



(51) Classification internationale des brevets :
G06F 17/14 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2011/050689

(22) Date de dépôt international :
29 mars 2011 (29.03.2011)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
10 52315 30 mars 2010 (30.03.2010) FR

(71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) :
**CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE (C.N.R.S)** [FR/FR]; 3, rue Michel
Ange, F-75016 Paris (FR).

(72) Inventeur; et

(75) Inventeur/Déposant (pour US seulement) : **HANUSSE,
Patrick** [FR/FR]; 40 avenue des Erables, F-33600 Pessac
(FR).

(74) Mandataires : **JACOBSON, Claude** et al.; Cabinet
Lavoix, 2, place d'Estienne d'Orves, F-75009 Paris (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, 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, IS, JP, KE, KG, KM, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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, SD, SL, SZ, TZ, UG,
ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée :

— sans rapport de recherche internationale, sera republiée
dès réception de ce rapport (règle 48.2.g))

(54) Title : METHOD AND SYSTEM FOR ANHARMONIC ULTRASOUND ECHOGRAPHY

(54) Titre : PROCÉDÉ ET SYSTÈME D'ÉCHOGRAPHIE ULTRASONORE ANHARMONIQUE

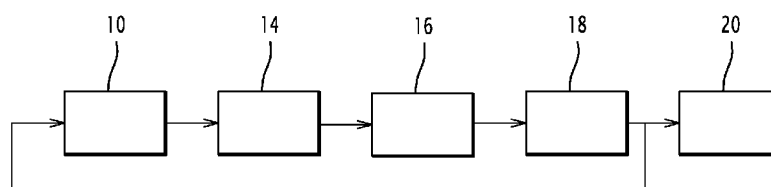


FIG.2

(57) Abstract : This method of exploring a medium by ultrasound echography comprising the emission (10) towards the medium of at least one ultrasound signal by at least one ultrasound emitter and the reception (16) by at least one ultrasound receiver of at least one anharmonic ultrasound echo signal, generated during the propagation (14) of said ultrasound signal in said medium, and the general form of which may be expressed by $x(t) = x_0 + x_1 \cos \Phi(t)$, where $\Phi(t)$ is the phase of said echo signal, is characterized in that it furthermore comprises the steps (18) of analysing said echo signal comprising the steps of determining an expression for a phase equation $F(I)$, and of determining an expression for the phase $\Phi(t)$ as a function of parameters (r , r_k , Φ_0 , p_k) measuring the anharmonicity of said echo signal and its morphology, on the basis of the functions (II) and of generating (20) at least one image making it possible to visualize the value of at least one of said parameters (r , r_k , Φ_0 , p_k) or a combination of these parameters of said echo signal as a function of the provenance thereof in said medium.

(57) Abrégé :

[Suite sur la page suivante]



Ce procédé d'exploration d'un milieu par échographie ultrasonore, comportant l'émission (10) vers le milieu d'au moins un signal ultrasonore par au moins un émetteur ultrasonore et la réception (16) par au moins un récepteur ultrasonore d'au moins un signal d'écho ultrasonore anharmonique, généré lors de la propagation (14) dudit signal ultrasonore dans ledit milieu, et dont la forme générale peut être exprimée par $x(t) = x_0 + x_1 \cos \Phi(t)$, où $\Phi(t)$ est la phase dudit signal d'écho, est caractérisé en ce qu'il comporte en outre les étapes d'analyse (18) dudit signal d'écho, comportant les étapes de détermination d'une expression d'une équation de phase $F(I)$, et de détermination d'une expression de la phase $\Phi(t)$ en fonction de paramètres (r, r_k, Φ_0, p_k) mesurant l'anharmonicité dudit signal d'écho et sa morphologie, à partir des fonctions (II) et de génération (20) d'au moins une image permettant de visualiser la valeur d'au moins un desdits paramètres (r, r_k, Φ_0, p_k) ou une combinaison de ces paramètres dudit signal d'écho en fonction de sa provenance dans ledit milieu.

Procédé et système d'échographie ultrasonore anharmonique

La présente invention concerne un procédé et un système d'exploration d'un milieu par échographie ultrasonore comportant l'émission vers ledit milieu d'au moins un signal ultrasonore par au moins un émetteur ultrasonore et la réception par au moins un récepteur ultrasonore d'au moins un signal d'écho ultrasonore anharmonique, généré lors de la propagation dudit signal ultrasonore dans ledit milieu, et dont la forme générale peut être exprimée par $x(t) = x_0 + x_1 \cos(\Phi(t))$, où $\Phi(t)$ est la phase dudit signal d'écho.

Elle s'applique en particulier au domaine de l'échographie médicale et à l'analyse des signaux d'échographie reçus par la sonde échographique après propagation, diffusion et réflexion de ces signaux dans le milieu exploré.

L'échographie est basée sur l'utilisation d'ondes ultrasonores, qui sont des ondes de pression se propageant dans un milieu élastique. Lorsqu'une telle onde rencontre une interface entre deux milieux d'impédances acoustiques différentes, une première partie de son énergie est transmise, et une deuxième partie est réfléchiée par l'interface, formant un écho de l'onde d'origine. Ainsi, en échographie, les ondes ultrasonores émises par la sonde se propagent dans les tissus, sont réfléchies par de telles interfaces, puis reçues par la sonde. Une image du tissu balayé par la sonde peut alors être reconstituée sur un écran, en affectant à chaque point de l'écran une luminosité ou un niveau de gris dépendant de l'amplitude de l'écho reçu en provenance d'une zone correspondante du tissu.

Le problème général rencontré en échographie ultrasonore consiste le plus souvent à obtenir une image aussi exacte que possible du milieu analysé, et d'une résolution suffisante pour visualiser les détails de ce milieu.

La résolution des images obtenues par échographie est d'autant plus fine que la fréquence des ondes réfléchies est élevée. Cependant, l'absorption des ultrasons par les tissus augmente également avec la fréquence des ondes, de telle sorte que l'échographie à haute fréquence est généralement limitée à l'exploration d'organes superficiels. Ainsi, la fréquence des ondes ultrasonores émises dans les tissus est généralement inférieure à 5 MHz, la résolution des images étant ainsi au maximum de l'ordre de quelques microns.

Afin d'obtenir des images de meilleure résolution tout en limitant l'absorption des ondes par les tissus, il est connu de recourir à la technique d'échographie harmonique, qui exploite les propriétés non-linéaires de la propagation des ondes ultrasonores. En effet, les tissus biologiques sont des matériaux non-linéaires, qui, lorsqu'ils transmettent une onde ultrasonore, déforment cette onde au cours de sa propagation dans les tissus. Ainsi, une onde ultrasonore émise par la sonde à une fréquence f peut être reçue, après

propagation, diffusion et réflexion dans les tissus, sous la forme d'un signal anharmonique, c'est-à-dire non-linéaire, qui peut être décomposé en un signal fondamental, de fréquence f , et plusieurs harmoniques, de fréquences multiples de la fréquence f .

L'échographie harmonique consiste ainsi à émettre dans les tissus un signal ultrasonore à une fréquence fondamentale f , et à recueillir le signal réfléchi à une fréquence harmonique, généralement l'harmonique double, de fréquence $2f$, le signal fondamental étant éliminé soit par un filtrage, soit par une technique d'inversion de phase des impulsions. Cette technique permet d'obtenir des images de meilleure résolution, tout en limitant l'absorption de l'onde par les tissus, puisque les signaux harmoniques apparaissent lors de la propagation de l'onde, et ne traversent pas les tissus deux fois, de la sonde vers l'interface de réflexion puis de cette interface vers la sonde. L'échographie harmonique permet également d'augmenter le contraste entre les organes à visualiser et la graisse.

Cet effet non-linéaire est généralement accentué par l'utilisation d'agents de contrastes ultrasonores, qui comportent des microbulles de gaz encapsulées, de diamètre de l'ordre de quelques microns, injectés par voie intraveineuse. Ces agents de contraste se comportent comme des oscillateurs non-linéaires et amplifient ainsi la déformation de l'onde et la génération d'harmoniques.

Cependant, l'échographie harmonique n'exploite que partiellement le signal réfléchi par les tissus, puisque seule l'harmonique double est analysée. De plus, cette harmonique double n'est caractérisée que par sa seule amplitude. Ainsi, la non-linéarité, ou anharmonicité, du signal réfléchi par les tissus n'est mesurée qu'au moyen de cette amplitude, qui n'est pas facilement interprétable en terme de non-linéarité.

Par ailleurs, il est connu de décomposer un signal périodique de fréquence f , harmonique ou non-harmonique, au moyen des séries de Fourier, introduites en 1822 par Joseph Fourier. Cette technique consiste à décomposer le signal en une somme infinie de fonctions sinusoïdales de fréquences multiples de f . Tout signal périodique $x(t)$ de période $T=1/f$ peut ainsi être exprimé comme une somme de fonctions sinusoïdales, du type :

$$x(t) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} c_n(x) e^{i2\pi \frac{n}{T} t} \quad (1)$$

Les coefficients c_n , appelés coefficients de Fourier, qui sont définis par la formule :

$$c_n(x) = \frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} x(t) e^{-i2\pi \frac{n}{T} t} dt \quad (2)$$

constituent un codage du signal $x(t)$. A partir de cette analyse, la donnée des coefficients c_n permet de synthétiser le signal $x(t)$.

Afin d'augmenter la compacité de ce codage, il convient de limiter le nombre de coefficients c_n , à priori infini, et de ne conserver que les premiers termes de l'expression (1). Ces termes doivent cependant être en nombre suffisant pour que le signal synthétisé à partir du codage soit aussi proche que possible du signal $x(t)$ d'origine.

La décomposition en séries de Fourier est universelle, en ce qu'elle permet de décomposer tout type de signal périodique. Cependant, lorsque le signal analysé n'est pas harmonique ou quasi harmonique, la décomposition de Fourier nécessite de conserver un grand nombre de coefficients, coefficients auxquels il est difficile de donner un sens physique.

Le but de l'invention est donc de permettre une mesure plus précise et plus pertinente de l'anharmonicité du signal non-linéaire généré lors de la propagation d'une onde ultrasonore, en permettant l'analyse et la représentation de ce signal au moyen d'un petit nombre de paramètres, par rapport au nombre de paramètres nécessaires au codage par série de Fourier, lesdits paramètres étant porteurs d'un sens physique et constituant une signature simple et explicite de la dynamique et de la structure interne du milieu qui produit ce signal.

A cet effet, l'invention a pour objet un procédé d'exploration d'un milieu par échographie ultrasonore du type précité, caractérisé en ce que ledit procédé comporte l'émission vers ledit milieu d'au moins un signal ultrasonore par au moins un émetteur ultrasonore et la réception par au moins un récepteur ultrasonore d'au moins un signal d'écho ultrasonore anharmonique, généré lors de la propagation dudit signal ultrasonore dans ledit milieu, et dont la forme générale peut être exprimée par $x(t) = x_0 + x_1 \cos(\Phi(t))$, où $\Phi(t)$ est la phase dudit signal d'écho, caractérisé en ce qu'il comporte en outre les étapes suivantes :

- analyse dudit signal d'écho, comportant les étapes de détermination d'une expression d'une équation de phase $F(\Phi) = \frac{d\Phi}{dt}$, et de détermination d'une expression de la phase $\Phi(t)$ en fonction de paramètres mesurant l'anharmonicité dudit signal d'écho et sa morphologie, à partir des fonctions $p\cos_n$ et $p\sin_n$ définies par :

$$p\cos_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k^n} \text{ et } p\sin_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \sin(kt) \frac{r^k}{k^n},$$

- génération d'au moins une image permettant de visualiser la valeur d'au moins un desdits paramètres dudit signal d'écho ou une combinaison de ces paramètres en fonction de sa provenance dans ledit milieu.

Le procédé selon l'invention comporte également les caractéristiques suivantes, prises séparément ou en combinaison :

- l'équation de phase est exprimée sous la forme :

$$\frac{d\Phi}{dt} = \frac{1 + r^2 + 2r \cos(\Phi)}{1 - r^2},$$

dans laquelle r , variant dans $[0,1]$, est un paramètre mesurant l'anharmonicité dudit signal d'écho ;

- l'onde $x(t)$ est exprimée au moyen de deux paramètres r et Φ_0 , sous la forme :

$$x(t) = x_0 + a_1 h \sin(t, r) + b_1 h \cos(t, r)$$

où $a_1 = x_1 \cos(\Phi_0)$ et $b_1 = -x_1 \sin(\Phi_0)$, les fonctions $h \sin$ et $h \cos$ étant définies par :

$$h \cos : (t, r) \rightarrow \frac{(1 + r^2) \cos(t) + 2r}{1 + r^2 - 2r \cos(t)} \text{ et } h \sin : (t, r) \rightarrow \frac{(1 - r^2) \sin(t)}{1 + r^2 - 2r \cos(t)} ;$$

- l'équation de phase est exprimée sous la forme :

$$F(\Phi) = \frac{P(\Phi)}{Q(\Phi)},$$

dans laquelle $P(\Phi)$ et $Q(\Phi)$ sont des polynômes trigonométriques ;

- l'expression de la phase $\Phi(t)$ est déterminée sous la forme :

$$t(\Phi) = \Phi + \sum_{k=1}^n a_k p \sin_1(\Phi - p_k, r_k) - b_k p \cos_1(\Phi - p_k, r_k)$$

dans laquelle les fonctions $p \sin_1$ et $p \cos_1$ sont définis par :

$$p \cos_1(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k} \text{ et } p \sin_1(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \sin(kt) \frac{r^k}{k} ;$$

- l'émission vers ledit milieu d'au moins un signal ultrasonore comporte la focalisation dudit signal ultrasonore sur une zone cible dudit milieu.

Ainsi réalisé, le procédé selon l'invention permet d'analyser l'ensemble de l'onde non-linéaire reçue par la sonde, et de caractériser cette onde au moyen d'un petit nombre de paramètres, par rapport aux procédés de décomposition selon l'état de la technique. De plus, ces paramètres ont un sens physique, ce qui permet de comparer plusieurs ondes en comparant directement les paramètres issus de leur analyse.

Selon un autre aspect, l'invention a également pour objet un système d'exploration d'un milieu par échographie ultrasonore comportant au moins un émetteur ultrasonore

apte à émettre vers ledit milieu au moins un signal ultrasonore, au moins un récepteur ultrasonore, apte à recevoir au moins un signal d'écho ultrasonore anharmonique, généré lors de la propagation dudit signal ultrasonore dans ledit milieu, et dont la forme générale peut être exprimée par $x(t) = x_0 + x_1 \cos(\Phi(t))$, où $\Phi(t)$ est la phase dudit signal d'écho, caractérisé en ce qu'il comporte en outre :

- des moyens pour analyser ledit signal d'écho, comportant des moyens pour déterminer une expression d'une équation de phase $F(\Phi) = \frac{d\Phi}{dt}$, et des moyens pour déterminer une expression de la phase $\Phi(t)$ en fonction de paramètres mesurant l'anharmonicité dudit signal d'écho et sa morphologie, à partir des fonctions $p\cos_n$ et $p\sin_n$ définies par :

$$p\cos_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k^n} \text{ et } p\sin_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \sin(kt) \frac{r^k}{k^n},$$

- des moyens pour générer au moins une image permettant de visualiser la valeur d'au moins un desdits paramètres ou toute combinaison de ces paramètres dudit signal d'écho en fonction de sa provenance dans ledit milieu.

Le système selon l'invention comporte également les caractéristiques suivantes, prises séparément ou en combinaison :

- il comporte des moyens pour exprimer l'équation de phase sous la forme :

$$\frac{d\Phi}{dt} = \frac{1 + r^2 + 2r \cos(\Phi)}{1 - r^2},$$

dans laquelle r , variant dans $[0, 1]$, est un paramètre mesurant l'anharmonicité dudit signal d'écho ;

- il comporte des moyens pour exprimer l'onde $x(t)$ au moyen de deux paramètres r et Φ_0 , sous la forme :

$$x(t) = x_0 + a_1 h\sin(t, r) + b_1 h\cos(t, r)$$

où $a_1 = x_1 \cos(\Phi_0)$ et $b_1 = -x_1 \sin(\Phi_0)$, les fonctions $h\sin$ et $h\cos$ étant définies par :

$$h\cos : (t, r) \rightarrow \frac{(1 + r^2) \cos(t) + 2r}{1 + r^2 - 2r \cos(t)} \text{ et } h\sin : (t, r) \rightarrow \frac{(1 - r^2) \sin(t)}{1 + r^2 - 2r \cos(t)} ;$$

- il comporte des moyens pour exprimer l'équation de phase sous la forme :

$$F(\Phi) = \frac{P(\Phi)}{Q(\Phi)},$$

6

dans laquelle $P(\Phi)$ et $Q(\Phi)$ sont des polynômes trigonométriques ;

- il comporte des moyens pour exprimer la phase $\Phi(t)$ sous la forme :

$$t(\Phi) = \Phi + \sum_{k=1}^n a_k p \sin_1(\Phi - p_k, r_k) - b_k p \cos_1(\Phi - p_k, r_k)$$

dans laquelle les fonctions $p \sin_1$ et $p \cos_1$ sont définis par :

$$p \cos_1(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k} \text{ et } p \sin_1(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \sin(kt) \frac{r^k}{k} ;$$

- il comporte des moyens pour focaliser ledit signal ultrasonore émis sur une zone cible dudit milieu.

L'invention sera mieux comprise au regard d'un exemple de réalisation de l'invention qui va maintenant être décrit en faisant référence aux figures annexées parmi lesquelles :

- la figure 1 est un schéma représentant un système d'échographie ultrasonore selon un mode de réalisation de l'invention ; et
- la figure 2 est un schéma synoptique illustrant le procédé d'échographie ultrasonore selon un mode de réalisation de l'invention.

Le système 1 d'échographie ultrasonore représenté sur la figure 1 comprend une sonde échographique 3, reliée à une unité 5 de commande et d'analyse, elle-même reliée à un écran 6.

La sonde échographique 3 comporte une pluralité de transducteurs piézoélectriques, et elle est apte à émettre et à recevoir des signaux ultrasonores.

L'unité 5 de commande et d'analyse est apte à commander l'émission par la sonde échographique de signaux ultrasonores, à analyser les signaux ultrasonores reçus par la sonde, à générer à partir de ces signaux des images représentatives des tissus biologiques 7 analysés, et à transmettre ces images à l'écran 6.

La figure 2 est un schéma synoptique illustrant le procédé d'échographie ultrasonore selon un mode de réalisation de l'invention.

Lors d'une étape 10, l'unité 5 de commande et d'analyse commande l'émission par la sonde 3 d'un signal ultrasonore périodique linéaire, à une fréquence f , et pendant une durée de l'ordre 1 à 2 millisecondes, vers les tissus 7 à analyser, éventuellement dans lesquels ont préalablement été injectés des agents de contraste ultrasonore. Cette étape d'émission comprend une étape de focalisation du signal sur une zone de taille restreinte du milieu analysé, située par exemple à une interface entre deux milieux

d'impédances acoustiques différentes. Avantageusement, cette focalisation est réalisée au moyen d'une technique de focalisation électronique, ou d'une technique de focalisation par renversement temporel.

Lors d'une étape 14, le signal ultrasonore se propage dans les tissus 7, et des échos sont engendrés par réflexion sur la zone cible et par diffusion du signal par les tissus, en direction de la sonde 3. Lors de la propagation du signal, celui-ci subit des déformations, de la part des tissus biologiques et des microbulles de l'agent de contraste, de telle sorte que le signal que la sonde reçoit est un signal anharmonique, c'est-à-dire non-linéaire.

La sonde reçoit donc en 16, après un délai t_d suivant l'émission 10, ce signal anharmonique, et produit un signal électrique anharmonique $x(t)$, envoyé vers l'unité 5 de commande et d'analyse.

Puis, lors d'une étape 18, l'unité 5 analyse le signal périodique anharmonique $x(t)$ reçu, de manière à en extraire des paramètres caractéristiques de la zone cible.

Tout signal périodique simple, c'est-à-dire possédant un maximum et un minimum par période, peut être décrit sous la forme suivante :

$$x(t) = x_0 + x_1 \cos(\Phi(t)) \quad (3)$$

dans laquelle toute la dépendance temporelle est contenue dans la fonction de phase Φ .

Or, dans un signal périodique anharmonique, la principale contribution à l'anharmonicité provient de la brisure de symétrie de la dynamique de phase. Ainsi, toute l'information dynamique pertinente est exprimée par la dynamique de phase. Lors de l'analyse du signal $x(t)$, il convient donc d'étudier cette phase $\Phi(t)$, et en particulier la dynamique de phase exprimée par la fonction F , dérivée de la fonction Φ par rapport au temps t :

$$F(\Phi) = \frac{d\Phi}{dt} \quad (4)$$

Ainsi, la morphologie du signal est complètement déterminée par la connaissance de F .

L'étape d'analyse 18 du procédé selon l'invention consiste donc à décrire cette fonction F au moyen d'un très petit nombre de paramètres. On entendra par petit nombre de paramètres un nombre de paramètres réduit par rapport au nombre de paramètres nécessaire à la décomposition de la même fonction, au moyen des séries de Fourier, avec un niveau de précision équivalent.

Cette étape d'analyse 18 comprend ainsi une première étape consistant à exprimer la phase Φ , et en particulier la fonction F , dérivée de Φ par rapport au temps.

Dans le cas le plus simple, et pour un signal de période 2π , la dynamique de phase peut être écrite sous la forme :

$$F(\Phi) = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{1 + r^2 + 2r \cos(\Phi)}{1 - r^2} \quad (5)$$

appelée équation de phase.

La fonction F présente dans ce cas une symétrie de réflexion par rapport à l'axe $\Phi=0$. Cette expression de la dynamique de phase ne contient qu'un seul paramètre, r , qui varie dans l'intervalle $[0,1]$. La limite $r=0$ correspond à un signal harmonique, la limite $r=1$ à un signal infiniment anharmonique.

Le signal $x(t)$, qui peut être écrit sous la forme :

$$x(t) = x_0 + x_1 \cos(\Phi(t, r) - \Phi_0) \quad (8)$$

où Φ_0 est une origine de phase, est décomposé et réécrit sous une forme faisant intervenir les paramètres r et Φ_0 :

$$x(t) = x_0 + a_1 h \sin(t, r) + b_1 h \cos(t, r) \quad (9)$$

avec $a_1 = x_1 \cos(\Phi_0)$ et $b_1 = -x_1 \sin(\Phi_0)$, et dans laquelle on a défini les fonctions $h \cos$ et $h \sin$ suivantes :

$$h \cos : (t, r) \rightarrow \frac{(1 + r^2) \cos(t) + 2r}{1 + r^2 - 2r \cos(t)} \quad (10)$$

$$h \sin : (t, r) \rightarrow \frac{(1 - r^2) \sin(t)}{1 + r^2 - 2r \cos(t)} \quad (11)$$

Ainsi, la décomposition du signal $x(t)$ fait intervenir seulement deux paramètres, r et Φ_0 .

r , appelé paramètre d'anharmonicité, mesure le degré d'anharmonicité du signal, la limite $r=0$ correspond à un signal harmonique, la limite $r=1$ à un signal infiniment anharmonique. Par ailleurs, le paramètre Φ_0 , qui définit la composition du signal dans les deux fonctions $h \cos$ et $h \sin$, est un paramètre de morphologie, qui correspond à l'angle de symétrie de réflexion de la dynamique de phase.

Dans le cas général, c'est-à-dire pour un signal périodique quelconque, l'équation de phase peut s'écrire sous la forme :

$$F(\Phi) = \frac{P_n(\Phi)}{Q_m(\Phi)} \quad (6)$$

dans laquelle P_n et Q_m sont des polynômes trigonométriques de degrés respectifs n et m . La forme générale d'un polynôme trigonométrique de degré n est :

$$P_n(\Phi) = a_0 + \sum_{k=1}^n a_k \cos(k\Phi) + b_k \sin(k\Phi) \quad (7)$$

L'analyse du signal $x(t)$ consiste alors à déterminer une expression de Φ faisant intervenir un petit nombre de paramètres, ce qui permet de déterminer une expression du signal $x(t)$ en fonction de ces paramètres.

Avantageusement, l'équation de phase (6) peut être réécrite sous la forme :

$$\frac{1}{F(\Phi)} = \frac{dt}{d\Phi} = \frac{Q_m(\Phi)}{P_n(\Phi)} \quad (12)$$

La factorisation du polynôme $P_n(\Phi)$ permet de transformer $\frac{1}{F(\Phi)}$ en une somme de termes simples, ce qui permet de réécrire l'équation de phase sous la forme :

$$\frac{dt}{d\Phi} = a_0 + \sum_{k=1}^n \frac{a_k \cos(\Phi - p_k) + b_k \sin(\Phi + p_k)}{(1 + r_k^2 - 2r_k \cos(\Phi + p_k))} \quad (13)$$

dans laquelle les paramètres r_k , compris entre 0 et 1, mesurent l'anharmonicité du signal $x(t)$, et les paramètres p_k caractérisent sa morphologie.

La période T du signal peut être déterminée en intégrant cette équation par rapport à Φ , entre 0 et 2π :

$$T = \int_{\Phi=0}^{\Phi=2\pi} \frac{d\Phi}{F(\Phi)} = 2\pi \left(a_0 + \sum_k \frac{r_k a_k}{1 - r_k^2} \right) \quad (14)$$

A partir de ce résultat, et des contraintes selon lesquelles la période est égale à 2π et le signal est harmonique lorsque les coefficients r_k sont tous nuls, l'équation de phase peut être exprimée ainsi :

$$\frac{dt}{d\Phi} = 1 + \sum_{k=1}^n D_k(\Phi - p_k) \quad (15)$$

où la fonction D_k est définie par :

$$D_k : \Phi \rightarrow \frac{r_k (a_k \cos(\Phi) + b_k \sin(\Phi) - a_k)}{(1 + r_k^2 - 2r_k \cos(\Phi))} \quad (16)$$

et vérifie :

$$\int_{\Phi=0}^{\Phi=2\pi} D_k(\Phi) d\Phi = 0 \quad (17)$$

La définition des fonctions des fonctions polycos et polysin, notées $p\cos_n$ et $p\sin_n$, qui s'expriment par :

$$p\cos_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k^n} \quad (18)$$

$$p \sin_n(t, r) = \sum_{k=1}^{10} \sin(kt) \frac{r^k}{k^n} \quad (19)$$

et possèdent entre autres les propriétés suivantes :

$$p \cos_0(t, r) = \frac{r(\cos(t) - r)}{1 + r^2 - 2r \cos(t)} \quad (20)$$

$$p \sin_0(t, r) = \frac{r \sin(t)}{1 + r^2 - 2r \cos(t)} \quad (21)$$

$$p \cos_1(t, r) = -\frac{1}{2} \ln(1 + r^2 - 2r \cos(t)) \quad (22)$$

$$p \sin_1(t, r) = \tan^{-1} \left(\frac{r \sin(t)}{1 - r \cos(t)} \right) \quad (23)$$

permet de réécrire l'équation de phase sous la forme :

$$\frac{dt}{d\Phi} = 1 + \sum_{k=1}^n a_k p \cos_0(\Phi - p_k, r_k) + b_k p \sin_0(\Phi - p_k, r_k) \quad (24)$$

La résolution de cette équation permet d'accéder à une expression analytique de $t(\Phi)$, qui s'exprime par :

$$t(\Phi) = \Phi + \sum_{k=1}^n a_k p \sin_1(\Phi - p_k, r_k) - b_k p \cos_1(\Phi - p_k, r_k) \quad (25)$$

Le temps t est donc exprimé en fonction de la phase Φ , et de manière duale la phase Φ est exprimée en fonction du temps t , à l'aide de paramètres indépendants clairement définis, qui mesurent l'anharmonicité (paramètres r ou r_k), et la morphologie (paramètres Φ_0 ou p_k).

Ainsi, lors de l'étape 18 d'analyse, le processeur code le signal $x(t)$ au moyen d'un petit nombre de paramètres. Selon un mode de réalisation, le signal anharmonique $x(t)$ est décrit de manière quasi-exacte par une période, une amplitude, une harmonicité r et une morphologie Φ_0 . Selon un autre mode de réalisation, le signal anharmonique $x(t)$ est décrit de manière encore plus précise par deux couples de paramètres (r_1, p_1) et (r_2, p_2), complétés de leurs poids respectifs.

La zone cible, d'où provient le signal réfléchi $x(t)$, est donc caractérisée par un nombre restreint de paramètres, notamment par le délai t_d , caractéristique de la profondeur de la zone cible dans les tissus, et par les paramètres d'harmonicité et de morphologie, qui permettent de caractériser l'interface de réflexion.

L'étape 10 d'émission d'une onde ultrasonore est réitérée, en modifiant la zone cible de convergence de cette onde, avec une fréquence de l'ordre de plusieurs milliers d'émissions par seconde. Ainsi, à l'issue de nouvelles étapes 14, 16 et 18, chacune des

zones cibles du tissu analysé est caractérisée par ces paramètres d'harmonicité et de morphologie.

Le processeur génère alors dans une étape 20 plusieurs images, représentant chacune une cartographie du tissu analysé pour un paramètre donné, et ces images sont affichées par l'écran 6. Par exemple, selon un mode de réalisation, une première image représente, en niveau de gris, la valeur du paramètre r , comprise entre 0 et 1, en chacune des zones analysées, une telle image permettant de visualiser le comportement non-linéaire des tissus analysés, et une deuxième image représente la valeur du paramètre Φ_0 , représentatif de la morphologie de la réponse de ces tissus.

Le procédé selon l'invention permet ainsi d'analyser l'ensemble des signaux d'échographie, et d'extraire de ces signaux un nombre restreint de paramètres, permettant une représentation compacte et pertinente des tissus analysés.

Il devra toutefois être compris que l'exemple de réalisation présenté ci-dessus n'est pas limitatif. Notamment, les signaux ultrasonores peuvent être émis par la sonde sans focalisation.

Bien entendu, d'autres modes de réalisation encore peuvent être envisagés.

12
REVENDICATIONS

1.- Procédé d'exploration d'un milieu (7) par échographie ultrasonore comportant une émission (10) vers ledit milieu d'au moins un signal ultrasonore par au moins un émetteur ultrasonore (3) et la réception (16) par au moins un récepteur ultrasonore (3) d'au moins un signal d'écho ultrasonore anharmonique, généré lors de la propagation (14) dudit signal ultrasonore dans ledit milieu (7), et dont la forme générale peut être exprimée par $x(t) = x_0 + x_1 \cos(\Phi(t))$, où $\Phi(t)$ est la phase dudit signal d'écho, caractérisé en ce qu'il comporte en outre les étapes suivantes :

- analyse (18) dudit signal d'écho, comportant les étapes de détermination d'une expression d'une équation de phase $F(\Phi) = \frac{d\Phi}{dt}$, et de détermination d'une expression de la phase $\Phi(t)$ en fonction de paramètres (r, r_k, Φ_0, p_k) mesurant l'anharmonicité dudit signal d'écho et sa morphologie, à partir des fonctions $p\cos_n$ et $p\sin_n$ définies par :

$$p\cos_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k^n} \text{ et } p\sin_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \sin(kt) \frac{r^k}{k^n},$$

- génération (20) d'au moins une image permettant de visualiser la valeur d'au moins un desdits paramètres (r, r_k, Φ_0, p_k) dudit signal d'écho ou une combinaison de ces paramètres en fonction de sa provenance dans ledit milieu.

2.- Procédé d'exploration d'un milieu par échographie ultrasonore selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'équation de phase est exprimée sous la forme :

$$\frac{d\Phi}{dt} = \frac{1 + r^2 + 2r \cos(\Phi)}{1 - r^2},$$

dans laquelle r , variant dans $[0, 1]$, est un paramètre mesurant l'anharmonicité dudit signal d'écho.

3.- Procédé d'exploration d'un milieu par échographie ultrasonore selon la revendication 2, caractérisé en ce que l'onde $x(t)$ est exprimé au moyen de deux paramètres r et Φ_0 , sous la forme :

$$x(t) = x_0 + a_1 h\sin(t, r) + b_1 h\cos(t, r)$$

où $a_1 = x_1 \cos(\Phi_0)$ et $b_1 = -x_1 \sin(\Phi_0)$, les fonctions $h\sin$ et $h\cos$ étant définies par :

$$h\cos : (t, r) \rightarrow \frac{(1 + r^2) \cos(t) + 2r}{1 + r^2 - 2r \cos(t)} \text{ et } h\sin : (t, r) \rightarrow \frac{(1 - r^2) \sin(t)}{1 + r^2 - 2r \cos(t)}.$$

4.- Procédé d'exploration d'un milieu par échographie ultrasonore selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'équation de phase est exprimée sous la forme :

$$F(\Phi) = \frac{P(\Phi)}{Q(\Phi)},$$

dans laquelle $P(\Phi)$ et $Q(\Phi)$ sont des polynômes trigonométriques.

5.- Procédé d'exploration d'un milieu par échographie ultrasonore selon la revendication 4, caractérisé en ce que l'expression de la phase $\Phi(t)$ est déterminée sous la forme :

$$t(\Phi) = \Phi + \sum_{k=1}^n a_k p \sin_1(\Phi - p_k, r_k) - b_k p \cos_1(\Phi - p_k, r_k)$$

dans laquelle les fonctions $p \sin_1$ et $p \cos_1$ sont définis par :

$$p \cos_1(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k} \text{ et } p \sin_1(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \sin(kt) \frac{r^k}{k}$$

6.- Procédé d'exploration d'un milieu par échographie ultrasonore selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que l'émission (10) vers ledit milieu d'au moins un signal ultrasonore comporte la focalisation dudit signal ultrasonore sur une zone cible dudit milieu (7).

7.- Système d'exploration d'un milieu (7) par échographie ultrasonore comportant au moins un émetteur (3) ultrasonore apte à émettre vers ledit milieu (7) au moins un signal ultrasonore, au moins un récepteur (3) ultrasonore, apte à recevoir au moins un signal d'écho ultrasonore anharmonique, généré lors de la propagation dudit signal ultrasonore dans ledit milieu (7), et dont la forme générale peut être exprimée par $x(t) = x_0 + x_1 \cos(\Phi(t))$, où $\Phi(t)$ est la phase dudit signal d'écho, caractérisé en ce qu'il comporte en outre :

- des moyens (5) pour analyser ledit signal d'écho, comportant des moyens pour déterminer une expression d'une équation de phase $F(\Phi) = \frac{d\Phi}{dt}$, et des moyens pour déterminer une expression de la phase $\Phi(t)$ en fonction de paramètres (r , r_k , Φ_0 , p_k) mesurant l'anharmonicité dudit signal d'écho et sa morphologie, à partir des fonctions $p \cos_n$ et $p \sin_n$ définies par :

$$p \cos_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k^n} \text{ et } p \sin_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \sin(kt) \frac{r^k}{k^n},$$

- des moyens (5) pour générer au moins une image permettant de visualiser la valeur d'au moins un desdits paramètres (r , r_k , Φ_0 , p_k) ou une combinaison de ces paramètres dudit signal d'écho en fonction de sa provenance dans ledit milieu.

8.- Système d'exploration d'un milieu (7) par échographie ultrasonore selon la revendication 7, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens (5) pour exprimer l'équation de phase sous la forme :

$$\frac{d\Phi}{dt} = \frac{1 + r^2 + 2r \cos(\Phi)}{1 - r^2},$$

dans laquelle r , variant dans $[0,1]$, est un paramètre mesurant l'anharmonicité dudit signal d'écho.

9.- Système d'exploration d'un milieu (7) par échographie ultrasonore selon la revendication 8, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens (5) pour exprimer l'onde $x(t)$ au moyen de deux paramètres r et Φ_0 , sous la forme :

$$x(t) = x_0 + a_1 h \sin(t, r) + b_1 h \cos(t, r)$$

où $a_1 = x_1 \cos(\Phi_0)$ et $b_1 = -x_1 \sin(\Phi_0)$, les fonctions $h \sin$ et $h \cos$ étant définies par :

$$h \cos : (t, r) \rightarrow \frac{(1 + r^2) \cos(t) + 2r}{1 + r^2 - 2r \cos(t)} \text{ et } h \sin : (t, r) \rightarrow \frac{(1 - r^2) \sin(t)}{1 + r^2 - 2r \cos(t)}.$$

10.- Système d'exploration d'un milieu (7) par échographie ultrasonore selon la revendication 7, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens (5) pour exprimer l'équation de phase sous la forme :

$$F(\Phi) = \frac{P(\Phi)}{Q(\Phi)},$$

dans laquelle $P(\Phi)$ et $Q(\Phi)$ sont des polynômes trigonométriques.

11.- Système d'exploration d'un milieu (7) par échographie ultrasonore selon la revendication 10, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens (5) pour exprimer la phase $\Phi(t)$ sous la forme :

$$t(\Phi) = \Phi + \sum_{k=1}^n a_k p \sin_1(\Phi - p_k, r_k) - b_k p \cos_1(\Phi - p_k, r_k)$$

dans laquelle les fonctions $p \sin_1$ et $p \cos_1$ sont définis par :

$$p \cos_1(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k} \text{ et } p \sin_1(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \sin(kt) \frac{r^k}{k}$$

12.- Système d'exploration d'un milieu (7) par échographie ultrasonore selon l'une des revendications 7 à 11, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens pour focaliser ledit signal ultrasonore émis sur une zone cible dudit milieu (7).

1/1

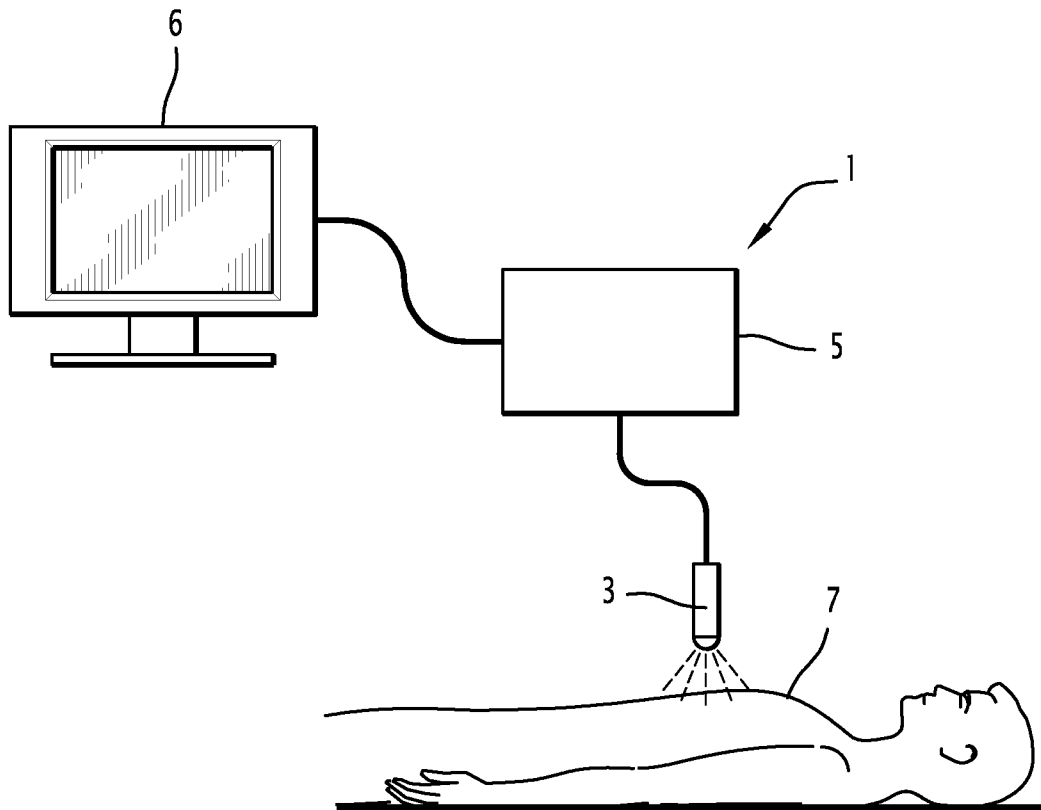


FIG.1

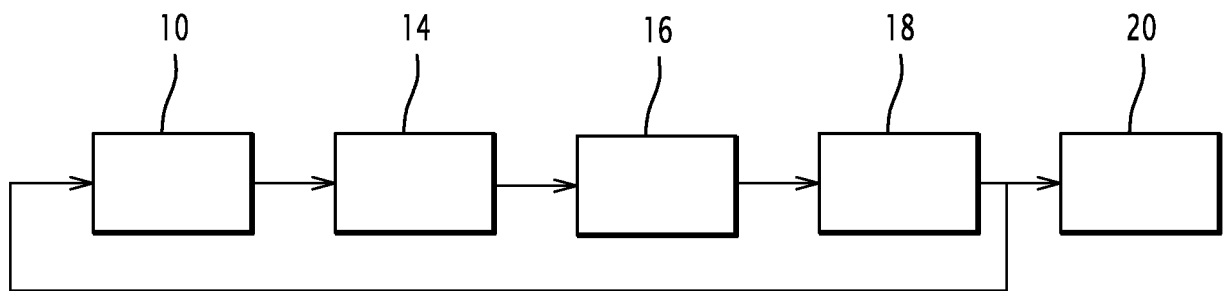


FIG.2