

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
COURBEVOIE

①1 N° de publication :  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

3 065 811

②1 N° d'enregistrement national : 18 53680

⑤1 Int Cl<sup>8</sup> : G 01 S 15/89 (2017.01)

①2

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 26.04.18.

③0 Priorité : 27.04.17 US 15498877.

④3 Date de mise à la disposition du public de la demande : 02.11.18 Bulletin 18/44.

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.*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

○ Demande(s) d'extension :

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

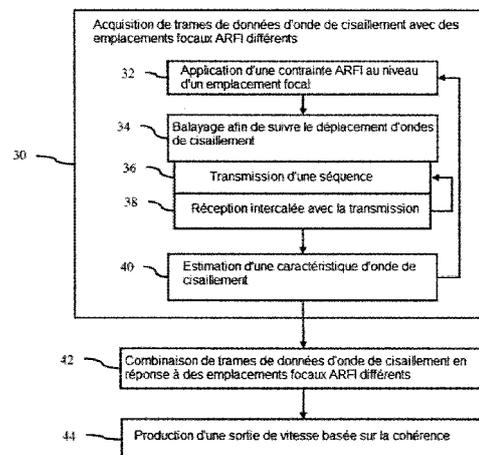
⑦2 Inventeur(s) : FAN LIEXIANG et ROSENZWEIG STEPHEN J..

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

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

⑤4 FOYER VARIABLE POUR IMAGERIE PAR ONDES DE CISAILLEMENT.

⑤7 En imagerie par ondes de cisaillement avec un dispositif de balayage à ultrasons (10), de multiples trames de données d'onde de cisaillement représentant la même région d'intérêt sont acquises (30) en réponse à de multiples transmissions ARFI respectives. À la place d'une combinaison fixe ou identique d'emplacements focaux (15) pour les transmissions ARFI, les emplacements focaux (15) des transmissions ARFI sont amenés à varier (par exemple, sélectionnés au hasard) entre différentes trames d'informations d'onde de cisaillement. Par combinaison (42) des trames, une image d'onde de cisaillement peut être produite (44) avec moins de données manquantes et/ou d'effets d'occultation.



FR 3 065 811 - A1



## ARRIÈRE-PLAN

Les présents modes de réalisation concernent l'imagerie par ondes de cisaillement. La vitesse de cisaillement de tissu peut être utile d'un point de vue  
5 diagnostique, ainsi des ultrasons sont utilisés pour estimer la vitesse de cisaillement de tissu d'un patient. Par transmission d'une impulsion de force de rayonnement acoustique (ARFI), une onde de cisaillement est produite au niveau du foyer ARFI. Un balayage à ultrasons surveille la propagation de l'onde de cisaillement. Le moment d'arrivée de l'onde de cisaillement à une  
10 distance de l'origine de l'onde de cisaillement est utilisé pour déterminer la célérité de l'onde de cisaillement dans le tissu. La vitesse pour des emplacements différents peut être estimée, fournissant une distribution spatiale.

Du tissu hétérogène et/ou anisotrope peut avoir un impact sur la production, la  
15 propagation, et la détection d'une onde de cisaillement. L'imagerie par ondes de cisaillement se dégrade si l'ARFI est appliquée sur des zones qui ne se déforment pas. La bosse, la calcification, ou d'autres structures peuvent bloquer au moins une partie de la transmission ARFI. Ainsi, une célérité d'onde de cisaillement peut ne pas être acquise pour certains emplacements. Une  
20 occultation ou un manque des informations d'onde de cisaillement résulte de l'emplacement inapproprié de l'application de l'ARFI ou des emplacements de détection inappropriés.

## RÉSUMÉ

25

À titre d'introduction, les modes de réalisation préférés décrits ci-dessous incluent des méthodes, des supports de stockage lisibles par ordinateur avec des instructions, et des systèmes pour imagerie par ondes de cisaillement avec un dispositif de balayage à ultrasons. De multiples trames de données d'onde  
30 de cisaillement représentant la même région d'intérêt sont acquises en réponse à de multiples transmissions ARFI respectives. À la place d'une combinaison fixe ou identique d'emplacements focaux pour les transmissions ARFI, les

emplacements focaux des transmissions ARFI sont amenés à varier (par exemple, sélectionnés au hasard) entre différentes trames d'informations d'onde de cisaillement. Par combinaison des trames, une image d'onde de cisaillement peut être produite avec moins de données manquantes et/ou  
5 d'effets d'occultation.

Selon un premier aspect, il est fourni une méthode pour imagerie par ondes de cisaillement avec un dispositif de balayage à ultrasons. Une première impulsion de force de rayonnement est transmise depuis un transducteur du dispositif de  
10 balayage à ultrasons jusqu'à un premier emplacement focal dans une région d'intérêt de tissu d'un patient. Une première onde de cisaillement est produite en raison de la première impulsion de force de rayonnement. Le dispositif de balayage à ultrasons balaye la région d'intérêt avec des ultrasons au fur et à mesure que la première onde de cisaillement se propage dans la région  
15 d'intérêt. Le balayage fournit des premières données pour des premiers emplacements de la région d'intérêt. Une première caractéristique d'onde de cisaillement est estimée pour chacun des premiers emplacements à partir des premières données. Une deuxième impulsion de force de rayonnement est transmise depuis le transducteur du dispositif de balayage à ultrasons jusqu'à  
20 un deuxième emplacement focal dans la région d'intérêt de tissu du patient. Le deuxième emplacement focal est différent du premier emplacement focal. Une deuxième onde de cisaillement est produite en raison de la deuxième impulsion de force de rayonnement. Le dispositif de balayage à ultrasons balaye la région d'intérêt avec des ultrasons au fur et à mesure que la deuxième onde de  
25 cisaillement se propage dans la région d'intérêt. Le balayage fournit des deuxièmes données pour les premiers emplacements de la région d'intérêt. Une deuxième caractéristique d'onde de cisaillement est estimée pour chacun des premiers emplacements à partir des deuxièmes données. Pour chacun des premiers emplacements, les première et deuxième caractéristiques d'onde de  
30 cisaillement sont combinées. Une image d'une caractéristique du tissu du patient est produite à partir des résultats de la combinaison.

Dans des modes de réalisation, la méthode comprend une ou plusieurs des caractéristiques ou étapes suivantes :

- 5 - la transmission des première et deuxième impulsions de force de rayonnement comprend la transmission, les premier et deuxième emplacements focaux étant sélectionnés au hasard dans la région d'intérêt ;
- la transmission des première et deuxième impulsions de force de rayonnement comprend la transmission avec les premier et deuxième emplacements focaux décalés latéralement d'au moins 2 mm ;
- 10 - la transmission des première et deuxième impulsions de force de rayonnement comprend la transmission avec les premier et deuxième emplacements focaux décalés dans une séquence prédéfinie pour chaque trame de la caractéristique d'onde de cisaillement pour la région d'intérêt ;
- la combinaison comprend la combinaison pondérée avec des poids qui sont une fonction d'une mesure de qualité des première et deuxième caractéristiques d'onde de cisaillement ;
- 15 - la combinaison comprend la persistance temporelle ;
- les première et deuxième caractéristiques d'onde de cisaillement sont la caractéristique de l'image, comprenant en outre la répétition de la transmission, du balayage, et de l'estimation, chaque répétition fournissant
- 20 une trame de données pour la caractéristique, et dans laquelle la combinaison comprend la filtration temporelle des trames de données ;
- la séparation de la région d'intérêt en deux sous-régions ou plus, dans laquelle les premier et deuxième emplacements focaux sont dans une première des sous-régions, comprenant en outre la répétition de la
- 25 transmission jusqu'à de multiples emplacements focaux différents, du balayage, et de l'estimation pour chacune des autres sous-régions, dans laquelle la combinaison comprend la combinaison pour chaque sous-région, et dans laquelle la production de l'image comprend la production de l'image de la région d'intérêt à partir des combinaisons pour chaque sous-région ;
- 30 - les emplacements focaux pour chaque sous-région, incluant les premier et deuxième emplacements focaux de la première sous-région, sont à un même décalage relatif à partir d'un centre de la sous-région respective pour

chaque répétition, le décalage relatif étant sélectionné au hasard pour chaque répétition, et dans laquelle la transmission pour chaque répétition est effectuée à travers les sous-régions avant chaque répétition.

5 Selon un deuxième aspect, il est fourni une méthode pour imagerie par ondes de cisaillement avec un dispositif de balayage à ultrasons. De multiples trames de données d'onde de cisaillement en réponse à des emplacements focaux placés au hasard d'impulsions de force de rayonnement acoustique pour la production d'ondes de cisaillement sont acquises. Les multiples trames représentent chacune une même région d'intérêt à un moment différent. Les multiples trames sont filtrées temporellement. Une image d'onde de cisaillement est produite à partir des multiples trames filtrées temporellement.

Dans des modes de réalisation, la méthode comprend une ou plusieurs des caractéristiques ou étapes suivantes :

- 15 - l'acquisition comprend la transmission des impulsions de force de rayonnement acoustique focalisées au niveau des emplacements focaux placés au hasard dans la région d'intérêt, le suivi de déplacements de tissu résultant des ondes de cisaillement, et l'estimation de la vitesse célérité d'onde de cisaillement à partir des déplacements ;
- 20 - la filtration temporelle comprend une combinaison pondérée des trames représentant des emplacements dans la région d'intérêt, les poids de la combinaison pondérée étant une fonction de qualités des trames des données d'onde de cisaillement ;
- la production de l'image d'onde de cisaillement comprend la production d'une image de vitesse célérité de cisaillement de la région d'intérêt.

25 Selon un troisième aspect, il est fourni un système pour imagerie par ondes de cisaillement. Un formateur de faisceau de transmission est configuré pour transmettre des première et deuxième impulsions de poussée en des premier et deuxième moments différents jusqu'à des emplacements différents par rapport au tissu d'un patient. Un formateur de faisceau de réception est configuré pour recevoir des premiers signaux et des deuxièmes signaux en provenance du balayage après les premier et deuxième moments différents, respectivement.

30 Un processeur d'images est configuré pour déterminer, à partir des premiers et

deuxièmes signaux, des premières et deuxièmes célérités de cisaillement dans le tissu, respectivement, les premières célérités représentant des emplacements et les deuxièmes célérités représentant également les emplacements. Le processeur d'images est également configuré pour faire  
5 persister les premières célérités avec les deuxièmes célérités. Un affichage est configuré pour émettre une image de célérité de cisaillement à partir des premières et deuxièmes célérités ayant persisté.

Le formateur de faisceau de transmission peut être configuré pour transmettre les première et deuxième impulsions de poussée jusqu'à des positions focales  
10 choisies au hasard dans une région d'intérêt, dans lequel le processeur d'images est configuré pour faire persister en fonction de la qualité des premières et deuxièmes vitesses célérités, et dans lequel l'image de vitesse célérité de cisaillement est une distribution spatiale de la vitesse célérité de cisaillement dans la région d'intérêt.

15

#### BRÈVE DESCRIPTION DES DESSINS

Les composants et les figures ne sont pas nécessairement à l'échelle, le but étant surtout d'insister sur une illustration des principes de l'invention. De plus,  
20 dans les figures, les mêmes numéros de référence désignent les parties correspondantes sur toutes les différentes vues.

La Figure 1 est un schéma opérationnel d'un mode de réalisation d'une méthode pour imagerie par ondes de cisaillement avec un dispositif de  
25 balayage à ultrasons ;

La Figure 2 illustre un exemple d'agencement spatial pour des emplacements focaux ARFI pour l'imagerie par ondes de cisaillement d'une région d'intérêt ;

30 La Figure 3 montre un exemple de filtration temporelle pour imagerie par ondes de cisaillement ; et

La Figure 4 est un schéma fonctionnel d'un mode de réalisation d'un système pour imagerie par ondes de cisaillement.

## 5 DESCRIPTION DÉTAILLÉE DES DESSINS ET DES MODES DE REALISATION PRÉSENTEMENT PRÉFÉRÉS

Il est fourni une capture optimale pour imagerie par ondes de cisaillement. La force de rayonnement est positionnée de manière pseudo-aléatoire pour chaque trame. L'emplacement latéral de chaque application de force de rayonnement est sélectionné au hasard dans une gamme restreinte, une méthode pseudo-aléatoire. Dans un décours temporel, la force de rayonnement est appliquée sur différentes zones de la région d'intérêt. Les trames de caractéristiques d'onde de cisaillement estimées issues des différentes applications sont filtrées temporellement ensemble. La qualité de la source d'ondes de cisaillement est estimée et est incorporée dans la filtration temporelle. À l'aide d'une mesure de qualité de la source d'ondes de cisaillement, la filtration temporelle peut être pondérée afin d'obtenir une fidélité élevée. L'une ou l'autre de la variation des applications de force de rayonnement et de la reconstruction d'informations d'onde de cisaillement par filtration temporelle, ou bien les deux, assurent une capture optimale pour une région d'intérêt donnée.

Dans un mode de réalisation, la région d'intérêt est divisée en quelques sous-régions pour chaque trame d'informations d'onde de cisaillement. Un événement d'application de force de rayonnement et un groupe d'événements d'échos d'impulsion sont utilisés pour détecter l'onde de cisaillement dans chaque sous-région. Les ondes de cisaillement sont détectées dans toutes les sous-régions, fournissant une trame de données pour la région d'intérêt. Pour chaque trame dans le décours temporel de multiples trames, la position latérale de l'application ARFI dans chaque sous-région est choisie de manière pseudo-aléatoire dans une gamme limitée. En variante, la position latérale de l'application est choisie dans une séquence prédéfinie qui varie avec chaque

trame. Les multiples trames sont combinées, fournissant une combinaison spatio-temporelle pour la région d'intérêt.

La Figure 1 montre un mode de réalisation d'une méthode pour imagerie par  
5 ondes de cisaillement avec un dispositif de balayage à ultrasons. En imagerie ARFI en temps réel, les informations de chaque trame sont échantillonnées différemment. L'échantillonnage des emplacements focaux ARFI est réalisé intelligemment afin de fournir un échantillonnage non répété ou varié, tel qu'aléatoire ou pseudo-aléatoire. Les trames résultantes sont composées dans  
10 le domaine temporel.

La méthode est mise en œuvre par le système de la Figure 4 ou un système différent. Des formateurs de faisceau de transmission et de réception utilisent un transducteur pour transmettre et recevoir à partir du patient, y compris en  
15 appliquant l'ARFI et en suivant la réponse du tissu dans les actions 32 à 38. Un processeur d'images estime la caractéristique d'onde de cisaillement dans l'action 40. Le processeur d'images ou un filtre combine les trames dans l'action 42. Le processeur d'images produit l'image dans l'action 42. Un affichage peut être utilisé pour l'action 46. Différents dispositifs, tels que  
20 d'autres parties d'un dispositif de balayage à ultrasons, peuvent effectuer l'une quelconque des actions.

Les actions sont effectuées dans l'ordre décrit ou représenté (c'est-à-dire de haut en bas), mais peuvent être effectuées dans d'autres ordres. Des actions  
25 supplémentaires, différentes, ou moins nombreuses peuvent être prévues. Par exemple, des actions pour configurer le dispositif de balayage à ultrasons, positionner le transducteur, identifier une région d'intérêt, et/ou enregistrer les résultats sont prévues. Dans un autre exemple, un balayage de référence est effectué préalablement à l'action 32. Dans des variantes de modes de  
30 réalisation, le balayage initial des actions 36 et 38 après production des ondes de cisaillement est utilisé en tant que balayage de référence.

Afin de déterminer le mouvement de tissu provoqué par des ondes de cisaillement, le tissu à un état de repos ou soumis à une onde de cisaillement nulle ou relativement petite est détecté en tant que référence. Le dispositif de balayage à ultrasons détecte des informations tissulaires de référence. Le balayage se produit préalablement à la transmission de l'ARFI dans l'action 32, mais peut être effectué à d'autres moments. Tout type de détection peut être utilisé, tel qu'une détection en mode B de l'intensité. Dans d'autres modes de réalisation, les données formées par faisceaux sans détection sont utilisées comme référence.

10

Dans l'action 30, le dispositif de balayage à ultrasons acquiert de multiples trames de données d'onde de cisaillement. Chaque trame de données d'onde de cisaillement représente les mêmes emplacements dans la région d'intérêt. La totalité, la plupart, ou certains des mêmes emplacements sont représentés dans chaque trame. Les trames représentent les caractéristiques d'onde de cisaillement des emplacements à des moments différents.

15

Chaque trame est acquise par transmission d'ARFI dans l'action 32 et balayage répétitif dans l'action 34 (par exemple, transmission d'impulsions de suivi dans l'action 36 et réception de données ultrasonores en réponse dans l'action 38). Le balayage répétitif suit les déplacements du tissu provoqués par une onde de cisaillement produite à partir de la transmission de l'action 32. La caractéristique d'onde de cisaillement est estimée dans l'action 40 à partir des données ultrasonores.

25

L'emplacement focal de l'ARFI et le centre pour le suivi de l'onde de cisaillement sont au niveau d'emplacements différents pour des trames de données différentes. L'écart d'emplacement peut éviter des effets d'occultation ou de tissu hétérogène pour certaines des trames. Par combinaison ultérieure des trames, une image avec moins d'occultation ou de données manquantes peut être engendrée. Les différents emplacements focaux sont dans un motif qui ne se répète pas pour les trames destinées à être combinées, mais peuvent

30

se répéter dans d'autres modes de réalisation. Les différents emplacements focaux peuvent être sélectionnés au hasard parmi des emplacements de balayage dans la région d'intérêt. Dans une sélection pseudo-aléatoire, l'emplacement focal ou les emplacements focaux pour une trame sont  
5 sélectionnés au hasard parmi l'une d'un nombre limité d'options, tel que de 3 à 12 options espacées latéralement dans la région d'intérêt.

Dans l'action 32, le dispositif de balayage à ultrasons utilise le transducteur pour appliquer une contrainte sur le tissu. Une ARFI focalisée au niveau d'un  
10 point ou d'une région focale est transmise. Lorsque l'ARFI est appliquée sur une zone focalisée, le tissu répond à la force appliquée en se mouvant. L'ARFI crée une onde de cisaillement qui se propage latéralement à travers le tissu. L'onde de cisaillement provoque le déplacement du tissu. Au niveau de chaque emplacement spatial donné espacé du foyer, ce déplacement augmente et  
15 revient ensuite à zéro, d'où un profil de déplacement temporel. Les propriétés du tissu ont une répercussion sur le profil de déplacement.

L'ARFI peut être produite par une forme d'onde impulsionnelle cyclique d'un nombre quelconque de cycles (par exemple, des dizaines ou des centaines de  
20 cycles). Par exemple, l'ARFI est transmise sous la forme d'une impulsion de poussée avec de 100 à 1 000 cycles. L'onde acoustique transmise se propage jusqu'à la région d'intérêt, provoquant un dépôt d'énergie et induisant une onde de cisaillement.

25 Pour l'acquisition de différentes trames d'estimations, deux ondes de cisaillement ou plus sont produites. Par exemple, deux ARFI sont transmises depuis un transducteur du dispositif de balayage à ultrasons à des moments différents. Les différentes ARFI ont certaines des mêmes caractéristiques, telles que le fait d'être à une même fréquence centrale avec une même bande de  
30 fréquence produite avec de mêmes nombre de cycles, ouverture de transmission, amplitude, et profil d'apodisation. Ces caractéristiques peuvent

être différentes pour des ARFI différentes. D'autres caractéristiques peuvent être les mêmes ou différentes.

Les ARFI sont transmises sous la forme d'impulsions de poussée avec des  
5 foyers différents. Les foyers pour la production des ondes de cisaillement sont  
au niveau d'emplacements différents de sorte que des ondes de cisaillement  
soient produites à partir d'origines différentes, augmentant la chance d'avoir  
des emplacements moins nombreux ou différents de données manquantes pour  
une ou plusieurs trames. Dans un mode de réalisation, les foyers sont tous à  
10 une même profondeur, mais au niveau d'emplacements latéraux différents.  
Pour le suivi des déplacements, une région d'intérêt est utilisée. Cette région  
d'intérêt est réglée par l'utilisateur et/ou est réglée sur la base de la distribution  
spatiale de faisceaux de réception simultanés utilisés pour le suivi. Les foyers  
ARFI sont en des positions différentes par rapport à ou au sein de la région  
15 d'intérêt. Les foyers ARFI sont dans et/ou à l'extérieur de la ROI (région  
d'intérêt). Toute distribution spatiale des foyers peut être utilisée.

Les différents emplacements focaux pour les différentes trames sont  
sélectionnés au hasard. Un emplacement latéral est sélectionné parmi la totalité  
20 ou un sous-ensemble d'emplacements latéraux à ou dans les limites d'une  
distance donnée de la région d'intérêt. Par exemple, la région d'intérêt fait  
5 mm de large, de sorte que l'emplacement focal pour chaque trame soit  
sélectionné au hasard parmi l'une de cinq options (par exemple, tous les 1 mm  
de la région d'intérêt) après que la région d'intérêt a été établie. Avec une  
25 sélection aléatoire, les emplacements focaux peuvent être les mêmes pour  
certaines trames ou bien une vérification est effectuée afin d'empêcher  
l'utilisation des mêmes emplacements focaux dans des trames destinées à être  
combinées. Dans un autre mode de réalisation, la randomisation se produit  
pour la programmation d'une séquence prédéfinie d'emplacements focaux. En  
30 général, cet échantillonnage est planifié d'une manière semi-aléatoire ou d'une  
manière totalement aléatoire. Pour un type semi-aléatoire de sélection  
aléatoire, des limitations telles que la non-répétition ou l'utilisation de seulement

un sous-ensemble d'emplacements dans la région d'intérêt commandent les options disponibles pour une sélection aléatoire.

5 Dans encore un autre mode de réalisation, une séquence non répétitive d'emplacements focaux différents est prédéfinie et utilisée. La séquence évite ou limite l'utilisation du même emplacement focal dans des trames destinées à être combinées.

10 Toute distance entre emplacements focaux possibles peut être utilisée, telle que de 0,5 mm, 1 mm, au moins 2 mm, ou une autre distance. Un nombre quelconque d'emplacements focaux possibles peut être utilisé, tel qu'un nombre d'emplacements focaux basé sur un nombre de trames destinées à être combinées (par exemple, 12 trames destinées à être combinées, soit 12, 24, ou 36 emplacements focaux possibles étant fournis).

15 Les ARFI ou les impulsions de poussée sont transmises à des moments différents. Les impulsions de poussée sont transmises successivement. Toute quantité de temps peut séparer les transmissions, telle que de 10 ms. La différence de temps est sélectionnée de sorte que l'onde de cisaillement issue d'une impulsion de poussée s'atténue avant la production de la prochaine onde de cisaillement et/ou de sorte que le suivi d'une onde de cisaillement soit achevé avant la production de la prochaine onde de cisaillement. Tout intervalle entre les transmissions ARFI permet le suivi, le refroidissement du transducteur, et/ou d'éviter d'atteindre une limite à l'énergie acoustique appliquée.

20 En réponse à la transmission des impulsions de poussée jusqu'aux différents foyers en séquence, différentes ondes de cisaillement sont produites. Par exemple, les ondes de cisaillement sont produites à partir des différents emplacements focaux aux différents moments en réponse aux ARFI. Les ondes de cisaillement cheminent, en partie, vers et/ou dans la ROI.

Dans l'action 34, le dispositif de balayage à ultrasons balaye le tissu du patient. Le balayage est répété un nombre quelconque de fois afin de déterminer la quantité de mouvement de tissu au niveau d'emplacements différents provoquée par une onde de cisaillement. Les actions 36 et 38 fournissent un  
5 mode de réalisation de balayage où une séquence est transmise et les échos résultants sont reçus. Le tissu détecté est comparé au balayage de référence du tissu au fil du temps afin de déterminer les déplacements dus au passage de l'onde de cisaillement.

10 Le balayage Doppler ou en mode B peut être utilisé pour le suivi du tissu répondant à la contrainte. Des données ultrasonores sont reçues en réponse à des transmissions d'ultrasons. Les transmissions et les réceptions sont effectuées pour des emplacements espacés latéralement différents, sur une surface, ou dans un volume. Une séquence de transmissions et de réceptions  
15 est fournie pour chaque emplacement spatial pour le suivi au fil du temps.

Les actions 36 et 38 se produisent après que les impulsions de poussée ont été appliquées et tandis que le tissu répond à la contrainte. Par exemple, la transmission et la réception se produisent après l'application ou la modification  
20 de la contrainte et avant que le tissu atteigne un état de repos. L'imagerie ultrasonore est effectuée avant, durant et/ou après que la contrainte a été appliquée.

Dans l'action 36 pour le suivi, le dispositif de balayage à ultrasons transmet une  
25 séquence de faisceaux de transmission ou d'impulsions de suivi. Une pluralité de faisceaux ultrasonores sont transmis jusqu'au tissu répondant à la contrainte. La pluralité de faisceaux sont transmis en événements de transmission distincts. Un événement de transmission est un intervalle contigu où des transmissions se produisent sans réception d'échos en réponse à la  
30 transmission. Durant la phase de transmission, il n'y a pas de réception. Lorsqu'une séquence d'événements de transmission est effectuée, une séquence correspondante d'événements de réception est aussi effectuée dans

l'action 38 intercalée avec les transmissions de l'action 36. Un événement de réception est effectué en réponse à chaque événement de transmission et avant le prochain événement de transmission.

- 5 Pour un événement de transmission, un ou plusieurs faisceaux de transmission sont formés. Chaque faisceau de transmission a une réponse en fréquence. Par exemple, un faisceau de transmission est formé par une impulsion à 2,0 MHz de 2 cycles. Toute largeur de bande peut être prévue. Les impulsions pour former les faisceaux de transmission sont d'un nombre quelconque de
- 10 cycles. Toute enveloppe, tout type d'impulsion (par exemple, unipolaire, bipolaire, ou sinusoïdale) ou toute forme d'onde peut être utilisé.
- Dans 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 par faisceaux de réception en données
- 15 ultrasonores représentant un ou plusieurs emplacements spatiaux. La réponse du tissu au niveau de lignes de balayage pour des faisceaux de réception est détectée.

- À l'aide de la réception de multiples faisceaux de réception en réponse à
- 20 chaque transmission de suivi, des données pour une pluralité d'emplacements espacés latéralement peuvent être reçues simultanément. La ROI entière est balayée pour chaque événement de réception par réception le long de toutes les lignes de balayage de la ROI en réponse à chaque événement de transmission. La surveillance est effectuée pour un nombre quelconque de
- 25 lignes de balayage. Par exemple, quatre, huit, seize, ou trente-deux faisceaux de réception sont formés en réponse à chaque transmission. Dans encore d'autres modes de réalisation, différents événements de transmission et les lignes de balayage de réception correspondantes sont balayés en séquence afin de couvrir la ROI entière.

30

Le dispositif de balayage à ultrasons reçoit une séquence de signaux de réception. La réception est intercalée avec la transmission de la séquence.

Pour chaque événement de transmission, un événement de réception se produit. L'événement de réception est un intervalle continu pour la réception d'échos à partir de la profondeur ou des profondeurs d'intérêt. Après que le transducteur a achevé la production d'énergie acoustique pour une transmission de suivi 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, en fournissant l'intercalation (par exemple, transmission, réception, transmission, réception, ... ) afin de suivre la réponse du tissu au fil du temps. Le balayage de la région d'intérêt avec des ultrasons dans l'action 34 est répétitif afin d'acquérir des données ultrasonores représentant la réponse du tissu au niveau d'emplacements de la région d'intérêt à des moments différents tandis que l'onde de cisaillement se propage à travers la région d'intérêt. Chaque répétition surveille la même région ou les mêmes emplacements pour la détermination de la réponse du tissu pour ces emplacements. Un nombre quelconque de répétitions peut être utilisé, tel qu'une répétition environ 50 à 100 fois. Les répétitions se produisent aussi fréquemment que possible tandis que le tissu récupère de la contrainte, mais sans interférer avec la réception.

20

Dans l'action 40, le dispositif de balayage à ultrasons estime une caractéristique d'onde de cisaillement pour chaque emplacement dans la région d'intérêt. Les données reçues par le suivi dans l'action 38 sont utilisées pour détecter des déplacements en fonction du temps pour chaque emplacement dans la région. Un maximum ou d'autres informations de déplacement au fil du temps et/ou les emplacements sont utilisés pour estimer la caractéristique d'onde de cisaillement.

Un mouvement de tissu est détecté comme déplacement en une, deux, ou trois dimensions. Le mouvement en réponse aux ondes de cisaillement produites est détecté à partir du suivi reçu ou des données ultrasonores émises à partir de l'action 38. Par répétition de la transmission des impulsions ultrasonores et de

30

la réception des échos ultrasonores au fil du temps, les déplacements au fil du temps sont déterminés. Le mouvement du tissu est détecté à différents moments. Les différents moments correspondent aux différents balayages de suivi (c'est-à-dire, paires d'événements de transmission et de réception).

5

Un mouvement de tissu est détecté par estimation du déplacement par rapport aux informations tissulaires de référence. Par exemple, le déplacement de tissu le long de lignes de balayage est déterminé. Le déplacement peut être mesuré à partir de données tissulaires, telles que des données ultrasonores en mode B, 10 mais des informations d'écoulement (par exemple, de célérité) ou de formateur de faisceau émises préalablement à la détection (par exemple, données en phase et quadrature (IQ)) peuvent être utilisées.

Au fur et à mesure que le tissu qui est imagé le long des lignes de balayage se 15 déforme, l'intensité en mode B ou d'autres données ultrasonores peuvent varier. La corrélation, la corrélation croisée, l'estimation du décalage de phase, la somme minimale de différences absolues ou une autre mesure de similarité est utilisée pour déterminer le déplacement entre balayages (par exemple, entre la référence et le balayage actuel). Par exemple, chaque paire de 20 données IQ est corrélée à sa référence correspondante afin d'obtenir le déplacement. Des données représentant une pluralité d'emplacements spatiaux sont corrélées avec les données de référence. En tant qu'autre exemple, des données issues d'une pluralité d'emplacements spatiaux (par exemple, le long des lignes de balayage) sont corrélées en fonction du temps. Pour chaque 25 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 comme point pour lequel le profil est calculé) est effectuée. Le décalage spatial pour la corrélation la plus élevée ou suffisante à un moment donné indique la quantité de déplacement. Pour 30 chaque emplacement, le déplacement en fonction du temps est déterminé. Un déplacement bi- ou tridimensionnel dans l'espace peut être utilisé. Un

déplacement monodimensionnel le long de lignes de balayage ou le long d'une direction différente des faisceaux ou lignes de balayage peut être utilisé.

5 Pour un moment donné ou une répétition du balayage, les déplacements au niveau d'emplacements différents sont déterminés. Les emplacements sont distribués en une, deux, ou trois dimensions. Par exemple, des déplacements au niveau d'emplacements espacés latéralement différents sont déterminés à partir de moyennes de déplacements de différentes profondeurs dans la ROI. Dans un autre exemple, des déplacements sont déterminés pour des  
10 emplacements espacés latéralement et espacés en gamme (c'est-à-dire, profondeur) différents.

Dans d'autres modes de réalisation, le déplacement en fonction de l'emplacement est déterminé. Des emplacements différents ont la même amplitude de déplacement ou une amplitude de déplacement différente. Ces  
15 profils de déplacement en fonction de l'emplacement sont déterminés pour des moments différents, tels que pour chaque répétition d'événements de transmission/réception dans le balayage de l'action 34. Une interpolation ou un ajustement de ligne peut être utilisé pour déterminer un déplacement au niveau d'autres emplacements et/ou à d'autres moments.

20

Les déplacements pour une trame de données de cisaillement répondent à l'onde de cisaillement produite pour cette trame. En raison de l'emplacement d'origine de l'onde de cisaillement et du timing relatif du balayage pour le déplacement, tout emplacement donné à tout moment donné peut n'être  
25 soumis à aucun déplacement provoqué par l'onde de cisaillement ou être soumis à un déplacement provoqué par l'onde de cisaillement.

Le dispositif de balayage à ultrasons calcule la caractéristique d'onde de cisaillement pour chaque emplacement à partir des déplacements. Toute  
30 caractéristique peut être estimée, telle que la vitesse ou la célérité de l'onde de cisaillement dans le tissu. La vitesse d'onde de cisaillement du tissu est une célérité des ondes de cisaillement traversant le tissu. Des tissus différents ont

une vitesse d'onde de cisaillement différente. Un même tissu avec une élasticité et/ou une rigidité différentes a une vitesse d'onde de cisaillement différente. D'autres caractéristiques viscoélastiques de tissu peuvent avoir pour résultat une vitesse d'onde de cisaillement différente. La vitesse d'onde de cisaillement est calculée sur la base de la quantité de temps entre l'impulsion de poussée et le moment du déplacement maximal et sur la base de la distance entre l'emplacement focal ARFI et l'emplacement des déplacements. D'autres approches peuvent être utilisées, telles que la détermination d'un phasage relatif des profils de déplacement.

10

D'autres caractéristiques d'onde de cisaillement du tissu peuvent être estimées à partir de l'emplacement, des déplacements, et/ou du timing. L'amplitude du déplacement de pic normalisée pour atténuation, le temps pour atteindre le déplacement de pic, le module de Young, ou d'autres valeurs d'élasticité peuvent être estimés. Toutes informations viscoélastiques peuvent être estimées comme la caractéristique d'onde de cisaillement dans le tissu.

15

Les actions 32 à 40 sont répétées pour chaque trame de données représentant la caractéristique d'onde de cisaillement dans la région d'intérêt. Chaque répétition et trame correspondante fournit des valeurs pour la caractéristique d'onde de cisaillement pour chaque emplacement à un moment différent ou une période différente. Des valeurs pour certains emplacements peuvent être manquantes du fait qu'ils sont l'emplacement focal et/ou en raison d'estimations manquantes. Pour d'autres emplacements, des valeurs sont fournies pour chaque trame ou à partir de trames représentant les estimations à partir de différents moments. Le balayage pour chaque répétition peut avoir certains emplacements en commun et d'autres emplacements non en commun (c'est-à-dire, des domaines d'emplacements chevauchants mais non identiques). L'estimation est fournie dans chaque répétition pour au moins certains des emplacements en commun ou dans la région chevauchante.

20

25

30

Les estimations pour chaque trame répondent à une onde de cisaillement. Les emplacements focaux des ARFI pour la production des ondes de cisaillement sont différents pour les différentes trames de caractéristique d'onde de cisaillement. La variation aléatoire, non répétitive, et/ou prédéfinie de l'emplacement focal ARFI pour les trames de la séquence a pour résultat un échantillonnage différent pour les mêmes emplacements. Du tissu hétérogène peut avoir une répercussion sur l'estimation pour certains emplacements plus que d'autres en fonction de l'emplacement focal ARFI. La variation fournit certaines trames avec moins ou plus de données manquantes.

10

Un nombre quelconque de répétitions est utilisé. Par exemple, de 5 à 20 trames de données de caractéristiques d'onde de cisaillement sont produites pour être combinées ensemble. Des trames moins ou plus nombreuses peuvent être utilisées. En tant qu'autre exemple, de 2 à 4 trames par seconde sont acquises.

15 Les trames sur 2 à 3 secondes sont destinées à être combinées.

Dans un mode de réalisation, la région d'intérêt est séparée en deux sous-régions ou plus. Par exemple, une région d'intérêt fait 20 mm de large, et est ainsi séparée en cinq sous-régions de 4 mm (par exemple, sous-régions distinctes ou non chevauchantes) ou cinq sous-régions de 5 mm (c'est-à-dire, sous-régions chevauchantes). Toute largeur peut être utilisée. Chaque sous-région est manipulée séparément. L'action 30 est effectuée pour chaque sous-région. La transmission ARFI, le balayage pour suivre du tissu, et l'estimation d'une caractéristique d'onde de cisaillement sont effectués une fois pour chaque sous-région, et ensuite répétés à travers la région d'intérêt. Les transmissions d'ARFI pour chaque répétition de l'action 30 sont effectuées à travers les sous-régions avant chaque répétition pour une autre trame. Ceci a pour résultat une trame de données de caractéristique d'onde de cisaillement assemblées à partir des sous-régions. Le procédé est répété afin de fournir les trames de données au fil du temps.

30

Chaque sous-région se voit attribuer une pluralité d'emplacements possibles pour l'emplacement focal ARFI. Chaque trame a un même nombre d'emplacements focaux ARFI qu'il y a de sous-régions (c'est-à-dire, un emplacement focal ARFI pour chaque sous-région par trame). Pour des trames différentes, les emplacements focaux ARFI pour les sous-régions sont variés. Par exemple, un même nombre d'emplacements possibles et une même distribution spatiale d'emplacements possibles sont fournis pour chaque sous-région (par exemple, la sous-région 1 a 5 emplacements possibles de 1 à 5 mm et la sous-région 2 a 5 emplacements possibles de 5 mm à 9 mm). L'un des emplacements possibles est sélectionné pour une sous-région donnée (par exemple, 2 mm). L'emplacement possible correspondant est sélectionné pour les autres sous-régions (par exemple, 6 mm). Le même décalage relatif (par exemple, de 2 mm à partir du bord gauche) est utilisé pour l'emplacement focal ARFI pour chaque sous-région. Le décalage part d'un bord, du centre, ou d'un autre point de référence. Le décalage est sélectionné au hasard ou de manière semi-aléatoire. Pour des trames subséquentes, la sélection d'emplacements focaux ARFI par sélection du décalage pour les sous-régions est répétée, fournissant des emplacements focaux ARFI différents dans chaque sous-région.

20

La Figure 2 montre un exemple. La région d'intérêt 50 est partitionnée équitablement en un nombre fini des petites régions de largeur  $C$ . Chaque région  $C$  est une sous-région définissant un nombre d'emplacements focaux ARFI possibles. L'emplacement focal ARFI pour chaque sous-région  $C$  est sélectionné au hasard. Dans une autre approche, les régions  $C$  sont centrées au niveau de l'emplacement ARFI sélectionné. En théorie, les deux extrémités sont connectées ensemble afin de représenter un ensemble fermé et limité des conditions de transmission et de réception. Une gigue est créée avec une distribution aléatoire uniforme  $[0, C]$ . Cette gigue fait tourner la position de référence dans le cercle. Par réglage de la position de référence, cette même position de référence est utilisée dans chaque sous-section. Le côté droit de la Figure 2 montre les sous-régions  $C$  décalées sur la base d'une sélection

30

aléatoire pour deux trames différentes. Les emplacements focaux ARFI diffèrent de  $\Delta(n)$  entre deux trames différentes. Après un certain nombre des trames ( $n$ ), les échantillons de référence sont équitablement dans la C, ayant pour résultat la densité d'échantillonnage la plus élevée dans le domaine spatial au fil du temps. Afin de produire une image complète à une vitesse de mise à jour fixe, la région d'intérêt complète est échantillonnée à un intervalle temporel donné. La partition du faisceau ARFI et de la région de détection est distribuée équitablement. D'une mise à jour à la prochaine, les faisceaux ARFI et le centre de la région de détection se modifient sur la base d'un générateur aléatoire.

10

Si l'on se réfère à l'action 42 de la Figure 1, un filtre ou un processeur d'images combine les caractéristiques d'onde de cisaillement issues de trames différentes. Chaque trame fournit une valeur pour la caractéristique d'onde de cisaillement pour chaque emplacement. Certaines trames peuvent avoir des données manquantes pour certains ou la totalité des emplacements. Pour chaque emplacement, les valeurs de la caractéristique d'onde de cisaillement issues des différentes trames sont combinées.

15

20

La combinaison est celle d'un nombre réglé de trames, telles que les trames acquises sur une période donnée. Une fenêtre mobile est utilisée. Les trames acquises au sein d'une période ou un nombre donné de trames les plus récemment acquises sont combinées. Dans des variantes de modes de réalisation, un nombre réglé de trames sont combinées une fois afin de produire une seule image, à moins d'un nouveau déclenchement. Dans un autre mode de réalisation, des combinaisons différentes sont fournies au fil du temps, telles qu'un établissement à partir d'une trame par combinaison avec chaque trame supplémentaire telle qu'acquise.

25

30

Toute combinaison peut être utilisée. Par exemple, les valeurs sont composées. Une moyenne peut être calculée. Des trames avec des valeurs manquantes pour cet emplacement ne sont pas utilisées ou pas incluses dans la moyenne pour cet emplacement. La composition fait persister temporellement les valeurs

des caractéristiques d'onde de cisaillement. Les trames de données sont amenées à persister temporellement. Toute filtration temporelle de multiples trames en réponse à des emplacements focaux ARFI différents peut être utilisée.

5

Une compensation de mouvement peut être fournie pour la combinaison. Les trames sont ajustées spatialement l'une par rapport à l'autre afin de rendre compte d'un mouvement du tissu et/ou du transducteur se produisant entre l'acquisition des trames. La compensation de mouvement peut être rigide ou non rigide. Toute compensation de mouvement peut être utilisée, telle que la détermination d'un mouvement de tissu à l'extérieur de la région d'intérêt à l'aide d'un suivi en mode B ou de granularité. Dans un mode de réalisation, une compensation de mouvement pour imagerie par ondes de cisaillement est utilisée. Des paires de trames de référence sont corrélées afin de déterminer le décalage spatial entre trames. Un polynôme est ajusté aux décalages spatiaux afin de déterminer une courbe de mouvement au fil du temps. Dans des variantes de modes de réalisation, une compensation de mouvement n'est pas utilisée.

20 Dans un mode de réalisation, une combinaison pondérée est utilisée. Par exemple, une moyenne pondérée, une réponse impulsionnelle finie pondérée, ou une combinaison de réponses impulsionnelles infinies pondérées est utilisée. Le poids ou les poids fournissent une pondération relative d'une trame ou d'un composé précédent de trames par rapport à une autre trame. Le poids peut être basé sur un ou plusieurs facteurs divers, tels qu'un nombre de trames qui sont combinées pour l'emplacement. Par exemple, le poids est une fonction de qualités des trames des données d'onde de cisaillement ou de la qualité des valeurs pour la caractéristique d'onde de cisaillement au niveau de l'emplacement. La qualité est mesurée sous la forme du rapport signal sur bruit sur le ou du profil de déplacement, le rapport signal sur bruit des échantillons formés par faisceaux (par exemple, données en phase et quadrature ou de radiofréquence), et/ou par un coefficient de corrélation entre profils de

déplacement espacés axiaux et/ou azimutaux. Des trames ou des valeurs de la caractéristique d'onde de cisaillement avec une qualité supérieure sont pondérées plus lourdement dans la combinaison.

- 5 La Figure 3 représente un exemple utilisant des trames,  $n$ , de vitesse d'onde de cisaillement ( $sws$ ) pour des emplacements  $x$ ,  $y$ . Deux trames,  $n$  et  $n-1$ , sont utilisées, mais davantage de trames peuvent être combinées. Les trames actuelles et précédentes,  $sws(n)$  et  $sws(n-1)$ , mesure du mouvement global, et la qualité de  $sws$  par emplacement sont entrées dans le filtre. Le retard
- 10 représente l'utilisation d'une trame précédente pour la combinaison. La qualité décrit la force de rayonnement telle que reflétée dans les données. Le mouvement global est utilisé pour aligner ou enregistrer les pixels ou les emplacements. Le mouvement global est basé sur la corrélation entre trames de référence. La qualité d'onde de cisaillement est utilisée dans un mécanisme
- 15 pondéré afin de filtrer la trame actuelle,  $sws(n)$ , et la trame précédente,  $sws(n-1)$ , pour chaque emplacement spatial aligné lorsque la persistance est menée.

Lorsque la région d'intérêt est divisée en sous-régions, la compensation de

20 mouvement et la combinaison peuvent être effectuées séparément pour chaque sous-région. En variante, les sous-régions sont combinées ou assemblées avec composition spatiale afin de former les trames. La compensation de mouvement et la combinaison temporelle sont effectuées pour les trames complètes.

25

Dans l'action 44 de la Figure 1, le processeur d'images produit une image d'une caractéristique du tissu du patient à partir des résultats de la combinaison. La caractéristique est la caractéristique d'onde de cisaillement. Par exemple, l'image est celle de la célérité d'onde de cisaillement dans le tissu.

30

La combinaison filtrée temporellement fournit des valeurs pour la caractéristique d'onde de cisaillement pour chaque emplacement dans la région

d'intérêt. La région d'intérêt est sélectionnée par l'utilisateur ou déterminée par le processeur. Lorsque le traitement ARFI est effectué par sous-région, alors l'image est celle des combinaisons de sous-régions afin de représenter la région. Les emplacements sont distribués en une, deux, ou trois dimensions.

- 5 L'image est celle de la caractéristique d'onde de cisaillement sur la dimension, les deux dimensions, ou les trois dimensions. Par exemple, une image de célérité d'onde de cisaillement est produite à partir de la combinaison de trames en réponse à la variation de l'emplacement focal ARFI.
  
- 10 Pour chaque emplacement, le pixel de l'image est modulé par la valeur de la caractéristique. La luminosité, la couleur, ou une autre modulation peut être utilisée. L'image d'onde de cisaillement est affichée seule ou superposée sur une image en mode B ou une autre image ultrasonore.
  
- 15 L'image peut être mise à jour progressivement. Par exemple, une image d'onde de cisaillement initiale se fait à partir d'une seule trame. Lorsque la prochaine trame est acquise, la prochaine image d'onde de cisaillement se fait à partir d'une combinaison des deux trames. Lorsque chaque trame supplémentaire est acquise, la trame est ajoutée à la combinaison et l'image mise à jour. Une fois
- 20 qu'un nombre donné de trames sont acquises, une fenêtre mobile peut être utilisée lorsque les trames combinées pour l'image sont un nombre le plus récent de trames.

- Dans des modes de réalisation supplémentaires ou des variantes de modes de
- 25 réalisation, la sortie est un graphique ou un texte alphanumérique de la vitesse d'onde de cisaillement pour un emplacement ou à travers des emplacements. L'image est celle d'un texte alphanumérique (par exemple, « 1,36 m/s ») ou superposée sous la forme d'une annotation sur une image en mode B ou en mode flux du tissu. Un graphique, un tableau, ou un diagramme de la célérité
  - 30 ou des célérités peut être émis en tant qu'image.

La Figure 4 montre un mode de réalisation d'un système 10 pour imagerie par ondes de cisaillement. Les images d'onde de cisaillement sont formées par combinaison de trames d'informations d'onde de cisaillement en réponse à une mise en place variée du foyer ARFI. Le système 10 met en œuvre la méthode  
5 de la Figure 1 ou d'autres méthodes.

Le système 10 est un dispositif de balayage à ultrasons ou un système d'imagerie ultrasonore pour diagnostic médical. Dans des variantes de modes de réalisation, le système 10 est un ordinateur personnel, un poste de travail,  
10 un poste PACS, ou un autre agencement au niveau d'un même emplacement ou distribué sur un réseau pour imagerie en temps réel ou à post-acquisition, de sorte qu'il peut ne pas inclure les formateurs de faisceau 12, 16 et le transducteur 14.

15 Le système 10 inclut un formateur de faisceau de transmission 12, un transducteur 14, un formateur de faisceau de réception 16, un processeur d'images 18, un affichage 20, et une mémoire 22. Des composants supplémentaires, différents ou moins nombreux peuvent être fournis. Par exemple, une entrée utilisateur est fournie pour la sélection assistée ou  
20 manuelle de plans d'affichage, la sélection de propriétés de tissu destinées à être déterminées, la sélection de régions d'intérêt, la sélection de séquences de transmission, ou d'autres commandes.

Le formateur de faisceau de transmission 12 est un transmetteur d'ultrasons,  
25 une mémoire, un générateur d'impulsions, un circuit analogique, un circuit numérique, ou des combinaisons de ceux-ci. Le formateur de faisceau de transmission 12 peut être configuré pour produire des formes d'onde pour une pluralité de canaux avec des amplitudes, des retards, et/ou un phasage différents ou relatifs. Les formes d'onde sont retardées ou phasées relativement  
30 afin de diriger des faisceaux acoustiques vers des emplacements focaux. Lors de la transmission d'ondes acoustiques depuis le transducteur 14 en réponse aux ondes électriques produites, un ou plusieurs faisceaux sont formés. Les

faisceaux de transmission sont formés à des niveaux d'énergie ou d'amplitude différents. Des amplificateurs pour chaque canal et/ou ou taille d'ouverture commandent l'amplitude du faisceau transmis.

5 Le formateur de faisceau de transmission 12 est configuré pour transmettre des impulsions. Le formateur de faisceau de transmission 12 produit des transmissions ARFI et des transmissions de suivi. Des transmissions ARFI différentes sont produites à des moments différents. Un dispositif de commande de formateur de faisceau, le formateur de faisceau 12, le processeur  
10 d'images 18, et/ou une séquence chargée à partir de la mémoire 22 règlent la séquence de faisceaux ARFI ou d'impulsions de poussée. Deux impulsions de poussée ou plus sont transmises à des moments différents jusqu'à des emplacements différents 15 par rapport à du tissu d'intérêt du patient. Les emplacements focaux 15 sont utilisés séquentiellement lorsque chaque  
15 emplacement focal subséquent 15 se produit après achèvement du suivi pour l'onde de cisaillement précédente avant transmission. Les emplacements sont dans la région d'intérêt 13, mais un ou plusieurs emplacements peuvent être à l'extérieur de la région d'intérêt 13.

20 Les différents emplacements sont sélectionnés au hasard, sélectionnés de manière semi-aléatoire, ou sont sélectionnés dans un motif prédéfini qui varie entre trois, quatre, cinq emplacements ou plus (par exemple, 12) pour le foyer ARFI sur les trames destinées à être combinées. Un emplacement focal différent peut être fourni pour chaque trame destinée à être utilisée dans une  
25 combinaison. Certains emplacements peuvent être utilisés plus d'une fois. Les emplacements focaux possibles peuvent être échantillonnés équitablement ou uniformément sur la base du nombre de trames destinées à être combinées. Au moins un emplacement focal est fourni par trame. Lorsque des sous-régions sont utilisées, plus d'un emplacement focal peut être fourni par trame.

30

Pour le suivi de déplacements de tissu, une séquence de faisceaux de transmission couvrant la ROI est produite. Les séquences de faisceaux de

transmission sont produites afin de balayer une région en deux ou trois dimensions. Des formats de balayage par secteurs, vecteurs, linéaires, ou autres peuvent être utilisés. Deux faisceaux de transmission simultanés ou plus peuvent être produits afin de suivre le tissu au niveau d'emplacements

5 différents dans la région d'intérêt au fur et à mesure que l'onde de cisaillement se propage à travers la région. Le formateur de faisceau de transmission 12 peut produire une onde plane ou une onde divergente pour un balayage plus rapide.

10 Les faisceaux de transmission ARFI peuvent avoir de plus grandes amplitudes que pour l'imagerie ou la détection d'un mouvement de tissu. En variante ou en outre, le nombre de cycles dans la forme d'onde ou l'impulsion ARFI utilisée est généralement plus grand que pour l'impulsion utilisée pour le suivi (par exemple, 100 cycles ou plus pour l'ARFI et de 1 à 6 cycles pour le suivi). Des

15 différences d'ouverture peuvent être utilisées.

Le transducteur 14 est un réseau en 1, 1,25, 1,5, 1,75, ou 2 dimensions d'éléments à membranes piézoélectriques ou capacitifs. Le transducteur 14 inclut une pluralité d'éléments pour la transduction entre énergies acoustique et

20 électrique. Des signaux de réception sont produits en réponse à une énergie ultrasonore (échos) arrivant sur les éléments du transducteur. Les éléments se connectent aux canaux des formateurs de faisceau de transmission et de réception 12, 16.

25 Le formateur de faisceau de transmission 12 et le formateur de faisceau de réception 16 se connectent aux mêmes éléments du transducteur 14 par l'intermédiaire d'un commutateur de transmission/réception ou d'un multiplexeur. Les éléments sont partagés à la fois pour des événements de transmission et de réception. Un ou plusieurs éléments peuvent ne pas être

30 partagés, comme lorsque les ouvertures de transmission et de réception sont différentes (se chevauchent seulement ou utilisent des éléments entièrement différents).

Le formateur de faisceau de réception 16 inclut une pluralité de canaux avec des amplificateurs, des retards, et/ou des déphaseurs, et un ou plusieurs sommateurs. Chaque canal se connecte à un ou plusieurs éléments de transducteur. Le formateur de faisceau de réception 16 applique des retards, des phases, et/ou une apodisation relatifs afin de former un ou plusieurs faisceaux de réception en réponse à une transmission. Dans des variantes de modes de réalisation, le formateur de faisceau de réception 16 est un processeur pour la production d'échantillons à l'aide de transformées de Fourier ou autres. Le formateur de faisceau de réception 16 peut inclure des canaux pour la formation de faisceau de réception en parallèle, comme la formation de deux faisceaux de réception ou plus en réponse à chaque événement de transmission. Le formateur de faisceau de réception 16 émet des données additionnées de faisceau, telles que des valeurs IQ ou de radiofréquence, pour chaque faisceau.

Le formateur de faisceau de réception 16 fonctionne durant des intervalles dans la séquence d'événements de transmission pour le suivi. Par réception intercalée de signaux avec les impulsions de transmission de suivi, une séquence de faisceaux de réception est formée en réponse à la séquence de faisceaux de transmission. Après chaque impulsion de transmission de suivi et avant la prochaine impulsion de transmission de suivi, le formateur de faisceau de réception 16 reçoit des signaux issus d'échos acoustiques. Le temps mort durant lequel des opérations de réception et de transmission ne se produisent pas peut être intercalé afin de permettre une réduction de la réverbération.

Le formateur de faisceau de réception 16 émet des données additionnées de faisceau représentant des emplacements spatiaux à un moment donné. Des données pour des emplacements latéraux différents (par exemple, des emplacements d'échantillonnage espacés azimutaux le long de lignes de balayage de réception différentes), des emplacements le long d'une ligne en profondeur, des emplacements pour une surface, ou des emplacements pour

- un volume sont émises. Une focalisation dynamique peut être prévue. Les données peuvent être à différentes fins. Par exemple, des balayages sont effectués pour des données de tissu ou en mode B, différents de ceux pour l'estimation de la célérité d'onde de cisaillement. Des données reçues pour
- 5 l'imagerie en mode B ou une autre imagerie peuvent être utilisées pour l'estimation de la célérité d'onde de cisaillement. L'onde de cisaillement au niveau d'emplacements espacés des foyers des impulsions de poussée est surveillée afin de déterminer la célérité des ondes de cisaillement à l'aide d'une interférence cohérente des ondes de cisaillement.
- 10 Le formateur de faisceau de réception 16 émet des données de suivi représentant le tissu avant, après, et/ou durant le passage d'une onde de cisaillement. Des données de suivi sont fournies afin de suivre chaque onde de cisaillement séquentielle. Les données de suivi sont émises pour des périodes différentes correspondant aux différentes transmissions ARFI.
- 15 Le processeur 18 est un détecteur en mode B, un détecteur Doppler, un détecteur Doppler à onde impulsionnelle, un processeur de corrélation, un processeur à transformée de Fourier, un circuit intégré à application spécifique, un processeur général, un processeur de commande, un processeur d'images,
- 20 un réseau à porte à champ programmable, un processeur à signal numérique, un circuit analogique, un circuit numérique, un réseau, un serveur, un groupe de processeurs, un chemin de données, un filtre, des combinaisons de ceux-ci, ou un autre dispositif actuellement connu ou développé à l'avenir pour la détection et le traitement d'informations pour l'affichage à partir d'échantillons
- 25 ultrasonores formés par faisceaux. Dans un mode de réalisation, le processeur d'images 18 inclut un ou plusieurs détecteurs et un processeur séparé. Le processeur d'images 18 peut être un ou plusieurs dispositifs. Un multitraitement, un traitement en parallèle, ou un traitement par des dispositifs séquentiels peut être utilisé.
- 30 Le processeur d'images 18 effectue toute combinaison d'une ou de plusieurs des actions 40 à 44 montrées sur la Figure 1. Le processeur d'images 18 peut

commander les formateurs de faisceau de transmission et/ou de réception 12, 16. Des échantillons formés par faisceaux ou des données ultrasonores sont reçus à partir du formateur de faisceau de réception 16. Le processeur d'images 18 est configuré par des logiciels, du matériel informatique, et/ou des  
5 micrologiciels.

Le processeur d'images 18 est configuré pour détecter des déplacements de tissu en réponse à une force de rayonnement acoustique. La détection se fait à partir d'échantillons formés par faisceaux ou de données détectées (par  
10 exemple, une détection en mode B ou Doppler) issues des échantillons formés par faisceaux. À l'aide d'une corrélation, une autre mesure de similarité, ou une autre technique, le mouvement de tissu par rapport à une référence est déterminé à partir des données ultrasonores. Par décalage spatial d'un ensemble de données de suivi par rapport à un ensemble de données de  
15 référence dans un espace en une, deux, ou trois dimensions, le décalage avec la plus grande similarité indique le déplacement du tissu. Le processeur 18 détecte un déplacement pour chaque moment et emplacement. Certains des déplacements détectés peuvent avoir des amplitudes en réponse au passage d'une onde de cisaillement ou d'ondes de cisaillement.

20

Le processeur d'images 18 est configuré pour déterminer une célérité ou une autre caractéristique de cisaillement d'onde de cisaillement dans le tissu. La détermination est basée sur les signaux issus du suivi du tissu répondant aux ondes de cisaillement créées par une ARFI. Les signaux sont utilisés pour  
25 détecter les déplacements. Afin de déterminer la célérité, les déplacements sont utilisés. Le temps pour atteindre un déplacement maximal et la distance de l'emplacement focal ARFI fournissent la célérité. Un phasage relatif de déplacements au fil du temps d'emplacements différents ou d'autres approches peuvent être utilisés pour déterminer une célérité.

30

Pour chaque ARFI ou les ARFI utilisées pour couvrir la région d'intérêt entière une fois, le processeur d'images 18 détermine des célérités ou une autre

caractéristique. Des trames de données de la caractéristique sont produites. Les trames représentent l'interaction d'onde de cisaillement avec le tissu à des moments différents en réponse à des emplacements focaux ARFI différents. Par exemple, des trames de célérité représentant les mêmes emplacements et  
5 en réponse à des emplacements focaux ARFI différents sont produites.

Le processeur d'images 18 est configuré pour faire persister les célérités issues des différentes trames. Un nombre quelconque de trames sont combinées. Une fenêtre mobile indiquant les trames à combiner peut être utilisée. Étant donné  
10 que les trames représentent la réponse du tissu à un cisaillement à des moments différents, une filtration temporelle est utilisée. Pour chaque emplacement, les célérités ou une autre caractéristique sont moyennées, moyennées et pondérées, ou combinées d'une certaine manière.

15 Le processeur d'images 18 peut faire varier la contribution d'une trame donnée à la persistance. La variation se fait par trame (par exemple, des valeurs d'une trame entière pondérées plus ou moins lourdement que pour d'autres trames) ou par emplacement (par exemple, une valeur pour une trame au niveau d'un emplacement pondérée plus lourdement qu'une valeur pour cette même trame  
20 au niveau d'un emplacement différent). Toute mesure peut être utilisée pour faire varier la contribution, telle que le temps (par exemple, des trames plus anciennes moins pondérées). Dans un mode de réalisation, la qualité de la caractéristique est utilisée. La contribution à la persistance est pondérée sur la base de la qualité relative des données qui sont combinées.

25

Le processeur d'images 18 produit des données d'affichage, telles qu'une annotation, une superposition graphique, et/ou une image. Les données d'affichage sont dans tout format, tel que des valeurs avant cartographie, des valeurs cartographiées en couleur ou niveaux de gris, des valeurs rouge-vert-bleu (RGB), des données de format de balayage, des données d'affichage ou  
30 au format de coordonnées cartésiennes, ou d'autres données. Le processeur 18 émet des informations de célérité appropriées pour le dispositif

d'affichage 20, configurant le dispositif d'affichage 20. Des sorties vers d'autres dispositifs peuvent être utilisées, telles qu'une émission vers la mémoire 22 pour stockage, une sortie vers une autre mémoire (par exemple, une base de données de dossier médical d'un patient), et/ou un transfert sur un réseau vers  
5 un autre dispositif (par exemple, un ordinateur ou serveur d'un utilisateur).

Le dispositif d'affichage 20 est un CRT, un LCD, un projecteur, un plasma, une imprimante, ou un autre affichage pour l'affichage d'une célérité de cisaillement, des graphiques, une interface utilisateur, une indication de validation, des  
10 images en deux dimensions, ou des représentations en trois dimensions. Le dispositif d'affichage 20 affiche des images ultrasonores, la célérité, et/ou d'autres informations. Par exemple, l'affichage 20 émet des informations de réponse du tissu, telles qu'une distribution en une, deux, ou trois dimensions de la célérité ou d'une autre caractéristique d'onde de cisaillement. Des célérités  
15 ou des caractéristiques d'onde de cisaillement pour des emplacements spatiaux différents forment une image. La sortie de la persistance ou d'une combinaison de caractéristiques à partir de trames différentes avec des emplacements focaux ARFI différents est utilisée pour l'imagerie. La combinaison à partir d'emplacements focaux placés de manière variable réduit les données  
20 manquantes et/ou l'occultation dans l'imagerie par ondes de cisaillement. D'autres images peuvent aussi bien être émises, telles que superposant la célérité comme une modulation codée en couleur pour une région d'intérêt sur une image en mode B en niveaux de gris.

25 Dans un mode de réalisation, le dispositif d'affichage 20 émet une image d'une région du patient, telle qu'un tissu Doppler en deux dimensions, ou une image en mode B. L'image inclut un indicateur d'emplacement pour la célérité. L'indicateur d'emplacement désigne le tissu imagé pour lequel une valeur de célérité est calculée. La célérité est fournie sous la forme d'une valeur  
30 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.

Le processeur 18 fonctionne suivant des instructions stockées dans la mémoire 22 ou une autre mémoire. La mémoire 22 est un support de stockage lisible par ordinateur. Les instructions pour la mise en œuvre des procédés, méthodes et/ou techniques discutés ici sont fournies sur les mémoires ou supports de stockage lisibles par ordinateur, tels qu'un cache, un tampon, une RAM, un support amovible, un disque dur ou un autre support de stockage lisible par ordinateur. Les supports de stockage lisibles par ordinateur incluent divers types de supports de stockage volatils et non volatils. Les fonctions, actions ou tâches illustrées sur les figures ou décrites ici sont exécutées en réponse à un ou plusieurs ensembles d'instructions stockées 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 effectuées par des logiciels, un matériel, des circuits intégrés, des micrologiciels, des microcodes et analogues, fonctionnant seuls ou en combinaison. De la même manière, les stratégies de traitement peuvent inclure un multitraitement, des multitâches, un traitement en parallèle, et analogues.

Dans un mode de réalisation, les instructions sont stockées sur un dispositif de support amovible pour une lecture par des systèmes locaux ou à distance. Dans d'autres modes de réalisation, les instructions sont stockées en un emplacement à distance pour un transfert par l'intermédiaire d'un réseau d'ordinateurs ou par des lignes téléphoniques. Dans encore d'autres modes de réalisation, les instructions sont stockées au sein d'un ordinateur, CPU, GPU ou système donné.

La mémoire 22 stocke en variante ou en outre des données utilisées dans l'estimation d'une caractéristique d'onde de cisaillement à l'aide d'emplacements focaux ARFI variables et d'une composition. Par exemple, les séquences de transmission et/ou les paramètres de formateur de faisceau pour l'ARFI et le suivi sont stockés. En tant qu'autre exemple, la région d'intérêt, les signaux reçus, les déplacements détectés, les valeurs de caractéristique d'onde

de cisaillement estimées, les réglages de filtre ou de persistance, les poids, les qualités de mesure, les sorties de filtre, et/ou les valeurs d'affichage sont stockés.

- 5 Quoique l'invention ait été décrite ci-dessus avec référence à divers modes de réalisation, on doit comprendre que de nombreux changements et modifications peuvent être réalisés sans s'écarter du cadre de l'invention. L'intention est donc que la précédente description détaillée soit considérée comme illustrative plutôt que comme limitative.

## Revendications

1. Méthode pour imagerie par ondes de cisaillement avec un dispositif de balayage à ultrasons, la méthode comprenant :
  - 5 la transmission (32) d'une première impulsion de force de rayonnement depuis un transducteur du dispositif de balayage à ultrasons jusqu'à un premier emplacement focal dans une région d'intérêt de tissu d'un patient, une première onde de cisaillement étant produite en raison de la première impulsion de force de rayonnement ;
  - 10 le balayage (34), par le dispositif de balayage à ultrasons, de la région d'intérêt avec des ultrasons au fur et à mesure que la première onde de cisaillement se propage dans la région d'intérêt, le balayage (34) fournissant des premières données pour des premiers emplacements de la région d'intérêt ;
  - 15 l'estimation (40) d'une première caractéristique d'onde de cisaillement pour chacun des premiers emplacements à partir des premières données ; la transmission (32) d'une deuxième impulsion de force de rayonnement depuis le transducteur du dispositif de balayage à ultrasons jusqu'à un deuxième emplacement focal dans la région d'intérêt de tissu du patient,
  - 20 le deuxième emplacement focal étant différent du premier emplacement focal, une deuxième onde de cisaillement étant produite en raison de la deuxième impulsion de force de rayonnement ;
  - le balayage (34), par le dispositif de balayage à ultrasons, de la région d'intérêt avec des ultrasons au fur et à mesure que la deuxième onde de cisaillement se propage dans la région d'intérêt, le balayage (34) fournissant des deuxièmes données pour les premiers emplacements de la région d'intérêt ;
  - 25 l'estimation (40) d'une deuxième caractéristique d'onde de cisaillement pour chacun des premiers emplacements à partir des deuxièmes données ;
  - 30 la combinaison (42), pour chacun des premiers emplacements, des première et deuxième caractéristiques d'onde de cisaillement ; et

la production (44) d'une image d'une caractéristique du tissu du patient à partir des résultats de la combinaison (42).

2. Méthode selon la revendication 1 dans laquelle la transmission (32) des  
5 première et deuxième impulsions de force de rayonnement comprend la transmission (32), les premier et deuxième emplacements focaux étant sélectionnés au hasard dans la région d'intérêt.
3. Méthode selon la revendication 1 dans laquelle la transmission (32) des  
10 première et deuxième impulsions de force de rayonnement comprend la transmission (32) avec les premier et deuxième emplacements focaux décalés latéralement d'au moins 2 mm.
4. Méthode selon la revendication 1 dans laquelle la transmission (32) des  
15 première et deuxième impulsions de force de rayonnement comprend la transmission (32) avec les premier et deuxième emplacements focaux décalés dans une séquence prédéfinie pour chaque trame de la caractéristique d'onde de cisaillement pour la région d'intérêt.
- 20 5. Méthode selon la revendication 1 dans laquelle la combinaison (42) comprend la combinaison pondérée avec des poids qui sont une fonction d'une mesure de qualité des première et deuxième caractéristiques d'onde de cisaillement.
- 25 6. Méthode selon la revendication 1 dans laquelle la combinaison (42) comprend la persistance temporelle.
7. Méthode selon la revendication 1 dans laquelle les première et deuxième  
30 caractéristiques d'onde de cisaillement sont la caractéristique de l'image, comprenant en outre la répétition de la transmission (32), du balayage (34), et de l'estimation (40), chaque répétition fournissant une trame de données pour la caractéristique, et dans laquelle la

- combinaison (42) comprend la filtration temporelle des trames de données.
- 5 8. Méthode selon la revendication 1 comprenant en outre la séparation de la région d'intérêt en deux sous-régions ou plus, dans laquelle les premier et deuxième emplacements focaux sont dans une première des sous-régions, comprenant en outre la répétition de la transmission (32) jusqu'à de multiples emplacements focaux différents, du balayage (34), et de l'estimation (40) pour chacune des autres sous-régions, dans laquelle
- 10 la combinaison (42) comprend la combinaison (42) pour chaque sous-région, et dans laquelle la production (44) de l'image comprend la production (44) de l'image de la région d'intérêt à partir des combinaisons pour chaque sous-région.
- 15 9. Méthode selon la revendication 13 dans laquelle les emplacements focaux pour chaque sous-région, incluant les premier et deuxième emplacements focaux de la première sous-région, sont à un même décalage relatif à partir d'un centre de la sous-région respective pour chaque répétition, le décalage relatif étant sélectionné au hasard pour chaque répétition, et
- 20 dans laquelle la transmission (32) pour chaque répétition est effectuée à travers les sous-régions avant chaque répétition.
10. Méthode pour imagerie par ondes de cisaillement avec un dispositif de balayage à ultrasons, la méthode comprenant :
- 25 l'acquisition (34) de multiples trames de données d'onde de cisaillement en réponse à des emplacements focaux placés au hasard d'impulsions de force de rayonnement acoustique pour la production (44) d'ondes de cisaillement, les multiples trames représentant chacune une même région d'intérêt à un moment différent ;
- 30 la filtration temporelle (42) des multiples trames ; et la production (44) d'une image d'onde de cisaillement à partir des multiples trames filtrées temporellement.

11. Méthode selon la revendication 10 dans laquelle l'acquisition (34) comprend la transmission (32) des impulsions de force de rayonnement acoustique focalisées au niveau des emplacements focaux placés au hasard dans la région d'intérêt, le suivi (36, 38) de déplacements de tissu résultant des ondes de cisaillement, et l'estimation (40) de la célérité d'onde de cisaillement à partir des déplacements.
12. Méthode selon la revendication 10 dans laquelle la filtration temporelle (42) comprend une combinaison pondérée des trames représentant des emplacements dans la région d'intérêt, les poids de la combinaison pondérée étant une fonction de qualités des trames des données d'onde de cisaillement.
13. Méthode selon la revendication 10 dans laquelle la production (44) de l'image d'onde de cisaillement comprend la production (44) d'une image de célérité de cisaillement de la région d'intérêt.
14. Système pour imagerie par ondes de cisaillement, le système comprenant :
- un formateur de faisceau de transmission (12) configuré pour transmettre des première et deuxième impulsions de poussée en des premier et deuxième moments différents jusqu'à des emplacements différents par rapport au tissu d'un patient ;
  - un formateur de faisceau de réception (16) configuré pour recevoir des premiers signaux et des deuxièmes signaux en provenance du balayage (34) après les premier et deuxième moments différents, respectivement ;
  - un processeur d'images (18) configuré pour déterminer, à partir des premiers et deuxièmes signaux, des premières et deuxièmes célérités de cisaillement dans le tissu, respectivement, les premières célérités représentant des emplacements et les deuxièmes célérités représentant

également les emplacements, et configuré pour faire persister les premières célérités avec les deuxièmes célérités ; et un affichage (20) configuré pour émettre une image de célérité de cisaillement à partir des premières et deuxièmes célérités ayant persisté.

5

15. Système selon la revendication 14 dans lequel le formateur de faisceau de transmission (12) est configuré pour transmettre les première et deuxième impulsions de poussée jusqu'à des positions focales choisies au hasard dans une région d'intérêt, dans lequel le processeur d'images (18) est configuré pour faire persister en fonction de la qualité des premières et deuxièmes célérités, et dans lequel l'image de célérité de cisaillement est une distribution spatiale de la célérité de cisaillement dans la région d'intérêt.
- 10

201705240

1/3

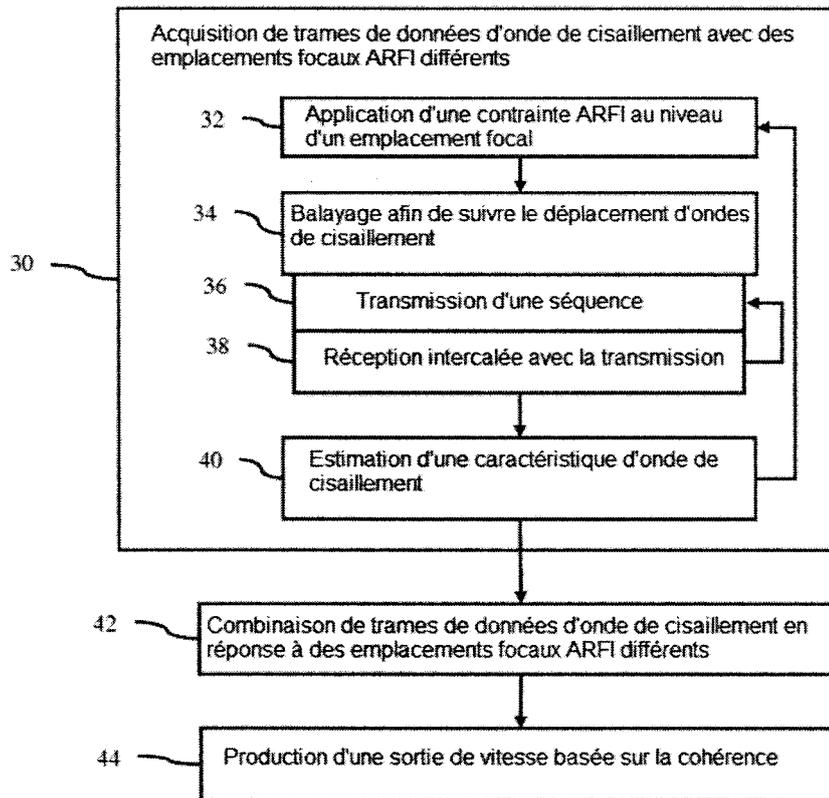


FIG. 1

201705240

2/3

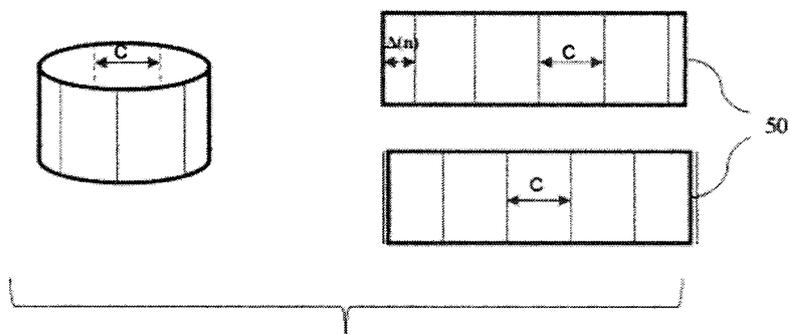


FIG. 2

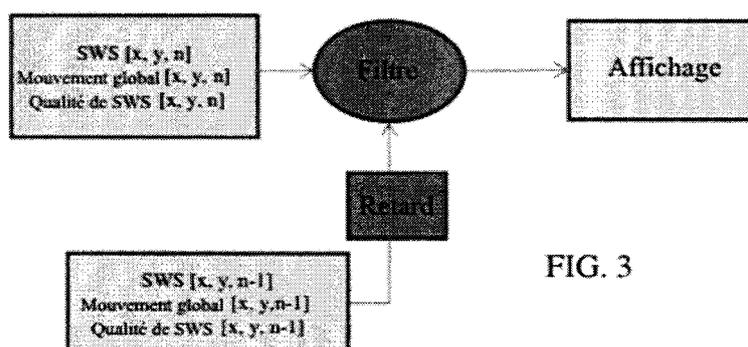


FIG. 3

201705240

3/3

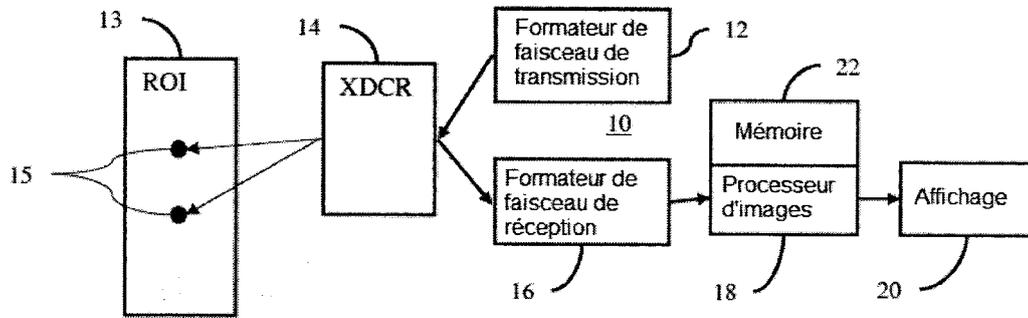


FIG. 4