l'emplacement desdits transducteurs i du réseau de transducteurs, i étant un entier compris entre 1 et n et n étant le nombre de transducteurs du réseau de transducteurs,

- et au cours de l'étape (1e), on détermine les signaux acoustiques élémentaires $E_i(t)$, à émettre par chaque transducteur i considéré, comme étant proportionnels à une inversion temporelle $R_i(-t)$ desdits signaux acoustiques simulés reçus $R_i(t)$, précédemment déterminés à l'étape (1d).

9. Procédé selon la revendication 8, dans lequel, au cours de l'étape (1e), on détermine les signaux acoustiques à émettre $E_i(t)$ par la formule : $E_i(t) = G_i.R_i(-t)$, où G_i est un facteur de gain différent d'un transducteur i à l'autre, pour compenser les dissipations dans la barrière osseuse.

10. Procédé selon la revendication 9, dans lequel les facteurs de gain G_i correspondant à au moins certains transducteurs sont respectivement inversement proportionnels au carré d'une amplitude des signaux acoustiques simulés reçus $R_i(t)$ correspondants.

11. Procédé selon la revendication 8, dans lequel :

- au cours de l'étape (1d), on effectue la simulation en utilisant une cartographie tridimensionnelle fictive d'absorption des ondes acoustiques, ayant en chaque point de la barrière osseuse des coefficients d'absorption $-\tau$ opposés à des coefficients d'absorption réels τ déterminés au cours de l'étape (1b),

- et au cours de l'étape (1e), on détermine les signaux acoustiques élémentaires à émettre $E_i(t)$ comme étant égaux à ladite inversion temporelle $R_i(-t)$.

12. Procédé selon l'une quelconque des

revendications 1 à 7, dans lequel le réseau (17) de transducteurs est inclus dans un réservoir (13) rempli de produit fluide et comprenant au moins une paroi souple (12) destinée à être placée en appui contre la barrière osseuse (14), les emplacements prévus des transducteurs, déterminés au cours de l'étape (1c), n'étant pas au contact de la barrière osseuse, et dans lequel :

5 au cours de l'étape (1d) :

- on simule une propagation d'ondes acoustiques depuis au moins un point (18) du milieu sensiblement homogène (19) vers au moins certains transducteurs du réseau (17) de transducteurs et on détermine des signaux acoustiques simulés reçus $R_i(t)$ arrivant à l'emplacement desdits transducteurs i du réseau de transducteurs, i étant un entier compris entre 1 et n et n étant le nombre de transducteurs du réseau de transducteurs,

10 15

- puis on simule une émission par chaque transducteur i d'un signal acoustique $R_i(-t)$ correspondant à une inversion temporelle du signal $R_i(t)$, et une propagation dans ledit produit fluide jusqu'à un transducteur fictif i situé au contact de la barrière osseuse (14) en correspondance avec le transducteur i , et on détermine des signaux acoustiques simulés reçus $R'i(t)$ arrivant à l'emplacement dudit transducteur fictif i ,

20

- puis on simule une émission par chaque transducteur fictif i d'un signal acoustique $G'i.R'i(-t)$ où $R'i(-t)$ est une inversion temporelle du signal $R'i(t)$ et $G'i$ est un coefficient inversement proportionnel au carré d'une amplitude du signal $R'i(t)$ au moins pour certains transducteurs fictifs i ,

25 30

- puis on simule une propagation dans ledit produit fluide jusqu'au transducteur i , et on détermine des signaux acoustiques simulés reçus $R''i(t)$ arrivant à l'emplacement dudit transducteur i ,

35 et au cours de l'étape (1e), on détermine les signaux

acoustiques élémentaires à émettre $E_i(t)$ comme étant égaux à une inversion temporelle $R''_i(-t)$ desdits signaux acoustiques simulés reçus $R''_i(t)$.

13. Procédé selon l'une quelconque des
 5 revendications 1 à 7, dans lequel au cours de l'étape (1d), on simule l'émission d'une impulsion d'ondes acoustiques par au moins certains transducteurs i du réseau (17) de transducteurs et une propagation d'ondes acoustiques depuis
 10 chaque transducteur i considéré vers plusieurs points de référence r situés dans le milieu sensiblement homogène (19), i étant un indice compris entre 1 et n qui désigne un transducteur du réseau et n étant un entier naturel non nul qui désigne le nombre de transducteurs, r étant un entier compris entre 1 et m et m étant un entier naturel non nul
 15 désignant le nombre de points de référence, et on détermine des réponses impulsionsnelles simulées $h_{ri}(t)$ arrivant en chacun desdits points de référence r du milieu sensiblement homogène, l'étape (1e) comprenant les sous-étapes suivantes :

20 (1e1) on détermine un nombre p de composantes fréquentielles de chacune de ces réponses impulsionsnelles simulées, de fréquences respectives ω_k , k étant un indice compris entre 1 et p qui désigne une composante fréquentielle,

25 (1e2) on détermine p matrices de transfert $H(\omega_k)=[H_{ri}(\omega_k)]$, i allant de 1 à n et r allant de 1 à m , où $H_{ri}(\omega_k)$ est la valeur à la fréquence ω_k , de la transformée de Fourier de la réponse impulsionsnelle $h_{ri}(t)$,

30 (1e3) on détermine, pour chaque point de référence r , n composantes $E_i(\omega_k, r)$ telles que $F(\omega_k, r)=H(\omega_k).E(\omega_k, r)$, où $E(\omega_k, r)=[E_i(\omega_k, r)]$ est un vecteur à n composantes $E_i(\omega_k, r)$, $F(\omega_k, r)=[F_l(\omega_k, r)]$ est un vecteur à m composantes $F_l(\omega_k, r)$ où l varie entre 1 et m , ces m composantes $F_l(\omega_k, r)$ correspondant à la génération dudit champ objectif
 35 prédéterminé d'ondes acoustiques à la fréquence ω_k aux

points r .

14. Procédé selon la revendication 13, dans lequel, au cours de la sous-étape (1e3), on calcule p matrices $H^{-1}(\omega_k)$ au moins par inversion des matrices de transfert de $H(\omega_k)$, et pour chaque point de référence r du milieu sensiblement homogène, on calcule le vecteur $E(\omega_k, r)$ par la formule :

$$E(\omega_k, r) = H^{-1}(\omega_k) \cdot F(\omega_k, r).$$

15. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, au cours de l'étape (1d), on détermine des réponses impulsives $h_i(t)$ entre plusieurs points de référence r du milieu sensiblement homogène et au moins certains transducteurs i du réseau (17) de transducteurs, i étant un indice compris entre 1 et n qui désigne un transducteur et n étant un entier naturel non nul qui désigne le nombre de transducteurs, r étant un entier compris entre 1 et m et m étant un entier naturel non nul désignant le nombre de points de référence, et au cours de l'étape (1e), on détermine également comment focaliser au moins une partie du réseau (17) de transducteur en réception sur chaque point de référence r pour réaliser une image échographique.

16. Procédé d'imagerie médicale par échographie, comprenant un procédé non invasif pour obtenir un champ objectif d'ondes acoustiques selon l'une quelconque des revendications précédentes, et une phase d'imagerie au cours de laquelle on réalise au moins une image échographique du milieu sensiblement homogène (19) à l'aide d'au moins une partie du réseau (17) de transducteurs, en utilisant les signaux acoustiques élémentaires déterminés au cours de la phase d'apprentissage.

17. Dispositif spécialement conçu pour la mise en œuvre d'un procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, ce dispositif comprenant au moins :

- un réseau (17) de transducteurs adapté pour être positionné à l'extérieur d'une barrière osseuse (14) masquant un milieu sensiblement homogène (19),
- des moyens (7) pour déterminer au moins des
5 cartographies tridimensionnelles de masse volumique, de célérité des ondes acoustiques et d'absorption des ondes acoustiques dans la barrière osseuse, à partir d'une image tridimensionnelle de ladite barrière osseuse réalisée par rayons X et donnant la porosité de ladite la barrière
10 osseuse en chaque point,
- des moyens (7) pour simuler au moins une propagation d'ondes acoustiques entre au moins un point (18) du milieu sensiblement homogène et au moins certains transducteurs du réseau (17) de transducteurs, à partir
15 d'un modèle mathématique de propagation et desdites cartographies tridimensionnelles de masse volumique, de célérité des ondes acoustiques et d'absorption des ondes acoustiques, et en fonction d'un positionnement prévu du réseau (17) de transducteurs par rapport à la barrière
20 osseuse (14),
- des moyens (7) pour calculer, à partir de ladite simulation, des signaux acoustiques élémentaires à émettre par au moins certains transducteurs dudit réseau (17) de transducteurs pour obtenir un champ objectif d'ondes
25 acoustiques dans le milieu sensiblement homogène,
- des moyens (7) pour faire repérer par au moins certains transducteurs du réseau (17) de transducteurs, par échographie, une position relative entre ledit réseau (17) de transducteurs et la barrière osseuse (14),
30 - et des moyens (7, 4) pour affiner une position relative initiale du réseau (17) de transducteurs par rapport à la barrière osseuse (14) en fonction du repérage de la position relative entre le réseau de transducteurs et la barrière osseuse, de façon que ladite position relative
35 du réseau de transducteur par rapport à la barrière osseuse

corresponde au positionnement prévu.

18. Dispositif selon la revendication 17, dans lequel les moyens pour repérer la position relative entre ledit réseau (17) de transducteurs et la barrière osseuse (14) sont adaptés pour déterminer une forme extérieure d'au moins une partie de la barrière osseuse (14) par échographie, par l'intermédiaire d'au moins une partie dudit réseau (17) de transducteurs, en comparant cette forme extérieure à ladite image tridimensionnelle de la barrière osseuse.

19. Dispositif selon la revendication 17 ou la revendication 18, comprenant un dispositif de repérage (8) doté de moyens de fixation (16) adaptés pour fixer rigidement ledit dispositif de repérage sur la barrière osseuse (14), et ledit dispositif de repérage étant adapté pour absorber des rayons X et être visible sur l'image tridimensionnelle de ladite barrière osseuse, et les moyens (7) pour repérer la position relative entre ledit réseau (17) de transducteurs et la barrière osseuse (14) sont adaptés pour repérer par échographie une position relative entre le réseau (17) de transducteurs et le dispositif de repérage (8).

20. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 17 à 19, dans lequel le réseau (17) de transducteurs est inclus dans un réservoir (13) rempli de produit fluide et comprenant au moins une paroi souple (12) destinée à venir en appui contre la barrière osseuse (14).

21. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 17 à 20, dans lequel le réseau (17) de transducteurs comprend un sous-réseau de traitement par hyperthermie (17a) et un sous-réseau d'imagerie (17b), ces deux sous-réseaux comportant respectivement des transducteurs de types différents.

22. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 17 à 21, dans lequel le réseau (17) de

transducteurs est adapté pour émettre des ondes acoustiques ayant des fréquences comprises entre 0,5 et 3 MHz.

23. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 17 à 22, comprenant en outre des moyens de simulation (7) adaptés pour :

- simuler au moins une émission, par le réseau (17) de transducteurs, de signaux acoustiques déterminés à partir desdits signaux acoustiques élémentaires et permettant d'obtenir un champ d'ondes acoustiques souhaité,
- 10 - simuler une propagation d'ondes acoustiques générées par cette émission,
- et vérifier que cette propagation satisfait à certains critères prédéfinis.

24. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 17 à 23, dans lequel :

les moyens pour simuler (7) sont adaptés pour simuler une propagation d'ondes acoustiques depuis au moins un point (18) du milieu sensiblement homogène vers au moins certains transducteurs du réseau de transducteurs déterminer des signaux acoustiques simulés reçus $R_i(t)$ arrivant à 20 l'emplacement desdits transducteurs i du réseau de transducteurs, i étant un entier compris entre 1 et n et n étant le nombre de transducteurs du réseau de transducteurs,

25 et les moyens pour calculer (7) sont adaptés pour déterminer les signaux acoustiques élémentaires $E_i(t)$, à émettre par chaque transducteur i considéré, comme étant proportionnels à une inversion temporelle $R_i(-t)$ desdits signaux acoustiques simulés reçus $R_i(t)$, précédemment 30 déterminés à l'étape (1d).

25. Dispositif selon la revendication 24, dans lequel les moyens pour calculer (7) sont adaptés pour déterminer les signaux acoustiques à émettre $E_i(t)$ par la formule : $E_i(t) = G_i.R_i(-t)$, où G_i est un facteur de gain 35 différent d'un transducteur i à l'autre, pour compenser les

dissipations dans la barrière osseuse.

26. Dispositif selon la revendication 25, dans lequel les facteurs de gain G_i correspondant à au moins certains transducteurs sont respectivement inversement
5 proportionnels au carré d'une amplitude des signaux acoustiques simulés reçus $R_i(t)$ correspondants.

27. Dispositif selon la revendication 24, dans lequel :
les moyens pour simuler (7) sont adaptés pour effectuer
10 ladite simulation de propagation d'onde acoustique en utilisant une cartographie tridimensionnelle fictive d'absorption des ondes acoustiques, ayant en chaque point de la barrière osseuse des coefficients d'absorption $- \tau$ opposés à des coefficients d'absorption réels τ déterminés
15 au cours de l'étape (1b),
et les moyens pour calculer (7) sont adaptés pour déterminer les signaux acoustiques élémentaires à émettre $E_i(t)$ comme étant égaux à ladite inversion temporelle $R_i(-t)$.

28. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 17 à 23, dans lequel le réseau (17) de transducteurs est inclus dans un réservoir (13) rempli de produit fluide et comprenant au moins une paroi souple (12) destinée à être placée en appui contre la barrière osseuse
25 (14), les emplacements prévus des transducteurs, pris en compte par les moyens pour simuler (7), n'étant pas au contact de la barrière osseuse,
dans lequel les moyens pour simuler (7) sont adaptés pour :
- simuler une propagation d'ondes acoustiques
30 depuis au moins un point (18) du milieu sensiblement homogène (19) vers au moins certains transducteurs du réseau (17) de transducteurs et déterminer des signaux acoustiques simulés reçus $R_i(t)$ arrivant à l'emplacement desdits transducteurs i du réseau de transducteurs, i étant
35 un entier compris entre 1 et n et n étant le nombre de

transducteurs du réseau de transducteurs,

- simuler une émission par chaque transducteur i d'un signal acoustique $R_i(-t)$ correspondant à une inversion temporelle du signal $R_i(t)$, et une propagation dans ledit produit fluide jusqu'à un transducteur fictif i situé au contact de la barrière osseuse (14) en correspondance avec le transducteur i , et déterminer des signaux acoustiques simulés reçus $R'_i(t)$ arrivant à l'emplacement dudit transducteur fictif i ,

10 - simuler une émission par chaque transducteur fictif i d'un signal acoustique $G'_i.R'_i(-t)$ où $R'_i(-t)$ est une inversion temporelle du signal $R'_i(t)$ et G'_i est un coefficient inversement proportionnel au carré d'une amplitude du signal $R'_i(t)$ au moins pour certains transducteurs fictifs i ,

15 - et simuler une propagation dans ledit produit fluide jusqu'au transducteur i , et déterminer des signaux acoustiques simulés reçus $R''_i(t)$ arrivant à l'emplacement dudit transducteur i ,

20 et dans lequel les moyens pour calculer (7) sont adaptés pour déterminer les signaux acoustiques élémentaires à émettre $E_i(t)$ comme étant égaux à une inversion temporelle $R''_i(-t)$ desdits signaux acoustiques simulés reçus $R''_i(t)$.

25 29. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 17 à 23, dans lequel les moyens pour simuler (7) sont adaptés pour :

- simuler l'émission d'une impulsion d'ondes acoustiques par au moins certains transducteurs i du réseau (17) de transducteurs et une propagation d'ondes acoustiques depuis chaque transducteur i considéré vers plusieurs points de référence r situés dans le milieu sensiblement homogène (19), i étant un indice compris entre 1 et n qui désigne un transducteur du réseau et n étant un entier naturel non nul qui désigne le nombre de transducteurs, r étant un entier compris entre 1 et m et m

étant un entier naturel non nul désignant le nombre de points de référence,

- déterminer des réponses impulsionnelles simulées $h_{ri}(t)$ arrivant en chacun desdits points de référence r du milieu sensiblement homogène,
5 et dans lequel les moyens pour calculer (7) sont adaptés pour :

- déterminer un nombre p de composantes fréquentielles de chacune de ces réponses impulsionnelles simulées, de fréquences respectives ω_k , k étant un indice
10 compris entre 1 et p qui désigne une composante fréquentielle,

- déterminer p matrices de transfert $H(\omega_k)=[H_{ri}(\omega_k)]$, i allant de 1 à n et r allant de 1 à m , où
15 $H_{ri}(\omega_k)$ est la valeur à la fréquence ω_k , de la transformée de Fourier de la réponse impulsionnelle $H_{ri}(t)$,

- et déterminer, pour chaque point de référence r , n composantes $E_i(\omega_k, r)$ telles que $F(\omega_k, r)=H(\omega_k).E(\omega_k, r)$, où
20 $E(\omega_k, r)=[E_i(\omega_k, r)]$ est un vecteur à n composantes $E_i(\omega_k, r)$,
 $F(\omega_k, r)=[F_l(\omega_k, r)]$ est un vecteur à m composantes $F_l(\omega_k, r)$ où l varie entre 1 et m , ces m composantes $F_l(\omega_k, r)$ correspondant à la génération dudit champ objectif prédéterminé d'ondes acoustiques à la fréquence ω_k aux points r .

25 30. Dispositif selon la revendication 29, dans lequel les moyens pour calculer (7) sont adaptés pour :

- calculer p matrices $H^{-1}(\omega_k)$ au moins par inversion des matrices de transfert de $H(\omega_k)$,
- et pour chaque point de référence r du milieu
30 sensiblement homogène, calculer le vecteur $E(\omega_k, r)$ par la formule :

$$E(\omega_k, r) = H^{-1}(\omega_k) \cdot F(\omega_k, r).$$

31. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 17 à 30, dans lequel les moyens pour simuler
35 (7) sont adaptés pour :

- déterminer des réponses impulsionnelles $h_i(r,t)$ entre plusieurs points de référence r du milieu sensiblement homogène et au moins certains transducteurs i du réseau (17) de transducteurs, i étant un indice compris
5 entre 1 et n qui désigne un transducteur et n étant un entier naturel non nul qui désigne le nombre de transducteurs, r étant un entier compris entre 1 et m et m étant un entier naturel non nul désignant le nombre de points de référence,

10 et dans lequel les moyens pour calculer (7) sont adaptés pour déterminer comment focaliser au moins une partie du réseau (17) de transducteur en réception sur chaque point de référence r pour réaliser une image échographique.

32. Dispositif selon l'une quelconque des
15 revendications 17 à 31, comprenant en outre des moyens d'imagerie (7, 7b) adaptés pour réaliser au moins une image échographique du milieu sensiblement homogène (19) à l'aide d'au moins une partie du réseau (17) de transducteurs, en utilisant les signaux acoustiques élémentaires déterminés
20 par les moyens pour calculer (7).

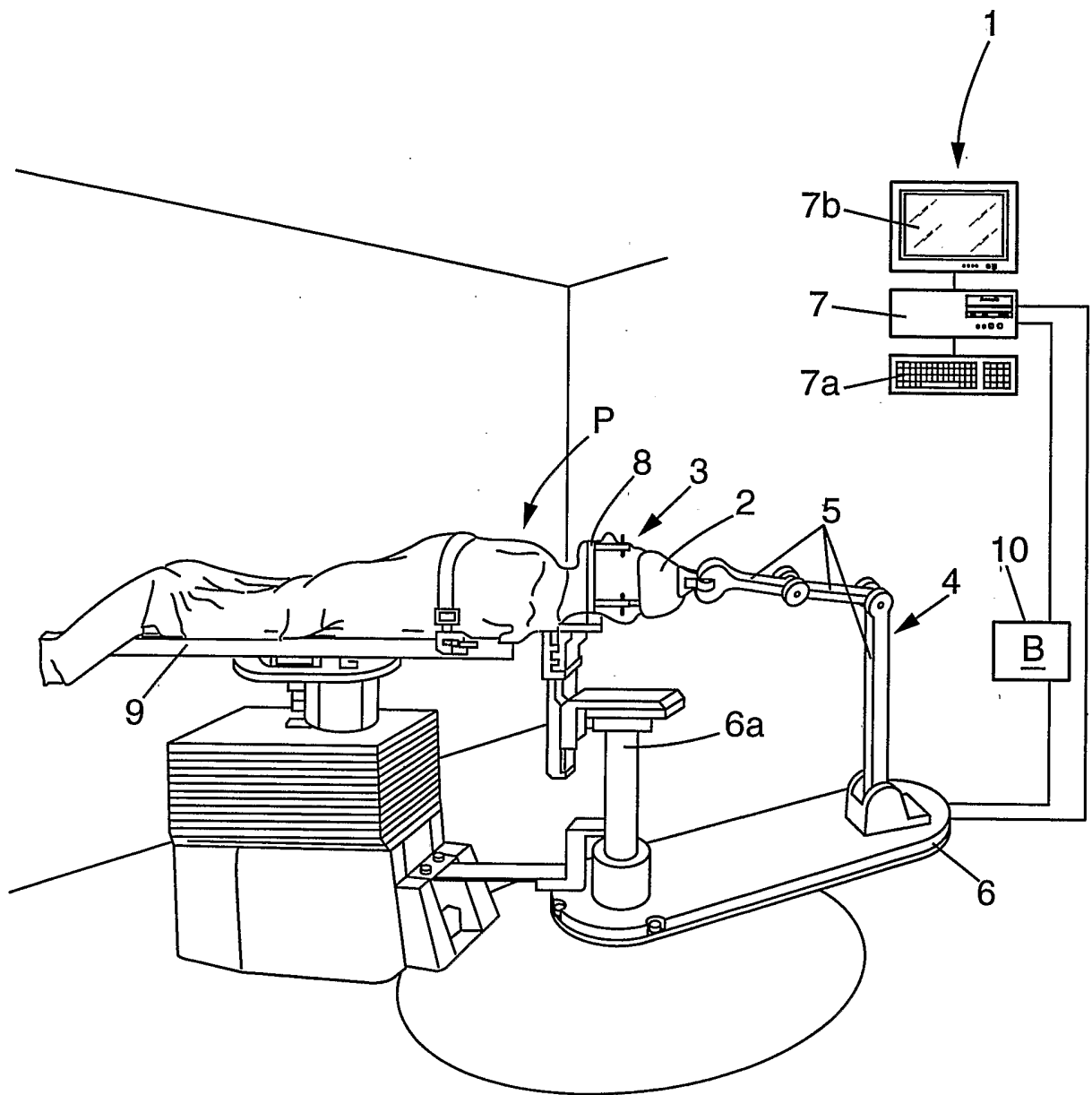


FIG. 1

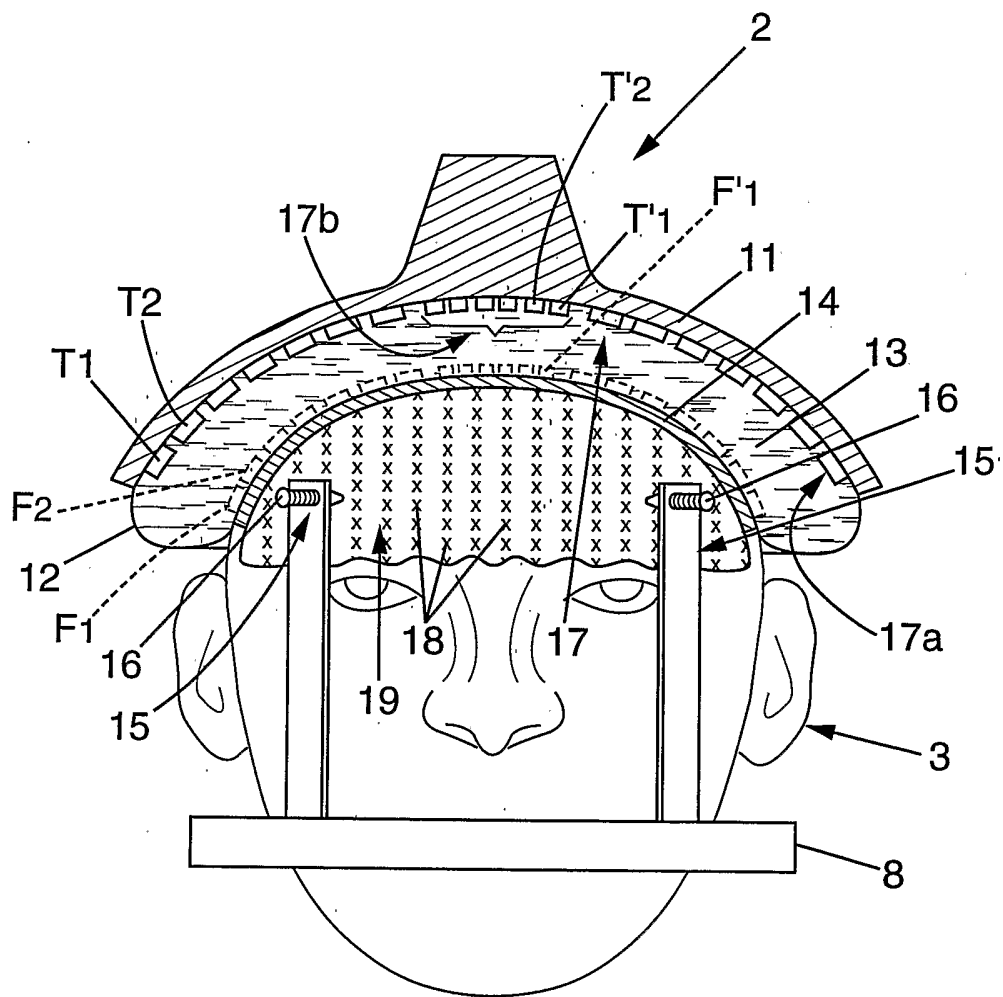


FIG. 2

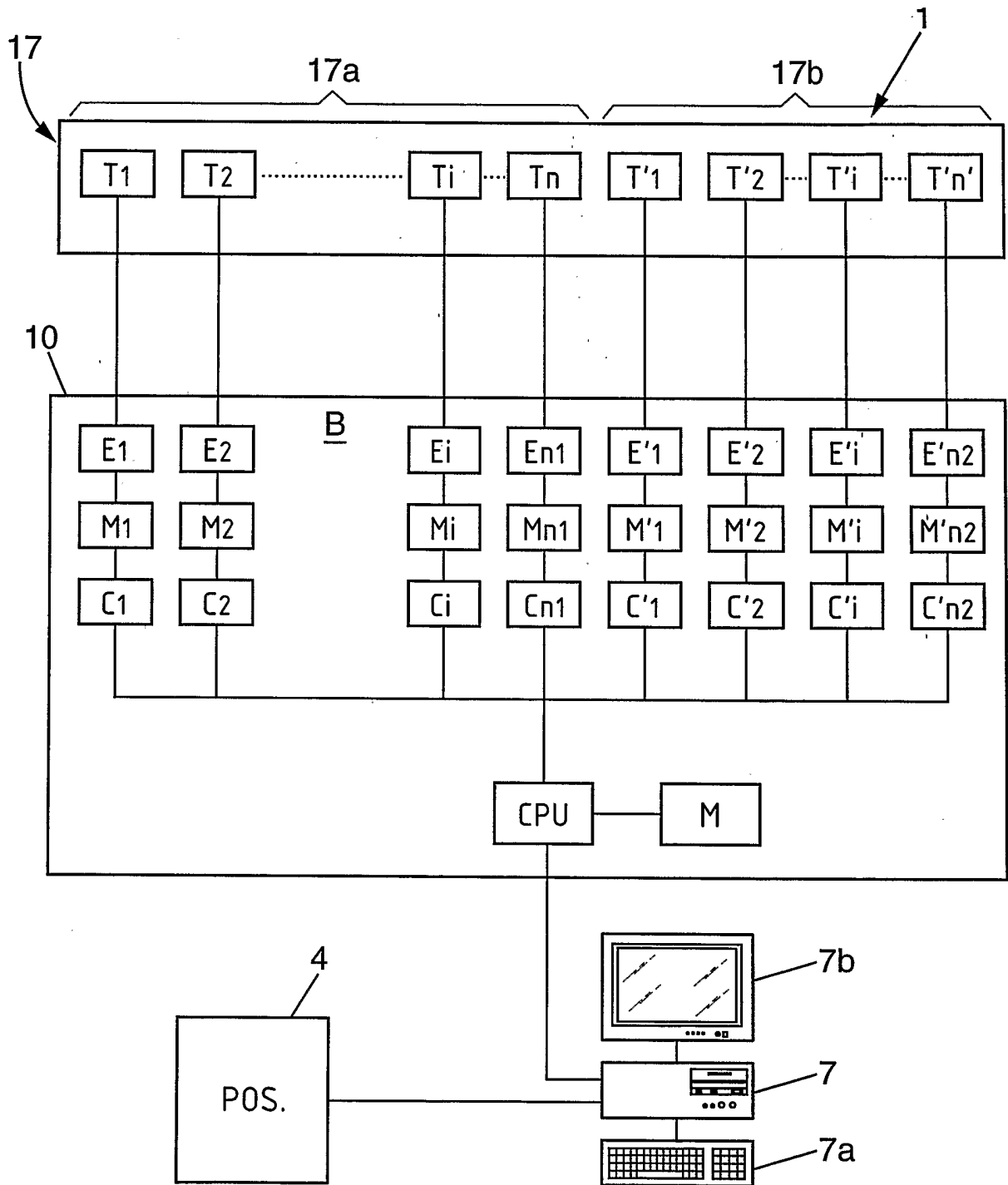


FIG. 3

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/FR 03/02554

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B8/15 G01S7/52		
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) IPC 7 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 practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	FR 2 815 717 A (CENTRE NAT RECH SCIENT) 26 April 2002 (2002-04-26) cited in the application abstract page 12, line 13 -page 23, line 20; figure 1	1-32
A	FR 2 791 136 A (FINK MATHIAS) 22 September 2000 (2000-09-22) abstract page 10, line 1 -page 21, line 10; figures 1,2	1-32
A	US 5 010 885 A (FINK MATHIAS ET AL) 30 April 1991 (1991-04-30)	
A	US 5 276 654 A (MALLART RAOUL ET AL) 4 January 1994 (1994-01-04)	
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in 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 document 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 28 January 2004		Date of mailing of the international search report 04/02/2004
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Blonde1, F

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/FR 03/02554

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
FR 2815717	A	26-04-2002	FR 2815717 A1	26-04-2002
			AU 1240902 A	29-04-2002
			EP 1326536 A1	16-07-2003
			WO 0232316 A1	25-04-2002
FR 2791136	A	22-09-2000	FR 2791136 A1	22-09-2000
			AU 762374 B2	26-06-2003
			AU 3296300 A	04-10-2000
			BR 0009022 A	26-12-2001
			CA 2366265 A1	21-09-2000
			CN 1343310 T	03-04-2002
			EP 1169636 A1	09-01-2002
			WO 0055616 A1	21-09-2000
			JP 2002538911 T	19-11-2002
US 5010885	A	30-04-1991	FR 2631707 A1	24-11-1989
			AU 629830 B2	15-10-1992
			AU 3503789 A	23-11-1989
			CN 1038703 A ,B	10-01-1990
			DE 68918328 D1	27-10-1994
			DE 68918328 T2	13-04-1995
			EP 0342757 A2	23-11-1989
			IL 90322 A	31-01-1993
			JP 2019786 A	23-01-1990
US 5276654	A	04-01-1994	FR 2683915 A1	21-05-1993
			DE 69227353 D1	26-11-1998
			DE 69227353 T2	27-05-1999
			EP 0543445 A1	26-05-1993
			JP 3327596 B2	24-09-2002
			JP 5237114 A	17-09-1993

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande Internationale No
PCT/FR 03/02554

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE CIB 7 A61B8/15 G01S7/52		
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) CIB 7 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 réalisable, termes de recherche utilisés) EPO-Internal, WPI Data, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie °	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	FR 2 815 717 A (CENTRE NAT RECH SCIENT) 26 avril 2002 (2002-04-26) cité dans la demande abrégé page 12, ligne 13 -page 23, ligne 20; figure 1	1-32
A	FR 2 791 136 A (FINK MATHIAS) 22 septembre 2000 (2000-09-22) abrégé page 10, ligne 1 -page 21, ligne 10; figures 1,2	1-32
A	US 5 010 885 A (FINK MATHIAS ET AL) 30 avril 1991 (1991-04-30)	
A	US 5 276 654 A (MALLART RAOUL ET AL) 4 janvier 1994 (1994-01-04)	
<input type="checkbox"/> Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents <input checked="" type="checkbox"/> 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 <p style="text-align: center;">28 janvier 2004</p>	Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale <p style="text-align: center;">04/02/2004</p>	
Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentiaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Fonctionnaire autorisé <p style="text-align: center;">Blondel, F</p>	

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande Internationale No

PCT/FR 03/02554

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
FR 2815717	A	26-04-2002	FR 2815717 A1	26-04-2002
			AU 1240902 A	29-04-2002
			EP 1326536 A1	16-07-2003
			WO 0232316 A1	25-04-2002
FR 2791136	A	22-09-2000	FR 2791136 A1	22-09-2000
			AU 762374 B2	26-06-2003
			AU 3296300 A	04-10-2000
			BR 0009022 A	26-12-2001
			CA 2366265 A1	21-09-2000
			CN 1343310 T	03-04-2002
			EP 1169636 A1	09-01-2002
			WO 0055616 A1	21-09-2000
			JP 2002538911 T	19-11-2002
US 5010885	A	30-04-1991	FR 2631707 A1	24-11-1989
			AU 629830 B2	15-10-1992
			AU 3503789 A	23-11-1989
			CN 1038703 A , B	10-01-1990
			DE 68918328 D1	27-10-1994
			DE 68918328 T2	13-04-1995
			EP 0342757 A2	23-11-1989
			IL 90322 A	31-01-1993
			JP 2019786 A	23-01-1990
US 5276654	A	04-01-1994	FR 2683915 A1	21-05-1993
			DE 69227353 D1	26-11-1998
			DE 69227353 T2	27-05-1999
			EP 0543445 A1	26-05-1993
			JP 3327596 B2	24-09-2002
			JP 5237114 A	17-09-1993