

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

COURBEVOIE

(11) Nº de publication :

**3 039 981**

(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

(21) Nº d'enregistrement national :

**16 70434**

(51) Int Cl<sup>8</sup> : **A 61 B 8/00** (2016.01)

(12)

## BREVET D'INVENTION

**B1**

(54) ESTIMATION DE DEPLACEMENT ADAPTATIF POUR UNE IMAGERIE A FORCE DE RAYONNEMENT ACOUSTIQUE.

(22) Date de dépôt : 03.08.16.

(30) Priorité : 11.08.15 US 14823957.

(60) Références à d'autres documents nationaux apparentés :

Demande(s) d'extension :

(71) Demandeur(s) : SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS USA, INC — US.

(72) Inventeur(s) : LABYED YASSIN et FAN LEXIANG.

(43) Date de mise à la disposition du public de la demande : 17.02.17 Bulletin 17/07.

(45) Date de la mise à disposition du public du brevet d'invention : 03.01.20 Bulletin 20/01.

(56) Liste des documents cités dans le rapport de recherche :

*Se reporter à la fin du présent fascicule*

(73) Titulaire(s) : SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS USA, INC.

(74) Mandataire(s) : CABINET FLECHNER.

FR 3 039 981 - B1



**ESTIMATION ADAPTATIVE DE MOUVEMENTS DANS L' IMAGERIE PAR  
LA FORCE DU RAYONNEMENT ACOUSTIQUE**

ARRIERE PLAN

[0001] Les présents modes de réalisation se rapportent à l'imagerie par la force du rayonnement acoustique. En particulier, les présents modes de réalisation se rapportent à une correction de mouvements dans l'imagerie par la force du rayonnement acoustique.

[0002] L'imagerie par la force du rayonnement acoustique indique la propriété viscoélastique du tissu. Un déplacement du tissu est provoqué par une onde produite par une contrainte, telle qu'une impulsion de rayonnement de force acoustique (ARFI). La réaction du tissu à l'onde est suivie en fonction du temps. Des paramètres de déformation du tissu, tels que des paramètres de propagation d'une onde de cisaillement, sont des estimations de deuxième ordre à partir de la phase ou du déplacement de la réaction suivie.

[0003] L'imagerie par la force du rayonnement acoustique est sensible à des artéfacts de mouvement. Le patient peut se mouvoir, la sonde du transducteur peut se mouvoir et/ou l'anatomie peut se mouvoir. Ces mouvements contribuent au déplacement et/ou aux paramètres obtenus. Le résultat est une imagerie par la force du rayonnement acoustique de qualité médiocre ou biaisée et peu reproductible. Un mouvement physiologique et du transducteur est inévitable pendant des balayages *in vivo* et peut provoquer de grandes erreurs dans les estimations de paramètres mécaniques du tissu.

[0004] Comme on utilise un suivi, une correction de mouvements peut être appliquée à des trames de données

d'écho avant de déterminer le déplacement. La correction du mouvement peut éliminer certaines distorsions peu souhaitables, mais ne traite pas d'un mouvement hors du plan. Un mouvement du tissu non soumis à l'onde provoquée par la contrainte peut être utilisé pour estimer un mouvement qui n'est pas souhaité que l'on élimine ensuite des déplacements provoqués par l'onde. Là où le mouvement qui n'est pas souhaité est différent pendant la propagation de l'onde ou à l'emplacement de mesure, cette élimination peut ne pas être précise et peut introduire une erreur.

#### **RESUME SUCCINCT**

**[0005]** A titre d'introduction, les modes de réalisation préférés décrits ci-dessous, englobent des procédés, des instructions et des systèmes d'imagerie ultrasonores par la force du rayonnement acoustique. On acquiert de multiples profils de déplacements pour un emplacement donné. On prend en compte un mouvement axial et/ou latéral, physiologique et/ou du transducteur en utilisant les déplacements à partir des impulsions par la force du rayonnement acoustique. Pour le mouvement axial, une différence entre les déplacements des profils différents procure de l'information sur le mouvement pendant le déplacement à l'emplacement provoqué rien que par le mouvement peu souhaitable. Une estimation plus précise du mouvement peu souhaitable pour l'élimination du profil de déplacement est obtenue. Pour un mouvement latéral, on obtient des profils de déplacement, en utilisant des ondes arrivant de diverses directions par rapport à l'emplacement donné. Une moyenne des vitesses estimées à partir des profils différents élimine le mouvement latéral qui n'est pas souhaité.

[0006] Suivant une première facette, il est prévu un procédé d'imagerie à ultrasons par la force du rayonnement acoustique. Un transducteur transmet de multiples impulsions de poussée en séquence. Les 5 impulsions de poussée produisent des ondes dans le tissu d'un patient. On suit les déplacements du tissu en réaction aux impulsions de poussée. On prend en compte un mouvement physiologique, du transducteur ou physiologique et du transducteur en utilisant les déplacements en 10 réaction aux multiples impulsions de poussée. On estime un paramètre viscoélastique en fonction des déplacements et du mouvement estimé. On produit une image en fonction du paramètre viscoélastique.

[0007] Suivant une deuxième facette, il est prévu un 15 procédé d'imagerie à ultrasons par la force du rayonnement acoustique. On acquiert par un système d'ultrasons des premiers déplacements de tissu à un emplacement et en réaction à une première onde produite à partir d'une impulsion de rayonnement de force acoustique 20 à distance latéralement d'un premier côté de l'emplacement. On estime une première vitesse de la première onde à l'emplacement à partir des premiers déplacements du tissu. On acquiert par le système à ultrasons, des deuxièmes déplacements du tissu à 25 l'emplacement et en réaction à une deuxième onde produite à partir d'un deuxième choc de rayonnement de la force acoustique à distance latéralement le long d'un deuxième côté de l'emplacement, le deuxième côté étant différent du premier côté. On estime une deuxième vitesse de la 30 deuxième onde à l'emplacement à partir des deuxièmes déplacements du tissu. On calcule la moyenne des première et deuxième vitesses et on sort la vitesse moyenne.

[0008] Suivant une troisième facette, il est prévu un procédé d'imagerie ultrasonore par la force du

rayonnement acoustique, qui comprend: acquérir par un système à ultrasons, des premiers déplacements de tissu en fonction du temps à un emplacement et en réaction à une première onde produite à partir d'un premier choc du rayonnement de la force acoustique et acquérir par le système à ultrasons des deuxièmes déplacements du tissu en fonction du temps à l'emplacement et en réaction à une deuxième onde produite à partir d'un deuxième choc du rayonnement de la force acoustique. Produire des déplacements combinés en fonction du temps à partir des premier et deuxième déplacements du tissu. Ajuster une courbe aux déplacements combinés; soustraire la courbe des premiers déplacements du tissu et estimer une valeur viscoélastique à partir des résultats de la soustraction; et sortir la valeur viscoélastique.

**[0009]** D'autres facettes et avantages de l'invention sont passés en revue ci-dessous, en liaison avec les modes de réalisation préférés et peuvent valoir, indépendamment ou en combinaison.

## 20 DESCRIPTION SUCCINCTE DES DESSINS

**[0010]** Les éléments et les figures ne sont pas nécessairement à l'échelle, l'accent étant mis, au contraire, sur l'illustration des principes de l'invention. En outre, dans les figures de mêmes repères désignent des parties qui se correspondent dans les diverses vues.

**[0011]** La figure 1 est un organigramme d'un mode de réalisation d'un procédé d'imagerie à ultrasons par la force du rayonnement acoustique avec correction du mouvement axial et/ou latéral;

**[0012]** La figure 2 est un graphique montrant à titre d'exemple des profils de déplacement et du mouvement

physiologique en fonction du temps;

[0013] La figure 3 est un graphique montrant à titre d'exemples, les profils de déplacement de la figure 2 après correction du mouvement axial;

5 [0014] Les figures 4 et 5 sont des déplacements, à titre d'exemple, en fonction du temps en divers emplacements à distance latéralement provoqués par des impulsions de poussée sur des côtés différents d'une région à laquelle on s'intéresse (ROI).

10 [0015] Les figures 6 et 7 sont des déplacements, à titre d'exemple, des figures 4 et 5 après prise en compte du mouvement axial physiologique et/ou du transducteur;

15 [0016] Les figures 8 représentent deux profils de déplacements, à titre d'exemple, provenant d'impulsions de poussée différentes et d'un mouvement axial non souhaité;

[0017] La figure 9 représente les profils de déplacements à titre d'exemple après élimination du mouvement axial qui n'est pas souhaité; et

20 [0018] La figure 10 est un schéma synoptique d'un mode de réalisation d'un système d'imagerie à ultrasons par la force du rayonnement acoustique.

#### DESCRIPTION DETAILLEE DES DESSINS ET DES MODES DE REALISATION PREFERES ACTUELLEMENT

25 [0019] Il est prévu une estimation adaptative du mouvement physiologique et du transducteur dans des applications d'impulsions d'imagerie par la force du rayonnement acoustique (ARFI). Des composantes axiales et latérales du mouvement physiologique et/ou du transducteur sont estimées d'une manière adaptative et sont corrigées. On utilise de multiples excitations ARFI pour isoler des déplacements physiologiques et/ou

transducteurs d'un déplacement du tissu induit par ARFI. Dans un mode de réalisation, on produit plusieurs fois une configuration de signal pour détecter un mouvement de fond (physiologique). On utilise des excitations ARFI 5 pour produire une déformation du tissu comme configuration du signal. On sépare le mouvement physiologique par filtrage dans une vitesse d'onde de cisaillement ou une autre imagerie ARFI.

**[0020]** La figure 1 illustre un procédé d'imagerie à ultrasons par la force du rayonnement acoustique. En général on transmet de multiples impulsions de poussée et on mesure à un emplacement de multiples profils de déplacements correspondants. On peut estimer la composante axiale d'un mouvement physiologique par une 15 différence entre les profils de déplacement et l'éliminer des déplacements. On peut éliminer la composante latérale d'un mouvement physiologique en faisant la moyenne de valeurs (par exemple de vitesses) estimées à partir des profils de déplacements induits par les multiples 20 impulsions de poussée.

**[0021]** On effectue les opérations par un système d'imagerie à ultrasons tel que décrit à la figure 10. On utilise un transducteur et/ou des formateurs de faisceaux pour acquérir des données et un processeur estime des 25 déplacements à partir des données. Un processeur prend en compte le mouvement qui n'est pas souhaité et estime une valeur du paramètre viscoélastique à partir de l'information obtenue. Le système d'imagerie à ultrasons sort la valeur du paramètre viscoélastique. On peut 30 utiliser d'autres dispositifs, tels qu'un ordinateur ou un détecteur, pour effectuer l'une quelconque des opérations.

**[0022]** On peut prévoir des opérations supplémentaires différentes ou en moins grand nombre dans le procédé de

la figure 1. L'opération 48 peut par exemple ne pas être prévue. Comme autre exemple, on effectue seulement une correction du mouvement latéral (par exemple des opérations 42 et 26) parmi les opérations (36 à 46) de prise en compte. Dans un autre exemple, on effectue seulement une correction du mouvement axial (par exemple les opérations 38 à 44) parmi les opérations (36 à 46) de prise en compte.

10 [0023] On effectue des opérations dans l'ordre décrit ou représenté. On peut prévoir des ordres différents.

15 [0024] Dans l'opération 30, un système à ultrasons acquiert des déplacements du tissu en fonction du temps (c'est-à-dire des profils de déplacement). Comme une onde provoquée par l'ARFI (par exemple une impulsion de poussée ou une excitation par chocs d'un rayonnement acoustique) passe dans un emplacement du patient, le tissu se déplace. En balayant le tissu par des ultrasons, on acquiert les données pour calculer les déplacements en fonction du temps. En utilisant une corrélation ou 20 d'autres mesures similaires, on détermine les déplacements représentés par les balayages acquis à des instants différents. On détermine aussi les déplacements avant que l'onde atteigne l'emplacement et/ou après que le tissu se relaxe.

25 [0025] On obtient des profils de déplacements en réaction à de multiples impulsions de poussée. On fait se propager des ondes dans l'emplacement en réaction aux impulsions de poussée. On mesure les déplacements provoqués par les ondes produites par chaque impulsion de poussée, ce qui se traduit par de multiples profils de déplacement.

[0026] Les opérations 32 et 34 fournissent un exemple d'acquisition de déplacement du tissu. On peut prévoir

des opérations supplémentaires différentes ou en moindre nombre pour acquérir des déplacements du tissu à un emplacement par de impulsions de poussée.

**[0027]** Dans l'opération 32, un formeur de faisceaux produit des signaux électriques pour une transmission d'ultrasons focalisée et un transducteur transforme les signaux électriques en des signaux acoustiques pour transmettre l'impulsion de poussée provenant du transducteur. On utilise la force du rayonnement acoustique. On transmet une excitation acoustique au patient. L'excitation acoustique agit comme une excitation d'impulsion pour provoquer un déplacement. C'est ainsi par exemple qu'une forme d'onde de transmission de 400 cycles ayant une puissance ou des niveaux d'amplitude du pic semblables ou inférieurs à des transmissions en mode B pour effectuer une imagerie du tissu est transmise sous la forme d'un faisceau acoustique. Dans un mode de réalisation, la transmission est une séquence produisant une onde de cisaillement appliquée au champ de vue. On peut utiliser n'importe quelle séquence d'imagerie ARFI ou d'ondes de cisaillement.

**[0028]** La transmission est configurée par la puissance d'amplitude, la cadence ou d'autres caractéristiques pour provoquer une contrainte sur le tissu suffisante pour déplacer le tissu à un emplacement ou à plusieurs emplacements. Un foyer de transmission du faisceau est relatif par exemple à un champ de vue ou ROI pour provoquer un déplacement dans le champ de vue ou région à laquelle on s'intéresse.

**[0029]** L'excitation par choc produit une onde longitudinale ou de cisaillement à un emplacement dans l'espace. Là où l'excitation est suffisamment intense, une onde est produite. L'onde de cisaillement se propage

dans le tissu plus lentement que ne le fait l'onde longitudinale dans la direction d'émission de l'onde acoustique de sorte que l'on peut distinguer le type d'onde par la cadence et/ou par la direction. La 5 différence de cadence est utilisée pour isoler l'onde de cisaillement d'une onde longitudinale ou vice-versa. L'onde se propage dans diverses directions, telle qu'une direction perpendiculaire à la direction de la contrainte appliquée. Le déplacement de l'onde est plus grand en des 10 emplacements plus près de l'emplacement focal où l'onde est produite. Au fur et à mesure que l'onde se propage, son amplitude s'atténue.

**[0030]** On transmet de multiples impulsions de poussée en séquences. On effectue le suivi de l'opération 34 en 15 réaction à chacune des impulsions de poussée avant la transmission de l'impulsion de poussée suivante. On peut transmettre tout nombre d'impulsions de poussée en séquences. Il s'ensuit que l'on acquiert de multiples profils de déplacements en un même emplacement, mais 20 pendant des périodes différentes. Chaque profil de déplacement est en réaction à une impulsion de poussée différente, mais a le même échantillonnage temporel ou un échantillonnage similaire.

**[0031]** Dans un mode de réalisation, des impulsions de 25 poussée sont focalisées sur des emplacements différents à distance latéralement. Les positions focales sont par exemple sur les côtés opposés d'une région à laquelle on s'intéresse ou d'un emplacement où le déplacement du tissu est suivi. On transmet le ARFI à des emplacements à 30 distance latéralement à même distance, mais sur des côtés opposés de l'emplacement pour le suivi du tissu. Pour un balayage en deux dimensions, des emplacements à distance latéralement sont dans le plan de balayage azimutal-axial (par exemple les côtés gauche et droit de l'emplacement).

Pour un balayage en trois dimensions, les emplacements à distance latéralement sont sur des côtés opposés dans n'importe quelle direction azimutale-élévation. Lorsqu'on utilise plus de deux impulsions de poussée, les  
5 emplacements focaux à distance latéralement sont répartis uniformément autour de l'emplacement ou des emplacements pour la mesure du déplacement du tissu. Dans des modes de réalisation en variante, on utilise des emplacements focaux non opposés et/ou à une distance qui n'est pas  
10 égale par rapport à l'emplacement ou aux emplacements de déplacement du tissu.

**[0032]** Dans d'autres modes de réalisation, on transmet des impulsions de poussée le long d'une même ligne de balayage et/ou elles ont une même position focale. On  
15 peut produire de multiples impulsions d'excitation ARFI d'un même côté avec ou sans une même position focale d'un ROI ou d'un emplacement de mesure de déplacements.

**[0033]** Dans l'opération 34, on suit des déplacements du tissu. Le système à ultrasons, tel qu'un processeur du  
20 système, suit les déplacements en réaction aux impulsions de poussée. On suit le déplacement provoqué par l'onde qui se propage. Le suivi est axial (c'est-à-dire, on suit des déplacements en une dimension le long d'une ligne de balayage), mais ce peut être un suivi en deux dimensions  
25 ou en trois dimensions.

**[0034]** On effectue le suivi en fonction du temps. Les déplacements du tissu à l'emplacement sont obtenus pour n'importe quel nombre d'échantillonnages temporels sur une période pendant laquelle on s'attend à ce que l'onde  
30 se propage à l'emplacement. En suivant, pour chaque impulsion de poussée, on obtient des profils de déplacement du tissu en fonction du temps.

**[0035]** La période de suivi peut inclure des temps

avant la transmission de l'impulsion de poussée et/ou avant que l'onde n'atteigne l'emplacement. De même, la période du suivi peut inclure des temps après que le tissu se relaxe ou que toute l'onde s'est propagée au-delà de l'emplacement. Si l'on appelle, par exemple, K le nombre de suivi de référence (c'est-à-dire le nombre de fois pendant lesquelles le tissu est balayé pour détecter un déplacement (avant de transmettre une impulsion d'excitation ou avant l'arrivée de l'onde) L étant le nombre de suivis après l'impulsion d'excitation d'arrivée de l'onde et  $M=K+L$  étant le nombre total de suivis. M est suffisamment grand de manière à ce que les N derniers suivis aient un déplacement seulement axial à partir du mouvement physiologique et pas de déplacement à partir d'une onde de cisaillement.

**[0036]** Un transducteur et un formeur de faisceaux acquièrent des données d'écho à des instants différents pour déterminer le déplacement du tissu. On détecte le déplacement par un balayage par ultrasons. On obtient des données d'ultrasons. Au moins certaines des données d'ultrasons réagissent à un déplacement provoqué par l'onde ou la pression. Une région, telle qu'une région, un champ de vue complet, ou une sous-région à laquelle on s'intéresse, est balayée par des ultrasons. Pour des ondes de cisaillement et longitudinales, on surveille la région pour détecter l'onde. La donnée d'écho représente le tissu lorsqu'il est soumis à des pressions différentes à des instants différents. La région peut avoir n'importe quelle dimension, telle que 5x5 mm en latéral et 10 mm en axial. On peut effectuer, par exemple, des balayages en mode B pour détecter le déplacement du tissu. Pour détecter le déplacement, on peut utiliser un Doppler, un écoulement coloré ou d'autres modes en ultrasons.

**[0037]** Pendant un temps donné, on transmet des

ultrasons au tissu ou à la région à laquelle on s'intéresse. On peut utiliser n'importe quelle imagerie de déplacement connue maintenant ou que l'on développera ultérieurement. On utilise par exemple, des impulsions ayant une durée de 1 à 5 cycles avec une intensité inférieure à  $720 \text{ mW/cm}^2$ . On peut utiliser des impulsions ayant d'autres intensités. On effectue le balayage pour n'importe quel nombre de lignes de balayage. On forme, par exemple, 8 ou 16 faisceaux de réception en deux dimensions en réaction à chaque transmission. Après ou pendant qu'on applique une contrainte, on effectue des transmissions en mode B de manière répétitive le long d'une ligne de balayage de transmission unique et des réceptions le long de lignes de balayage de réception voisines. Dans d'autres modes de réalisation, on forme seulement un faisceau de réception unique ou d'autres nombres de faisceaux de réception en réaction à chaque transmission. On peut utiliser des lignes de balayage de transmission supplémentaires et une ligne ou des lignes de réception correspondantes. On peut utiliser n'importe quel nombre de répétitions, tel qu'environ 120 fois ou sur 15 ms.

**[0038]** L'intensité en mode B peut varier en raison du déplacement du tissu en fonction du temps. Pour les lignes de balayage surveillées, il est prévu une séquence de données représentant un profil en fonction du temps du mouvement du tissu provenant de la contrainte. En effectuant la transmission et la réception de multiples fois, on reçoit des données représentant la région à différents instants. On effectue la transmission et la réception de multiples fois pour déterminer un changement dû au déplacement provoqué par le changement de contrainte. En balayant de manière répétée par des ultrasons, on détermine la position du tissu à des

instants différents.

[0039] Dans un mode de réalisation, on détecte le déplacement pour chacun des multiples emplacements dans l'espace ou pour un emplacement unique. On détecte, par exemple, la vitesse, la variance, le décalage en configuration d'intensité (par exemple, le suivi de taches) ou d'autres informations à partir des données reçues comme étant le déplacement entre deux instants. On peut détecter une permanence ou une séquence de déplacement pour l'emplacement ou les emplacements.

[0040] Dans un mode de réalisation utilisant des données en mode B, la donnée provenant de balayages différents est corrélée axialement en fonction du temps. Pour chaque profondeur ou chaque emplacement dans l'espace, on effectue une corrélation sur la pluralité de profondeurs ou d'emplacements dans l'espace (par exemple, noyau de 64 profondeurs, le centre du noyau étant le point où l'on calcule le profil). On met en corrélation, par exemple, un jeu présent de données plusieurs fois avec un jeu de données de référence. L'emplacement d'un sous-jeu de données, centré à un emplacement donné dans le jeu de référence, est identifié dans le jeu présent. On effectue différentes translations relatives entre les deux jeux de données.

[0041] La référence est un premier ou un autre jeu de données ou des données d'un autre balayage. Le jeu de référence provient d'avant la contrainte, mais peut provenir d'après la contrainte. On utilise la même référence pour toute la détection de déplacement ou la donnée de référence change dans une fenêtre permanente ou mobile.

[0042] On calcule le niveau de similarité ou de corrélation de la donnée à chacune des positions de

décalage différente. La translation avec une corrélation très grande représente le vecteur de mouvement ou le décalage pour l'instant associé à la donnée présente par rapport à la référence.

5 [0043] On peut utiliser n'importe quelle corrélation connue maintenant ou qui sera développée ultérieurement, telle qu'une corrélation croisée, un ajustement de configuration ou une somme minimum de différences absolues. On met en corrélation la structure du tissu et/ou les taches. En utilisant une détection Doppler, un filtre de parasites peut passer de l'information associée à du tissu en mouvement. On déduit la vitesse du tissu des échos multiples. On utilise la vitesse pour déterminer le déplacement rapprochant ou éloignant du transducteur. En variante, la différence relative entre les vitesses des endroits différents peut indiquer une déformation ou un déplacement.

[0044] La figure 2 représente, à titre d'exemple, deux profils de déplacement en fonction du temps pour un emplacement. L'amplitude, ou distance du vecteur de mouvement en fonction du temps à partir de la donnée de référence, est représentée. La période d'analyse s'étend sur environ 25 ms, mais peut être plus longue ou plus courte (par exemple 12 ms à un taux d'échantillonnage de 4,8 kHz). D'autres profils de déplacement sont possibles. On peut mesurer n'importe quel nombre d'emplacements pour ce qui concerne le déplacement, tel que mesurer chaque millimètre dans la région 10x5 mm à laquelle on s'intéresse ou ne mesurer qu'à un emplacement. On mesure le déplacement pour chaque emplacement et pour chaque temps d'échantillonnage. Comme représenté à la figure 2, on utilise de multiples impulsions de poussée et des suivis correspondants pour acquérir de multiples profils de déplacements pour chaque emplacement. Des profils

similaires sont calculés pour n'importe quel autre emplacement.

[0045] On utilise les déplacements en fonction du temps et/ou de l'espace pour le calcul. Dans un mode de réalisation, on combine les déplacements pour des profondeurs différentes en laissant des déplacements à distance en azimut et/ou en élévation. On fait, par exemple, la moyenne en fonction de la profondeur pour les déplacements pour une ligne de balayage donnée, ou pour un emplacement latéral. En variante au calcul de la moyenne, on utilise un maximum ou un autre critère de sélection pour déterminer le déplacement pour un emplacement latéral donné. On peut utiliser des déplacements pour seulement une profondeur. On peut utiliser indépendamment des déplacements pour des profondeurs différentes.

[0046] En se reportant à nouveau à la figure 1, le système à ultrasons ou le processeur tient compte du mouvement physiologique, d'un transducteur ou physiologique et du transducteur, en utilisant les déplacements en réaction aux multiples impulsions de poussée. Ce mouvement, qui n'est pas souhaité, a des composantes axiale et latérale. On prend en compte l'une de ces composantes ou ces deux composantes. On utilise les déplacements provenant des impulsions de poussée différentes pour tenir compte d'un mouvement latéral et/ou d'un mouvement axial provoqué par des forces autres que des ondes produites par les impulsions de poussée.

[0047] Les opérations 38 à 46 illustrent la prise en compte du mouvement qui n'est pas souhaité. Une ou plusieurs de ces opérations peut servir à un but supplémentaire. C'est ainsi, par exemple, que l'opération 42 est effectuée que le mouvement soit corrélé ou non. On peut prévoir des opérations supplémentaires différentes

ou en plus petit nombre pour prendre en compte le mouvement qui n'est pas souhaité ou qui n'est pas dû à l'onde.

**[0048]** La prise en compte du mouvement axial est  
5 indépendante de la prise en compte du mouvement latéral ;  
On peut éliminer le mouvement axial des déplacements des  
profils de déplacement (par exemple, les opérations 38,  
40 et 44). On peut éliminer le mouvement latéral en  
faisant la moyenne des paramètres viscoélastiques  
10 calculés à partir de différents profils de déplacement  
(par exemple opération 46). La prise en compte peut  
s'effectuer seulement pour le mouvement axial ou  
seulement pour le mouvement latéral dans d'autres modes  
de réalisation. Dans le mode de réalisation de la figure  
15 1, on élimine à la fois les mouvement axial et latéral  
qui ne sont pas souhaités.

**[0049]** Dans l'opération 38, on combine les  
déplacements en fonction du temps en réaction à des  
impulsions de poussée différentes. On aligne  
20 temporellement les profils, tel qu'en décalant un profil  
par rapport à l'autre dans le temps pour obtenir  
l'adaptation la meilleure. Dans d'autres solutions, on  
identifie les pics et on les positionne à un même  
instant.

25 **[0050]** Après alignement, on combine les amplitudes de  
déplacement pour chaque instant. On peut utiliser  
n'importe quelle combinaison tels qu'une sommation, un  
calcul de moyennes ou un rapport. Dans un mode de  
réalisation, on différencie les déplacements en fonction  
30 du temps pour un profil ou on les soustrait des  
déplacements en fonction du temps pour un autre profil.  
La combinaison élimine ou réduit la contribution au  
déplacement des ondes induites par ARFI.

[0051] On peut modéliser la composante axiale du déplacement à partir d'un mouvement physiologique ou d'un transducteur sous la forme d'un polynôme d'ordre N. On modélise par exemple les déplacements à partir du 5 mouvement qui n'est pas souhaité sous la forme d'un polynôme du troisième ordre. Le déplacement axial suivi en une position donnée est donné par

$$\begin{aligned}y_l(t_i) &= x(t_i) + a_l t_i^3 + b_l t_i^2 + c_l t_i + d_l \quad i = K+1 : M-N \\y_l(t_i) &= a_l t_i^3 + b_l t_i^2 + c_l t_i + d_l \quad i = 1 : K \quad i = M-N+1 : M\end{aligned}\quad (1)$$

$$\begin{aligned}y_r(t_i) &= x(t_i) + a_r t_i^3 + b_r t_i^2 + c_r t_i + d_r \quad i = K+1 : M-N \\y_r(t_i) &= a_r t_i^3 + b_r t_i^2 + c_r t_i + d_r \quad i = 1 : K \quad i = M-N+1 : M\end{aligned}\quad (2)$$

y<sub>l</sub>(t) et y<sub>r</sub>(t) étant les déplacements axiaux mesurés à 10 l'instant t après excitation à gauche (l) et à droite (r) (c'est-à-dire les impulsions de poussée sur des côtés opposés du ROI) respectivement. Les indices l et r désignent la gauche et la droite respectivement. Le déplacement axial induit par une impulsion d'excitation 15 ARFI est x(t) qui est, en général, le même à la fois pour des excitations à droite et à gauche. On modélise les déplacements axiaux physiologiques et d'un transducteur par des polynômes dont les coefficients sont donnés par a<sub>l</sub>, b<sub>l</sub>, c<sub>l</sub>, d<sub>l</sub> et a<sub>r</sub>, b<sub>r</sub>, c<sub>r</sub>, d<sub>r</sub>.

20 [0052] L'équation 1 a deux parties, l'une pour les instants i=K+1:M-N pendant lesquels les déplacements incluent une réaction à l'onde engendrée par ARFI (c'est-à-dire une partie avec x(t)) et une pour les instants i=N+1:M pendant lesquels les déplacements n'incluent pas l'onde produite par ARFI (c'est-à-dire une partie sans x(t)). L'équation 2 a la même partition. La séparation temporelle ou des valeurs de K et de N peuvent être prédéterminées.

[0053] Utiliser un rapport, une différence ou une

autre combinaison des profils de déplacement, élimine  $x(t)$  même pour des temps pendant lesquels les déplacements incluent une réaction à l'onde produite par ARFI. C'est ainsi, par exemple, qu'en soustrayant 5 l'équation 2 de l'équation 1, on obtient une valeur de différence en fonction du temps,  $y_{diff}(t)$  sous la forme de :

$$y_{diff}(t_i) = (a_l - a_r)t_i^3 + (b_l - b_r)t_i^2 + (c_l - c_r)t_i + (d_l - d_r) \quad 1:M \quad (3)$$

qui est aussi un polynôme du troisième ordre. Cette 10 valeur de différence représente un mouvement se produisant pendant la propagation de l'onde induite par ARFI, mais n'inclut pas les déplacements provenant des ondes induites par ARFI. Il s'ensuit que la différence donne une information du mouvement physiologique et/ou 15 d'un transducteur pendant le temps de propagation de l'onde et d'autres temps.

**[0054]** Dans l'opération 40, une courbe est ajustée aux déplacements combinés (par exemple,  $y_{diff}(t)$  pour 1:M). On détermine les coefficients du polynôme du modèle, tels 20 qu'en déterminant  $a_1$ ,  $b_1$ ,  $c_1$ ,  $d_1$  et  $a_r$ ,  $b_r$ ,  $c_r$ ,  $d_r$ .

**[0055]** On peut ajuster supplémentairement la courbe à d'autres déplacements, tels que des déplacements provenant des profils différents pour des instants qui ne sont pas soumis à un mouvement provenant de l'onde 25 induite par ARFI (par exemple, partie 2 de chacune des équations 1 et 2-x 1:K et M-N:N). On détermine les coefficients  $a_1$ ,  $b_1$ ,  $c_1$ ,  $d_1$  et  $a_r$ ,  $b_r$ ,  $c_r$ ,  $d_r$  à partir des différences des déplacements du tissu entre les impulsions de poussée pour des instants réagissant à des 30 impulsions de poussée et à partir des différences et des déplacements du tissu des profils pour des instants ne réagissant pas à des impulsions de poussée.

[0056] On peut utiliser n'importe quel ajustement de courbe. Dans un mode de réalisation, on estime les coefficients du polynôme par résolution en utilisant les moindres carrés. Le modèle de polynôme est un ajustement des moindres carrés aux déplacements combinés du tissu pour des instants réagissant aux ondes induites par ARFI et les déplacements des tissus provenant des profils pour des instants ne réagissant pas aux ondes induites par ARFI. C'est ainsi, par exemple, que l'on utilise l'ajustement des moindres carrés suivants pour trouver les coefficients pour la courbe représentant un déplacement dû à un mouvement axial d'un transducteur physiologique ou d'un transducteur et physiologique.

$$\left[ \begin{array}{ccccccc} t_1^3 & t_1^2 & t_1 & 1 & -t_1^3 & -t_1^2 & -t_1 & -1 \\ t_2^3 & t_2^2 & t_2 & 1 & -t_2^3 & -t_2^2 & -t_2 & -1 \\ \vdots & \vdots \\ t_M^3 & t_M^2 & t_M & 1 & -t_M^3 & -t_M^2 & -t_M & -1 \\ t_1^2 & t_1^2 & t_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ t_2^2 & t_2^2 & t_2 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots \\ t_K^2 & t_K^2 & t_K & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ t_{M-N+1}^3 & t_{M-N+1}^2 & t_{M-N+1} & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ t_{M-N+2}^3 & t_{M-N+2}^2 & t_{M-N+2} & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots \\ t_M^3 & t_M^2 & t_M & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & t_1^3 & t_1^2 & t_1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & t_2^3 & t_2^2 & t_2 & 1 \\ \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & 0 & t_K^3 & t_K^2 & t_K & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & t_{M-N+1}^3 & t_{M-N+1}^2 & t_{M-N+1} & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & t_{M-N+2}^3 & t_{M-N+2}^2 & t_{M-N+2} & 1 \\ \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & 0 & t_M^3 & t_M^2 & t_M & 1 \end{array} \right] = \left[ \begin{array}{c} y_{diff}(t_1) \\ y_{diff}(t_2) \\ \vdots \\ y_{diff}(t_M) \\ y_l(t_1) \\ y_l(t_2) \\ \vdots \\ y_l(t_K) \\ y_l(t_{M-N+1}) \\ y_l(t_{M-N+2}) \\ \vdots \\ y_l(t_M) \\ y_r(t_1) \\ y_r(t_2) \\ \vdots \\ y_r(t_K) \\ y_r(t_{M-N+1}) \\ y_r(t_{M-N+2}) \\ \vdots \\ y_r(t_M) \end{array} \right] \quad (4)$$

15 Dans cette matrice, les rangées supérieures reposent sur les déplacements de combinaison et les rangées inférieures reposent sur les déplacements des profils distincts et seulement pour des instants pendant lesquels un mouvement n'est pas soumis à, ou provoqué par, les ondes induites par ARFI. En utilisant les déplacements

combinés (par exemple  $y_{diff}(t)$ ) le nombre de mesures pour l'ajustement est augmenté effectivement à M échantillons. Les estimations des coefficients du polynôme peuvent être plus précises, ce qui se traduit par une estimation du 5 déplacement axial provoqué par un mouvement physiologique d'un transducteur, meilleur que si l'on estime seulement avec les déplacements limités dans le temps des profils de déplacements individuels (c'est-à-dire en utilisant seulement les valeurs  $y_1$  et  $y_r$  mentionnées dans les 10 matrices ci-dessus).

**[0057]** La courbe définie par les coefficients estimés représente les déplacements dus au mouvement physiologique et/ou d'un transducteur, sans le mouvement induit par ARFI. Il s'ensuit que l'on obtient le 15 mouvement axial qui n'est pas souhaité en fonction du temps.

**[0058]** Pour un mouvement latéral, la prise en compte fait partie du calcul du paramètre viscoélastique. Le calcul de l'opération 42 comprend la correction du 20 mouvement axial estimé et l'élimination des effets du mouvement latéral.

**[0059]** Dans l'opération 42, le processeur calcule une valeur ou des valeurs d'un paramètre viscoélastique. Par exemple, on peut calculer n'importe quel paramètre 25 viscoélastique tels que la déformation, la vitesse de déformation, le module de Young, l'élasticité ou une autre propriété. Dans un mode de réalisation, on calcule la vitesse de cisaillement comme paramètre viscoélastique.

**[0060]** On calcule la valeur, pour chacun d'un ou de plusieurs emplacements dans la région à laquelle on s'intéresse. On calcule, par exemple, la valeur pour un point unique sélectionné par l'utilisateur. Comme autre

exemple, on calcule des valeurs pour divers emplacements à distance latéralement dans la région à laquelle on s'intéresse.

[0061] On estime la valeur à partir du profil de déplacement. Bien que deux ou plusieurs profils de déplacement soient disponibles pour chaque emplacement, on peut en utiliser seulement un pour estimer la valeur du paramètre viscoélastique. Les autres sont utilisés pour une correction du mouvement. En variante, on estime des estimations distinctes des profils de déplacement distincts et les utilise pour déterminer la valeur pour l'emplacement.

[0062] Pour estimer la valeur dans un mode de réalisation, on détermine le pic ou l'amplitude maximum du profil. Sur la base d'une distance de l'emplacement à la source de la contrainte (par exemple position focale ARFI), une différence de temps entre l'application de la contrainte et l'amplitude de pic indique une vitesse. Dans une solution en variante, on met en corrélation les profils de déplacement d'emplacements différents pour trouver un retard entre les emplacements. On peut utiliser ce décalage de phase pour calculer la vitesse entre les emplacements associés aux profils mis en corrélation. Dans d'autres modes de réalisation, on calcule une donnée analytique à partir du profil de déplacement et on utilise un déphasage pour déterminer l'élasticité. Une différence de phase en fonction du temps des déplacements des différents voxels ou d'un passage par zéro de la phase pour un voxel donné, indique une vitesse. On peut utiliser la vitesse pour déterminer d'autres paramètres, tels qu'en utilisant la vitesse de cisaillement et une valeur connue ou mesurée de contrainte pour déterminer un module d'Young.

[0063] Le calcul de la valeur du paramètre

viscoélastique est une fonction de la correction de mouvement. Les opérations 44 et 46 donnent une correction du mouvement axial et latéral respectivement.

**[0064]** Dans l'opération 44, on corrige le mouvement axial en modifiant le profil ou les profils de déplacement, qui sont alors utilisés pour calculer la valeur du paramètre viscoélastique. Le mouvement axial qui n'est pas souhaité est éliminé du profil de déplacement ou des profils de déplacement. La courbe représentant le mouvement modélisé physiologique et/ou d'un transducteur pour un profil donné, est soustrait du profil de déplacement mesuré. Là où la modélisation estime des coefficients pour chaque profil de déplacement, la courbe correspondante est soustraite du profil de déplacement respectif.

**[0065]** La figure 2 représente deux mouvements physiologiques estimés pour les deux profils de déplacement respectifs. Pour chaque instant, la courbe donne une valeur d'un mouvement axial dû au mouvement physiologique. Le profil de déplacement mesuré inclut le mouvement axial physiologique et le mouvement de l'onde induite par ARFI. En soustrayant le mouvement axial physiologique, le profil de déplacement qui s'ensuit est le mouvement de l'onde induite par ARFI sans le mouvement qui n'est pas souhaité. En utilisant les équations 1 et 2, le déplacement  $x(t)$  axial, provoqué par l'impulsion d'excitation ARFI, est estimé en soustrayant le polynôme du déplacement  $y(t)$  mesuré. Pour chaque instant, le déplacement axial provenant du mouvement physiologique et/ou d'un transducteur, est soustrait du déplacement mesuré. La figure 3 représente les profils de déplacement obtenus pour le mouvement d'onde induite par ARFI après correction du mouvement (c'est-à-dire après filtration (soustraction pour chaque instant) pour éliminer le

mouvement axial qui n'est pas souhaité).

[0066] Après avoir éliminé le mouvement axial qui n'est pas souhaité, on calcule la valeur du paramètre viscoélastique. Pour une vitesse de cisaillement, on 5 utilise le pic ou le déphasage pour déterminer la valeur. On estime la valeur à partir des résultats de la soustraction ou à partir du profil de déplacement tel que corrigé pour éliminer le déplacement axial dû au mouvement physiologique et/ou d'un transducteur.

10 [0067] Là où la valeur est calculée à partir de chacun des différents profils pour l'emplacement, on peut faire la moyenne des valeurs obtenues. En variante, on utilise une sélection (par exemple, maximum, minimum ou médiane). Dans d'autres modes de réalisation encore, on effectue la 15 correction du mouvement axial pour l'un des profils et on calcule une valeur unique à partir du profil de déplacement obtenu.

[0068] Dan l'opération 46 de la figure 1, on réduit l'influence du mouvement latéral qui n'est pas souhaité 20 dans le calcul de la valeur. La réduction de la composante latérale du mouvement physiologique et/ou d'un transducteur fait usage aussi de multiples impulsions d'excitations ARFI de chaque côté de la région à laquelle on s'intéresse. On utilise des déplacements mesurés en 25 réaction à des excitations ARFI sur des côtés opposés de l'emplacement. On utilise des excitations ARFI réparties également ou d'une autre façon autour de la région à laquelle on s'intéresse ou de l'emplacement unique.

[0069] La fréquence de répétition des impulsions (PRF) 30 et l'intervalle de répétition des impulsions (PRI) des impulsions de suivi étant données respectivement, la vélocité d'un mouvement physiologique et d'un transducteur dans la direction latérale, sur l'intervalle

T de temps est éliminée du calcul. L'intervalle T de temps est donné par :

$$T = 2(PRI\_M + t_{excitation}) \quad (5)$$

dans laquelle  $t_{excitation}$  est la durée d'excitation ARFI et 5 M est le nombre total de suivis ou de balayages de suivi avant et après chaque excitation ARFI. Le facteur de 2 provient de l'utilisation de deux excitations ARFI, ce qui donne deux profils de déplacement. On fait l'hypothèse que la vitesse latérale du mouvement 10 physiologique est constante sur l'intervalle T (c'est-à-dire que le déplacement latéral dû au mouvement physiologique est linéaire sur l'intervalle T).

**[0070]** Le mouvement latéral s'effectue dans l'un des deux sens (par exemple, soit gauche, soit droite) par 15 rapport à l'emplacement. Comme des profils de déplacement sont prévus pour calculer la valeur du paramètre viscoélastique provenant de l'onde se propageant dans chacun de ces sens, les valeurs obtenues sont influencées de manière opposée par le mouvement latéral qui n'est pas 20 souhaité. Le processeur calcule des valeurs différentes du paramètre viscoélastique à partir des déplacements du tissu dus aux différentes impulsions de poussée. On estime, par exemple, une vitesse de cisaillement à partir d'un profil de déplacement et une autre vitesse de 25 cisaillement pour le même emplacement à partir d'un autre profil de déplacement. Si  $V_s$  est la vitesse de l'onde de cisaillement,  $V_m$  la vitesse combinée du mouvement physiologique et d'un transducteur dans la direction latérale,  $V_{sl}$  l'onde de cisaillement mesurée à partir de 30 l'excitation à gauche,  $V_{sr}$  l'onde de cisaillement mesurée à partir de l'excitation à droite, et  $x$  la distance de l'emplacement d'excitation à l'emplacement de suivi.  $x$  sera traité comme étant égal pour les vitesses gauche et droite, mais peut ne pas être égal dans d'autres modes de

réalisation. Les arrivées de l'onde à la distance x latérale des positions d'excitation à gauche et à droite sont données par :

$$t_l(x) = \frac{x}{v_s + v_m} = \frac{x}{v_s} \quad (6)$$

$$t_r(x) = \frac{x}{v_s - v_m} = \frac{x}{v_s} \quad (7)$$

5 **Les équations 6 et 7 montrent que l'onde de cisaillement arrive plus tôt si le mouvement est dans le sens de la propagation de l'onde de cisaillement, et plus tard, si le mouvement est dans le sens contraire à la propagation de l'onde de cisaillement.**

10 [0071] Les vitesses  $v_{s1}$  et  $v_{sr}$  d'excitation à gauche et à droite sont calculées à partir des profils de déplacement respectifs. La vitesse de l'onde de cisaillement induite par excitation ARFI est  $V_s$ , et la vitesse latérale du mouvement physiologique et d'un transducteur est  $V_m$  telles que représentées par :

$$v_s = \frac{v_{s1} + v_{sr}}{2} \quad (8)$$

$$v_m = \pm \frac{v_{s1} - v_{sr}}{2} \quad (9)$$

L'équation 8 est une moyenne. La vitesse de cisaillement pour l'emplacement est la moyenne des vitesses de cisaillement pour cet emplacement, telle que calculée à 20 partir des profils de déplacement pour une propagation de l'onde induite dans des sens contraires. En utilisant les sens contraires, la moyenne supprime ou réduit l'influence du mouvement latéral qui n'est pas souhaité. Le résultat du calcul de la moyenne des valeurs 25 différentes est la valeur finale du paramètre viscoélastique, telle qu'une vitesse moyenne utilisée

comme vitesse de cisaillement pour l'emplacement.

**[0072]** L'équation 9 représente le mouvement latéral qui n'est pas souhaité. Ce mouvement latéral qui n'est pas souhaité est calculé ou ne l'est pas. La vitesse latérale qui n'est pas souhaitée, provoquée par un mouvement d'un transducteur et/ou physiologique, est éliminée en faisant la moyenne des vitesses pour les ondes cisaillement se propageant dans des sens contraires. En variante, on calcule la vitesse qui n'est pas souhaitée et on l'élimine (c'est-à-dire on la soustrait) d'une estimation ou de plusieurs estimations de vitesse.

**[0073]** Dans l'opération 48, la valeur viscoélastique est sortie. Dans un mode de réalisation, une image est sortie. Après prise en compte du mouvement latéral et/ou axial qui n'est pas souhaité, on estime des valeurs pour différents emplacements. Les valeurs pour les emplacements dans la région à laquelle on s'intéresse sont déterminées en formant des faisceaux de réception en parallèle et/ou en répétant tout le processus (par exemple transmission d'ARFI et suivi) pour des emplacements différents. Ces valeurs en fonction de l'espace ou de l'emplacement sont cartographiées en des valeurs d'image pour afficher une élasticité et/ou une image de cisaillement. On peut utiliser toute imagerie d'élasticité, connue actuellement ou qui sera mise au point ultérieurement. On produit, par exemple, une onde de cisaillement, une onde longitudinale, une déformation ou une autre image. On produit une seule image ou une séquence d'images.

**[0074]** L'élasticité ou l'image de cisaillement est affichée seule. En variante, un mode B ou une autre image représentant la même région ou un champ de vue différent est affiché au voisinage de l'image d'élasticité. Dans

une autre variante, on combine l'élasticité ou l'image de cisaillement avec une image en mode B ou on l'y superpose.

**[0075]** Dans un autre mode de réalisation, on sort la valeur pour un emplacement sous la forme d'un texte, d'un nombre ou on la code dans un graphique. L'utilisateur sélectionne, par exemple, un emplacement sur une image en mode B. En réaction, le système à ultrasons calcule la valeur du paramètre viscoélastique auquel on s'intéresse pour cet emplacement sélectionné. Une représentation numérique, textuelle et/ou graphique de la valeur calculée est superposée à l'image en mode B, affichée indépendamment ou communiquée d'une autre façon à l'utilisateur. Dans d'autres modes de réalisation encore, la sortie s'effectue par transfert sur un réseau et/ou en étant envoyée à une mémoire pour mémorisation.

**[0076]** Les figures 2 à 9 représentent des résultats à titre d'exemple de l'élimination d'un mouvement axial qui n'est pas souhaité. On élimine un déplacement axial du mouvement physiologique ou d'un transducteur en utilisant des données du foie *in vivo* obtenues dans un mode de quantification tactile virtuel (VTQ), (c'est-à-dire, estimation de la vitesse de cisaillement pour un point sélectionné par l'utilisateur). La figure 2 représente un exemple de profil de déplacement mesuré à un emplacement latéral donné pendant un balayage *in vivo*. La figure 2 représente aussi les courbes polynomiales ajustées après avoir effectué l'algorithme des moindres carrés suivant l'équation 4. La figure 3 représente les profils de déplacement à partir d'impulsions d'excitation à gauche et à droite après filtrage du déplacement axial du mouvement physiologique. Dans d'autres modes de réalisation, les profils de déplacement provenant d'impulsions de poussée sont focalisés vers la même

position, mais à des instants différents.

**[0077]** Les figures 4 et 5 représentent des projections de déplacement pour des impulsions de poussée sur des côtés opposés d'une région à laquelle on s'intéresse respectivement. L'axe horizontal est le temps et l'axe vertical est l'écartement latéral. Pour chaque faisceau de transmission pour le suivi, on échantillonne quatre faisceaux de réception à une profondeur donnée. Il s'ensuit que des mesures se produisent en même temps pour chaque quatre emplacements à distance latéralement. La transmission de l'impulsion de poussée et le suivi correspondant sont répétés pour chaque groupe de quatre emplacements, ce qui se traduit par l'aspect en bandes horizontales des figures 4 et 5. En raison du déplacement axial provenant du mouvement physiologique, l'instant d'apparition des pics pour les divers emplacements est caché partiellement et n'est pas cohérent, comme cela serait souhaité entre les emplacements.

**[0078]** Les figures 6 et 7 montrent les projections de déplacement des figures 4 et 5 respectivement (c'est-à-dire pour des excitations par des côtés opposés) après élimination du déplacement axial provoqué par le mouvement physiologique. La composante axiale du mouvement physiologique et d'un transducteur est réduite ou éliminée, ce qui se traduit par une indication plus claire du pic en fonction du temps pour chaque emplacement et par plus de cohérence entre les emplacements. La vitesse de cisaillement ou une autre valeur du paramètre viscoélastique est plus susceptible d'être précise ou calculée avec plus de confiance lorsque le mouvement axial, qui n'est pas souhaité, est éliminé des déplacements.

**[0079]** La figure 8 représente un exemple de deux profils de déplacement mesurés à un emplacement latéral

donné en transmettant deux impulsions d'excitation ARFI (à des instants différents) à la même position focale sur la gauche de la région à laquelle on s'intéresse (c'est-à-dire la gauche de l'emplacement de mesure). Les deux profils sont différents parce que le mouvement physiologique varie en fonction du temps et les impulsions d'excitation ARFI, et le suivi associé, sont effectués séquentiellement. La figure 9 montre des profils de déplacement après avoir enlevé, par filtrage, le déplacement axial du mouvement physiologique. La courbe du déplacement qui n'est pas souhaité est ajustée au déplacement différencié pour tous les instants, et les déplacements individuels pour des instants avant l'excitation ARFI et après la relaxation du tissu. La courbe d'ajustement est soustraite du déplacement mesuré. La figure 9 montre que l'algorithme élimine avec précision la composante axiale du mouvement physiologique et d'un transducteur.

**[0080]** Pour tester le déplacement latéral provenant du mouvement physiologique et/ou d'un transducteur, un étage linéaire déplace en translation un réseau de transducteur, à une vitesse constante latéralement sur la surface d'un fantôme imitant un tissu. Cet agencement imite un mouvement latéral d'un transducteur. Le déplacement latéral qui n'est pas souhaité peut être dû au mouvement du transducteur (par exemple, un sonographe faisant tourner le transducteur et/ou le mettant en translation), à un mouvement du patient (en faisant que le transducteur se déplace par rapport au patient) ou à un mouvement physiologique. Pendant le mouvement latéral du réseau de transducteur dans l'agencement d'essai, on mesure les déplacements à un emplacement sélectionné par un utilisateur, en utilisant des impulsions de poussée sur des côtés opposés de l'emplacement. La vitesse de

cisaillement mesurée à partir des déplacements mesurés d'un côté est plus grande que la vitesse de cisaillement mesurée à partir des déplacements mesurés à partir du côté opposé. En inversant le sens du mouvement du 5 transducteur, le côté ayant la vitesse de cisaillement la plus grande change. Le mouvement latéral qui n'est pas souhaité augmente l'une des vitesses et fait décroître l'autre selon le sens du mouvement, la moyenne réduisant l'influence du mouvement latéral qui n'est pas souhaité.

10 [0081] La figure 10 montre un mode de réalisation d'un système 10 pour une imagerie à ultrasons par la force du rayonnement acoustique. Le système 10 met en œuvre le procédé de la figure 1 ou d'autres procédés. Le système 10 comprend un formeur 12 de faisceau de transmission, un 15 transducteur 14, un formeur 16 de faisceau de réception, un processeur 18 d'image, un affichage 20 et une mémoire 22. Des éléments supplémentaires différents ou en plus petit nombre peuvent être prévus. Une entrée d'utilisateur est prévue par exemple, pour une 20 interaction d'utilisateur avec le système, telle que pour sélectionner un emplacement où une mesure doit avoir lieu.

[0082] Le système 10 est un système d'imagerie à ultrasons de diagnostic médical. Le système 10 est 25 configuré pour acquérir une donnée d'écho pour le cisaillement ou une autre imagerie d'élasticité utilisant de multiples impulsions de poussée. Dans des variantes, le système 10 est un ordinateur personnel, un poste de travail, un poste PACS ou un autre agencement en un même 30 emplacement ou réparti sur un réseau pour une imagerie en temps réel ou en post acquisition. Le système 10 acquiert des données d'une mémoire ou d'un autre système d'imagerie à ultrasons.

[0083] Le formeur 12 de faisceau de transmission est

un émetteur d'ultrasons, une mémoire, un générateur d'impulsions, un circuit analogique, un circuit numérique ou l'une de leurs combinaisons. Le formeur 12 de faisceau de transmission peut fonctionner pour produire des formes 5 d'ondes pour une pluralité de canaux avec des amplitudes, des retards et/ou des déphasages différents ou relatifs. Après transmission d'ondes acoustiques par le transducteur 14 en réaction aux formes d'ondes électriques créées, un faisceau ou plusieurs faisceaux 10 sont formés. Une séquence de faisceaux de transmission est produite pour balayer une région. On peut utiliser des formats de balayages Sector, Vector® (marque de fabrique), linéaire ou d'autres formats de balayage. On peut balayer la même région plusieurs fois. Pour une 15 imagerie de circulation ou doppler et pour une imagerie de cisaillement, on utilise une séquence de balayage le long de la même ligne ou de mêmes lignes. Dans l'imagerie Doppler, la séquence peut comprendre des faisceaux multiples le long d'une même ligne de balayage avant de 20 balayer une ligne de balayage voisine. Pour l'imagerie de cisaillement ou d'onde longitudinale, on peut utiliser un balayage ou une imbrication de trames (par exemple, balayer toute la région avant de rebalayer). On peut utiliser une imbrication de lignes ou de groupes de 25 lignes. Dans des variantes, le formeur 12 de faisceau de transmission produit une onde plane ou une onde divergente pour un balayage plus rapide.

**[0084]** Le même formeur 12 de faisceau de transmission peut produire des excitations par chocs ou des formes 30 d'onde électriques pour produire de l'énergie acoustique pour provoquer un déplacement. On produit des formes d'onde électriques pour des chocs de force de rayonnement acoustique. Dans des variantes, un formeur de faisceau de transmission différent est prévu pour produire

l'excitation par chocs. Le formeur 12 de faisceau de transmission fait que le transducteur 14 produit des impulsions de poussée ou des chocs de force de rayonnement acoustique. En utilisant le profil de retard 5 entre les canaux, le formeur 12 de faisceau de transmission dirige les impulsions de poussée sur la position focale ou les positions focales souhaité(e)s.

**[0085]** Le transducteur 14 est un réseau pour produire de l'énergie acoustique à partir de formes d'ondes électriques. Pour un réseau, des délais relatifs focalisent l'énergie acoustique. Un évènement de transmission donné correspond à la transmission d'énergie acoustique par des éléments différents à un instant sensiblement le même donné par les retards. L'évènement 15 de transmission peut fournir une impulsion d'énergie ultrasonore pour déplacer le tissu. L'impulsion est une excitation par chocs ou une impulsion de suivi. L'excitation par chocs comprend des formes d'onde ayant de nombreux cycles (par exemple 500 cycles), mais qui se 20 produisent en un temps relativement court pour provoquer un déplacement du tissu sur un temps plus long. Une impulsion de suivi peut être une transmission en mode B, telle qu'en utilisant de 1 à 5 cycles. Les impulsions de suivi sont utilisées pour balayer une région d'un patient 25 subissant un changement de contrainte.

**[0086]** Le transducteur 14 est un réseau de dimension 1, 1,25, 1,5, 1,75, ou 2 d'éléments à membrane piézoélectriques ou capacitifs. On peut utiliser une matrice de modulateur. Le transducteur 14 comprend une 30 pluralité d'éléments pour une transduction entre des énergies acoustiques et électriques. Des signaux de réception sont produits en réaction à de l'énergie ultrasonore (échos) arrivant sur les éléments du transducteur 14. Les éléments sont reliés à des canaux

des formeurs 12, 16 de faisceau de transmission et de réception.

**[0087]** Le formeur 16 de faisceau de réception comprend une pluralité de canaux ayant des amplificateurs, des 5 retards et/ou des rotations de phase et un ou plusieurs sommateurs. Chaque canal est relié à un ou à plusieurs éléments du transducteur. Le formeur 16 de faisceau de réception est configuré en matériel ou en logiciel pour appliquer des retards relatifs, des phases et/ou une 10 apodisation pour former un ou plusieurs faisceaux de réception en réaction à chaque transmission d'imagerie ou de suivi. Une opération de réception peut ne pas avoir lieu pour des échos provenant de l'excitation par chocs utilisée pour déplacer le tissu. Le formeur 16 de 15 faisceaux de réception sort des données représentant des emplacements dans l'espace utilisant les signaux de réception. Des retards relatifs et/ou un déphasage et une sommation de signaux provenant d'éléments différents procure une formation de faisceaux. Dans des modes de 20 réalisation en variante, le formeur 16 de faisceau est un processeur pour produire des échantillons, utiliser une transformée de Fourier ou autre.

**[0088]** Le formeur 16 de faisceau de réception peut comprendre un filtre, tel qu'un filtre pour isoler de 25 l'information à un second harmonique ou à une autre bande de fréquence par rapport à la bande de fréquence transmise. Une information de ce genre peut plus probablement comprendre le tissu souhaité, l'agent de contraste et/ou une information de mouvement. Dans un 30 autre mode de réalisation, le formeur 16 de faisceau de réception comprend une mémoire ou un tampon et un filtre ou un sommeteur. Deux ou plusieurs faisceaux de réception sont combinés pour isoler de l'information à une bande de fréquence souhaitée, telle qu'un deuxième harmonique, un

fondamental cubique ou une autre bande.

[0089] En coordination avec le formeur 12 de faisceau de transmission, le formeur 16 de faisceau de réception produit des données représentant une région à laquelle on s'intéresse à des instants différents. Après l'excitation par chocs acoustique, le formeur 16 de faisceau de réception produit des faisceaux représentant des emplacements le long d'une ligne ou d'une pluralité de lignes à des instants différents. En balayant la région à laquelle on s'intéresse par des ultrasons, on produit des données (par exemple des échantillons formés par faisceaux). En répétant le balayage, on acquiert des données d'ultrasons représentant la région à des instants différents après l'excitation par choc.

[0090] Le formeur 16 de faisceau de réception sort des données de sommation de faisceaux représentant un emplacement ou plusieurs emplacements dans l'espace. On peut prévoir une focalisation dynamique. Les données peuvent être destinées à des fins différentes. On effectue par exemple, des balayages pour des données en mode B ou des données de tissus autres que pour une imagerie en ultrasons ARFI. En variante, les données en mode B sont utilisées aussi pour déterminer une valeur du paramètre viscoélastique. Comme autre exemple, on acquiert des données pour une imagerie de cisaillement par une série de balayages partagés et on effectue un balayage en mode B ou Doppler séparément ou en utilisant certaines des mêmes données. Les données d'ultrasons ou d'écho proviennent de n'importe quel stade de traitement tel que des données formées par faisceau avant détection ou après détection de données.

[0091] Le processeur 18 est un détecteur en mode B, un détecteur Doppler, un détecteur Doppler à ondes pulsées, un processeur de corrélation, un processeur à transformée

de Fourier, un circuit intégré spécifique à une application, un processeur général, un processeur de commande, un processeur d'images, un circuit prédiffusé programmable par l'utilisateur, une unité de traitement graphique, un processeur de signal numérique, un circuit analogique, un circuit numérique, leurs combinaisons ou d'autres dispositifs connus jusqu'ici ou qui seront développés ultérieurement pour détecter et traiter de l'information pour un affichage à partir d'échantillons d'ultrasons formés par faisceau.

**[0092]** Dans un mode de réalisation, le processeur 18 comprend un détecteur ou plusieurs détecteurs et un processeur distinct. Le processeur distinct est un processeur de commande, un processeur général, un processeur de signal numérique, un circuit intégré spécifique à une application, un circuit diffusé programmable par l'utilisateur, un réseau, un serveur, un groupe de processeurs, une unité de traitement graphique, un chemin de données, leurs combinaisons ou d'autres dispositifs connus jusqu'ici ou qui seront développés ultérieurement pour la correction d'un mouvement et/ou le calcul d'une valeur d'un paramètre viscoélastique. On peut estimer une atténuation, un module de cisaillement, une viscosité de cisaillement, une vitesse de cisaillement ou une ou plusieurs autres propriétés de propagation d'ondes de cisaillement. Le processeur distinct peut être configuré, par exemple, en matériel et/ou en logiciel pour effectuer toute combinaison de l'une ou plusieurs des opérations 36 à 48 représentées à la figure 1.

**[0093]** Le processeur 18 est configuré pour estimer un déplacement de tissus induit par l'excitation par chocs acoustique. En utilisant une corrélation, un suivi, une détection de mouvement ou une autre mesure de

déplacement, on estime le montant de décalage de position du tissu. On effectue l'estimation plusieurs fois pendant une certaine durée, telle qu'avant que le tissu se déplace en raison de la contrainte, pendant la contrainte 5 et après que le tissu est revenu, pour la plus grande partie, complètement à un état relaxé (par exemple, en s'étant remis de la contrainte provoquée par l'excitation par chocs). Des différences de décalage du tissu entre des emplacements indiquent une rigidité relative ou une 10 élasticité.

15 [0094] Le processeur 18 est configuré pour combiner des déplacements de profils différents tels qu'en soustrayant un profil de déplacement d'un autre. En utilisant les déplacements combinés, le processeur 18 est configué pour ajuster une courbe afin de modéliser des 20 déplacements axiaux dus à des sources autres que l'onde induite ARFI. La courbe est soustraite d'un profil de déplacement mesuré par le processeur 18 pour isoler des déplacements dus à l'onde induite par ARFI.

25 [0095] Le processeur 18 est configuré pour estimer des valeurs du paramètre viscoélastique. Une détection de déphasage, une corrélation, une détermination de déplacement, une identification de pic, un calcul de vitesse, des mesures de contrainte, une atténuation de la 30 contrainte et/ou d'autres processus peuvent être utilisés pour estimer l'élasticité, la vitesse, le module ou d'autres paramètres. Le processeur 18 est configuré pour prendre en compte, dans l'estimation, le mouvement latéral et/ou axial qui n'est pas souhaité. En soustrayant le mouvement axial qui n'est pas souhaité du profil de déplacement, la valeur estimée peut être plus 35 représentative du mouvement induit par ARFI. En faisant la moyenne des estimations de la valeur provenant des profils de déplacement produits par des impulsions de

poussée sur des côtés opposés, la valeur obtenue peut avoir moins de mouvement latéral qui n'est pas souhaité.

**[0096]** Le processeur 18 est configuré pour produire une image ou plusieurs images. Une image de vitesse d'ondes de cisaillement est produite, par exemple. D'autres images d'élastographie peuvent être produites, tels qu'un module de cisaillement, un effort ou une image de vitesse de déformation. L'image est présentée en superposition sous la forme d'une région à laquelle on s'intéresse au sein d'une image en mode B. Les valeurs de l'élasticité modulent les couleurs aux emplacements de la région à laquelle on s'intéresse. Là où la valeur de l'élasticité est inférieure à un seuil, une information en mode B peut être affichée sans modulation par la valeur de l'élasticité. En variante ou en plus, les valeurs pour un emplacement ou pour quelques emplacements sont affichées sous la forme d'un texte, numériquement et/ou sous la forme d'un graphique.

**[0097]** Le processeur 18 fonctionne suivant des instructions mémorisées dans la mémoire 22 ou dans une autre mémoire d'imagerie à ultrasons de la force du rayonnement acoustique. La mémoire 22 est un support de mémoire non transitoire pouvant être déchiffré par un ordinateur. Des instructions de mise en œuvre des opérations, des procédés et/ou des techniques mentionnés ici sont prévus sur le support de mémorisation déchiffrable par un ordinateur ou sur des mémoires, tels qu'un cache, un tampon, une RAM, des supports amovibles, un disque dur ou d'autres supports de mémorisation déchiffrable par un ordinateur. Les supports de mémorisation déchiffrables par un ordinateur comprennent divers types de supports de mémoire volatile et non volatile. Les fonctions, les opérations ou les tâches illustrées dans les figures ou décrites dans le présent

mémoire, sont exécutées en réaction à un jeu ou à plusieurs jeux d'instructions mémorisés dans ou sur des supports de mémorisation déchiffrables par un ordinateur. Les fonctions, les opérations ou les tâches sont 5 indépendantes du type particulier du jeu d'instructions, des supports de mémorisation, du processeur ou de la stratégie de traitement et peuvent être effectuées en logiciel, en matériel par des circuits imprimés, par des microprogrammes, un microcode et analogues, fonctionnant 10 seuls ou en combinaison. De même, les stratégies de traitement peuvent inclure un multitraitement, effectuer des tâches multiples, un traitement parallèle et analogue. Dans un mode de réalisation, les instructions sont mémorisées sur un dispositif de support amovible 15 pour une lecture par des systèmes locaux ou à distance. Dans d'autres modes de réalisation, les instructions sont mémorisées dans un emplacement à distance en vue d'être transférées par un réseau d'ordinateurs ou par des lignes téléphoniques. Dans d'autres modes de réalisation encore, 20 les instructions sont mémorisées dans un ordinateur donné, une CPU, GPU ou un système.

**[0098]** L'affichage 20 est un CRT, LCD, un projecteur, plasma ou un autre affichage pour afficher une valeur, des images en deux dimensions ou des représentations en 25 trois dimensions. Les images en deux dimensions représentent une distribution spatiale dans une zone, tel qu'un plan. Les représentations en trois dimensions sont rendues à partir des données représentant une distribution spatiale dans un volume. L'affichage 20 est 30 configuré par un processeur 18 ou par un autre dispositif pour entrer les signaux affichés sous la forme d'une image. L'affichage 20 affiche une image représentant la valeur calculée pour une région à laquelle on s'intéresse.

**[0099]** Bien que l'invention ait été décrite ci-dessus en se reportant à divers modes de réalisations, il va de soi que l'on peut y apporter plusieurs changements et modifications sans sortir de la portée de l'invention. On entend donc que la description détaillée ci-dessus soit considérée comme illustrative plutôt que limitative et il va de soi que sont protégés tout ce qui tombe dans l'esprit et la portée de l'invention, y compris des équivalents.

**A la figure 1**

Etape 30 : Acquérir des déplacements du tissu pour deux ou plus de deux impulsions de poussée

Etape 32 : Transmettre des impulsions de poussée

5 Etape 34 : Suivre un mouvement

Etape 36 : Tenir compte du mouvement physiologique et/ou du transducteur

Etape 38 : Produire des déplacements combinés

Etape 40 : Ajuster une courbe à partir de déplacements combinés

10 Etape 42 : Calculer un paramètre viscoélastique

Etape 44 : Soustraire mouvement axial/courbe

Etape 46 : Faire la moyenne de directions différentes

Etape 48 : Sortir la valeur viscoélastique

15

**A la figure 2**

— Déplacement mesuré de poussée à gauche

--- Mouvement physiologique estimé pendant une poussée à gauche

20 —★— Déplacement mesuré de poussée à droite

—·--- Mouvement physiologique estimé pendant une poussée à droite

**A la figure 3**

25 — Déplacement après filtrage de mouvement physiologique pendant une poussée à gauche

--- Déplacement après filtrage de mouvement physiologique pendant une poussée à droite

**A la figure 10**

12 : Formeur de faisceau de transmission

14 : Transducteur (XDRC)

16 : Formeur de faisceau de réception

5 18 : Processeur

20 : Affichage

22 : Mémoire

## REVENDICATIONS

1. Procédé d'imagerie ultrasonore par la force du rayonnement acoustique, caractérisé en ce que :

on transmet (32) d'un transducteur de multiples impulsions de poussée en séquence, les impulsions de poussée produisant (48) une onde dans le tissu d'un patient;

on suit (34) des déplacements du tissu en réaction aux impulsions de poussée;

on prend en compte (36) un mouvement physiologique du transducteur ou physiologique et du transducteur en utilisant les déplacements en réaction aux multiples impulsions de poussée;

on calcule (42) un paramètre viscoélastique en fonction des déplacements et du mouvement estimé; et

on produit (48) une image en fonction du paramètre viscoélastique.

2. Procédé suivant la revendication 1, caractérisé en ce que transmettre (32) comprend transmettre (32) au moins une première des impulsions de poussée d'un premier côté d'une région à laquelle on s'intéresse, et transmettre (32) au moins une deuxième des impulsions de poussée d'un deuxième côté opposé au premier côté de la région à laquelle on s'intéresse.

3. Procédé suivant la revendication 1 ou 2 caractérisé en ce que prendre en compte (36) comprend estimer un

mouvement axial et dans lequel calculer (42) comprend soustraire (44) le mouvement axial en fonction du temps des déplacements suivis en fonction du temps et calculer (42) le paramètre viscoélastique à partir des résultats de la soustraction (44).

4. Procédé suivant la revendication 3, caractérisé en ce que estimer le mouvement axial comprend ajuster (40) un polynôme à des différences de déplacements du tissu entre les impulsions de poussée pendant des temps en réaction aux impulsions de poussée et de déplacements du tissu pendant des temps où il n'y a pas de réaction aux impulsions de poussée.

5. Procédé suivant l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que prendre en compte (36) comprend prendre en compte (36) un mouvement latéral et dans lequel calculer (42) comprend réduire l'influence du mouvement latéral dans le calcul (42).

6. Procédé suivant la revendication 5, caractérisé en ce que prendre en compte (36) et calculer comprend calculer (42) des valeurs différentes du paramètre viscoélastique à partir des déplacements du tissu des impulsions de poussée différentes et calculer la moyenne (46) des valeurs, le résultat du calcul de la moyenne (46) étant le paramètre viscoélastique calculé.

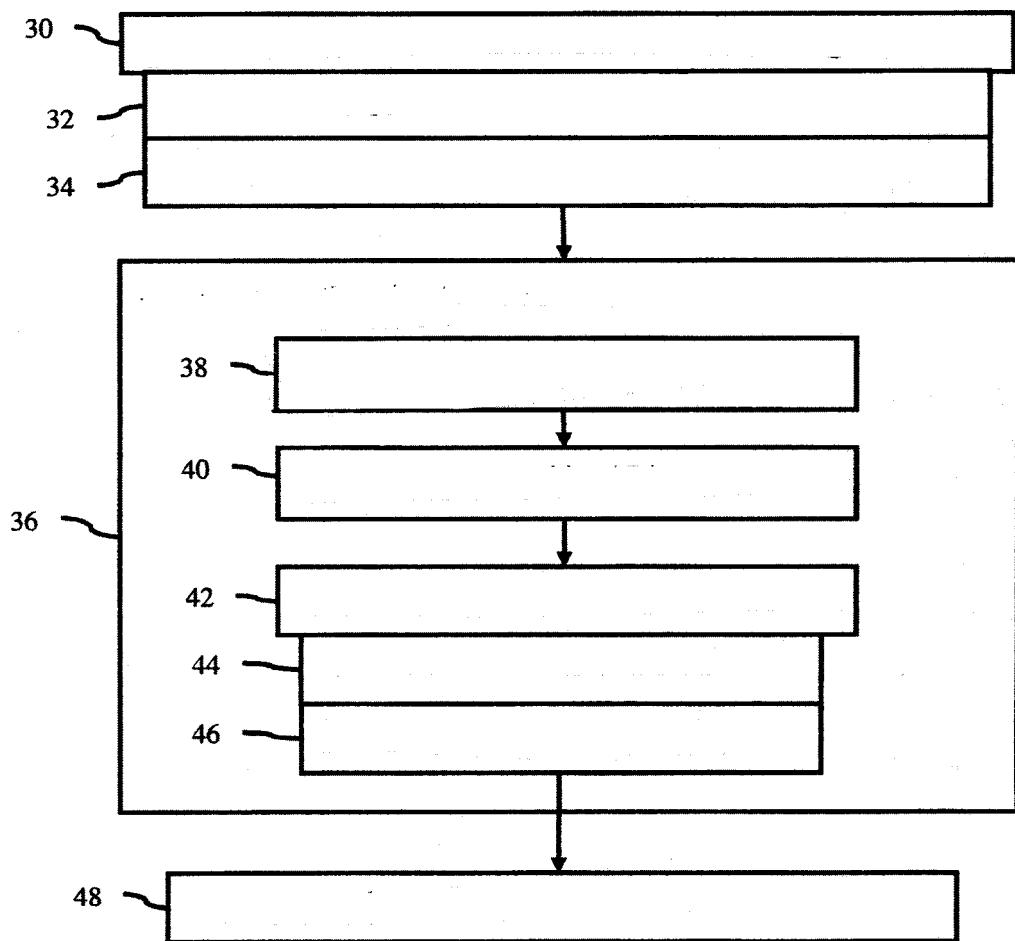
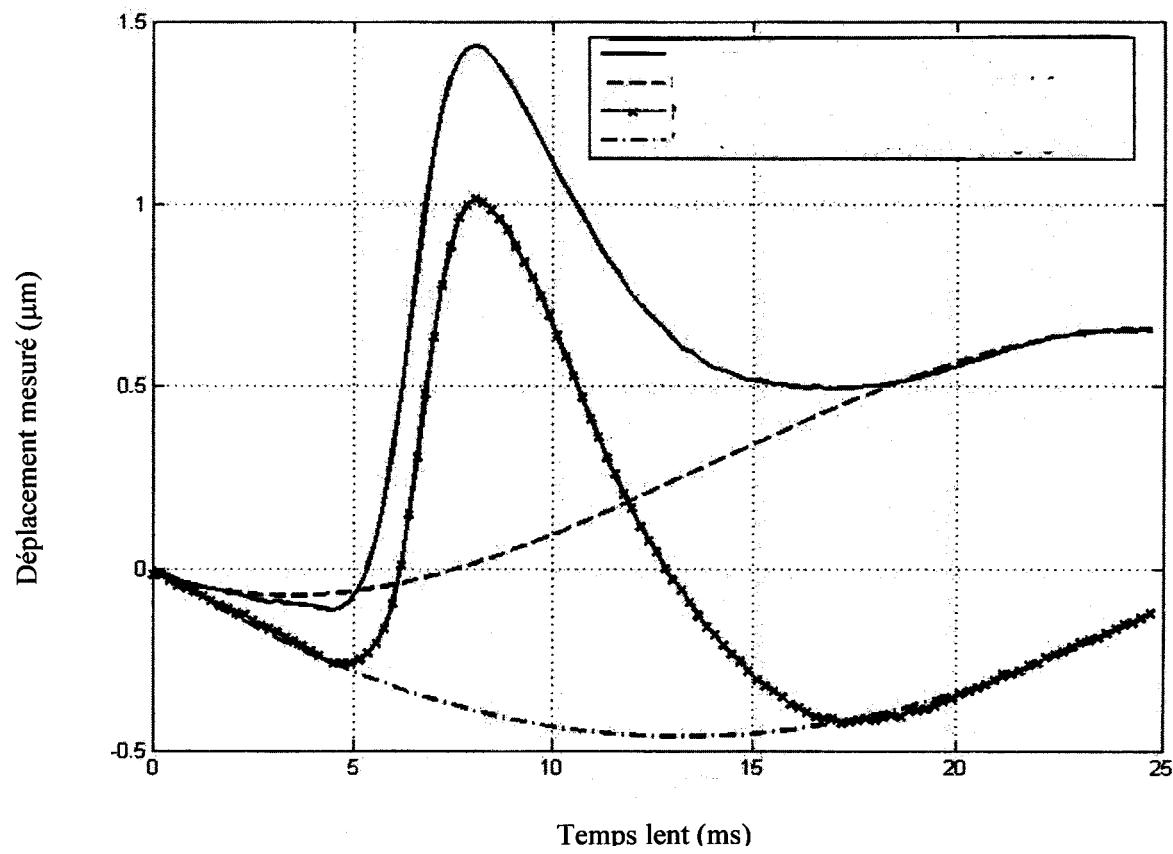


FIG. 1



Temps lent (ms)

FIG. 2

3/7

Déplacement mesuré ( $\mu\text{m}$ )

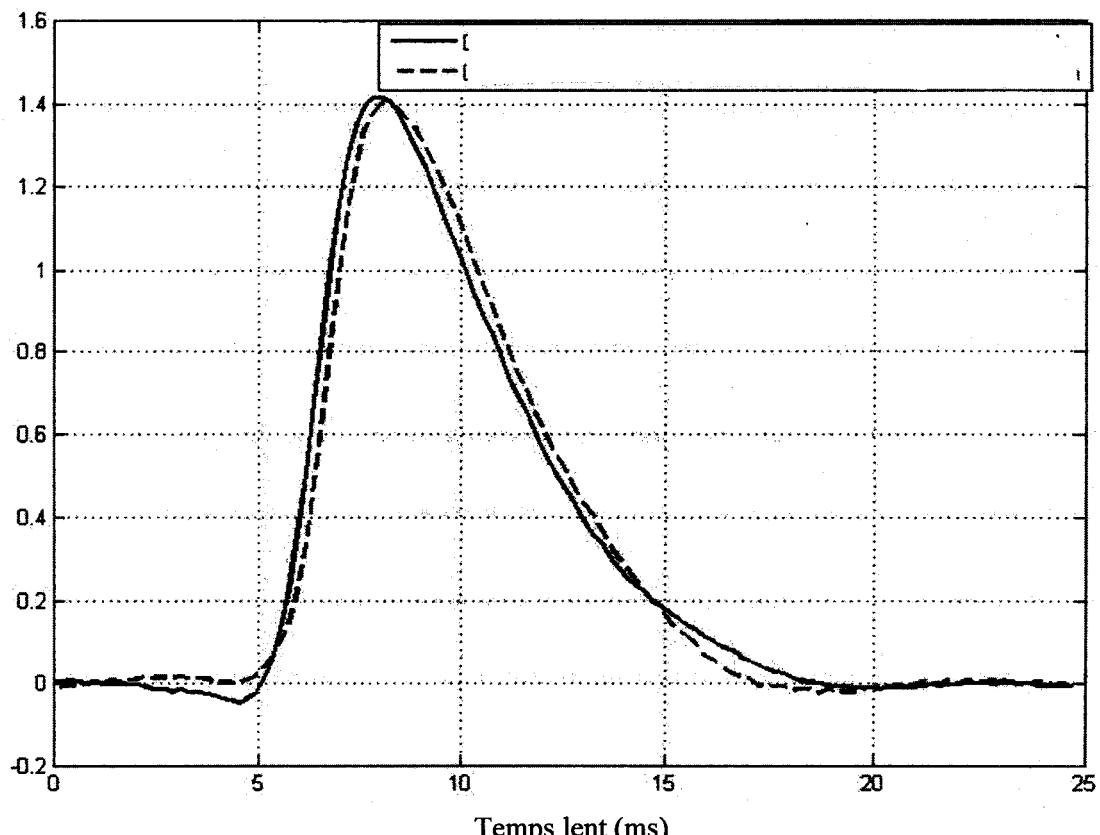


FIG. 3

4/7

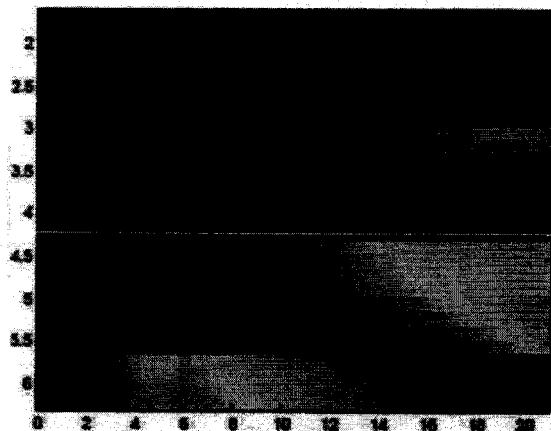


FIG. 4

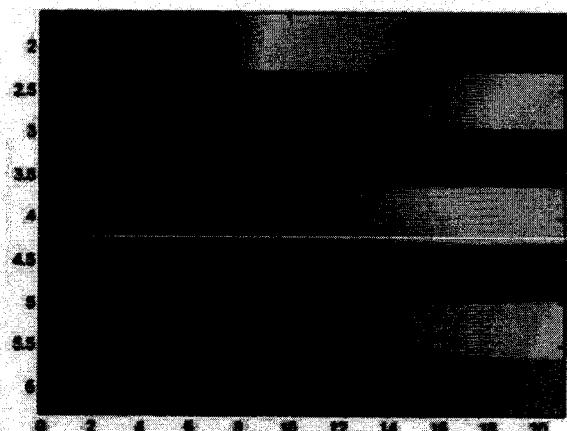


FIG. 5



FIG. 6

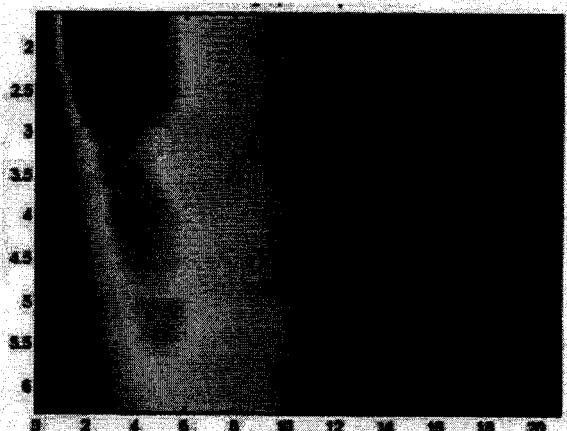


FIG. 7

5/7

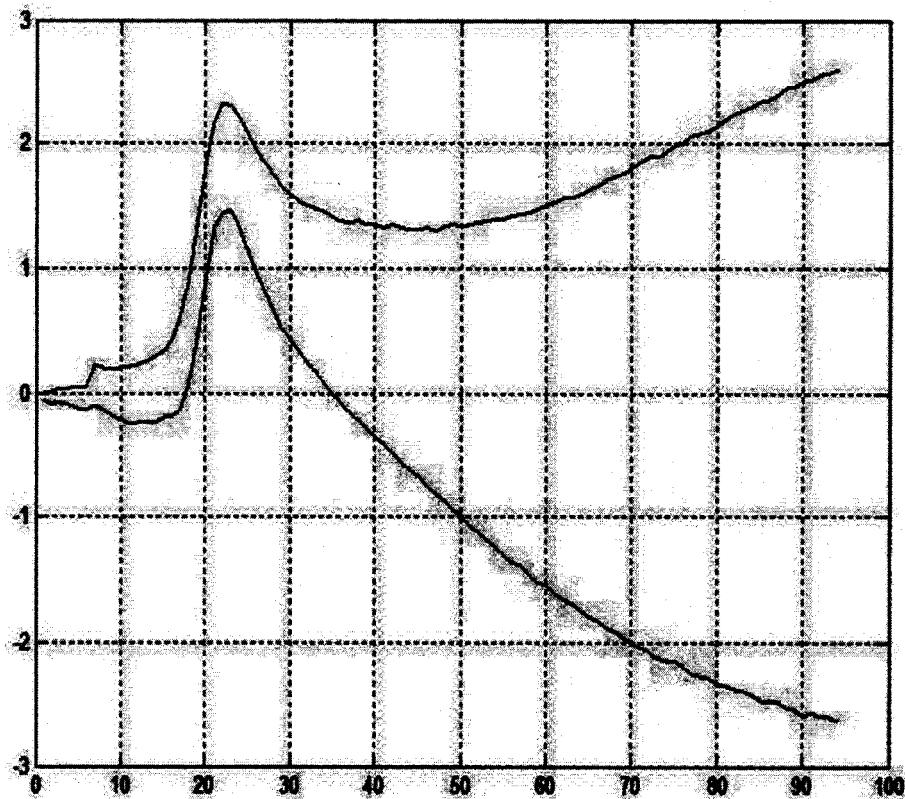


FIG. 8

6/7

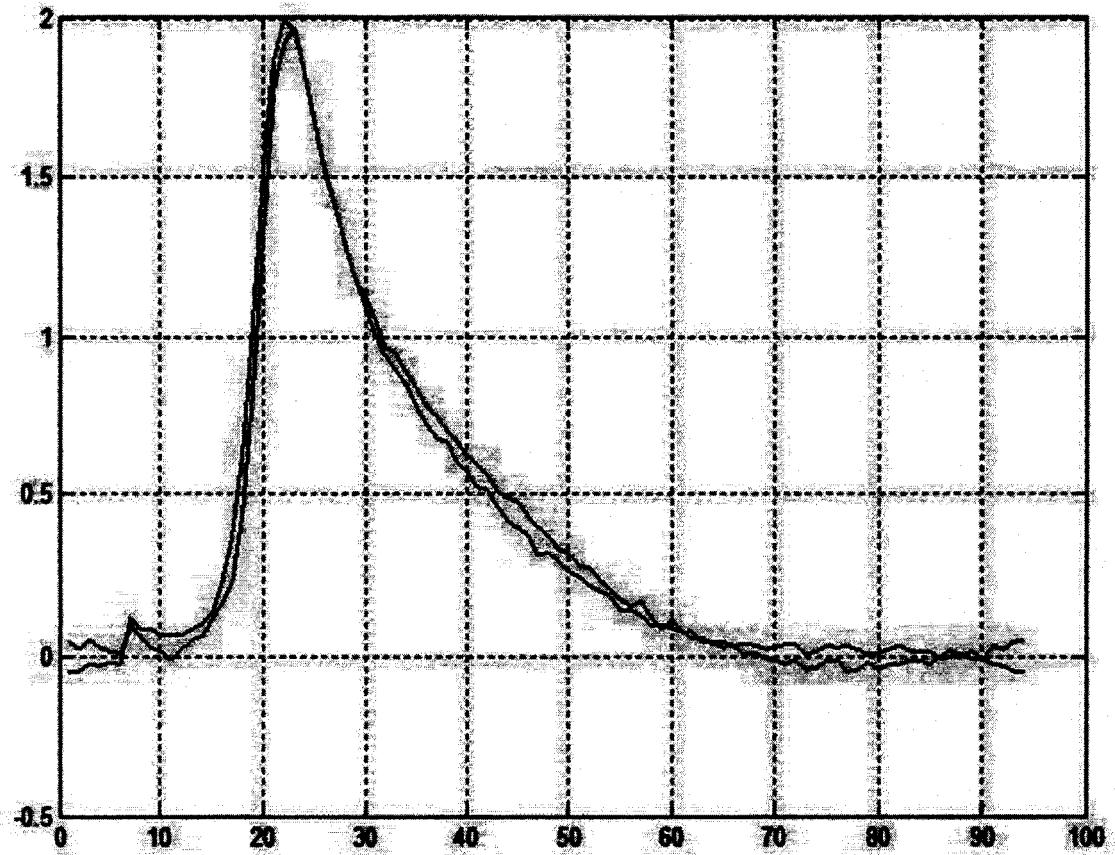
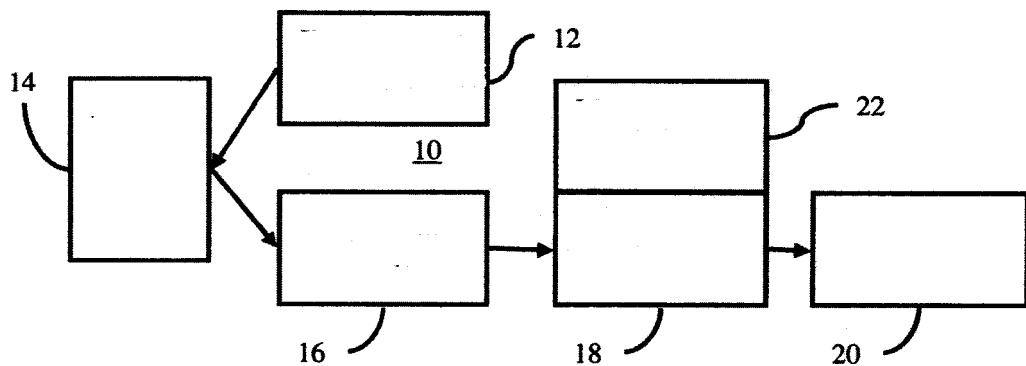


FIG. 9

**7/7**



**FIG. 10**

# RAPPORT DE RECHERCHE

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

## OBJET DU RAPPORT DE RECHERCHE

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

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

## CONDITIONS D'ETABLISSEMENT DU PRESENT RAPPORT DE RECHERCHE

[x] Le demandeur a présenté des observations en réponse au rapport de recherche préliminaire.

[x] Le demandeur a maintenu les revendications.

Le demandeur a modifié les revendications.

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

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

Un rapport de recherche préliminaire complémentaire a été établi.

## DOCUMENTS CITES DANS LE PRESENT RAPPORT DE RECHERCHE

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

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

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

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

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

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

WO 2012080913 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; FRASER JOHN DOUGLAS [US])  
21 juin 2012 (2012-06-21)

EP 2889004 A1 (SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS [US]) 01 juillet 2015 (2015-07-01)

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

US 2014018679 A1 (CHEN SHIGAO [US] ET AL.) 16 janvier 2014 (2014-01-16)

US 2010240994 A1 (ZHENG YONGPING [HK]) 23 septembre 2010 (2010-09-23)

US 2014276049 A1 (DOHERTY JOSHUA [US] ET AL.) 18 septembre 2014 (2014-09-18)

US 2010016718 A1 (FAN LEXIANG [US] ET AL.) 21 janvier 2010 (2010-01-21)

US 2011060221 A1 (FAN LEXIANG [US] ET AL.) 10 mars 2011 (2011-03-10)

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

NEANT