

①⑨ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
—  
**INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE**  
—  
COURBEVOIE  
—

①① N° de publication :

**3 034 975**

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

②① N° d'enregistrement national :

**16 53349**

⑤① Int Cl<sup>8</sup> : **A 61 B 8/00** (2016.01), A 61 B 8/14, G 01 S 7/52,  
G 01 S 15/00

⑫

## BREVET D'INVENTION

**B1**

⑤④ IMAGERIE QUANTITATIVE DE VISCOELASTICITE PAR ULTRASONS.

②② Date de dépôt : 15.04.16.

③③ Priorité : 16.04.15 US 14688965.

⑥⑥ Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

☐ Demande(s) d'extension :

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

④③ Date de mise à la disposition du public  
de la demande : 21.10.16 Bulletin 16/42.

④⑤ Date de la mise à disposition du public du  
brevet d'invention : 21.02.20 Bulletin 20/08.

⑤⑥ Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche :

*Se reporter à la fin du présent fascicule*

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

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

⑦④ Mandataire(s) : OFFICE FREYLINGER S.A..

**FR 3 034 975 - B1**



## ARRIERE-PLAN

Les présents modes de réalisation se rapportent à une imagerie par ultrasons. En particulier, une imagerie par ultrasons de viscoélasticité est améliorée.

- 5 Plusieurs systèmes à ultrasons du commerce donnent des valeurs quantitatives ou des images de rigidité de tissu, telle qu'une rigidité mesurée en utilisant une imagerie par onde de cisaillement. La rigidité est estimée en supposant que le tissu est purement élastique (à savoir un supposant que la viscosité est négligeable). Différentes approches sont utilisées pour mesurer la
- 10 rigidité. Ces différentes approches peuvent mettre l'accent sur différentes bandes du spectre de fréquences d'onde de cisaillement même en supposant que le tissu est purement élastique. Par exemple, certaines approches trouvent un pic de déplacement causé par l'onde de cisaillement, tandis que d'autres trouvent un pic dans une dérivée des déplacements. La fonction de dérivée
- 15 modifie la bande de fréquences mesurée. En résultat, différents systèmes à ultrasons donnent différentes valeurs pour la rigidité ou le paramètre d'onde de cisaillement, même pour le même tissu. De plus, un tissu humain est viscoélastique, de sorte qu'une dispersion d'onde de cisaillement est présente. Différentes fréquences d'onde de cisaillement se déplacent à différentes
- 20 vitesses. La dispersion est régie par le module de stockage  $\mu_1$  et le module de perte  $\mu_2$  dépendants de la fréquence.

## BREF RESUME

- À titre d'introduction, les modes de réalisation préférés décrits ci-dessous
- 25 incluent des procédés, des instructions et des systèmes pour une quantification dans une imagerie par ultrasons de viscoélasticité. La viscosité est incluse dans la quantification par un système d'imagerie par ultrasons. Le logarithme d'un spectre de déplacement comme une fonction du temps est déterminé pour chacun des divers emplacements soumis à une onde de cisaillement ou autre.
- 30 La résolution en utilisant le logarithme comme une fonction d'emplacement donne le nombre d'ondes complexe. Divers paramètres de viscoélasticité, tels

qu'un module de perte et un module de stockage, sont déterminés à partir du nombre d'ondes complexe.

Sous un premier aspect, un procédé est proposé pour une quantification dans une imagerie par ultrasons de viscoélasticité. Un système à ultrasons mesure un déplacement dans le temps en des premier et deuxième emplacements de tissu à l'intérieur d'un patient en réponse à une excitation par impulsions. Un processeur applique une transformée de Fourier dans le temps du déplacement dans le temps pour chacun des premier et deuxième emplacements. Le processeur calcule un logarithme de résultats de la transformation, et résout pour un nombre d'ondes complexe à partir du logarithme des résultats. Une valeur pour un paramètre de viscoélasticité dépendant de la fréquence est déterminée avec le nombre d'ondes complexe. La valeur pour le tissu est délivrée en sortie jusqu'à un afficheur.

Dans des modes de réalisation, le procédé peut comprendre la transmission d'une excitation acoustique dans un patient, l'excitation par impulsions comprenant l'excitation acoustique ; dans lequel la mesure des déplacements comprend le balayage répétitif des premier et deuxième emplacements avec des ultrasons.

L'étape de mesure des déplacements aux premier et deuxième emplacements peut comprendre la transmission d'ultrasons jusqu'au tissu et la réception de réflexions de la transmission, la transmission des ultrasons et la réception étant exécutées un nombre multiple de fois, et la détection du déplacement à partir des réflexions de la réception multiple.

Dans des modes de réalisation, la mesure comprend la mesure des déplacements aux premier et deuxième emplacements causés par une onde de cisaillement résultant de l'excitation par impulsions.

Dans des modes de réalisation, la mesure des déplacements dans le temps aux premier et deuxième emplacements comprend la mesure des déplacements après l'excitation par impulsions.

Dans des modes de réalisation, la détermination de la valeur comprend la détermination d'un module de stockage, d'un module de perte, d'un module de cisaillement, d'une viscosité, ou de combinaisons de ceux-ci.

Dans des modes de réalisation, la détermination de la valeur pour le paramètre de viscoélasticité dépendant de la fréquence comprend la détermination comme une fonction d'une plage de différentes fréquences.

5 Dans des modes de réalisation, la détermination comprend la détermination avec à la fois une amplitude et une phase des déplacements dans le temps.

Sous un deuxième aspect, un support de stockage non volatile lisible par ordinateur a, stockées dans celui-ci, des données représentant des instructions exécutables par un processeur programmé pour une quantification dans une  
10 imagerie par ultrasons de viscoélasticité. Le support de stockage inclut des instructions pour déterminer des déplacements de tissu comme une fonction du temps dans un patient, estimer un module de perte, un module de stockage, ou les deux, comme une fonction de la fréquence des déplacements de tissu, et délivrer en sortie le module de perte, le module de stockage, ou les deux.

15 Dans des modes de réalisation, l'étape de détermination comprend la détermination des déplacements de tissu comme une fonction du temps pour chacun d'une pluralité d'emplacements, et dans lequel l'estimation comprend l'estimation à partir de logarithmes de spectres des déplacements de tissu comme une fonction du temps pour les emplacements.

20 Dans des modes de réalisation, l'étape de détermination comprend la détermination des déplacements de tissu comme une fonction du temps pour chacun d'une pluralité d'emplacements, et dans lequel l'estimation comprend l'estimation comme une fonction de phase et d'amplitude des déplacements de tissu pour les emplacements.

25 Sous un troisième aspect, un système est proposé pour une quantification dans une imagerie par ultrasons de viscoélasticité. Un transducteur est configuré pour transmettre une excitation acoustique par impulsions dans un patient et configuré pour balayer une région du patient avec des ultrasons. Un formateur de faisceaux de réception est configuré pour générer  
30 des données représentant la région à différents moments après l'excitation acoustique par impulsions. Les données sont générées à partir du balayage avec des ultrasons. Un processeur est configuré pour estimer un déplacement

de tissu induit par l'excitation acoustique par impulsions et pour calculer une propriété de viscoélasticité à partir d'une amplitude et d'une phase des déplacements de tissu en différents emplacements dans la région. Un afficheur est configuré pour afficher une image représentant la propriété de viscoélasticité.

Dans des modes de réalisation, le processeur est configuré pour calculer comme des logarithmes de spectres des déplacements de tissu dans le temps pour les emplacements.

D'autres aspects et avantages de l'invention sont discutés ci-dessous en conjonction avec les modes de réalisation préférés.

## BREVE DESCRIPTION DES DESSINS

Les composants et les figures ne sont pas nécessairement à l'échelle, l'accent étant plutôt placé sur l'illustration des principes de l'invention. De plus, sur les figures, des numéros de référence semblables désignent des parties correspondantes sur toutes les différentes vues.

La Figure 1 est un diagramme de processus d'un mode de réalisation d'un procédé pour une quantification dans une imagerie par ultrasons de viscoélasticité ;

la Figure 2 montre des exemples de graphiques de paramètres de viscoélasticité dans un fantôme d'élasticité. La Figure 3 montre des exemples de graphiques de paramètres de viscoélasticité dans un fantôme de viscoélasticité, et la Figure 4 montre des exemples de graphiques de paramètres de viscoélasticité dans un foie d'un patient ;

la Figure 5 est un exemple de quantification dans une imagerie par ultrasons de viscoélasticité avec des quantités déterminées comme une fonction de la fréquence ; et

la Figure 6 est un schéma fonctionnel d'un mode de réalisation d'un système pour une quantification dans une imagerie de viscoélasticité.

## DESCRIPTION DETAILLEE DES DESSINS ET DE MODES DE REALISATION AUJOURD'HUI PREFERES

Dans une imagerie quantitative de la viscoélasticité, l'équation d'onde de cisaillement est résolue dans le domaine fréquentiel. L'équation d'onde de

5 viscoélasticité est donnée par :

$$\frac{\delta^2 s(t, x, y, z)}{\delta t^2} - \frac{1}{\rho} \left( \mu_1 + \mu_2 \frac{\delta}{\delta t} \right) \nabla^2 s(t, x, y, z) = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\delta^2 s(t, x, y, z)}{\delta t^2} - \frac{\mu_1}{\rho} \nabla^2 s(t, x, y, z) = 0 \quad (2)$$

$$v_s = \sqrt{\frac{\mu_1}{\rho}} = \sqrt{\frac{E}{3\rho}} \quad (3)$$

où  $s(t, x, y, z)$  est le déplacement de particules (m),  $\mu_1$  est le module de cisaillement  
 10 (kPa),  $\mu_2$  est la viscosité de cisaillement (Pa-s),  $E$  est le module de Young (kPa),  $v_s$  est la vitesse d'onde de cisaillement, et  $\rho$  est la densité ( $\text{kg/m}^3$ ). Le module de cisaillement a une relation connue avec le module de stockage, et la viscosité de cisaillement a une relation connue avec le module de perte. L'Équation 1 suppose que les composantes de contrainte sont des fonctions  
 15 linéaires des composantes de déformation et leurs premières dérivées dans le temps. Le deuxième terme de l'Équation 1 est un terme de viscosité, fréquemment ignoré lors d'une mesure de la rigidité avec des ultrasons.

L'Équation 1 peut être utilisée pour estimer l'un quelconque des paramètres de viscoélasticité. En utilisant le spectre des déplacements, le  
 20 terme de viscosité n'est pas ignoré pour obtenir une solution stable. Le module de stockage de cisaillement, le module de perte de cisaillement, l'atténuation de cisaillement, et/ou la vitesse de phase sont estimés sur une largeur de bande de l'onde de cisaillement se propageant. Des estimations des paramètres de viscoélasticité peuvent améliorer la capacité de diagnostic des ultrasons.

25 La Figure 1 montre un procédé pour une quantification dans une imagerie par ultrasons de viscoélasticité. Le procédé utilise le spectre des déplacements dans le temps. En prenant le logarithme des spectres de différents emplacements, les paramètres de viscoélasticité peuvent être résolus comme une fonction de la fréquence sans utiliser une deuxième dérivée, qui  
 30 peut résulter en des mesures bruyantes.

Le procédé est mis en œuvre par le système de la Figure 6 ou un système différent. Un système à ultrasons, tel qu'un système avec un transducteur et un formeur de faisceaux, exécute les actions de transmission et de détection 30 et 32. Un processeur du système à ultrasons ou un ordinateur  
 5 différent exécute l'estimation à l'action 34 et la délivrance en sortie de l'action 42 jusqu'à un afficheur, un haut-parleur ou autre dispositif. Différents composants peuvent exécuter l'une quelconque ou plus des actions.

Des actions additionnelles, différentes ou en nombre moindre peuvent être prévues. Par exemple, les actions 36, 38 et 40 représentent un exemple  
 10 pour une estimation, mais d'autres actions peuvent être utilisées. Dans un autre exemple, l'action 30 n'est pas exécutée et la source de contrainte est fournie par le corps, manuellement, en utilisant un percuteur, ou par un autre mécanisme. L'action 42 est facultative. Les actions sont exécutées dans l'ordre décrit ou montré, mais peuvent être exécutées dans d'autres ordres.

À l'action 30 de la Figure 1, une excitation acoustique est transmise dans un patient. L'excitation acoustique agit comme une excitation par impulsions. Par exemple, une forme d'onde de transmission à 400 cycles avec des niveaux de puissance ou de pic d'amplitude similaires ou supérieurs aux transmissions en mode B pour une imagerie de tissu est transmise. Dans un mode de  
 20 réalisation, la transmission est une séquence de force de rayonnement appliquée au champ de vision. Une quelconque séquence d'imagerie par force de rayonnement acoustique (ARFI ; acoustic radiation force imaging) peut être utilisée.

La transmission est configurée par une puissance, une amplitude, une  
 25 synchronisation ou autre caractéristique pour causer une contrainte sur un tissu suffisante pour déplacer le tissu en un ou plusieurs emplacement(s). Par exemple, un foyer de transmission est positionné à proximité d'un fond, centre du champ de vision pour causer un déplacement dans tout le champ de vision. La transmission peut être répétée pour différentes sous-régions.

L'excitation est transmise depuis un transducteur d'ultrasons. L'excitation  
 30 est une énergie acoustique. L'énergie acoustique est focalisée, résultant en un profil tridimensionnel de faisceau. L'excitation est focalisée en utilisant une

focalisation à commande de phase et/ou mécanique. L'excitation peut être dé-focalisée dans une dimension, telle que la dimension en élévation. L'excitation est transmise dans un tissu d'un patient.

À l'action 32, un profil de réponse de déplacement dans le patient est  
 5 déterminé. Par exemple, les profils de déplacement comme une fonction du temps sont déterminés pour chacun des divers emplacements espacés de l'origine d'onde de cisaillement,  $x_0$  (à savoir l'origine d'onde de cisaillement au niveau du foyer). L'excitation cause un déplacement du tissu. Une onde de cisaillement est générée et se propage depuis la région focale. Alors que l'onde  
 10 de cisaillement se déplace à travers le tissu, le tissu est déplacé. Des ondes longitudinales ou autres causes de déplacement peuvent être utilisées. Le tissu est forcé à se déplacer dans le patient.

Le déplacement causé par la force ou contrainte est mesuré. Le déplacement est mesuré dans le temps en différents emplacements. La mesure  
 15 de déplacement peut commencer avant que la contrainte ou impulsion ne soit terminée, tel qu'en utilisant une fréquence ou un codage différent(e). A titre d'alternative, la mesure de déplacement commence après que l'impulsion est terminée. Puisque l'onde de cisaillement causant le déplacement dans le tissu espacé du point ou de la région de contrainte prend du temps pour se déplacer,  
 20 le déplacement d'un état de repos ou partiellement contraint à un déplacement maximum et ensuite jusqu'à un état de repos peut être mesuré. À la cessation de l'impulsion, l'onde de cisaillement générée se déplace depuis la région de foyer. Alors que l'onde de cisaillement passe par chaque emplacement, le déplacement augmente, atteint un pic et ensuite retombe. À titre d'alternative, le  
 25 déplacement n'est mesuré que lorsque le tissu revient au repos.

La mesure est celle de la quantité ou de la grandeur du déplacement. Le tissu est déplacé dans un sens quelconque. La mesure peut être le long du sens du mouvement le plus important. La grandeur du vecteur de mouvement est déterminée. À titre d'alternative, la mesure est le long d'un sens donné, tel  
 30 que perpendiculaire à la ligne de balayage que le tissu soit ou non plus ou moins déplacé dans d'autres sens.



Le déplacement est détecté avec un balayage aux ultrasons. Une région, telle qu'une région d'intérêt, la totalité d'un champ de vision, ou une sous-région d'intérêt, est balayée avec des ultrasons. Sur une durée donnée, des ultrasons sont transmis au tissu ou à la région d'intérêt. Une quelconque imagerie de déplacement connue aujourd'hui ou développée ultérieurement peut être  
 5 utilisée. Par exemple, des impulsions avec des durées de 1 à 5 cycle(s) sont utilisées avec une intensité de moins de 720 mW/cm<sup>2</sup>. Des impulsions avec d'autres intensités peuvent être utilisées.

Des échos ou réflexions de la transmission sont reçu(e)s. les échos sont  
 10 formés en faisceaux, et les données formées en faisceaux représentent un ou plusieurs emplacement(s). Une réception multifaisceaux (par exemple une réception sur 4, 8, 16, 32, ou autre nombre de lignes en réponse à chaque transmission de mesure) peut être utilisée. Pour détecter le déplacement, une énergie ultrasonore est transmise au tissu subissant le déplacement et des  
 15 réflexions de l'énergie sont reçues. Une quelconque séquence de transmissions et de réceptions peut être utilisée.

En exécutant la transmission et la réception un nombre multiple de fois, des données représentant une région en une, deux ou trois dimensions à des moments différents sont reçues. La transmission et la réception sont exécutées  
 20 un nombre multiple de fois pour déterminer un changement dû au déplacement. En balayant de façon répétitive avec des ultrasons, la position du tissu à différents moments est déterminée.

Les échos sont détectés en utilisant une détection en mode B ou Doppler. Le déplacement est détecté à partir des différences pour chaque  
 25 emplacement spatial. Par exemple, la vitesse, la variance, un décalage de motif d'intensité (par exemple un suivi de chatoiements), ou autre information est détecté(e) à partir des données reçues comme le déplacement.

Dans un mode de réalisation utilisant des données en mode B, les données de différents balayages sont corrélées. Par exemple, un ensemble  
 30 courant de données est corrélé avec un ensemble de données de référence. Différentes translations et/ou rotations relatives entre les deux ensembles de données sont exécutées. L'emplacement d'un sous-ensemble de données

centré en un emplacement donné dans l'ensemble de référence est identifié dans l'ensemble courant.

La référence est un premier ensemble de données ou des données d'un autre balayage. La même référence est utilisée pour la totalité de la détection  
5 de déplacements ou les changements de données de référence dans une fenêtre continue ou mobile.

La corrélation est en une, deux ou trois dimensions. Par exemple, une corrélation le long d'une ligne de balayage à l'écart du et vers le transducteur est utilisée. Pour un balayage en deux dimensions, la translation est le long de  
10 deux axes avec ou sans rotation. Pour un balayage en trois dimensions, la translation est le long de trois axes avec ou sans rotation autour de trois axes ou moins. Le niveau de similarité ou de corrélation des données à chacune des différentes positions décalées est calculé. La translation et/ou la rotation avec la plus grande corrélation représente le vecteur de mouvement ou le décalage  
15 pour le moment associé avec les données courantes comparées à la référence.

Une quelconque corrélation connue aujourd'hui ou développée ultérieurement peut être utilisée, telle qu'une corrélation croisée, une mise en correspondance de motifs, ou une somme minimum de différences absolues. Une structure de tissu et/ou un chatolement sont corrélés. En utilisant une  
20 détection Doppler, un filtre de fouillis laisse passer des informations associées avec un tissu en mouvement. La vitesse du tissu est dérivée d'échos multiples. La vitesse est utilisée pour déterminer le déplacement vers le ou à l'écart du transducteur. À titre d'alternative, la différence relative entre vitesses en différents emplacements peut indiquer une contrainte ou un déplacement.

25 La grandeur en distance du vecteur de mouvement dans le temps par rapport à des données de référence donne le déplacement comme une fonction du temps. la période d'analyse est supérieure à environ 10 millisecondes, mais peut être plus longue ou plus courte.

À l'action 34, un ou plusieurs paramètre(s) de viscoélasticité sont  
30 estimés. Par exemple, le module de perte, le module de stockage ou les deux sont estimés. Le module de perte et le module de stockage correspondent à la viscosité et au module de cisaillement, respectivement. Dans d'autres modes

de réalisation, les relations connues entre le module de stockage et le module de cisaillement et/ou entre le module de perte et la viscosité sont utilisées pour dériver l'un à partir des autres. Dans encore d'autres modes de réalisation, le module de cisaillement et/ou la viscosité sont estimés au lieu du module de stockage et du module de perte.

Une valeur pour le paramètre de viscoélasticité est estimée pour un emplacement. Par exemple, un utilisateur sélectionne un emplacement sur une image par ultrasons. En réponse, la valeur pour le paramètre de viscoélasticité est délivrée en sortie. Des valeurs pour différents emplacements peuvent être estimées, telles que l'estimation pour des emplacements dans une région d'intérêt et l'affichage d'une image où des valeurs de pixels sont modulées comme une fonction des valeurs.

Le paramètre de viscoélasticité est estimé comme une fonction de la fréquence à partir des déplacements de tissu comme une fonction du temps. Plutôt que d'utiliser des dérivées spatiales, l'estimation est à partir des logarithmes de spectres des déplacements de tissu comme une fonction du temps pour chacun des emplacements. La valeur pour le paramètre de viscoélasticité est déterminée à partir des logarithmes de spectres sur les différents emplacements. L'estimation utilise à la fois la phase et l'amplitude des déplacements de tissu pour les emplacements. En analysant les informations d'amplitude et de phase du spectre de déplacement, le nombre d'ondes complexe est estimé. Les divers paramètres de viscoélasticité dépendant de la fréquence peuvent être obtenus à partir du nombre d'ondes complexe. L'estimation fait usage de tout le spectre disponible des données de déplacement plutôt que d'uniquement l'amplitude.

Les actions 36, 38 et 40 représentent un exemple de mode de réalisation pour exécuter l'estimation de l'action 34. Dans d'autres modes de réalisation, des actions additionnelles, différentes ou en nombre moindre sont prévues. Par exemple, l'action 36 est exécutée, mais les actions 38 et/ou 40 ne sont pas exécutées.

À l'action 36, un processeur applique une transformée de Fourier dans le temps. Une quelconque transformée vers le domaine fréquentiel peut être

utilisée, telle qu'une transformée de Fourier rapide (FFT ; fast Fourier transform). Les déplacements comme une fonction du temps pour un emplacement donné sont transformés. Le profil de déplacement est transformé en un profil comme une fonction de la fréquence. Le processeur calcule un spectre des déplacements dans le temps.

Des spectres séparés sont calculés pour des emplacements spatiaux séparés. Pour chaque emplacement spatial, les déplacements comme une fonction du temps sont transformés par une transformée de Fourier. La transformée de Fourier est appliquée à chaque emplacement indépendamment des déplacements des autres emplacements. La transformée donne un ensemble de spectres pour un ensemble respectif d'emplacements. Un nombre quelconque d'emplacements peut être utilisé, tel que deux ou plus. Dans d'autres modes de réalisation, un spectre donné est calculé à partir des déplacements en plus d'un emplacement.

Le nombre d'ondes complexe et les paramètres de viscoélasticité résultants peuvent être calculés à partir des déplacements dans le domaine fréquentiel. Pour estimer les paramètres de viscoélasticité dépendant de la fréquence, l'équation d'onde de viscoélasticité dans le domaine fréquentiel est donnée par :

$$\frac{\delta^2 S(\omega, x)}{\delta x^2} + h^2 S(\omega, x) = 0 \quad (4)$$

où  $S(\omega, x)$  est le spectre du déplacement  $s(t, x)$  à la position latérale  $x$ ,  $\omega$  est la fréquence angulaire, et  $h$  est le nombre d'ondes complexe. Le nombre d'ondes complexe est donné par :

$$h = \left( \frac{\rho \omega^2}{\mu_1(\omega) + i\mu_2(\omega)} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (5)$$

où  $\rho$  est la densité du tissu,  $i$  est la composante imaginaire, et  $\mu_1(\omega)$  et  $\mu_2(\omega)$  sont le module de stockage et le module de perte, respectivement. La densité peut être supposée ou traitée comme une constante. Une quelconque densité peut être utilisée, telle que  $1\,000\text{ kg/m}^3$ . L'Équation (4) est une généralisation de l'Équation (1) dans le domaine fréquentiel (à savoir les composantes de déformation sont des fonctions linéaires des composantes de contrainte et leurs dérivées temporelles de premier ordre ou supérieur). Cette généralisation

résulte en des modules de stockage et de perte qui sont dépendants de la fréquence.

L'Équation 5 est une équation différentielle de deuxième ordre et sa solution est donnée par :

$$5 \quad S(\omega, x) = S_0(\omega, x_0)e^{ih(\omega)x} = S_0(\omega, x_0)e^{-ik(\omega)x}e^{-\alpha(\omega)x} \quad (6)$$

où  $S_0(\omega, x_0)$  est le spectre du déplacement à la position latérale  $x_0$  (à savoir l'origine de l'onde de cisaillement),  $k(\omega)$  est le nombre d'ondes, et  $\alpha(\omega)$  est le coefficient d'atténuation. Les paramètres  $k(\omega)$  et  $\alpha(\omega)$  sont donnés par :

$$k(\omega) = -\Re(h(\omega)) \quad (7)$$

$$10 \quad \alpha(\omega) = \Im(h(\omega)) \quad (8)$$

où  $\Re$  est la partie réelle et  $\Im$  est la partie imaginaire du nombre d'ondes complexe.

À l'action 38, le processeur calcule un logarithme de résultats de la transformation. Le logarithme est déterminé pour chaque spectre. Pour chaque emplacement, le logarithme de la réponse en fréquence des déplacements comme une fonction du temps est calculé.

Un quelconque logarithme peut être utilisé. Dans un mode de réalisation, le logarithme naturel est utilisé. Pour déterminer le nombre d'ondes complexe, le logarithme naturel de l'Équation 6 est représenté comme :

$$20 \quad \ln(S(\omega, x)) = \ln S_0(\omega, x_0) + ihx \quad (9)$$

L'Équation 9 définit une ligne pour chaque fréquence comme une fonction de l'emplacement,  $x$ .

À l'action 40, le processeur résout pour le nombre d'ondes complexe. Le logarithme des spectres comme une fonction de l'emplacement définit une pente. La résolution de l'Équation 9 pour le nombre d'ondes complexe,  $h$ , donne :

$$h = -i \frac{\delta \ln(S(\omega, x))}{\delta x} \quad (10)$$

Une quelconque solution trouvant la pente pour une fréquence donnée peut être utilisée. La pente entre les premier et deuxième emplacements du logarithme de spectres indique le nombre d'ondes complexe. La pente est celle d'une composante imaginaire.

Dans un mode de réalisation, le processeur applique un ajustement linéaire des moindres carrés aux logarithmes. L'ajustement linéaire des moindres carrés du logarithme des spectres comme une fonction de l'emplacement indique la pente du nombre d'ondes complexe. Dans d'autres modes de réalisation, une dérivée spatiale est utilisée pour calculer le nombre d'ondes complexe. D'autres déterminations de pente peuvent être utilisées.

Pour revenir à l'action 34, la valeur pour un ou plusieurs paramètre(s) de viscoélasticité dépendant de la fréquence est estimée à partir du nombre d'ondes complexe. Puisque les paramètres dépendent de la fréquence, des valeurs pour les paramètres à différentes fréquences sont déterminées, ou bien une valeur pour une fréquence désirée ou représentative est déterminée.

Un quelconque paramètre de viscoélasticité peut être estimé à partir du nombre d'ondes complexe, tel qu'un module de stockage, un module de perte, un module de cisaillement, une viscosité, une vitesse de phase (à savoir une vitesse à une fréquence), une atténuation, ou des combinaisons de ceux-ci. En utilisant l'Équation 5, le processeur estime le module de stockage et le module de perte dépendant de la fréquence comme :

$$\mu_1(\omega) = \rho\omega^2 \Re\left(\frac{1}{h^2}\right) \quad (11)$$

$$\mu_2(\omega) = \rho\omega^2 \Im\left(\frac{1}{h^2}\right) \quad (12)$$

En utilisant les Équations 7 et 8, le processeur estime la vitesse de phase et l'atténuation d'onde de cisaillement dépendant de la fréquence comme :

$$c(\omega) = \frac{\omega}{k(\omega)} = \frac{-\omega}{\Re(\omega)} \quad (13)$$

$$\alpha(\omega) = \Im(h) \quad (14)$$

D'autres calculs pour dériver des valeurs comme une fonction de la fréquence pour l'un quelconque des paramètres peuvent être utilisés. Les Équations 11 à 14 montrent que les paramètres de viscoélasticité dépendant de la fréquence s'ensuivent simplement du nombre d'ondes complexe,  $h$ , calculé à l'Équation 10.

Les Figures 2 à 4 montrent des exemples d'estimation de paramètres de viscoélasticité. La Figure 2 montre les paramètres calculés à partir d'un fantôme d'élasticité. La Figure 3 montre les paramètres calculés à partir d'un fantôme de

viscoélasticité. La Figure 4 montre les paramètres calculés à partir d'un foie d'un patient.

Les Figures 2 à 4 montrent chacune un exemple du module de cisaillement (par exemple un module de stockage) (Équation 11), d'une viscosité de cisaillement (par exemple un module de perte) (Équation 12), d'une vitesse de phase (Équation 13), et d'une atténuation d'onde de cisaillement (Équation 14). Les graphiques de vitesse de phase montrent un traitement de vitesse de phase comme viscoélastique. Les valeurs des paramètres sont montrées comme une fonction de la fréquence, qui elle-même peut aider à un diagnostic.

Des valeurs de groupes peuvent être déterminées. Une valeur de groupe est pour le paramètre sur une plage de fréquences. Par exemple, une moyenne sur une plage de fréquences est calculée. Comme un autre exemple, une dérivée sur une plage de fréquences est calculée. D'autres fonctions, telles qu'une intégrale, une différence, une variance, ou autre statistique peuvent être calculées à partir des valeurs pour différentes fréquences. Le paramètre de viscoélasticité à des fréquences spécifiques et/ou sur une plage de fréquences peut être déterminé.

Le paramètre de viscoélasticité est déterminé avec à la fois l'amplitude et la phase des déplacements dans le temps. La supposition que le module de cisaillement et la viscosité de cisaillement sont indépendants de la fréquence n'est pas utilisée. Un ajustement à un modèle n'est pas utilisé. Le paramètre de viscoélasticité est résolu comme une fonction de la fréquence. Une seule excitation par impulsions est ce qui est nécessaire, de sorte que les valeurs sont estimées sans informations en réponse à des excitations par impulsions additionnelles. Une seule impulsion de poussée ARFI est suffisante pour estimer les paramètres de viscoélasticité comme une fonction de la fréquence. Dans d'autres modes de réalisation, des informations en réponse à plus d'une excitation par impulsions sont utilisées pour estimer une valeur d'un ou plusieurs paramètre(s) de viscoélasticité.

Le calcul de la valeur est exécuté sans dérivée spatiale (par exemple sans dérivée spatiale de second ordre) de la mesure des déplacements à la

délivrance en sortie de la valeur. Tous les paramètres de viscoélasticité peuvent être calculés sans dérivée spatiale de second ordre, résultant en une solution plus stable dans un environnement à bas rapport signal-bruit d'imagerie par ondes de cisaillement. Dans d'autres modes de réalisation, une

5 dérivée spatiale est utilisée.

À l'action 42, la valeur ou les valeurs est/sont délivrée(s) en sortie jusqu'à l'afficheur. La valeur pour le module de perte, le module de stockage, le module de cisaillement, la viscosité, la vitesse de phase, l'atténuation ou des combinaisons de ceux-ci est délivrée en sortie. La valeur ou les valeurs est/sont

10 pour une fréquence donnée. Des valeurs multiples peuvent être délivrées en sortie pour un paramètre donné à différentes fréquences. Une valeur de groupe, telle qu'une combinaison des valeurs pour un paramètre à différentes fréquences, peut être délivrée en sortie.

La sortie peut être du texte, tel que du texte sur ou adjacent à une image

15 par ultrasons. Le texte peut être alphanumérique. La Figure 5 montre un exemple d'image par ultrasons. En réponse au placement par un utilisateur d'une grille en un emplacement, un graphique de la vitesse de phase, du module de perte, du module de stockage et de l'atténuation comme une fonction de la fréquence est créé pour cet emplacement de grille. Le graphique

20 est un diagramme ou une feuille de tableur des valeurs de paramètres de viscoélasticité à différentes fréquences. Des informations additionnelles, différentes ou en nombre moindre peuvent être données.

Dans un mode de réalisation, un graphique ou des graphiques est/sont délivrés en sortie. Par exemple, un ou plusieurs des graphiques montrés à la

25 Figure 4 est/sont délivré(s) en sortie. Les graphiques peuvent couvrir une plage quelconque de fréquences, telles que des fréquences dans la largeur de bande du transducteur.

Dans d'autres modes de réalisation, une image est générée à partir de la valeur ou des valeurs. Par exemple, une valeur est calculée pour chacun d'une

30 pluralité d'emplacements. La solution pour la valeur d'un emplacement donné est basée sur des spectres dans un noyau centré à l'emplacement. Le noyau définit une fenêtre spatiale (par exemple unidimensionnelle) autour de



l'emplacement d'intérêt. En ajustant le noyau à d'autres emplacements, des valeurs pour le paramètre sont calculées pour différents emplacements. Un paramètre quelconque ou une combinaison quelconque de paramètres peut être utilisé(e). une quelconque fréquence ou valeur de groupe peut être utilisée.

- 5 La distribution spatiale de la valeur est mappée sur des valeurs de pixels. Les pixels sont modulés, au moins en partie, par les valeurs de paramètres de viscoélasticité.

D'autres sorties peuvent être utilisées. En délivrant en sortie la valeur pour le tissu d'un patient, des informations utiles en termes de diagnostic  
10 peuvent être délivrées en sortie. En mesurant des déplacements avec des ultrasons, des informations de viscoélasticité relatives au tissu d'intérêt d'un patient peuvent être mesurées et délivrées en sortie. L'imagerie de la viscoélasticité donne plus d'informations sur les propriétés mécaniques de tissus qu'une imagerie par onde de cisaillement supposant une opération sur un  
15 tissu élastique.

La valeur pour le paramètre de viscoélasticité est délivrée en sortie seule ou avec d'autres informations. Par exemple, une image en mode B est également délivrée en sortie. Une vitesse de cisaillement et/ou autre imagerie électrographique de rigidité de tissu peut/peuvent être délivrée(s) en sortie avec  
20 les valeurs de paramètres de viscoélasticité.

La Figure 6 montre un mode de réalisation d'un système 10 pour une quantification dans une imagerie par ultrasons de viscoélasticité. Le système 10 met en œuvre le procédé de la Figure 1 ou d'autres procédés. Le système 10 inclut un formeur de faisceaux de transmission 12, un transducteur 14, un  
25 formeur de faisceaux de réception 16, un processeur d'images 18, un afficheur 20, et une mémoire 22. Des composants additionnels, différents ou en nombre moindre peuvent être prévus. Par exemple, une entrée d'utilisateur est prévue pour une interaction de l'utilisateur avec le système. Comme un autre exemple, un processeur séparé, tel qu'un processeur général ou de commande, est  
30 prévu pour dériver des déplacements et calculer des paramètres de viscoélasticité.

Le système 10 est un système d'imagerie par ultrasons de diagnostic médical. Dans d'autres modes de réalisation, le processeur d'images 18, l'afficheur 20, et/ou la mémoire 22 font partie d'un ordinateur personnel, d'une station de travail, d'une station de PACS, ou autre agencement en un même emplacement ou distribué sur un réseau pour une imagerie en temps réel ou post-acquisition avec un scanner à ultrasons.

Le formeur de faisceaux de transmission 12 est un émetteur d'ultrasons, une mémoire, un pulseur, un circuit analogique, un circuit numérique, ou des combinaisons de ceux-ci. Le formeur de faisceaux de transmission 12 est configuré pour générer des formes d'ondes pour une pluralité de canaux avec des amplitudes, des retards, et/ou un phasage différents ou relatifs. À la transmission d'ondes acoustiques depuis le transducteur 14 en réponse aux formes d'ondes générées, un ou plusieurs faisceau(x) est/sont généré(s). Une séquence de faisceaux de transmission sont générés pour balayer une région en deux ou trois dimensions. Des formats de balayage par secteurs, Vector®, linéaires ou autres peuvent être utilisés. La même région est balayée un nombre multiple de fois. Pour une imagerie en flux ou Doppler et pour une imagerie par cisaillement, une séquence de balayages est utilisée. Dans une imagerie Doppler, la séquence peut inclure des faisceaux multiples sur une même ligne de balayage avant le balayage d'une ligne de balayage adjacente. Pour une imagerie par cisaillement, un entrelacement de balayages ou de trames peut être utilisé (à savoir balayer la totalité de la région avant de balayer à nouveau). Dans d'autres modes de réalisation, le formeur de faisceaux de transmission 12 génère une onde plane ou une onde divergente pour un balayage plus rapide.

Le même formeur de faisceaux de transmission 12 génère des excitations par impulsions ou des formes d'ondes électriques pour générer une énergie acoustique pour causer un déplacement. Dans d'autres modes de réalisation, un formeur de faisceaux de transmission différent est prévu pour générer l'excitation par impulsions. Le formeur de faisceaux de transmission 12 fait que le transducteur 14 génère des formes d'ondes ultrasonores focalisées haute intensité.

Le transducteur 14 est un réseau pour générer une énergie acoustique à partir de formes d'ondes électriques. Pour un réseau, des retards relatifs focalisent l'énergie acoustique. Un événement de transmission donné correspond à une transmission d'énergie acoustique par différents éléments sensiblement en même temps compte tenu des retards. L'événement de transmission crée une impulsion d'énergie ultrasonore pour déplacer le tissu. L'impulsion est une excitation par impulsions. L'excitation par impulsions inclut des formes d'ondes avec de nombreux cycles (par exemple 500 cycles), mais cela sur une durée relativement courte pour causer un déplacement de tissu sur une durée plus longue.

Le transducteur 14 est un réseau à 1, 1,25, 1,5, 1,75 ou 2 dimensions d'éléments de membranes piézoélectriques ou capacitifs. Le transducteur 14 inclut une pluralité d'éléments pour une transduction entre énergies acoustique et électrique. Des signaux de réception sont générés en réponse à une énergie ultrasonore (échos) venant frapper les éléments du transducteur 14. Les éléments se connectent avec les canaux des formeurs de faisceaux de transmission et de réception 12, 16. À titre d'alternative, un seul élément à focalisation mécanique est utilisé.

Le formeur de faisceaux de réception 16 inclut une pluralité de canaux avec des amplificateurs, des retards, et/ou des rotateurs de phase, et un ou plusieurs sommateurs. Chaque canal se connecte avec un ou plusieurs élément(s) de transducteur. Le formeur de faisceaux de réception 16 est configuré par matériel ou logiciel pour appliquer des retards relatifs, des phases, et/ou une apodisation pour former un ou plusieurs faisceau(x) de réception en réponse à chaque transmission d'imagerie. Une opération de réception peut ne pas avoir lieu pour des échos provenant de l'excitation par impulsions utilisée pour déplacer un tissu. Le formeur de faisceaux de réception 16 délivre en sortie des données représentant des emplacements spatiaux en utilisant les signaux de réception. Des retards relatifs et/ou un phasage et une sommation de signaux provenant de différents éléments donnent une formation de faisceaux. Dans d'autres modes de réalisation, le formeur de faisceaux de

réception 16 est un processeur pour générer des échantillons en utilisant une transformée de Fourier ou autre.

Le formeur de faisceaux de réception 16 peut inclure un filtre, tel qu'un filtre pour isoler des informations à une deuxième harmonique ou autre bande de fréquences par rapport à la bande de fréquences de transmission. De telles informations peuvent plus probablement inclure un tissu désiré, un agent de contraste, et ou des informations de flux. Dans un autre mode de réalisation, le formeur de faisceaux de réception 16 inclut une mémoire ou un tampon et un filtre ou un additionneur. Deux faisceaux de réception ou plus sont combinés pour isoler des informations à une bande de fréquences désirée, telles qu'une deuxième harmonique, une fondamentale cubique ou autre bande.

En coordination avec le formeur de faisceaux de transmission 12, le formeur de faisceaux de réception 16 génère des données représentant la région à différents moments. Après l'excitation acoustique par impulsions, le formeur de faisceaux de réception 16 génère des faisceaux représentant différentes lignes ou différents emplacements dans le temps. En balayant la région d'intérêt avec des ultrasons, des données (par exemple des échantillons formés en faisceaux) sont générées.

Le formeur de faisceaux de réception 16 délivre en sortie des données sommées en faisceaux représentant des emplacements spatiaux. Des données pour un emplacement unique, des emplacements le long d'une ligne, des emplacements pour une zone, ou des emplacements pour un volume sont délivrées en sortie. Une focalisation dynamique peut être prévue. Les données peuvent avoir différents buts. Par exemple, des balayages différents sont exécutés pour des données en mode B ou de tissu et pour un déplacement. À titre d'alternative, les données en mode B sont également utilisées pour déterminer un déplacement. Comme un autre exemple, des données pour un calcul de paramètre de viscoélasticité et une imagerie par cisaillement sont exécutées avec une série de balayages partagés, et un balayage en mode B ou Doppler est exécuté séparément ou en utilisant certaines des mêmes données.

Le processeur d'images 18 est un détecteur en mode B, un détecteur Doppler, un détecteur Doppler à ondes pulsées, un processeur de corrélations,

un processeur de transformées de Fourier, un circuit intégré spécifique, un processeur général, un processeur de commande, un processeur d'images, une matrice prédéfinie programmable par l'utilisateur, un processeur de signaux numériques, un circuit analogique, un circuit numérique, des combinaisons de ceux-ci ou autre dispositif connu aujourd'hui ou développé ultérieurement pour détecter et traiter des informations pour affichage à partir d'échantillons ultrasonores formés en faisceaux. Dans un mode de réalisation, le processeur 18 inclut un ou plusieurs détecteur(s) et un processeur séparé. Le processeur séparé est un processeur de commande, un processeur général, un processeur de signaux numériques, un circuit intégré spécifique, une matrice prédéfinie programmable par l'utilisateur, un réseau, un serveur, un groupe de processeurs, un chemin de données, des combinaisons de ceux-ci ou autre dispositif connu aujourd'hui ou développé ultérieurement pour déterminer des déplacements et calculer des propriétés de viscoélasticité. Par exemple, le processeur est configuré par matériel et/ou logiciel pour exécuter une quelconque combinaison d'une ou plusieurs des actions 34 à 42 montrées sur la Figure 1.

Le processeur 18 est configuré pour estimer un déplacement de tissu induit par l'excitation acoustique par impulsions. En utilisant une corrélation, un suivi, une détection de mouvement, ou autre mesure de déplacement, la quantité de décalage de position du tissu est estimée. L'estimation est exécutée un nombre multiple de fois sur une période, telle que d'avant le déplacement du tissu du fait de l'impulsion jusqu'à après que le tissu est essentiellement ou complètement revenu à un état de repos (par exemple a récupéré de la contrainte causée par l'excitation par impulsions). Le processeur 18 estime un déplacement de tissu comme une fonction du temps pour chacun d'une pluralité d'emplacements.

Le processeur 18 est configuré pour calculer une propriété de viscoélasticité. L'amplitude et la phase des déplacements de tissu en différents emplacements dans la région sont utilisées. En calculant des logarithmes de spectres des déplacements de tissu dans le temps pour les emplacements, le processeur 18 détermine le nombre d'ondes complexe. La valeur ou les valeurs

pour un ou plusieurs paramètre(s) de viscoélasticité est/sont calculée(s) à partir du nombre d'ondes complexe. Le nombre d'ondes complexe représente l'onde de cisaillement comme une fonction de la fréquence, permettant une détermination des paramètres de viscoélasticité comme une fonction de la

5 fréquence.

Le processeur 18 fonctionne conformément à des instructions stockées dans la mémoire 22 ou une autre mémoire pour une quantification dans une imagerie par ultrasons de viscoélasticité. La mémoire 22 est un support de stockage non transitoire lisible par ordinateur. Les instructions pour mettre en

10 œuvre les processus, les procédés et/ou les techniques discutés ici sont prévues sur le support de stockage lisible par ordinateur ou les mémoires, telles qu'un cache, un tampon, une RAM, un support amovible, un disque dur ou autre support de stockage lisible par ordinateur. Un support de stockage lisible par ordinateur inclut divers types de support de stockage volatiles et non

15 volatiles. Les fonctions, actions ou tâches illustrées sur les figures ou décrites ici sont exécutées en réponse à un ou plusieurs ensemble(s) d'instructions stocké(s) dans ou sur un support de stockage lisible par ordinateur. Les fonctions, actions ou tâches sont indépendantes du type particulier d'ensemble d'instructions, de support de stockage, de processeur ou de stratégie de

20 traitement et peuvent être mises en œuvre par un logiciel, un matériel, des circuits intégrés, un micrologiciel, un microcode et similaire, fonctionnant seul ou en combinaison. De la même manière, des stratégies de traitement peuvent inclure un multitraitement, un traitement multitâches ou parallèle, et similaire. Dans un mode de réalisation, les instructions sont stockées sur un dispositif de

25 support amovible pour lecture par des systèmes locaux ou distants. Dans d'autres modes de réalisation, les instructions sont stockées en un emplacement distant pour transfert par l'intermédiaire d'un réseau informatique ou sur des lignes téléphoniques. Dans encore d'autres modes de réalisation, les instructions sont stockées dans un ordinateur, une UC, une unité de

30 traitement graphique ou un système donné(e).

L'afficheur 20 est un afficheur à tube cathodique, un afficheur LCD, un projecteur, un afficheur à plasma ou autre afficheur pour afficher des images

bidimensionnelles ou des représentations tridimensionnelles. L'afficheur 20 est configuré par le processeur 18 ou autre dispositif par entrée des signaux à afficher comme une image. L'afficheur 20 affiche une image représentant la propriété de viscoélasticité pour un ou plusieurs emplacement(s). l'image

5 représente la propriété de viscoélasticité d'une manière quelconque, telle qu'un texte, un graphique ou une modulation de pixels dans une région d'intérêt ou une image complète.

Si l'invention a été décrite ci-dessus en référence à divers modes de réalisation, il doit être entendu que de nombreux changements et de

10 nombreuses modifications peuvent être apportés sans se départir de la portée de l'invention. Il est donc prévu que la description détaillée qui précède soit considérée comme illustrative plutôt que comme limitative.

## REVENDEICATIONS

1. Procédé pour une quantification dans une imagerie par ultrasons de viscoélasticité, le procédé comprenant :
  - la mesure (30, 32), avec un système à ultrasons, d'un déplacement de tissu dans le temps en un premier emplacement dans un patient en réponse à une excitation par impulsions ;
  - la mesure (30, 32), avec le système à ultrasons, d'un déplacement de tissu dans le temps en un deuxième emplacement dans un patient en réponse à l'excitation par impulsions ;
  - la transformation de Fourier (36), par un processeur (18), dans le temps du déplacement dans le temps pour chacun des premier et deuxième emplacements ;
  - le calcul (38), par le processeur (18), d'un logarithme de résultats de la transformation (36) ;
  - la résolution (40), par le processeur (18), d'un nombre d'ondes complexe à partir du logarithme des résultats ;
  - la détermination (34) d'une valeur pour un paramètre de viscoélasticité dépendant de la fréquence avec le nombre d'ondes complexe ; et
  - la délivrance en sortie (42), jusqu'à un afficheur, de la valeur pour le tissu.
2. Procédé selon la revendication 1 comprenant en outre :
  - la transmission (30) d'une excitation acoustique dans un patient, l'excitation par impulsions comprenant l'excitation acoustique ;
  - dans lequel la mesure (30, 32) des déplacements comprend le balayage répétitif des premier et deuxième emplacements avec des ultrasons.
3. Procédé selon la revendication 1 dans lequel la mesure (30, 32) des déplacements aux premier et deuxième emplacements comprend la transmission (30) d'ultrasons jusqu'au tissu et la réception de réflexions



provenant de la transmission (30), la transmission (30) des ultrasons et la réception étant exécutées un nombre multiple de fois, et la détection (32) du déplacement à partir des réflexions à partir de la réception multiple.

- 5 4. Procédé selon la revendication 1 dans lequel la mesure (30, 32) comprend la mesure (30, 32) des déplacements aux premier et deuxième emplacements causés par une onde de cisaillement résultant de l'excitation par impulsions.
- 10 5. Procédé selon la revendication 1 dans lequel la mesure (30, 32) des déplacements dans le temps aux premier et deuxième emplacements comprend la mesure (30, 32) des déplacements après l'excitation par impulsions.
- 15 6. Procédé selon la revendication 1 dans lequel la détermination (34) de la valeur comprend la détermination (34) d'un module de stockage, d'un module de perte, d'un module de cisaillement, d'une viscosité, ou de combinaisons de ceux-ci.
- 20 7. Procédé selon la revendication 1 dans lequel la détermination (34) de la valeur pour le paramètre de viscoélasticité dépendant de la fréquence comprend la détermination (34) comme une fonction d'une plage de différentes fréquences.
- 25 8. Procédé selon la revendication 1 dans lequel la détermination (34) comprend la détermination (34) avec à la fois une amplitude et une phase des déplacements dans le temps.
- 30 9. Support de stockage non transitoire lisible par ordinateur ayant, stockées dans celui-ci, des données représentant des instructions qui, lorsqu'elles sont exécutées par un un ordinateur, conduisent celui-ci à mettre en œuvre le

procédé de quantification dans une imagerie par ultrasons de viscoélasticité selon l'une quelconque des revendications 1 à 8.

10. Système pour une quantification dans une imagerie par ultrasons de viscoélasticité, le système comprenant :

un transducteur (14) configuré pour transmettre une excitation acoustique par impulsions dans un patient et configuré pour balayer une région du patient avec des ultrasons ;

un formeur de faisceaux de réception (16) configuré pour générer des données représentant la région à différents moments après l'excitation acoustique par impulsions, les données étant générées à partir du balayage avec des ultrasons ;

un processeur (18) configuré pour :

- réaliser la transformation de Fourier (36) dans le temps du déplacement dans le temps pour chacun d'un premier et d'un deuxième emplacement, dans lequel pour chaque emplacement correspond une mesure d'un déplacement de tissu dans le temps dans un patient en réponse à l'excitation par impulsions ;
- calculer (38) un logarithme de résultats de la transformation (36) ;
- résoudre (40) un nombre d'ondes complexe à partir du logarithme des résultats ;
- déterminer (34) une valeur pour un paramètre de viscoélasticité dépendant de la fréquence avec le nombre d'ondes complexe ; et

un afficheur (20) configuré pour afficher la valeur pour le tissu.

FIG. 1

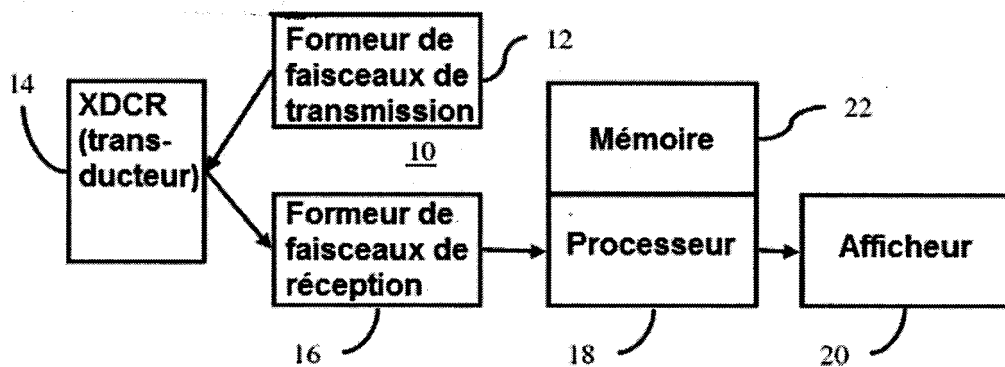
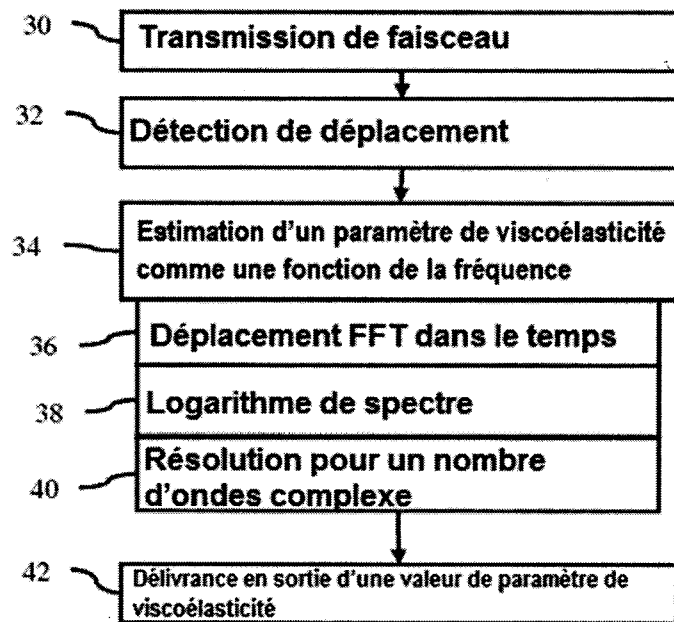


FIG. 6

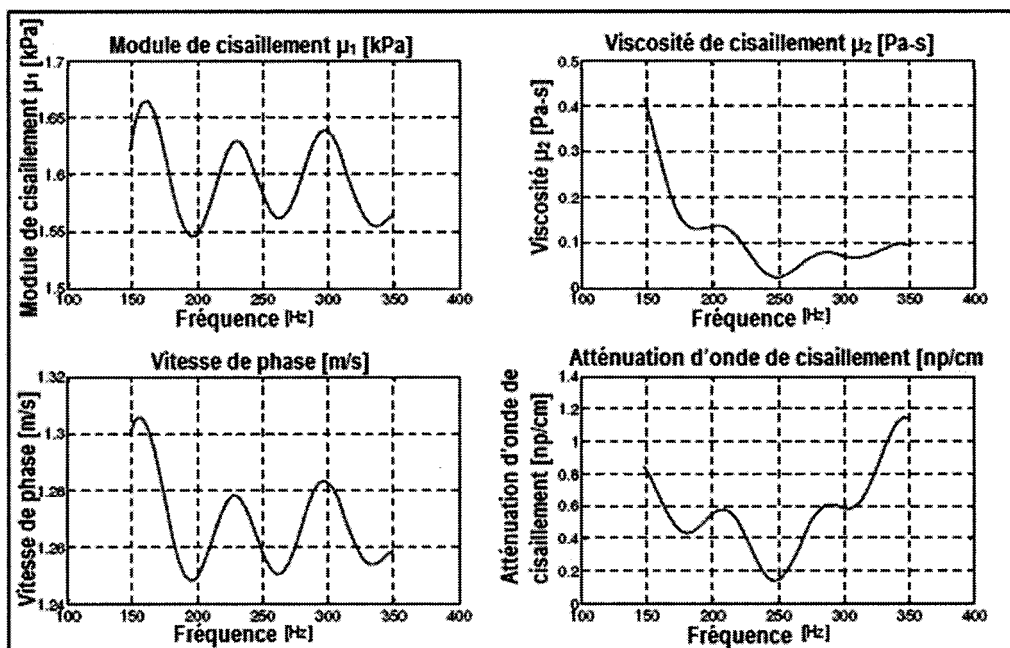


FIG. 2

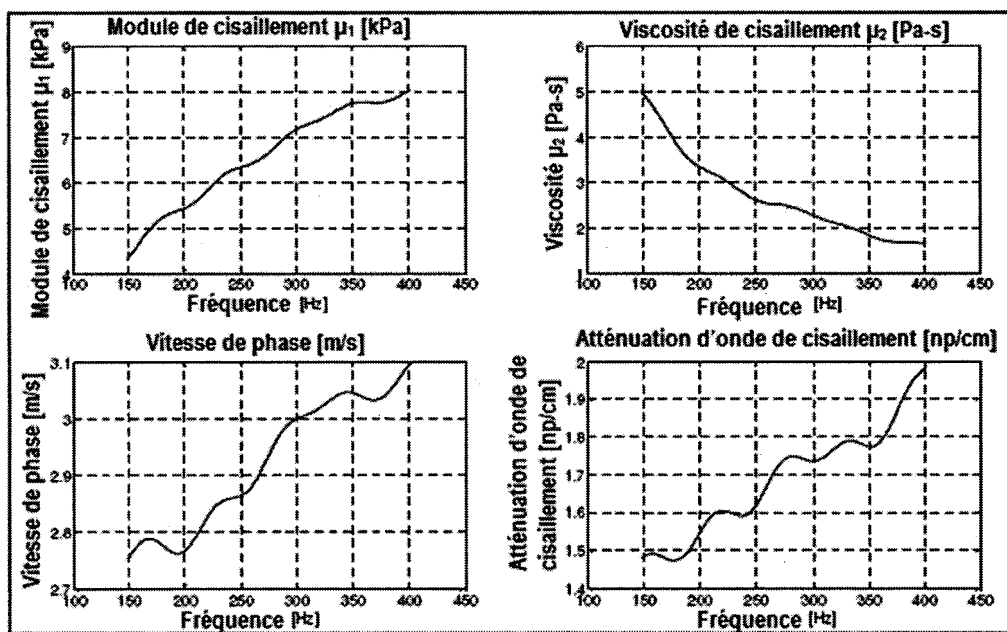


FIG. 3

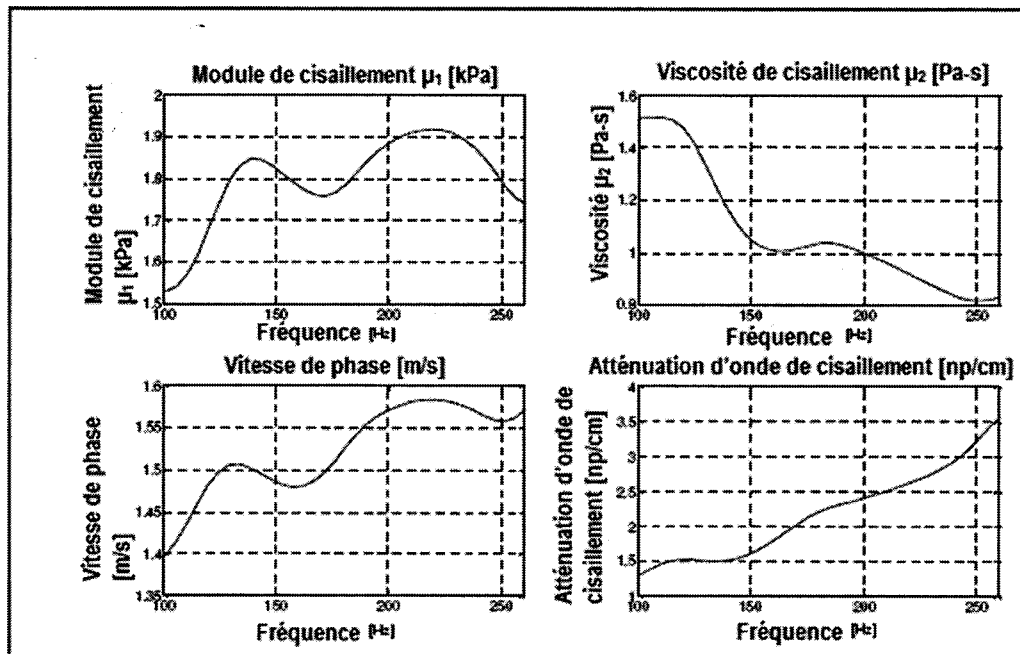


FIG. 4

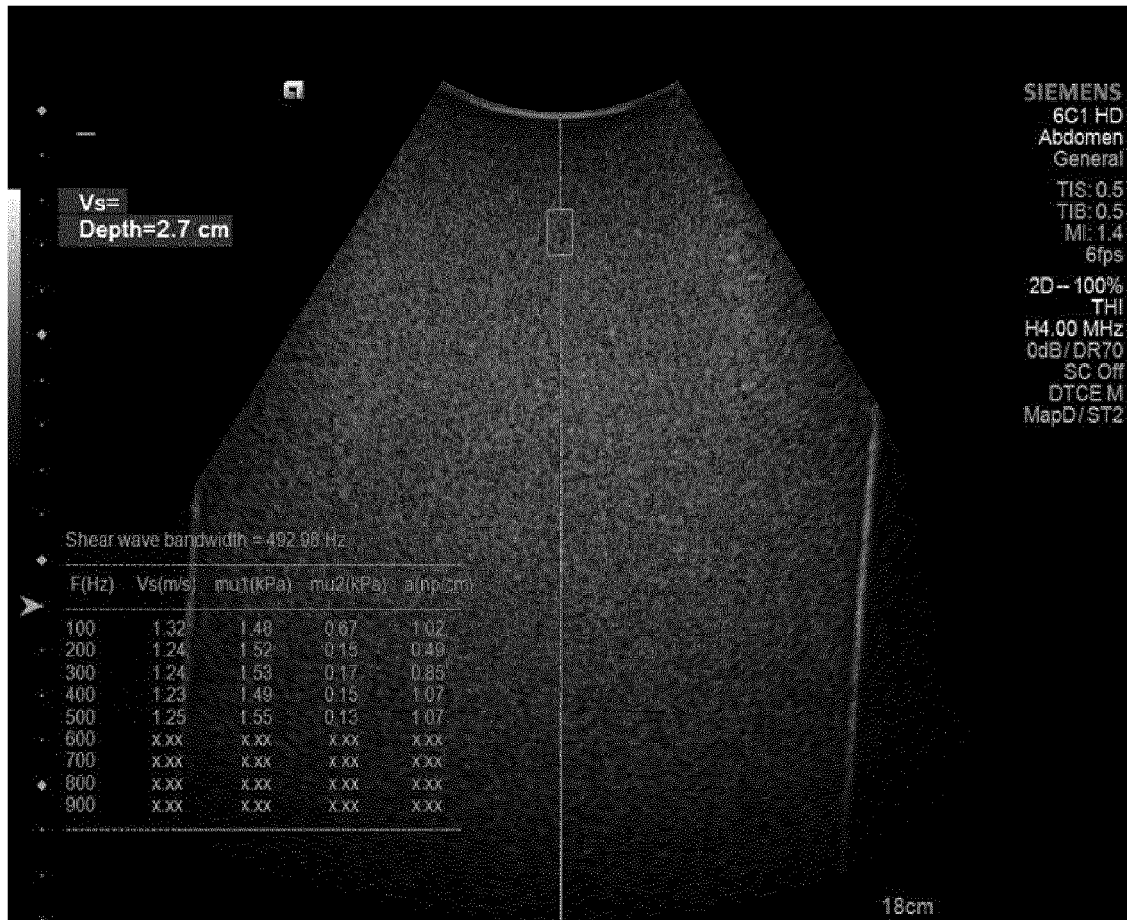


FIG. 5

# 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 (nouveau) 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

☐ Le demandeur a présenté des observations en réponse au rapport de recherche préliminaire.

☐ 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.

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

☒ 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**

US 2004034304 A1 (SUMI CHIKAYOSHI [JP]) 19 février 2004 (2004-02-19)

WO 2014128593 A1 (KONINKL PHILIPS NV [NL]; INST NAT SANTE RECH MED [FR]) 28 août 2014 (2014-08-28)

US 2013237821 A1 (AMADOR CARRASCAL CAROLINA [US] ET AL.) 12 septembre 2013 (2013-09-12)

US 2009216119 A1 (FAN LIEXIANG [US] ET AL.) 27 août 2009 (2009-08-27)

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

US 2014358447 A1 (DOYLE TIMOTHY EDWIN [US] ET AL.) 04 décembre 2014 (2014-12-04)

WO 2015009339 A1 (MAYO FOUNDATION [US]; ZHAO HENG [US]) 22 janvier 2015 (2015-01-22)

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

NEANT