

①⑨ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
COURBEVOIE

①① N° de publication :

3 079 059

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

②① N° d'enregistrement national :

19 02517

⑤① Int Cl⁸ : **G 06 T 11/00** (2019.01), A 61 B 8/13

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

⑫② Date de dépôt : 12.03.19.

③⑦ Priorité : 13.03.18 US 15/919,903.

④③ Date de mise à la disposition du public de la
demande : 20.09.19 Bulletin 19/38.

⑤⑥ Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Ce dernier n'a pas été
établi à la date de publication de la demande.*

⑥⑦ Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

○ Demande(s) d'extension :

⑦① Demandeur(s) : *Siemens Medical Solutions USA, Inc.
Société de droit américain — US.*

⑦② Inventeur(s) : ROSENZWEIG Stephen J. et DODD
Stirling.

⑦③ Titulaire(s) : Siemens Medical Solutions USA, Inc.
Société de droit américain.

⑦④ Mandataire(s) : Office Freylinger S.A..

⑤④ Filtrage adaptatif de fouillis dans une imagerie par ultrasons basée sur une force de rayonnement
acoustique.

⑤⑦ Pour une réduction de fouillis dans une imagerie
d'élasticité par ultrasons (42), la contribution du fouillis à dif-
férentes composantes de fréquences (par exemple, la fon-
damentale de transmission et la deuxième harmonique
générée par propagation) est différente. En résultat, une dif-
férence des déplacements déterminés (40) aux différentes
bandes de fréquences est utilisée pour réduire (41) une
contribution de fouillis à des déplacements utilisés pour
l'imagerie d'élasticité (42).

FR 3 079 059 - A1



Description

Titre de l'invention : Filtrage adaptatif de fouillis dans une imagerie par ultrasons basée sur une force de rayonnement acoustique

[0001] Arrière-plan

[0002] Les présents modes de réalisation se rapportent à une imagerie d'élasticité avec des ultrasons utilisant une force de rayonnement acoustique (ARF ; acoustic radiation force). Une imagerie d'élasticité par ultrasons inclut différentes techniques d'imagerie qui caractérisent les propriétés élastiques d'un tissu, telle qu'une imagerie par impulsion de force de rayonnement acoustique (ARFI ; acoustic radiation force impulse) ou une imagerie d'élasticité par ondes de cisaillement (SWEI ; shear wave elasticity imaging). Ces techniques caractérisent une structure ou une pathologie.

[0003] Une source significative de bruit est un bruit ultrasonore provenant d'autres structures (par exemple la paroi corporelle), couramment appelé fouillis (en anglais « clutter »). Lors d'une formation de faisceau, les données contiennent une combinaison d'échos reçus provenant à la fois du tissu d'intérêt et d'autres structures. En utilisant les données pour suivre des déplacements pour une imagerie d'élasticité, le déplacement estimé est donc une combinaison de déplacements dans les autres structures et le tissu d'intérêt. Les déplacements d'autres régions sont considérés comme un bruit.

[0004] Un procédé pour séparer le signal de déplacement valide du bruit consiste à utiliser un suivi d'harmoniques. Un suivi d'harmoniques est de manière générale efficace pour séparer acoustiquement des signaux provenant de l'autre structure et du tissu d'intérêt puisque les échos reçus à l'harmonique sont préférentiellement générés dans la région de la haute pression dans le champ, qui correspond typiquement au tissu d'intérêt. D'autres procédés incluent une synthétisation d'une propagation d'ondes de cisaillement à partir de transmissions multiples de suivi, une synthétisation avec un suivi séquentiel aligné sur le temps, ou un suivi utilisant en même temps une formation de faisceaux de transmission acoustiques larges et de réception parallèles. Dans ces procédés, un suivi d'harmoniques améliore la localisation des échos reçus sur le foie, mais certains des échos reçus proviennent encore de la paroi corporelle. Pour des patients avec un indice de masse corporelle relativement élevé, une proportion plus importante des échos reçus sont un fouillis même avec un suivi d'harmoniques.

[0005] Résumé

[0006] À titre d'introduction, les modes de réalisation préférés décrits ci-après incluent des procédés, des instructions, et des systèmes pour une réduction de fouillis dans une imagerie d'élasticité par ultrasons. La contribution du fouillis à différentes com-

posantes de fréquence (par exemple la fondamentale de transmission et la deuxième harmonique générée par la propagation) est différente. En résultat, une différence de déplacements déterminée aux différentes bandes de fréquences est utilisée pour réduire une contribution de fouillis à des déplacements utilisés pour une imagerie d'élasticité.

- [0007] Sous un premier aspect, un procédé est proposé pour une réduction de fouillis dans une imagerie d'élasticité avec un dispositif de balayage à ultrasons. Une force de rayonnement acoustique est transmise depuis un transducteur du dispositif de balayage à ultrasons jusqu'à un tissu d'un patient. Le tissu répond à une contrainte causée par la force de rayonnement acoustique. Le dispositif de balayage à ultrasons transmet une séquence d'impulsions ultrasonores et reçoit des échos en réponse aux impulsions ultrasonores de la séquence. Des composantes harmoniques et fondamentales des échos ultrasonores sont isolées. Des premiers déplacements des composantes harmoniques des échos ultrasonores et des deuxièmes déplacements des composantes fondamentales des échos ultrasonores sont déterminés. Des déplacements combinés sont formés à partir d'une soustraction d'une différence par rapport aux premiers déplacements. La différence est des premiers déplacements par rapport aux premiers déplacements. Une élasticité est estimée à partir des déplacements combinés, et une image de l'élasticité est générée.
- [0008] Selon des variantes, le procédé comprend une ou plusieurs des caractéristiques ou étapes suivantes :
- [0009] l'isolation comprend l'isolation de la composante harmonique à partir de la somme des échos ultrasonores et de celles inversées des impulsions ultrasonores et l'isolation de la composante fondamentale à partir de la soustraction des échos ultrasonores de celles inversées des impulsions ultrasonores ;
- [0010] la détermination des premiers et deuxièmes déplacements comprend la détermination de premiers et deuxièmes profils de déplacements comme une fonction du temps et de l'emplacement ;
- [0011] la formation comprend la pondération de la différence, des premiers déplacements, des deuxièmes déplacements, et/ou d'une combinaison de ceux-ci ;
- [0012] la répétition de la transmission des impulsions ultrasonores, de la réception des échos ultrasonores dans le temps, de la détermination, de la formation, et de l'estimation pour différents emplacements spatiaux, et dans lequel la génération de l'image comprend la génération de l'image représentant l'élasticité comme une fonction des différents emplacements spatiaux.
- [0013] Selon un deuxième aspect, un procédé est proposé pour une réduction de fouillis dans une imagerie d'élasticité avec un dispositif de balayage à ultrasons. Des déplacements sont indépendamment déterminés à partir de composantes harmoniques et autres composantes de fréquence de signaux reçus lors d'un suivi de mouvements de tissu en

réponse à une force de rayonnement acoustique. Les déplacements à partir des composantes harmoniques et autres composantes de fréquence sont combinés. La combinaison se pondère sur la base d'une région spatiale de laquelle les signaux reçus provenaient où les composantes harmoniques et autres composantes de fréquence sont plus fortes. Une élasticité est estimée à partir des déplacements combinés, et une image de l'élasticité est générée.

- [0014] Selon des variantes, le procédé comprend une ou plusieurs des caractéristiques ou étapes suivantes :
- [0015] la détermination indépendante comprend la détermination des déplacements par rapport à l'harmonique comme des déplacements par rapport à une deuxième harmonique avec des informations réduites par rapport à une composante fondamentale des signaux reçus et la détermination des déplacements par rapport à l'autre composante de fréquence comme des déplacements par rapport à une fondamentale avec des informations réduites par rapport à la deuxième harmonique ;
- [0016] la combinaison comprend la soustraction d'une différence des déplacements de la composante de fréquence harmonique, la différence étant entre les déplacements par rapport à l'autre composante de fréquence et les déplacements par rapport à la composante de fréquence harmonique ;
- [0017] la combinaison de la pondération comprend l'utilisation d'une différence de proportion d'un signal provenant d'une paroi corporelle par rapport à un signal provenant d'un tissu d'intérêt dans les composantes harmoniques et autres composantes de fréquence.
- [0018] Selon un troisième aspect, un système est proposé pour une réduction de fouillis dans une imagerie d'élasticité. Un formeur de faisceaux de transmission est configuré pour transmettre une impulsion de force de rayonnement acoustique et des impulsions de suivi. Les impulsions de suivi ont des polarités inversées. Un formeur de faisceaux de réception est configuré pour recevoir des signaux entrelacés avec les impulsions de suivi. Un filtre est configuré pour délivrer en sortie des informations d'harmoniques paires sur la base d'une somme de signaux de réception provenant des impulsions de suivi avec les polarités inversées et pour délivrer en sortie des informations de fondamentales sur la base des signaux de réception. Un processeur d'images est configuré pour détecter des déplacements de tissu en réponse à la force de rayonnement acoustique à partir des informations d'harmoniques paires et de fondamentales et pour générer une élasticité à partir d'un composite des déplacements à partir des informations d'harmoniques paires et de fondamentales. Un afficheur est configuré pour afficher l'élasticité.
- [0019] Selon des variantes, le système comprend une ou plusieurs des caractéristiques suivantes :

- [0020] le formeur de faisceaux de transmission est configuré pour transmettre les impulsions de suivi dans une séquence avec toutes les deux impulsions étant déphasées de 180 degrés par rapport à une adjacente des impulsions, et dans lequel le filtre est configuré pour délivrer en sortie les informations de fondamentales comme une soustraction des signaux de réception des impulsions de suivi avec les polarités inversées ;
- [0021] le traitement d'image est configuré pour détecter les déplacements à partir des informations d'harmoniques paires et des informations de fondamentales séparément ;
- [0022] le traitement d'image est configuré pour générer l'élasticité à partir du composite, où le composite inclut une différence des déplacements à partir des informations d'harmoniques paires et des déplacements à partir des informations de fondamentales.
- [0023] D'autres aspects et avantages de l'invention sont discutés ci-après en conjonction avec les modes de réalisation préférés.

Brève description des dessins

- [0024] 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.
- [0025] [fig.1] est un diagramme d'ordinogramme d'un mode de réalisation d'un procédé pour une réduction de fouillis dans une imagerie d'élasticité ;
- [0026] [fig.2] illustre un exemple de séquence d'impulsions de transmission avec différentes polarités ;
- [0027] [fig.3] montre des exemples de déplacements dans le temps des fondamentales, des harmoniques, et des fondamentales et harmoniques combinées à différents emplacements d'azimut dans un fantôme ;
- [0028] [fig.4] montre un exemple d'images d'emplacements d'azimut comme une fonction du temps pour des déplacements aux fondamentales, aux harmoniques, et aux fondamentales et harmoniques combinées de la Figure 3 ;
- [0029] [fig.5] montre des exemples de déplacements dans le temps des fondamentales, des harmoniques, et des fondamentales et harmoniques combinées à différents emplacements d'azimut chez un patient à indice de masse corporelle élevé ;
- [0030] [fig.6] montre des exemples d'images d'emplacements d'azimut comme une fonction du temps pour des déplacements aux fondamentales, aux harmoniques, et aux fondamentales et harmoniques combinées de la Figure 5 ; et
- [0031] [fig.7] est un schéma de principe d'un mode de réalisation d'un système pour une réduction de fouillis dans une imagerie d'élasticité.
- [0032] Description détaillée des dessins et de modes de réalisation aujourd'hui préférés
- [0033] Une imagerie par ultrasons basée sur une force de rayonnement acoustique (ARF)

utilise un filtrage adaptatif de fouillis. Un suivi d'harmoniques de déplacements aide à localiser les déplacements, mais une partie du signal provient encore des autres structures dans certains scénarios d'imagerie (par exemple une imagerie d'élasticité du foie où un fouillis provenant de la paroi corporelle existe). Avec l'utilisation d'un suivi d'harmoniques, des déplacements sont estimés indépendamment avec la composante fondamentale des échos reçus et la composante harmonique des échos reçus. Des estimations de déplacements à partir des signaux de fondamentales et d'harmoniques sont combinées d'une façon réduisant encore le bruit de fouillis par rapport à la seule utilisation d'un suivi d'harmoniques. La proportion du signal provenant de l'autre structure et du tissu d'intérêt sont différentes dans le signal de fondamentales par rapport au signal d'harmoniques. Les données de déplacements suivis à la fois par les fondamentales et les harmoniques pondèrent préférentiellement des déplacements de régions du tissu d'intérêt où les échos du signal de fondamentales ou d'harmoniques sont plus forts. En combinant des estimations de déplacements des signaux de fondamentales et d'harmoniques, la source de bruit peut être réduite. Les sources de bruit qui corrompent les estimations de déplacements sont encore réduites par rapport à un suivi d'harmoniques, fournissant une quantification plus robuste de la rigidité de tissu.

[0034] La Figure 1 montre un mode de réalisation d'un procédé pour une réduction de fouillis dans une imagerie d'élasticité avec un dispositif de balayage à ultrasons (en anglais « ultrasound scanner »). En utilisant une quelconque technique de transmission et/ou de réception, des signaux de réception dans différentes bandes de fréquences sont créés. Des déplacements sont calculés pour chaque bande de fréquences. Les déplacements sont combinés de manière à réduire le fouillis. Pour encore améliorer la localisation du déplacement estimé à l'intérieur du tissu d'intérêt (par exemple le foie), un filtrage adaptatif de fouillis combine des déplacements estimés à partir des différentes bandes de fréquences tout en utilisant un suivi d'harmoniques. Une image d'élasticité est générée à partir des déplacements combinés, fournissant de meilleures images du patient et/ou plus de précision des valeurs d'élasticité.

[0035] Le procédé est mis en œuvre par le système de la Figure 7 ou un système différent. Des formeurs de faisceaux de transmission et de réception utilisent un transducteur pour transmettre et recevoir au et du patient, incluant l'application d'une ARFI comme une impulsion de poussée et le suivi de la réponse de tissu aux actions 28-38. Le tissu au niveau du foyer d'ARFI ou le tissu soumis à une onde de cisaillement espacée du foyer est suivi. Un filtre peut isoler des informations à différentes bandes de fréquences à l'action 39. Un processeur d'images détermine le mouvement de tissu, combien des déplacements, et génère l'image d'élasticité aux actions 40-46. Des dispositifs différents, tels que d'autres parties d'un dispositif de balayage à ultrasons, peuvent mettre en œuvre l'une quelconque des actions.

- [0036] Des actions additionnelles, différentes ou en nombre moindre peuvent être prévues. Par exemple, les actions 28, 30 et/ou 32 ne sont pas mises en œuvre. Comme un autre exemple, des actions pour configurer le dispositif de balayage à ultrasons, positionner le transducteur, et/ou enregistrer les résultats sont prévues.
- [0037] Les actions sont mises en œuvre dans l'ordre décrit ou montré (à savoir de haut en bas), mais peuvent être mises en œuvre dans d'autres ordres. Par exemple, l'action 28 peut être mise en œuvre après l'action 38. Comme un autre exemple, les actions 36 et 38 sont mises en œuvre en parallèle ou répétées (par exemple, transmission, puis réception, puis transmission, puis réception, et cætera).
- [0038] À l'action 28, le dispositif de balayage à ultrasons détecte des informations de référence de tissu. Pour déterminer le déplacement causé par l'ARFI, le tissu au repos ou non soumis à l'ARFI est balayé. Le balayage est effectué avant la transmission de l'ARFI à l'action 34 mais peut être mis en œuvre à d'autres moments. Puisque la réponse du tissu à la contrainte peut être mesurée avant, après ou les deux par rapport au pic de contrainte, la transmission pour la position de référence du tissu est mise en œuvre avant l'application de la contrainte ou après que le tissu est revenu à l'état de repos.
- [0039] Les actions 30 et 32 fournissent deux exemples de balayage pour les informations de référence. À l'action 30, une séquence d'impulsions est transmise au tissu avant l'application d'une contrainte et une mesure de la réponse de tissu à la contrainte. La séquence est la même que celle prévue à l'action 36, telle qu'étant une séquence d'impulsions ayant toutes une même bande de fréquences et une même fréquence centrale. Un ensemble de N impulsions est transmis avant que l'ARFI soit appliquée et est utilisé pour acquérir des données de référence pour une estimation de déplacements. N peut être un quelconque entier positif pour chaque emplacement spatial ou groupe d'emplacements spatiaux.
- [0040] À l'action 32, des informations de référence sont reçues. Des signaux électriques générés par le transducteur en réponse à des échos des transmissions sont reçus. Les signaux sont séparés par bande de fréquences, tel que par filtrage, démodulation et filtrage, et/ou phasage (inversion) d'impulsions. Des paires en phase et en quadrature (IQ) d'échantillons formés en faisceaux pour chaque signal séparable sont générées. À titre d'alternative, les informations de référence ne sont pas séparées par composante de fréquence.
- [0041] Les données formées en faisceaux sans détection sont utilisées comme la référence. Dans d'autres modes de réalisation, les signaux séparés sont utilisés pour détecter des informations de référence de tissu. Un type quelconque de détection peut être utilisé, tel qu'une détection en mode B de l'intensité. Les informations détectées répondent à la transmission avant l'application de la contrainte à l'action 30. Les informations de

tissu sont détectées séparément pour différentes fréquences. À titre d'alternative, les informations de tissu sont détectées sur la base d'une moyenne de différentes fréquences ou sur la base d'une fréquence.

- [0042] À l'action 34, le dispositif de balayage à ultrasons utilise le transducteur pour appliquer une contrainte au tissu. Par exemple, une ARFI focalisée sur la région d'intérêt ou un point est transmise. Lorsque l'ARFI est appliquée à une zone focalisée, le tissu répond à la force appliquée par un déplacement. Par rapport à un emplacement d'origine ou un état de repos, le tissu est déplacé. À chaque emplacement spatial donné, ce déplacement augmente et ensuite revient à zéro, résultant en un profil de déplacement temporel. Les propriétés de tissu affectent le déplacement.
- [0043] L'ARFI peut être générée par une forme d'onde pulsée cyclique d'un nombre quelconque de cycles (par exemple des dizaines ou des centaines de cycles). Par exemple, l'ARFI est transmise comme une impulsion de poussée avec 100-1 000 cycles. L'onde acoustique transmise se propage jusqu'à la région d'intérêt, causant un dépôt d'énergie et induisant un déplacement de tissu.
- [0044] Les actions 36 et 38 sont mises en œuvre après que la force de rayonnement a été appliquée et tandis que le tissu répond à la contrainte. Par exemple, la transmission et la réception ont lieu après une application ou un changement de la contrainte et avant que le tissu n'atteigne un état de repos. La détection de mouvement à l'action 40 est effectuée en temps réel avec la réception de l'action 38. À titre d'alternative, la détection de l'action 40 est effectuée à partir de signaux stockés après que le tissu a atteint l'état de repos.
- [0045] La réponse de tissu au niveau de lignes de balayage pour des faisceaux de réception est détectée. Des données ultrasonores sont reçues en réponse à des transmissions d'ultrasons. Les transmissions et les réceptions sont effectuées pour un emplacement spatial unique (par exemple un point adjacent à un foyer de la contrainte appliquée), le long d'une ligne, sur une zone, ou sur un volume. Une séquence de transmissions et de réceptions est prévue pour chaque emplacement spatial pour un suivi dans le temps. En utilisant la réception de faisceaux de réception multiples en réponse à chaque transmission de suivi, des données pour une pluralité d'emplacements latéralement espacés et/ou de profondeurs peuvent être reçues simultanément.
- [0046] À l'action 36 pour le suivi, le dispositif de balayage à ultrasons transmet une séquence de faisceaux de transmission. Une pluralité de signaux ultrasonores est transmise au tissu répondant à la contrainte. Les signaux de la pluralité sont transmis dans des événements de transmission séparés. Un événement de transmission est un intervalle contigu où des transmissions ont lieu sans réception d'échos en réponse à la transmission. Lors de la transmission, il n'y a pas de réception. Lorsqu'une séquence d'événements de transmission est mise en œuvre, une séquence correspondante

d'événements de réception est également mise en œuvre à l'action 38. Un événement de réception est mis en œuvre en réponse à chaque événement de transmission et avant l'événement de transmission suivant.

- [0047] Pour un événement de transmission, un faisceau de transmission est formé. Chaque faisceau de transmission a une réponse en fréquence. Par exemple, un faisceau de transmission est formé par une impulsion de 2 cycles à 2,0 MHz. Le spectre de l'impulsion fournit un pic d'énergie à 2,0 MHz sans aucun autre pic dans une plage de baisse de 10 ou 20 dB à une autre fréquence. Une largeur de bande quelconque peut être prévue. Cette bande de fréquences de transmission est une bande de fréquences fondamentales.
- [0048] Les impulsions pour former les faisceaux de transmission sont d'un nombre quelconque de cycles. Par exemple, trois cycles ou plus peuvent être utilisés. Un nombre plus grand de cycles peut réduire la largeur de bande des impulsions, permettant une séparation de fréquences plus complète à la réception. Une enveloppe, un type d'impulsion (par exemple unipolaire, bipolaire ou sinusoïdale) ou une forme d'onde quelconques peuvent être utilisés.
- [0049] Pour une réduction de fouillis, la séquence de faisceaux de transmission peuvent tous avoir une même fréquence centrale et une même largeur de bande. Par exemple, chaque transmission dans la fréquence a une fréquence centrale de 2,0 MHz avec une même impulsion ou largeur de bande. Lorsqu'une inversion d'impulsion ou autre phasage est utilisée, différentes impulsions de transmission et différents faisceaux correspondants peuvent avoir différentes phases et/ou amplitudes maximum. Par exemple, les impulsions de transmission dans la séquence sont déphasées de 180 degrés (par exemple 0 degré, 180 degrés, 0 degré, 180 degrés ...). Un motif de répétition des différentes impulsions est utilisé. Un motif quelconque peut être utilisé, tel qu'un motif une sur deux ou une sur trois. Un nombre quelconque de différentes impulsions de transmission peut être utilisé dans la séquence.
- [0050] La Figure 2 montre un exemple d'une séquence d'impulsions ultrasonores ayant deux polarités différentes. Chaque flèche pleine représente un faisceau de transmission avec une impulsion ayant une phase (par exemple des impulsions commençant à une tension basse ou une phase à 0 degré), et chaque flèche tiretée représente un faisceau de transmission avec une impulsion ayant une autre phase (par exemple des impulsions commençant à une tension haute ou une phase à 180 degrés). Le bloc plein représente la transmission ARFI de l'action 34, de sorte que la Figure 2 montre la séquence de faisceaux de transmission avec des phases alternées d'inversion d'impulsions tant avant qu'après l'ARFI, mettant ainsi en œuvre les deux actions 30 et 36. Un nombre quelconque de faisceaux de transmission peut être utilisé avant et/ou après l'ARFI. Une séquence quelconque de transmissions d'imagerie d'harmoniques peut être

utilisée.

- [0051] À l'action 38, le transducteur reçoit des échos ultrasonores en réponse à chaque événement de transmission. Le transducteur convertit les échos en signaux de réception, qui sont formés en faisceaux de réception en données ultrasonores représentant un ou plusieurs emplacements spatiaux. Le dispositif de balayage à ultrasons reçoit une séquence de signaux de réception où des faisceaux de réception sont reçus en réponse à chacun des faisceaux de transmission dans la séquence de transmission.
- [0052] La réception est entrelacée avec la transmission de la séquence. Pour chaque événement de transmission, un événement de réception a lieu. L'événement de réception est un intervalle continu pour recevoir des échos provenant de la profondeur ou des profondeurs d'intérêt. L'événement de réception a lieu après la fin de l'événement de transmission. Après que le transducteur a terminé la génération d'énergie acoustique pour une transmission donnée, le transducteur est utilisé pour la réception des échos en réponse. Le transducteur est ensuite utilisé pour répéter une autre paire d'événements de transmission et de réception pour le même emplacement spatial ou les mêmes emplacements spatiaux, fournissant l'entrelacement (par exemple transmission, réception, transmission, réception ...) pour suivre la réponse de tissu dans le temps.
- [0053] La Figure 2 montre une séquence d'impulsions pour une imagerie d'harmoniques à deux impulsions pour une imagerie d'élasticité basée sur une force de rayonnement. Les opérations de transmission et de réception sont entrelacées. Les opérations de transmission pour les impulsions de transmission à polarités différentes sont entrelacées, de sorte que les opérations de réception correspondantes pour les transmissions à polarités différentes sont entrelacées.
- [0054] Le dispositif de balayage à ultrasons transmet une séquence de premières impulsions ultrasonores ayant un premier phasage par rapport à d'autres impulsions. Dans cet exemple, chaque autre impulsion de transmission sur deux a le même phasage. En réponse à chacune de ces impulsions de transmission, le dispositif de balayage à ultrasons reçoit des premiers échos ultrasonores. Les échos sont reçus en réponse à chaque transmission, de sorte qu'une séquence de premiers échos ultrasonores sont reçus entrelacés avec les transmissions des premières impulsions ultrasonores. Dans l'exemple de la Figure 2, cet événement de transmission, puis cet événement de réception pour une phase donnée a lieu neuf fois. Un événement de réception a lieu entre chaque événement de transmission représenté par une flèche sur la Figure 2, de sorte que la réception des premiers échos ultrasonores pour un événement a lieu avant la transmission des deuxièmes impulsions ultrasonores suivantes.
- [0055] Le dispositif de balayage à ultrasons transmet également une séquence de deuxièmes

impulsions ultrasonores à une deuxième phase. La deuxième phase est différente de la première phase, tel que de 180 degrés (polarité opposée). Le dispositif de balayage à ultrasons transmet une séquence des deuxièmes impulsions ultrasonores ayant un deuxième phasage relatif. Dans cet exemple, chaque impulsion de transmission sur deux a la même deuxième phase. Les deuxièmes impulsions ultrasonores sont transmises dans des événements de transmission séparés (à savoir séparées par des événements de réception) les uns des autres et des événements de transmission pour les premières impulsions ultrasonores.

[0056] En réponse à chacune de ces deuxièmes impulsions de transmission, le dispositif de balayage à ultrasons reçoit des deuxièmes échos ultrasonores. Les échos sont reçus en réponse à chaque deuxième transmission, de sorte qu'une séquence de deuxièmes échos ultrasonores sont reçus entrelacés avec les transmissions des deuxièmes impulsions ultrasonores. Une séquence de deuxièmes échos ultrasonores sont reçus pour la séquence de deuxièmes impulsions ultrasonores. Dans l'exemple de la Figure 2, cet événement de transmission, puis cet événement de réception pour une phase donnée a lieu neuf fois. Un événement de réception a lieu entre chaque événement de transmission représenté par une flèche sur la Figure 2, de sorte que la réception des deuxièmes échos ultrasonores pour un événement a lieu avant la transmission des premières impulsions ultrasonores suivantes.

[0057] Dans d'autres modes de réalisation, la séquence d'impulsions de suivi utilise des impulsions identiques tout le temps. Plutôt que de faire varier la phase et/ou l'amplitude, les mêmes phase et amplitude sont utilisées pour chaque événement de transmission pour suivre un mouvement de tissu à partir d'une ARFI donnée.

[0058] À l'action 39, un filtre ou un processeur d'images isole différentes composantes de fréquences des échos ultrasonores. Les signaux formés en faisceaux sont filtrés pour déterminer des composantes à différentes bandes de fréquences. Une quelconque largeur de bande et/ou de quelconques fréquences centrales peuvent être utilisées. Les bandes de fréquences peuvent ou peuvent ne pas se chevaucher.

[0059] Dans un mode de réalisation, les bandes fondamentales et harmoniques sont utilisées. La fondamentale (à savoir la première harmonique) est la bande de fréquences et la fréquence centrale de l'impulsion de transmission. L'harmonique est une quelconque harmonique fractionnelle (par exemple $\frac{1}{2}$) ou entière autre que la première harmonique (à savoir la fondamentale). L'harmonique est une bande de fréquences où une majeure partie du contenu du signal provient d'un signal généré par propagation et/ou écho plutôt que d'être transmis. Une partie de fondamentale peut être dans l'harmonique, mais une majeure partie du signal (par exemple zone sous le spectre) est l'harmonique. De façon similaire, une partie d'harmonique peut être dans la fondamentale, mais une majeure partie du signal est la fondamentale.

- [0060] L'isolation peut ne pas être absolue. Une réduction de 10 dB ou plus de fréquences hors de la bande de fréquences est prévue pour l'isolation. Dans d'autres modes de réalisation, l'isolation est suffisante pour que des signaux de composantes répondent à différents niveaux de fouillis.
- [0061] Dans un mode de réalisation, l'isolation se fait par inversion d'impulsions. En additionnant des signaux répondant à des impulsions de transmission avec une phase opposée, les composantes de fréquences harmoniques impaires et/ou fondamentales sont réduites ou annulées. Les informations résultantes de seconde harmonique et/ou d'harmoniques paires fournissent des informations comme une composante de fréquence. En soustrayant les signaux répondant aux impulsions de transmission avec une phase opposée, les harmoniques paires et/ou la deuxième harmonique sont réduites ou annulées. La fondamentale résultante (à savoir la bande de fréquences d'impulsions de transmission et/ou la fréquence centrale) et/ou les informations d'harmoniques impaires fournissent des informations comme une autre composante de fréquence. Cette addition et cette soustraction sont répétées sur la séquence (par exemple fenêtre temporelle mobile de deux événements de transmission-réception), fournissant une séquence de signaux aux différentes composantes de fréquence.
- [0062] Une autre inversion d'impulsions, tel qu'en utilisant trois impulsions de transmission ou plus et trois signaux de réception correspondants ou plus, pour isoler des informations à des fréquences désirées peut être utilisée. Par exemple, une fondamentale cubique est isolée en utilisant trois phases et amplitudes relatives différentes pour transmission et en combinant les signaux de réception correspondants. Comme un autre exemple, les signaux de réception à la bande de fréquences de fondamentale utilisent des signaux de réception d'une impulsion de transmission donnée sans soustraction ni addition.
- [0063] Dans un autre mode de réalisation, les signaux de réception sont filtrés en bandes pour différentes fréquences. Pour fournir des informations à plus d'une bande de fréquences, la bande de fréquences est séparée en deux sous-bandes ou plus. Les signaux de réception et/ou les échantillons formés en faisceaux sont filtrés pour isoler des informations à différentes fréquences centrales et/ou bandes de fréquences. Par exemple, les signaux de réception en réponse à une impulsion de transmission à 1-2 MHz sont à 1-3 MHz (fréquence centrale de 2 MHz), sont ainsi filtrés en deux bandes de 1-2 MHz (fréquence centrale de 1,5 MHz) et 2-3 MHz (fréquence centrale de 2,5 MHz). Une des composantes de fréquence inclut au moins une partie de la bande à l'extérieur de la fondamentale ou de la bande de transmission.
- [0064] Dans le cas de données de radiofréquence (RF), des filtres passe-bande multiples sont appliqués aux signaux de réception bruts. Pour des données en phase et en quadrature (IQ), des filtres passe-bas complexes sont appliqués aux signaux démodulés ou

convertis à la baisse. Un autre filtrage peut être utilisé.

- [0065] À l'action 40, le processeur d'images détermine des déplacements à partir des différentes composantes de fréquences. Par exemple, des déplacements sont déterminés séparément pour des composantes d'harmoniques des échos ultrasonores et des composantes de fondamentales des échos ultrasonores.
- [0066] Le dispositif de balayage à ultrasons détermine des mouvements de tissu à l'action 40. Un mouvement de tissu est détecté comme un déplacement dans une, deux ou trois dimension(s). Par exemple, le déplacement de tissu le long de lignes de balayage est déterminé. Un mouvement en réponse à la force appliquée, à l'onde de cisaillement ou autre onde générée peut être détecté. Le mouvement de tissu est détecté à différents moments. Les différents moments correspondent aux différents balayages de suivi (à savoir paires d'événements de transmission et de réception).
- [0067] Le déplacement est mesuré avec des échantillons formés en faisceaux (par exemple données I/Q ou RF pour des lignes de balayage), mais des données de tissu (par exemple données en mode B détectées à partir d'échantillons formés en faisceaux) ou des données de flux (par exemple vitesse estimée à partir d'échantillons formés en faisceaux) peuvent être utilisées.
- [0068] Un mouvement de tissu est détecté en estimant un déplacement par rapport aux informations de référence de tissu. Une corrélation, une corrélation croisée, une estimation de décalage de phase, une somme minimum de différences absolues ou autre mesure de similarité est utilisée pour déterminer le déplacement entre balayages (par exemple entre la référence et le courant). Par exemple, chaque paire de données IQ est corrélée à sa référence correspondante pour obtenir le déplacement le long d'une dimension (par exemple le long de la ligne de balayage). Des données représentant une pluralité d'emplacements spatiaux sont corrélées avec les données de référence. Comme un autre exemple, des données provenant d'une pluralité d'emplacements spatiaux (par exemple le long des lignes de balayage) 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 noyau de 64 profondeurs avec la profondeur centrale étant le point pour lequel le profil est calculé) est effectuée. Le décalage spatial avec la corrélation la plus élevée ou suffisante à un moment donné indique la quantité de déplacement.
- [0069] La surveillance est effectuée pour un nombre quelconque de lignes de balayage. Par exemple, quatre, huit, seize, trente-deux, soixante-quatre ou autre nombre des faisceaux de réception sont formés en réponse à chaque transmission. Dans d'autres modes de réalisation, un seul faisceau de réception ou autres nombres de faisceaux de réception sont formés en réponse à chaque transmission.
- [0070] Pour chaque emplacement, le déplacement comme une fonction du temps est

déterminé. Après transmission de la force de rayonnement acoustique pour induire un déplacement, des transmissions configurées pour une imagerie en mode B sont effectuées répétitivement le long d'une seule ligne de balayage, et des réceptions le long d'un nombre quelconque de lignes de balayage adjacentes sont effectuées. Chaque répétition surveille la même région ou les mêmes emplacements pour déterminer une réponse de tissu pour ces emplacements. En répétant la transmission des impulsions ultrasonores et la réception des échos ultrasonores dans le temps, les déplacements dans le temps sont déterminés. Le suivi est répété. La répétition est pour différents événements de transmission et de réception. Un nombre quelconque de M répétitions peut être utilisé, tel que répéter environ 50-100 fois. Les répétitions ont lieu aussi fréquemment que possible tandis que le tissu récupère de la contrainte, mais sans interférer avec la réception. Le profil de déplacement temporel de tissu est obtenu en transmettant et en recevant répétitivement des signaux à et de la même zone cible d'une manière similaire à la méthode Doppler.

[0071] Les déplacements sont déterminés séparément pour les signaux de réception à différentes fréquences. Deux séquences temporelles ou plus de déplacements sont déterminées pour un emplacement donné à partir des deux séquences temporelles ou plus de signaux reçus à deux fréquences centrales ou bandes de fréquences respectives ou plus. Un mouvement de tissu est détecté à partir des signaux aux différentes fréquences. Des déplacements sont estimés pour chaque bande de fréquences, tels que des déplacements dans le temps pour une composante de fondamentale et pour une composante de seconde harmonique. Des déplacements sont indépendamment déterminés à partir des différentes composantes de fréquences en utilisant les signaux isolés pour les différentes composantes de fréquences. Par exemple, une corrélation d'échantillons formés en faisceaux (par exemple, données I/Q) isolés pour la seconde harmonique avec des informations réduites d'une composante de fondamentale des signaux reçus est utilisée pour déterminer des déplacements par rapport aux informations de référence à la seconde harmonique, et une corrélation d'échantillons formés en faisceaux isolés pour une autre composante de fréquences (par exemple fondamentale ou fréquence de transmission) avec des informations réduites de la seconde harmonique des signaux reçus est utilisée pour déterminer des déplacements par rapport aux informations de référence à l'autre fréquence.

[0072] Des profils de déplacements comme une fonction du temps pour différents emplacements et/ou comme une fonction de l'emplacement pour différents moments sont déterminés. Un nombre quelconque d'emplacements et/ou de moments peut être utilisé. Pour chaque emplacement et chaque moment, des déplacements multiples correspondant aux différentes bandes de fréquences sont fournis.

[0073] À l'action 41, le processeur d'images forme des déplacements combinés. Pour

chaque emplacement et/ou temps, les déplacements à partir des différentes bandes de fréquences sont combinés. Dans un mode de réalisation, les déplacements à partir de la composante de fréquences d'harmoniques sont combinés avec les déplacements à partir de l'autre composante de fréquences (par exemple la fondamentale).

[0074] La combinaison agit pour réduire le fouillis. La combinaison pondère sur une région spatiale de laquelle les signaux reçus provenaient où les composantes d'harmoniques et autres composantes de fréquences sont plus fortes. Plutôt que de calculer la moyenne, tel qu'une composition de fréquences pour réduire un chatoiement, la combinaison utilise les différentes forces de réponse au fouillis pour réduire le fouillis. La pondération dans la combinaison pour réduire le fouillis utilise une différence de proportion du signal provenant d'une paroi corporelle ou autre structure sur le signal provenant du tissu d'intérêt (par exemple le foie).

[0075] Une quelconque fonction de combinaison pour annuler le fouillis peut être utilisée. Une différence représentée par une soustraction et/ou un rapport est utilisée pour réduire le fouillis. Par exemple, la différence de déplacements suivis avec le signal d'harmonique et de déplacements suivis avec le signal de fondamentale est trouvée, et ensuite cette différence est soustraite des déplacements suivis avec le signal d'harmonique. Cette combinaison est représentée par :

[0076] $uc = uh - (uf - uh), (1)$

[0077] où uc est le déplacement combiné, uf est le déplacement suivi avec le signal de fondamentale, et uh est le déplacement suivi avec le signal d'harmonique. Des poids peuvent être ajoutés à l'un quelconque des termes, tel qu'en pondérant la différence, le déplacement d'harmonique, et/ou le déplacement de fondamentale. Le suivi de la fondamentale peut être utilisé, où la différence est soustraite ou ajoutée au déplacement de fondamentale. La différence peut être du déplacement de fondamentale par rapport à l'harmonique. Un rapport peut être utilisé. Des constantes ou autres variables peuvent être ajoutées.

[0078] Dans l'estimation de déplacement combiné de l'équation 1 lorsqu'elle est appliquée à une imagerie par onde de cisaillement du foie, le signal provenant de la paroi corporelle est réduit par rapport au signal provenant de l'intérieur du foie. De plus, dans des supports à faible bruit, les signaux de déplacements sont préservés puisque les déplacements suivis avec des signaux de fondamentales et les déplacements suivis avec des signaux d'harmoniques sont les mêmes ou similaires. Le filtrage de fouillis s'adapte de telle manière que des patients avec un bruit supérieur (par exemple IMC supérieur) ont plus de fouillis enlevé.

[0079] La combinaison fournit un déplacement combiné pour chaque emplacement et moment. Des profils de déplacements temporels et/ou spatiaux sont fournis pour générer une image d'élasticité en utilisant une quelconque estimation d'élasticité.

- [0080] À l'action 42, le dispositif de balayage à ultrasons génère une image d'élasticité. L'élasticité et l'image résultante sont basées sur les mouvements de tissu déterminés à partir des déplacements après filtrage du fouillis (par exemple après combinaison de déplacements à partir de bandes de fréquences harmoniques et fondamentales). Lorsque les déplacements calculés en utilisant des informations provenant des différentes fréquences sont composés, l'élasticité estimée à partir des déplacements inclut la réduction de fouillis. Des élasticités sont délivrées en sortie pour un emplacement ou plus et sont basées sur une certaine combinaison de déplacements à partir d'informations ayant différentes contributions relatives au fouillis.
- [0081] La génération de l'image de l'action 42 est représentée comme une estimation de l'élasticité à l'action 44 et la création de l'image à l'action 46. D'autres représentations peuvent être utilisées pour dériver des valeurs de sortie utilisées pour imager à partir des déplacements combinés.
- [0082] Dans un mode de réalisation de l'action 44, le moment de survenue du pic de déplacement combiné est utilisé pour représenter l'élasticité du tissu pour cet emplacement. Le moment du pic de déplacement combiné dans le profil de déplacement est déterminé en une pluralité d'emplacements et utilisé pour estimer une vitesse d'onde, tel que dans une imagerie par vitesse d'onde de cisaillement. Une pluralité de répétitions des événements de transmission et de réception aux actions 36, 38 fournissent des échantillons sur une période.
- [0083] Le pic de déplacement peut être identifié en trouvant un déplacement combiné maximum. Pour une imagerie par onde de cisaillement, le profil temporel pour un emplacement donné indique la détection de l'onde de cisaillement. Un pic dans le profil, avec ou sans filtrage passe-bas temporel, indique le passage du front d'onde de cisaillement. Dans un autre mode de réalisation, une relation de phase entre des profils de déplacement en différents emplacements est utilisée pour estimer la vitesse sans identifier le pic de déplacement.
- [0084] Dans un autre mode de réalisation, une courbe est ajustée sur des échantillons de mouvements de tissu. Un quelconque ajustement de courbe peut être utilisé. Par exemple, une régression est appliquée. Puisque la vitesse d'onde de cisaillement est linéaire, une régression linéaire robuste avec détection automatisée de valeurs aberrantes peut indiquer la vitesse d'onde de cisaillement. Les données ultrasonores pour tous les points échantillons dans la région d'intérêt sont représentées graphiquement pour une distance comme une fonction du temps ou par le temps et la distance. La régression linéaire est appliquée au graphe ou aux données, fournissant un ajustement de ligne pour les données. Dans un autre exemple, une interpolation spline est utilisée. Après le tri des données des profils, une interpolation spline cubique est utilisée pour reconstruire le profil de déplacement temporel final. Dans d'autres modes

de réalisation, une transformée de Fourier est utilisée. La courbe est identifiée dans le domaine fréquentiel après suppression de composantes à des fréquences non désirées. La transformée inverse fournit la courbe temporelle.

- [0085] La réponse de tissu, telle que le pic, peut être utilisé comme un résultat. Une vitesse de cisaillement est obtenue en déterminant une durée de la génération de l'onde de cisaillement jusqu'à la détection de l'onde de cisaillement en un emplacement différent. La distance est connue à partir de l'espacement de lignes de balayage (à savoir la position de faisceau de transmission pour générer l'onde de cisaillement et la position de faisceau de réception pour détecter l'onde de cisaillement). La durée est connue à partir de la durée relative entre la génération et la détection de l'onde de cisaillement.
- [0086] Comme un autre exemple, une caractéristique est extraite des profils temporels. Une décomposition de composantes principales peut être utilisée. Une corrélation entre les différents profils temporels est effectuée. Le décalage associé avec les différentes distances pour les différents profils temporels fournit la vitesse de cisaillement. À titre d'alternative, une analyse d'ondelettes peut être effectuée. Une transformée d'ondelettes est appliquée aux profils temporels pour identifier un pic ou autre caractéristique correspondant à l'onde de cisaillement. Une valeur de vitesse est identifiée à partir du temps de déplacement du pic jusqu'à chaque emplacement spatial.
- [0087] À titre d'alternative, d'autres calculs sont effectués pour l'estimation de l'élasticité. Une propriété mécanique de tissu peut être caractérisée comme une fonction de la réponse de tissu. Le pic et son emplacement temporel dans le profil de déplacement temporel peuvent être utilisés pour caractériser une propriété mécanique de tissu, telle qu'une déformation, un taux de déformation, une élasticité, une viscosité, une impédance, et autres. Une quelconque information d'élasticité peut être estimée.
- [0088] L'élasticité en un emplacement est estimée. La valeur unique d'élasticité peut être une moyenne de valeurs provenant d'emplacements environnants. Pour créer une image spatiale à l'action 46, les élasticités en différents emplacements sont estimées à l'action 44. La transmission des impulsions ultrasonores, la réception des échos ultrasonores dans le temps, la détermination de déplacements, et l'estimation pour différents emplacements spatiaux sont répétées. Les estimations d'élasticité résultantes pour différents emplacements sont utilisées pour générer une image d'élasticité représentant une élasticité dans une, deux, ou trois dimension(s). L'élasticité délivrée en sortie pour les différents emplacements spatiaux est utilisée dans une imagerie d'élasticité.
- [0089] La transmission de l'impulsion ARFI peut être ou ne pas être répétée. Pour surveiller une région plus grande, des faisceaux de réception additionnels peuvent être formés en réponse au faisceau de transmission de surveillance. À titre d'alternative, une autre impulsion ARFI est transmise et les faisceaux de transmission et les faisceaux de

réception sont prévus en différents emplacements spatiaux. Dans un exemple de région de surveillance de 6 mm x 10 mm, 36 lignes de balayage de réception peuvent être prévues. À quatre faisceaux de réception par faisceau de transmission, le processus est répété pour des espacements latéraux différents neuf fois. Pour chaque emplacement de faisceau de réception, un profil temporel d'informations de mouvement est fourni, représenté par les données ultrasonores.

[0090] Les faisceaux peuvent être acquis pour une profondeur. À titre d'alternative, l'échantillonnage peut être agencé pour fournir une grille couvrant la totalité de l'étendue axiale de la région d'intérêt. Dans un autre mode de réalisation, des échantillons sont obtenus à des profondeurs multiples pour chaque faisceau de réception. Un profil temporel séparé est fourni pour chaque profondeur axiale ainsi que chaque emplacement latéral. Un nombre quelconque de profondeurs peut être utilisé, tel qu'environ 200 échantillons pour 5 mm ou 400 échantillons pour 10 mm.

[0091] Des données ultrasonores représentant différents emplacements dans la région d'intérêt sont obtenues. Un mouvement de tissu pour chaque emplacement est déterminé comme une fonction du temps. Pour chaque emplacement, les informations de mouvement représentent la réponse à différents moments, fournissant un profil temporel. D'autres balayages, surveillances ou techniques peuvent être utilisés pour obtenir des données ultrasonores pour estimer une image d'élasticité.

[0092] À l'action 46, le dispositif de balayage à ultrasons génère une image d'une élasticité délivrée en sortie. Dans un mode de réalisation, l'image est une image de vitesse d'onde de cisaillement. La vitesse d'onde de cisaillement comme une fonction de l'emplacement est délivrée en sortie. D'autres informations d'élasticité peuvent être utilisées. Dans des modes de réalisation autres ou additionnels, l'élasticité est délivrée en sortie comme une valeur (par exemple, vitesse d'onde de cisaillement pour un point sélectionné). Un graphique, une table, ou un diagramme d'élasticités peut être délivré(e) en sortie comme l'image. Du fait du filtrage adaptatif de fouillis, une quelconque élasticité délivrée en sortie peut être plus précise, représentant une élasticité avec moins de contribution du fouillis.

[0093] La Figure 3 montre des profils de déplacements dans le temps pour vingt faisceaux de réception parallèles différents sur un fantôme. Les profils de déplacements sont déterminés à partir de la transmission d'une ARFI, et ensuite d'un suivi dans le temps en utilisant des faisceaux de réception formés simultanément pour vingt lignes de balayage de réception à chaque moment. Les profils de déplacements pour la bande fondamentale contiennent principalement des harmoniques impaires et principalement la composante fondamentale par rapport à d'autres harmoniques impaires. Des impulsions de suivi à polarité inverse avec soustraction de signaux reçus sont utilisées pour isoler à la bande de fréquences de fondamentale (à savoir de transmission). Les

profils de déplacements pour l'harmonique contiennent principalement des harmoniques paires et principalement la deuxième harmonique par rapport à d'autres harmoniques paires. Des impulsions de suivi à polarité inverse avec addition de signaux reçus sont utilisées pour isoler à la bande de fréquences de deuxième harmonique (à savoir non transmise). Le profil de déplacements pour les déplacements combinés est formé en utilisant les déplacements d'harmoniques et de fondamentales et l'équation 1. Le fantôme est similaire à un IMC bas, de sorte que les déplacements suivis par fondamentales et harmoniques sont presque identiques. Ainsi, le signal de déplacement combiné est très similaire également.

- [0094] La Figure 4 montre les profils de déplacements de la Figure 3 avec un déplacement mappé en échelle de gris, fournissant un déplacement comme une fonction d'une ligne de balayage et du temps. Puisqu'il y a peu de fouillis, les profils de déplacements et le temps du déplacement maximum sont similaires.
- [0095] Les Figures 5 et 6 montrent la même approche que les Figures 3 et 4, mais avec un patient avec un IMC élevé au lieu du fantôme. Chez ce patient, le pic du profil de déplacement de la fondamentale survient plus tôt que pour l'harmonique, spécialement pour des emplacements de lignes de balayage latéraux ou azimutaux espacés de l'origine d'onde de cisaillement (origine à la ligne de balayage 0, la ligne de balayage la plus éloignée étant la ligne de balayage 20). Le signal provenant de la paroi corporelle (à savoir le fouillis) cause le pic de déplacement plus tôt dans le temps aux emplacements azimutaux plus éloignés. Le fouillis, même dans l'harmonique, peut rendre le moment du pic de déplacement moins précis. Le signal d'onde de cisaillement à l'intérieur du foie est mis en exergue par rapport au signal de paroi corporelle dans les déplacements combinés, corrigeant au moins partiellement le moment du pic.
- [0096] La Figure 7 montre un mode de réalisation d'un système 70 pour une réduction de fouillis dans une imagerie par impulsion de force de rayonnement acoustique ou d'élasticité. Des informations provenant de différentes fréquences (par exemple fondamentale et deuxième harmonique) sont utilisées pour filtrer de façon adaptative le fouillis en supprimant une différence due à un contenu de fouillis. Le système 70 met en œuvre le procédé de la Figure 1 ou d'autres procédés.
- [0097] Le système 70 est un système d'imagerie par ultrasons de diagnostic médical ou un dispositif de balayage à ultrasons. Dans d'autres modes de réalisation, le système 70 est un ordinateur personnel, une station de travail, une station PACS, ou autre agencement en un même emplacement ou distribué sur un réseau pour une imagerie en temps réel ou post-acquisition, donc peut ne pas inclure les formeurs de faisceaux 12, 16 et le transducteur 74.
- [0098] Le système 70 inclut un formeur de faisceaux de transmission 72, un transducteur 74,

un formeur de faisceaux de réception 76, un processeur d'images 78, un afficheur 80, une mémoire 82, et un filtre 84. Des composants additionnels, différents ou en nombre moindre peuvent être prévus. Par exemple, une entrée d'utilisateur est prévue pour une sélection manuelle ou assistée de cartes d'affichage, une sélection de propriétés de tissu à déterminer, une sélection de région d'intérêt, une sélection de séquences de transmission, ou autre commande.

- [0099] Le formeur de faisceaux de transmission 72 est un émetteur d'ultrasons, une mémoire, un pulseur, un générateur de formes d'ondes, un circuit analogique, un circuit numérique, ou des combinaisons de ceux-ci. Le formeur de faisceaux de transmission 72 est configurable pour générer des formes d'ondes pour une pluralité de canaux avec des amplitudes, des retards, et/ou un phasage différents ou relatifs.
- [0100] Le formeur de faisceaux de transmission 72 génère et cause la transmission d'impulsions ayant une fréquence centrale et une largeur de bande, la bande de fréquences fondamentales. Le formeur de faisceaux de transmission 72 est configuré pour transmettre une séquence d'impulsions. Pour une impulsion ou un faisceau de transmission donné(e), le formeur de faisceaux de transmission 72 génère l'impulsion comme ayant une phase. L'impulsion forme l'événement de transmission pour une opération de réception en réponse. Dans la séquence, différentes impulsions de transmission ont une phase différente, telle qu'une séquence d'impulsions à polarité inversée (par exemple une impulsion toutes les deux impulsions ayant une phase opposée ou différente de 180 degrés). Les impulsions sont générées répétitivement avec des espaces dans le temps pour une opération de réception après chaque impulsion. Par exemple, la séquence de la Figure 2 est utilisée. Dans d'autres modes de réalisation, la même phase est utilisée pour chaque impulsion. Les fréquences centrales et/ou bandes identiques ou différentes peuvent être utilisées pour différentes impulsions.
- [0101] À la transmission d'ondes acoustiques depuis le transducteur 74 en réponse aux ondes générées, un ou plusieurs faisceaux sont formés. Pour une imagerie d'élasticité, la même région est balayée un nombre multiple de fois. Dans une imagerie Doppler et une estimation d'élasticité, la séquence peut inclure des faisceaux multiples le long d'une même ligne de balayage avant le balayage d'une ligne de balayage adjacente. Une transmission d'ARFI peut être générée par le formeur de faisceaux de transmission 72 comme une partie de la séquence. En répétant le processus d'estimation d'élasticité pour différents emplacements, des séquences de faisceaux de transmission sont générées pour balayer une région bi ou tridimensionnelle. Des formats de balayage sectoriel, vectoriel, linéaire ou autres peuvent être utilisés. Le formeur de faisceaux de transmission 72 peut générer une onde plane ou une onde divergente pour un balayage plus rapide.

- [0102] Les faisceaux de transmission sont formés à des mêmes ou différents niveaux d'énergie ou d'amplitude. Des amplificateurs pour chaque canal et/ou taille d'ouverture commandent l'amplitude du faisceau transmis. Les faisceaux de transmission ARFI peuvent avoir des amplitudes plus grandes que pour une imagerie ou une détection de mouvement de tissu. À titre d'alternative ou en outre, le nombre de cycles de l'impulsion ou de la forme d'onde ARFI utilisé est typiquement plus grand que pour l'impulsion utilisée pour le suivi (par exemple 100 cycles ou plus pour l'ARFI et 1-6 cycles pour le suivi).
- [0103] Le transducteur 74 est un réseau à 1, 1,25, 1,5, 1,75 ou 2 dimensions d'éléments de membranes piézoélectriques ou capacitifs. Le transducteur 74 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 (échocs) venant frapper les éléments du transducteur. Les éléments se connectent avec les canaux des formeurs de faisceaux de transmission et de réception 12, 16.
- [0104] Le formeur de faisceaux de transmission 72 et le formeur de faisceaux de réception 76 se connectent avec les mêmes éléments du transducteur 74 par l'intermédiaire d'un commutateur transmission/réception ou d'un multiplexeur. Les éléments sont partagés pour les événements à la fois de transmission et de réception. Un ou plusieurs élément(s) peut/peuvent ne pas être partagé(s), tel que lorsque les ouvertures de transmission et de réception sont différentes (se chevauchent seulement ou utilisent des éléments entièrement différents).
- [0105] Le formeur de faisceaux de réception 76 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 76 applique des retards, des phases et/ou une apodisation relatifs pour former un ou plusieurs faisceau(x) de réception en réponse à une transmission. Une focalisation dynamique peut être prévue. Le formeur de faisceaux de réception 76 peut inclure des canaux pour une formation de faisceaux de réception parallèles, telle que la formation de deux faisceaux de réception ou plus en réponse à chaque événement de transmission. Le formeur de faisceaux de réception 76 délivre en sortie des données sommées en faisceaux, telles que des valeurs IQ, pour chaque faisceau.
- [0106] Le formeur de faisceaux de réception 76 fonctionne pendant des intervalles dans la séquence d'événements de transmission. En entrelaçant la réception de signaux avec les impulsions de transmission de suivi, une séquence de faisceaux de réception sont formés en réponse à la séquence de faisceaux de transmission de suivi. Après chaque impulsion de transmission de suivi et avant l'impulsion de transmission suivante, le formeur de faisceaux de réception 76 reçoit des signaux provenant d'échocs

acoustiques. Le temps mort durant lequel des opérations de réception et de transmission n'ont pas lieu peut être entrelacé pour permettre une réduction de réverbération.

- [0107] Le formeur de faisceaux de réception 76 délivre en sortie des données sommées en faisceaux représentant des emplacements spatiaux à un moment donné. 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. Les données peuvent être à différentes fins. Par exemple, des balayages différents sont exécutés pour des données en mode B ou de tissu par rapport à une estimation de vitesse d'onde de cisaillement. Des données reçues pour une imagerie en mode B ou autre peuvent être utilisées pour une estimation de l'image d'élasticité. Les ondes de cisaillement en des emplacements espacés d'un foyer de l'impulsion de poussée ou la réponse de tissu au niveau du foyer sont surveillées pour déterminer une élasticité.
- [0108] Le formeur de faisceaux de réception 76 peut inclure le filtre 84. Des matériels discrets (par exemple résistances, condensateurs, inducteurs, tampons, multiplicateurs, et/ou sommateurs) peuvent être utilisés. À titre d'alternative, le filtre 84 est un composant séparé ou est mis en œuvre par le processeur d'images 78. Le filtre 84 peut être positionné pour filtrer des données formées en faisceaux délivrées par le formeur de faisceaux de réception 76, pour filtrer des données de radiofréquence entrées dans le formeur de faisceaux de réception 76, ou pour filtrer d'autres données en d'autres points pendant le traitement par ultrasons. Le filtre 84 peut inclure des chemins parallèles pour filtrer les mêmes signaux de réception ou les mêmes données formées en faisceaux dans différentes bandes ou sous-bandes de fréquences. Le filtre 84 est programmable.
- [0109] Le filtre 84 isole des informations dans des bandes de fréquences désirées et/ou réduit la contribution des informations à des fréquences hors de la bande de fréquences désirée. Dans un mode de réalisation, le filtre est un tampon, un sommateur, un soustracteur et/ou des combinaisons de ceux-ci. Pour une inversion d'impulsions ou autre transmission multiphase, des signaux de réception provenant de différents événements de réception sont combinés pour isoler des composantes de fréquences particulières. La sommation de signaux de réception provenant de transmissions en phase opposée peut réduire des harmoniques impaires incluant la fondamentale, laissant les informations aux deuxièmes harmoniques paires ou autres. La soustraction de signaux de réception provenant de transmissions en phase opposée peut réduire des harmoniques paires incluant la deuxième harmonique, laissant les informations à la fondamentale. À titre d'alternative et/ou de plus, le filtre 84 est un filtre passe-bandes ou un démodulateur et un filtre passe-bandes ou passe-bas. Par exemple, les signaux de réception à la fon-

damentale sont formés par un filtrage passe-bandes ou passe-bas de signaux de réception sans soustraction.

- [0110] Le filtre 84 délivre en sortie des informations dans différentes bandes de fréquences pour les signaux reçus. Dans un mode de réalisation, les mêmes signaux de réception sont utilisés pour isoler des informations à la fréquence fondamentale et à une fréquence ne faisant pas partie de l'impulsion transmise (par exemple à la deuxième harmonique). Pour chaque événement de réception ou combinaison d'événements de réception, le même filtrage est appliqué. Dans un mode de réalisation autre ou additionnel, les signaux de réception en réponse à différents événements de transmission sont filtrés différemment.
- [0111] Le processeur d'images 78 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 prédiffusée programmable par l'utilisateur, un processeur de signaux numériques, un circuit analogique, un circuit numérique, 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 traiter des informations pour affichage à partir d'échantillons ultrasonores formés en faisceaux. Dans un mode de réalisation, le processeur d'images 78 inclut un ou plusieurs détecteur(s) et un processeur séparé pour une imagerie d'élasticité. Le processeur d'images 78 exécute une combinaison quelconque d'une ou plusieurs des actions 40-46 montrées sur la Figure 1.
- [0112] Les données formées en faisceaux sont fournies dans deux bandes de fréquences différentes ou plus et/ou ayant deux fréquences centrales ou plus. Le contenu de fouillis pour chaque bande est différent. Avant ou après la détection, le processeur d'images 78 est configuré pour détecter des déplacements de tissu en réponse à une force de rayonnement acoustique à partir des informations dans les différentes bandes de fréquences et/ou fréquences centrales (par exemple à partir des harmoniques paires et de la fondamentale). Les déplacements sont détectés en utilisant une corrélation ou autre mesure de similarité exécutée séparément et/ou indépendamment pour les différentes bandes de fréquences ou fréquences centrales. En décalant spatialement un ensemble de données de suivi relatives à un ensemble de données de référence dans un espace uni, bi ou tridimensionnel, le décalage avec la plus grande similarité indique le déplacement du tissu. Une autre détection de déplacement peut être utilisée. Un profil de déplacement ou un déplacement dans le temps peut être créé.
- [0113] Le processeur d'images 78 est configuré pour estimer une élasticité. Pour chaque emplacement spatial échantillonné dans le suivi, le processeur d'images 78 détermine une propriété mécanique de tissu ou une caractéristique de la propagation d'ondes à cet

emplacement. Par exemple, la vitesse d'onde de cisaillement est calculée. La phase relative dans les profils de déplacements par rapport à un emplacement adjacent et/ou un moment de pic dans le profil de déplacements à l'emplacement d'intérêt est identifiée et utilisée avec la géométrie de l'emplacement par rapport à l'origine d'onde de cisaillement et au moment de génération d'onde de cisaillement pour calculer la vitesse.

- [0114] L'élasticité est estimée à partir d'un composite des déplacements à partir des différentes fréquences (par exemple à partir des fréquences harmoniques paires et fondamentales). Une différence des déplacements à partir des différentes fréquences indique une quantité relative de fouillis, qui est supprimée d'un des autres déplacements. Par exemple, l'équation 1 est utilisée. En estimant l'élasticité à partir des déplacements composés des signaux de réception d'harmoniques et de fondamentales, le fouillis peut être réduit de façon adaptative.
- [0115] Le processeur d'images 78 délivre en sortie une élasticité pour chacun d'un ou plusieurs emplacements. L'élasticité est plus précise du fait de la suppression de fouillis.
- [0116] Le processeur d'images 78 génère des données d'affichage, telles qu'une superposition de graphique, et des images. Les données d'affichage sont sous un format quelconque, tel que des valeurs avant mappage, des valeurs mappées en échelle de gris ou en couleur, des valeurs rouge-vert-bleu (RVB), des données de format de balayage, des données de format d'affichage ou de coordonnées cartésiennes, ou autres données. Le processeur d'images 78 délivre en sortie une élasticité appropriée pour le dispositif d'affichage 20.
- [0117] Le dispositif d'affichage 20 est un afficheur à tube cathodique, un afficheur LCD, un projecteur, un afficheur à plasma, une imprimante ou autre afficheur pour afficher une élasticité (par exemple vitesse de cisaillement), un graphique, une interface utilisateur, des images bidimensionnelles, ou des représentations tridimensionnelles. Le dispositif d'affichage 20 affiche des images par ultrasons, l'élasticité, et/ou d'autres informations. Par exemple, l'afficheur 80 délivre en sortie des informations de réponse de tissu, telles qu'une représentation uni, bi ou tridimensionnelle de l'élasticité. Des élasticités pour différents emplacements spatiaux forment une image. D'autres images peuvent être également délivrées en sortie, telles que la superposition de l'élasticité comme une modulation codée en couleur sur une image en mode B en échelle de gris.
- [0118] Dans un mode de réalisation, le dispositif d'affichage 20 délivre en sortie une image d'une région du patient, telle qu'une image Doppler d'élasticité bidimensionnelle ou en mode B. L'image inclut un indicateur d'emplacement pour l'élasticité. L'emplacement par rapport au tissu imagé pour lequel une valeur d'élasticité est calculée est montré. L'élasticité est fournie comme une valeur alphanumérique sur ou adjacente à l'image

de la région. L'image peut être de la valeur alphanumérique avec ou sans représentation spatiale du patient. À titre d'alternative ou de plus, l'élasticité est déterminée pour une pluralité d'emplacements et les pixels d'images sont modulés comme une fonction de l'élasticité pour une représentation spatiale d'une vitesse de cisaillement.

[0119] Le processeur d'images 78 fonctionne conformément à des instructions stockées dans la mémoire 82 ou une autre mémoire. La mémoire 82 est un support de stockage lisible par 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 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 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 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 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 traitement graphique ou un système donné(e).

[0120] 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 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.

Revendications

- [Revendication 1] Procédé de réduction de fouillis dans une imagerie d'élasticité avec un dispositif de balayage à ultrasons, le procédé comprenant :
- la transmission (34) d'une force de rayonnement acoustique depuis un transducteur du dispositif de balayage à ultrasons jusqu'à un tissu d'un patient, le tissu répondant à une contrainte causée par la force de rayonnement acoustique ;
 - la transmission (36) par le dispositif de balayage à ultrasons d'une séquence d'impulsions ultrasonores ;
 - la réception (38) par le dispositif de balayage à ultrasons d'échos ultrasonores répondant aux impulsions ultrasonores de la séquence ;
 - l'isolation (39) de composantes harmoniques et fondamentales des échos ultrasonores ;
 - la détermination (40) de premiers déplacements des composantes harmoniques des échos ultrasonores et de deuxièmes déplacements des composantes fondamentales des échos ultrasonores ;
 - la formation (41) de déplacements combinés à partir d'une soustraction d'une différence des premiers déplacements, la différence étant des premiers déplacements par rapport aux deuxièmes déplacements ;
 - l'estimation (44) d'une élasticité à partir des déplacements combinés ; et
 - la génération (42) d'une image de l'élasticité.
- [Revendication 2] Procédé selon la revendication 1 dans lequel l'isolation (39) comprend l'isolation (39) de la composante harmonique à partir de la somme des échos ultrasonores et de celles inversées des impulsions ultrasonores et l'isolation (39) de la composante fondamentale à partir de la soustraction des échos ultrasonores de celles inversées des impulsions ultrasonores.
- [Revendication 3] Procédé selon la revendication 1 dans lequel la détermination (40) des premiers et deuxièmes déplacements comprend la détermination (40) de premiers et deuxièmes profils de déplacements comme une fonction du temps et de l'emplacement.
- [Revendication 4] Procédé selon la revendication 1 dans lequel la formation (41) comprend la pondération de la différence, des premiers déplacements, des deuxièmes déplacements, et/ou d'une combinaison de ceux-ci.
- [Revendication 5] Procédé selon la revendication 1 comprenant en outre la répétition de la transmission des impulsions ultrasonores, de la réception (38) des échos ultrasonores dans le temps, de la détermination (40), de la formation

(41), et de l'estimation (44) pour différents emplacements spatiaux, et dans lequel la génération (42) de l'image comprend la génération (42) de l'image représentant l'élasticité comme une fonction des différents emplacements spatiaux.

- [Revendication 6] Procédé de réduction de fouillis dans une imagerie d'élasticité avec un dispositif de balayage à ultrasons, le procédé comprenant :
- la détermination (40) indépendante de déplacements à partir de composantes harmoniques et autres composantes de fréquence de signaux reçus lors d'un suivi de mouvements de tissu en réponse à une force de rayonnement acoustique ;
 - la combinaison (41) des déplacements à partir des composantes harmoniques et autres composantes de fréquence, la combinaison (41) de la pondération sur la base d'une région spatiale de laquelle les signaux reçus provenaient où les composantes harmoniques et autres composantes de fréquence sont plus fortes;
 - l'estimation (44) d'une élasticité à partir des déplacements combinés; et
 - la génération (42) d'une image de l'élasticité.
- [Revendication 7] Procédé selon la revendication 6 dans lequel la détermination (40) indépendante comprend la détermination (40) des déplacements par rapport à l'harmonique comme des déplacements par rapport à une deuxième harmonique avec des informations réduites par rapport à une composante fondamentale des signaux reçus et la détermination (40) des déplacements par rapport à l'autre composante de fréquence comme des déplacements par rapport à une fondamentale avec des informations réduites par rapport à la deuxième harmonique.
- [Revendication 8] Procédé selon la revendication 6 dans lequel la combinaison (41) comprend la soustraction d'une différence des déplacements de la composante de fréquence harmonique, la différence étant entre les déplacements par rapport à l'autre composante de fréquence et les déplacements par rapport à la composante de fréquence harmonique.
- [Revendication 9] Procédé selon la revendication 6 dans lequel la combinaison (41) de la pondération comprend l'utilisation d'une différence de proportion d'un signal provenant d'une paroi corporelle par rapport à un signal provenant d'un tissu d'intérêt dans les composantes harmoniques et autres composantes de fréquence.
- [Revendication 10] Système de réduction de fouillis dans une imagerie d'élasticité, le système comprenant :
- un formeur de faisceaux de transmission (72) configuré pour transmettre

une impulsion de force de rayonnement acoustique et des impulsions de suivi, les impulsions de suivi ayant des polarités inversées ;
 un formeur de faisceaux de réception (76) configuré pour recevoir des signaux entrelacés avec les impulsions de suivi ;
 un filtre (84) configuré pour délivrer en sortie des informations d'harmoniques paires sur la base d'une somme de signaux de réception provenant des impulsions de suivi avec les polarités inversées et pour délivrer en sortie des informations de fondamentales sur la base des signaux de réception ;
 un traitement d'image (78) configuré pour détecter des déplacements de tissu répondant à la force de rayonnement acoustique à partir des informations d'harmoniques paires et de fondamentales et pour générer une élasticité à partir d'un composite des déplacements à partir des informations d'harmoniques paires et de fondamentales ; et
 un afficheur (80) configuré pour afficher l'élasticité.

- [Revendication 11] Système selon la revendication 10 dans lequel le formeur de faisceaux de transmission (72) est configuré pour transmettre les impulsions de suivi dans une séquence avec toutes les deux impulsions étant déphasées de 180 degrés par rapport à une adjacente des impulsions, et dans lequel le filtre (84) est configuré pour délivrer en sortie les informations de fondamentales comme une soustraction des signaux de réception des impulsions de suivi avec les polarités inversées.
- [Revendication 12] Système selon la revendication 10 dans lequel le traitement d'image (78) est configuré pour détecter les déplacements à partir des informations d'harmoniques paires et des informations de fondamentales séparément.
- [Revendication 13] Système selon la revendication 10 dans lequel le traitement d'image (78) est configuré pour générer l'élasticité à partir du composite, où le composite inclut une différence des déplacements à partir des informations d'harmoniques paires et des déplacements à partir des informations de fondamentales.

[Fig. 1]

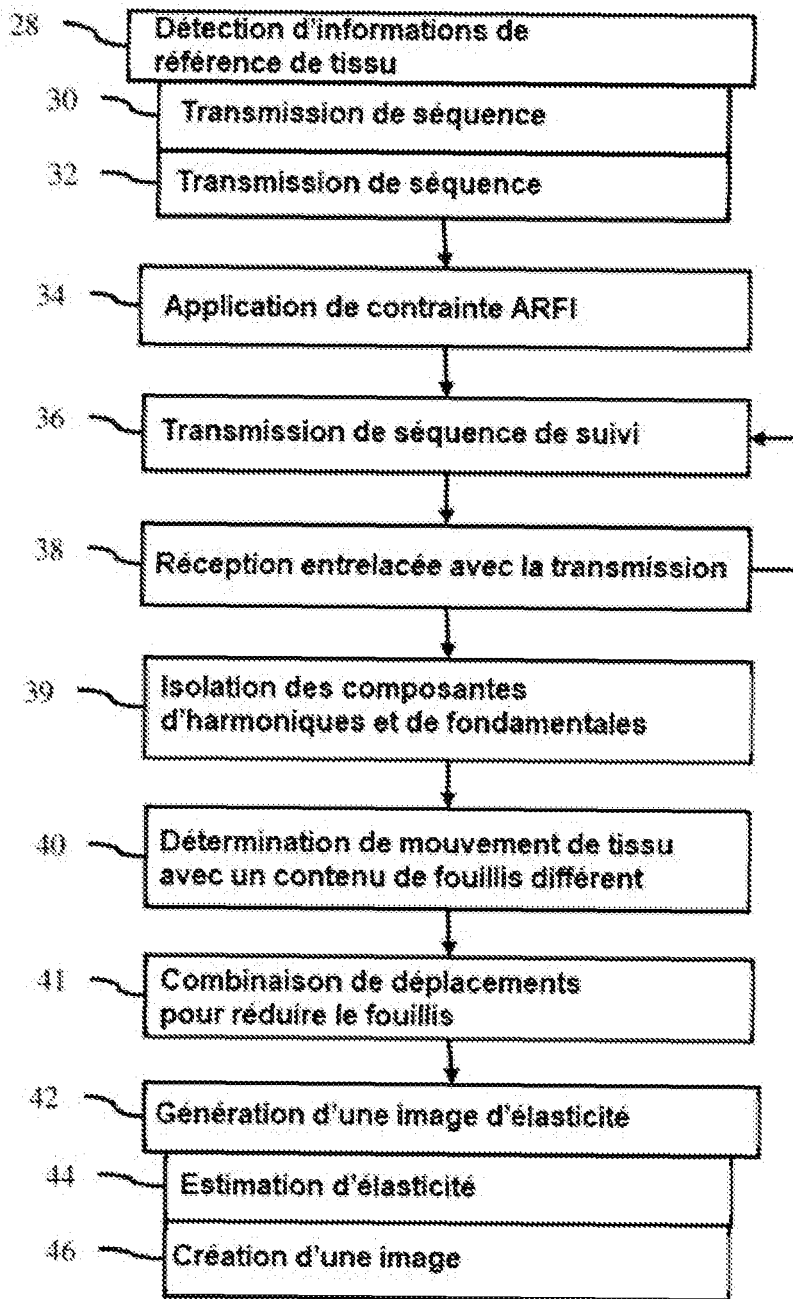


FIG. 1

[Fig. 2]

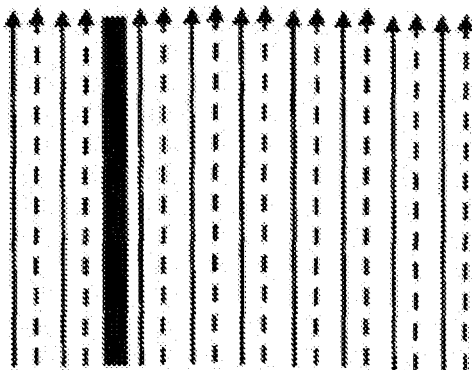


FIG. 2

[Fig. 3]

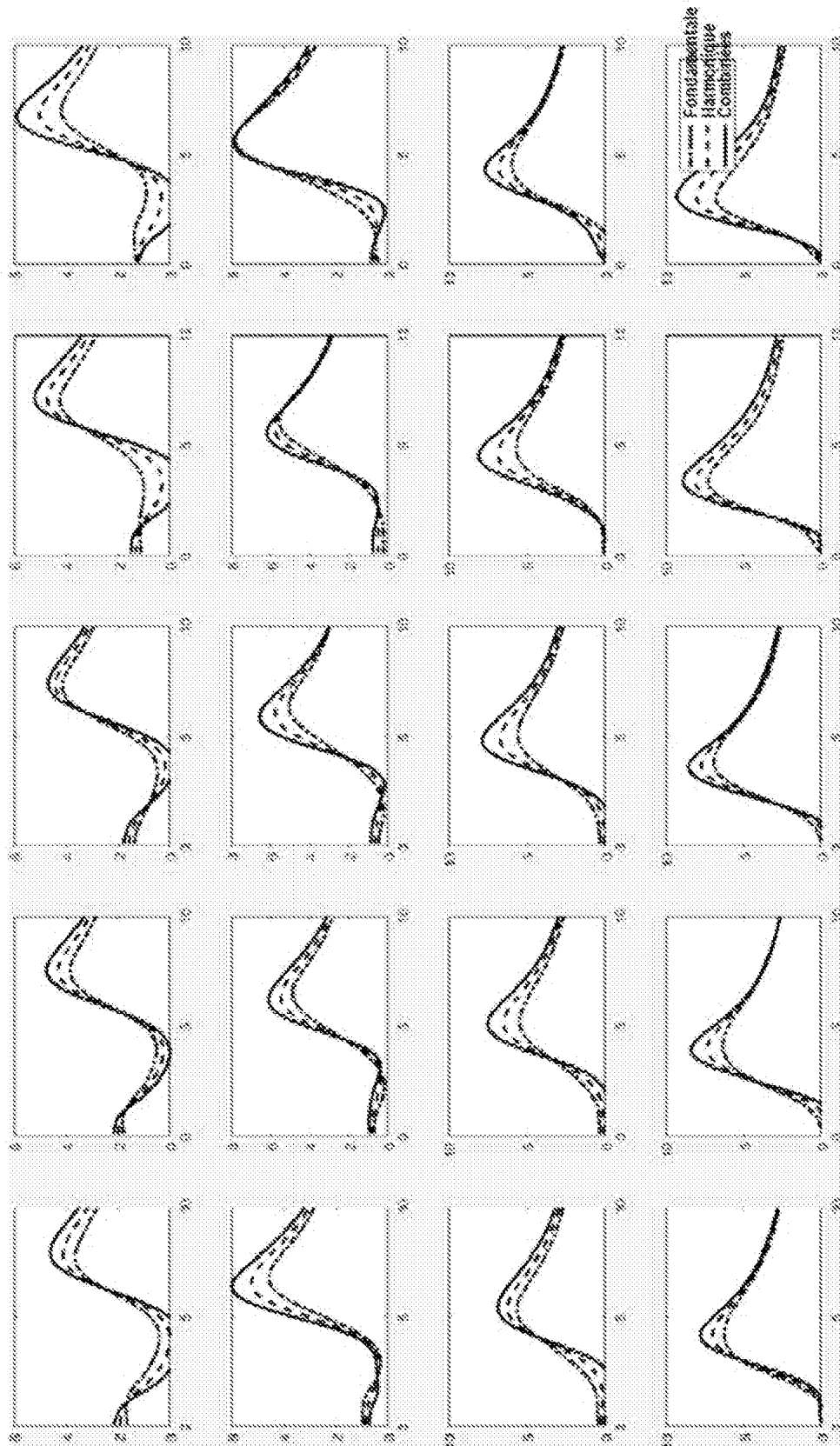


FIG. 3

[Fig. 4]

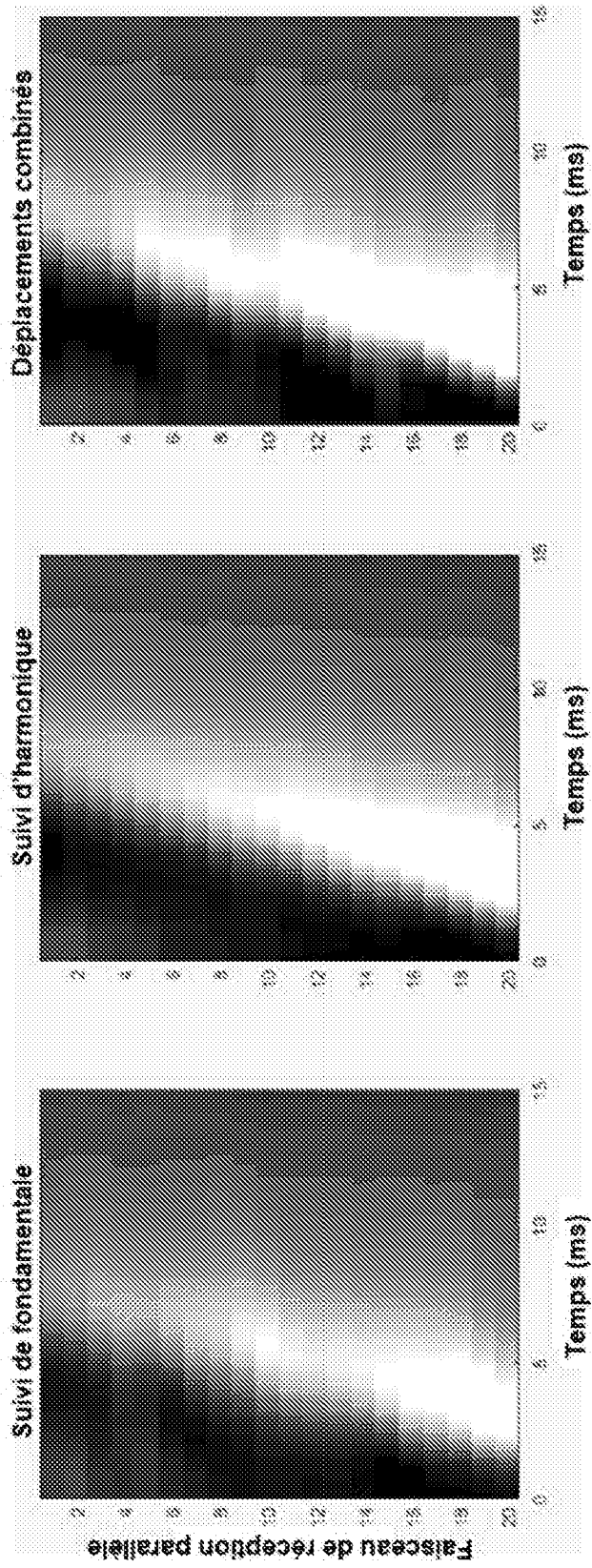


FIG. 4

[Fig. 5]

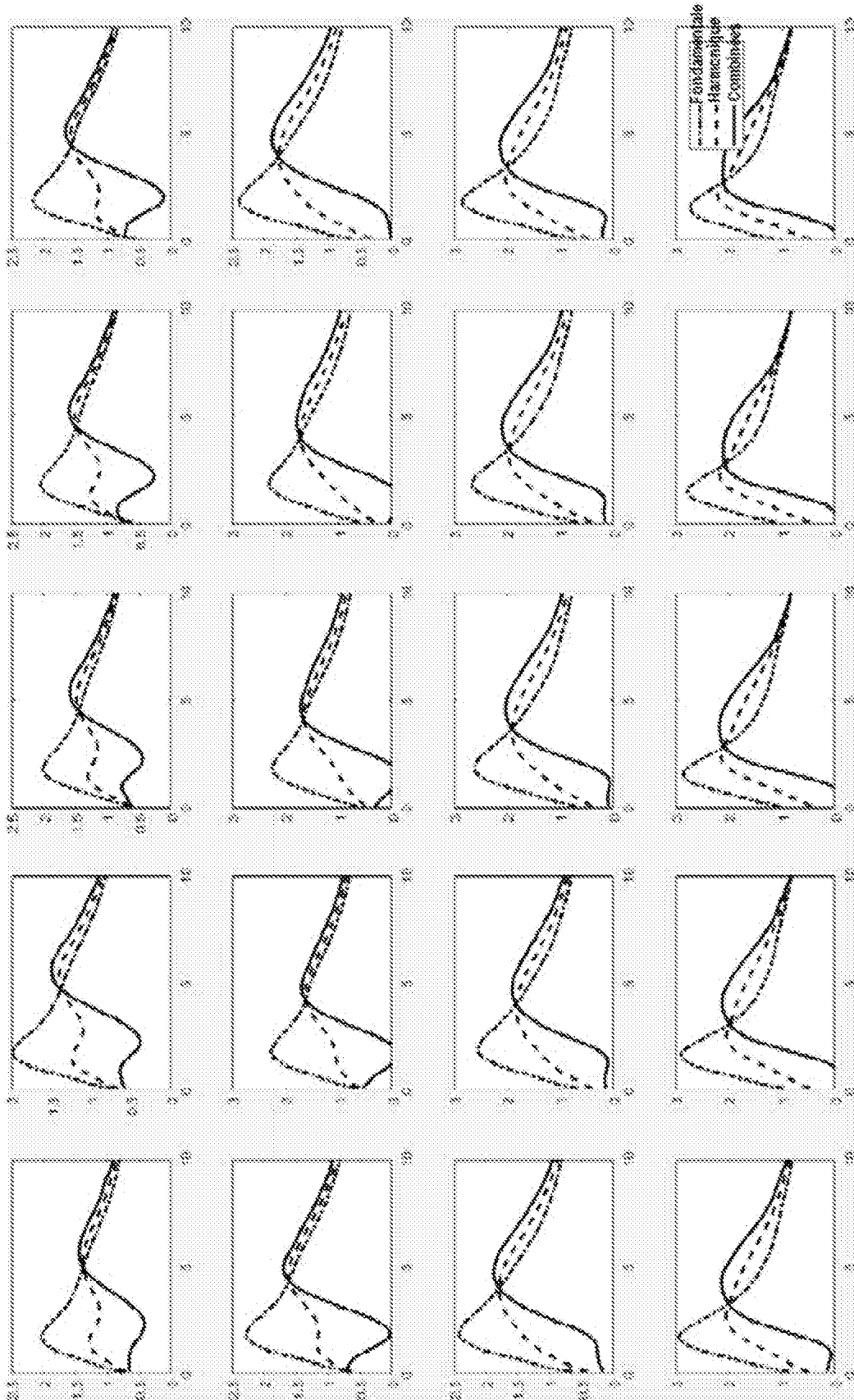


FIG. 5

[Fig. 6]

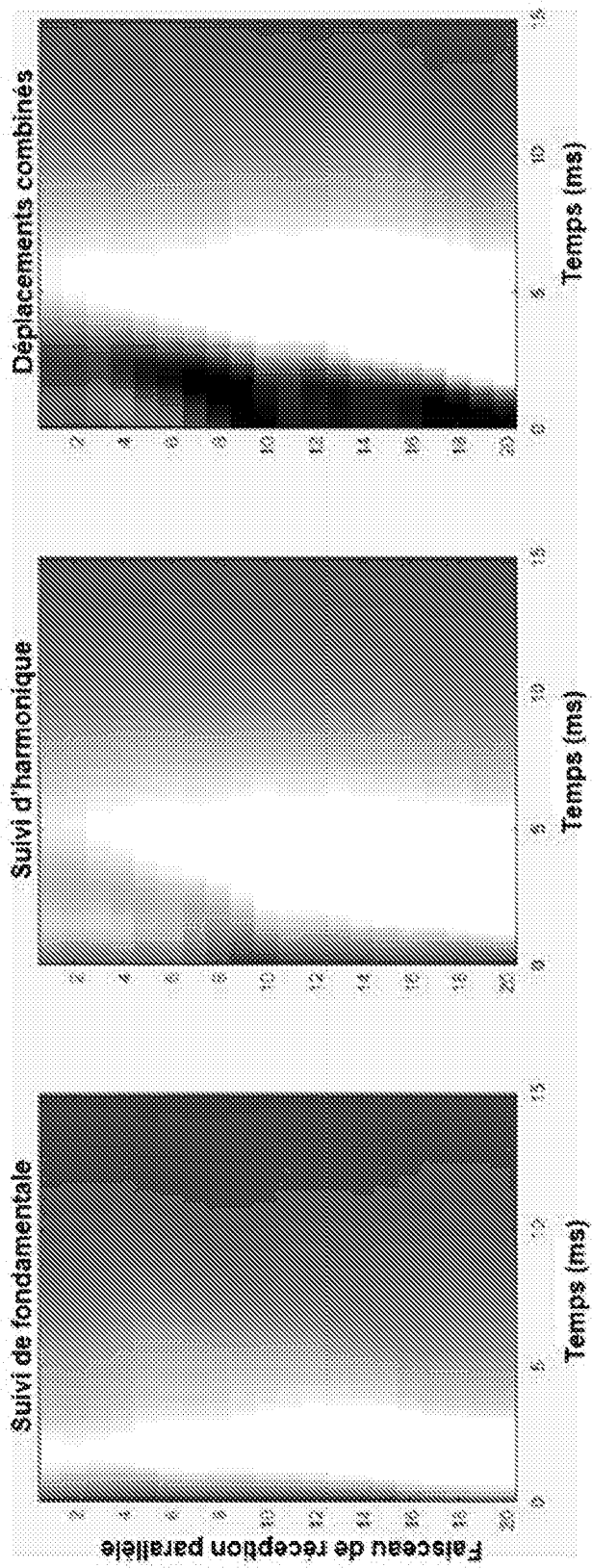


FIG. 6

[Fig. 7]

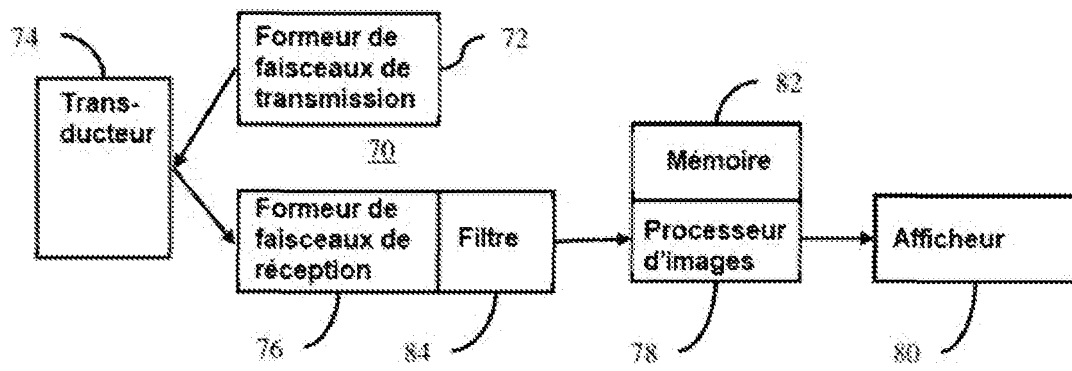


FIG. 7