

19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

11) N° de publication : **2 875 694**
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

21) N° d'enregistrement national : **05 09860**

51) Int Cl⁸ : A 61 B 6/03 (2006.01), A 61 B 8/08, 8/14

12) **DEMANDE DE BREVET D'INVENTION**

A1

22) Date de dépôt : 27.09.05.

30) Priorité : 30.09.04 US 10955040.

43) Date de mise à la disposition du public de la demande : 31.03.06 Bulletin 06/13.

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 :

71) Demandeur(s) : GENERAL ELECTRIC COMPANY — US.

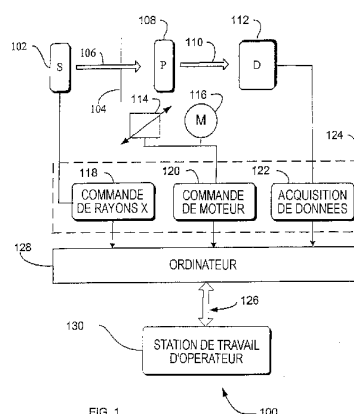
72) Inventeur(s) : NEUMANN DAVID C et VAFI HABIB.

73) Titulaire(s) :

74) Mandataire(s) : CASALONGA ET JOSSE.

54) SYSTEMES, PROCEDES ET APPAREILS POUR UNE DOUBLE DETECTION D'IMAGES DU SEIN.

57) Il est proposé des systèmes et procédés par lesquels un système d'imagerie du sein (100) permet une radiologie et une échographie en autorisant un partage de matériel commun tel que l'ordinateur (128, 130) et le dispositif d'affichage. Une image radiologique de petites régions d'intérêt est obtenue à une plus haute qualité d'image en utilisant un deuxième capteur ayant une plus haute DQE que ce que peut obtenir le capteur plein champ. Dans certaines formes de réalisation, une chambre spéciale est prévue pour immobiliser l'anatomie en position fixe, des données d'image échographique sont collectées en plus de données d'emplacement et d'orientation d'une sonde échographique provenant de capteurs sur une sonde manuelle, à partir de quoi des données d'image peuvent être directement visualisées, ou utilisées pour reconstruire des images de coupes tomographiques de n'importe quelle section souhaitée, ou utilisées pour divers procédés de visualisation d'image "3D". Un planning d'imagerie définissant des emplacements et orientations d'une sonde échographique est utilisé pour créer une image échographique tridimensionnelle.



FR 2 875 694 - A1



SYSTEMES, PROCEDES ET APPAREILS POUR UNE DOUBLE DETECTION D'IMAGES DU SEIN

Cette invention porte globalement sur les systèmes d'imagerie du sein, et en particulier sur des images à plus haute efficacité quantique de détection.

5 La technologie des rayons X, ou radiologie, est largement utilisée pour former des images bidimensionnelles de tissus mammaires pour le diagnostic de carcinomes ou autres anormalités. Toutefois, une limitation inhérente de la radiologie de tissus mammaires est qu'un mammogramme ne fournit qu'une image plane d'un objet tridimensionnel.

10 L'efficacité quantique de détection (DQE) d'une image est la mesure conventionnelle de la qualité d'image radiologique. En termes plus simples, la DQE est la résolution du détecteur. La DQE est constante dans une image pour un détecteur et une dose donnés.

15 Lorsqu'une zone de souci médical potentiel apparaît sur un mammogramme, l'élévation ou profondeur de cette zone à l'intérieur de l'image bidimensionnelle du sein peut être incertaine. Les appareils de radiologie numérique actuels forment une image plein champ ou presque plein champ. D'autres moyens ou des techniques d'imagerie complémentaires et un diagnostic tel qu'une biopsie peuvent être nécessaires pour compléter le diagnostic.

20 Les principales techniques d'imagerie complémentaires de la mammographie sont l'échographie et l'imagerie par résonance magnétique (IRM), qui ont toutes les deux l'avantage de ne pas utiliser de rayonnement ionisant. Les principaux avantages de l'échographie sont que l'échographie est relativement peu coûteuse et qu'elle fonctionne bien aussi pour des seins denses où la mammographie a des difficultés. L'échographie
25 joue aussi un rôle important comme guide pour une biopsie par aspiration. Grâce à sa sensibilité, un système IRM est utile pour un examen dynamique à contraste accentué. Toutefois, une grande partie du matériel, telle que ordinateur et dispositif d'affichage, est en double car les systèmes sont construits et vendus séparément.

30 Pour les raisons indiquées plus haut, et pour d'autres raisons indiquées plus bas que les personnes ayant des compétences dans l'art comprendront à l'étude de la

présente spécification, il existe dans l'art un besoin d'un moyen permettant d'examiner des régions détaillées d'un sein sans biopsie. Il existe aussi un besoin de techniques d'imagerie complémentaires améliorées, telles que l'échographie, qui soient capable d'utiliser du matériel et des logiciels de mammographie existants. En outre, il existe
5 dans l'art un besoin d'un système de mammographie permettant de créer des images de tomosynthèse à partir de données échographiques.

Les imperfections, désavantages et problèmes mentionnés plus haut sont résolus dans la présente, comme on le comprendra à l'étude de la spécification suivante.

Selon un premier aspect, il est proposé un système de mammographie
10 comprenant une source de rayons X, une plaque de compression du sein et un récepteur d'image numérique, le récepteur comprenant un mécanisme de mouvement couplé à un premier détecteur et un deuxième détecteur en vue de positionner lesdits premier et deuxième détecteurs à l'intérieur dudit récepteur d'image, le premier détecteur étant utilisable pour recevoir de l'énergie provenant de ladite source de rayons X et servant à
15 fournir des données cartographiques et des données radiologiques, et le deuxième détecteur étant utilisable pour recevoir de l'énergie de la source de rayons X et servant à fournir des données radiologiques.

Selon un autre aspect, il est proposé un système de mammographie comprenant une source de rayons X, une plaque de compression du sein et un récepteur d'image
20 numérique, le récepteur comprenant un premier détecteur recevant de l'énergie de ladite source de rayons X et servant à fournir des données radiologiques, et un connecteur électrique permettant de connecter au moins un dispositif externe.

Selon encore un autre aspect, il est proposé un système de mammographie comprenant une source de rayons X, une plaque de compression du sein et un récepteur
25 d'image numérique. Le récepteur comprend un détecteur recevant de l'énergie de ladite source de rayons X et servant à fournir des données radiologiques. De plus, le détecteur comprend au moins un détecteur d'ultrasons et émetteur d'ultrasons connecté de façon externe au récepteur, où des mesures échographiques provenant de l'émetteur d'ultrasons et détecteur d'ultrasons sont utilisées dans la construction d'une image du
30 sein d'une patiente par le système de mammographie.

Selon un aspect, il est proposé un système d'imagerie du sein comprenant un sous-système de radiologie du sein apte à former l'image d'un sein et un sous-système d'échographie du sein apte à former l'image d'un sein. Le système comprend en outre un commutateur sélecteur servant à effectuer une sélection entre le sous-système de radiologie du sein et le sous-système d'échographie du sein pour former l'image d'un sein, un dispositif configuré pour obtenir et mémoriser des données provenant du sous-système d'imagerie sélectionné, et un dispositif d'affichage utilisable pour afficher au moins une image obtenue ou mémorisée par ledit dispositif.

Selon un autre aspect, il est proposé un appareil servant à créer une image échographique tridimensionnelle d'une partie d'une anatomie, l'appareil comprenant une première mémoire servant à mémoriser un planning d'imagerie définissant des emplacements et orientations; une sonde ultrasonore ou échographique servant à produire des données d'image échographique de la partie de l'anatomie avec des indices indiquant emplacement et orientation par rapport à une partie d'une anatomie; un système de commande de mouvement servant à déplacer la sonde par rapport à la partie d'une anatomie et à détecter la position de la sonde, le système de commande de mouvement comprenant une commande de premier axe, une commande de deuxième axe, une commande de troisième axe et une commande de quatrième axe pour le mouvement de la sonde; une deuxième mémoire servant à mémoriser emplacement et orientation de données acquises; un comparateur servant à comparer les données acquises et le planning d'imagerie et à produire une indication d'achèvement ou d'au moins un emplacement et orientation; et un ordinateur servant à créer l'image échographique tridimensionnelle à partir des données d'image échographique suite à l'indication d'achèvement ou d'au moins un emplacement et orientation.

Selon un autre aspect, il est proposé un appareil servant à créer une image échographique d'un sein, l'appareil comprenant une cavité creuse servant à maintenir un sein en place pour qu'il soit inspecté par une sonde échographique; un système de mouvement servant à déplacer une sonde échographique par rapport au sein dans la cavité creuse; une sonde échographique servant à produire des données d'image échographique du sein dans la cavité creuse; et un ordinateur servant à créer une image

échographique à partir des données d'image échographique et à partir d'informations concernant la superposition spatiale.

Selon encore un autre aspect, il est proposé un système d'échographie comprenant une sonde échographique, la sonde échographique comprenant: un capteur
5 capable de fournir des signaux qui représentent position et orientation, et un dispositif capable de corriger les signaux de position et d'orientation et capable de produire des signaux qui représentent la position et l'orientation réelles de la sonde échographique par rapport à un objet.

Selon un autre aspect, il est proposé un procédé de mammographie exécuté par
10 un système de mammographie comprenant aussi une chambre en forme de sein servant à retenir un sein, le procédé de mammographie comprenant les étapes consistant à positionner le sein à inspecter dans la chambre; déplacer une sonde échographique à l'extérieur de la chambre en forme de sein jusqu'à un emplacement voulu pour inspecter le sein; appliquer de l'énergie ultrasonore au sein et détecter l'énergie ultrasonore
15 réfléchie; obtenir des données à partir de l'énergie ultrasonore réfléchie; créer une image représentative des données obtenues à partir de l'énergie ultrasonore réfléchie; mémoriser l'image représentative de l'énergie ultrasonore réfléchie; et afficher l'image représentative créée ou mémorisée.

Selon un autre aspect, il est proposé un procédé de création d'une image
20 échographique tridimensionnelle comprenant les étapes consistant à mémoriser un planning d'imagerie définissant des emplacements et orientations d'une sonde échographique; déplacer la sonde échographique jusqu'à une position qui est définie par un emplacement et une orientation; créer au moins une image échographique avec un indice indiquant emplacement et orientation; mémoriser les indices qui indiquent
25 emplacement et orientation des images échographiques; mémoriser l'image échographique créée avec l'indice indiquant emplacement et orientation; comparer les indices mémorisés et le planning d'imagerie mémorisé; produire une indication d'achèvement basée sur la comparaison des indices mémorisés et du planning d'imagerie mémorisé; et créer une image échographique tridimensionnelle à partir des images
30 échographiques mémorisées suite à l'indication d'achèvement.

Selon encore un autre aspect, il est proposé un procédé d'imagerie médicale exécuté par un système d'imagerie médicale comprenant aussi une sonde échographique, le procédé comprenant les étapes consistant à: appliquer de l'énergie ultrasonore à une partie d'une anatomie et détecter l'énergie ultrasonore réfléchie; recevoir des informations de la sonde échographique indiquant emplacement et orientation par rapport à la partie d'une anatomie; obtenir des données à partir de l'énergie ultrasonore réfléchie et des informations reçues indiquant emplacement et orientation; créer une image représentative des données obtenues à partir de l'énergie ultrasonore réfléchie; mémoriser l'image représentative de l'énergie ultrasonore réfléchie; et afficher l'image représentative créée ou mémorisée.

La présente invention sera mieux comprise à l'étude de la description détaillée suivante de quelques exemples de réalisation, illustrée par les dessins annexés dans lesquels:

la figure 1 est une vue d'ensemble schématique au niveau système d'une forme de réalisation d'un système de mammographie;

la figure 2 représente un réceptacle à deux détecteurs pour un système de mammographie;

la figure 3 représente un réceptacle à un seul détecteur avec connecteur pour un système de mammographie;

la figure 4 est un schéma d'une sonde échographique à usage dans une mise en œuvre du système de mammographie;

la figure 5 est une vue d'ensemble schématique au niveau système d'un système de mammographie qui utilise une chambre et une sonde échographique;

la figure 6 est un schéma d'une sonde échographique comprenant des capteurs et dispositifs servant à déterminer position et orientation;

la figure 7 représente un système de mammographie employant un sous-système de radiologie et un sous-système d'échographie avec un commutateur pour effectuer une sélection entre les sous-systèmes;

la figure 8 représente un système de mammographie avec un organe de commande de mouvement et un capteur de position;

la figure 9 représente un système de mammographie avec des première et deuxième mémoires et un comparateur;

la figure 10 est un schéma synoptique de dispositifs de traitement de données servant à commander et partager des informations provenant de différents lieux; et

5 les figures 11-15 sont des organigrammes de procédés exécutés selon des formes de réalisation.

La description qui suit fait référence aux dessins annexés qui font partie de la présente invention, et sur lesquels sont représentées à titre d'illustration des formes de réalisation particulières qui peuvent être mises en pratique. Ces formes de réalisation sont décrites de manière suffisamment détaillée pour permettre aux personnes ayant des 10 compétences dans l'art de mettre en pratique les formes de réalisation, et on comprendra que d'autres formes de réalisation peuvent être employées et que des modifications logiques, mécaniques, électriques et autres peuvent être apportées sans sortir de la portée des formes de réalisation. La description détaillée suivante ne doit donc pas être 15 interprétée dans un sens restrictif.

La description détaillée est divisée en cinq sections. La première section décrit une vue d'ensemble au niveau système. La deuxième partie décrit des procédés de réalisation. La troisième section décrit l'environnement matériel et fonctionnel dans lequel des formes de réalisation peuvent être mise en pratique. La quatrième section 20 décrit des mises en œuvre particulières. Enfin, la cinquième section présente une conclusion de la description détaillée.

Vue d'ensemble au niveau système

La figure 1 est un schéma synoptique qui donne une vue d'ensemble au niveau système. Des formes de réalisation sont décrites comme fonctionnant dans un 25 environnement fonctionnel multitraitements et multiprocessus sur un ordinateur, tel que des ordinateurs 128 et 130 sur la figure 8.

La figure 1 représente schématiquement un système d'imagerie du sein 100 servant à acquérir et traiter des données d'image de tomographie pour une mammographie numérique plein champ (FFDM). Dans la forme de réalisation 30 représentée, le système 100 est un système de tomодensitométrie (TDM) conçu à la fois

pour acquérir des données d'image originales et pour traiter les données d'image en vue d'une présentation et d'une analyse. D'autres formes de réalisation du système 100 peuvent comprendre un système de tomographie par émission de positons (TEP) du sein, un système d'imagerie nucléaire du sein (mammoscintigraphie), un système de tomographie thermoacoustique du sein, un système de mammographie à impédance électrique, des systèmes de mammographie à proche infrarouge, et des systèmes de radiologie du sein à tomosynthèse.

Sur la figure 1, le système d'imagerie 100 comprend une source de rayons X 102 positionnée au voisinage d'un collimateur 104. Dans cet agencement, la source de rayons X 102 est typiquement un tube à rayons X. Toutefois, d'autres modalités possèdent des sources d'énergie ou de rayonnement différentes pour l'imagerie. Par exemple, des modalités telles que la TEP et l'imagerie nucléaire utilisent un radionucléide injectable en tant que source 102, et la source 102 englobe ces autres sources d'énergie ou de rayonnement d'imagerie qui sont utilisées dans les systèmes d'imagerie tomographique. Le système d'imagerie 100 répond au besoin dans l'art d'examiner une région détaillée du sein sans biopsie.

Pour en revenir à la tomодensitométrie de la figure 1, le collimateur 104 permet à un flux de rayonnement 106 de passer dans une région dans laquelle est positionné un sujet, tel qu'une patiente humaine 108. Une partie du rayonnement 110 passe à travers ou autour du sujet et frappe un réseau ou matrice de détecteurs, globalement repéré 112. En mammographie numérique plein champ (FFDM), le détecteur peut être de trois types, qui sont appelés détection indirecte (collection des charges), détection directe et comptage direct des photons. Dans les systèmes à détection indirecte (par exemple des luminophores photostimulables, CsI(Tl)-CCD et $\text{CsI}(\text{Tl})\text{-aSi}$), des photons de lumière sont émis qui à une deuxième étape créent des charges électriques qui produiront un signal électrique dans un photodétecteur. En détection directe (par exemple aSe), les photons de rayons X créent directement des charges (paires électron-trou) et donc un signal électrique dans un photoconducteur. Dans les deux cas, le signal électrique produit est le résultat d'interaction typiquement de centaines de photons de rayons X. Le signal électrique est numérisé et représente le niveau d'intensité dans un pixel. Dans les

techniques à comptage direct des photons (par exemple Si(B)), des photons individuels sont comptés. Dans ce cas, par exemple, le nombre de photons représente directement le niveau d'intensité dans un pixel.

Les éléments détecteurs du réseau produisent des signaux électriques qui
5 représentent l'intensité du faisceau de rayons X incident. Ces signaux sont acquis et
traités pour reconstruire une image des caractéristiques internes du sujet. La source 102
est commandée par un organe de commande de système 124 qui fournit à la fois des
signaux de puissance et de commande pour des séquences d'examen
tomodensitométrique. Le détecteur 112 aussi est connecté à l'organe de commande de
10 système 124, qui commande l'acquisition des signaux produits dans le détecteur 112.
L'organe de commande de système 124 peut aussi exécuter diverses fonctions de
traitement et de filtrage de signaux, par exemple pour le réglage initial de gammes
dynamiques, l'entrelacement de données d'image numérique, etc. Globalement, l'organe
de commande de système 124 commande le fonctionnement du système d'imagerie de
15 manière à exécuter des protocoles d'examen et à traiter les données acquises. Dans le
présent contexte, l'organe de commande de système 124 comprend aussi des circuits de
traitement de signaux, typiquement basés sur un ordinateur numérique polyvalent ou à
application spécifique, des circuits de mémoire associés servant à mémoriser des
programmes et sous-programmes exécutés par l'ordinateur ainsi que des paramètres de
20 configuration et des données d'image, des circuits d'interface, etc.

Dans l'agencement représenté sur la figure 1, l'organe de commande de système
124 est connecté à un sous-système de positionnement linéaire 114 et à un sous-système
de rotation 116. Le sous-système de rotation 116 permet de faire tourner la source de
rayons X 102, le collimateur 104 et le détecteur 112 d'un ou plusieurs tours autour de la
25 région à inspecter. On notera que le sous-système de rotation 116 peut comprendre un
portique convenablement configuré pour recevoir la région à inspecter, telle qu'un sein
humain dans un système de tomodensitométrie du sein. L'organe de commande de
système 124 peut alors être utilisé pour commander le portique.

Le sous-système de positionnement linéaire 114 permet de déplacer linéairement la région à inspecter, ce qui permet de produire des images de régions particulières de la patiente 108.

De plus, comme le comprendront les personnes ayant des compétences dans l'art, la source de rayonnement peut être commandée par un organe de commande de rayons X 118 inclus dans l'organe de commande de système 124. En particulier, l'organe de commande de rayons X 118 est configuré pour fournir des signaux de puissance et de minutage à la source de rayons X 102. Les personnes ayant des compétences ordinaires dans l'art comprendront que la source 102, le réseau détecteur 112 et l'organe de commande de rayons X 118 comprennent des circuits analogiques appropriés pour exécuter leurs opérations.

Un organe de commande de moteur 120 peut être utilisé pour commander les mouvements du sous-système de rotation 116 et du sous-système de positionnement linéaire 114. En outre, l'organe de commande de système 124 représenté comprend aussi un système d'acquisition de données 122. Dans cet agencement, le détecteur 112 est connecté à l'organe de commande de système 124, et plus précisément au système d'acquisition de données 122. Le système d'acquisition de données 122 reçoit des données collectées par des circuits électroniques de lecture du détecteur 112. Le système d'acquisition de données 122 reçoit typiquement des signaux analogiques échantillonnés provenant du détecteur 112 et convertit les données en signaux numériques en vue d'un traitement subséquent par un ordinateur 128 connecté à un dispositif d'échange de données 126 tel qu'un réseau local, un réseau étendu, ou l'Internet. L'acquisition de données 122 peut être exécutée au niveau du détecteur 112 sans sortir de la portée de l'invention.

L'ordinateur 128 est typiquement connecté à l'organe de commande de système 124. Les données collectées par le système d'acquisition de données 122 peuvent être transmises à l'ordinateur 128 et en outre à une mémoire 1006, 1008, 1010. On comprendra que ce système 100 exemplaire peut utiliser n'importe quel type de mémoire permettant de stocker un grand volume de données. L'ordinateur 128 est aussi configuré pour recevoir des instructions et des paramètres de balayage d'un opérateur

via une station de travail d'opérateur 130 typiquement équipée d'un clavier et d'autres dispositifs d'entrée. Un opérateur peut commander le système 100 via les dispositifs d'entrée. L'opérateur peut donc observer l'image reconstruite et d'autres données relatives au système provenant de l'ordinateur 128, lancer une séquence d'imagerie, etc.

5 Un dispositif d'affichage 1022 connecté à la station de travail d'opérateur 130 ou à l'ordinateur 128 peut être utilisé pour observer l'image reconstruite et pour surveiller l'imagerie. Par exemple, la station de travail SENOGRAPH® 2000D de General Electric. De plus, l'image balayée peut aussi être imprimée par une imprimante qui peut être connectée à l'ordinateur 128 et à la station de travail d'opérateur 130. En outre, la
10 station de travail d'opérateur 130 peut aussi être connectée à un système d'archivage et de transmission d'images (PACS) par des interfaces convenablement programmées. On notera que le système d'archivage et de transmission d'images peut être connecté à un système distant 1014, un système informatique de service radiologie et un système informatique d'hôpital, ou à un réseau interne ou externe, pour que d'autres personnes se
15 trouvant en d'autres lieux puissent accéder à l'image et aux données d'image comme représenté sur la figure 8.

On notera en outre que l'ordinateur 128 et la station de travail d'opérateur 130 peuvent être connectés à d'autres dispositifs de sortie qui peuvent comprendre des
20 écrans de contrôle et circuits de traitement associés d'ordinateurs polyvalents ou spécialisés. Une ou plusieurs stations de travail d'opérateur 130 peuvent aussi être reliées dans le système pour fournir en sortie des paramètres du système, demander des examens, visualiser des images, etc. Globalement, les dispositifs d'affichage, imprimantes, stations de travail et dispositifs similaires fournis à l'intérieur du système peuvent se trouver sur les lieux des composants d'acquisition de données, ou peuvent
25 être distants de ces composants, par exemple à un autre endroit à l'intérieur d'un établissement ou hôpital ou dans un lieu entièrement différent, relié au système d'acquisition d'image par un ou plusieurs réseaux configurables tels que l'Internet, des réseaux privés virtuels, etc.

La figure 2 représente un agencement à deux capteurs pour le détecteur 112. Des
30 capteurs 202 et 204 qui font partie du détecteur 112 sont de tailles différentes car une

petite surface de détection d'image à plus petit pas de pixel, ou plus haute densité de pixels, donne une plus haute efficacité quantique de détection (DQE). La DQE représente les performances d'un système d'imagerie et inclut les propriétés de bruit et de résolution spatiale du système en fonction de la fréquence spatiale. En d'autres termes, il s'agit d'une mesure de l'efficacité de conversion, par le détecteur, des informations tirées des quanta de rayons X en un signal utile pour produire une image.

Sur la figure 2, des mécanismes 206 et 208 sont utilisés pour positionner les capteurs 202, 204 en une position voulue pour former l'image de la patiente 108. Les mécanismes 206 et 208 sont individuellement connectés à un mécanisme de mouvement 210 servant à déplacer les capteurs 202, 204 jusqu'à un emplacement voulu. Le mécanisme de mouvement 210 peut être une piste ou rainure qui facilite un mouvement à l'intérieur du réceptacle du détecteur 112. Par exemple, le capteur 204 peut être initialement positionné pour mesurer un aspect du sein. En même temps, le mécanisme est capable de s'assurer de la position du capteur 204 s'il est souhaitable de mesurer un aspect du sein avec une plus grande finesse. Ces données de position sont des données cartographiques qui peuvent être utilisées pour positionner le capteur 202 afin de former l'image d'une région voulue en utilisant le capteur à plus haute DQE.

Sur la figure 3, le détecteur 112 est complété par un connecteur pour sonde échographique. Le réceptacle du détecteur 112 peut être un réceptacle conventionnel comprenant une connexion pour une sonde échographique. Cet agencement permet de partager des circuits électroniques de détection d'image et d'affichage communs entre le détecteur 112 et la sonde échographique reliée électriquement par le connecteur 302. Le système d'imagerie 100 répond au besoin dans l'art de techniques d'imagerie complémentaires utilisant du matériel et des logiciels communs. Le connecteur peut être n'importe quelle connexion possible au récepteur 300. Par exemple, la connexion peut être un câble allant de la sonde échographique 400 au réceptacle 300, une connexion sans fil allant de la sonde au réceptacle, une liaison optique entre la sonde et le réceptacle, ou n'importe quel autre moyen de transmission de signaux entre la sonde et le réceptacle. L'opérateur peut obtenir des images échographiques de régions d'intérêt particulières identifiées par le détecteur plein champ primaire 304.

La figure 4 représente une sonde échographique 400 qui peut être connectée au système d'imagerie mammographique 100. La sonde échographique 400 répond au besoin dans l'art de techniques d'imagerie complémentaires utilisant du matériel et des logiciels communs. Un transducteur ultrasonore 410 est entouré par une jupe ou couvercle 402 qui comprend un élément d'espacement 404 formé le long de son bord inférieur. Un matériau élastomère ou caoutchouteux 408, qui peut faciliter le contact avec le transducteur ultrasonore 410, humidifié par un liquide de lubrification/couplage approprié, par exemple une solution aqueuse de tensioactif et de détersif, est placé autour du transducteur 410 de sorte que le matériau élastomère 408 et l'élément d'espacement 404 sont en contact avec une plaque de compression 406 sensiblement en même temps. En conséquence, lorsqu'on déplace le transducteur le long de la surface de la plaque de compression 406, une mince pellicule de liquide de lubrification/couplage se dépose sur la plaque de l'élément d'espacement 404. Le couvercle 402 permet aussi de manipuler le transducteur sans toucher le matériau 408.

La figure 5 représente le sous-système d'échographie 500. Le système d'imagerie 500 répond au besoin dans l'art de créer des images de tomosynthèse à partir de données échographiques. Le fonctionnement du sous-système d'échographie 500 utilise un vide partiel pour tirer le sein dans une cavité ou chambre creuse, afin de retenir l'anatomie dans une position fixe sans l'inconfort du procédé à volet de compression. La compression est requise pour la radiologie car les médecins et opérateurs veulent étaler les tissus aussi finement que possible pour améliorer la qualité d'image. Cette compression n'est pas nécessaire avec l'échographie du sein. Un gel est utilisé à l'intérieur de la cavité creuse pour éliminer des poches d'air et pour fournir un milieu à bonne transmission, c'est-à-dire une adaptation d'impédance acoustique, à l'interface entre la cavité et la peau. Ce gel peut aussi être nécessaire sur l'extérieur de l'enveloppe de la cavité. Les quatre degrés de liberté: si on imagine un axe sortant de la paroi du thorax, par exemple passant par le mamelon, il existe une rotation autour de cet axe, une distance le long de cet axe, une distance à cet axe c'est-à-dire une distance radiale perpendiculaire à l'axe, et le quatrième est l'angle que fait la sonde échographique pour rester en contact à peu près perpendiculaire à la surface de l'extérieur de l'enveloppe de

la cavité. Il existe donc deux mouvements linéaires (axial et radial) et deux mouvements angulaires (un azimutal de l'ensemble du mécanisme sur 360 degrés, et un d'inclinaison de la seule sonde, qui ne requiert qu'un intervalle angulaire total compris entre 90 et 180 degrés). L'idée est de fournir fondamentalement un portique de commande de mouvement pour balayer la sonde sur l'enveloppe de manière à obtenir un ensemble de données suffisant pour former l'image voulue.

Le sous-système comprend une sonde échographique 400, un mécanisme de mouvement 508-514, et une chambre 504 servant à maintenir une partie de l'anatomie 502 d'une patiente, telle qu'un sein. Le but de la chambre 504 est de retenir le sein 502 en utilisant un vide partiel afin d'assurer un contact complet du sein 502 avec la surface de la chambre 504. Une sélection parmi un choix de chambres 504 ou une chambre 504 à géométrie réglable serait utilisée pour obtenir une bonne concordance avec l'anatomie 502 de chaque patiente. Si des moyens autres que la chambre 504 sont utilisés pour retenir l'anatomie 502 de la patiente, le positionnement de la sonde échographique 400 peut être effectué par d'autres procédés, incluant d'une manière manuelle si des données suffisamment précises sont disponibles sur l'emplacement (coordonnées x, y, z dans l'espace) et l'orientation (angles du faisceau par rapport au système de coordonnées spatiales de référence) de la sonde échographique à tout instant au cours de l'acquisition d'image.

Le mécanisme de mouvement comprend un sous-ensemble 508 servant à déplacer la sonde échographique 400 radialement le long du contour de la chambre 504. De plus, un sous-ensemble 510 déplace la sonde échographique 400 axialement ou vers l'intérieur dans la direction de la chambre. La rotation complète (360 degrés) de la sonde échographique 400 est accomplie par des sous-ensembles 512 et 514. Les quatre degrés de liberté seraient respectivement: un azimutal, pour les 360 degrés de rotation de la sonde autour du sein pour chaque coupe ou ensemble de coupes tomographiques; un linéaire, suivant l'axe de rotation; un radial par rapport au centre de rotation, pour maintenir la sonde échographique en contact avec l'extérieur de la chambre; et un angulaire, liant l'angle de la sonde à l'axe de rotation du mécanisme. Comme la sonde échographique 400 suit le contour de la chambre 504 qui correspond sensiblement à la

forme de l'anatomie 502, la position de la sonde est connue pour chaque coupe tomographique. Dans le cas où d'autres moyens sont utilisés pour retenir l'anatomie ou sein 502, alors la position et l'orientation de la sonde échographique 400 peuvent être déterminées par une technique décrite sur la figure 8.

5 Pour éliminer des poches d'air entre l'anatomie 502 de la patiente et la chambre, un gel échographique est appliqué en 506. Le gel échographique serait aussi utilisé sur l'extérieur de la chambre 504, et le matériau de la paroi de chambre serait choisi pour posséder des propriétés acoustiques appropriées, pour minimiser l'atténuation, la réflexion ou la diffusion du faisceau lorsqu'il traverse le matériau et les interfaces.

10 Comme les présentes sondes échographiques 400 sont capables d'une acquisition à faisceau en éventail large, des données pour de nombreuses coupes tomographiques pourraient être acquises en parallèle, d'où la nécessité de seulement quelques positions axiales.

La figure 6 représente une sonde à transducteur ultrasonore 600. Au moins un élément transducteur (non représenté) de la sonde à transducteur ultrasonore 600 génère un plan d'image 604 pour balayer une région d'intérêt 606. La sonde échographique 600 répond au besoin dans l'art de créer des images de tomosynthèse à partir de données échographiques. La sonde à transducteur ultrasonore 600 comprend un capteur de position et d'orientation 612 attaché au boîtier de la sonde 600 pour déterminer la position et l'orientation du plan d'image 604. Le capteur peut être un gyroscope à solide, un gyroscope piézoélectrique, ou n'importe quel autre dispositif connu ou qui sera découvert dans le futur, pouvant mesurer directement ou indirectement des données d'emplacement et/ou d'orientation. Des exemples de gyroscope à solide sont le Futaba GY240®, le Futaba GY401®, le Futaba GY502® fabriqués par Futaba Corporation. Un sous-système d'échographie diagnostique médicale (voir la figure 7) connecté à la sonde 600 par le câble de sonde 602 peut utiliser les données produites par le capteur 612 pour déterminer la position et l'orientation du capteur 612 et/ou du plan d'image 604.

15

20

25

Le capteur de position et d'orientation 612 est un capteur magnétique ou optique basé sur un dispositif passif ou actif attaché à ou noyé dans le dispositif 600 manipulé, et un ensemble de capteurs (non représenté), antennes ou capteurs optiques, pour

30

déterminer la position du dispositif dans l'espace par rapport au système de référence des capteurs. Le système de référence pour l'orientation pourrait être un réceptacle approprié sur le positionneur du sein, qui servirait de balise pour la sonde échographique et de monture suite à l'achèvement d'un examen. En général, le capteur de sonde 612 surveille le mouvement de la sonde à transducteur 600 suivant six degrés de liberté par rapport à un émetteur. Comme représenté sur la figure 6, le capteur de position et d'orientation 612 et l'émetteur (non représenté) dans la sonde échographique 600 définissent chacun une origine (608, 610) définie par trois axes orthogonaux (X', Y', Z' et X'', Y'', Z''). Le capteur 612 surveille la translation de l'origine 610 par rapport à l'origine de l'émetteur pour déterminer une position, et surveille la rotation des axes X', Y', Z' par rapport aux axes X'', Y'', Z'' de l'émetteur pour déterminer une orientation. La position et l'orientation du capteur 612 peuvent être utilisées pour déterminer la position et l'orientation du plan d'image 604. Comme représenté sur la figure 6, le plan d'image 604 définit une origine 610 définie par trois axes orthogonaux X, Y, Z qui sont de préférence alignés avec l'origine d'un axe du faisceau acoustique généré par la sonde à transducteur 600. La position de l'origine 608 et l'orientation des axes X', Y', Z' du capteur de position et d'orientation 612 peuvent ne pas précisément coïncider avec la position de l'origine 608 et l'orientation des axes X, Y, Z du plan d'image 604. Par exemple, sur la figure 6, l'origine 608 du plan d'image 604 est décalée par rapport à l'origine 610 du capteur de position et d'orientation 612 par une distance Z_0 dans la direction Z et d'une distance Y_0 dans la direction Y . En conséquence, la position et l'orientation du capteur 612 ne décrivent pas directement la position et l'orientation du plan d'image 604.

Pour déterminer la position et l'orientation du plan d'image 604 à partir de la position et l'orientation du capteur 612, des données d'étalonnage de capteur de position et d'orientation sont utilisées pour transformer la position et l'orientation du capteur 612 en position et orientation du plan d'image 604. En conséquence, si le capteur a la même orientation que le plan d'image, les données de position et d'orientation peuvent ne contenir aucune donnée d'étalonnage d'orientation. De manière similaire, comme représenté sur la figure 6, un capteur peut ne pas avoir de décalage de position par

rapport à un ou plusieurs axes du plan d'image. Il existe un certain nombre de manières de définir le décalage entre plan d'image et capteur, mais une mise à zéro ou un étalonnage sur une référence d'orientation connue est périodiquement nécessaire. Un procédé d'étalonnage d'au moins certains types de capteurs utilise trois décalages
5 linéaires orthogonaux en X, Y, Z et trois angles de rotation autour de ces axes. D'autres procédés comprennent l'utilisation d'une matrice de transformation de position ou de quaternions.

Pour un fonctionnement optimal de la sonde échographique 600, il est nécessaire que la partie de l'anatomie reste fixe afin de déterminer l'emplacement et l'orientation de
10 la sonde par rapport à la région inspectée. Quand on exécute une mammographie ou imagerie du sein, la chambre 504 décrite sur la figure 5 maintient cette partie de l'anatomie dans une position et une orientation fixes. La sonde 600 et la chambre 504 créent en combinaison des conditions optimales pour une reconstruction tomographique d'une image du sein. La sonde échographique 600 requiert que l'anatomie soit
15 maintenue immobile suffisamment longtemps pour acquérir des données à partir d'un nombre d'angles suffisant pour permettre une reconstruction tomographique. Si la partie de l'anatomie est maintenue relativement immobile durant l'acquisition de données, comme dans le cas d'une imagerie en apnée, l'alignement spatial sera suffisant sans exécuter aucune correction d'alignement. Le traitement de correction ou d'alignement
20 spatial, comme le savent les personnes ayant des compétences ordinaires dans l'art du rendu d'image, peut être mis en œuvre en ajoutant les fonctions appropriées au système d'imagerie. Toutefois, cette correction requiert encore que l'anatomie soit maintenue aussi immobile que possible par la patiente ou par des moyens de contention mécaniques. Par exemple, les jambes et les bras peuvent être immobilisés par des
25 moyens mécaniques, l'abdomen peut être immobilisé par la patiente retenant sa respiration pendant un laps de temps inclus dans le cycle d'imagerie, et le cou peut être retenu par des moyens mécaniques bien connus dans l'art.

La figure 7 représente schématiquement un système d'imagerie multimodalité
700. Le système 700 comprend un sous-système de radiologie du sein 702 et un sous-
30 système d'échographie du sein 704. Le système d'imagerie 700 satisfait le besoin dans

l'art de techniques d'imagerie complémentaires qui utilisent du matériel et des logiciels communs et le besoin dans l'art d'images de tomosynthèse à partir de données échographiques. Ces systèmes peuvent de façon optionnelle être directement connectés électriquement pour partager des informations, comme indiqué par le trait pointillé. Le système 700 contient aussi une station de travail 130 de fusion et visualisation d'images. Cette station de travail 130 peut comprendre un ordinateur polyvalent ou spécialisé ou n'importe quel autre type de processeur d'image. La station de travail 130 reçoit des données acquises par les sous-systèmes 702 et 704 via un ordinateur 128 pour former l'image. De préférence, la station de travail 130 contient un processeur qui superpose une image radiologique avec une image échographique et un dispositif d'affichage qui affiche une image de fusion de radiologie et d'échographie.

Le sous-système de radiologie du sein 702 peut comprendre n'importe quel système de radiologie, incluant un système de radiologie du sein 2D qui utilise un détecteur numérique, un système de radiologie à tomosynthèse 3D dans lequel le tube à rayons X effectue un balayage et une pluralité de radiologies de projection sont acquises sous des angles différents par rapport à un sein stationnaire, ou un système de tomomodensitométrie 3D dans lequel le tube à rayons X est balayé angulairement sur 360 degrés. De manière similaire, le sous-système d'échographie du sein 704 peut comprendre n'importe quel système d'échographie existant ou n'importe quel système d'échographie développé dans le futur. Le système multimodalité 700 peut comprendre n'importe quelle combinaison des sous-systèmes décrits plus haut, incluant radiologie 3D avec échographie 3D, radiologie 3D avec échographie 2D, radiologie 2D avec échographie 3D, et radiologie 2D avec échographie 2D.

La figure 7 représente un système d'imagerie du sein 700 haut de gamme à deux modalités. Le système utilise un commutateur 706 au niveau du pupitre du système de mammographie 700 pour effectuer une sélection entre le sous-système de radiologie du sein 702 et le sous-système d'échographie 704. Le commutateur 706 peut être un commutateur conventionnel au niveau du pupitre, un commutateur au niveau du dispositif d'affichage du système de mammographie, ou un commutateur logiciel qui peut être sélectionné en utilisant un clavier, une souris, un écran tactile, ou

automatiquement en fonction de conditions sélectionnées. Cet agencement utiliserait l'affichage haute qualité du système de mammographie 700 existant pour afficher des images échographiques quand le système est utilisé en mode échographie. Les commandes du pupitre d'échographie seraient intégrées dans le pupitre de mammographie pour obtenir un seul pupitre unifié. La sonde échographique serait connectée au système par un câble qui s'enfiche dans le portique de mammographie. Cela répond au besoin dans l'art d'un habillage plus simple et plus compact pour l'utilisateur par rapport à deux systèmes séparés, en facilitant l'installation d'un système intégré d'imagerie du sein haut de gamme à deux modalités dans une salle d'examen d'un utilisateur donné.

La figure 8 est un schéma synoptique d'un système d'imagerie du sein 800. Le système d'imagerie 800 satisfait le besoin dans l'art de techniques d'imagerie complémentaires qui utilisent du matériel et des logiciels communs, et le besoin dans l'art d'images de tomosynthèse à partir de données échographiques. Le système de mammographie 800 comprend un sous-système de radiologie pour l'imagerie aux rayons X, un ordinateur 128 pour commander et exécuter l'acquisition d'images aussi bien radiologiques qu'échographiques, et une station de travail 130 pour mémoriser, afficher et analyser des images. Le numéro 802 repère une sonde échographique comme décrit plus en détail à propos de la figure 6, qui comprend un capteur de position 806. La sonde échographique 802 et le capteur 806 peuvent être dans un boîtier commun pour former le sous-système d'échographie 808 servant à obtenir des images échographiques et des données de position basées sur le mouvement de la sonde échographique pour chaque image prise de l'anatomie de la patiente. Un organe de commande de mouvement 804 est représenté pour positionner la sonde échographique à un emplacement voulu.

L'organe de commande de mouvement 804 peut être un microprocesseur convenablement programmé qui, en combinaison avec le capteur de position 806, peut placer la sonde échographique à un emplacement voulu pour acquérir une coupe ou un ensemble de coupes tomographiques. L'organe de commande de mouvement 804 peut,

en combinaison avec un opérateur, positionner la sonde échographique 802 à un emplacement voulu pour l'imagerie.

La figure 9 est un schéma synoptique d'un système d'imagerie du sein 900. Le système d'imagerie 900 satisfait le besoin dans l'art de techniques d'imagerie complémentaires qui utilisent du matériel et des logiciels communs et le besoin dans l'art d'images de tomosynthèse à partir de données échographiques. Le système d'imagerie comprend un sous-système de radiologie 502 et un sous-système d'échographie 902, 908 comme décrit sur des figures précédentes. Le sous-système d'échographie peut être manipulé et positionné par une combinaison d'interventions mécaniques et humaines. L'organe de commande de mouvement 904 peut donc désigner un organe de commande motorisé ou un opérateur humain positionnant la sonde sur une région voulue.

Le système d'imagerie du sein 900 comprend une première mémoire 910, une deuxième mémoire 912 et un comparateur 914 pour suivre un planning ou programme d'images requises pour une analyse particulière. L'analyse peut être dans un but de reconstruction, tomosynthèse, fusion d'images, ou n'importe quelle autre technique qui requiert un ensemble d'images quelle que soit la modalité employée. La première mémoire 910 contient un planning d'images requises pour une séance par l'opérateur. La séance peut être basée sur des données de position et d'orientation. Par exemple, une séance peut indiquer que des images sont souhaitées à partir d'un emplacement et d'une orientation donnés en vue d'une analyse ou d'un diagnostic particuliers. Comme on le comprendra, la séance peut être achevée à n'importe quel moment ou peut être retardée jusqu'à ce que d'autres tests aient été effectués. La deuxième mémoire 912 contient un ensemble d'images pour une séance donnée qui ont au minimum un indice indiquant emplacement et orientation. Par exemple, une image indiquerait les paramètres qui définissent l'emplacement de l'espace image et l'orientation de la sonde échographique 902 par rapport à l'espace image. Grâce aux emplacements et orientations de sonde connus pour un ensemble de données d'images prises sur un ensemble suffisant d'orientations, des reconstructions d'images tomographiques peuvent être calculées pour obtenir des images tomographiques et/ou images 3D à partir de cet ensemble de

données. Dans cet agencement, l'opérateur manipulant la sonde échographique peut effectivement remplacer le portique TDM, en déplaçant la sonde de manière à obtenir un ensemble de données suffisant pour effectuer les reconstructions d'images au niveau voulu de qualité d'image. Le comparateur 914, en utilisant les données de planning
5 contenues dans la première mémoire 910 et les données d'image contenues dans la deuxième mémoire 912, peut suivre les emplacements et orientations déjà couverts par la sonde. Le comparateur 914 peut être un circuit physique ou un logiciel pouvant signaler à l'opérateur quels emplacements et orientations de la sonde sont encore requis pour disposer de données suffisantes pour achever les reconstructions d'images, de
10 manière à guider les manipulations de la sonde par l'opérateur. De cette manière, l'habileté manuelle de l'opérateur humain, qui sait bien maintenir le contact de la sonde avec la patiente sans pression excessive ou inconfort de la patiente, peut être combinée à la minutie d'un ordinateur, pour permettre une acquisition de données suffisantes requises par l'ordinateur pour achever avec succès une reconstruction tomographique
15 et/ou synthèse d'image 3D à partir des données.

Procédés d'une forme de réalisation

La section précédente décrivait une vue d'ensemble au niveau système du fonctionnement d'une forme de réalisation. Cette section décrit des procédés particuliers exécutés par le serveur et les clients 128 et 130 d'une telle forme de réalisation, à propos
20 d'une série d'organigrammes. La description des procédés à propos d'organigrammes permet aux personnes ayant des compétences dans l'art de mettre au point des programmes, micrologiciels ou matériels incluant ces instructions pour exécuter les procédés sur des clients convenablement informatisés, le processeur des clients exécutant les instructions à partir d'un support lisible par ordinateur. De manière
25 similaire, les procédés exécutés par les programmes, micrologiciels ou matériels informatiques du client sont aussi composés d'instructions exécutables par ordinateur. Des procédés 1100-1500 sont exécutés par un programme de client exécuté par un micrologiciel ou du matériel qui fait partie d'un ordinateur, d'un microprocesseur ou d'un organe de commande et comprend les actions qui doivent être effectuées par
30 l'ordinateur 128 ou la station de travail 130.

La figure 11 est un organigramme d'un procédé 1100 exécuté par un ordinateur 128 ou une station de travail 130 selon une forme de réalisation. Le procédé 1100 satisfait le besoin dans l'art d'examiner une région sélectionnée sans biopsie. Le procédé 1100 commande le système de mammographie décrit sur les figures précédentes pour acquérir des données radiologiques en utilisant différents détecteurs.

Le procédé commence par une étape 1102. A l'étape 1102, le système de mammographie est commandé pour irradier un sein par des rayons X pendant un certain laps de temps. De plus, à l'étape 1102, la sortie du détecteur en réceptacle 112 est lue pour former une image du sein. En plus de lire les rayons X frappant le détecteur, des informations supplémentaires sont acquises à cette étape, telles que la région d'intérêt, la position du détecteur dans le réceptacle, et la profondeur des tissus qui peuvent requérir une analyse supplémentaire. La position du détecteur est appelée données cartographiques et le but est de définir la position d'un premier détecteur à l'intérieur du réceptacle comme décrit par différents degrés de liberté. Le degré de liberté peut être à droite ou à gauche d'un repère donné, au-dessus ou au-dessous d'un repère donné, ou à l'extérieur ou à l'intérieur par rapport à un niveau défini. De manière plus formelle, un espace arbitraire à l'intérieur du réceptacle peut être défini par des coordonnées cartésiennes telles que X, Y, Z, ce qui donne six (6) degrés de liberté. En outre, un agencement avec un plus petit nombre de degrés de liberté, par exemple 2, peut encore être utilisé pour la position d'un deuxième capteur. L'exécution passe ensuite à une étape 1104.

A l'étape 1104, un premier ensemble de données est acquis. Le premier ensemble de données contient des signaux tels que l'intensité des rayons X, des signaux de profondeur, et des signaux cartographiques. L'exécution passe ensuite à une étape 1106 pour la suite du traitement.

A l'étape 1106, des informations sont dérivées. Les informations dérivées concernent la profondeur des tissus, des données cartographiques ou emplacement auquel un deuxième détecteur doit être positionné pour une image à plus haute DQE, et la conversion d'intensité en une image visualisable sur un dispositif d'affichage avec une définition adéquate. L'exécution passe ensuite à une étape 1108.

A l'étape 1108, une irradiation et une détection sont exécutées. Une région a été identifiée aux étapes 1104 et 1106 ou par un utilisateur, par exemple un médecin ou un technicien de mammographie, en vue d'analyses supplémentaires avec une image meilleure que celle obtenue par le premier détecteur. En utilisant les données cartographiques, l'ordinateur ou l'opérateur peut positionner le deuxième détecteur pour prendre la deuxième image. La source de rayons X est utilisée pour irradier le sein et le deuxième détecteur mesure l'intensité des rayons X transmis. L'exécution passe ensuite à une étape 1110.

A l'étape 1110, le deuxième ensemble de données est acquis. L'ensemble de données acquis est traité par l'ordinateur 128 ou la station de travail 130 pour créer une image de la région irradiée. L'exécution passe ensuite à une étape 1112 pour la suite du traitement.

A l'étape 1112, les ensembles de données sont visualisés sur un dispositif d'affichage à haute définition. Les images peuvent être visualisées individuellement ou combinées en une seule présentation. Selon une autre possibilité, une station de travail à deux écrans de contrôle peut être utilisée pour visualiser les images sur des écrans différents.

La figure 12 est un organigramme d'un procédé 1200 exécuté par un ordinateur 128 ou une station de travail 130 selon une forme de réalisation. Le procédé 1200 satisfait le besoin dans l'art de techniques d'imagerie complémentaires utilisant du matériel et des logiciels communs. Le but du procédé est d'utiliser autant que possible des circuits électroniques de détection et d'affichage d'image communs avec deux modalités. Au lieu d'utiliser des modules discrets pour l'échographie et la radiologie, le procédé utilise les composants du système radiologique pour traiter et afficher des images échographiques.

Le procédé commence à une étape 1202 par la sélection d'une modalité. Comme indiqué plus haut à propos du commutateur 706, la modalité peut être sélectionnée par un commutateur logiciel ou par l'actionnement d'un commutateur physique au niveau du pupitre du système de mammographie 700. Le commutateur logiciel peut être basé sur une analyse statistique d'utilisations antérieures, l'actionnement d'un commutateur au

niveau de la sonde échographique, ou une myriade d'autres possibilités. Une fois que la modalité a été sélectionnée, l'exécution passe à une étape 1204.

A l'étape 1204, la modalité échographique est déterminée. L'étape 1204 décide si la modalité échographique a été sélectionnée ou non à l'étape 1202. On comprendra que l'étape 1204 pourrait aussi facilement avoir été prévue pour décider si une modalité radiologique a été sélectionnée ou non. Si la modalité échographique a été sélectionnée alors l'exécution passe à une étape 1206, sinon l'exécution passe à une étape 1208.

A l'étape 1206, des données échographiques sont acquises. Les données échographiques peuvent être acquises par des procédés 1300, 1400 ou 1500. Si la modalité sélectionnée avait été radiologie, alors les données auraient été acquises par les procédés connus d'acquisition de données radiologiques ou par le procédé 1100. Une fois que les données, radiologiques ou échographiques, ont été acquises, l'exécution passe à une étape 1210.

A l'étape 1210, une image est créée. L'image créée peut être une image radiologique ou une image échographique. En outre, on notera que l'étape 1210 réalise le fait que quelque soit la modalité, le reste des circuits électroniques dans le récepteur d'imagerie et les circuits électroniques d'acquisition d'image (carte ref-reg, carte de commande de détecteur, et circuit détecteur d'image) peut être utilisé en commun par les deux modalités. L'exécution passe ensuite à une étape 1212.

A l'étape 1212, l'image créée est mémorisée. L'image peut être conservée dans une mémoire à long terme et à court terme. La taille conventionnelle d'une image est de 8Mo et il existe normalement huit images par séance (64Mb), si bien que la mémoire à court terme peut être une mémoire vive (RAM), un lecteur ZIP ou un disque dur au niveau de l'ordinateur 128 ou de la station de travail 130. La mémorisation à long terme peut être réalisée par un système d'archivage et de transmission d'images (PACS) que connaît bien l'homme du métier. Une fois que l'image est mémorisée, l'exécution passe à une étape 1214 pour la suite du traitement.

A l'étape 1214, l'image est affichée. Les images doivent être affichées avec une échelle de gris qui est proche de l'optimum en requérant un minimum de manipulation. Des stations de travail différentes ont des possibilités différentes à cet égard. La station

d'examen General Electric peut afficher 8 bits, ce qui signifie 256 niveaux de gris. L'œil ne peut percevoir qu'environ 150 niveaux de gris. Le problème n'est alors pas le nombre de niveaux de gris présentés, mais de voir qu'ils contiennent l'information recherchée par la tâche d'imagerie. Si une image numérique à 14 bits est comprimée en une représentation sur 10 bits, on ne peut voir que $1/16^{\text{ème}}$ de l'échelle de gris entière en une seule présentation avec une définition sur toute l'échelle de gris. Proportionnellement, avec une représentation sur 8 bits, on ne peut voir que $1/64^{\text{ème}}$ de l'échelle de gris entière. Il est donc nécessaire d'extraire très soigneusement l'information à présenter. Une solution possible, utilisée pour la station d'examen General Electric, consiste à utiliser plusieurs positions de fenêtre différentes qui peuvent être rapidement sélectionnées sur un clavier spécial.

La figure 13 est un organigramme d'un procédé 1300 exécuté par un ordinateur 128 ou une station de travail 130 selon une forme de réalisation. Le procédé 1300 satisfait le besoin dans l'art d'images de tomosynthèse à partir de données échographiques. L'objectif du procédé est d'acquérir des données d'image échographique de l'anatomie à partir d'une révolution complète (360 degrés) d'orientation du faisceau.

Le procédé commence par une étape 1302 consistant à positionner l'anatomie dans la chambre. Comme indiqué plus haut à propos de la figure 5, le sein est maintenu en place par une chambre, qui peut être réglée ou dessinée à la forme du sujet, utilisant un vide partiel. En outre, pour améliorer la qualité de l'image, un gel peut être appliqué sur l'intérieur et l'extérieur de la chambre afin d'éliminer des poches d'air qui pourraient réduire la qualité globale de l'image échographique par atténuation, réflexion ou diffusion du faisceau d'ultrasons. Une fois que le sein a été positionné dans la chambre, l'exécution passe à une étape 1304.

A l'étape 1304, le contour de la chambre est balayé par une sonde échographique. Un mécanisme de mouvement, qui peut être à servocommande ou à commande manuelle, suit le contour de la chambre. Au minimum, le mouvement doit suivre quatre degrés de liberté qui sont fondamentalement azimutal pour les 360 degrés de rotation pour chaque ensemble de coupes, linéaire suivant l'axe de rotation, radial par

rapport au centre de rotation, et angulaire relatif à l'inclinaison de la sonde par rapport à l'axe de rotation du mécanisme de mouvement. Une fois que le mécanisme a effectué ses révolutions autour de la chambre, les données acquises sont assemblées en données échographiques prêtes à être converties en une image à une étape 1306.

5 A une étape 1308, une image est créée. A l'étape 1308, les données ponctuelles acquises sont converties en une image. L'exécution passe ensuite à une étape 1310.

 A l'étape 1310, il est décidé si la séance d'imagerie particulière est achevée ou non. Si l'imagerie n'est pas achevée, alors l'exécution retourne à l'étape 1304 pour la suite du traitement. Si l'imagerie est achevée, alors la ou les images sont mémorisées en
10 vue d'une analyse ou d'une visualisation ultérieures.

 A une étape 1312, la ou les images créées sont mémorisées. La mémorisation des images s'effectue dans une mémoire à long terme ou à court terme, comme indiqué plus haut dans la description des procédés 1100 et 1200. Une fois que l'étape de mémorisation est achevée, l'exécution passe à une étape 1314 pour la suite du
15 traitement.

 A l'étape 1314, la ou les images du sein sont affichées sur un dispositif d'affichage particulier en vue d'une analyse.

 La figure 14 est un organigramme d'un procédé 1400 exécuté par un ordinateur 128 ou une station de travail 130 selon une forme de réalisation. Le procédé 1400
20 satisfait le besoin dans l'art d'images de tomosynthèse à partir de données échographiques. L'objectif du procédé est d'acquérir des données d'image échographique de l'anatomie à partir d'une révolution complète (360 degrés) de l'orientation du faisceau en utilisant une sonde échographique sur un sein qui est retenu
25 par des moyens autres que la chambre 504. Le positionnement de la sonde échographique pourrait être effectué par d'autres procédés, incluant de manière manuelle, si des données suffisamment précises sont disponibles concernant emplacement (coordonnées X, Y, Z) et orientation. Une sonde échographique, voir la figure 6, qui peut déterminer son emplacement et son orientation remplirait cette condition nécessaire.

Le procédé 1400 commence par une étape 1402. A l'étape 1402, des capteurs dans la sonde 600 acquièrent l'emplacement et l'orientation de la sonde échographique par rapport au sein inspecté. Une fois que ces signaux ont été acquis, l'exécution passe à une étape 1404 pour la suite du traitement.

5 A l'étape 1404, les signaux d'emplacement et d'orientation acquis sont corrigés. La correction peut être effectuée par consultation d'une table, manipulation mathématique des signaux, filtrage, ou n'importe quelle technique connue ou future servant à corriger des signaux. En outre, l'acquisition des signaux et la correction des signaux peuvent toutes les deux résider dans la sonde échographique 600. Selon une
10 autre possibilité, la correction peut être effectuée par des circuits ou logiciels appropriés dans le système de mammographie. Une fois que les signaux ont été corrigés, l'exécution passe à une étape 1406 pour la suite du traitement.

A l'étape 1406, un ensemble de données échographiques est acquis. Quand l'ensemble de données a été acquis, l'exécution passe à une étape 1408.

15 A l'étape 1408, une image est créée à partir des données d'image échographique et des signaux d'emplacement et d'orientation corrigés. L'exécution passe ensuite à une étape 1410.

A l'étape 1410, la ou les images créées sont mémorisées. La mémorisation des images s'effectue dans une mémoire à long terme ou court terme, comme indiqué plus
20 haut dans la description des procédés 1100 et 1200. Une fois que l'étape de mémorisation est achevée, l'exécution passe à une étape 1412 pour la suite du traitement.

A l'étape 1412, il est décidé si la séance d'imagerie particulière est achevée ou non. Si l'imagerie n'est pas achevée, l'exécution retourne à l'étape 1402 pour la suite du
25 traitement. Si l'imagerie est achevée, l'exécution passe à une étape 1414 pour la suite du traitement.

A l'étape 1414, la ou les images du sein sont affichées sur un dispositif d'affichage approprié en vue d'une analyse.

La figure 15 est un organigramme d'un procédé 1500 exécuté par un ordinateur
30 128 ou une station de travail 130 selon une forme de réalisation. Le procédé 1500

satisfait le besoin dans l'art d'images de tomosynthèse à partir de données échographiques. L'objectif du procédé est d'acquérir des données d'image en suivant un planning ou en maintenant une liste d'emplacements et d'orientations en vue de former une représentation tridimensionnelle du sein.

5 Le procédé commence par une étape 1502. A l'étape 1502, l'opérateur, l'utilisateur ou le système informatique introduit un planning d'images requises pour créer une représentation tridimensionnelle du sein. Le terme planning, tel qu'il est utilisé dans la présente, peut inclure la séquence par laquelle les images doivent être prises ou peut définir de manière supplémentaire les emplacements et orientations de la sonde par rapport au sein. Une fois que le planning a été reçu, l'exécution passe à une étape 1504.

10 A l'étape 1504, le système de mammographie réalise l'imagerie en suivant l'un quelconque des procédés précédents tels que 1100, 1200, 1300 ou 1400. Une fois que l'image a été acquise, l'exécution passe à une étape 1506.

A l'étape 1506, un indice est appliqué à l'image. L'indice peut être n'importe quelle étiquette qui facilite la comparaison avec le planning énuméré à l'étape 1502. Par exemple, l'indice peut être basé sur l'emplacement et l'orientation d'une sonde échographique, ou l'indice peut être une séquence alphanumérique pouvant être comparée au planning. Une fois que l'indice est adjoint à l'image, l'exécution passe à une étape 1508.

20 A l'étape 1508, une comparaison est effectuée entre le planning d'imagerie et les indices des images qui ont été acquises. Si la comparaison indique que d'autres images doivent être prises, alors les étapes 1504, 1506 et 1508 sont répétées jusqu'à ce que tous les éléments du planning d'imagerie coïncident avec les indices appliqués à des images acquises. L'indication peut être obtenue en conservant un tampon, une table ou une liste qui est soit retiré soit indiqué à achever par le système.

25 A une étape 1510, une représentation 3D du sein est visualisée sur un dispositif d'affichage approprié en vue d'une analyse.

Dans certaines formes de réalisation, les procédés 1100-1500 sont mis en œuvre sous la forme de signal de données informatiques incorporé dans une onde porteuse, qui représente une suite d'instructions qui, quand elle est exécutée par un processeur tel

30

qu'un processeur 1004 sur la figure 10, fait exécuter le procédé respectif par le processeur. Dans d'autres formes de réalisation, les procédés 1100-1500 sont mis en œuvre sous la forme d'un support accessible par ordinateur portant des instructions exécutables capable de diriger un processeur, tel que le processeur 1004 de la figure 10, pour exécuter le procédé respectif. Dans diverses formes de réalisation, le support est un support magnétique, un support électronique ou un support optique.

Environnement matériel et fonctionnel

La figure 10 est un schéma synoptique de l'environnement matériel et fonctionnel 1000 dans lequel différentes formes de réalisation peuvent être mises en pratique. La description de la figure 10 donne une vue d'ensemble du matériel informatique et d'un environnement informatique approprié conjointement avec lesquels certaines formes de réalisation peuvent être mises en œuvre. Des formes de réalisation sont décrites en termes d'un ordinateur exécutant des instructions exécutables par ordinateur. Toutefois, certaines formes de réalisation peuvent être entièrement mises en œuvre dans du matériel informatique dans lequel les instructions exécutables par ordinateur résident en mémoire morte. Certaines formes de réalisation peuvent aussi être mises en œuvre dans des environnements informatiques client/serveur dans lesquels des dispositifs distants qui exécutent des tâches sont reliés par un réseau de communication. Des modules de programme peuvent se trouver dans des dispositifs de mémorisation aussi bien locaux que distants dans un environnement informatique distribué.

L'ordinateur 1002 comprend un processeur ou unité centrale 1004, commercialement disponible chez Intel, Motorola, Cyrix et autres. L'ordinateur 1002 comprend aussi une mémoire vive (RAM) 1006, une mémoire morte (ROM) 1008 et une ou plusieurs mémoires de masse ou auxiliaires 1010, ainsi qu'un bus système 1012 qui connecte fonctionnellement divers composants du système à l'unité centrale 1004. Les mémoires 1006, 1008 et les mémoires de masse 1010 sont des types de supports accessibles par ordinateur. Les mémoires de masse 1010 sont plus spécifiquement des supports accessibles par ordinateur du type non volatile, et peuvent comprendre un ou plusieurs lecteurs de disque dur, lecteurs de disquette, lecteurs de disque optique, et

lecteur de cartouche de bande. Le processeur 1004 exécute des programmes informatiques mémorisés sur les supports accessibles par ordinateur.

L'ordinateur 1002 peut être connecté à l'Internet 1014 par un dispositif de communication 1016. La connectivité à l'Internet 1014 est bien connue dans l'art. Dans
5 une forme de réalisation, le dispositif de communication 1016 est un modem qui répond à des pilotes de communication pour se connecter à l'Internet par ce qu'on appelle dans l'art une "connexion par ligne commutée". Dans une autre forme de réalisation, le dispositif de communication 1016 est une carte réseau Ethernet® ou carte réseau matérielle similaire connectée à un réseau local qui est lui-même connecté à l'Internet
10 par ce qu'on appelle dans l'art une "connexion directe" (par exemple une ligne T1, etc.).

Un utilisateur entre des ordres et informations dans l'ordinateur 1002 en utilisant des dispositifs d'entrée tels qu'un clavier 1018 ou un dispositif de pointage 1020. Le clavier 1018 permet d'entrer des informations textuelles dans l'ordinateur 1002, de façon connue dans l'art, et les formes de réalisation ne sont pas limitées à un quelconque type
15 de clavier particulier. Le dispositif de pointage 1020 permet de commander le pointeur d'écran fourni par une interface utilisateur graphique (IUG) de systèmes d'exploitation tels que des versions de Microsoft Windows®. Les formes de réalisation ne sont pas limitées à un quelconque dispositif de pointage 1020 particulier. Ces dispositifs de pointage comprennent des souris, blocs à effleurement, boules roulantes,
20 télécommandes et ergots. D'autres dispositifs d'entrée (non représentés) peuvent comprendre un microphone, un manche à balai, une manette de jeu, une antenne parabolique, un numériseur, ou analogues.

Dans certaines formes de réalisation, l'ordinateur 1002 est couplé fonctionnellement à un dispositif d'affichage 1022. Le dispositif d'affichage 1022 est
25 connecté au bus système 1012. Le dispositif d'affichage 1022 permet l'affichage d'informations, incluant des informations d'ordinateur, vidéo et autres, à visualiser par un utilisateur de l'ordinateur. Les formes de réalisation ne sont pas limitées à un quelconque dispositif d'affichage 1022 particulier. Ces dispositifs d'affichage comprennent des écrans à tube cathodique (moniteurs), ainsi que des écrans plats tels
30 que des écrans à cristaux liquides. En plus d'un écran de contrôle, les ordinateurs

comprennent typiquement d'autres périphériques d'entrée/sortie tels que des imprimantes (non représentées). Des haut-parleurs 1024 et 1026 permettent une sortie audio de signaux. Les haut-parleurs 1024 et 1026 sont aussi connectés au bus système 1012.

5 L'ordinateur 1002 comprend aussi un système d'exploitation (non représenté) qui est mémorisé sur les supports accessibles par ordinateur RAM 1006, ROM 1008, et mémoire de masse 1010, et est exécuté par le processeur 1004. Des exemples de systèmes d'exploitation comprennent Microsoft Windows®, Apple MacOS®, Linux®, UNIX®. Toutefois, les exemples ne sont pas limités à un quelconque système
10 d'exploitation particulier, et la construction et l'utilisation de tels systèmes d'exploitation sont bien connues dans l'art.

Les formes de réalisation de l'ordinateur 1002 ne sont pas limitées à un quelconque type d'ordinateur 1002. Dans diverses formes de réalisation, l'ordinateur 1002 comprend un ordinateur compatible PC, un ordinateur compatible MacOS®, un
15 ordinateur compatible Linux® ou un ordinateur compatible UNIX®. La construction et le fonctionnement de tels ordinateurs sont bien connues dans l'art.

L'ordinateur 1002 peut être exploité en utilisant au moins un système d'exploitation qui fournit une interface utilisateur graphique (IUG) incluant un pointeur commandé par l'utilisateur. L'ordinateur 1002 peut comprendre au moins un programme
20 d'application par navigateur Web exécuté à l'intérieur d'au moins un système d'exploitation, pour permettre aux utilisateurs de l'ordinateur 1002 d'accéder à un intranet ou à des pages du réseau mondial Internet accessibles par des adresses Web (URL). Des exemples de programmes d'application par navigateur comprennent Netscape Navigator® et Microsoft Internet Explorer®.

25 L'ordinateur 128 peut fonctionner dans un environnement en réseau utilisant des connexions logiques avec un ou plusieurs ordinateurs distants, tels que l'ordinateur distant 130. Ces connexions logiques sont réalisées par un dispositif de communication couplé à, ou faisant partie de, l'ordinateur 128. Les formes de réalisation ne sont pas limitées à un type particulier de dispositif de communication. L'ordinateur distant 130
30 peut être un autre ordinateur, un serveur, un routeur, un ordinateur de réseau, un client,

un dispositif homologue ou autre nœud de réseau commun. Les connexions logiques représentées sur la figure 10 comprennent un réseau local (RL) 1030 et un réseau étendu (RE) 1032. Ces environnements de mise en réseau sont courants dans des bureaux, réseaux informatiques d'entreprise, intranets et l'Internet.

5 Quand ils sont utilisés dans un environnement de mise en réseau local, l'ordinateur 128 et l'ordinateur distant 130 sont connectés au réseau local 1030 par des interfaces ou adaptateurs réseau 1034, qui sont un type de dispositif de communication 1016. L'ordinateur distant 130 comprend aussi une carte réseau 1036. Quand ils sont utilisés dans un environnement de mise en réseau étendu conventionnel, l'ordinateur 128
10 et l'ordinateur distant 130 communiquent avec un réseau étendu 1032 par des modems (non représentés). Le modem, qui peut être interne ou externe, est connecté au bus système 1012. Dans un environnement de mise en réseau, des modules de programme représentés par rapport à l'ordinateur 1002, ou des parties de ces modules, peuvent être mémorisés dans l'ordinateur distant 130.

15 L'ordinateur 128 comprend aussi une alimentation 1038. Chaque alimentation peut être une batterie.

 Plus spécifiquement, dans la forme de réalisation à programmes lisibles par ordinateur, les programmes peuvent être structurés selon une orientation objet utilisant un langage orienté objet tel que Java, Smalltalk ou C++, et les programmes peuvent être
20 structurés selon une orientation procédurale utilisant un langage procédural tel que COBOL ou C. Les composants logiciels communiquent par n'importe lequel d'un certain nombre de moyens que connaissent bien les personnes ayant des compétences dans l'art, tels que des interfaces de programmation d'applications (API) ou des techniques de communication interprocessus telles que appel de procédure à distance
25 (RPC), architecture CORBA, modèle COM, modèle DCOM, modèle DSOM et protocole RMI. Les composants s'exécutent sur au minimum un seul ordinateur, comme dans l'ordinateur 128 sur la figure 10, ou sur au moins autant d'ordinateurs qu'il existe de composants.

Conclusion

Un système et un procédé de mammographie ont été décrits. Bien que des formes de réalisation spécifiques aient été représentées et décrites dans la présente, les personnes ayant des compétences ordinaires dans l'art comprendront que n'importe quel agencement calculé pour atteindre le même but peut remplacer les formes de réalisation spécifiques représentées. Cette demande est destinée à englober n'importe quelle adaptation ou variante.

En particulier, les personnes ayant des compétences dans l'art comprendront facilement que les noms des procédés et appareils ne sont pas destinés à limiter les formes de réalisation. En outre, des procédés et appareils supplémentaires peuvent être ajoutés aux composants, des fonctions peuvent être réagencées parmi les composants, et de nouveaux composants qui correspondent à de futures améliorations de dispositifs physiques utilisés dans des formes de réalisation peuvent être introduits sans sortir de la portée des formes de réalisation. Les personnes ayant des compétences dans l'art admettront facilement que les formes de réalisation sont applicables à de futurs dispositifs de communication, des systèmes de fichiers différents, et de nouveaux types de données.

LISTE DES COMPOSANTS

	100	Système d'imagerie du sein
	102	Source de rayons X
	104	Collimateur
5	106	Flux de rayonnement
	108	Patiente
	110	Partie du rayonnement
	112	Réseau détecteur
	114	Système de positionnement linéaire
10	116	Système de rotation
	118	Organe de commande de rayons X
	120	Organe de commande de moteur
	122	Système d'acquisition de données
	124	Organe de commande de système
15	126	Dispositif d'échange de données
	128	Ordinateur
	130	Station de travail
	200	Réceptacle
	202	Premier capteur
20	204	Deuxième capteur
	206	Mécanisme de positionnement du premier capteur
	208	Mécanisme de positionnement du deuxième capteur
	210	Mécanisme de mouvement
	300	Réceptacle d'imagerie
25	302	Connecteur
	304	Détecteur de rayons X
	400	Sonde échographique
	402	Couvercle de sonde échographique
	404	Élément d'espacement
30	406	Matériau élastomère

	408	Plaque de compression
	410	Transducteur
	500	Système d'imagerie
	502	Anatomie de la patiente
5	504	Chambre
	506	Gel
	508	Sous-ensemble de mouvement
	510	Sous-ensemble de mouvement
	512	Sous-ensemble de mouvement
10	514	Sous-ensemble de mouvement
	600	Sonde échographique
	602	Poignée
	604	Plan d'image
	606	Région d'intérêt
15	608	Coordonnées de la région d'intérêt
	610	Coordonnées du capteur
	612	Capteur
	700	Système d'imagerie
	702	Sous-système de radiologie
20	704	Sous-système d'échographie
	706	Commutateur
	800	Système d'imagerie
	802	Sonde échographique
	804	Capteur de position
25	806	Organe de commande de mouvement
	808	Sous-système d'échographie
	900	Système d'imagerie
	902	Sonde échographique
	904	Organe de commande de mouvement
30	906	Capteur de position

- 908 Mécanisme de mouvement
- 910 Première mémoire
- 912 Deuxième mémoire
- 914 Comparateur
- 5 1000 Environnement matériel et fonctionnel
 - 1004 Processeur
 - 1006 Mémoire vive (RAM)
 - 1008 mémoire morte (ROM)
 - 1010 Une ou plusieurs mémoire de masse
- 10 1012 Bus système
 - 1014 Internet
 - 1016 Dispositif de communication
 - 1018 Clavier
 - 1020 Dispositif de pointage
- 15 1022 Dispositif d'affichage
 - 1024 Haut-parleur
 - 1026 Haut-parleur
 - 1030 Réseau local (RL)
 - 1032 Réseau étendu (RE)
- 20 1034 Interface réseau
 - 1036 Interface réseau
 - 1038 Alimentation
 - 1100 Organigramme de procédé
 - 1102 Irradiation et détection
- 25 1104 Acquisition d'un ensemble de données
 - 1106 Dérivation d'informations
 - 1108 Irradiation et détection
 - 1110 Acquisition d'un ensemble de données
 - 1112 Visualisation des ensembles de données
- 30 1200 Organigramme de procédé

- 1202 Sélection de modalité
- 1204 Etape de décision
- 1206 Acquisition de données échographiques
- 1208 Acquisition de données radiologiques
- 5 1210 Création d'image
- 1212 Mémorisation d'image
- 1214 Affichage d'image
- 1300 Organigramme de procédé
- 1302 Positionnement dans la chambre
- 10 1304 Suivi du contour de la chambre
- 1306 Obtention de données échographiques
- 1308 Création d'image
- 1310 Etape de décision
- 1312 Mémorisation d'image
- 15 1314 Affichage d'image
- 1400 Organigramme de procédé
- 1402 Acquisition de signal de position et d'orientation
- 1404 Correction du signal
- 1406 Obtention de données échographiques
- 20 1408 Création d'image
- 1410 Mémorisation d'image
- 1412 Etape de décision
- 1414 Affichage
- 1500 Organigramme de procédé
- 25 1502 Planning d'imagerie
- 1504 Exécution d'imagerie
- 1506 Application d'indice
- 1508 Comparaison
- 1510 Création d'image 3D

REVENDICATIONS

1. Système de mammographie (100) comprenant une source de rayons X (102), une plaque de compression du sein (408) et un récepteur d'image numérique (112), le récepteur comprenant :
- 5 un mécanisme de mouvement (210);
un premier détecteur (202) couplé au mécanisme de mouvement, utilisable pour recevoir de l'énergie provenant de ladite source de rayons X (102) et servant à fournir des données cartographiques et des données radiologiques; et
- 10 un deuxième détecteur (204) couplé au mécanisme de mouvement, utilisable pour recevoir de l'énergie de ladite source de rayons X (102) et servant à fournir des données radiologiques.
2. Système de mammographie (100) comprenant:
- 15 une source de rayons X (102);
une plaque de compression du sein (408); et
un récepteur d'image numérique (112), caractérisé en ce que le récepteur comprend.
un premier détecteur (202) recevant de l'énergie de ladite source de rayons X
- 20 (102) et servant à fournir des données radiologiques; et
un connecteur électrique (302) permettant de connecter au moins un dispositif externe (400).
3. Système de mammographie (100) comprenant:
- 25 une source de rayons X (102);
une plaque de compression du sein (408); et
un récepteur d'image numérique (112), caractérisé en ce que le récepteur comprend:
un premier détecteur (202) recevant de l'énergie de ladite source de rayons X
- 30 (102) et servant à fournir des données radiologiques;

au moins un détecteur d'ultrasons (400) connecté de manière externe au récepteur d'image numérique (112); et

un émetteur d'ultrasons (400) connecté de manière externe au récepteur d'image numérique, où des mesures échographiques provenant de l'émetteur d'ultrasons (400) et détecteur d'ultrasons (400) sont utilisées dans la construction d'une image du sein d'une
5 patiente par le système de mammographie (100).

4. Système d'imagerie du sein (100), comprenant :

un sous-système de radiologie du sein (702) apte à former l'image d'un sein;

10 un sous-système d'échographie du sein (704) apte à former l'image d'un sein;

un commutateur sélecteur servant à effectuer une sélection entre le sous-système de radiologie du sein (702) et le sous-système d'échographie du sein (704);

un dispositif configuré pour obtenir et mémoriser (910, 912) des données provenant du sous-système d'imagerie sélectionné; et

15 un dispositif d'affichage (1022) utilisable pour afficher au moins une image obtenue ou mémorisée par ledit dispositif.

5. Appareil servant à créer une image échographique tridimensionnelle d'une partie d'une anatomie, comprenant :

20 une première mémoire (910) servant à mémoriser un planning d'imagerie, le planning d'imagerie définissant des emplacements et orientations;

une sonde échographique (802) servant à produire des données d'image échographique de la partie d'une anatomie avec des indices indiquant emplacement et orientation par rapport à une partie d'une anatomie;

25 un système de commande de mouvement (806) servant à déplacer la sonde échographique (802) par rapport à la partie d'une anatomie et à détecter la position de la sonde, le système de commande de mouvement comprenant une commande de premier axe, une commande de deuxième axe, une commande de troisième axe et une commande de quatrième axe pour le mouvement de la sonde;

une deuxième mémoire (912) servant à mémoriser emplacement et orientation de données acquises;

un comparateur (914) servant à comparer les données acquises et le planning d'imagerie et à produire une indication d'achèvement ou d'au moins un emplacement et orientation; et

un ordinateur (128) servant à créer l'image échographie tridimensionnelle à partir des données d'image échographique suite à l'indication d'achèvement ou d'au moins un emplacement et orientation.

- 10 6. Appareil servant à créer une image échographique d'un sein, comprenant :
- une cavité creuse (504) servant à maintenir un sein en place pour qu'il soit inspecté par une sonde échographique (802);
- un système de mouvement (508, 510, 512, 514) servant à déplacer une sonde échographique (802) par rapport au sein dans la cavité creuse (504);
- 15 une sonde échographique (802) servant à produire des données d'image échographique du sein dans la cavité creuse (504); et
- un ordinateur (128) servant à créer une image échographique à partir des données d'image échographique et à partir d'informations concernant la superposition spatiale.

20

7. Système d'échographie comprenant une sonde échographique (802), la sonde échographique (802) comprenant :

un capteur (610) capable de fournir des signaux qui représentent une position et une orientation; et

25

un dispositif (128) capable de corriger les signaux de position et d'orientation et capable de produire des signaux qui représentent la position et l'orientation réelles de la sonde échographique (802) par rapport à un objet.

8. Procédé de mammographie exécuté par un système de mammographie (100) comprenant aussi une chambre en forme de sein pour retenir un sein, le procédé comprenant les étapes consistant à :
- positionner le sein à inspecter dans la chambre (504);
 - 5 déplacer une sonde échographique (802) à l'extérieur de la chambre en forme de sein jusqu'à un emplacement voulu (806) pour inspecter le sein;
 - appliquer de l'énergie ultrasonore (902) au sein et détecter l'énergie ultrasonore réfléchie;
 - obtenir (900) des données à partir de l'énergie ultrasonore réfléchie;
 - 10 créer une image représentative des données obtenues à partir de l'énergie ultrasonore réfléchie;
 - mémoriser (910, 912) l'image représentative de l'énergie ultrasonore réfléchie; et afficher l'image représentative créée ou mémorisée.
- 15 9. Procédé de création (1500) d'une image échographique tridimensionnelle d'une partie d'une anatomie, comprenant les étapes consistant à :
- mémoriser (910, 912) un planning d'imagerie définissant des emplacements et orientations d'une sonde échographique (802);
 - déplacer la sonde échographique (802) jusqu'à une position qui est définie par un emplacement et une orientation;
 - 20 créer (900) au moins une image échographique avec un indice indiquant emplacement et orientation;
 - mémoriser (910, 912) les indices qui indiquent emplacement et orientation des images échographiques;
 - 25 mémoriser (910, 912) l'image échographique créée avec un indice indiquant emplacement et orientation;
 - comparer (1508) les indices mémorisés et le planning d'imagerie mémorisé;
 - produire (1412) une indication d'achèvement en se basant sur la comparaison des indices mémorisés et du planning d'imagerie mémorisé;
 - 30 répéter (1412) les étapes précédentes si l'indication est non achèvement; et

créer une image échographique tridimensionnelle (1510) à partir de l'image échographique mémorisée suite à l'indication d'achèvement.

10. Procédé d'imagerie médicale exécuté par un système d'imagerie médicale
5 comprenant aussi une sonde échographique (802), le procédé comprenant les étapes consistant à :

appliquer de l'énergie ultrasonore (1102) à une partie d'une anatomie et détecter l'énergie ultrasonore réfléchie;

10 recevoir des informations (1104) de la sonde échographique (802) indiquant emplacement et orientation par rapport à la partie d'une anatomie;

obtenir des données (1104, 1110) à partir de l'énergie ultrasonore réfléchie et des informations reçues indiquant emplacement et orientation;

créer une image représentative (1210, 1212) des données obtenues à partir de l'énergie ultrasonore réfléchie;

15 mémoriser l'image représentative (1212) de l'énergie ultrasonore réfléchie; et afficher (1210) l'image représentative créée ou mémorisée.

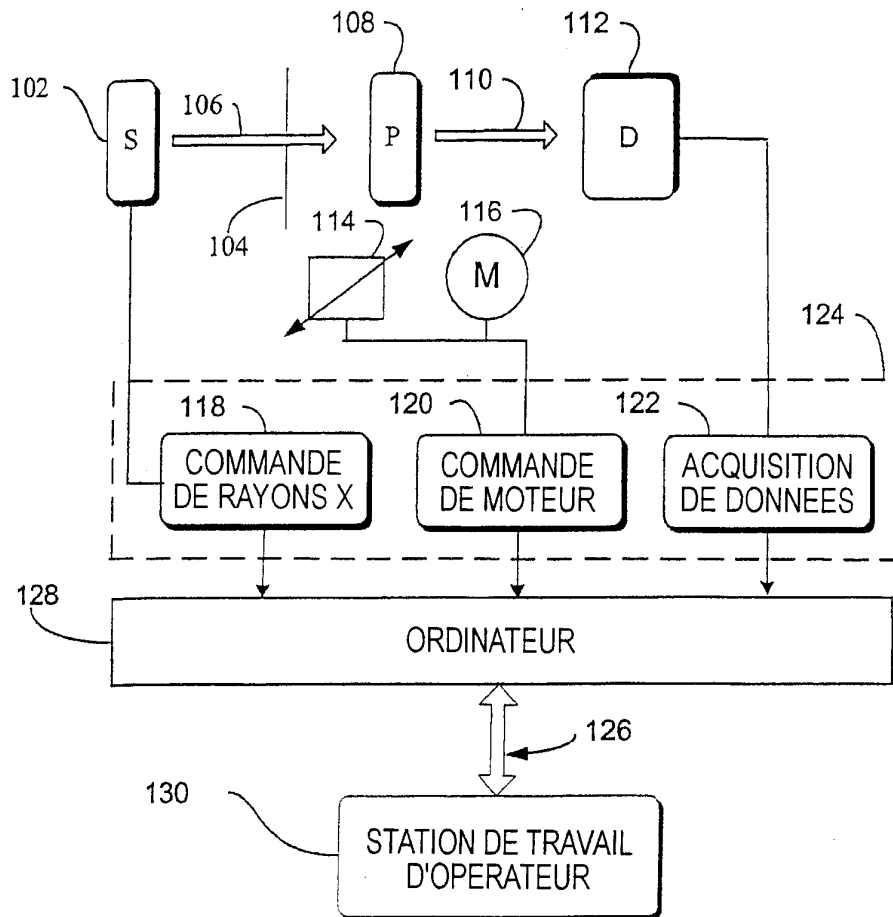


FIG. 1

100

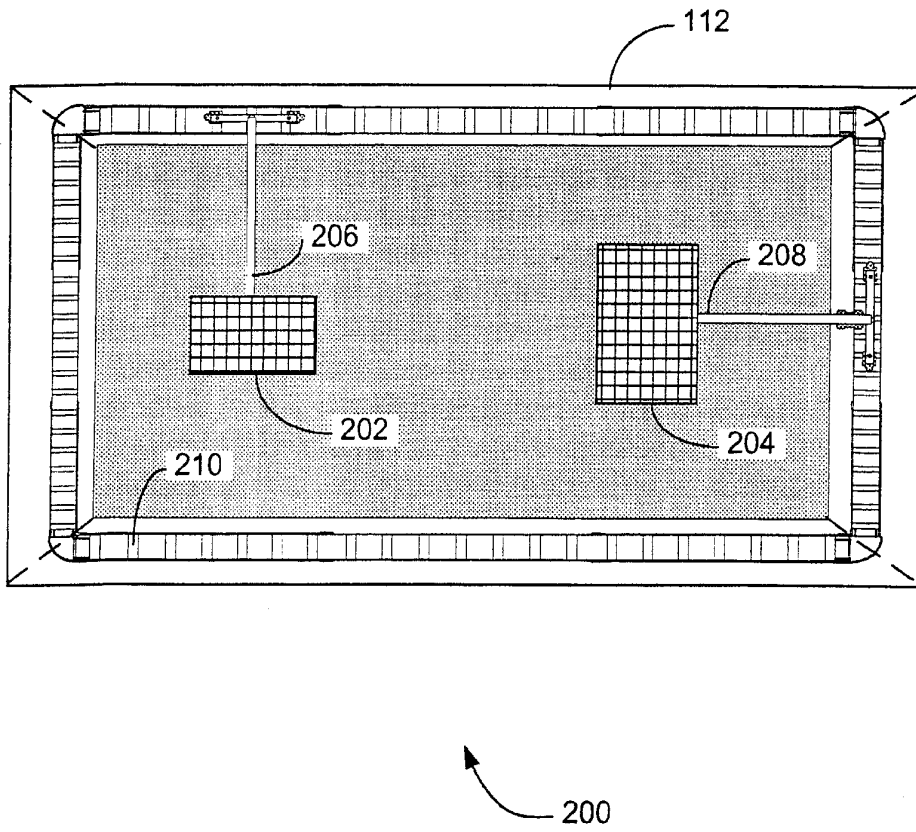


FIG. 2

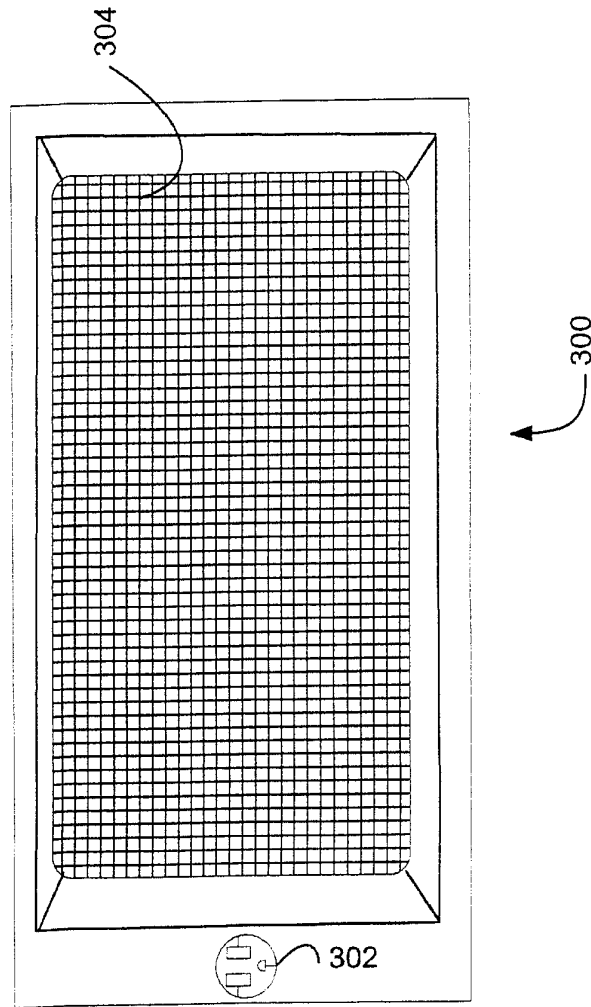


FIG. 3

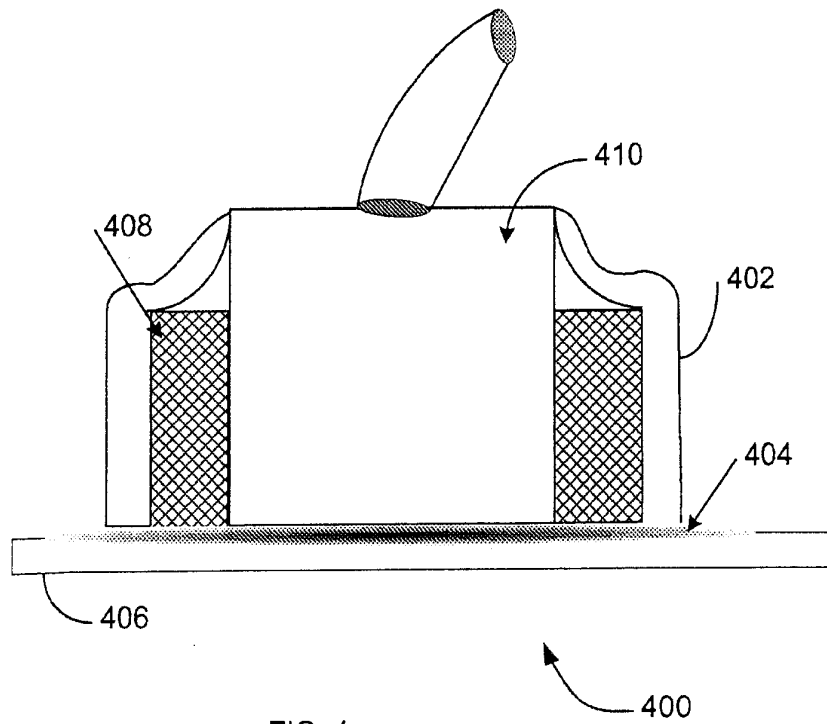


FIG. 4

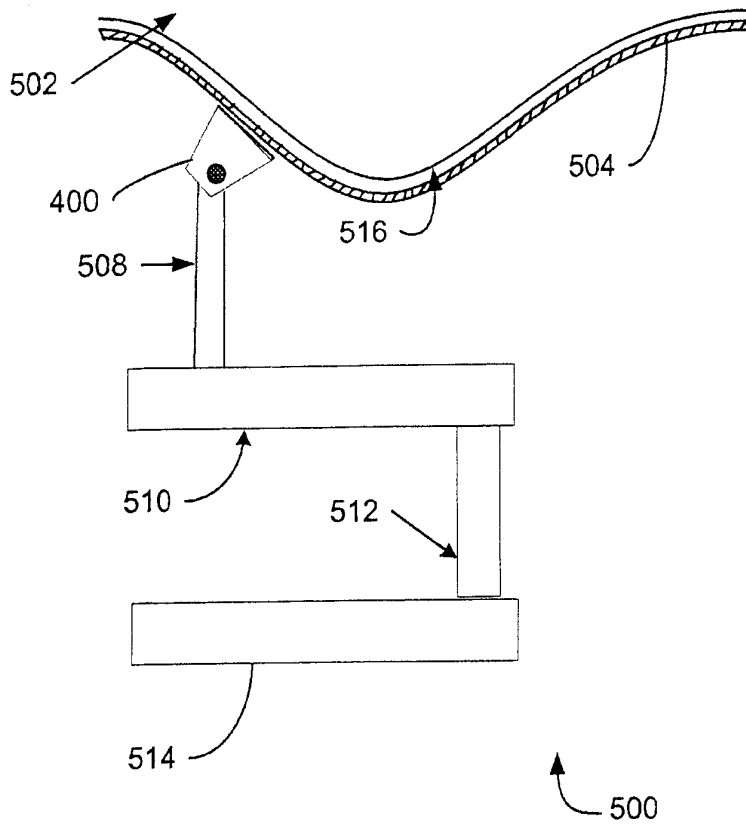


FIG. 5

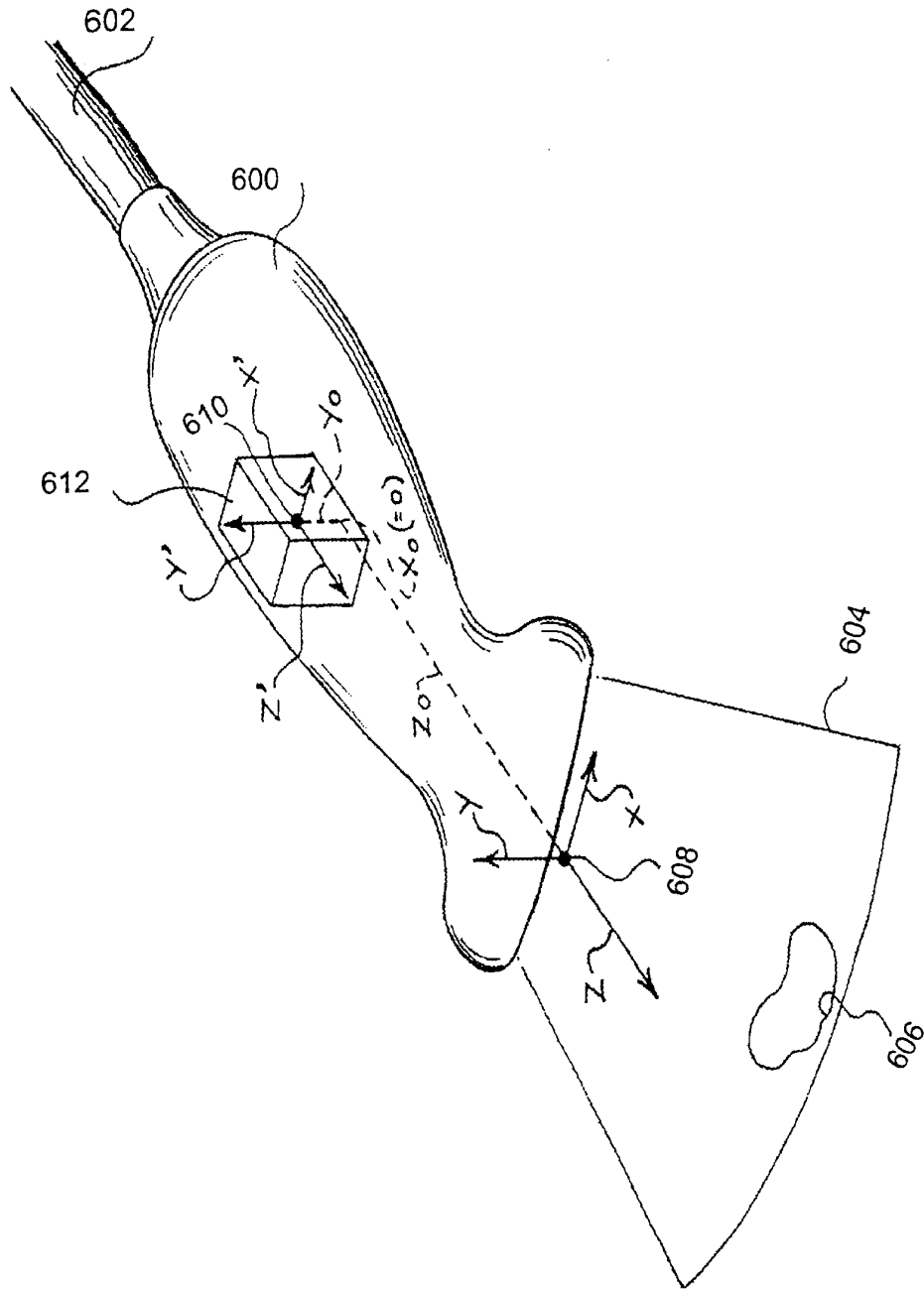


FIG. 6

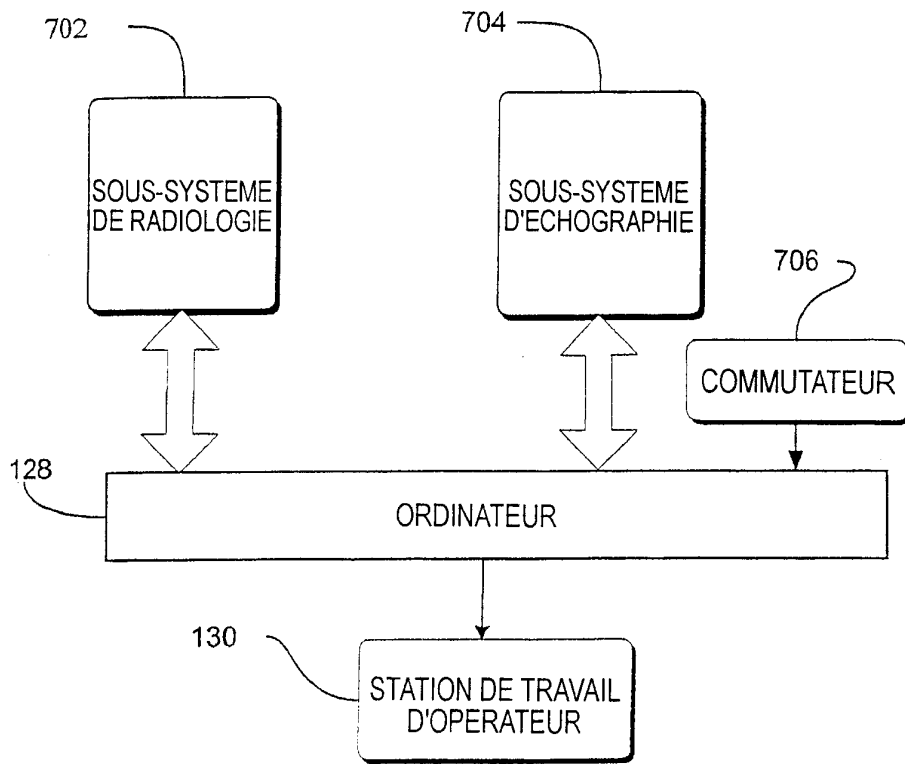


FIG. 7

700

FIG. 8

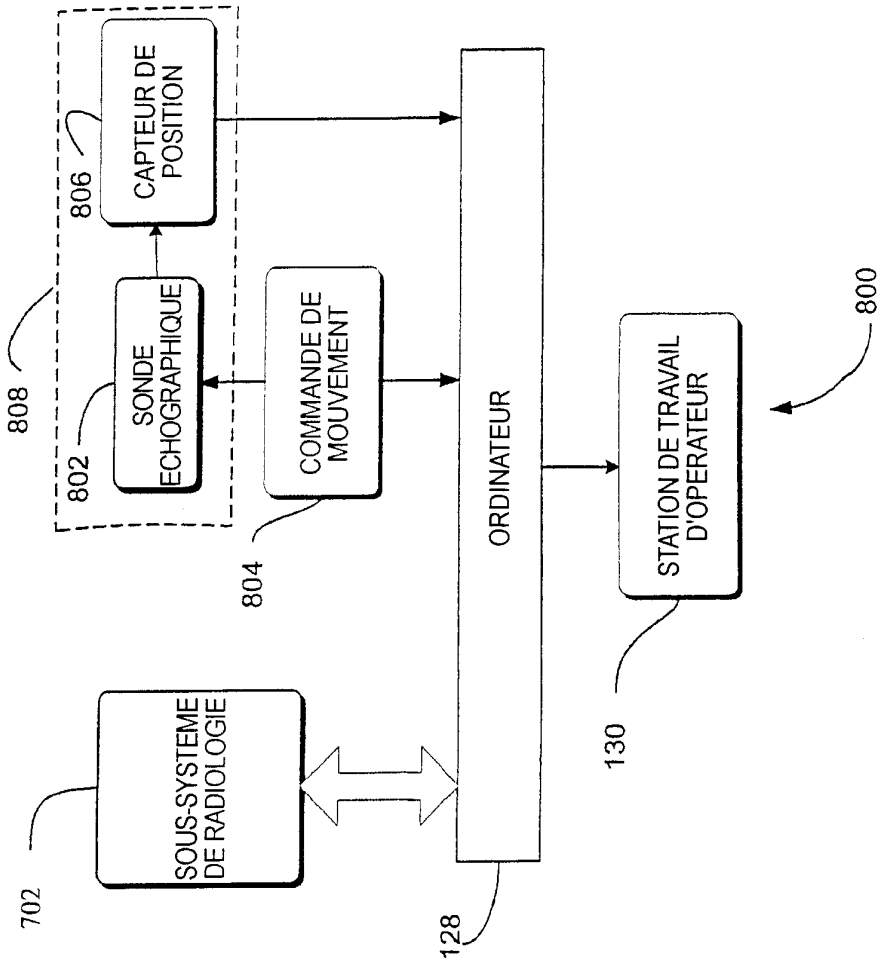
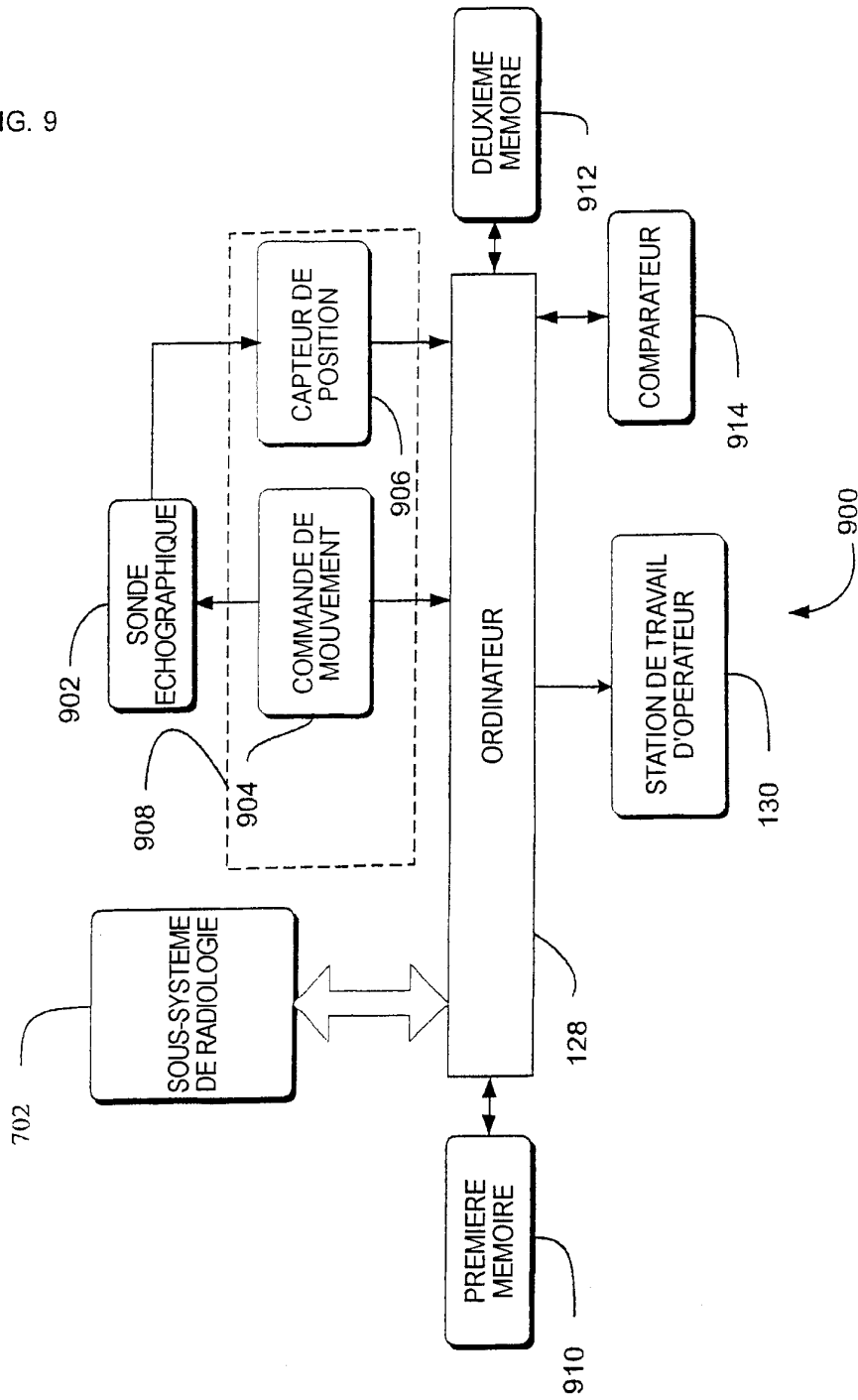


FIG. 9



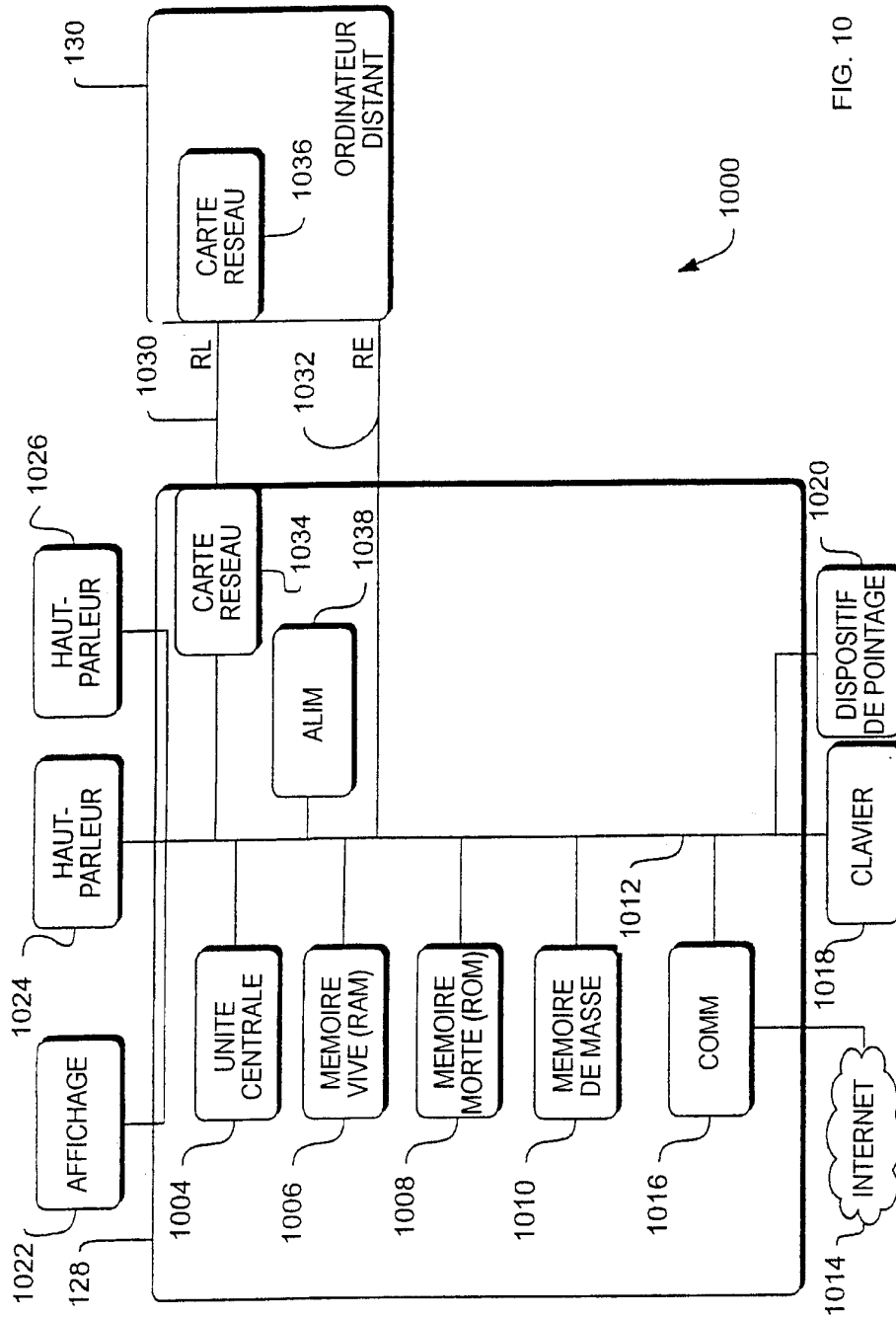


FIG. 10

11/15

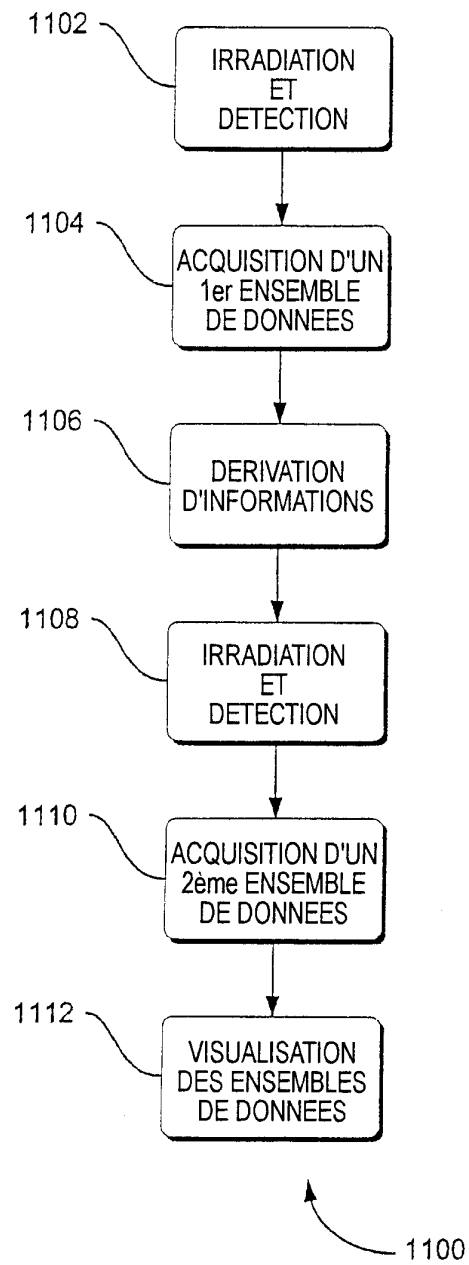


FIG. 11

12/15

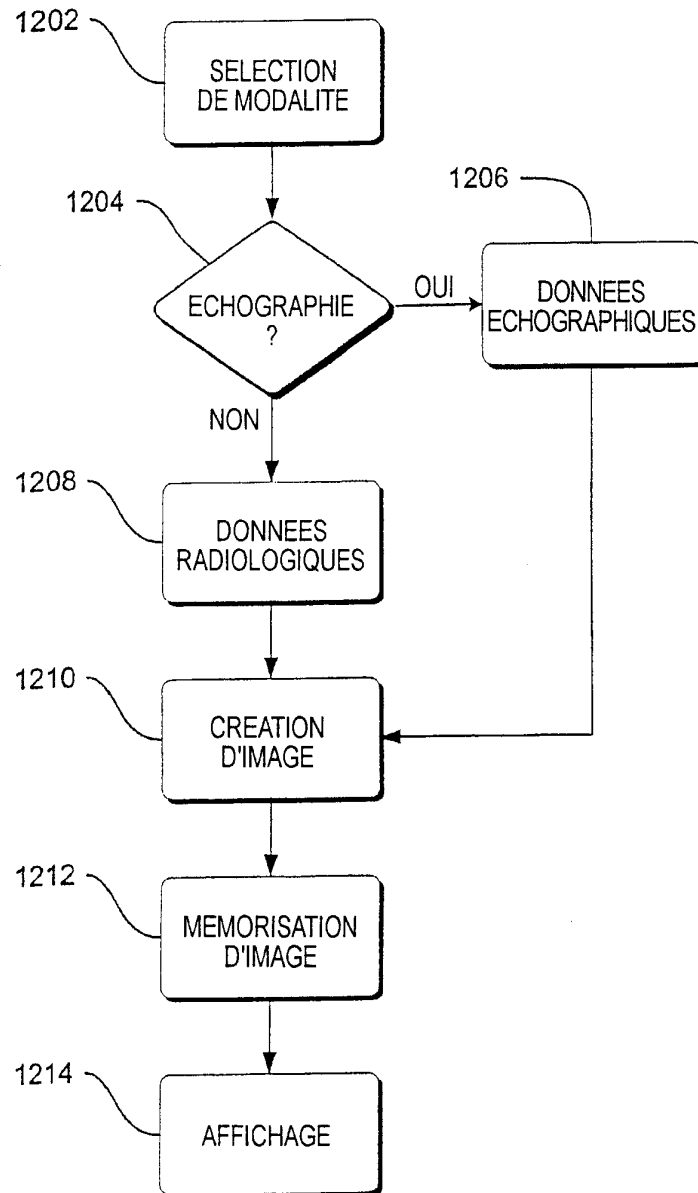


FIG. 12

1200

13/15

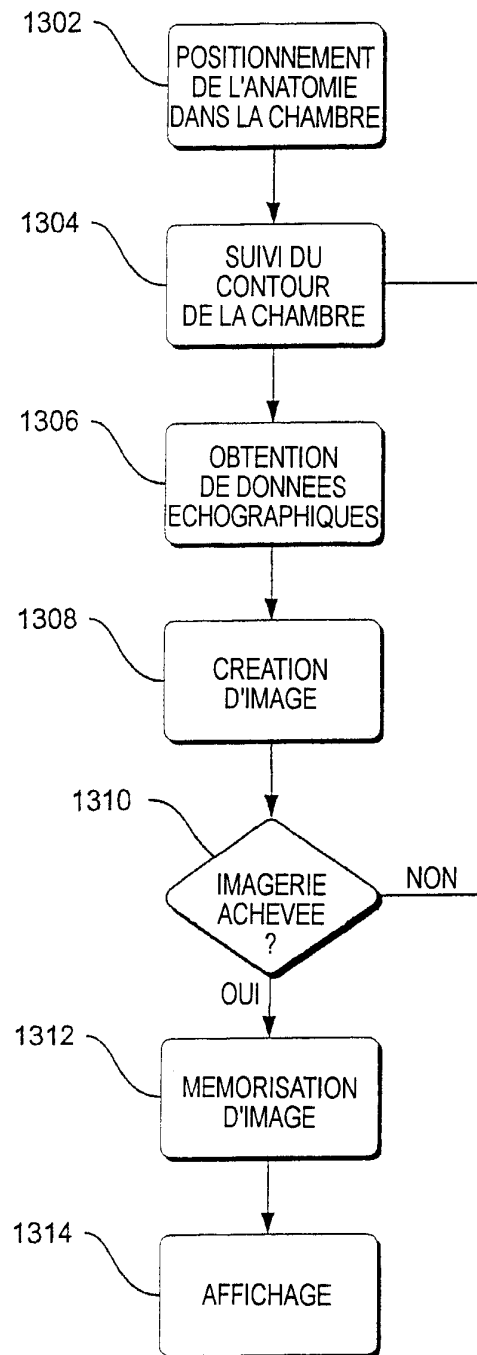


FIG. 13

1300

14/15

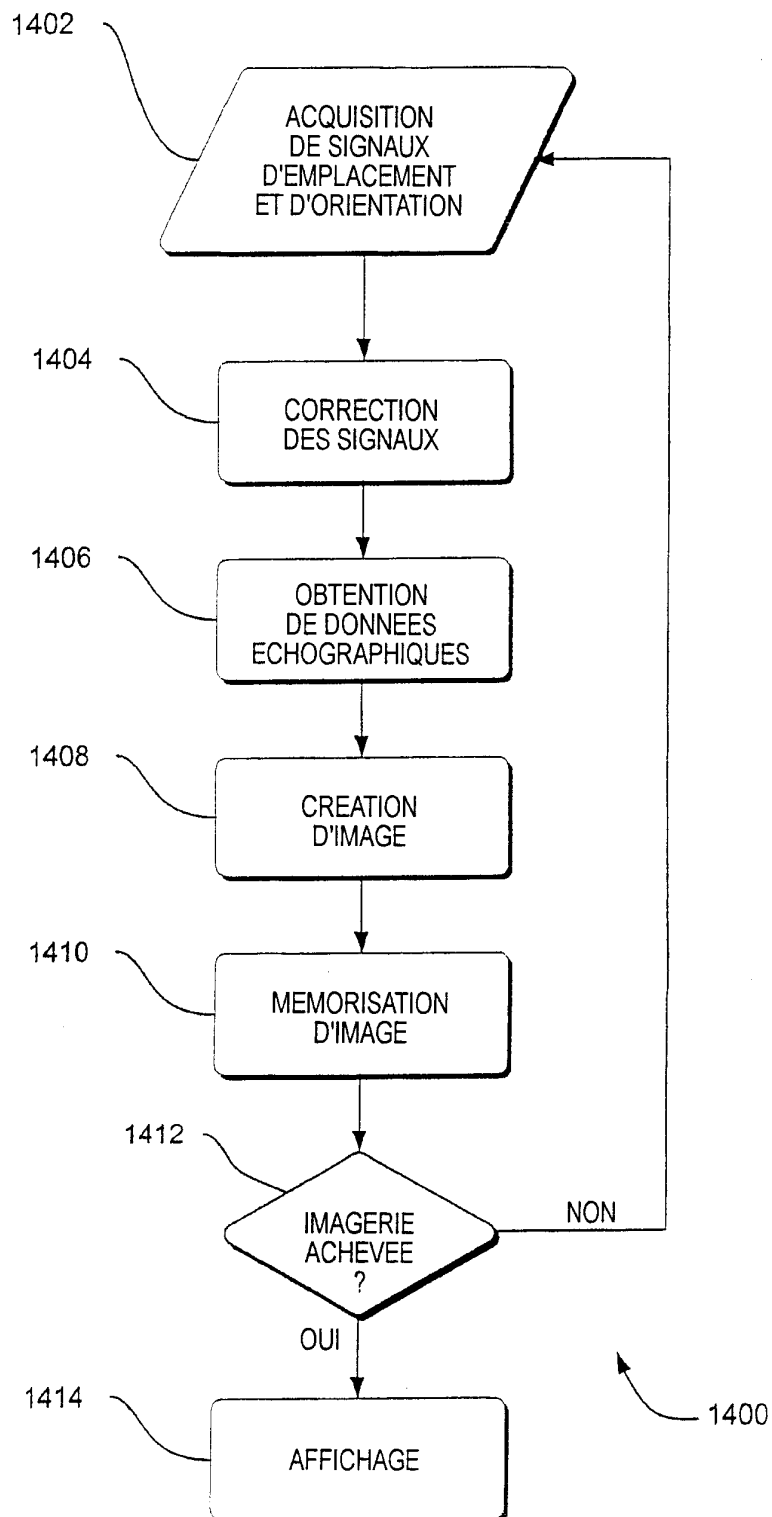


FIG. 14

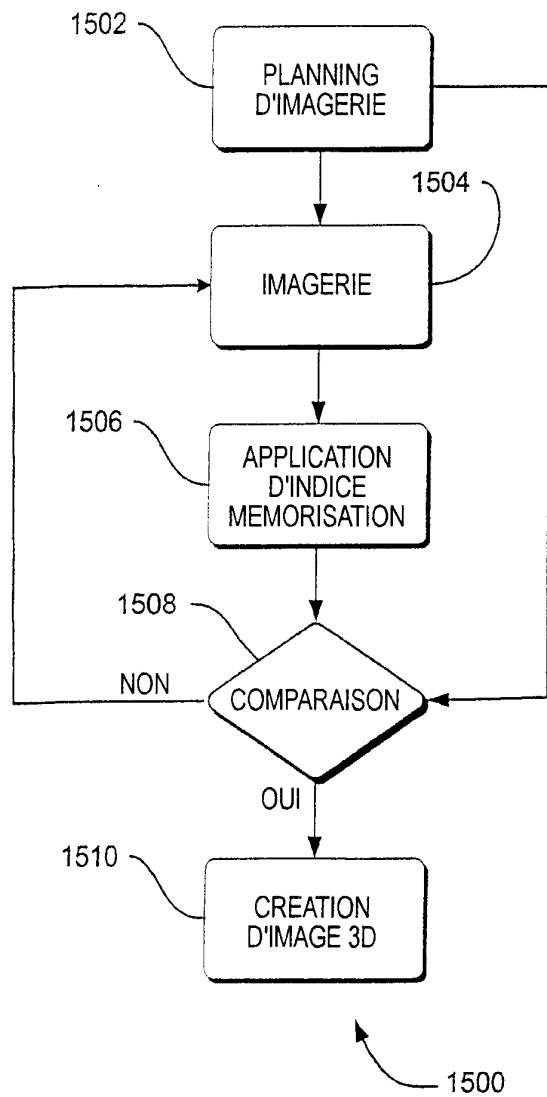


FIG. 15