

12

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 14.04.17.

30 Priorité : 19.04.16 US 15133122.

43 Date de mise à la disposition du public de la  
demande : 20.10.17 Bulletin 17/42.

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.

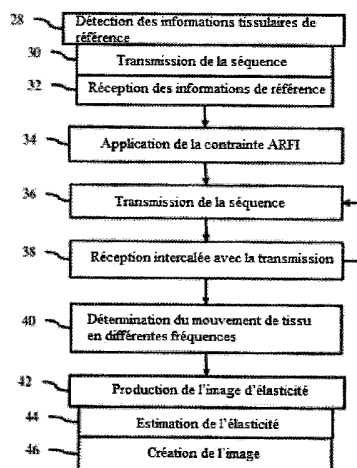
72 Inventeur(s) : FAN LIEXIANG, KIM SEUNGSOO,  
LABYED YASSIN, MENON MANOJ. et ROSENZWEIG  
STEPHEN.

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

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

54 METHODE POUR LA REDUCTION DU BRUIT EN IMAGERIE D'ELASTICITE AVEC UN SCANNER A  
ULTRASONS.

57 Pour la réduction du bruit en imagerie d'élasticité, une  
composition de fréquences est utilisée. Les déplacements  
provoqués par l'impulsion de force de rayonnement acous-  
tique sont mesurés en utilisant des signaux à différentes fré-  
quences, soit du fait de la transmission d'impulsions de suivi  
et de la réception à différentes fréquences, soit du fait du  
traitement des signaux reçus au niveau de différentes sous-  
bandes. Les déplacements sont (a) combinés en composé  
et les déplacements composés sont utilisés pour déterminer  
l'élasticité ou (b) sont utilisés pour déterminer l'élasticité et  
les élasticités à partir d'informations aux différentes fré-  
quences sont composées.



## ARRIÈRE-PLAN

Les présents modes de réalisation concernent l'imagerie d'élasticité avec des ultrasons utilisant une force de rayonnement acoustique (ARF). L'imagerie d'élasticité par ultrasons inclut différentes techniques d'imagerie qui caractérisent les propriétés élastiques d'un tissu, telles que l'imagerie par impulsions de force de rayonnement acoustique (ARFI) ou l'imagerie d'élasticité par ondes de cisaillement (SWEI). Ces techniques caractérisent une structure et/ou une pathologie.

10

Dans les techniques d'imagerie d'élasticité par ultrasons, une force est appliquée sur un tissu, et le déplacement de tissu résultant est mesuré dans le but de déterminer les propriétés mécaniques du tissu. Les déplacements induits sont généralement petits, de l'ordre de 10  $\mu\text{m}$  pour l'ARFI. Lors de l'estimation du déplacement au sein du tissu, une source principale de bruit est la granularité sous-jacente des signaux ultrasonores utilisés pour estimer le mouvement. Ce bruit peut avoir un effet disproportionné lors de l'estimation, compte tenu de la petite amplitude de déplacement.

## 20 BREF RÉSUMÉ

À titre d'introduction, les modes de réalisation préférés décrits ci-dessous incluent des méthodes, des instructions, et des systèmes pour la réduction du bruit en imagerie d'élasticité utilisant une force de rayonnement acoustique.

25 Une composition de fréquences est utilisée. Les déplacements provoqués par l'impulsion de force de rayonnement acoustique sont mesurés en utilisant des signaux à différentes fréquences, soit du fait de la transmission d'impulsions de suivi et de la réception à différentes fréquences, soit du fait du traitement des signaux reçus au niveau de différentes sous-bandes. Les déplacements sont  
30 (a) composés et les déplacements composés sont utilisés pour déterminer l'élasticité ou (b) sont utilisés pour déterminer l'élasticité et les élasticités à partir d'informations aux différentes fréquences sont composées.

Selon un premier aspect, une méthode est proposée pour la réduction du bruit en imagerie d'élasticité avec un scanner à ultrasons. Un transducteur du scanner à ultrasons transmet une force de rayonnement acoustique jusqu'à un

5 tissu d'un patient. Le tissu répond à une contrainte provoquée par la force de rayonnement acoustique. Le scanner à ultrasons transmet une séquence de premières impulsions ultrasonores ayant une première fréquence centrale. Le scanner à ultrasons reçoit de premiers échos ultrasonores en réponse à la séquence des premières impulsions ultrasonores. La réception des premiers

10 échos ultrasonores est intercalée avec la transmission des premières impulsions ultrasonores de telle sorte que certains des premiers échos ultrasonores soient reçus après chacune des premières impulsions ultrasonores et préalablement à la transmission d'une prochaine des premières impulsions ultrasonores. Le scanner à ultrasons transmet une séquence de secondes

15 impulsions ultrasonores ayant une seconde fréquence centrale. La seconde fréquence centrale est différente de la première fréquence centrale, et les secondes impulsions ultrasonores sont transmises en événements de transmission séparés des premières impulsions ultrasonores. Le scanner à ultrasons reçoit de seconds échos ultrasonores en réponse à la séquence des

20 secondes impulsions ultrasonores. La réception des seconds échos ultrasonores est intercalée avec la transmission des secondes impulsions ultrasonores de telle sorte que certains des seconds échos ultrasonores soient reçus après chacune des secondes impulsions ultrasonores et préalablement à la transmission d'une prochaine des secondes impulsions ultrasonores. Des

25 déplacements du tissu au fil du temps au niveau de première et seconde bandes de fréquences sont déterminés respectivement à partir des premiers et seconds échos ultrasonores. Une élasticité de sortie est estimée à partir d'une combinaison des déplacements au niveau des première et seconde bandes de fréquences. Une image de l'élasticité de sortie est produite.

30 Selon les modes de réalisation, la méthode peut comprendre une ou plusieurs des étapes ou caractéristiques suivantes :

- la détection d'informations tissulaires de référence préalablement à la transmission de la force de rayonnement acoustique ; et la détermination des déplacements comme fonction des informations tissulaires de référence ;
- 5 - la détermination de déplacements comprend la détection d'un mouvement en réponse à une onde de cisaillement ;
  - l'estimation comprend la détermination d'un déplacement de pic ;
  - la détermination des déplacements comprend la détermination de premier et
- 10 bandes de fréquences, la combinaison des premier et deuxième profils de déplacement en un troisième profil de déplacement, et dans laquelle l'estimation de l'élasticité de sortie comprend l'estimation à partir du troisième profil de déplacement ;
  - la détermination des déplacements comprend la détermination de premier et
- 15 deuxième profils de déplacement au niveau des première et seconde bandes de fréquences, et dans laquelle l'estimation de l'élasticité comprend l'estimation de première et seconde élasticités à partir des premier et deuxième profils de déplacement et la combinaison des première et seconde élasticités, l'élasticité de sortie comprenant la combinaison ;
- 20 - la production de l'image comprend la production d'une image de vitesse d'onde de cisaillement, l'élasticité de sortie comprenant une vitesse d'onde de cisaillement pour un emplacement ;
  - la répétition de la transmission des premières et secondes impulsions ultrasonores, la réception des premiers et seconds échos ultrasonores au fil
- 25 du temps, et dans laquelle la détermination des déplacements au fil du temps utilise la répétition ;
  - la répétition de la transmission des premières et secondes impulsions ultrasonores, la réception des premiers et seconds échos ultrasonores au fil
- 30 du temps, la détermination, et l'estimation pour différents emplacements spatiaux, et dans laquelle la production de l'image comprend la production de l'image représentant l'élasticité de sortie comme fonction des différents emplacements spatiaux.

Selon un deuxième aspect, une méthode est proposée pour la réduction du bruit en imagerie d'élasticité avec un scanner à ultrasons. Un transducteur du scanner à ultrasons transmet une force de rayonnement acoustique jusqu'à un  
5 tissu d'un patient, le tissu répondant à une contrainte provoquée par la force de rayonnement acoustique. Le scanner à ultrasons transmet une séquence de faisceaux de transmission où chaque faisceau de transmission a une réponse en fréquence avec un pic simple. Le scanner à ultrasons reçoit une séquence de signaux de réception en réponse à chacun des faisceaux de transmission où  
10 la réception des signaux de réception est intercalée avec la transmission des faisceaux de transmission. Le scanner à ultrasons détermine des mouvements de tissu à partir de différentes fréquences des signaux de réception. Le scanner à ultrasons produit une image d'élasticité où l'image est basée sur les mouvements de tissu aux différentes fréquences.

15

Selon les modes de réalisation, la méthode peut comprendre une ou plusieurs des étapes ou caractéristiques suivantes :

- la transmission de la séquence comprend la transmission avec les faisceaux de transmission comprenant un motif de répétition des différentes  
20 fréquences, dans laquelle la réception comprend la réception des signaux de réception aux différentes fréquences, et dans laquelle les mouvements de tissu des différentes fréquences sont des déplacements détectés aux différentes fréquences ;
- la réception comprend le filtrage des signaux de réception en de multiples  
25 sous-bandes pour chacune des différentes fréquences, et dans laquelle les déplacements sont détectés au niveau des différentes sous-bandes des différentes fréquences ;
- la transmission de la séquence comprend la transmission avec les faisceaux de transmission ayant tous une même fréquence centrale, et dans laquelle  
30 la réception comprend le filtrage des signaux de réception en des bandes pour les différentes fréquences ;

- la production de l'image comprend la production de différentes élasticités pour les différentes fréquences et la combinaison des différentes élasticités, l'image étant celle des élasticités combinées ;
- la production de l'image comprend la combinaison des mouvements de tissu aux différentes fréquences et l'estimation de l'élasticité à partir du mouvement de tissu combiné.

Selon un troisième aspect, un système est proposé pour la réduction du bruit en imagerie d'élasticité. Un formateur de faisceau de transmission est configuré pour transmettre des impulsions. Chacune des impulsions a une bande simple avec juste une fréquence centrale. Un formateur de faisceau de réception est configuré pour recevoir des signaux intercalés avec les impulsions de transmission. Un filtre est configuré pour émettre des informations en différentes bandes de fréquences pour les signaux reçus. Un processeur est configuré pour détecter des déplacements de tissu répondant à une force de rayonnement acoustique à partir des informations dans les différentes bandes de fréquences et pour produire de l'élasticité à partir d'un composé des différentes bandes de fréquences. Un affichage est configuré pour émettre l'élasticité.

20

Selon les modes de réalisation, le système comprend une ou plusieurs des caractéristiques suivantes

- le formateur de faisceau de transmission est configuré pour transmettre les impulsions en une séquence, la bande simple commutant entre les différentes bandes de fréquences à travers la séquence ;
- le formateur de faisceau de transmission est configuré pour transmettre les impulsions en une séquence, chacune des impulsions ayant une même bande simple, et dans lequel le filtre est configuré pour créer les différentes bandes de fréquences comme sous-bandes de la bande simple ;
- le processeur est configuré pour produire l'élasticité à partir d'une combinaison des déplacements à partir des informations dans les différentes bandes de fréquences ;

- le processeur est configuré pour produire l'élasticité à partir d'une combinaison d'élasticités à partir des informations dans les différentes bandes de fréquences.

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

#### BREVE DESCRIPTION DES DESSINS

10 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, dans les figures, les mêmes numéros de référence désignent les parties correspondantes sur toutes les différentes vues.

15 La Figure 1 est un schéma opérationnel d'un mode de réalisation d'une méthode pour la réduction du bruit en imagerie d'élasticité ;

La Figure 2 illustre un exemple de séquence d'impulsions de transmission avec différentes fréquences ;

20

La Figure 3 montre des exemples de filtres pour des sous-bandes ;

La Figure 4 montre un exemple de données de réception filtrées par les filtres de la Figure 3 ;

25 La Figure 5 montre un exemple d'images de vitesse de cisaillement basées sur les données reçues de la Figure 4 avec et sans le filtrage de la Figure 4 ;

La Figure 6 montre une variance de la vitesse d'onde de cisaillement avec et sans composition de fréquences ; et

30

La Figure 7 est un schéma fonctionnel d'un mode de réalisation d'un système pour la réduction du bruit en imagerie d'élasticité.

## DESCRIPTION DÉTAILLÉE DES DESSINS ET DES MODES DE RÉALISATION PRÉSENTEMENT PRÉFÉRÉS

- 5 La composition de fréquences est utilisée en imagerie d'élasticité basée sur une force de rayonnement. La composition de fréquences fournit une réduction du bruit. La composition de fréquences implique habituellement l'obtention de signaux ultrasonores en mode B avec des spectres de fréquences suffisamment différents, effectuant une détection d'enveloppe (opération non  
10 linéaire), et avec finalement une recombinaison des données détectées.

- Pour l'imagerie d'élasticité, la composition de fréquences se produit après la détermination du déplacement. Deux techniques possibles de composition de fréquences sont proposées : transmission-réception et réception seule. La  
15 technique de transmission-réception utilise différentes fréquences dans des transmissions successives avant et après que le déplacement a été induit au sein du tissu, d'où des signaux de réception au niveau de différentes bandes de fréquences. La technique de réception seule filtre les données de radiofréquence (RF) ou en phase et quadrature (IQ) en de multiples bandes de  
20 fréquences après la réception des échos dispersés à partir de transmissions à une fréquence simple. Ces deux méthodes peuvent être combinées de telle sorte que des signaux reçus pour chacune des différentes fréquences de transmission soient filtrés en de multiples bandes de fréquences de réception. Le déplacement est déterminé pour chacune des bandes de fréquences. Les  
25 déplacements sont alors combinés soit immédiatement (par exemple, en moyennant les estimations de déplacement initiales), soit après un autre traitement d'imagerie (par exemple, production d'images de vitesse de cisaillement pour chaque fréquence et sélection de la valeur de vitesse de cisaillement médiane entre les images individuelles).

30

La Figure 1 montre un mode de réalisation d'une méthode pour la réduction du bruit en imagerie d'élasticité avec un scanner à ultrasons. En utilisant une



technique quelconque de transmission et/ou de réception, des signaux de réception au niveau de différentes bandes de fréquences sont créés. Les déplacements sont calculés pour chaque bande de fréquences. Les déplacements sont combinés, fournissant une composition de fréquences, et  
5 une image d'élasticité est estimée. En variante, des images d'élasticité sont estimées à partir des déplacements au niveau de différentes bandes de fréquences, et les images sont combinées, fournissant une composition de fréquences. La composition de fréquences réduit l'influence de la granularité, fournissant de meilleures images du patient et/ou davantage de précision dans  
10 les valeurs d'élasticité.

La méthode est mise en œuvre par le système de la Figure 7 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 28 à 38. Le tissu au niveau du foyer de l'ARFI ou le tissu soumis à une onde de cisaillement espacé du foyer est suivi. Un filtre peut isoler des informations au niveau de différentes bandes de fréquences. Un processeur d'images détermine le mouvement du tissu et produit l'image d'élasticité dans les actions 40 et 42.  
20 Différents dispositifs, tels que d'autres parties d'un scanner à ultrasons, peuvent effectuer l'une quelconque des actions.

Des actions supplémentaires, différentes, ou moins nombreuses peuvent être prévues. Par exemple, les actions 28, 30, et/ou 32 ne sont pas effectuées.  
25 Comme autre exemple, des actions pour configurer le scanner à ultrasons, positionner le transducteur, et/ou enregistrer les résultats sont prévues.

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. Par exemple,  
30 l'action 28 peut être effectuée après l'action 38. Comme autre exemple, les actions 36 et 38 sont effectuées en parallèle ou répétées (par exemple, transmission, puis réception, puis transmission, puis réception et ainsi de suite).

Dans l'action 28, le scanner à ultrasons détecte des informations tissulaires de référence. Afin de déterminer le déplacement provoqué par l'ARFI, le tissu au repos ou non soumis à l'ARFI est balayé. Le balayage se produit préalablement à la transmission de l'ARFI dans l'action 34, mais peut être effectué à d'autres moments.

Les actions 30 et 32 fournissent deux exemples de balayage pour les informations de référence. Dans l'action 30, une séquence d'impulsions est transmise jusqu'au tissu préalablement à l'application d'une contrainte et à la mesure de la réponse du tissu à la contrainte. Du fait que la réponse du tissu à la contrainte peut être mesurée avant, après ou à la fois par rapport à la contrainte de pic, la transmission pour la position de référence du tissu est effectuée préalablement à l'application de la contrainte ou après que le tissu est revenu à un état de repos.

La séquence est la même que celle prévue dans l'action 36, en tant que séquence d'impulsions ayant toutes une même bande de fréquences et une même fréquence centrale ou séquence d'impulsions modifiant la bande de fréquences et la fréquence centrale de l'ensemble des impulsions. Un ensemble de  $N$  impulsions est transmis avant que l'ARFI soit appliquée et est utilisé pour l'acquisition de données de référence pour l'estimation du déplacement.  $N$  peut être tout nombre entier positif pour chaque emplacement spatial ou groupe d'emplacements spatiaux.

Dans l'action 32, des informations de référence sont reçues. Des signaux électriques produits par le transducteur en réponse à des échos provenant de la transmission sont reçus. Les signaux sont séparés par bande de fréquences, comme par filtrage, démodulation et filtrage, et/ou réception en réponse à des transmissions au niveau de différentes bandes de fréquences. Par exemple, des paires d'échantillons formés par faisceaux en phase et quadrature (IQ) sont produites pour chaque signal séparable.

Les signaux séparés sont utilisés pour détecter des informations tissulaires de référence. Tout type de détection peut être utilisé, tel qu'une détection en mode B de l'intensité. Les informations détectées répondent à la transmission  
5 préalablement à l'application de la contrainte dans l'action 30. Les informations tissulaires sont détectées séparément pour différentes fréquences. En variante, des informations tissulaires sont détectées sur la base d'une moyenne de différentes fréquences ou sur la base d'une fréquence. Dans d'autres modes de réalisation, les données formées par faisceaux sans détection sont utilisées  
10 comme référence.

Dans l'action 34, le scanner à ultrasons utilise le transducteur pour appliquer une contrainte sur le tissu. Par exemple, l'ARFI focalisée au niveau de la région d'intérêt ou d'un point est transmise. Quand l'ARFI est appliquée sur une  
15 surface focalisée, le tissu répond à la force appliquée en se mouvant. Le tissu est déplacé par rapport à un emplacement d'origine ou à un état de repos. Pour chaque emplacement spatial donné, ce déplacement augmente et revient ensuite à zéro, d'où un profil de déplacement temporel. Les propriétés du tissu se répercutent sur le déplacement.

20

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

Les actions 36 et 38 se produisent après que la force de rayonnement a été appliquée et pendant que le tissu répond à la contrainte. Par exemple, la  
30 transmission et la réception se produisent après l'application ou la modification de la contrainte et avant que le tissu atteigne un état de repos. La détection de mouvement dans l'action 40 se produit en temps réel avec la réception de

l'action 38. En variante, la détection de l'action 40 est effectuée à partir de signaux stockés après que le tissu a atteint l'état de repos.

5 La réponse du tissu au niveau de lignes de balayage pour des faisceaux de transmission ou de réception est détectée. Le balayage Doppler ou en mode B peut être utilisé pour suivre le tissu répondant à la contrainte. L'imagerie par ultrasons est effectuée avant, durant et/ou après l'application de la contrainte. Des données ultrasonores sont reçues en réponse à des transmissions d'ultrasons. Les transmissions et les réceptions sont effectuées pour un  
10 emplacement spatial simple (par exemple, un point adjacent à un point focal de la contrainte appliquée) le long d'une ligne, sur une surface, ou dans un volume. Une séquence de transmissions et de réceptions est prévue pour chaque emplacement spatial pour le suivi au fil du temps. En utilisant la réception de multiples faisceaux de réception en réponse à chaque  
15 transmission de suivi, des données pour une pluralité d'emplacements latéralement espacés et/ou de profondeurs peuvent être reçues simultanément.

Dans l'action 36 pour le suivi, le scanner à ultrasons transmet une séquence de faisceaux de transmission. Une pluralité de signaux ultrasonores sont transmis  
20 jusqu'au tissu répondant à la contrainte. La pluralité de signaux sont transmis en événements de transmission séparés. Un événement de transmission est un intervalle contigu où des transmissions se produisent sans réception d'échos en réponse à la transmission. Durant la phase de transmission, il n'y a pas de réception. Quand une séquence d'événements de transmission est effectuée,  
25 une séquence correspondante d'événements de réception est aussi effectuée dans l'action 38. Un événement de réception est effectué en réponse à chaque événement de transmission et avant le prochain événement de transmission.

Pour un événement de transmission, un faisceau de transmission est formé. Chaque faisceau de transmission a une réponse en fréquence. Par exemple, un  
30 faisceau de transmission est formé par une impulsion à 2,0 MHz de 2 cycles. Le spectre de l'impulsion fournit un pic d'énergie à 2,0 MHz avec aucun autre pic à

moins de 10 ou 20 dB en aval à une autre fréquence. Toute largeur de bande peut être prévue.

5 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 plus grand nombre de cycles peut réduire la largeur de bande des impulsions, en permettant une séparation de fréquences plus complète à la réception. Dans un mode de réalisation, chaque impulsion est d'au moins 4 cycles. Toute enveloppe, tout type d'impulsion (par exemple, unipolaire, 10 bipolaire, ou sinusoïdale), ou toute forme d'onde peut être utilisé.

Pour la composition de fréquences, les faisceaux de 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 séquence a une 15 fréquence centrale de 2,0 MHz avec une même impulsion ou largeur de bande. La technique de réception seule utilise toute séquence d'impulsions standard pour le mode B ou un autre mode d'imagerie par ultrasons.

20 La technique de transmission-réception transmet les impulsions avec des spectres de fréquences différents. Un motif de répétition des différentes impulsions est utilisé. Les multiples impulsions d'imagerie de la séquence peuvent avoir différentes fréquences centrales. Tout motif de modification de fréquence peut être utilisé, tel que tout autre ou tout troisième motif. Tout nombre d'impulsions de transmission différentes peut être utilisé dans la 25 séquence, tel qu'une itération entre deux fréquences centrales différentes ou dans trois fréquences centrales différentes.

La Figure 2 montre un exemple d'une séquence d'impulsions ultrasonores ayant deux fréquences centrales différentes. Chaque flèche pleine représente 30 un faisceau de transmission avec une bande autour d'une fréquence centrale (par exemple, 1,5 MHz), et chaque flèche en pointillés représente un faisceau de transmission avec une bande autour d'une fréquence centrale différente (par

exemple, 2,25 MHz). 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 une fréquence centrale alternée à la fois avant et après l'ARFI, comme mettant en œuvre à la fois les actions 30 et 36. Tout nombre de faisceaux de transmission peut être utilisé avant et/ou après l'ARFI. La largeur de bande du transducteur peut limiter ou déterminer la séparation de fréquences et la gamme de fréquences à utiliser.

La technique de transmission-réception utilise différentes fréquences dans des transmissions successives avant et après l'induction du déplacement au sein du tissu. Ce principe peut être étendu à N fréquences, chaque fréquence se répétant à la N<sup>ème</sup> transmission. Dans cette méthode, la fréquence de répétition des impulsions efficace (PRF) des suivis est réduite par un facteur de N pour des signaux à une fréquence donnée.

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 ultrasonores représentant un ou plusieurs emplacements spatiaux. Le scanner à ultrasons reçoit une séquence de signaux de réception quand des faisceaux de réception sont reçus en réponse à chacun des faisceaux de transmission dans la séquence de transmission.

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. L'événement se produit après cessation de l'événement de transmission. Après que le transducteur a terminé la production 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, en fournissant l'intercalation (par exemple, transmission, réception, transmission, réception, ...) pour le suivi de la réponse du tissu au fil du temps.

5 Pour la technique de réception seule de composition de fréquences, les signaux de réception sont filtrés en des bandes pour différentes fréquences. Les faisceaux de transmission de la séquence utilisent la même fréquence centrale et la même bande de fréquences. La réception est effectuée au niveau de la même bande de fréquences ou d'une bande de fréquences similaire et à la même fréquence centrale ou à une fréquence centrale similaire par rapport à  
10 celles utilisées en transmission. Pour fournir des informations au niveau de plus d'une bande de fréquences, la bande de réception est séparée en deux sous-bandes ou plus. Les signaux de réception et/ou les échantillons formés par faisceaux sont filtrés afin d'isoler des informations à différentes fréquences centrales et/ou au niveau de différentes bandes de fréquences. La technique de  
15 réception seule utilise une séquence d'impulsions standard et filtre les échos ultrasonores reçus en des bandes de fréquences plus étroites. Par exemple, les signaux de réception sont à une valeur de 1 à 3 MHz (fréquence centrale de 2 MHz), et sont ainsi filtrés en deux bandes de 1 à 2 MHz (fréquence centrale de 1,5 MHz) et de 2 à 3 MHz (fréquence centrale de 2,5 MHz).

20

Les sous-bandes dans l'exemple ci-dessus ne se chevauchent pas. Des sous-bandes qui se chevauchent peuvent être utilisées. Des sous-bandes séparées par une gamme de fréquences peuvent être utilisées.

25 Dans le cas de données de radiofréquence (RF), de multiples filtres passe-bande sont appliqués aux signaux de réception bruts. Pour des données en phase et quadrature (IQ), des filtres passe-bas complexes sont appliqués aux signaux démodulés ou abaissés en fréquence. Un autre filtrage peut être utilisé.

30 Pour la technique de transmission-réception, les fréquences de transmission provenant de différents événements sont à différentes fréquences, de sorte que les signaux de réception sont aussi aux différentes fréquences. Par exemple, la

moitié des faisceaux de transmission sont centrés à 2 MHz et l'autre moitié sont centrés à 3 MHz. De même, les signaux de réception sont centrés à 2 et 3 MHz, en fonction du faisceau de transmission auquel répond un signal de réception donné. Un filtrage peut être appliqué afin de réduire le bruit.

5

- Dans une variante de mode de réalisation, le scanner à ultrasons utilise une combinaison des techniques de réception seule et de transmission-réception. Les signaux reçus dans une bande de fréquences donnée peuvent être filtrés afin de diviser les signaux en de multiples sous-bandes. Par exemple, la
- 10 technique de transmission-réception fournit des signaux de réception en deux bandes (par exemple, de 1 à 3 MHz et de 3 à 5 MHz). La technique de réception seule est appliquée aux signaux dans une ou deux des bandes (par exemple, des signaux de 1 à 3 MHz filtrés afin de fournir des sous-bandes de 1 à 2 MHz et de 2 à 3 MHz, et des signaux de 3 à 5 MHz filtrés afin de fournir des
- 15 sous-bandes de 3 à 4 MHz et de 4 à 5 MHz). Pour chaque bande de fréquences de transmission, les signaux de réception sont séparés en de multiples sous-bandes. Chacune des fréquences de transmission est découpée en de multiples sous-bandes avant l'estimation du déplacement.
- 20 La technique de transmission-réception ou la combinaison des techniques de transmission-réception et de réception seule peut réduire plus efficacement la granularité en comparaison avec la technique de réception seule, du fait que la réduction de la granularité est inversement proportionnelle au chevauchement des spectres de fréquences. Avec des impulsions de transmission centrées à
- 25 différentes fréquences, les spectres peuvent être plus différents en comparaison avec le seul filtrage des signaux de réception. Certains scanners à ultrasons peuvent ne pas être capables de séquencer les faisceaux de transmission afin d'avoir différentes fréquences le long d'une séquence de transmissions de suivi, et ainsi reposent sur la technique de réception seule. La
- 30 technique de réception seule peut avantageusement réduire la granularité.



La Figure 2 montre un exemple de séquence d'événements de transmission utilisée pour la technique de transmission-réception. La séquence d'impulsions est pour une composition de deux fréquences pour une imagerie d'élasticité basée sur une force de rayonnement. Les opérations de transmission et de  
5 réception sont intercalées. Les opérations de transmission pour les différentes fréquences sont intercalées, de sorte que les opérations de réception correspondantes pour les différentes fréquences sont intercalées.

Le scanner à ultrasons transmet une séquence de premières impulsions  
10 ultrasonores ayant une première fréquence centrale. Dans cet exemple, chaque autre impulsion de transmission a la même première fréquence centrale et/ou bande. En réponse à chacune de ces impulsions de transmission, le scanner à ultrasons reçoit de premiers échos ultrasonores. Des échos sont reçus en réponse à chaque transmission, de sorte qu'une séquence de premiers échos  
15 ultrasonores est reçue intercalée avec les transmissions des premières impulsions ultrasonores. De premiers échos ultrasonores sont reçus pour une première impulsion ultrasonore préalablement à la transmission suivante d'une prochaine des premières impulsions ultrasonores. Dans l'exemple de la Figure 2, cet événement de transmission, puis l'événement de réception pour une  
20 bande de fréquences donnée se produisent neuf fois. Un événement de réception se produit à chaque fois entre deux événements de transmission et est représenté par une flèche sur la Figure 2, de sorte que la réception des premiers échos ultrasonores pour un événement se produit préalablement à la transmission de la prochaine seconde impulsion ultrasonore.

25 Le scanner à ultrasons transmet également une séquence de secondes impulsions ultrasonores à une seconde fréquence centrale et/ou bande. La seconde fréquence centrale est différente de la première fréquence centrale. Le scanner à ultrasons transmet une séquence des secondes impulsions  
30 ultrasonores ayant une seconde fréquence centrale. Dans cet exemple, chaque autre impulsion de transmission a la même seconde fréquence centrale et/ou bande. Les secondes impulsions ultrasonores sont transmises en événements

de transmission séparés (c'est-à-dire, séparés par des événements de réception) l'un de l'autre, et les événements de transmission pour les premières impulsions ultrasonores.

- 5 En réponse à chacune de ces secondes impulsions de transmission, le scanner à ultrasons reçoit de seconds échos ultrasonores. Des échos sont reçus en réponse à chaque seconde transmission, de sorte qu'une séquence de seconds échos ultrasonores est reçue intercalée avec les transmissions des secondes impulsions ultrasonores. Une séquence de seconds échos ultrasonores est
- 10 reçue pour la séquence de secondes impulsions ultrasonores. De seconds échos ultrasonores sont reçus pour une seconde impulsion ultrasonore préalablement à la transmission suivante d'une prochaine des secondes impulsions ultrasonores. Dans l'exemple de la Figure 2, cet événement de transmission, puis l'événement de réception pour une bande de fréquences
- 15 donnée se produisent neuf fois. Un événement de réception se produit à chaque fois entre deux événements de transmission et est représenté par une flèche sur la Figure 2, de sorte que la réception des seconds échos ultrasonores pour un événement se produit préalablement à la transmission de la prochaine première impulsion ultrasonore.

20

- Les Figures 3 à 4 montrent un mode de réalisation de la technique de réception seule. Dans cet exemple, le scanner à ultrasons acquiert des données IQ en balayant une cible cylindrique fantôme (illustrée à la fois en géométries parallèle et perpendiculaire) et un fantôme uniforme. Le balayage est pour la
- 25 vitesse d'onde de cisaillement. Des filtres passe-bas complexes sont appliqués aux données IQ dans le but d'obtenir différents spectres de fréquences pour le traitement. Dans cet exemple, quatre filtres complexes sont représentés sur la Figure 3. Ce sont des filtres à réponse impulsionnelle infinie (IIR), mais des filtres à réponse impulsionnelle finie (FIR) peuvent être utilisés. Les fréquences
- 30 centrales sont montrées comme des valeurs normalisées. La Figure 4 montre les spectres de fréquences des données IQ d'entrée sous la forme d'une ligne claire (données brutes). Ces données d'entrée sont les mêmes pour chacun

des quatre filtres. Les spectres de fréquences pour les données IQ après utilisation des filtres de la Figure 3 sont montrés sur la Figure 4 sous la forme d'une ligne sombre dans chacune des quatre bandes de fréquences. Les spectres de fréquences filtrés résultants sont ensuite utilisés pour déterminer  
5 des déplacements.

Revenant à la Figure 1, le scanner à ultrasons détermine des mouvements de tissu dans l'action 40. Un mouvement de tissu est détecté comme déplacement en une, deux, ou trois dimensions. Le mouvement en réponse à la force  
10 appliquée, à l'onde de cisaillement produite ou à une autre onde peut être détecté. Le mouvement de tissu est détecté à différents instants. Les différents instants correspondent aux différents balayages de suivi (c'est-à-dire, paires d'événements de transmission et de réception).

15 Un mouvement de tissu est détecté en estimant le déplacement par rapport aux informations tissulaires de référence. Par exemple, le déplacement de tissu le long des lignes de balayage est déterminé. Le déplacement peut être mesuré à partir de données tissulaires, telles que des données ultrasonores en mode B, mais des informations d'écoulement (par exemple, de vitesse) ou IQ  
20 préalablement à la détection peuvent être utilisées.

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  
25 référence et le courant). Par exemple, chaque paire de 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. Comme autre exemple, des données provenant d'une pluralité d'emplacements spatiaux (par exemple, le long des lignes de  
30 balayage) sont corrélées comme fonction du temps. Pour chaque profondeur ou emplacement spatial, une corrélation sur une pluralité de profondeurs ou d'emplacements spatiaux (par exemple, un noyau de 64 profondeurs avec la

profondeur centrale comme point pour lequel le profil est calculé) est effectuée. Le décalage spatial pour la corrélation la plus haute ou suffisante à un instant donné indique l'amplitude du déplacement. Pour chaque emplacement, le déplacement comme fonction du temps est déterminé.

5

Un déplacement en deux ou trois dimensions dans l'espace peut être utilisé. Un déplacement en une dimension le long d'une direction différente des lignes ou faisceaux de balayage peut être utilisé.

- 10 La surveillance est effectuée pour tout nombre de lignes de balayage. Par exemple, quatre faisceaux de réception sont formés en réponse à chaque transmission. Dans d'autres modes de réalisation, seulement un faisceau de réception simple ou d'autres nombres de faisceaux de réception sont formés en réponse à chaque transmission.

15

Après la transmission de la force de rayonnement acoustique afin d'induire un déplacement, des transmissions en mode B sont effectuées de manière répétée le long d'une ligne de balayage simple et des réceptions le long de quatre lignes de balayage adjacentes. Chaque répétition surveille la même région ou

- 20 les mêmes emplacements pour déterminer la réponse du tissu pour ces emplacements. En répétant la transmission des impulsions ultrasonores et la réception des échos ultrasonores au fil du temps, les déplacements au fil du temps sont déterminés. La surveillance est répétée. La répétition concerne différents événements de transmission et de réception. Tout nombre de
- 25 M répétitions peut être utilisé, comme une répétition environ toutes les 50 à 100 fois. Les répétitions se produisent aussi fréquemment que possible pendant que le tissu récupère après la contrainte, mais sans interférer avec la réception. Le profil de déplacement temporel du tissu est obtenu par transmission vers et réception à partir de la même surface cible de manière répétée de signaux de
- 30 manière similaire à ce qu'effectue la méthode Doppler.

Comme le tissu illustré le long des lignes de balayage se déforme, l'intensité en mode B peut varier. Pour les lignes de balayage surveillées, une séquence de données est fournie et représente un profil dans le temps du mouvement du tissu.

5

La détection du mouvement du tissu se produit pendant ou après la réception des échos. Dans un mode de réalisation, les informations reçues sont stockées et peuvent être utilisées pour une détection ultérieure. Dans d'autres modes de réalisation, les informations reçues sont utilisées pour la détection quand les

10

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 l'une des deux fréquences centrales respectives ou plus ou au niveau de l'une des deux 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. Des déplacements du tissu au fil du temps sont déterminés séparément pour les différentes bandes et/ou sous-bandes de fréquences, ce qui fournit différents profils de déplacement.

15

20

Pour la technique de réception seule, un déplacement est déterminé pour chaque instant pour chaque fréquence. Des signaux de réception à chaque instant échantillon sont fournis pour chaque fréquence. Pour la technique de transmission-réception, des déplacements pour une fréquence sont fournis seulement en certains des instants échantillons et des déplacements pour les autres fréquences sont fournis à d'autres instants. Une interpolation et/ou un ajustement de ligne peuvent être utilisés pour fournir des déplacements pour les mêmes instants. Pour la méthode de combinaison, des déplacements pour chaque sous-bande d'une bande de fréquences de transmission sont fournis pour un sous-ensemble d'instant (par exemple, à chaque instant échantillon

25

30

pair) et des déplacements pour chaque sous-bande d'une autre bande de fréquences de transmission sont fournis pour un autre sous-ensemble d'instants (par exemple, à chaque instant échantillon impair). Une interpolation et/ou un ajustement de ligne peuvent être utilisés pour fournir des  
5 déplacements pour les mêmes instants.

Pour la composition de fréquences, les informations provenant de différentes fréquences sont combinées. Dans un mode de réalisation, la combinaison se produit pour les déplacements. À chaque instant donné, les déplacements pour  
10 cet instant sont moyennés, pondérés, ou autrement composés. La pondération se produit pour chaque instant, d'où un profil de déplacement de déplacements composés en fréquences. Une autre pondération des profils de déplacement à partir de différentes informations de fréquences peut être utilisée. Dans la  
15 technique de transmission-réception, l'interpolation ou l'ajustement de ligne permet d'obtenir synthétiquement la fréquence de répétition impulsionnelle d'origine en créant des déplacements pour tous les instants pour chacune des fréquences, fournissant un signal pleinement échantillonné de manière temporelle. Dans des variantes de modes de réalisation, la composition de fréquences se produit à un stade ultérieur d'imagerie d'élasticité, comme  
20 expliqué ci-dessous.

Dans l'action 42, le scanner à ultrasons produit une image d'élasticité. L'élasticité et l'image résultante sont basées sur les mouvements de tissu déterminés à partir des informations aux différentes fréquences. Quand les  
25 déplacements calculés en utilisant des informations provenant de différentes fréquences sont composés, l'élasticité estimée à partir des déplacements inclut la réduction de la granularité. En variante, différentes élasticités sont estimées respectivement à partir de déplacements basés sur les informations aux différentes fréquences. Pour la composition de fréquences, les différentes  
30 élasticités ou valeurs dérivées des différentes élasticités (par exemple, valeurs d'affichage RGB) sont moyennées ou combinées. L'élasticité résultante inclut la réduction de la granularité. À l'aide de l'une ou l'autre approche, des élasticités

sont émises pour des emplacements et sont basées sur une certaine combinaison de déplacements à partir d'informations au niveau de différentes bandes de fréquences et/ou à différentes fréquences centrales.

- 5 La production de l'image de l'action 42 est représentée comme estimant l'élasticité dans l'action 44 et créant l'image dans l'action 46. D'autres représentations peuvent être utilisées pour dériver des valeurs de sortie utilisées pour l'imagerie à partir des déplacements.
- 10 Dans un mode de réalisation de l'action 44, l'instant de l'apparition du déplacement de pic est utilisé pour représenter l'élasticité du tissu pour cet emplacement. L'instant du déplacement de pic dans le profil de déplacement est déterminé en une pluralité d'emplacements et utilisé pour estimer une vitesse d'onde, comme en imagerie de vitesse d'onde de cisaillement. Une
- 15 pluralité de répétitions des événements de transmission et de réception dans les actions 36, 38 fournit des échantillons sur une période de temps.

- Le déplacement de pic peut être identifié en trouvant un déplacement maximal. Dans une variante de mode de réalisation, une courbe est ajustée aux
- 20 échantillons de mouvement de tissu. Tout ajustement de courbe peut être utilisé. Par exemple, une régression est appliquée. Du fait que la vitesse d'onde de cisaillement est linéaire, une forte régression linéaire avec une détection automatique des valeurs aberrantes peut indiquer la vitesse d'onde de cisaillement. Les données ultrasonores pour tous les points échantillons dans la
  - 25 région d'intérêt sont tracées comme distance en fonction du temps ou en temps et distance. La régression linéaire est appliquée au tracé ou aux données, procurant ainsi une ligne ajustée aux données. Dans un autre exemple, une interpolation spline est utilisée. Après tri des données des profils, une interpolation spline cubique est utilisée pour reconstruire le profil de
  - 30 déplacement temporel final. Dans d'autres modes de réalisation, une transformée de Fourier est utilisée. La courbe est identifiée dans le domaine de

fréquences après retrait des composantes à des fréquences indésirables. La transformée inverse fournit la courbe de temps.

Le déplacement de pic peut être calculé à partir de la courbe ou du profil temporel. Le déplacement maximal indique le déplacement de pic. Pour l'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 temporel passe-bas, indique le passage du front d'onde de cisaillement. Dans une variante de mode de réalisation, une relation de phase entre des profils de déplacement en différents emplacements est utilisée pour estimer la vitesse sans identification du déplacement de pic.

La réponse du tissu, telle que le pic, peut être utilisée en conséquence. En variante, d'autres calculs sont effectués pour l'estimation de l'élasticité. Une propriété mécanique de tissu peut être caractérisée comme fonction de la réponse du tissu. Le pic et son emplacement temporel dans le profil de déplacement temporel peuvent être utilisés pour caractériser la propriété mécanique du tissu, telle que la contrainte, le taux de contrainte, l'élasticité, la viscosité, l'impédance, ou autres.

La vitesse de cisaillement est obtenue par détermination d'un temps à partir de la production de l'onde de cisaillement jusqu'à la détection de l'onde de cisaillement en un emplacement différent. Le temps et la distance jusqu'à l'emplacement déterminent la vitesse. La distance est connue à partir de l'espacement des lignes de balayage (c'est-à-dire, la position du faisceau de transmission pour produire l'onde de cisaillement et la position du faisceau de réception pour détecter l'onde de cisaillement). Le temps est connu à partir du temps relatif entre la production et la détection de l'onde de cisaillement. Le pic de profil de déplacement ou une autre caractéristique du profil indique l'onde de cisaillement.



Comme autre exemple, une caractéristique est extraite des profils temporels. Le principe de la décomposition en composantes peut être utilisé. Une corrélation entre les différents profils temporels est effectuée. Le décalage associé aux différentes distances pour les différents profils temporels fournit la  
5 vitesse de cisaillement. En variante, une analyse des ondelettes peut être effectuée. Une transformée d'ondelette est appliquée aux profils temporels afin d'identifier un pic ou une autre caractéristique correspondant à l'onde de cisaillement. Une valeur de vitesse est identifiée à partir du temps de parcours du pic vers chaque emplacement spatial.

10

D'autres estimations peuvent être effectuées. Le déplacement de pic, le temps pour atteindre le déplacement de pic, la vitesse de l'onde à partir du point focal de l'ARFI jusqu'à l'emplacement, le module de Young, ou d'autres valeurs d'élasticité peuvent être utilisés. Toutes informations d'élasticité peuvent être  
15 estimées.

20

Quand les déplacements à partir de différentes fréquences sont combinés, le profil de déplacement composé en fréquences est utilisé. Le pic de ce profil de déplacement est trouvé, ou des informations provenant de profils de déplacement à partir de multiples emplacements sont utilisées pour estimer l'élasticité.

25

Quand les déplacements à partir de différentes fréquences ne sont pas combinés, l'élasticité est estimée séparément pour les différentes fréquences.  
25 Par exemple, des profils de déplacement sont déterminés pour des informations provenant de deux bandes de fréquences différentes. Deux valeurs d'élasticité sont estimées à partir des deux profils de déplacement. Les valeurs d'élasticité scalaire résultantes ou valeurs dérivées des élasticités sont moyennées ou autrement combinées afin de fournir une élasticité de sortie. Les élasticités en  
30 réponse à des informations au niveau de différentes bandes de fréquences ou à différentes fréquences centrales sont composées. Si les profils de déplacement sont bien caractérisés, une image peut être produite à partir d'informations pour

chaque fréquence et combinée (par exemple, en prenant la moyenne des images) afin de réduire le bruit de granularité.

Les Figures 5 et 6 montrent un exemple de traitement séparé des données à partir de chaque bande de fréquences afin de créer des images de vitesse de cisaillement séparées pour chaque fréquence et ensuite composer les résultats. Les exemples des Figures 5 et 6 utilisent les données IQ et la technique de réception seule des Figures 3 à 4. Après l'estimation de la vitesse de cisaillement à partir de données de chaque bande de fréquences, la valeur médiane entre les bandes est obtenue en chaque emplacement spatial. Des exemples d'images de cibles de lésions sont montrés sur la Figure 5. Dans cet exemple, les lésions sont des cibles cylindriques inclinées dans un fantôme. Deux cibles de raideurs différentes sont montrées en coupe transversale (sommet, milieu), et la cible supérieure est montrée parallèle au cylindre (partie inférieure). Les images de gauche correspondent à l'estimation de vitesse de cisaillement sans composition de fréquences, et les images de droite correspondent aux images composées en fréquences. Un filtrage spatial peut être appliqué à ces images, mais est omis afin de démontrer l'impact du bruit de granularité.

Pour la Figure 6, le même traitement est appliqué aux données recueillies dans le fantôme uniforme. Dans ce cas, 10 acquisitions sont effectuées en différents emplacements spatiaux à travers le fantôme. Les déviations moyenne et standard sur l'image de vitesse de cisaillement en 2D sont présentées. Les barres d'erreurs indiquent la déviation standard de la vitesse d'onde de cisaillement sur l'image en deux dimensions. Dans le fantôme uniforme, il y a 34 % de réduction de la déviation standard à travers l'image.

Afin de créer une image spatiale dans l'action 46, les élasticités en différents emplacements sont estimées dans l'action 44. La transmission des impulsions ultrasonores, la réception des échos ultrasonores au fil du temps, la détermination des déplacements et l'estimation pour différents emplacements

spatiaux sont répétées. Les estimations résultantes de l'élasticité pour différents emplacements sont utilisées pour produire une image d'élasticité représentant l'élasticité le long d'une, deux ou trois dimensions. L'élasticité de sortie pour les différents emplacements spatiaux est utilisée en imagerie d'élasticité.

5

La transmission de l'impulsion ARFI peut être ou ne pas être répétée. Afin de surveiller une région plus grande, des faisceaux de réception supplémentaires peuvent être formés en réponse au faisceau de transmission de surveillance. En variante, 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. Avec quatre faisceaux de réception par faisceau de transmission, le procédé est répété neuf fois pour différents espacements latéraux. Pour chaque emplacement de faisceau de réception, un profil dans le temps d'informations de mouvement est fourni, représenté par les données ultrasonores.

Les échantillons peuvent être acquis pour une profondeur. En variante, l'échantillonnage peut être agencé pour fournir une porte couvrant toute l'étendue axiale de la région d'intérêt. Dans un autre mode de réalisation, des échantillons sont obtenus à de multiples profondeurs pour chaque faisceau de réception. Un profil dans le temps séparé est prévu pour chaque profondeur axiale aussi bien que pour chaque emplacement latéral. Tout nombre de profondeurs peut être utilisé, comme environ 200 échantillons pour 5 mm ou 400 échantillons pour 10 mm.

Des données ultrasonores représentant différents emplacements dans la région d'intérêt sont obtenues. Les données ultrasonores sont obtenues en temps réel avec le balayage ou obtenues à partir d'une mémoire. Le mouvement de tissu pour chaque emplacement est déterminé comme fonction du temps. Pour chaque emplacement, les informations de mouvement représentent la réponse en différents instants, fournissant un profil temporel. D'autres balayages,

surveillances, ou techniques peuvent être utilisés pour obtenir des données ultrasonores afin d'estimer une image d'élasticité.

5 Dans l'action 46, le scanner à ultrasons produit une image d'élasticités de sortie. Dans un mode de réalisation, l'image est une image de vitesse d'onde de cisaillement. La vitesse d'onde de cisaillement est émise comme fonction de l'emplacement. D'autres informations d'élasticité peuvent être utilisées. Dans des variantes de modes de réalisation ou des modes de réalisation supplémentaires, l'élasticité est émise en tant que valeur (par exemple, vitesse  
10 d'onde de cisaillement pour un point sélectionné). Un graphique, tableau, ou diagramme d'élasticités peut être émis comme image. Du fait de la composition de fréquences, tout rendu en une, deux, ou trois dimensions peut inclure moins de bruit de granularité. Du fait de la composition de fréquences, toute valeur, telle que dans un graphique, peut avoir une plus grande précision.

15

La Figure 7 montre un mode de réalisation d'un système 10 pour la réduction du bruit en imagerie par impulsions de force de rayonnement acoustique. La composition de fréquences est utilisée pour réduire la granularité en imagerie d'élasticité basée sur une ARFI, telle qu'en imagerie par onde de cisaillement.  
20 Le système 10 met en œuvre la méthode de la Figure 1 ou d'autres méthodes.

Le système 10 est un système d'imagerie par ultrasons pour diagnostic médical ou un scanner à ultrasons. Dans des variantes de modes de réalisation, le système 10 est un ordinateur personnel (PC), un poste de travail, un poste  
25 PACS, ou un autre agencement en un même emplacement ou avec distribution 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.

Le système 10 inclut un formateur de faisceau de transmission 12, un  
30 transducteur 14, un formateur de faisceau de réception 16, un processeur d'image 18, un affichage 20, une mémoire 22, et un filtre 24. Des composants supplémentaires, différents ou moins nombreux peuvent être prévus. Par

exemple, une entrée utilisateur est prévue pour la sélection assistée ou manuelle de plans d'affichage, la sélection de propriétés de tissu à déterminer, la sélection de régions d'intérêt, la sélection de séquences de transmission, ou autres commandes.

5

Le formateur de faisceau de transmission 12 est un transmetteur à ultrasons, 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'ondes pour une pluralité de canaux avec des amplitudes, des retards, et/ou un phasage différents ou relatifs.

Le formateur de faisceau de transmission 12 produit et provoque la transmission d'impulsions ayant une fréquence centrale et une largeur de bande. Une bande simple avec juste une fréquence centrale est utilisée pour toute transmission donnée. Plutôt que d'utiliser un codage en fréquences, les spectres pour une transmission donnée possèdent un pic simple, comme à la fréquence centrale, avec aucun pic à moins de 20 dB du pic simple. D'autres pics peuvent être prévus du fait de la mise en œuvre du générateur de formes d'ondes, mais les autres pics manquent de puissance suffisante pour être à moins de 20 dB du pic de fréquence centrale, de sorte qu'il n'y a qu'un pic simple.

Le formateur de faisceau de transmission 12 est configuré pour transmettre une séquence d'impulsions. À l'aide d'un générateur de formes d'ondes programmable, d'une mémoire, d'une commande de générateur d'impulsions, ou d'un autre dispositif, le nombre de cycles, le type de forme d'onde, la fréquence, ou d'autres caractéristiques établissant la fréquence centrale et la largeur de bande sont réglés. Pour une impulsion ou faisceau de transmission donné, le formateur de faisceau de transmission 12 produit l'impulsion comme ayant une fréquence centrale simple, telle qu'un spectre ayant un pic à moins

de 20 dB en aval de ce pic. L'impulsion forme l'événement de transmission pour une opération de réception en réponse.

5 Dans un mode de réalisation, la même impulsion est produite de manière répétée avec des intervalles temporels pour l'opération de réception après chaque impulsion. Chaque impulsion de la séquence est la même, au moins en fréquence centrale et/ou bande de fréquences et pour une tolérance donnée du matériel. La fréquence centrale et la bande de fréquences pour différentes transmissions sont les mêmes pour d'autres transmissions. Dans un autre

10 mode de réalisation, la commande, l'étalonnage, ou la programmation sont modifiés pour chaque impulsion, par groupes d'impulsions ou autre étape de répétition afin de transmettre des impulsions avec différentes fréquences centrales et/ou bandes de fréquences. Par exemple, une impulsion est transmise à une fréquence centrale, ensuite le formateur de faisceau de

15 transmission 12 est reconfiguré (par exemple, durant l'événement de réception) de sorte que la prochaine impulsion soit transmise à une fréquence centrale différente. Le formateur de faisceau de transmission 12 est configuré pour transmettre les impulsions en une séquence avec les bande et fréquence centrale simples de chaque impulsion commutant entre les différentes bandes

20 de fréquences à travers la séquence.

Lors de la transmission d'ondes acoustiques à partir du transducteur 14 en réponse aux ondes produites, un ou plusieurs faisceaux sont formés. Pour l'imagerie d'élasticité, la même région est balayée de multiples fois. En imagerie

25 Doppler et estimation de l'élasticité, la séquence peut inclure de multiples faisceaux le long d'une même ligne de balayage avant le balayage d'une ligne de balayage adjacente. Une transmission ARFI peut être produite par le formateur de faisceau de transmission 12 comme partie de la séquence. En répétant le procédé d'estimation de l'élasticité pour différents emplacements,

30 des 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. Le formateur de faisceau de

transmission 12 peut produire une onde plane ou une onde divergente pour un balayage plus rapide.

5 Les faisceaux de transmission sont formés à différents niveaux d'énergie ou d'amplitude. Pour chaque canal et/ou taille d'ouverture, des amplificateurs commandent l'amplitude du faisceau transmis. Les faisceaux de transmission ARFI peuvent avoir de plus grandes amplitudes que pour l'imagerie ou la  
10 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).

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  
15 inclut une pluralité d'éléments pour la transduction entre des énergies acoustique et électrique. Des signaux de réception sont produits en réponse à une énergie ultrasonore (échocs) arrivant sur les éléments du transducteur. Les éléments se connectent aux canaux des formateurs de faisceau de transmission et de réception 12, 16.

20 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 les événements de  
25 transmission et de réception. Un ou plusieurs éléments peuvent ne pas être partagés, comme lorsque les ouvertures de transmission et de réception sont différentes (se chevauchent seulement ou utilisent des éléments entièrement différents).

30 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

5 processeur pour produire des 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

10 additionnées de faisceau, telles que des valeurs IQ, pour chaque faisceau.

Le formateur de faisceau de réception 16 fonctionne durant des intervalles dans la séquence d'événements de transmission. Par réception intercalée de signaux avec les impulsions de transmission, une séquence de faisceaux de réception

15 est formée en réponse à la séquence de faisceaux de transmission. Après chaque impulsion de transmission et avant la prochaine impulsion de transmission, le formateur de faisceau de réception 16 reçoit des signaux à partir d'échos acoustiques. Le temps mort durant lequel des opérations de réception et de transmission ne se produisent pas peut être intercalé afin de

20 permettre une réduction de la réverbération.

Le formateur de faisceau de réception 16 émet des données de additionnées de faisceau représentant des emplacements spatiaux à un instant donné. Des données pour un emplacement simple, des emplacements le long d'une ligne,

25 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 vitesse d'onde de cisaillement. Les données reçues pour l'imagerie en mode B

30 ou une autre imagerie peuvent être utilisées pour l'estimation de l'image d'élasticité. L'onde de cisaillement en des emplacements espacés d'un foyer de



l'impulsion de poussée ou la réponse du tissu au niveau du foyer est surveillée afin de déterminer l'élasticité.

5 Le formateur de faisceau de réception 16 peut inclure le filtre 24. En variante, le filtre 24 est un composant séparé. Le filtre 24 peut être positionné afin de filtrer les données formées par faisceaux émises par le formateur de faisceau de réception 16, afin de filtrer les données de radiofréquence entrées dans le formateur de faisceau de réception 16, ou afin de filtrer d'autres données en d'autres points du traitement par ultrasons.

10

Le filtre 24 isole des informations au niveau de différentes bandes de fréquences souhaitées et/ou réduit la contribution des informations à des fréquences en dehors de la bande de fréquences souhaitée. Le filtre 24 est un filtre passe-bande ou un démodulateur et un filtre passe-bas ou bande. Des matériels discrets (par exemple, des résistances, des condensateurs, des inducteurs, des tampons, des multiplicateurs, et/ou des sommateurs) peuvent être utilisés. En variante, un processeur met en œuvre le filtre 24. Le filtre 24 peut inclure des trajets parallèles pour filtrer les mêmes signaux de réception ou données formées par faisceaux en différentes bandes ou sous-bandes de fréquences. Le filtre 24 est programmable ou est une réserve de filtres séparés pour filtrer afin de passer différentes bandes de fréquences et/ou fréquences centrales.

20

Le filtre 24 émet des informations en différentes bandes de fréquences pour les signaux reçus. Dans un mode de réalisation, les mêmes signaux de réception sont filtrés en différentes sous-bandes ou bandes de fréquences. Pour chaque événement de réception, le même filtrage est appliqué. Dans une variante de mode de réalisation ou un mode de réalisation supplémentaire, les signaux de réception en réponse à différents événements de transmission sont filtrés différemment. Le filtrage de réception correspond à la fréquence centrale et/ou à la bande de fréquences de transmission, et varie ainsi quand les impulsions de transmission varient en fréquence à travers la séquence.

25

30

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'image, 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, 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 ultrasonores formés par faisceaux. Dans un mode de réalisation, le processeur 18 inclut un ou plusieurs détecteurs et un processeur séparé. Le processeur 18 effectue toute combinaison d'une ou de plusieurs des actions 40 à 46 montrées sur la Figure 1.

Les données formées par faisceaux sont prévues dans deux bandes de fréquences différentes ou plus et/ou ayant deux fréquences centrales ou plus. Préalablement à ou après la détection, le processeur 18 est configuré pour détecter des déplacements de tissu répondant à une force de rayonnement acoustique à partir des informations dans les différentes bandes de fréquences et/ou fréquences centrales. Dans la technique de réception seule, le processeur 18 détecte plus d'un déplacement pour chaque instant et emplacement, tel qu'un déplacement pour chacune des différentes fréquences. Dans la technique de transmission-réception, le processeur 18 détecte un déplacement pour chaque instant, mais les déplacements pour différents instants proviennent d'informations à des fréquences différentes de celles de certains autres instants (par exemple, chaque autre instant a une fréquence et les autres instants ont une autre fréquence).

Le processeur 18 détecte le déplacement à l'aide d'une corrélation ou d'une autre mesure de similarité. En décalant spatialement un ensemble de données de suivi par rapport à un ensemble de données de référence dans un espace

en une, deux, ou trois dimensions, 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 déplacement au fil du temps peut être créé.

5

Le processeur 18 est configuré pour estimer l'élasticité. Pour chaque emplacement spatial échantillonné lors du suivi, le processeur 18 détermine une propriété mécanique du tissu ou caractéristique de la propagation d'onde en cet emplacement. Par exemple, la vitesse d'onde de cisaillement est calculée. La phase relative dans les profils de déplacement à partir d'un emplacement adjacent et/ou le timing de pic dans le profil de déplacement en l'emplacement d'intérêt sont identifiés et utilisés avec la géométrie de l'emplacement par rapport à l'origine de l'onde de cisaillement et au timing de la production de l'onde de cisaillement afin de calculer la vitesse.

15

La composition de fréquences dans l'imagerie d'élasticité est mise en œuvre par le processeur 18. Dans un mode de réalisation, les déplacements associés à des informations dans les différentes fréquences sont combinés. Par exemple, des déplacements pour les mêmes emplacement et instant mais à partir d'informations à différentes fréquences sont moyennés. Comme autre exemple, un ajustement ou une interpolation de courbe est utilisé pour produire des informations à partir de différentes fréquences en même temps ou avec le même échantillonnage. Les déplacements pour le même instant mais à partir d'informations à différentes fréquences sont moyennés.

25

Dans un autre mode de réalisation, le processeur 18 estime l'élasticité pour chaque emplacement et pour chaque fréquence. Les élasticités scalaires ou valeurs d'affichage à partir des informations aux différentes fréquences sont alors moyennées ou autrement combinées.

30

Dans l'une ou l'autre approche, le processeur 18 émet une élasticité pour chacun des un ou plusieurs emplacements. L'élasticité ressort d'une composition de fréquences et présente donc un bruit de granularité réduit.

- 5 Le processeur 18 produit des données d'affichage, telles que des superpositions graphiques et des images. Les données d'affichage sont dans tout format, tel que des valeurs avant cartographie, ou 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 au  
10 format de coordonnées cartésiennes, ou d'autres données. Le processeur 18 émet une élasticité appropriée pour le dispositif d'affichage 20.

Le dispositif d'affichage 20 est un CRT (tube cathodique), un LCD, un projecteur, un plasma, une imprimante, ou un autre affichage pour afficher  
15 l'élasticité (par exemple, la vitesse de cisaillement), des graphiques, une interface utilisateur, une indication de validation, des images en deux dimensions, ou des représentations en trois dimensions. Le dispositif d'affichage 20 affiche des images ultrasonores, l'élasticité, et/ou d'autres informations. Par exemple, l'affichage 20 émet des informations de réponse du  
20 tissu, telles qu'une représentation en une, deux, ou trois dimensions de l'élasticité. Des élasticités pour différents emplacements spatiaux forment une image. D'autres images peuvent aussi bien être émises, telles que chevauchant l'élasticité comme une modulation codée en couleur 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 à élasticité en deux dimensions, ou une image en mode B. L'image inclut un indicateur d'emplacement pour l'élasticité. L'emplacement par rapport au tissu illustré pour lequel une valeur  
30 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. En

variante ou en outre, l'élasticité est déterminée pour une pluralité d'emplacements, et les pixels de l'image sont modulés comme fonction de l'élasticité pour une représentation spatiale de la vitesse de cisaillement.

- 5 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 mettre en œuvre les procédés, méthodes et/ou techniques discutés ici sont prévues sur les mémoires ou supports de stockage lisibles par ordinateur, tels qu'un cache, un tampon, une RAM, un support
- 10 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
- 15 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 exécutées par des logiciels, un matériel, des circuits intégrés, des micrologiciels, des microcodes et analogues, fonctionnant seuls ou en
- 20 combinaison. De la même manière, les stratégies de traitement peuvent inclure le multitraitement, les multitâches, le traitement en parallèle, et analogues. Dans un mode de réalisation, les instructions sont stockées sur un dispositif de support amovible, lisible localement ou par des systèmes à distance. Dans d'autres modes de réalisation, les instructions sont stockées en un
- 25 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.
- 30 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 sortir 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 la réduction du bruit en imagerie d'élasticité avec un scanner à ultrasons, la méthode comprenant :
  - 5 la transmission d'une force de rayonnement acoustique depuis un transducteur du scanner à ultrasons jusqu'à un tissu d'un patient, le tissu répondant à une contrainte provoquée par la force de rayonnement acoustique ;
  - la transmission par le scanner à ultrasons d'une séquence de premières impulsions ultrasonores ayant une première fréquence centrale ;
  - 10 la réception par le scanner à ultrasons de premiers échos ultrasonores en réponse à la séquence des premières impulsions ultrasonores, la réception des premiers échos ultrasonores étant intercalée avec la transmission des premières impulsions ultrasonores de telle sorte que
  - 15 certains des premiers échos ultrasonores soient reçus après chacune des premières impulsions ultrasonores et préalablement à la transmission d'une prochaine des premières impulsions ultrasonores ;
  - la transmission par le scanner à ultrasons d'une séquence de secondes impulsions ultrasonores ayant une seconde fréquence centrale, la
  - 20 seconde fréquence centrale étant différente de la première fréquence centrale, les secondes impulsions ultrasonores étant transmises en événements de transmission séparés des premières impulsions ultrasonores ;
  - la réception par le scanner à ultrasons de seconds échos ultrasonores en
  - 25 réponse à la séquence des secondes impulsions ultrasonores, la réception des seconds échos ultrasonores étant intercalée avec la transmission des secondes impulsions ultrasonores de telle sorte que certains des seconds échos ultrasonores soient reçus après chacune des secondes impulsions ultrasonores et préalablement à la transmission
  - 30 d'une prochaine des secondes impulsions ultrasonores ;
  - la détermination de déplacements du tissu au fil du temps au niveau de première et seconde bandes de fréquences, respectivement à partir des

- premiers et seconds échos ultrasonores ;  
l'estimation d'une élasticité de sortie à partir d'une combinaison des déplacements au niveau des première et seconde bandes de fréquences ;  
et  
5 la production d'une image de l'élasticité de sortie.
2. Méthode selon la revendication 1 comprenant en outre :  
la détection d'informations tissulaires de référence préalablement à la transmission de la force de rayonnement acoustique ; et  
10 la détermination des déplacements comme fonction des informations tissulaires de référence.
3. Méthode selon la revendication 1 dans laquelle la détermination de déplacements comprend la détection d'un mouvement en réponse à une  
15 onde de cisaillement.
4. Méthode selon la revendication 1 dans laquelle l'estimation comprend la détermination d'un déplacement de pic.
- 20 5. Méthode selon la revendication 1 dans laquelle la détermination des déplacements comprend la détermination de premier et deuxième profils de déplacement au niveau des première et seconde bandes de fréquences, la combinaison des premier et deuxième profils de déplacement en un troisième profil de déplacement, et dans laquelle  
25 l'estimation de l'élasticité de sortie comprend l'estimation à partir du troisième profil de déplacement.
6. Méthode selon la revendication 1 dans laquelle la détermination des déplacements comprend la détermination de premier et deuxième profils  
30 de déplacement au niveau des première et seconde bandes de fréquences, et dans laquelle l'estimation de l'élasticité comprend l'estimation de première et seconde élasticités à partir des premier et



deuxième profils de déplacement et la combinaison des première et seconde élasticités, l'élasticité de sortie comprenant la combinaison.

- 5 7. Méthode selon la revendication 1 dans laquelle la production de l'image comprend la production d'une image de vitesse d'onde de cisaillement, l'élasticité de sortie comprenant une vitesse d'onde de cisaillement pour un emplacement.
- 10 8. Méthode selon la revendication 1 comprenant en outre la répétition de la transmission des premières et secondes impulsions ultrasonores, la réception des premiers et seconds échos ultrasonores au fil du temps, et dans laquelle la détermination des déplacements au fil du temps utilise la répétition.
- 15 9. Méthode selon la revendication 1 comprenant en outre la répétition de la transmission des premières et secondes impulsions ultrasonores, la réception des premiers et seconds échos ultrasonores au fil du temps, la détermination, et l'estimation pour différents emplacements spatiaux, et dans laquelle la production de l'image comprend la production de l'image  
20 représentant l'élasticité de sortie comme fonction des différents emplacements spatiaux.
- 25 10. Méthode pour la réduction du bruit en imagerie d'élasticité avec un scanner à ultrasons, la méthode comprenant :  
la transmission d'une force de rayonnement acoustique depuis un transducteur du scanner à ultrasons jusqu'à un tissu d'un patient, le tissu répondant à une contrainte provoquée par la force de rayonnement acoustique ;  
la transmission, par le scanner à ultrasons, d'une séquence de faisceaux  
30 de transmission, chaque faisceau de transmission ayant une réponse en fréquence avec un pic simple ;  
la réception, par le scanner à ultrasons, d'une séquence de signaux de

- réception en réponse à chacun des faisceaux de transmission, la réception des signaux de réception étant intercalée avec la transmission des faisceaux de transmission ;
- la détermination, par le scanner à ultrasons, du mouvement de tissu à partir de différentes fréquences des signaux de réception ; et
- la production, par le scanner à ultrasons, d'une image d'élasticité, l'image étant basée sur les mouvements de tissu aux différentes fréquences.
- 5
11. Méthode selon la revendication 10 dans laquelle la transmission de la séquence comprend la transmission avec les faisceaux de transmission comprenant un motif de répétition des différentes fréquences, dans laquelle la réception comprend la réception des signaux de réception aux différentes fréquences, et dans laquelle les mouvements de tissu des différentes fréquences sont des déplacements détectés aux différentes fréquences.
- 10
12. Méthode selon la revendication 11 dans laquelle la réception comprend le filtrage des signaux de réception en de multiples sous-bandes pour chacune des différentes fréquences, et dans laquelle les déplacements sont détectés au niveau des différentes sous-bandes des différentes fréquences.
- 15
13. Méthode selon la revendication 10 dans laquelle la transmission de la séquence comprend la transmission avec les faisceaux de transmission ayant tous une même fréquence centrale, et dans laquelle la réception comprend le filtrage des signaux de réception en des bandes pour les différentes fréquences.
- 20
14. Méthode selon la revendication 10 dans laquelle la production de l'image comprend la production de différentes élasticités pour les différentes fréquences et la combinaison des différentes élasticités, l'image étant celle des élasticités combinées.
- 25
- 30

15. Méthode selon la revendication 10 dans laquelle la production de l'image comprend la combinaison des mouvements de tissu aux différentes fréquences et l'estimation de l'élasticité à partir du mouvement de tissu combiné.
- 5
16. Système pour la réduction du bruit en imagerie d'élasticité, le système comprenant :
- 10 un formateur de faisceau de transmission configuré pour transmettre des impulsions, chacune des impulsions ayant une bande simple avec juste une fréquence centrale ;
- un formateur de faisceau de réception configuré pour recevoir des signaux intercalés avec les impulsions de transmission ;
- 15 un filtre configuré pour émettre des informations en différentes bandes de fréquences pour les signaux reçus ;
- un processeur configuré pour détecter des déplacements de tissu répondant à une force de rayonnement acoustique à partir des informations dans les différentes bandes de fréquences et pour produire une élasticité à partir d'un composé des différentes bandes de
- 20 fréquences ; et
- un affichage configuré pour émettre l'élasticité.
17. Système selon la revendication 16 dans lequel le formateur de faisceau de transmission est configuré pour transmettre les impulsions en une
- 25 séquence, la bande simple commutant entre les différentes bandes de fréquences à travers la séquence.
18. Système selon la revendication 16 dans lequel le formateur de faisceau de transmission est configuré pour transmettre les impulsions en une
- 30 séquence, chacune des impulsions ayant une même bande simple, et dans lequel le filtre est configuré pour créer les différentes bandes de fréquences comme sous-bandes de la bande simple.

19. Système selon la revendication 16 dans lequel le processeur est configuré pour produire l'élasticité à partir d'une combinaison des déplacements à partir des informations dans les différentes bandes de fréquences.

5

20. Système selon la revendication 16 dans lequel le processeur est configuré pour produire l'élasticité à partir d'une combinaison d'élasticités à partir des informations dans les différentes bandes de fréquences.

1/5

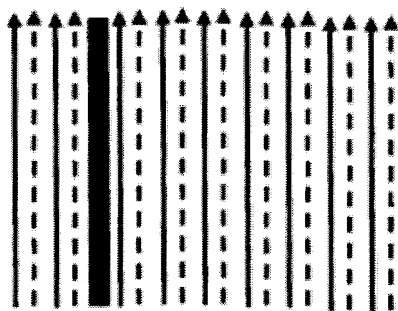
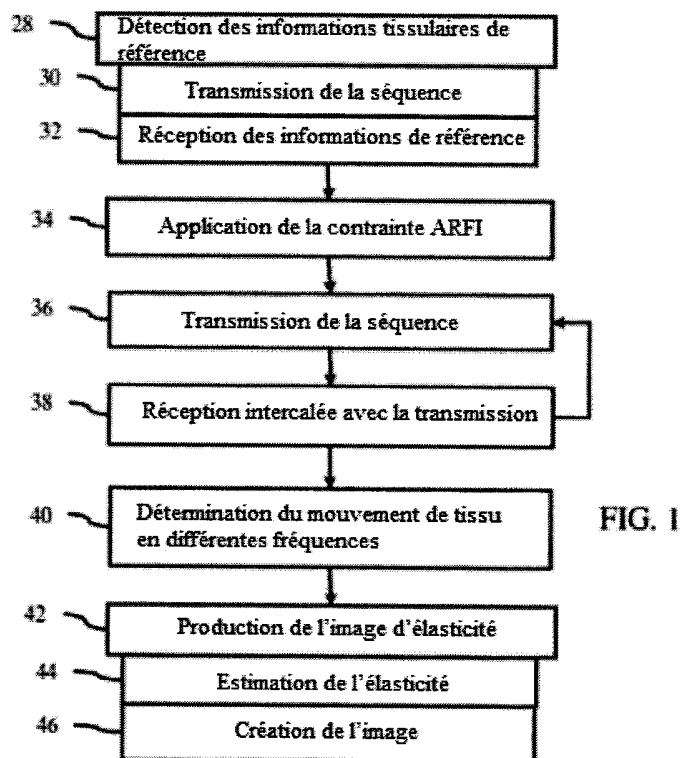


FIG. 2

2/5

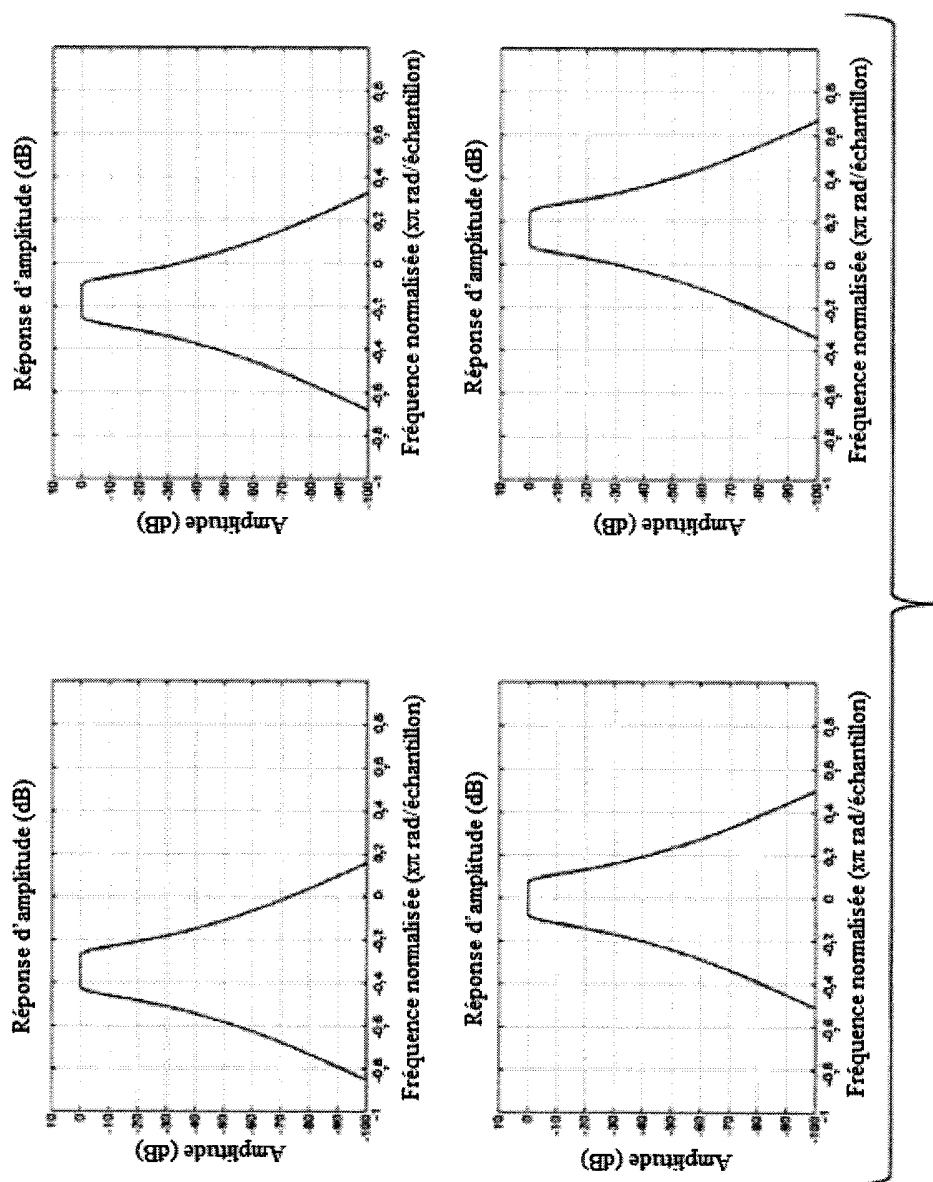
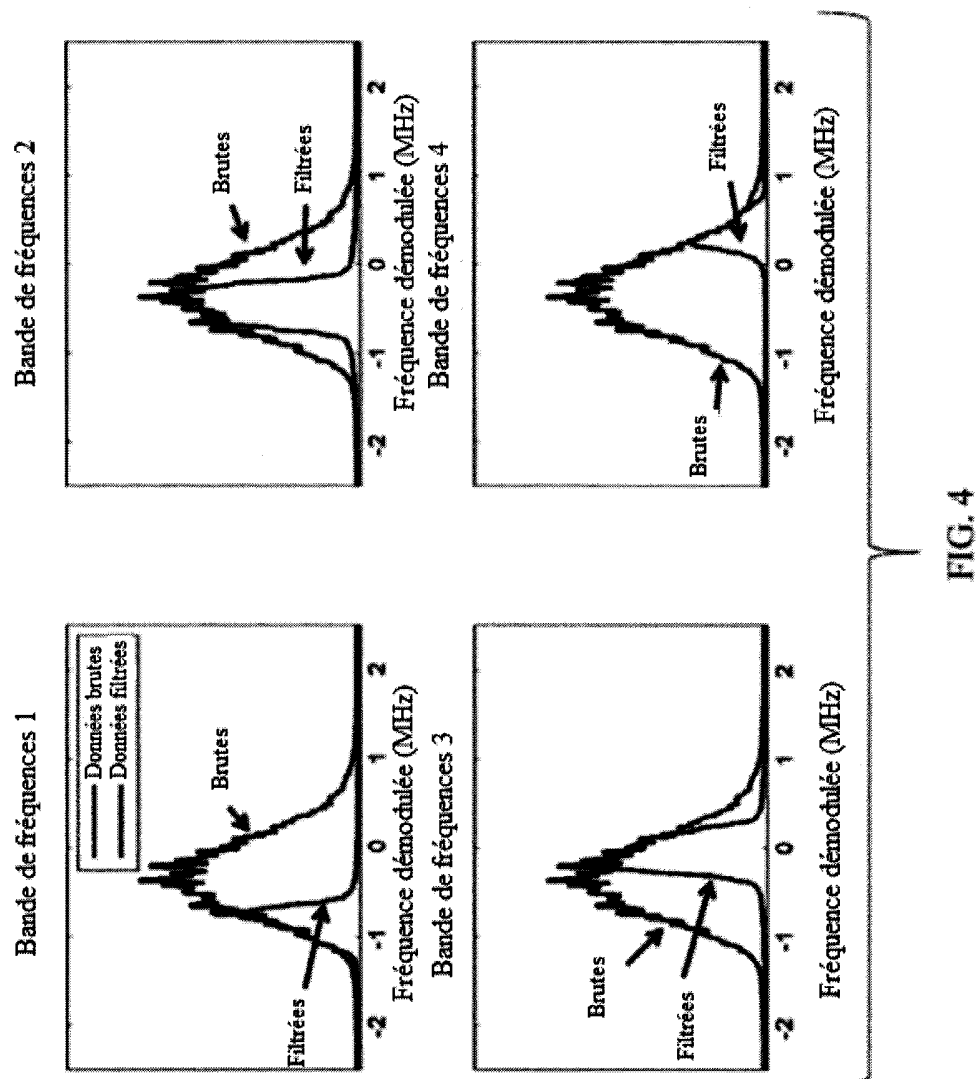


FIG. 3

3/5



4/5

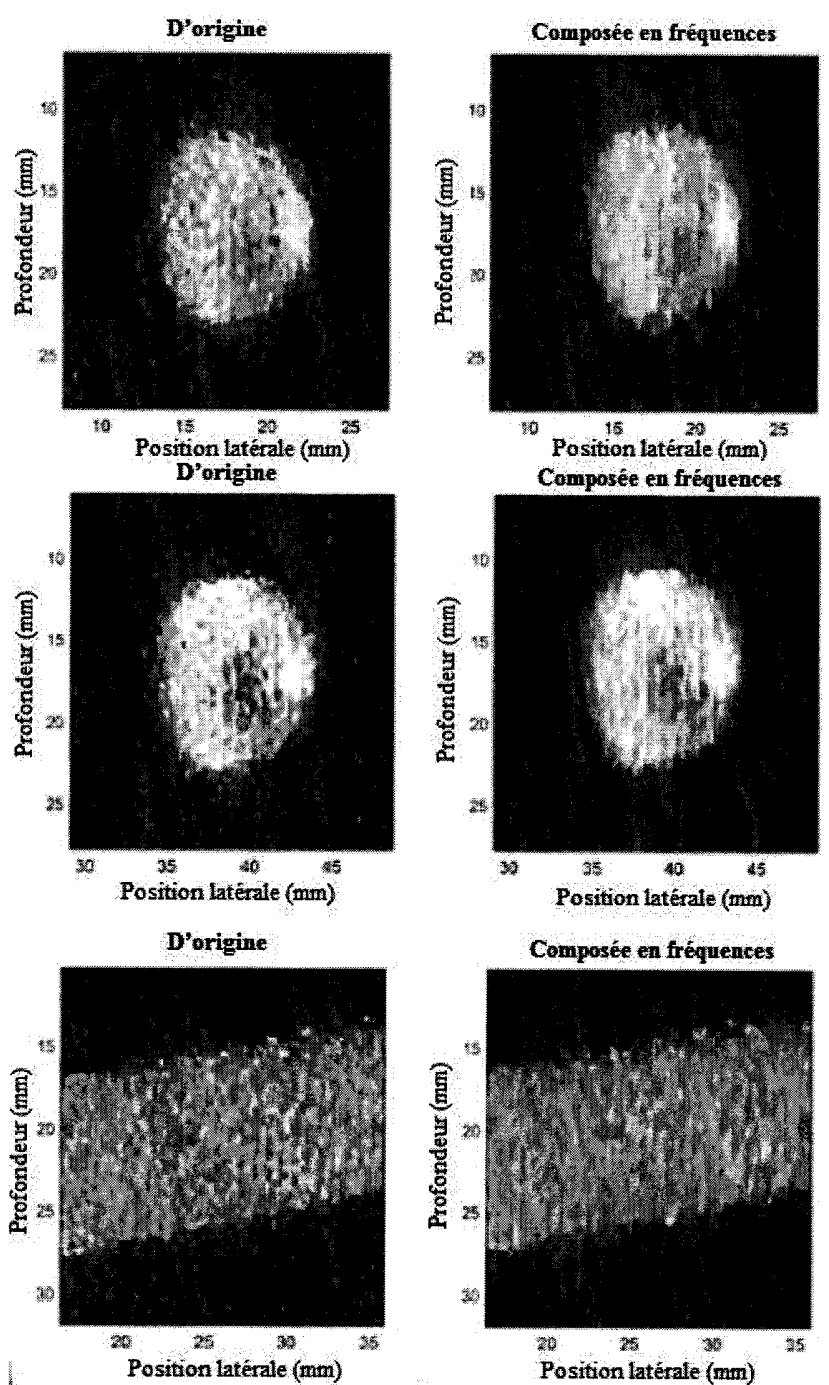


FIG. 5



5/5

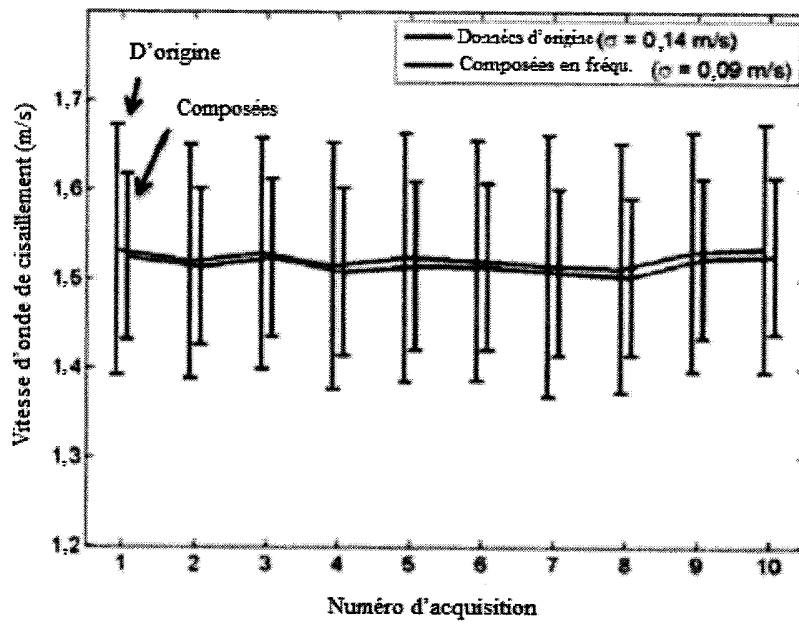


FIG. 6

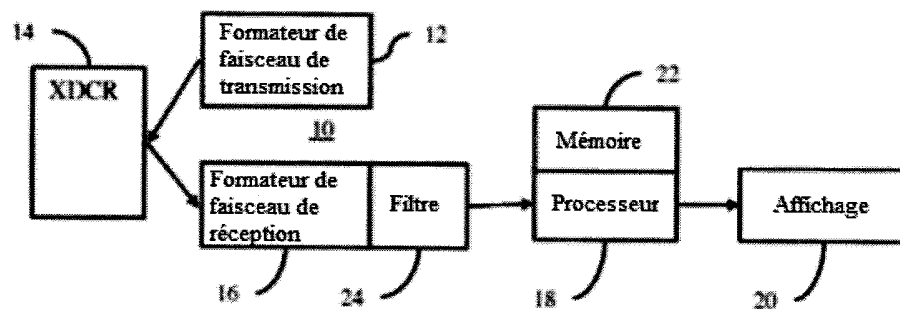


FIG. 7