

5

10

15 « Dispositif et système de tomographie des poumons et procédé de tomographie
associé »

20 DOMAINE TECHNIQUE DE L'INVENTION

La présente invention concerne un dispositif pour la tomographie des poumons, un système de tomographie le comprenant, et un procédé de tomographie des poumons. Elle trouve plus particulièrement pour application la tomographie de poumons dans le domaine médical, par exemple pour le suivi de maladies pulmonaires que ce soit à l'hôpital ou en cabinet

25 médical.

ETAT DE LA TECHNIQUE

L'imagerie des organes humains est une opération médicale très courante permettant le diagnostic mais aussi l'étude de l'évolution des maladies. Dans les investigations pulmonaires, l'imagerie par rayons X est le moyen d'imagerie le plus utilisé.

30 Les rayons X sont générés par des tubes spécifiques à des fréquences très élevées (typiquement entre 3 EHz et 30 EHz avec $1 \text{ EHz} = 10^{18} \text{ Hz}$) et des longueurs d'ondes très faibles (typiquement entre 1 nm et 10 pm), ce qui explique à la fois leur capacité de pénétration ainsi que la résolution très élevée qui permet de visualiser des anomalies de très petites tailles (de l'ordre du μm). Le principe de l'imagerie par rayons X se base sur

35 l'absorption des rayons X en fonction de la densité des tissus, elle-même liée à la

concentration d'électrons. Les régions du corps de plus haute densité électronique absorbent plus de rayons X et, sur un film d'imagerie, cela produira une zone plus claire. Inversement, les régions avec une faible densité électronique vont absorber moins de rayons X et les zones correspondantes vont apparaître plus sombres à l'image.

- 5 L'imagerie par rayons X traditionnelle présente quelques limitations. Une première limitation tient au caractère bidimensionnel de la représentation des structures naturellement tridimensionnelles. Cela ne permet pas de mesurer précisément la taille et la position des régions d'intérêt pour le diagnostic. Une deuxième limitation tient à l'impossibilité de quantifier les densités des régions traversées par les rayons.
- 10 Pour pallier ces limitations, la tomographie assistée par ordinateur (couramment désignée par le terme anglais *Computer Tomography* – abrégé CT) est actuellement largement utilisée. Cette technique offre des images à haute résolution et tridimensionnelles permettant un meilleur diagnostic. Par la rotation du système d'émission et l'activation de plusieurs récepteurs, les deux contrôlés par l'ordinateur, il est possible d'imager l'objet à
- 15 travers plusieurs plans et fournir ainsi une image 3D.

Bien que très performante pour un diagnostic précis des maladies pulmonaires, la CT reste un moyen d'investigation à rayons ionisants. Cela limite son utilisation en termes de fréquence d'exposition. De plus, c'est un moyen relativement cher, du fait du coût de l'équipement et du coût du geste médical.

- 20 Afin de réduire l'exposition des patients à des rayons ionisants, surtout lorsque la zone à explorer est importante et que des examens doivent être effectués fréquemment, l'imagerie de type échographie ultrasonore représente une solution prometteuse.

Avec la pandémie de COVID-19, des chercheurs ont trouvé des corrélations entre l'échographie des poumons et les données obtenues par CT. Lors d'une échographie

25 conventionnelle, un transducteur d'ultrasons est appliqué sur le patient par un praticien pour obtenir l'image d'une partie des poumons.

- Bien que moins contraignante et moins chère que la CT, l'échographie nécessite un contact prolongé avec les patients avec des risques de contamination. Le nombre d'actes pouvant être effectués est en outre limité, puisque l'échographie demande la participation d'un
- 30 praticien spécialiste, typiquement pendant 20 à 40 minutes.

Le document US 2005/020918 A1 décrit un dispositif d'imagerie d'un patient comprenant des transducteurs ultrasonores, afin de reconstruire une image 3D à partir d'échos détectés.

Le document Demi, Libertario, et al. "Real-time multi-frequency ultrasound imaging for quantitative lung ultrasound—first clinical results." The Journal of the Acoustical Society of

- 35 America 148.2 (2020): 998-1006, décrit un exemple d'imagerie ultra-sonore de poumons,

à partir d'un protocole pulse-écho et utilisant une sonde conventionnelle d'échographie.

Un objectif de l'invention est donc de fournir une solution d'imagerie des poumons autonome plus performante que les techniques basées sur l'échographie, en particulier pour limiter la nécessité de la présence du praticien et/ou offrir la possibilité d'un suivi continu, et notamment une solution améliorée d'imagerie autonome des poumons.

RESUME DE L'INVENTION

Pour atteindre cet objectif, selon un premier aspect on prévoit un dispositif pour la tomographie des poumons comprenant

- un support, et
 - au moins cinq émetteurs-récepteurs fixés sur le support et configurés pour émettre et recevoir une onde ultrasonore de fréquence variable sur une plage de fréquence comprise dans un domaine allant de 1 MHz à 20 MHz, les émetteurs-récepteurs étant agencés selon au moins deux premiers ensembles chacun en regard d'un poumon d'un corps humain ou animal.
- Le dispositif permet ainsi l'émission et la réception d'ondes ultrasonores entre les différents émetteurs-récepteurs, pour leur propagation dans le corps humain ou animal au niveau de ses poumons. Les émetteurs-récepteurs étant fixés sur le support, ils forment un réseau de géométrie déterminée permettant la collecte d'informations dans le volume que représente les poumons par la propagation des ondes ultrasonores dans cet organe. Grâce à ce réseau d'émetteurs-récepteurs, le dispositif peut être placé sur le corps humain ou animal et ensuite les mesures peuvent être exécutées de façon autonome sans nécessiter l'action d'un praticien. Les mesures pouvant être faites de façon autonome, un suivi en continu de l'état des poumons est rendu possible, par exemple en cas d'hospitalisation. Par rapport aux techniques conventionnelles de CT, le dispositif reste moins onéreux et plus facilement utilisable, ce qui rend cette technique accessible à la fois dans des structures de type hospitalières mais aussi dans de plus petites structures telles qu'un cabinet de ville.
- Plus particulièrement, lesdits émetteurs-récepteurs sont configurés pour émettre une onde ultrasonore de fréquence instantanée variant en fonction du temps variable sur une plage de fréquence comprise dans un domaine allant de 1 MHz à 20 MHz, selon un profil déterminé dit « profil d'émission », et recevoir un signal pour former un profil de fréquence instantanée variant en fonction du temps sur une plage de fréquence comprise dans un domaine allant de 1 MHz à 20 MHz, dit « profil de réception », les émetteurs-récepteurs étant agencés selon au moins deux premiers ensembles destinés à être chacun en regard d'un poumon d'un corps humain ou animal.
- Un deuxième aspect concerne un système de tomographie des poumons comprenant :

- le dispositif tel qu'introduit ci-dessus,
 - des moyens de traitements aptes à :
 - envoyer, à un émetteur-récepteur, une consigne d'émission d'une onde ultrasonore de fréquence émise variant sur une plage de fréquence comprise dans un domaine allant de 1 MHz à 20 MHz, selon un profil déterminé de variation de fréquence en fonction de temps, dit « profil d'émission »,
 - recevoir, depuis au moins un autre émetteur-récepteur, un signal pour former un profil de variation de fréquence en fonction du temps), dit « profil de réception », de l'onde ultrasonore telle que reçue par l'au moins un autre émetteur récepteur,
 - analyser la déformation entre le profil d'émission et le profil de réception, de préférence entre le profil d'émission et chaque profil de réception, de façon à déterminer la vitesse de propagation de l'onde en fonction de la fréquence et selon au moins une direction de propagation correspondant au placement relatif de l'au moins un autre émetteur-récepteur, de préférence chaque autre émetteur-récepteur, par rapport à l'émetteur-récepteur émettant l'onde ultrasonore,
 - construire une tomographie des poumons selon une donnée relative à la vitesse de propagation de l'onde en fonction de la fréquence et de la direction de propagation.
- Le système présente les mêmes effets et avantages que le dispositif selon le premier aspect et, comme le dispositif, permet la mise en œuvre du procédé selon l'aspect suivant.
- Un troisième aspect concerne un procédé de tomographie des poumons d'un corps humain ou animal, comprenant :
- une application d'un dispositif selon le premier aspect sur le tronc du corps humain ou animal, de façon à mettre chacun des deux premiers ensembles en regard d'un des deux poumons du corps humain ou animal,
 - une pluralité de mesures, chaque mesure comprenant :
 - une émission, par un émetteur-récepteur, d'une onde ultrasonore de fréquence émise variant sur une plage de fréquence comprise dans un domaine allant de 1 MHz à 20 MHz, selon un profil déterminé de variation de fréquence en fonction du temps, dit « profil d'émission »,
 - une réception, par au moins un autre émetteur-récepteur, de l'onde ultrasonore émise pour former un profil de variation de fréquence en fonction du temps de l'onde ultrasonore émise, dit « profil de réception »,

l'émetteur-récepteur émettant l'onde ultrasonore étant distinct entre au moins deux mesures successives,

- pour chaque mesure, une analyse de la déformation entre le profil d'émission et le profil de réception, de façon à déterminer une donnée fonction de la vitesse de propagation de l'onde, par exemple la vitesse de propagation de l'onde, en fonction de la fréquence et selon au moins une direction de propagation correspondant au placement relatif de l'autre émetteur-récepteur par rapport à l'émetteur-récepteur émettant l'onde ultrasonore,
- une construction d'une tomographie des poumons selon une donnée relative à la vitesse de l'onde en fonction de la fréquence et de la direction de propagation.

La pluralité de mesures, avec changements séquentiels de l'émetteur-récepteur émettant l'onde ultrasonore entre au moins deux mesures successives, permet d'avoir des points d'origine distincts pour les différentes ondes ultrasonores émises, et donc plusieurs directions d'émission-réception. La propagation de chaque onde ultrasonore dans le corps humain ou animal permet d'obtenir un profil de réception qui va dépendre de l'état local du poumon du patient, le long de ces chemins de propagation de l'onde. Notamment, la vitesse de propagation de l'onde change en fonction de la fréquence selon l'état du poumon, dans la zone traversée par l'onde ultrasonore. Le procédé permet, à partir du profil de réception et du profil d'émission, d'obtenir la vitesse de propagation de l'onde dans une zone considérée du poumon en fonction de la fréquence de l'onde, selon le placement relatif de l'émetteur-récepteur émettant l'onde et du ou des émetteur(s)-récepteur(s) recevant l'onde. Une tomographie du poumon peut ainsi être reconstruite.

Le dispositif comprenant un réseau d'émetteurs-récepteurs fixés, le procédé permet une tomographie des poumons sans avoir à déplacer manuellement une sonde ou les émetteurs-récepteurs. Le procédé peut être exécuté de façon autonome sans nécessiter l'action d'un praticien lors des mesures. Les mesures pouvant être faites de façon autonome, un suivi en continu de l'état des poumons est rendu possible, par exemple en cas d'hospitalisation. De même que pour les aspects précédents, par rapport aux techniques conventionnelles de CT, le procédé reste plus facilement utilisable et de coût réduit, ce qui rend cette technique accessible à la fois dans des structures de type hospitalières mais aussi dans de plus petites structures telles qu'un cabinet de ville. Le procédé peut mettre en œuvre le système de tomographie selon l'aspect précédent.

Un quatrième aspect concerne un produit programme d'ordinateur comprenant des instructions, qui lorsqu'elles sont effectuées par au moins un processeur, exécutent au moins les étapes d'analyse de la déformation entre le profil d'émission et le profil de

réception des mesures, et de construction de la tomographie des poumons du procédé selon le troisième aspect.

Selon un exemple, les instructions exécutent en outre l'étape d'analyse de la déformation entre le profil d'émission de calibration et le profil de réception de calibration.

- 5 Un cinquième aspect concerne un procédé de diagnostic et/ou de suivi d'un état pulmonaire, par exemple d'une maladie pulmonaire, comprenant le procédé selon le troisième aspect. Selon un exemple, le procédé de diagnostic et/ou de suivi comprend, suite à la construction de la tomographie, un diagnostic d'un état pulmonaire, par exemple une identification d'une zone atteinte du poumon.
- 10 Selon un exemple, le procédé de diagnostic et/ou de suivi comprend la construction de plusieurs tomographies à des temps distincts. Le procédé peut comprendre la comparaison entre elles de tomographies réalisées à des temps distincts pour surveiller l'évolution de l'état pulmonaire, et de préférence d'une zone atteinte du poumon.

BREVE DESCRIPTION DES FIGURES

- 15 Les buts, objets, ainsi que les caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront mieux de la description détaillée d'un mode de réalisation de cette dernière qui est illustré par les dessins d'accompagnement suivants dans lesquels :

La figure 1 représente un schéma de principe de l'imagerie par ultrasons.

- La figure 2 représente un schéma du dispositif disposé sur le patient, lors d'une mesure du procédé de tomographie, selon un exemple de réalisation.
- 20

La figure 3 représente un schéma du dispositif disposé sur le patient, lors d'une autre mesure du procédé de tomographie que celle illustré en figure 2, selon un exemple de réalisation.

- La figure 4 représente un schéma du dispositif disposé sur le patient, lors d'une autre mesure du procédé de tomographie, selon un autre exemple de réalisation dans lequel chaque émetteur-récepteur, autre que celui émettant l'onde ultrasonore, réceptionne un profil de réception.
- 25

La figure 5 représente un schéma de principe de la propagation de l'onde ultrasonore dans le procédé de tomographie selon un exemple de réalisation.

- 30 Les figures 6A et 6B illustrent un exemple de distribution en fréquence en fonction du temps pour respectivement une zone pulmonaire affectée et un poumon sain.

La figure 7 est un graphique de la vitesse de propagation de l'onde ultrasonore en fonction de la fréquence, pour différents états pulmonaires et selon un exemple de réalisation.

- La figure 8 illustre un exemple de tomographie établie à partir de la vitesse de propagation de l'onde ultrasonore.
- 35

La figure 9 est un schéma décrivant des étapes du procédé de tomographie, selon un exemple de réalisation.

Les figures 10A et 10B représentent le dispositif pour la tomographie des poumons, selon deux exemples de réalisation.

- 5 Les dessins sont donnés à titre d'exemples et ne sont pas limitatifs de l'invention. Ils constituent des représentations schématiques de principe destinées à faciliter la compréhension de l'invention et ne sont pas nécessairement à l'échelle des applications pratiques. En particulier, les dimensions relatives des émetteurs-récepteurs et du dispositif pour la tomographie des poumons ne sont pas nécessairement représentatives de la réalité.

10 DESCRIPTION DÉTAILLÉE DE L'INVENTION

Avant d'entamer une revue détaillée de modes de réalisation de l'invention, sont énoncées ci-après des caractéristiques optionnelles qui peuvent éventuellement être utilisées en association ou alternativement.

- 15 Selon un exemple, les émetteurs-récepteurs sont agencés de sorte que la distance d entre les émetteurs-récepteurs premiers voisins est inférieure ou égale à 10 cm.

- Selon un exemple, les émetteurs-récepteurs sont agencés selon les au moins deux premiers ensembles, et en outre un deuxième ensemble comprenant au moins un émetteur-récepteur et disposé entre lesdits premiers ensembles. Les deux premiers ensembles sont ainsi chacun en regard d'un poumon, et le ou les émetteurs-récepteurs du deuxième ensemble peuvent être disposés en regard d'autres organes du système respiratoire, par exemple le larynx, la trachée et/ou une ou les bronche(s). Les données acquises sont ainsi plus complètes.
- 20

- Selon un exemple, le nombre desdits émetteurs-récepteurs est supérieur ou égal à sept. Selon un exemple, le nombre desdits émetteurs-récepteurs est inférieur ou égal à douze, de préférence inférieur ou égal à neuf. Le nombre desdits émetteurs-récepteurs peut être compris entre sept et douze, et plus préférentiellement encore compris entre sept et neuf. Lors du développement de l'invention, il a été mis en évidence que ces nombres d'émetteurs-récepteurs étaient suffisants pour construire une tomographie suffisamment détaillée des poumons. Plus on augmente le nombre d'émetteurs-récepteurs, plus la tomographie obtenue sera détaillée, du moins jusqu'à atteindre la limite physique de mise en place du réseau d'émetteurs-récepteurs. Afin de limiter la complexité et le coût du dispositif, il a été mis en évidence que pour la construction d'une tomographie des poumons, un nombre d'émetteurs-récepteurs inférieur ou égal à douze, et de préférence inférieur ou égal à neuf, était suffisant. Le dispositif requiert en effet peu d'émetteurs-récepteurs, car ils sont configurés pour fonctionner en couple entre un émetteur et un ou plusieurs récepteurs
- 30
- 35

- et pouvoir ainsi mesurer la dispersion spectrale de profils en fréquence entre un point d'émission et un autre de réception. Le dispositif se distingue ainsi des solutions existantes d'imagerie par détection d'échos, dans lesquelles le nombre de récepteurs est significativement plus important pour pouvoir capter du signal et réaliser l'image. Selon un
- 5 exemple, les émetteurs-récepteurs des deux premiers ensembles sont agencés de façon symétrique relativement à un axe médian entre les deux premiers ensembles. Un réseau d'émetteurs-récepteurs symétrique en regard de chaque poumon est ainsi obtenu. Cela facilite ainsi la construction d'une tomographie des poumons car cette disposition symétrique est liée à l'anatomie du système respiratoire humain, qui est sensiblement
- 10 symétrique.
- Selon un exemple, le support forme un vêtement, par exemple un gilet ou un tablier. Le dispositif peut ainsi être enfilé par le patient lui-même, ou par une personne l'aidant, simplifiant la mise en place et le maintien en place du dispositif sur le patient et donc l'exécution autonome du procédé de tomographie.
- 15 Selon un exemple, le support comprend une feuille ou un tissu. Le support est ainsi facilement conformable au corps humain ou animal.
- Selon un exemple, le support comprend des moyens d'attache externes au corps humain ou animal. Le dispositif peut ainsi être maintenu en place malgré des éventuels mouvements du corps, ce qui facilite les mesures et notamment l'acquisition de mesures
- 20 réparties au cours du temps, par exemple lors d'un suivi continu.
- Selon un exemple, le dispositif comprend un contrôleur configuré pour faire varier, de préférence de façon continue, la fréquence instantanée d'émission des émetteurs-récepteurs pour former le profil d'émission.
- Selon un exemple, le profil d'émission est continu en fréquence.
- 25 Selon un exemple, la fréquence instantanée du profil d'émission est variée, de préférence de façon continue, sur une plage en fréquence d'étendue d'au moins 4MHz, dans le domaine compris entre 1 MHz à 20 MHz. De façon équivalente, la différence entre une valeur la plus élevée en fréquence et une valeur la plus faible en fréquence, du profil d'émission, est supérieure ou égale à 4 MHz.
- 30 Selon un exemple, une évolution de la vitesse de propagation de l'onde est déterminée, en fonction de la fréquence et selon au moins une direction de propagation correspondant au placement relatif de l'au moins un autre émetteur-récepteur, de préférence chaque autre émetteur-récepteur, par rapport à l'émetteur-récepteur émettant l'onde ultrasonore. La tomographie construite peut être fonction de chaque évolution de vitesse déterminée.
- 35 Selon un exemple, lors de l'émission de l'onde ultrasonore, lors de la pluralité de mesures

et/ou lors de l'étape de calibration, le profil d'émission comprend une variation non linéaire de la fréquence en fonction du temps. Cela permet de limiter l'influence de mouvements du patient sur les mesures.

Selon un exemple, lors de l'émission de l'onde ultrasonore, lors de la pluralité de mesures et/ou lors de l'étape de calibration, le profil d'émission comprend une variation de la fréquence en fonction du temps selon une loi de modulation de fréquence cubique. Une modulation de fréquence cubique est en effet moins sensible à l'effet Doppler. La modulation de fréquence cubique. Les mouvements du patient impactent donc encore moins les mesures et/ou la calibration avec une modulation de fréquence cubique.

10 Selon un exemple, le procédé comprend, préalablement à la pluralité de mesures, une calibration du dispositif placé sur le corps humain ou animal, comprenant :

- une pluralité d'acquisitions, chaque acquisition comprenant :
 - une émission, par un émetteur-récepteur, d'une onde ultrasonore de fréquence variant sur une plage de fréquence comprise dans un domaine allant de 1 MHz à 20 MHz, selon un profil déterminé de variation de fréquence en fonction de temps, dit « profil d'émission de calibration »,
 - une réception, par au moins deux autres émetteurs-récepteurs, de l'onde ultrasonore émise pour former un profil de variation en fréquence en fonction du temps de l'onde ultrasonore émise, dit « profil de réception de calibration »,
- pour chaque acquisition, une analyse de la déformation entre le profil d'émission de calibration et le profil de réception de calibration, de façon à déterminer un profil d'émission optimal, et plus particulièrement augmentant, et de préférence maximisant, l'amplitude des profils de réception.

25 La calibration permet d'améliorer la résolution de la tomographie, notamment en déterminant pour chaque récepteur le domaine de fréquence et/ou le déphasage relatif par rapport au(x) autre(s) récepteurs qui maximise le niveau de signaux mesurés.

Selon un exemple, le profil d'émission optimal :

- correspond à un profil de modulation en fréquence pour lequel une maximisation de la déformation entre le profil d'émission de calibration et le profil de réception de calibration est observée, et/ou
- correspond à un profil d'émission dont le déphasage maximise le signal reçu, et/ou
- présente une plage de variation de fréquence sur laquelle une maximisation de la déformation entre le profil d'émission de calibration et le profil de réception de

calibration est observée.

- Selon un exemple, entre les différentes mesures de la pluralité de mesure, chaque émetteur-récepteur émet au moins une fois l'onde ultrasonore. Ainsi, cela multiplie les points d'origine de l'onde ultrasonore, et donc permet de réaliser la tomographie de façon plus précise et plus complète.
- 5 Selon un exemple, la réception du profil de réception est faite par au moins deux, et de préférence chacun, des autres émetteurs-récepteurs, la vitesse de propagation de l'onde en fonction de la fréquence étant déterminée pour des directions de propagation correspondant aux placements relatifs des au moins deux, et de préférence de chacun, des autres émetteurs-récepteurs par rapport à l'émetteur-récepteur émettant l'onde ultrasonore.
- 10 Le profil de réception est ainsi obtenu pour plusieurs et de préférence pour chacun des émetteurs-récepteurs. Cela multiplie les points de réception de l'onde ultrasonore et donc les trajets mesurés de propagation de l'onde ultrasonore dans les poumons, pour améliorer les informations représentées dans la tomographie.
- 15 Selon un exemple préférentiel, la fréquence émise est variée sur une plage comprise entre 1 MHz et 10 MHz. Cette gamme représente un meilleur compromis entre les performances de propagation de l'onde et la résolution pouvant être obtenue. Selon un autre exemple, la fréquence émise est variée sur une plage comprise entre 10 MHz et 20 MHz. Les émetteurs-récepteurs peuvent ainsi être de dimensions plus réduite.
- 20 Selon un exemple, chaque mesure de la pluralité de mesures comprend une formation électronique de voie, et notamment pour au moins une partie et de préférence pour chaque profil de réception. La formation électronique de voie améliore la sensibilité spatiale et permet d'obtenir une tomographie de résolution spatiale accrue.
- Selon un exemple, la calibration comprend une formation électronique de voie, et
- 25 notamment pour au moins une partie et de préférence pour chaque profil de réception de calibration. La formation électronique de voie permet alors lors de la calibration d'optimiser le déphasage pour maximiser le signal reçu. La résolution de la tomographie est donc améliorée.
- Dans la suite de la description, le terme « sur » ne signifie pas nécessairement
- 30 « directement sur ». Ainsi, lorsque l'on indique qu'une pièce ou qu'un élément A est en appui « sur » une pièce ou un élément B, cela ne signifie pas que les pièces ou élément A et B soient nécessairement en contact direct avec l'autre. Ces pièces ou éléments A et B peuvent être soit en contact direct, soit être en appui l'une sur l'autre par l'intermédiaire d'une ou plusieurs autres pièces. Il en est de même pour d'autres expressions telles que
- 35 par exemple l'expression « A agit sur B » qui peut signifier « A agit directement sur B » ou

« A agit sur B par l'intermédiaire d'une ou plusieurs autres pièces ».

Dans la présente demande de brevet, lorsque l'on indique que deux pièces sont distinctes, cela signifie que ces pièces sont séparées. Elles peuvent être :

- positionnées à distance l'une de l'autre, et/ou
- 5 - mobiles l'une par rapport à l'autre et/ou
- solidaires l'une de l'autre en étant fixées par des éléments rapportés, cette fixation étant démontable ou non.

Une pièce unitaire monobloc ne peut donc pas être constituée de deux pièces distinctes.

- Dans la présente demande de brevet, le terme « solide » utilisé pour qualifier la liaison
- 10 entre deux pièces signifie que les deux pièces sont liées/fixées l'une par rapport à l'autre, selon tous les degrés de liberté, sauf s'il est explicitement spécifié différemment. Par exemple, s'il est indiqué que deux pièces sont solidaires en translation selon une direction, cela signifie que les pièces peuvent être mobiles l'une par rapport à l'autre, possiblement selon plusieurs degrés de liberté, à l'exclusion de la liberté en translation selon la direction.
- 15 Autrement dit, si on déplace une pièce selon la direction, l'autre pièce effectue le même déplacement.

- Plusieurs modes de réalisation de l'invention mettant en œuvre des étapes successives du procédé de fabrication sont décrits ci-après. Sauf mention explicite, l'adjectif « successif »
- 20 n'implique pas nécessairement, même si cela est généralement préféré, que les étapes se suivent immédiatement, des étapes intermédiaires pouvant les séparer.

Par ailleurs, le terme « étape » s'entend de la réalisation d'une partie du procédé, et peut désigner un groupe de sous-étapes.

- Par ailleurs, le terme « étape » ne signifie pas obligatoirement que les actions menées
- 25 durant une étape soient simultanées ou immédiatement successives. Certaines actions d'une première étape peuvent notamment être suivies d'actions liées à une étape différente, et d'autres actions de la première étape peuvent être reprises ensuite. Ainsi, le terme étape ne s'entend pas forcément d'actions unitaires et inséparables dans le temps et dans l'enchaînement des phases du procédé.

- On entend par un paramètre « sensiblement égal/supérieur/inférieur à » une valeur donnée,
- 30 que ce paramètre est égal/supérieur/inférieur à la valeur donnée, à plus ou moins 10 %, près de cette valeur. On entend par un paramètre « sensiblement compris entre » deux valeurs données que ce paramètre est au minimum égal à la plus petite valeur donnée, à plus ou moins 10 %, près de cette valeur, et au maximum égal à la plus grande valeur donnée, à plus ou moins 10 %, près de cette valeur.

- 35 On utilise le terme d'« onde ultrasonore » une onde acoustique, c'est à dire une vibration

mécanique se propageant dans un milieu, dans un domaine de fréquence compris entre 1 MHz et 20 MHz.

Le principe général de l'imagerie par onde ultrasonore, et plus particulièrement par ultrasons, est tout d'abord décrit en référence à la figure 1.

- 5 Une sonde échographique 60 est utilisée, comprenant plusieurs émetteurs-récepteurs d'ondes ultrasonores, typiquement dans la bande allant de 1 MHz à 10 MHz utilisée généralement dans l'imagerie ultrasonore. La sonde échographique 60 est déplacée par un praticien spécialiste sur la peau du corps 2. Lors de la mesure 61, les ondes ultrasonores sont émises 610 et font écho 611a, 611b sur les structures internes du corps 2, notamment
- 10 sur un organe à imager 20'. Plusieurs scans bidimensionnels sont réalisés et ils constituent chacun une image ultrasonore. Le principe de base est que l'organe d'intérêt 20' et leurs parties constituantes sont généralement caractérisés par des échos d'amplitudes plus fortes que les réflexions sur d'autres tissus que l'on ne cherche pas à imager.

- Le dispositif pour la tomographie des poumons 1 selon le premier aspect de l'invention
- 15 permet de s'affranchir de la présence et de l'opération manuelle effectuée par le praticien. Le dispositif 1 comprend un support 10 sur lequel est fixé, de façon amovible ou non, des émetteurs-récepteurs 11, ou de façon équivalente « transducteurs », comme l'illustrent les figures 2 à 4. Ces émetteurs-récepteurs 11 forment un réseau d'émetteurs-récepteurs 11 de géométrie déterminée, solidaires entre eux, se superposant au moins en partie aux
- 20 poumons 20 d'un corps 2 humain ou animal. Pour cela, les émetteurs-récepteurs 11 sont répartis en au moins deux premiers ensembles 110, destinés à être disposés en regard chacun d'un poumon 20. Certains émetteurs-récepteurs 11 peuvent en outre être agencés dans un deuxième ensemble 111 disposé entre les premiers ensembles 110. Ces émetteurs récepteurs 11 du deuxième ensemble 111 peuvent par exemple disposés de façon à être
- 25 en regard d'autres structures 21 du système respiratoire, par exemple le larynx, la trachée et/ou une ou les bronche(s).

- Le principe de fonctionnement de l'invention est tout d'abord décrit de façon générale en référence aux figures 2 à 9, et des modes de réalisations particuliers sont décrits. La figure 9 décrit des étapes du procédé, dans lequel des étapes optionnelles sont indiqués en
- 30 pointillé et des chemins en parallèle et des bifurcations indique des alternatives possibles. Le dispositif 1 est appliqué sur le tronc 2a d'un corps 2 humain ou animal, ci-après désigné corps 2. Le dispositif 1 peut être appliqué de préférence sur la poitrine, comme illustré dans les figures 2 à 4. On peut prévoir, même si cela n'est pas préféré, que le dispositif soit appliqué dans le dos du patient 2. Le dispositif 1 est placé de façon à disposer chacun des
- 35 premiers ensembles 110 en regard d'un poumon 20.

- À la suite de ce placement, un émetteur récepteur 11a est configuré pour émettre une onde ultrasonore 12 de fréquence variant sur une plage de fréquence comprise dans un domaine entre 1 MHz et 20 MHz, en fonction du temps. La fréquence instantanée est donc variée en fonction du temps, et de préférence de façon continue, pour former un profil déterminé.
- 5 Selon un exemple, le profil en fréquence est continu, c'est-à-dire qu'il ne comprend pas d'interruption de signal. La fréquence instantanée variant en fonction du temps est plus particulièrement non nulle. La fréquence instantanée variant en fonction du temps se distingue donc de pulse en fréquence isolés les uns des autres. De préférence, la fréquence est variée selon un balayage fréquentiel cohérent, c'est-à-dire selon un parcours en
- 10 fréquence au moins en partie continu et défini entre une fréquence initiale et une fréquence finale. De façon équivalente, on parle de modulation de la fréquence de l'onde ultrasonore 12. L'émetteur-récepteur 11a peut émettre une onde 12 de fréquence variant sur une plage de fréquence plus étroite que le domaine entre 1 MHz et 20 MHz. Comme expliqué plus en détail ultérieurement, l'invention exploite une modification de profil en fréquence entre
- 15 l'émission 410 de l'onde 12 et sa réception 411. Par exemple, l'onde varie sur une plage d'étendue supérieure ou égale à 4 MHz, par exemple de 6 MHz, par exemple de 5 MHz. Cette plage est donnée plutôt par la capacité de traitement des émetteurs-récepteurs, par exemple entre 1 MHz et 6 MHz, ou entre 5 MHz et 10 MHz. La fréquence instantanée peut ainsi présenter un nombre de valeurs différentes supérieur ou égal à 10, par exemple.
- 20 Selon un exemple, le domaine dans lequel est comprise la plage de variation de fréquence est compris entre 1 MHz et 15 MHz, et de préférence entre 1 MHz et 10 MHz, correspondant à la bande généralement utilisée dans l'imagerie ultrasonore. Dans ces gammes, plus la fréquence est élevée, plus la résolution sera accrue. Toutefois, les performances de propagation peuvent diminuer pour des fréquences élevées. Les domaines de fréquences
- 25 utilisés dépendent en outre de la technologie d'émetteur-récepteur utilisés, de façon connue pour l'homme du métier.
- Pour faire varier la fréquence de l'onde ultra-sonore émise, le dispositif 1 peut comprendre un contrôleur configuré pour faire varier, de préférence de façon continue, la fréquence instantanée d'émission de l'onde ultrasonore 410 par l'émetteur-récepteur 11a pour former
- 30 le profil d'émission. Le contrôleur peut donc commander l'émetteur-récepteur 11a pour changer la fréquence instantanée de l'onde ultrasonore en fonction du temps, selon les gammes indiquées ci-dessus par exemple.
- Comme illustré en figure 5, l'onde ultrasonore émise 410 par un émetteur-récepteur 11a se propage dans le corps 2, et notamment dans le volume des poumons 20. Selon la nature
- 35 et l'état des tissus rencontrés dans la zone traversée, notée $\Omega_{m,n}$, par l'onde ultrasonore 12,

les propriétés de l'onde ultrasonore sont modifiées. La zone $\Omega_{m,n}$ est aussi désignée volume $\Omega_{m,n}$, avec m l'émetteur-récepteur 11a et n l'émetteur-récepteur 11b. La détermination de la modification de ces propriétés permet l'estimation des informations en vue de construire la tomographie 430 des poumons 20.

- 5 Plus particulièrement, lors d'une mesure 41, l'émetteur-récepteur 11a émet 410 l'onde ultrasonore 12 de fréquence variant sur la plage de fréquence, selon un profil déterminé de variation de fréquence en fonction du temps. La fréquence instantanée émise varie au cours du temps pour former ce profil, dit « profil d'émission » 120. Au moins un autre émetteur récepteur 11b, distinct de l'émetteur-récepteur 11a qui émet l'onde ultrasonore 12, capte
10 l'onde ultrasonore 12 après sa propagation dans les tissus. Cet émetteur-récepteur 11b capte le signal de l'onde pour former un profil de variation de fréquence en fonction du temps, dit « profil de réception » 121. La fréquence instantanée captée par le récepteur 11b varie au cours du temps, ce qui constitue le profil de réception 121.

- A titre d'exemple, comme illustré par les figures 6A et 6B, le profil de réception 121 peut
15 être déformé selon la nature des tissus que traverse l'onde ultrasonore 12. En effet, dans un milieu homogène, la vitesse d'une onde ultrasonore ne dépend pas des fréquences. Dans un milieu hétérogène, composé de plusieurs types de matières comme c'est le cas pour les poumons 20, la vitesse de l'onde ultrasonore 12 dépend des impédances acoustiques des différents couches parcourues. Ces impédances influent sur les
20 coefficients de transmissions des ondes dans le milieu. La vitesse de transmission varie donc, ainsi que la fréquence de l'onde, en fonction du milieu hétérogène traversé. On comprend dès lors qu'une déformation du profil de réception 121 par rapport au profil d'émission 120 est obtenue selon la nature des tissus traversés.

- Typiquement, en présence d'air, la vitesse de propagation d'une onde ultrasonore 12 est
25 de 330 m/sec alors que la vitesse de propagation d'une onde ultrasonore 12 dans l'eau est de 1480 m/sec. Une atteinte pulmonaire a pour effet généralement un encombrement des voies respiratoires et qui obstruent le passage de l'air. Une augmentation de la vitesse de propagation de l'onde 12 sera observée, et une augmentation du nombre des fréquences propagées, car les ondes ultrasonores se propagent plus facilement dans des tissus
30 contenant de l'eau.

- Dans un tissu pulmonaire affecté 20b, l'onde ultrasonore 12 traverse les tissus potentiellement endommagés et un volume d'air en partie occupé par des sécrétions, des glaires. La figure 6A illustre à titre d'exemple une déformation du profil de réception 121 par rapport au profil d'émission 120, pour un tissu pulmonaire affecté 20b. Dans un tissu
35 pulmonaire sain 20a, l'onde ultrasonore 12 traverse les tissus et un volume d'air plus

important. La figure 6B illustre à titre d'exemple une faible déformation du profil de réception 121 par rapport au profil d'émission 120, pour un tissu pulmonaire sain 20a. Le profil de réception 121 sera moins impacté que dans le cas d'un tissu pulmonaire affecté 20b.

Connaissant l'emplacement de l'émetteur-récepteur 11a émettant l'onde ultrasonore 12, et
5 celui de l'émetteur-récepteur 11b la recevant, l'analyse 42 de cette déformation permet d'obtenir la vitesse de l'onde 12 en fonction de la fréquence et selon une direction de propagation correspondant au placement relatif de l'émetteur-récepteur 11b par rapport à l'émetteur-récepteur 11a. La direction de propagation, ou encore volume de propagation
10 dénoté $\Omega_{m,n}$, correspond au volume dans lequel l'onde ultrasonore se propage, avec m l'émetteur-récepteur 11a et n l'émetteur-récepteur 11b. Ce volume peut s'inscrire au moins en partie dans un plan incluant deux transducteurs, un en émission et l'autre en réception. Plusieurs mesures 41 sont effectuées, l'émetteur-récepteur 11a émettant l'onde ultrasonore étant distinct entre au moins deux mesures 41 successives, comme illustré par exemple
15 par les figures 2 et 3. Le point d'origine est donc varié au moins entre deux mesures successives. On obtient donc par l'analyse 42, pour chaque mesure, la vitesse de l'onde 12 en fonction de la fréquence et selon plusieurs directions de propagation dans la zone $\Omega_{m,n}$.

A partir de la vitesse de l'onde 12 en fonction de la fréquence et selon plusieurs directions de propagation dans $\Omega_{m,n}$, une image de la zone traversée peut être obtenue. La
20 construction d'image pour toute la zone couverte par le réseau de transducteurs peut être continue et permet d'avoir, pour une série de mesure 41, une représentation de l'état des poumons des patients. Une tomographie 430 peut ainsi être obtenue comme le montre la figure 8. Cette tomographie représente le poumon 20 selon une donnée relative à la vitesse de l'onde 12 en fonction de la fréquence et de la direction de propagation. L'homme du
25 métier est à même d'identifier et d'utiliser toute donnée relative à la vitesse de l'onde pour la construction 43 de la tomographie. Cette donnée peut être une échelle de couleur ou un niveau de gris. Sur l'exemple illustré en figure 8 par exemple, les parties avec de l'encombrement 430a sont indiquées par des couleurs plus sombres que des parties non affectées 430b.

30 Des étapes du procédé 4 sont maintenant décrites plus en détail, selon des exemples de réalisation.

Lors de la pluralité de mesures 41, l'émetteur-récepteur 11a émettant l'onde ultrasonore 12 est distinct entre au moins deux mesures 41 successives de la pluralité de mesures 41. Lorsque la pluralité de mesure comprend plus de deux mesures 41, un même émetteur-
35 récepteur 11a peut émettre 410 l'onde ultrasonore 12 sur plusieurs mesures 41, par

exemple sur deux mesures 41 successives.

- Au moins un émetteur-récepteur 11a de chaque premier ensemble 110 émet 410 de préférence l'onde ultrasonore 12 lors de la pluralité de mesures 41. Certains émetteurs-récepteurs d'un ensemble 110 peuvent être trop éloignés de l'autre ensemble 110 pour bien
- 5 capturer l'onde ultrasonore émise 410. Ainsi, au moins un point d'origine de l'onde est utilisé pour chaque premier ensemble 110. Au moins un émetteur-récepteur 11a du deuxième ensemble 111 peut émettre 410 l'onde ultrasonore 12. Ainsi, un point d'origine disposé entre les deux premiers ensembles 110 est utilisé. Cela permet notamment de réaliser la tomographie de zones centrales des poumons comme la trachée ou le larynx.
- 10 De préférence, chaque émetteur-récepteur 11 émet l'onde ultrasonore 12 au moins une fois au cours de la pluralité de mesures 41. Le procédé exploite ainsi la totalité du réseau d'émetteurs-récepteurs 11 pour multiplier les points d'origine pour la propagation de l'onde ultrasonore 12, et ainsi obtenir des informations pour un nombre accru de directions de propagations.
- 15 De préférence, un seul émetteur-récepteur 11a émet l'onde ultrasonore 12 lors d'une mesure, afin d'éviter des interférences entre les profils de réception 121 et faciliter l'analyse 42 de la déformation.
- Au moins un émetteur-récepteur 11b capte l'onde ultrasonore 12 pour obtenir le profil de réception 121. De préférence, plusieurs émetteurs-récepteurs 11b captent l'onde
- 20 ultrasonore 12 pour obtenir chacun un profil de réception 121. Ainsi, les points de réception 411 des profils de réception 121 sont multipliés. Une même mesure 41 permet donc d'obtenir plus d'informations sur les tissus pulmonaires traversés. Plus préférentiellement, tous les émetteurs-récepteurs 11b, autre que celui 11a qui émet l'onde ultrasonore 12, captent l'onde ultrasonore 12 pour obtenir chacun un profil de réception 121, comme illustré
- 25 en figure 4.
- On comprend donc que le réseau d'émetteurs-récepteurs 11 du dispositif 1 permet, par le jeu des différents points d'origine et de réception de l'onde ultrasonore 12, d'améliorer l'acquisition spatiale de l'information dans le volume pulmonaire à imager, et ce dans un temps rapide.
- 30 Selon un exemple, il y a au moins autant de mesures 41 que d'émetteurs-récepteurs 11. Pour une mesure, pour un dispositif comprenant sept émetteurs-récepteurs 11, six émetteurs-récepteurs 11b peuvent recevoir l'onde ultrasonore 12 pour chaque mesure 41. Six profils de réceptions 121 peuvent être obtenu par mesure 41, et sept mesures peuvent être effectuées, soit un total de 42 profils de réceptions pour les sept mesures 41.
- 35 De façon synergique entre le nombre de mesures 41 avec le nombre de points d'origine

distincts pour l'émission 410 de l'onde, et/ou le nombre de points de réception 411, à la fois le nombre de profils de réception 121 et le nombre de directions de propagations associées sont augmentés. L'acquisition spatiale de l'information dans le volume pulmonaire à imager est améliorée.

5 Selon un exemple, la modulation en fréquence de l'onde ultrasonore 12 suit une progression non-linéaire en fonction du temps, comme par exemple illustré par les figures 6A et 6B. Le profil d'émission 120 peut donc être non linéaire. Cela permet de limiter l'influence des mouvements du patient sur les mesures. Une modulation non linéaire est en effet moins sensible à l'effet Doppler car les coefficients polynomiaux associés à la
10 modulation non linéaire sont faibles. L'onde émise 410 peut être définie en fonction d'une amplitude et d'une phase instantanée $\Phi(t)$ caractérisant la modulation non-linéaire du signal. Plus particulièrement, la modulation en fréquence de l'onde ultrasonore 12 peut suivre une progression cubique.

Par exemple, l'onde émise $E_{(t)}$ peut être définie par $E_{(t)} = A \cdot \exp[j \cdot \Phi_{(t)}]$, avec où A est
15 l'amplitude du signal et $\Phi(t)$ en fonction du temps, j étant le nombre imaginaire tel que $j^2 = -1$.

A la réception, après propagation dans les tissus pulmonaires et donc déformation de la modulation de l'onde, le signal reçu $R_k(t)$ par un récepteur 11b peut être fonction de l'amplitude A du signal et de la phase instantanée $\Phi(t)$ en fonction du temps, et en outre
20 d'un facteur $L_k/c_{m,n}^{(f)}$, pour une direction k .

Le signal reçu $R(t)$ peut notamment avoir pour expression :

$$R(t) \approx \sum_k R_k(t) = \sum_k A_k \exp \left[j \cdot \Phi \left(t - \frac{L_k}{c_{m,n}^{(f)}} \right) \right]$$

Avec :

- L_k les distances de propagation des ondes entre un émetteur-récepteur 11a, noté
25 m , émetteur de l'onde, et un récepteur-émetteur 11b, noté n , récepteur de l'onde, et définies dans le volume $\Omega_{m,n}$ imagé par le couple d'émetteur-récepteur 11a, 11b ;
- $c_{m,n}^{(f)}$ représente la vitesse de l'onde propagée dans la direction k entre l'émetteur m et le récepteur n , qui dépend de la fréquence f et du milieu de
30 propagation, ces deux éléments étant intrinsèquement liés.

L'analyse 42 de la déformation peut être faite entre un profil de réception 121 et un profil d'émission 122, selon les modalités de quel(s) émetteur(s)-récepteur(s) 11a émet 410 l'onde ultrasonore 12 et quel(s) émetteur(s)-récepteur(s) la reçoit 411. De préférence, l'analyse 42 de la déformation peut être faite entre chaque profil de réception 121 et le profil

d'émission 122.

Cette étape d'analyse 42 peut être au moins en partie simultanée à la pluralité de mesures 41, ou séparée temporellement, comme le montre à titre d'exemple les flèches rebouclant sur l'émission 410 du profil d'émission en figure 9.

- 5 Selon un exemple, l'analyse de la déformation entre un profil de réception 121 et un profil d'émission 122 peut comprendre une estimation de la loi de modulation du signal du profil de réception 121. Pour cela, un concept temps-fréquence-phase peut être utilisé afin d'extraire de façon automatique et précise les lois de modulations non-linéaires d'un signal à plusieurs composantes. Les détails de ce concept temps-fréquence-phase sont détaillés
- 10 dans le document Cornel Ioana, *et al. Localization in underwater dispersive channels using the time-frequency-phase continuity of signals*. IEEE Transactions on Signal Processing, Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2010, 58, pp.4093-4107.

- A titre d'exemple, une première étape peut être de construire de façon adaptative un dictionnaire local, en utilisant la modélisation polynomiale de la phase, par exemple une
- 15 modélisation cubique. Cela permet d'établir une correspondance entre les lois de fréquence instantanée des modulations polynomiales et les lois de fréquence instantanée du signal analysé, pour différentes fenêtres d'analyse. Une deuxième étape peut ensuite comprendre une fusion des modulations cubiques en utilisant la maximisation de la corrélation locale entre les signaux extraits à partir des filtres définis par les modulations cubiques des
- 20 fenêtres d'analyse voisines. Cette deuxième étape permet d'automatiser le suivi ainsi que de minimiser la propagation d'erreurs.

Plus particulièrement, la loi de modulation du profil d'émission 120 étant connue, l'estimation des lois de modulations des signaux reçus $R_k(t)$ ci-dessus permet d'estimer les déformations du profil de réception 122 par rapport à la modulation émise 120.

- 25 L'analyse 42 peut comprendre une détermination de la variation de la vitesse c selon la fréquence, qui dépend de la présence du volume des différentes matières traversées, dans le volume $\Omega_{m,n}$ pour une direction k , la direction k étant selon le placement relatif de l'émetteur-récepteur 11b recevant l'onde 12 et de l'émetteur-récepteur 11a l'émettant. Cela donne un profil de dispersion en fréquence. Par exemple, l'estimation des lois de
- 30 modulation du signal du profil de réception 121 donne accès pour chaque fréquence à la vitesse de propagation dans les directions k du volume $\Omega_{m,n}$. Ce profil de dispersion indique la variation de la vitesse c de chacune des fréquences, qui dépend de la présence du volume des différentes matières traversées, dans le volume $\Omega_{m,n}$ pour la direction k .

- Avec ce profil de dispersion estimé, l'analyse 42 peut comprendre une quantification du
- 35 taux d'encombrement dans le volume $\Omega_{m,n}$ comme illustré par exemple par la figure 7. Sur

la figure 7, la vitesse 9 en fonction de la fréquence 8 est représentée pour trois cas :

- Un profil de dispersion 130 pour des poumons sains,
- Un profil de dispersion 131 lors de l'installation initiale du système sur un patient, pour des poumons avec un début d'encombrement pulmonaire,
- 5 - Un profil de dispersion 132 à un temps qui correspond à un intervalle de surveillance, montrant une évolution de l'encombrement pulmonaire.

On comprend donc qu'une donnée quantifiée de l'état pulmonaire peut par exemple être obtenue par l'analyse de la vitesse de propagation de l'onde selon la fréquence et la direction de propagation k .

- 10 Une image 430 de la zone $\Omega_{m,n}$, comme décrit précédemment, peut être obtenue par l'intégration sur l'ensemble des directions de propagation k , de la vitesse de l'onde 12 en fonction de la fréquence. A titre d'exemple, cette intégration peut s'exprimer analytiquement par

$$I_{m,n} = \oint_{\{L_k\}} \int_{f_1}^{f_2} c_k(f) df d\{L_k\}$$

- 15 Avec $\{L_k\}$ appartient à $\Omega_{m,n}$, et f_1 la borne inférieure et f_2 la borne supérieure de la plage de variation de l'onde émise (par exemple $f_1 = 1$ MHz et $f_2 = 15$ MHz).

Préalablement aux mesures 41, le procédé peut en outre comprendre une étape de calibration 44 des profils d'émission 120, qui peut aussi être désignée de façon équivalente par le terme « initialisation ». Cette calibration vise à déterminer le profil d'émission 120 le plus adapté à l'acquisition d'information sur l'état des tissus pulmonaires. Pour cela, la

20 calibration comprend une pluralité d'acquisitions 44a, comprenant chacune :

- une émission 440, par un émetteur-récepteur 11a, et notamment celui qui va émettre l'onde ultrasonore lors des mesures 41, d'une onde ultrasonore 12 de fréquence variant sur la plage de fréquence prévue pour les mesures 41, selon
- 25 un profil en fréquence et en fonction du temps dit « profil d'émission de calibration » 122,
- une réception 441, par au moins deux autres émetteurs-récepteurs 11b, de l'onde ultrasonore 12 émise, selon profil en fréquence et en fonction du temps de l'onde ultrasonore 12 émise, dit « profil de réception de calibration » 123.

- 30 Une configuration optimale de réception correspond en effet à celle qui permet d'obtenir un signal d'amplitude maximal au niveau de l'émetteur-récepteur recevant le signal. Pour ce faire, il est par exemple possible de jouer sur deux paramètres.

Un premier paramètre est la bande du signal émis. Le choix d'une large bande (par exemple entre 1 MHz et 15 MHz) permet d'avoir une plage suffisamment large pour garantir qu'un

maximum de fréquences arrive à l'émetteur-récepteur recevant le signal avec un niveau suffisant. De plus, plus grande est la plage de fréquence, plus efficace sera la mesure de dispersion.

Un deuxième paramètre est la direction de propagation. Dans le dispositif, les émetteurs-
5 récepteurs sont orientés vers les poumons et, entre chacun, le milieu de propagation est différent d'un patient à l'autre. Comme les émetteurs-récepteurs sont fixes, il est possible de jouer sur les déphasages relatifs entre les réceptions. Il s'agit du principe de formation électronique de voie qui permet de maximiser le niveau de signaux reçus en optimisant les déphasages relatifs entre les émetteurs-récepteurs. Le déphasage peut donc être optimisé
10 de façon à maximiser le niveau de signal reçu. Lors de la calibration, au moins deux autres émetteurs-récepteurs 11b peuvent recevoir l'onde ultrasonore 12 émise pour analyser ces déphasages relatifs.

Selon un exemple, le profil de réception de calibration 123 est reçu 441 par les émetteurs-récepteurs 11b destinés à recevoir 411 le profil de réception 122 lors des mesures 41, et
15 de préférence par tous les émetteurs-récepteurs 11b du dispositif 1 autres que celui qui émet 440 l'onde ultrasonore 12.

Entre plusieurs acquisitions 44a, et de préférence pour un même émetteur-récepteur 11a, le profil d'émission de calibration 122 peut être distinct entre au moins deux acquisitions 44a successives. Une analyse 44b de la déformation entre le profil d'émission de calibration
20 122 et le profil de réception de calibration 123 peut être réalisée. Cette déformation est par exemple représentée par les figures 6A et 6B, de façon similaire aux déformations décrites pour l'étape de mesures 41. Entre plusieurs acquisitions 44a, et de préférence pour un même émetteur-récepteur 11a, un profil d'émission optimisé peut être déterminé.

Cette détermination peut se baser sur le profil d'émission de calibration 121 pour lequel
25 l'amplitude des signaux reçus sera maximale. La résolution de la tomographie 430 sera ainsi améliorée. Notamment, on peut chercher à maximiser la déformation par la formation électronique de voie, et/ou la plage de variation de fréquence dans le domaine précédemment décrit.

La modulation en fréquence de l'onde ultrasonore 12 émise 440 lors de la calibration peut
30 présenter les mêmes caractéristiques que celles décrite en référence aux mesures 41.

Cette calibration 44 peut être réalisée pour plusieurs et de préférence pour tous les émetteurs-récepteurs 11a destinés à émettre 410 l'onde ultrasonore 12 lors des mesures 41. De même que décrit pour les mesures 41, de préférence un seul émetteur-récepteur 11a émet l'onde ultrasonore dans une acquisition 44a. Par exemple, la calibration 44 être
35 répétée pour chacun de ces émetteurs-récepteurs 11a.

Ici également, on peut prévoir que cette étape d'analyse 44b soit au moins en partie simultanée à la pluralité d'acquisitions 44a, ou séparée temporellement, comme le montre à titre d'exemple les flèches rebouclant sur l'émission 440 du profil d'émission de calibration en figure 9.

- 5 Lors des mesures 41 et/ou lors de la calibration 44, une formation électronique de voie 420, 442 (généralement traduit en anglais par *adaptive beam forming*) peut être effectuée sur le ou les profil(s) de réception 121, 123.

De façon connue dans le domaine, les méthodes de formation électronique de voie sont des techniques qui permettent de jouer sur un déphasage relatif. Il s'agit du principe de formation électronique de voie qui permet de maximiser le niveau de signaux reçus en optimisant les déphasages relatifs entre les émetteurs-récepteurs. Ce déphasage permet virtuellement de changer la position de l'émetteur de l'onde ultrasonore. Cela permet donc d'obtenir pour une position donnée d'un émetteur et d'un récepteur, plusieurs configurations entre lesquelles les niveaux de signal mesuré peuvent varier. Lors de la calibration, le déphasage peut donc être optimisé de façon à identifier la configuration de déphasage maximisant le niveau de signal reçu. Lors des mesures, la formation électronique de voie permet d'introduire des déphasages, ce qui augmente artificiellement les directions de propagation. La résolution de la tomographie résultante est donc augmentée.

Le dispositif 1 est maintenant décrit plus en détail, selon plusieurs exemples de réalisation pouvant être illustrés par les figures 10A et 10B.

Le dispositif 1 comprend au moins cinq émetteurs-récepteurs 11, et de préférence entre cinq et douze. Par exemple, le dispositif 1 comprend sept émetteurs-récepteurs 11. Dans le réseau d'émetteurs-récepteurs ainsi formé, la distance d entre les émetteurs-récepteurs 11 premiers voisins peut être choisie de façon à répartir les émetteurs-récepteurs au-dessus des poumons à imager. On comprend donc que cette distance d peut être adaptée selon la morphologie du corps humain ou animal. La distance d peut en outre être adaptée selon la fréquence de l'onde ultrasonore. La distance d est au moins supérieure ou égale à la longueur d'onde de l'onde ultrasonore. La distance d peut être comprise entre quelques centimètres à plusieurs dizaines de centimètres, par exemple sensiblement supérieure ou égale à 5 cm et/ou sensiblement inférieure ou égale à 30 cm. Par exemple, la distance d est sensiblement supérieure ou égale à 7 cm. La distance d peut être sensiblement inférieure ou égale à 20 cm, de préférence à 15 cm. Par exemple, la distance d peut être sensiblement égale à 10 cm. Ces distances avec le nombre de récepteurs permettent une bonne répartition des émetteurs-récepteurs 11 sur la zone des poumons 20 à imager.

35 Notons que cette distance d peut varier dans cette gamme entre les émetteurs-récepteurs

11. Il est par exemple possible que la distance d soit réduite entre certains émetteurs-récepteurs, afin d'augmenter la résolution d'une zone donnée et obtenir une tomographie plus précise.
- Les émetteurs-récepteurs 11 sont de préférence tous placés dans un même plan parallèle
- 5 ou confondu avec le plan du support 10. Notons que le plan du support 10 peut être courbe pour se conformer au corps humain ou animal. La distance entre les émetteurs-récepteurs 11 les plus éloignés entre eux peut être inférieure ou égale à 50 cm, de préférence à 30 cm, selon une direction latérale parallèle à la direction B. Cette distance peut être supérieure ou égale à 15 cm, de préférence à 20 cm. La distance entre les émetteurs-récepteurs 11
- 10 les plus éloignés entre eux peut être inférieure ou égale à 50 cm, de préférence à 30 cm, selon une direction longitudinale parallèle à la direction A. Cette distance peut être supérieure ou égale à 15 cm, de préférence à 20 cm. Au sein de chaque premier ensemble 110, la distance entre les émetteurs-récepteurs 11 les plus éloignés entre eux peut être inférieure ou égale à 25 cm, de préférence à 15 cm. Cette distance peut être supérieure ou
- 15 égale à 5 cm, selon une direction latérale parallèle à la direction et/ou une direction longitudinale parallèle à la direction A. Ici encore, on comprend que ces distances peuvent être adaptées selon la morphologie du corps humain ou animal.
- Les deux premiers ensembles 110 peuvent être séparés l'un de l'autre, c'est-à-dire placés à distance l'un de l'autre dans le plan du support 10. Ils sont par exemple séparés par une
- 20 distance supérieure ou égale à 5 cm, de préférence à 10 cm. Les premiers ensembles 110 sont de préférence disposés symétriquement relativement à un axe médian A_{110} entre les deux premiers ensembles 110. Dans ce cas, préférentiellement les deux premiers ensembles comprennent un nombre égal d'émetteurs-récepteurs 11. Le ou les émetteur(s)-récepteur(s) 11 dans le deuxième ensemble 11 peuvent aussi être disposés de façon
- 25 symétriques par rapport à cet axe A_{110} . Au moins un émetteur-récepteur 11 de cet ensemble 111 peut être disposé sur cet axe par exemple.
- Selon un exemple, le support 10 forme un vêtement propre à être enfilé par un patient, comme illustré en figure 10B. Ce vêtement peut être un tablier ou un gilet par exemple. Selon un autre exemple, le support 10 peut être configuré pour simplement reposer sur le
- 30 tronc 2a du corps 2, comme illustré par la figure 10A.
- Le support 10 peut comprendre des moyens d'attache 101 externes au corps 2 humain ou animal, c'est-à-dire non-invasifs. Par exemple, ces moyens d'attache 101 peuvent être des sangles, des ceintures élastiques ou tout autre moyen envisageable par l'homme du métier. Le support 10 peut être souple, c'est-à-dire déformable manuellement sans outil, pour se
- 35 conformer au corps 2. Le support 10 peut être fait d'une feuille (de type par exemple papier

- ou plastique) ou d'un tissu 100. L'homme du métier est à même d'identifier et de mettre en œuvre un support apte à recevoir les émetteurs-récepteurs 11 dans le dispositif 1.
- Le système de tomographie 3, par exemple illustré par les figures 2 à 4, comprend le dispositif 1 ainsi que des moyens de traitements 30 configurés pour envoyer des consignes
- 5 ou instructions aux émetteurs-récepteurs 11, et recevoir les profils reçus des émetteurs-récepteurs 11, notamment pour la mise en œuvre des étapes du procédé 4. Notons qu'on peut prévoir que les moyens de réception reçoivent donnée par donnée le signal reçu par les émetteurs-récepteurs 11b, et que le moyen de traitement 30 constitue le profil de réception 121, 123. Ces moyens 30 peuvent en outre effectuer les étapes d'analyse 42,
- 10 44b et de construction 43 de la tomographie précédemment décrites.
- Le système 3 peut en outre comprendre un moyen d'affichage (non représenté sur les dessins) sur lequel la tomographie 430 peut être affichée 45. Les moyens de traitement 30 peuvent en outre comprendre une mémoire dans laquelle est enregistrée les données acquises et calculée, par exemple les profils de réception 121, 123 au cours des mesures
- 15 41 et/ou acquisition 44a.
- La communication entre le dispositif 1 et les moyens de traitement 30 et/ou d'affichage peut être fait de façon filaire ou sans fil. Les moyens de traitements 30 peuvent être intégrés au dispositif 1 ou déportés du dispositif 1.
- Ces moyens de traitement 30 peuvent par exemple comprendre un produit programme
- 20 d'ordinateur comprenant des instructions permettant la mise en œuvre des étapes du procédé 4, et notamment les étapes d'analyse 42, 44b de la déformation entre le profil d'émission 120, 122 et le profil de réception 121, 123 lors des mesures et/ou de la calibration 44, et de construction 43 de la tomographie 430. Le produit programme d'ordinateur peut en outre comprendre des instructions pour coordonner les émissions 410,
- 25 440 d'onde ultrasonore, et leur réception 411, 441.
- Comme il ressort directement de la description qui précède, le produit programme d'ordinateur peut être un logiciel informatique stocké sur un support non transitoire lisible par ordinateur.
- L'invention n'est pas limitée aux modes de réalisations précédemment décrits et s'étend à
- 30 tous les modes de réalisation couverts par l'invention. Notamment, le dispositif, le système de tomographie et/ou le produit programme d'ordinateur peuvent comprendre toute caractéristique configurée pour permettre la mise en œuvre d'une étape du procédé, et inversement le procédé peut comprendre toute étape résultant de la mise en œuvre d'une caractéristique du dispositif, du système de tomographie et/ou du produit programme
- 35 d'ordinateur.

REVENDICATIONS

1. Dispositif pour la tomographie (1) des poumons (20) caractérisé en ce qu'il comprend :
 - un support (10), et
 - au moins cinq émetteurs-récepteurs (11) fixés sur le support (10), et configurés pour émettre une onde ultrasonore (12) de fréquence instantanée variant en fonction du temps sur une plage de fréquence comprise dans un domaine allant de 1 MHz à 20 MHz, selon un profil déterminé dit « profil d'émission » (120), et recevoir un signal pour former un profil de fréquence instantanée variant en fonction du temps sur une plage de fréquence comprise dans un domaine allant de 1 MHz à 20 MHz, dit « profil de réception » (121), les émetteurs-récepteurs (11) étant agencés selon au moins deux premiers ensembles (110) destinés à être chacun en regard d'un poumon (20) d'un corps (2) humain ou animal
2. Dispositif (1) selon la revendication précédente, dans lequel les émetteurs-récepteurs (11) sont agencés selon les au moins deux premiers ensembles (110), et un deuxième ensemble (111) comprenant au moins un émetteur-récepteur (11) et disposé entre lesdits premiers ensembles (110).
3. Dispositif (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes, le nombre desdits émetteurs-récepteurs (11) est compris entre sept et douze.
4. Dispositif (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel les émetteurs-récepteurs (11) des deux premiers ensembles (110) sont agencés en outre de façon symétrique relativement à un axe médian (A_{110}) entre les deux premiers ensembles (110).
5. Dispositif (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le support (10) forme un vêtement.
6. Dispositif (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le support (10) comprend une feuille ou un tissu (100) et des moyens d'attache (101) externes au corps (2) humain ou animal.
7. Système (3) de tomographie des poumons (20) comprenant :
 - Le dispositif (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes,
 - Des moyens de traitements (30) configurés pour :
 - Envoyer, à un émetteur-récepteur (11a), une consigne d'émission (410) d'une onde ultrasonore (12) de fréquence émise variant sur une plage de fréquence comprise dans un domaine allant de 1 MHz à 20

MHz, selon un profil déterminé de variation de fréquence en fonction de temps, dit « profil d'émission » (120),

- recevoir, depuis au moins un autre émetteur-récepteur, un signal, et pour former un profil de variation de fréquence en fonction du temps, dit « profil de réception » (121), de l'onde ultrasonore telle que reçue par l'au moins un autre émetteur récepteur (11b),
- analyser (42) la déformation entre le profil d'émission (120) et le profil de réception (121), de façon à déterminer la vitesse de propagation de l'onde (12) en fonction de la fréquence et selon au moins une direction de propagation correspondant aux placement relatif de l'au moins un autre émetteur-récepteur (11b) par rapport à l'émetteur-récepteur (11a) émettant l'onde ultrasonore (12),
- construire (43) une tomographie (430) des poumons (20) selon une donnée relative à la vitesse de l'onde (12) en fonction de la fréquence et de la direction de propagation.

8. Procédé (4) de tomographie des poumons (20) d'un corps (2) humain ou animal, comprenant :

- une application (40) d'un dispositif (1) selon l'une quelconque des revendications 1 à 6 sur le tronc (2a) du corps (2) humain ou animal, de façon à mettre chacun des deux premiers ensembles (110) en regard d'un des deux poumons (20) du corps (2) humain ou animal,
- une pluralité de mesures (41), chaque mesure (41) comprenant :
 - une émission (410), par un émetteur-récepteur (11a), d'une onde ultrasonore (12) de fréquence émise variant sur une plage de fréquence comprise dans un domaine allant de 1 MHz à 20 MHz, selon un profil déterminé de variation de fréquence en fonction du temps, dit « profil d'émission » (120),
 - une réception (411), par au moins un autre émetteur-récepteur (11b), de l'onde ultrasonore émise pour former un profil de variation de fréquence en fonction du temps de l'onde ultrasonore émise, dit « profil de réception » (121),

l'émetteur-récepteur (11a) émettant l'onde ultrasonore étant distinct entre au moins deux mesures (41) successives,

- pour chaque mesure (41), une analyse (42) de la déformation entre le profil d'émission (120) et le profil de réception (121), de façon à déterminer (421)

- une donnée fonction de la vitesse de propagation de l'onde (12) en fonction de la fréquence et selon au moins une direction de propagation correspondant au placement relatif de l'autre émetteur-récepteur (11b) par rapport à l'émetteur-récepteur (11a) émettant l'onde ultrasonore (12),
- 5 • une construction (43) d'une tomographie (430) des poumons selon une donnée relative à la vitesse de propagation de l'onde (12) en fonction de la fréquence et de la direction de propagation.
9. Procédé (4) selon la revendication précédente, dans lequel, lors de l'émission (410) de l'onde ultrasonore (12), le profil d'émission (120) comprend une
- 10 variation non linéaire de la fréquence en fonction du temps
10. Procédé (4) selon la revendication précédente, dans lequel, lors de l'émission (410) de l'onde ultrasonore (12), le profil d'émission (120) comprend une variation de la fréquence en fonction du temps selon une loi de modulation de fréquence cubique
- 15 11. Procédé (4) selon l'une quelconque des trois revendications précédentes, comprenant, préalablement à la pluralité de mesures (41), une calibration (44) du dispositif (1) placé sur le corps (2) humain ou animal, comprenant :
- une pluralité d'acquisitions (44a), chaque acquisition (44a) comprenant :
- une émission (440), par un émetteur-récepteur (11a), d'une onde
- 20 ultrasonore (12) de fréquence variant sur une plage de fréquence comprise dans un domaine allant de 1 MHz à 20 MHz, selon un profil déterminé de variation de fréquence en fonction du temps, dit « profil d'émission de calibration » (122),
- une réception (441), par au moins deux autres émetteurs-récepteurs
- 25 (11b), de l'onde ultrasonore (12) émise, pour former un profil de variation en fréquence en fonction du temps de l'onde ultrasonore (12) émise, dit « profil de réception de calibration » (123),
- pour chaque acquisition (44a), une analyse (44b) de la déformation entre le profil d'émission de calibration (122) et le profil de réception de calibration
- 30 (123), de façon à déterminer (443) un profil d'émission (120) augmentant l'amplitude des profils de réception (121).
12. Procédé (4) selon l'une quelconque des quatre revendications précédentes, dans lequel, entre les différentes mesures (41) de la pluralité de mesure (41), chaque émetteur-récepteur (11) émet au moins une fois l'onde ultrasonore (12).

13. Procédé (4) selon l'une quelconque des cinq revendications précédentes, dans lequel la réception (411) du profil de réception (121) est faite par au moins deux, et de préférence chacun, des autres émetteurs-récepteurs (11b), la vitesse de propagation de l'onde (12) en fonction de la fréquence étant déterminée pour des directions de propagation correspondant aux placements relatifs des au moins deux, et de préférence chacun, des autres émetteurs-récepteurs (11b) par rapport à l'émetteur-récepteur (11a) émettant l'onde ultrasonore (12).
14. Procédé (4) selon l'une quelconque des six revendications précédentes, dans lequel la fréquence émise est variée sur une plage comprise entre 1 MHz et 10 MHz.
15. Procédé (4) selon l'une quelconque des sept revendications précédentes, dans lequel chaque mesure (41) de la pluralité de mesures (41) comprend une formation électronique de voie (420) et/ou la calibration (44) comprend une formation électronique de voie (442).
16. Produit programme d'ordinateur comprenant des instructions, qui lorsqu'elles sont effectuées par au moins un processeur, exécute au moins les étapes d'analyse (42) de la déformation entre le profil d'émission (120) et le profil de réception (121) des mesures et de construction (43) de la tomographie (430) des poumons (20) du procédé (4) selon l'une quelconque des huit revendications précédentes.
17. Produit programme d'ordinateur selon la revendication précédente, dans lequel les instructions exécutent en outre l'étape d'analyse (44b) de la déformation entre le profil d'émission de calibration (122) et le profil de réception de calibration (123).