

(12)

BREVET D'INVENTION

B1

(54) ESTIMATION DE LA FRACTION DE MATIERES GRASSES EN UTILISANT DES
ULTRASONS PARTIR D'UNE PROPAGATION D'ONDE DE CISAILLEMENT.

(22) Date de dépôt : 13.03.14.

(30) Priorité : 15.03.13 US 61/799616;
06.09.13 US 14/020643.

(60) 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 : 19.09.14 Bulletin 14/38.

(45) Date de la mise à disposition du public du
brevet d'invention : 20.08.21 Bulletin 21/33.

(72) Inventeur(s) : FAN LIEXIANG et BENSON JOHN.

(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) : OFFICE FREYLINGER S.A..



ARRIERE-PLAN

Les présents modes de réalisation se rapportent à une imagerie par
 5 ultrasons. En particulier, la fraction de matières grasses dans un tissu est
 estimée en utilisant des ultrasons. La stéatose hépatique non alcoolique
 (SHNA) est la maladie hépatique la plus courante chez les adultes et les
 enfants américains. La SHNA est caractérisée par une accumulation excessive
 de graisses hépatiques ainsi qu'une fibrose hépatique. Une imagerie par
 10 résonance magnétique (IRM) mesure précisément la fraction de matières
 grasses en densité protonique (PDFF ; proton density fat fraction) comme un
 biomarqueur de la teneur en graisses hépatiques. Cependant, l'IRM n'est pas
 largement disponible et est onéreuse. Une technique à base d'ultrasons pour
 quantifier les graisses hépatiques pourrait faire avancer les soins cliniques.

15

BREF RESUME

À titre d'introduction, les modes de réalisation décrits ci-dessous incluent
 des procédés, instructions et systèmes pour une estimation de fraction de
 20 matières grasses à partir d'une propagation d'onde de cisaillement. Une force
 de radiation acoustique est utilisée pour générer une onde de cisaillement dans
 un tissu d'intérêt. L'atténuation, la fréquence centrale, la largeur de bande ou
 autre caractéristique non de vitesse de l'onde de cisaillement est calculée et
 utilisée pour estimer la fraction de matières grasses.

25 Sous un premier aspect, un procédé est proposé pour une estimation de
 fraction de matières grasses à partir d'une propagation d'onde de cisaillement.
 Une excitation de force de radiation acoustique est transmise dans un patient.
 Des ultrasons sont utilisés pour mesurer des déplacements en des
 emplacements de tissu à l'intérieur d'un patient en réponse à une onde de
 30 cisaillement résultant de l'excitation de force de radiation acoustique. Un
 processeur calcule l'atténuation de l'onde de cisaillement à partir des
 déplacements. Le processeur estime une fraction de matières grasses du tissu

comme une fonction de l'atténuation de l'onde de cisaillement. Une indication de la fraction de matières grasses est affichée.

Sous un deuxième aspect, un support de stockage non transitoire lisible par ordinateur a, stockées dans celui-ci, des données représentant des instructions exécutables par un processeur programmé pour une estimation de fraction de matières grasses à partir d'une propagation d'onde de cisaillement. Le support de stockage inclut des instructions pour générer une force de radiation acoustique focalisée sur un emplacement dans le tissu, mesurer une propagation d'onde de cisaillement résultant de la force de radiation acoustique, calculer une propriété, autre qu'une vitesse, de la propagation d'onde de cisaillement, et estimer la fraction de matières grasses pour le tissu comme une fonction de la propriété.

Sous un troisième aspect, un système est proposé pour une estimation de fraction de matières grasses à partir d'une propagation d'onde de cisaillement. Un transducteur est configuré pour transmettre une excitation d'impulsion acoustique dans un patient et est configuré pour balayer avec des ultrasons une région du patient. Un formeur de faisceaux de réception est configuré pour générer des données représentant la région à différents instants après l'excitation d'impulsion acoustique. Les données sont générées à partir du balayage avec des ultrasons. Un processeur est configuré pour estimer un déplacement de tissu causé par une onde de cisaillement induite par l'excitation d'impulsion acoustique, pour calculer une atténuation, une fréquence centrale, une largeur de bande, ou des combinaisons de celles-ci des déplacements de tissu, et pour déterminer l'estimation de fraction de matières grasses à partir de l'atténuation, de la fréquence centrale, de la largeur de bande, ou des combinaisons de celles-ci.

D'autres aspects et avantages de l'invention sont discutés ci-dessous en conjonction avec les modes de réalisation préférés et peuvent être ultérieurement revendiqués indépendamment ou en combinaison.

30

BREVE DESCRIPTION DES DESSINS

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

5 La Figure 1 est un ordinogramme d'un mode de réalisation d'un procédé pour une estimation de fraction de matières grasses à partir d'une propagation d'onde de cisaillement ;

la Figure 2 est un graphique montrant deux exemples de déplacement comme une fonction du temps ;

10 les Figures 3 et 4 sont des graphiques montrant des exemples de calcul d'atténuation ;

la Figure 5 est un graphique de spectres pour un calcul de fréquence centrale et/ou de largeur de bande ;

15 la Figure 6 illustre un exemple de banc de filtres appliqué à des déplacements ; et

la Figure 7 est un schéma fonctionnel d'un mode de réalisation d'un système pour une estimation de fraction de matières grasses à partir d'une propagation d'onde de cisaillement.

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

Un ou plusieurs paramètre(s) de propagation d'onde de cisaillement induite par une impulsion de force de radiation acoustique (ARFI ; acoustic
25 radiation force impulse) est/sont utilisé(s) pour estimer une fraction de matières grasses de tissu. Une accumulation de graisses hépatiques modifie la propagation d'ondes de cisaillement dans un tissu. En mesurant la différence d'atténuation de l'onde de cisaillement ou la réponse fréquentielle (par exemple, la fréquence centrale et/ou la largeur de bande), une indication du niveau ou de
30 la quantité d'accumulation de graisses est donnée.

Dans l'exemple ci-dessous, la fraction de matières grasses est mesurée dans un foie du patient. La fraction de matières grasses est estimée pour aider

au diagnostic d'une SHNA. Dans d'autres modes de réalisation, la fraction de matières grasses dans un tissu est mesurée.

La Figure 1 montre un procédé pour une estimation de fraction de matières grasses à partir d'une propagation d'onde de cisaillement. Le procédé est mis en œuvre par le système de la Figure 7 ou un système différent. Des actions additionnelles, différentes ou en nombre moindre peuvent être prévues. Par exemple, les actions 36, 37 et 38 représentent des exemples. Une, deux, les trois, ou aucune des actions 36, 37 et 38 peut/peuvent être utilisée(s). D'autres types d'informations additionnelles peuvent être utilisés. Comme un autre exemple, l'action 42 n'est pas mise en œuvre. La fraction de matières grasses estimée est stockée ou transmise plutôt que d'être affichée. Les actions sont mises en œuvre dans l'ordre décrit ou montré, mais peuvent être mises en œuvre dans d'autres ordres.

À l'action 30, une excitation acoustique est transmise dans un patient. L'excitation acoustique agit comme une excitation d'impulsion pour causer un déplacement. Par exemple, une forme d'onde de transmission de 400 cycles avec des niveaux de puissance ou d'amplitude de pics similaires ou supérieurs à des transmissions en mode B pour imager un tissu est transmise comme un faisceau acoustique. Dans un mode de réalisation, la transmission est une séquence générant une onde de cisaillement appliquée au champ de vision. Une quelconque séquence d'impulsion de force de radiation acoustique (ARFI) ou d'onde de cisaillement peut être utilisée.

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

L'excitation est transmise d'un transducteur d'ultrasons. L'excitation est une énergie acoustique. L'énergie acoustique est focalisée, résultant en un

profil de faisceau tridimensionnel. L'excitation est focalisée en utilisant un réseau piloté en phase ou une focalisation mécanique. L'excitation peut être dé-focalisée dans une dimension, telle que la dimension d'élévation. L'excitation est transmise dans un tissu d'un patient.

5 L'excitation d'impulsion génère une onde de cisaillement au niveau d'un emplacement spatial. Là où l'excitation est suffisamment forte, une onde de cisaillement est générée. L'onde de cisaillement se propage à travers le tissu plus lentement que l'onde longitudinale ne se propage dans le sens d'émission d'onde acoustique. Cette différence de synchronisation est utilisée pour isoler
10 l'onde de cisaillement d'une onde longitudinale, tel qu'un échantillonnage en des emplacements à certains instants. L'onde de cisaillement se propage dans diverses directions, incluant une direction perpendiculaire à la direction de la contrainte appliquée. Le déplacement des ondes de cisaillement est plus grand en des emplacements plus proches de l'emplacement auquel l'onde de
15 cisaillement est générée. Alors que l'onde de cisaillement se déplace longitudinalement, la grandeur de l'onde de cisaillement s'atténue.

À l'action 32, une réponse en déplacement à l'onde de cisaillement dans le patient est détecté. Par exemple, les profils de déplacement pour deux emplacements sont montrés sur la Figure 2. L'excitation cause un déplacement
20 du tissu. Une onde de cisaillement est générée et se propage à partir de la région focale. Alors que l'onde de cisaillement se déplace à travers le tissu, le tissu est déplacé. Une synchronisation et/ou un emplacement latéral sont utilisés pour distinguer l'onde de cisaillement d'autres ondes générées. Des ondes longitudinales ou autres causes de déplacement peuvent être utilisées à
25 la place d'un cisaillement. Le tissu est forcé à se déplacer dans le patient.

Le déplacement causé par la force ou la contrainte est mesuré. Le déplacement est mesuré dans le temps en un ou plusieurs emplacement(s). La mesure de déplacement peut commencer avant que la contrainte ou l'impulsion ne se termine, tel qu'en utilisant une fréquence ou un codage différent(e). A titre
30 d'alternative, la mesure de déplacement commence après la fin de l'impulsion. Puisque l'onde de cisaillement, longitudinale ou autre causant le déplacement dans le tissu espacé du point ou de la région de contrainte prend un certain

temps pour se propager, le déplacement d'un état relaxé ou partiellement contraint à un déplacement maximum et ensuite à un état relaxé peut être mesuré, comme représenté sur la Figure 2. Un profil temporel de déplacement est déterminé. A titre d'alternative, le déplacement n'est mesuré que lorsque le

5 tissu se relaxe à partir du maximum.

La mesure est celle de la quantité ou de la grandeur du déplacement. Le tissu est déplacé dans une direction quelconque. La mesure peut se faire dans la direction du mouvement le plus important. La grandeur du vecteur de mouvement est déterminée. A titre d'alternative, la mesure se fait dans une

10 direction donnée, telle que perpendiculaire à la ligne de balayage sans prendre en compte que le tissu est plus ou moins déplacé dans d'autres directions.

Le déplacement est détecté avec un balayage par ultrasons. Des données d'ultrasons sont obtenues. Au moins certaines des données d'ultrasons répondent à l'onde de cisaillement. Une région, telle qu'une région

15 d'intérêt, la totalité d'un champ de vision, ou une sous-région d'intérêt, est balayée avec des ultrasons. La région est surveillée pour détecter l'onde de cisaillement. La région est d'une taille quelconque, telle que 5 mm en latéral et 10 mm en axial. Par exemple, des balayages en mode B sont effectués pour détecter un déplacement de tissu causé par l'onde de cisaillement. Un mode

20 Doppler, à codage couleur, ou autre mode à ultrasons peut être utilisé pour surveiller l'onde de cisaillement.

Pendant une durée donnée, des ultrasons sont transmis jusqu'au tissu ou la région d'intérêt. Une quelconque imagerie de déplacement connue aujourd'hui ou développée ultérieurement peut être utilisée. Par exemple, des

25 impulsions avec des durées de 1 à 5 cycles sont utilisées avec une intensité de moins de 720 mW/cm². Des impulsions avec d'autres intensités peuvent être utilisées. La surveillance est effectuée pour un nombre quelconque de lignes de balayage. Par exemple, quatre ou huit faisceaux de réception sont formés en réponse à chaque transmission. Après transmission de l'excitation pour générer

30 l'onde de cisaillement, des transmissions en mode B sont effectuées de façon répétée sur une ligne de balayage de transmission unique et des réceptions sur quatre ou huit lignes de balayage de réception adjacentes. Dans d'autres

modes de réalisation, un seul faisceau de réception ou d'autres nombres de faisceaux de réception sont formés en réponse à chaque transmission. Des lignes de balayage de transmission additionnelles et une ligne ou des lignes de réception correspondante(s) peuvent être utilisées. Un nombre quelconque de répétitions peut être utilisé, tel que par exemple environ 120 fois. Certaines des données d'ultrasons, telles qu'au début ou à la fin des répétitions, peuvent ne pas être une réponse à l'onde de cisaillement.

Alors que l'onde de cisaillement se propage sur les lignes de balayage, l'intensité en mode B peut varier du fait du déplacement du tissu. Pour les lignes de balayage surveillées, une séquence de données est donnée, représentant un profil temporel de mouvement de tissu résultant de l'onde de cisaillement. Des échos ou réflexions de la transmission sont reçu(e)s. les échos sont formés en faisceaux, et les données mises en faisceaux représentent un ou plusieurs emplacement(s). Pour détecter le déplacement, une énergie ultrasonore est transmise jusqu'au tissu subissant un déplacement, et des réflexions de l'énergie sont reçues. Une quelconque séquence de transmission et de réception peut être utilisée.

En effectuant la transmission et la réception un nombre multiple de fois, des données représentant une région uni, bi ou tridimensionnelle à différents instants sont reçues. La transmission et la réception sont effectuées un nombre multiple de fois pour déterminer des changements dus au déplacement. En balayant de façon répétitive avec des ultrasons, la position du tissu à différents instants est déterminée.

Le déplacement est détecté à partir des différences pour chaque emplacement spatial. Par exemple, la vitesse, la variance, le décalage de motif d'intensité (par exemple suivi de moirage), ou autre information est détectée 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 comme une fonction du temps. Pour chaque profondeur ou emplacement spatial, une corrélation sur une pluralité de profondeurs ou d'emplacements spatiaux (par exemple un noyau de 64 profondeurs avec la profondeur centrale étant le point pour lequel le profil

est calculé) est effectuée. Par exemple, un ensemble courant de données est corrélé un nombre multiple de fois avec un ensemble de données de référence. L'emplacement d'un sous-ensemble de données centré sur un emplacement donné dans l'ensemble de référence est identifié dans l'ensemble courant.

- 5 Différentes translations et/ou rotations relatives entre les deux ensembles de données sont effectuées.

La référence est un premier ensemble de données ou des données provenant d'un autre balayage. L'ensemble de référence peut débiter avant l'impulsion ARFI, mais peut débiter après l'impulsion ARFI. La même référence
10 est utilisée pour toute la détection de déplacement, ou bien les données de référence changent dans une fenêtre continue ou mobile.

La corrélation est uni, bi ou tridimensionnelle. Par exemple, une corrélation sur une ligne de balayage à l'écart du et vers le transducteur ou sur une ligne perpendiculaire à la ligne de balayage est utilisée. Comme un autre
15 exemple, la translation se fait sur deux axes avec ou sans rotation. Dans encore un autre exemple, la translation se fait sur trois axes avec ou sans rotation autour de trois axes ou moins. Le niveau de similitude ou de corrélation des données à chacune des différentes positions décalées est calculé. La translation et/ou la rotation avec la corrélation la plus grande représente le
20 vecteur de mouvement ou le décalage pour l'instant associé avec les données courantes étant comparées à la référence.

Une quelconque corrélation connue aujourd'hui ou développée ultérieurement peut être utilisée, telle qu'une corrélation croisée, une adaptation de motifs, ou une somme minimum de différences absolues. Une structure de
25 tissu et/ou un moirage sont corrélés. En utilisant une détection Doppler, un filtre de fouillis fait passer une information associée avec un tissu en déplacement. 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. A titre d'alternative, la différence relative entre les vitesses en différents
30 emplacements peut indiquer une contrainte ou un déplacement.

La Figure 2 montre deux exemples de profils de déplacement. La grandeur en distance du vecteur de mouvement avec le temps par rapport aux

données de référence est montrée. La période d'analyse est sur environ 8 millisecondes, mais peut être plus longue ou plus courte (par exemple 12 millisecondes à un taux d'échantillonnage de 4,8 kHz). D'autres profils de déplacement sont possibles. Un nombre quelconque d'emplacements peut être mesuré pour le déplacement, tel qu'une mesure tous les millimètres dans la région d'intérêt de 10 x 5 mm. Le déplacement pour chaque emplacement et pour chaque échantillon de temps est mesuré.

À l'action 33, un mouvement du transducteur par rapport au patient est pris en compte dans la mesure. L'onde de cisaillement cause des déplacements localisés dans une région d'intérêt. La région d'intérêt est une sous-partie d'un champ de vision plus grand. Les données en mode B ou autres du champ de vision plus grand ou juste de la totalité de la région d'intérêt peuvent indiquer un mouvement causé par d'autres sources que l'onde de cisaillement. Par exemple, la respiration du patient fait que la patient ou la région d'intérêt est décalée par rapport au transducteur. Comme un autre exemple, un mouvement volontaire du patient ou un décalage du transducteur fait que la région d'intérêt se décale par rapport au transducteur.

En mesurant le mouvement comme un déplacement de la région d'intérêt et/ou du champ de vision plus grand dans une, deux ou trois dimensions, le mouvement global est déterminé. Les mêmes données utilisées pour mesurer le déplacement de l'onde de cisaillement ou des données acquises par balayages entrelacés sont utilisées. La translation et/ou la rotation entre les instants sont/est déterminée(s). Les emplacements représentés par les données sont décalées pour contrebalancer le mouvement global. Ce décalage par sélection de données, changement de coordonnées, ou altération d'emplacements représente des résultats en données provenant de différents instants représentant plus probablement les mêmes emplacements de tissu malgré le mouvement global. A titre d'alternative, le déplacement global est soustrait de chacune des mesures de déplacement locales ou spécifiques à un emplacement.

À l'action 34, une ou plusieurs caractéristique(s) d'onde de cisaillement est/sont calculées. Les caractéristiques d'onde de cisaillement incluent divers

paramètres ou diverses propriétés possibles, tels/telles que la vitesse, l'atténuation, la fréquence centrale, ou la largeur de bande. Dans un mode de réalisation, la caractéristique est autre que la vitesse. Les actions 36, 37 et 38 représentent certains exemples de caractéristiques. Un seul type, deux types, 5 les trois types, ou des types différents de caractéristiques sont calculés.

Un processeur exécute le calcul. L'information de déplacement est utilisée pour déterminer la propriété sans entrée d'utilisateur. Une fois que les déplacements sont acquis, le processeur calcule automatiquement la propriété pour chaque emplacement et/ou instant.

10 La propriété d'onde de cisaillement est détectée à partir des déplacements. Les déplacements dans le temps et/ou dans l'espace sont utilisés. Dans un mode de réalisation, les déplacements pour différentes profondeurs sont combinés, laissant des déplacements espacés en azimut ou dans une direction de propagation de l'onde de cisaillement. Par exemple, les 15 déplacements pour une ligne de balayage ou un emplacement latéral donné(e) sont moyennés sur la profondeur. A titre d'alternative au calcul de la moyenne, un maximum ou autre critère de sélection est utilisé pour déterminer le déplacement pour un emplacement latéral donné.

À l'action 36, une propriété d'atténuation de la propagation d'onde de 20 cisaillement est calculée à partir des déplacements. Le déplacement maximum dans le temps pour chaque emplacement est trouvé. Les grandeurs (valeurs de pics) d'onde de cisaillement en des emplacements multiples dans la direction de propagation sont calculées et utilisées pour dériver l'atténuation. D'autres mesures d'atténuation peuvent être utilisées.

25 La grandeur de déplacement causée par l'onde de cisaillement est déterminée. La grandeur peut être dérivée du profil de déplacement dans le temps, tel qu'en utilisant un déplacement maximum. La grandeur du déplacement maximum est déterminée. Le déplacement maximum est calculé à partir du profil de déplacement. Le pic ou la quantité la plus élevée de 30 mouvement ou de grandeur de décalage par le tissu sur une ligne, à l'intérieur d'un plan, ou à l'intérieur d'un volume est calculée pour le pic. La courbe de déplacement lissée ou filtrée est utilisée pour le calcul du maximum. Dans

d'autres modes de réalisation, la courbe de déplacement brute ou non filtrée peut être utilisée. La valeur maximum sur la totalité ou une partie du profil est identifiée ou déterminée. Dans l'exemple de la Figure 2, le déplacement maximum de 1,45 micromètre apparaît à environ 0,9 milliseconde pour un emplacement, et le déplacement maximum de 1,65 micromètre apparaît à environ 1,2 milliseconde pour l'autre emplacement. A titre d'alternative, la grandeur peut être à partir d'un instant donné sur la base d'une distance de la région focale à l'emplacement surveillé.

Le profil temporel pour un emplacement donné indique une détection de l'onde de cisaillement à cet emplacement. Le profil est examiné pour un non bruit ou une instance unique de variation. Un pic dans le profil, avec ou sans filtrage temporel passe-bas, indique le passage du front d'onde de cisaillement. Le déplacement le plus grand est sélectionné, mais le déplacement initial moyen de non bruit, ou autre statistique de déplacement, peut être utilisé pour indiquer le passage.

Dans d'autres modes de réalisation, l'énergie ou la puissance est calculée pour chaque emplacement et utilisée pour dériver l'atténuation. La puissance du déplacement est le carré de la grandeur. L'énergie du déplacement est l'intégrale dans le temps. la grandeur, l'énergie et/ou la puissance du déplacement peuvent/peut être utilisée(s).

L'atténuation est donnée par la pente des maximums des déplacements sur chacun des emplacements. Pour calculer l'atténuation, des rapports de grandeurs maximums adjacentes sont calculés. Les Figures 3 et 4 montrent un exemple de ligne au travers des maxima de mouvement de tissu pour indiquer une atténuation pour chacune des différentes composantes en bande étroite des déplacements. Chaque courbe représente une position de détection dans la direction de propagation. À titre d'alternative, des rapports de grandeurs maximums non adjacentes (par exemple des rapports d'une référence jusqu'à chacun des emplacements) sont calculés. Les logs des rapports donnent les atténuations. Une atténuation moyenne sur les emplacements espacés en azimut peut être utilisée. À titre d'alternative, l'atténuation à chaque

emplacement est utilisée séparément. D'autres calculs d'atténuation peuvent être utilisés.

À l'action 37, la fréquence centrale, la largeur de bande, ou la fréquence centrale et la largeur de bande des déplacements sont calculées. Ces caractéristiques spectrales sont celles de la propagation de l'onde de cisaillement telle que représentée par les déplacements. Pour chaque emplacement, une transformée de Fourier du déplacement comme une fonction du temps est déterminée. À partir du spectre résultant, une fréquence centrale et/ou une largeur de bande est calculée. Une quelconque mesure de fréquence centrale ou de largeur de bande peut être utilisée. Par exemple, la fréquence centrale est la fréquence est une fréquence correspondant à une valeur de pic de spectre de puissance, et la largeur de bande est la plage de fréquences ou une différence sur une plage de 3 dB ou autre valeur vers le bas à partir du pic de spectre de puissance ou incorporant une valeur (par exemple 2/3) de la zone sous la courbe de spectre. La Figure 5 montre un exemple de spectre avec une ligne horizontale tirée pour l'emplacement plus bas de 3 dB sur un spectre. Les pics sont montrés pour la fréquence centrale. La fréquence centrale peut également être calculée comme une moyenne ou une valeur moyenne pondérée dans la plage de largeur de bande de fréquences. Chaque spectre est celui d'une position de détection dans la direction de propagation.

La fréquence centrale et/ou la largeur de bande de l'onde de cisaillement sont/est donnée(s) pour chaque emplacement. Les fréquences centrales et/ou les largeurs de bande peuvent être utilisées séparément pour chaque emplacement. À titre d'alternative, les fréquences centrales et/ou les largeurs de bande sont combinées pour la ROI. Par exemple, la fréquence centrale et la largeur de bande moyennes ou médianes sont calculées pour la ROI. D'autres combinaisons peuvent être utilisées.

À l'action 38, la dispersion de l'onde de cisaillement est calculée à partir des déplacements. La dispersion est une mesure de la vitesse comme une fonction de la fréquence. Une quelconque mesure de dispersion peut être utilisée, telle qu'une dérivée de la vitesse comme une fonction de la fréquence

ou de la pente d'un ajustement de ligne (par exemple ajustement par régression linéaire) sur la vitesse comme une fonction de la fréquence.

Dans un mode de réalisation, les données de déplacement sont filtrées comme une fonction du temps. Les mêmes données sont filtrées avec
5 différentes bandes passantes. Par exemple, pour obtenir une dispersion d'onde de cisaillement, une banque de filtres avec dix ou autre nombre de fréquences centrales distribuées régulièrement dans une plage, telle que de 50 à 275 Hz, sont appliqués aux données de déplacement de l'onde de cisaillement. Les filtres sont des filtres temporels, de sorte que le processus est répété
10 séparément pour chaque emplacement. La Figure 6 représente cette approche par banque de filtres où chaque courbe représente une position de détection dans la direction de propagation. Dans cet exemple, chaque filtre a une largeur de bande de 32 Hz avec des incréments de 11,25 Hz de 50 Hz à 275 Hz en utilisant un filtre elliptique de second ordre avec une atténuation d'ondulation de
15 0,5 dB et de bande d'arrêt de 40 dB. D'autres filtres peuvent être utilisés.

Les données de déplacement filtrées pour chaque bande passante sont utilisées pour estimer la vitesse de cisaillement. Par exemple, le déplacement filtré maximum indique le passage de l'onde de cisaillement. Pour l'emplacement, le temps ou la durée pour que l'onde de cisaillement se propage
20 de l'origine (par exemple la région focale de transmission) jusqu'à l'emplacement est déterminé(e). Le déplacement maximum ou autre partie du profil de déplacement indique l'instant d'arrivée de l'onde de cisaillement. En utilisant la durée de la génération de l'onde de cisaillement à son arrivée, le temps de propagation est calculé. Le temps est connu à partir du temps relatif
25 entre la génération et la détection de l'onde de cisaillement. Le temps de propagation peut être non linéaire.

La vitesse de l'onde de cisaillement est calculée à partir de l'information de temps. Le temps de propagation est l'inverse de la vitesse. En utilisant la distance et le temps de propagation, la vitesse est calculée. La distance est
30 connue à partir de l'espacement de lignes de balayage (à savoir la position du faisceau de transmission pour générer l'onde de cisaillement et la position du faisceau de réception pour détecter l'onde de cisaillement).

D'autres techniques peuvent être utilisées pour détecter le pic dans le profil et le temps et la vitesse correspondants. Par exemple, une régression est appliquée. Puisque la vitesse de l'onde de cisaillement est linéaire, une régression linéaire robuste avec détection automatisée des valeurs aberrantes peut indiquer la vitesse de l'onde de cisaillement. Les données d'ultrasons pour tous les points échantillons dans la région d'intérêt sont représentées graphiquement pour la distance comme une fonction du temps ou par le temps et la distance. La régression linéaire est appliquée à la représentation graphique ou aux données, donnant un ajustement de ligne sur les données. La pente de la ligne indique la vitesse de l'onde de cisaillement.

Puisque des vitesses sont données pour différentes bandes de fréquences, la dispersion de la vitesse de cisaillement par la fréquence est donnée. Une dérivée ou autre caractéristique de cette courbe ou ligne de dispersion indique la dispersion.

À l'action 40, la fraction de matières grasses est estimée pour le tissu. La fraction de matières grasses est une fonction de la propriété calculée de l'onde de cisaillement. Une fonction quelconque peut être utilisée. Dans un mode de réalisation, une relation déterminée expérimentalement entre la propriété et la fraction de matières grasses est utilisée. Sur la base de mesures par IRM-PDFF et/ou biopsie du foie, la valeur réelle de la fraction de matières grasses dans le foie est déterminée. La relation de la propriété de l'onde de cisaillement mesurée par ultrasons (par exemple l'atténuation) à la fraction de matières grasses réelle est déterminée. La relation est utilisée pour déterminer la fraction de matières grasses sur la base de la propriété dans les mesures suivantes. Dans d'autres modes de réalisation, une fonction théorique ou fixée manuellement est utilisée.

Le processeur calcule une valeur pour la fraction de matières grasses pour chaque emplacement et/ou pour la ROI. En utilisant une table de recherche, la propriété est mappée sur une valeur de la fraction de matières grasses. D'autres mappages peuvent être utilisés, tels que le calcul de la fraction de matières grasses en utilisant la propriété dans une courbe

représentant la relation. Des statistiques, une fonction d'apprentissage machine, une logique floue, ou autre mappage peuvent être utilisés.

Une quelconque des propriétés peut être utilisée seule pour estimer la fraction de matières grasses. Par exemple, l'atténuation est utilisée pour
 5 estimer la fraction de matières grasses. La fréquence centrale, la largeur de bande ou les deux sont utilisées pour estimer la fraction de matières grasses. Une quelconque caractéristique d'une courbe ou autre mesure peut être utilisée.

Une combinaison de propriétés peut être utilisée. Par exemple, la
 10 fraction de matières grasses estimée séparément à partir de deux propriétés ou plus est moyennée. Comme un autre exemple, le mappage de la fraction de matières grasses est une fonction des deux propriétés ou plus.

D'autres valeurs que la fraction de matières grasses peuvent être estimées. Par exemple, le degré de fibrose dans le foie est estimé. Une vitesse
 15 ou une caractéristique de vitesse comme une fonction d'un emplacement peut indiquer la quantité de fibrose. Comme un autre exemple, une combinaison de propriétés de l'onde de cisaillement, telles que la vitesse et l'atténuation, peut être utilisée pour estimer la fraction de matières grasses et le degré de fibrose. Les deux propriétés sont utilisées pour estimer à la fois la fraction de matières
 20 grasses et la fibrose. Une solution itérative peut être prévue lorsque la fraction de matières grasses et la fibrose sont associées.

À l'action 42, une image de la fraction de matières grasses est générée. Une valeur représentant la fraction de matières grasses estimée est affichée sur un écran. À titre d'alternative, ou en outre, un graphique (par exemple une
 25 courbe ou une icône) représentant la fraction de matières grasses estimée est affiché. Dans d'autres modes de réalisation, la fraction de matières grasses comme une fonction d'un emplacement est affichée par une couleur, une luminosité, une tonalité chromatique, une luminance, ou autre modulation de valeurs d'affichage dans une représentation bidimensionnelle.

30 La fraction de matières grasses est indiquée seule ou avec une autre information d'onde de cisaillement. Par exemple, une imagerie d'onde de cisaillement est effectuée. La vitesse d'onde de cisaillement, le module ou autre

information déterminée à partir d'une réaction de tissu à une onde de cisaillement est affiché(e). Une quelconque imagerie de cisaillement peut être utilisée. L'image affichée représente une information d'onde de cisaillement pour la région d'intérêt ou la totalité de la région d'imagerie. Par exemple, lorsque des valeurs de vitesse de cisaillement sont déterminées pour tous les points de grille dans une région d'intérêt ou un champ de vision, les pixels de l'affichage représentent les vitesses d'onde de cisaillement pour cette région. La grille d'affichage peut être différente de la grille de balayage et/ou de la grille pour laquelle des déplacements sont calculés.

L'information d'onde de cisaillement est utilisée pour une superposition de couleur ou autre modulation de valeurs d'affichage. Une couleur, une luminosité, une luminance, une tonalité chromatique, ou autre caractéristique d'affichage est modulée comme une fonction de la caractéristique d'onde de cisaillement, telle que la vitesse d'onde de cisaillement. L'image représente une région bi ou tridimensionnelle d'emplacements. Les données de cisaillement sont à un format d'affichage ou peuvent être converties par balayage en un format d'affichage. Les données de cisaillement sont des données en échelle de couleurs ou de gris, mais peuvent être des données avant un mappage avec une échelle de gris ou une échelle de couleurs. L'information peut être mappée linéairement ou non linéairement sur les valeurs d'affichage.

L'image peut inclure d'autres données. Par exemple, une information d'onde de cisaillement est affichée par-dessus ou avec une information en mode B. Des données en mode B ou autres représentant un tissu, un fluide ou des agents de contraste dans la même région peuvent être incluses, tel qu'en affichant des données en mode B pour de quelconques emplacements avec une vitesse d'onde de cisaillement en-dessous d'un seuil ou de mauvaise qualité. Les autres données aident l'utilisateur à déterminer l'emplacement de l'information de cisaillement. Dans d'autres modes de réalisation, la caractéristique d'onde de cisaillement est affichée comme une image sans autres données.

La fraction de matières grasses additionnelle est affichée sensiblement simultanément avec l'imagerie d'onde de cisaillement. Sensiblement prend en

compte la perception visuelle de la vue. L'affichage de deux images séquentiellement avec une fréquence suffisante peut permettre à l'utilisateur de percevoir les images comme étant affichées à un même moment.

Un format quelconque pour un affichage sensiblement simultané peut être utilisé. Dans un exemple, l'image d'onde de cisaillement est une image bidimensionnelle. La fraction de matières grasses est un texte, un graphique, une image bidimensionnelle, ou autre indicateur des valeurs de l'estimation de fraction de matières grasses. Un curseur ou autre sélection d'emplacement peut être positionné par rapport à l'image de cisaillement. Le curseur indique une sélection d'un emplacement associé avec une information de vitesse d'onde de cisaillement. Par exemple, l'utilisateur sélectionne un pixel associé avec une région intérieure d'une lésion, d'un kyste, d'une inclusion, ou autre structure. La fraction de matières grasses pour l'emplacement sélectionné est ensuite affichée comme une valeur, un pointeur sur une échelle, ou autre indication.

Dans un autre mode de réalisation, des images d'onde de cisaillement et de fraction de matières grasses sont affichées sensiblement simultanément. Par exemple, un afficheur à double écran est utilisé. L'image d'onde de cisaillement (par exemple la vitesse d'onde de cisaillement) est affichée dans une zone de l'écran. La fraction de matières grasses comme une fonction de l'emplacement est affichée dans une autre zone de l'écran. L'utilisateur peut visualiser les différentes images sur l'écran pour un diagnostic. L'information additionnelle aide l'utilisateur au diagnostic de la région.

La Figure 7 montre un mode de réalisation d'un système 10 pour une estimation de fraction de matières grasses à partir d'une propagation d'onde de cisaillement. 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 (transmit beamformer), un transducteur 14, un formeur de faisceaux de réception 16 (receive beamformer), un processeur 18 d'images, 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 d'utilisateur avec le système.

Le système 10 est un système d'imagerie par ultrasons de diagnostic médical. Dans d'autres modes de réalisation, le système 10 est un ordinateur personnel, une station de travail, une station de PACS, ou autre agencement en un même emplacement ou distribué sur un réseau pour une imagerie en temps
 5 réel ou post-acquisition.

Le formeur de faisceaux de transmission 12 est un transmetteur d'ultrason, une mémoire, un générateur d'impulsions, un circuit analogique, un circuit numérique, ou des combinaisons de ceux-ci. Le formeur de faisceaux de transmission 12 est utilisable pour générer des formes d'onde pour une pluralité
 10 de canaux avec des amplitudes, des retards et/ou un phasage différents ou relatifs. À la transmission d'ondes acoustiques provenant du transducteur 14 en réponse aux formes d'onde électriques générées, un ou plusieurs faisceau(x) est/sont formé(s). Une séquence de faisceaux de transmission est générée pour balayer une région bi ou tridimensionnelle. Des formats de balayage par
 15 secteur, Vector®, linéaire 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 onde de cisaillement, une séquence de balayages sur la ou les même(s) ligne(s) est utilisée. Dans une imagerie Doppler, la séquence peut inclure des faisceaux multiples le long d'une même ligne de balayage
 20 avant le balayage d'une ligne de balayage adjacente. Pour une imagerie par cisaillement, un entrelacement de balayage ou de trames peut être utilisé (à savoir balayage de la totalité de la région avant un nouveau balayage). Un entrelacement de lignes ou de groupes de lignes peut être utilisé. Dans d'autres modes de réalisation, le formeur de faisceaux de transmission 12 génère une
 25 onde plane ou une onde divergente pour un balayage plus rapide.

Le même formeur de faisceaux de transmission 12 génère des excitations par impulsion ou des formes d'ondes électriques pour générer une énergie acoustique pour causer un déplacement. Des formes d'ondes électriques pour des impulsions de force de radiation acoustique sont générées.
 30 Dans d'autres modes de réalisation, un formeur de faisceaux de transmission différent est prévu pour générer l'excitation par impulsion. Le formeur de

faisceaux de transmission 12 fait que le transducteur 14 génère des impulsions de poussée ou des impulsions de force de radiation acoustique.

Le transducteur 14 est une matrice pour générer une énergie acoustique à partir de formes d'ondes électriques. Pour une matrice, des retards relatifs focalisent l'énergie acoustique. Un événement de transmission donné correspond à une transmission d'énergie acoustique par différents éléments à un instant sensiblement identique compte tenu des retards. L'événement de transmission donne une impulsion d'énergie ultrasonore pour déplacer le tissu. L'impulsion est une excitation par impulsion ou une impulsion de suivi. L'excitation par impulsion inclut des formes d'ondes avec de nombreux cycles (par exemple 500 cycles) mais qui apparaissent dans un délai relativement bref pour causer un déplacement de tissu sur une durée plus longue. Une impulsion de suivi peut être une transmission en mode B, tel qu'en utilisant 1 à 5 cycles. Les impulsions de suivi sont utilisées pour balayer une région d'un patient.

Le transducteur 14 est une matrice à 1, 1,25, 1,5, 1,75 ou 2 dimension(s) d'éléments piézoélectriques ou capacitifs à membrane. 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 sont connectés avec des canaux des formeurs de faisceaux de transmission 12 et de réception 16. À titre d'alternative, un élément unique avec une focalisation mécanique est utilisé.

Le formeur de faisceaux de réception 16 inclut une pluralité de canaux avec des amplificateurs, des retardateurs, et/ou des dispositifs de rotation de phase, et un ou plusieurs sommateur(s). Chaque canal est connecté 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 ou de suivi. Il peut ne pas y avoir d'opération de réception pour des échos de l'excitation par impulsion utilisée pour déplacer le 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 offrent une formation de faisceau. Dans d'autres modes de réalisation, le formeur de faisceaux de réception 16 est un processeur pour générer des échantillons en utilisant une
 5 transformation de Fourier ou autre.

Le formeur de faisceaux de réception 16 peut inclure un filtre, tel qu'un filtre pour isoler une information à une deuxième harmonique ou autre bande de fréquences par rapport à la bande de fréquences de transmission. Une telle information peut le plus probablement inclure un tissu, un agent de contraste,
 10 et/ou une information de flux désirés. 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 une information à une bande de fréquences désirée, telle 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 instants. Après l'excitation par impulsion acoustique, le formeur de faisceaux de réception 16 génère des faisceaux représentant des emplacements sur une pluralité de lignes à différents instants. En balayant la
 15 région d'intérêt avec des ultrasons, des données (par exemple des échantillons formés en faisceau) sont générées. En répétant le balayage, des données d'ultrasons représentant la région à différents instants après l'excitation par impulsion sont acquises.

Le formeur de faisceaux de réception 16 délivre en sortie des données
 25 additionnées en faisceau 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 différentes fins. Par exemple, des balayages différents sont
 30 effectués pour des données en mode B ou de tissu et pour un déplacement. Comme un autre exemple, des données pour une estimation de fraction de matières grasses et une imagerie de cisaillement sont acquises avec une série

de balayages partagés, et un balayage en mode B ou Doppler est effectué séparément ou en utilisant certaines des mêmes données.

Le processeur 18 est un détecteur en mode B, un détecteur Doppler, un détecteur Doppler à ondes pulsées, un processeur de corrélation, un processeur de transformée de Fourier, un circuit intégré à application spécifique, un processeur général, un processeur de commande, un processeur d'images, une matrice prédiffusée 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 une information pour affichage à partir d'échantillons ultrasonores formés en faisceau. 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 à application spécifique, une matrice prédiffusée 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 un déplacement, identifier une grandeur de déplacement, calculer une durée de propagation, calculer une vitesse d'onde de cisaillement, calculer une ou plusieurs autre(s) propriété(s) de propagation d'onde de cisaillement, et/ou estimer une fraction de matières grasses. Par exemple, le processeur séparé est configuré par matériel et/ou logiciel pour exécuter une quelconque combinaison d'une ou plusieurs des actions montrées sur la Figure 1.

Le processeur 18 est configuré pour estimer un déplacement de tissu induit par l'excitation par impulsion acoustique. En utilisant une corrélation, un suivi, une détection de mouvement, ou autre mesure de déplacement, la quantité de décalage dans la position du tissu est estimée. L'estimation est effectuée un nombre multiple de fois sur une période, tel qu'avant le déplacement du tissu du fait de l'impulsion jusqu'après que le tissu a essentiellement ou complètement retrouvé un état de repos (par exemple récupéré de la contrainte causée par l'excitation par impulsion).

Le processeur 18 est configuré pour calculer une caractéristique d'onde de cisaillement, telle que l'atténuation, la fréquence centrale, la largeur de bande, et/ou la dispersion d'onde de cisaillement. L'atténuation, la fréquence centrale, la largeur de bande, ou des combinaisons de celles-ci sont calculées à partir des déplacements de tissu. Par exemple, l'atténuation est calculée à partir de la pente de la distribution d'une grandeur maximum de l'onde de cisaillement dans une direction de propagation. Le processeur 18 est configuré pour trouver le déplacement maximum du profil de déplacement. Dans un autre exemple, la fréquence centrale et la largeur de bande sont calculées à partir d'un spectre des déplacements de tissu dans le temps pour chacun des emplacements multiples. Le processeur 18 applique une transformation de Fourier aux déplacements dans le temps. Dans encore un autre exemple, une banque de filtres ou une mémoire et un filtre programmable peuvent être mis en œuvre par ou utilisés avec le processeur 18 pour déterminer une caractéristique de la vitesse de cisaillement comme une fonction de la fréquence.

Le processeur 18 détermine l'estimation de fraction de matières grasses à partir de l'atténuation, de la fréquence centrale, de la largeur de bande, d'une autre propriété de l'onde de cisaillement, ou de combinaisons de celles-ci. Par exemple, l'atténuation est utilisée pour rechercher une fraction de matières grasses sur la base d'une relation déterminée empiriquement. L'atténuation peut avoir une corrélation d'environ 83 à 85% avec des mesures basées sur une IRM de fraction de matières grasses. De façon similaire, la largeur de bande peut avoir une corrélation d'environ 75% avec des mesures basées sur une IRM de fraction de matières grasses. Des corrélations plus ou moins importantes peuvent être prévues.

La vitesse et/ou le module d'onde de cisaillement peuvent en outre être calculés. Pour la vitesse, le déplacement maximum ou autre est utilisé pour déterminer un temps de propagation de l'onde de cisaillement. La vitesse est calculée en utilisant la distance et le temps de propagation. La vitesse est déterminée pour un nombre quelconque d'emplacements.

Le processeur 18 est configuré pour générer une ou plusieurs image(s). Par exemple, une image de vitesse d'onde de cisaillement est générée. L'image vitesse d'onde de cisaillement est présentée comme une superposition ou une région d'intérêt au sein d'une image en mode B. La vitesse d'onde de cisaillement module la couleur en des emplacements dans la région d'intérêt. Lorsque la vitesse d'onde de cisaillement est inférieure à un seuil, une information en mode B peut être affichée sans modulation par la vitesse d'onde de cisaillement.

D'autres informations sont incluses dans l'image ou affichées séquentiellement ou sensiblement simultanément. Par exemple, une image d'estimation de fraction de matières grasses est affichée en même temps que la vitesse d'onde de cisaillement. Chacune est générée comme une superposition de couleur dans la région d'intérêt dans les images en mode B. La vitesse et la fraction de matières grasses peuvent être combinées comme une superposition unique sur une image en mode B. A titre d'alternative, la fraction de matières grasses est affichée comme un texte ou une valeur numérique adjacent(e) à ou superposé(e) sur une image en mode B ou d'imagerie par onde de cisaillement. Le processeur 18 peut être configuré pour générer d'autres affichages. Par exemple, l'image de vitesse d'onde de cisaillement est affichée à côté d'un graphique, d'un texte, ou d'indicateurs graphiques de la fraction de matières grasses et/ou du degré de fibrose. L'information en plus de la vitesse d'onde de cisaillement est présentée pour un ou plusieurs emplacement(s) de la région d'intérêt sans être dans une représentation bi ou tridimensionnelle séparée.

Le processeur 18 fonctionne conformément à des instructions stockées dans la mémoire 22 ou une autre mémoire pour une estimation de fraction de matières grasses à partir d'une propagation d'onde de cisaillement. La mémoire 22 est un support de stockage non transitoire lisible par un ordinateur. Les instructions pour mettre en œuvre les processus, les procédés et/ou les techniques discutés ici sont prévues sur le support de stockage lisible par un 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 un ordinateur. Le support de stockage lisible par un ordinateur inclut divers types

de supports de stockage volatiles et non 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 stockées dans ou sur un support de stockage lisible par un ordinateur. Les fonctions, actions ou tâches sont

5 indépendantes du type particulier d'ensemble d'instructions, de support de stockage, de processeur ou de stratégie de traitement et peuvent être exécutées par un logiciel, un matériel, des circuits intégrés, un micrologiciel, un microcode et similaire, opérant seul ou en combinaison. De façon similaire, des stratégies de traitement peuvent inclure un traitement multiple, un traitement

10 multitâches, un traitement parallèle, et similaire. Dans un mode de réalisation, les instructions sont stockées sur un dispositif de 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 un transfert par l'intermédiaire d'un réseau informatique ou sur des lignes téléphoniques. Dans

15 encore d'autres modes de réalisation, les instructions sont stockées au sein d'un ordinateur, d'une UC, d'une GPU ou d'un système donné(e).

L'afficheur 20 est un CRT, un LCD, un projecteur, un plasma, ou autre afficheur pour afficher des images bidimensionnelles ou des représentations tridimensionnelles. Les images bidimensionnelles représentent une distribution

20 spatiale dans une zone. Les représentations tridimensionnelles sont rendues à partir de données représentant une distribution spatiale dans un volume. L'afficheur 20 est configuré par le processeur 18 ou autre dispositif par entrée des signaux devant être affichés comme une image. L'afficheur 20 affiche une image représentant un cisaillement pour différents emplacements dans une

25 région d'intérêt ou une image complète. L'afficheur 20 affiche une information de fraction de matières grasses.

Bien que l'invention ait été décrite ci-dessus par référence à divers modes de réalisation, il doit être entendu que de nombreux changements et de nombreuses modifications peuvent être apportés sans se départir de la portée

30 de l'invention. Il est donc désiré que la description détaillée qui précède soit considérée comme illustrative plutôt que limitative.

Revendications

1. Procédé d'estimation de fraction de matières grasses à partir d'une propagation d'onde de cisaillement, le procédé comprenant :
 - 5 la transmission (30) d'une excitation de force de radiation acoustique dans un patient ;
 - la mesure (32), avec des ultrasons, de déplacements en des emplacements de tissu à l'intérieur d'un patient en réponse à une onde de cisaillement résultant de l'excitation de force de radiation acoustique ;
 - 10 le calcul (36), par un processeur (18), d'une atténuation de l'onde de cisaillement à partir des déplacements, le calcul (34) de l'atténuation de l'onde de cisaillement comprenant la détermination d'un maximum des déplacements dans le temps pour chacun des emplacements et le calcul (34) d'une pente des maximums sur les emplacements ;
 - 15 l'estimation (40), par le processeur (18), de la fraction de matières grasses du tissu comme une fonction de l'atténuation de l'onde de cisaillement ; et
 - l'affichage (42) d'une indication de la fraction de matières grasses.
- 20 2. Procédé selon la revendication 1 dans lequel la mesure (32) des déplacements comprend le balayage répétitif des emplacements avec les ultrasons.
3. Procédé selon la revendication 1 dans lequel l'estimation (40) de la fraction
 - 25 de matières grasses comprend la recherche dans une table de la fraction de matières grasses en utilisant l'atténuation.
4. Procédé selon la revendication 1 dans lequel la mesure (32) comprend la mesure (32) dans un foie du patient.
- 30 5. Procédé selon la revendication 1 dans lequel l'affichage (42) de l'indication comprend l'affichage (42) d'une valeur de la fraction de matières grasses.

6. Procédé selon la revendication 1 dans lequel l'affichage (42) de l'indication comprend l'affichage (42) d'une image représentant la fraction de matières grasses aux emplacements.
- 5
7. Procédé selon la revendication 1 comprenant en outre le calcul (37) d'une fréquence centrale, d'une largeur de bande, ou d'une fréquence centrale et d'une largeur de bande des déplacements comme une fonction du temps, et dans lequel l'estimation (40) de la fraction de matières grasses comprend
- 10 l'estimation (40) de la fraction de matières grasses comme une fonction de la fréquence, de la largeur de bande, ou de la fréquence centrale et de la largeur de bande.
8. Procédé d'estimation de fraction de matières grasses à partir d'une
- 15 propagation d'onde de cisaillement, le procédé comprenant :
- la transmission (30) d'une excitation de force de radiation acoustique dans un patient ;
- la mesure (32), avec des ultrasons, de déplacements en des emplacements de tissu à l'intérieur d'un patient en réponse à une onde de
- 20 cisaillement résultant de l'excitation de force de radiation acoustique ;
- le calcul (37), par un processeur (18), d'une fréquence centrale, d'une largeur de bande, ou d'une fréquence centrale et d'une largeur de bande des déplacements comme une fonction du temps ;
- l'estimation (40), par le processeur (18), d'une fraction de matières
- 25 grasses du tissu comme une fonction d'une fréquence, d'une largeur de bande, ou d'une fréquence centrale et d'une largeur de bande de l'onde de cisaillement ; et
- l'affichage (42) d'une indication de la fraction de matières grasses.
- 30 9. Procédé selon la revendication 8 dans lequel le calcul (37) comprend le calcul (37) de la fréquence centrale, et dans lequel l'estimation (40) comprend l'estimation (40) comme une fonction de la fréquence centrale.

10. Procédé selon la revendication 8 dans lequel le calcul (37) comprend le calcul (37) de la largeur de bande, et dans lequel l'estimation (40) comprend l'estimation (40) comme une fonction de la largeur de bande.

5

11. Support d'enregistrement lisible par ordinateur sur lequel est enregistré un programme d'ordinateur comprenant des instructions de code de programme pour une estimation de fraction de matières grasses à partir d'une propagation d'onde de cisaillement, le support d'enregistrement
10 comprenant des instructions de code de programme pour la mise en œuvre des étapes suivantes :

générer (30) une force de radiation acoustique focalisée au niveau d'un emplacement dans un tissu ;

mesurer (32), avec des ultrasons, des déplacements en des
15 emplacements de tissu à l'intérieur d'un patient en réponse à une onde de cisaillement résultant de l'excitation de force de radiation acoustique ;

calculer (34) une propriété, autre qu'une vitesse, de la propagation d'onde de cisaillement, la propriété étant une fréquence centrale ou une largeur de bande de l'onde de cisaillement, ou une combinaison de celles-ci ; et

20 estimer (40) la fraction de matières grasses pour le tissu comme une fonction de la propriété.

12. Support de stockage non transitoire lisible par ordinateur selon la revendication 11 dans lequel la mesure (32) de la propagation d'onde de
25 cisaillement comprend la mesure (32) d'un déplacement dans le temps et à différents emplacements.

13. Support de stockage non transitoire lisible par ordinateur selon la revendication 11 dans lequel le calcul (34) comprend le calcul (36) d'une
30 atténuation de la propagation d'onde de cisaillement.

14. Support de stockage non transitoire lisible par ordinateur selon la revendication 11 dans lequel l'estimation (40) de la fraction de matières grasses comprend le mappage de la propriété sur une valeur de la fraction de matières grasses.

5

15. Support de stockage non transitoire lisible par ordinateur selon la revendication 11 comprenant en outre la prise en compte d'un mouvement d'un transducteur (14) par rapport au patient dans la mesure (32).

10 16. Système pour une estimation de fraction de matières grasses à partir d'une propagation d'onde de cisaillement, le système comprenant :

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

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

20 un processeur (18) configuré pour estimer un déplacement de tissu causé par une onde de cisaillement induite par l'excitation d'impulsion acoustique, pour calculer une fréquence centrale, une largeur de bande, ou des combinaisons de celles-ci des déplacements de tissu, et pour déterminer l'estimation de fraction de matières grasses à partir de la fréquence centrale, de la largeur de bande, ou des combinaisons de celles-ci.

25

17. Système selon la revendication 16 dans lequel le processeur (18) est configuré pour calculer la fréquence centrale et la largeur de bande à partir d'un spectre des déplacements de tissu dans le temps pour chacun parmi
30 des emplacements multiples, et pour déterminer l'estimation de fraction de matières grasses à partir des fréquences centrales et des largeurs de bande en un emplacement unique ou sur les emplacements multiples.

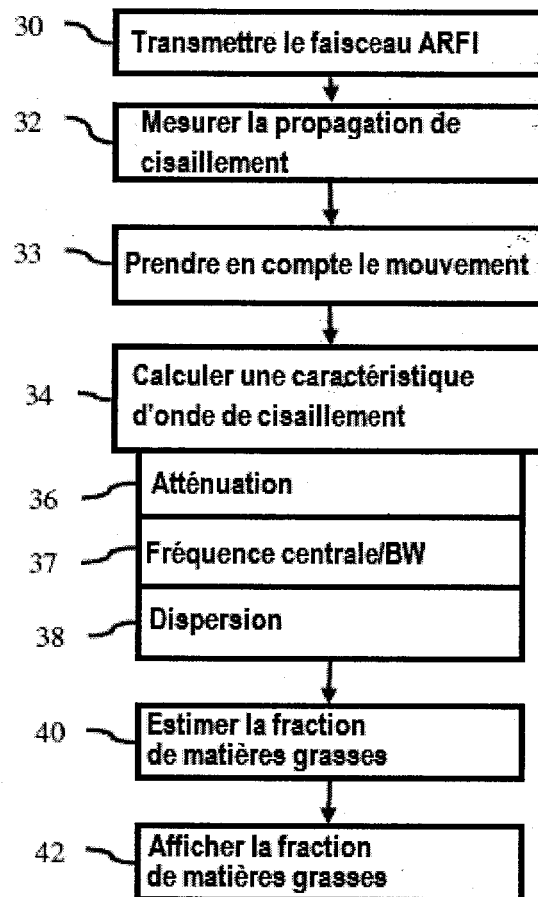


FIG. 1

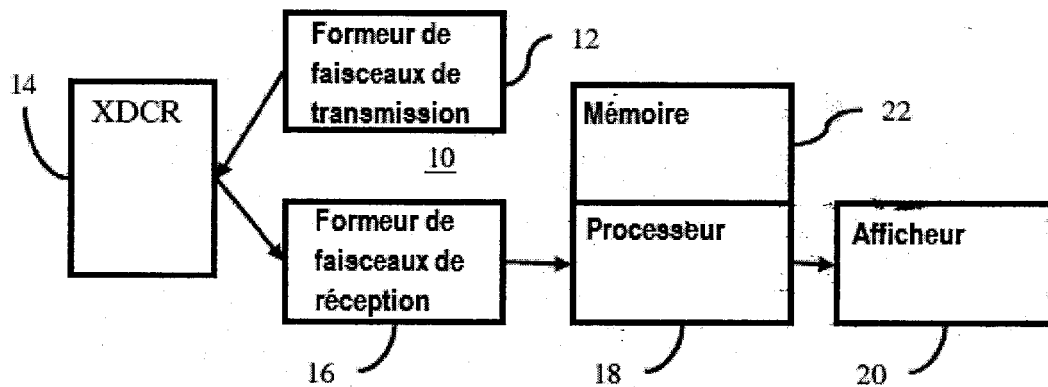


FIG. 7

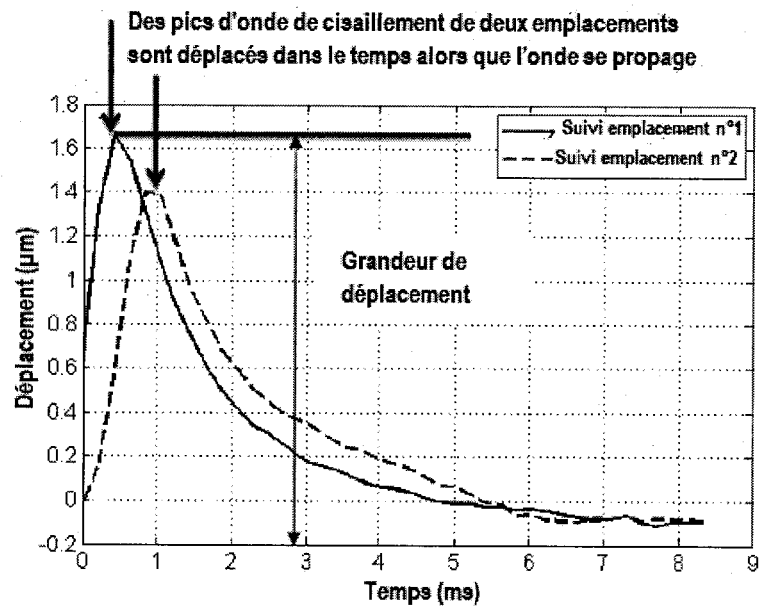


FIG. 2

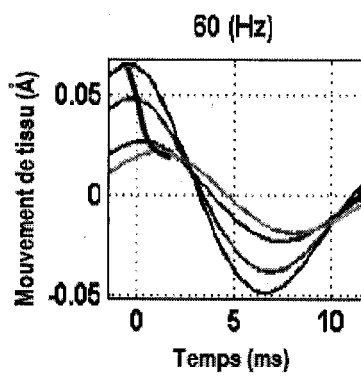


FIG. 3

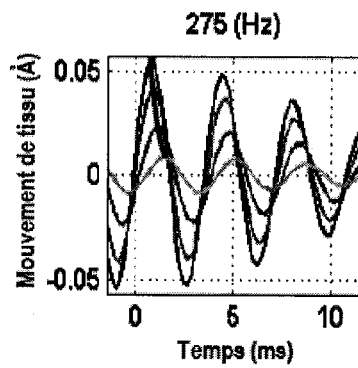


FIG. 4

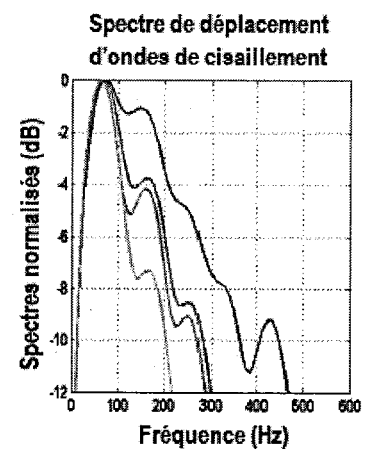


FIG. 5

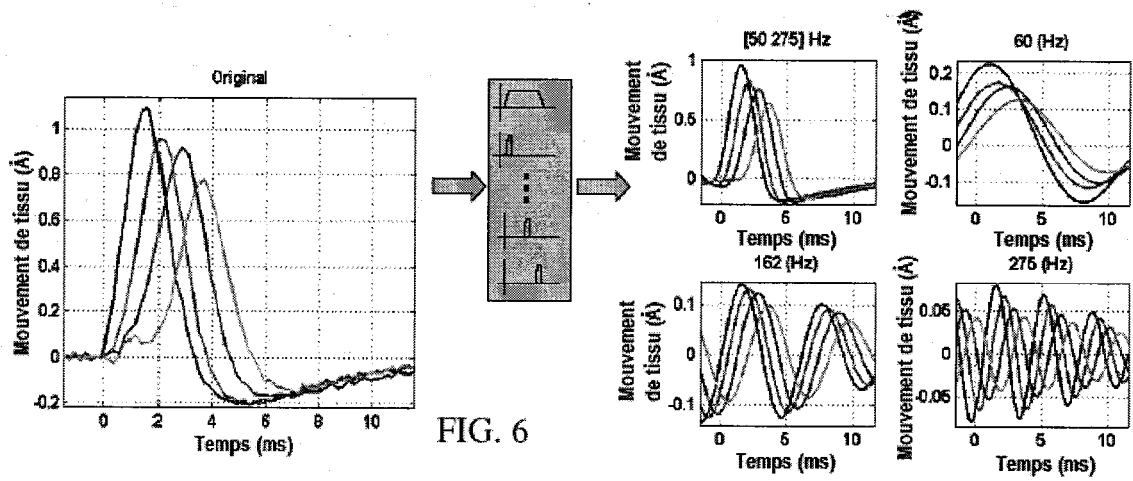


FIG. 6

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 2008/249408 A1 (PALMERI MARK L [US] ET AL) 9 octobre 2008 (2008-10-09)

WO 2013/025798 A1 (UNIV ROCHESTER [US]; BARRY CHRISTOPHER T [US]; RUBENS DEBORAH J [US];) 21 février 2013 (2013-02-21)

WO 2012/158877 A2 (UNIV ROCHESTER [US]; BARRY CHRISTOPHER T [US]; RUBENS DEBORAH J [US];) 22 novembre 2012 (2012-11-22)

US 5 606 971 A (SARVAZYAN ARMEN P [US]) 4 mars 1997 (1997-03-04)

MARK L PALMERI ET AL: "Noninvasive evaluation of hepatic fibrosis using acoustic radiation force-based shear stiffness in patients with nonalcoholic fatty liver disease", JOURNAL OF HEPATOLOGY, ELSEVIER, AMSTERDAM, NL, vol. 55, no. 3, 9 décembre 2010 (2010-12-09), pages 666-672, XP028276847, ISSN: 0168-8278, DOI: 10.1016/J.JHEP.2010.12.019 [extrait le 2011-01-21]

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

NEANT

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

NEANT