

19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

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

2 897 461

21) N° d'enregistrement national : 06 50565

51) Int Cl⁸ : G 06 T 15/00 (2006.01), A 61 B 6/00, H 05 G 1/60

12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22) Date de dépôt : 16.02.06.

30) Priorité :

43) Date de mise à la disposition du public de la demande : 17.08.07 Bulletin 07/33.

56) Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du présent fascicule*

60) Références à d'autres documents nationaux apparentés :

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

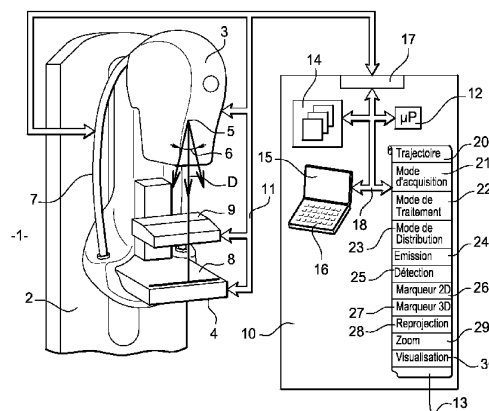
72) Inventeur(s) : MULLER SERGE, PETERS GERO, BERNARD SYLVAIN et IORDACHE RAZVAN.

73) Titulaire(s) :

74) Mandataire(s) : CABINET SCHMIT CHRETIEN SCHIHIN.

54) DISPOSITIF DE RAYONNEMENT X ET PROCEDE DE TRAITEMENT D'IMAGES.

57) La présente invention a pour objet un dispositif de rayonnement X. Ce dispositif comporte des moyens de production d'au moins une image de projection standard de l'objet dans laquelle des zones suspectes, prétendues de signes radiologiques, sont représentées par des marqueurs. Le dispositif comporte des moyens de production d'un volume numérique de marqueurs dans lequel des marqueurs tridimensionnels sont créés afin de représenter les zones suspectes prétendues de l'objet. Il comporte également des moyens de reprojektion des marqueurs tridimensionnels dans l'image de projection standard afin de confirmer ou de supprimer ou d'ajouter si nécessaire les marqueurs de l'image de projection.



FR 2 897 461 - A1



Dispositif de rayonnement X et procédé de traitement d'images

Domaine de l'invention

La présente invention a pour objet un dispositif de rayonnement X qui, dans un exemple particulier de réalisation, est un dispositif de mammographie. La présente invention trouve des applications particulièrement avantageuses, mais non exclusives, dans le domaine de l'imagerie médicale, le domaine du contrôle non destructif par rayons X.

Un but de l'invention est d'acquérir au moins une image de radiographie de projection en même temps qu'une série de projections en vue d'un traitement de tomosynthèse.

Un autre but de l'invention est de perfectionner l'ergonomie d'utilisation de tel dispositif à rayons X, pour les rendre à la fois plus simple et plus rapide d'emploi.

La présente invention a également pour but de visualiser en trois dimensions toute zone bidimensionnelle de l'image de projection présentant un intérêt clinique.

Etat de la technique

La mammographie est aujourd'hui largement utilisée pour la détection précoce de lésions associées au cancer du sein. Les signes radiologiques à détecter sur des images de mammographies peuvent être, soit des dépôts de calcium appelés microcalcifications qui constituent des éléments plus opaques aux rayons X que les tissus environnants, soit des tumeurs qui se traduisent sur l'image mammographique par des zones denses, où les rayons X sont plus fortement absorbés que dans les zones adjacentes.

Aujourd'hui, grâce à son expérience, le radiologue est capable dans une certaine mesure de faire la différence entre des signes radiologiques malins et des signes radiologiques bénins. Les dépôts calciques, souvent groupés en amas, sont analysés dans leur globalité ou individuellement selon divers critères tels que leur forme, leur degré d'homogénéité ou leur brillance. Le radiologue dispose également de critères permettant de différencier les opacités malignes des opacités bénignes, tels que leur forme, leur densité ou le degré de netteté de leurs contours.

Cependant, il arrive que certains dépôts calciques ou certaines opacités ne soient pas repérés. Ce phénomène a plusieurs causes.

Notamment, les images de mammographies étant le résultat de projections, elles représentent des structures superposées qui perturbent la visibilité des structures du sein, entraînant parfois, soit une interprétation faussement positive lorsqu'une superposition de ces structures ressemble à une opacité, soit une interprétation faussement négative lorsque ces structures obscurcissent la visibilité d'une lésion.

Pour aider à la résolution de ces problèmes d'interprétations faussement positives ou faussement négatives, il existe dans l'état de la technique de nouveaux dispositifs de mammographie produisant une image tridimensionnelle du sein du patient. Avec ces nouveaux dispositifs, plutôt que d'acquérir une image par une intégration continue de l'irradiation sur un film sensible aux rayons X ou un détecteur numérique, on préfère procéder par acquisition d'une série d'images correspondant à un ensemble de poses effectuées avec le tube à rayons X du mammographe, placé à différentes positions le long d'une trajectoire. Le sein du patient et donc le détecteur du mammographe sont irradiés pendant ces poses consécutives. Ce nouveau dispositif permet de produire une image volumique du sein par une reconstruction en tomosynthèse de la série d'images. Ces nouveaux dispositifs offrent l'avantage de rendre plus aisée la recherche de l'information diagnostique utile.

Cependant, ce nouveau dispositif de mammographie en tomosynthèse présente des limitations. En effet, dans de tels dispositifs de tomosynthèse, on réalise une reconstruction en volume numérique de typiquement 50 à 80 coupes, pour un sein moyen. De ce fait, la quantité d'information à gérer est très importante. De même, l'accès à une information, présentant un intérêt clinique, prend beaucoup plus de temps du fait que cette information est recherchée séquentiellement sur le volume d'image.

En outre, ce type de dispositif a une méthodologie d'utilisation complètement différente de la méthodologie des dispositifs de mammographies actuels. De ce fait, les praticiens, pour utiliser ces nouveaux dispositifs, doivent substituer les méthodologies d'utilisation existantes à de nouvelles méthodologies d'utilisation. L'adoption de ces nouvelles méthodologies peu familières pour les praticiens ne s'est pas encore opérée. Ceci est principalement dû au fait que ces nouvelles méthodologies n'ont pas

encore une durée de vie importante et que l'efficacité clinique de ces nouveaux dispositifs n'est pas encore complètement démontrée.

Pour les dispositifs de mammographie actuels, la fréquence d'utilisation ou le débit d'actes, est une donnée primordiale, tout particulièrement dans le contexte du dépistage du cancer du sein. En effet, cette fréquence intervient dans la rentabilité de l'appareil. Cependant, les nouveaux dispositifs de mammographie en tomosynthèse ne peuvent pas avoir une fréquence d'utilisation élevée du fait que, le temps d'accès à l'information d'intérêt clinique est très important. En outre, ce type de dispositif ne garantit pas un succès du dépistage, car ce dernier dépend essentiellement du temps passé pour localiser l'information d'intérêt clinique.

Un autre problème, plus spécifique à la mammographie, mais qui pourrait se trouver dans d'autres domaines, est lié à la nécessité de pouvoir analyser les signes radiologiques, cliniquement intéressants entre 100 μm et 500 μm . De ce fait, la détection et la caractérisation des anomalies permettant de suspecter une lésion cancéreuse en mammographie nécessitent une très bonne résolution spatiale. Ce problème de résolution spatiale est critique sur les dispositifs de mammographie à tomosynthèse. Ces dispositifs ne permettent pas alors d'obtenir une qualité d'image suffisante pour analyser finement les signes radiologiques.

Exposé de l'invention

L'invention a justement pour but de remédier aux inconvénients des techniques exposées précédemment. Pour cela, l'invention propose des techniques d'acquisition des images de projection associés à des procédés de traitement d'images permettant de faciliter la détection des signes radiologiques dans l'image de projection, à l'aide des séries de données tridimensionnelles. Avec ces procédés de traitement d'images, les signes radiologiques sont plus faciles à identifier dans l'image de projection, permettant ainsi un examen plus efficace.

L'invention propose une nouvelle approche de la mammographie, qui exploite avantageusement les techniques de traitement numérique de l'image radiologique, pour améliorer la lisibilité de l'information.

Ces procédés de traitement d'images permettent de faire face à la quantité de données importante en développant de nouvelles stratégies aptes à diminuer le temps de revue des données cliniques et à simplifier

l'accès à l'information d'intérêt clinique.

Les techniques d'acquisition de l'invention permettent d'acquérir des images de projections et des séquences de tomosynthèse sous la même machine et de préférence sous la même géométrie de compression pour une
5 meilleure comparaison des images de projection.

La présente invention propose un algorithme pour une meilleure détection des signes radiologiques dans une image radiologique standard. Pour ce faire, il comporte des moyens pour la détection des signes radiologiques dans les séries de données tridimensionnelles. Ces moyens
10 permettent d'indiquer la position des clusters sur l'image tridimensionnelle par des marqueurs

L'algorithme de l'invention reprojette ces marqueurs tridimensionnels dans l'image de projection standard. Cette opération est destinée à augmenter la confiance à accorder aux signes radiologiques qui auraient été
15 détectés dans l'image de projection standard. En effet cette reprojette permet de confirmer, de supprimer, ou de rajouter si nécessaires des signes radiologiques dans l'image de projection standard. L'invention présente ainsi une approche qui fournit un résultat amélioré de détection. La présente invention donne une meilleure confiance au médecin dans son outil de
20 diagnostic.

L'algorithme de l'invention fournit également une image en trois dimensions de chaque signe radiologique repéré sur l'image de projection standard. De ce fait, une diminution du temps d'exécution est réalisée, puisque l'invention fournit uniquement une image tridimensionnelle pour les
25 zones suspectes présentant un intérêt clinique. Le nombre de coupes reconstruites pour les zones suspectes peut être largement inférieur au nombre de coupes reconstruites pour un sein entier.

Plus précisément, l'invention a pour objet un procédé de traitement d'une image d'un objet dans lequel,

30 - on déplace un tube à rayons x sur une trajectoire par rapport à l'objet,

- on émet avec le tube, pour différents lieux le long de la trajectoire du tube, des rayonnements X traversant l'objet pour une multiplicité de directions d'émission,

35 - on détecte à l'aide d'un détecteur de rayons X, situé de manière

opposée à l'émetteur par rapport à l'objet, des données images de rayons X pour chacune des directions d'émission,

- on produit au moins une image de projection standard de l'objet dans laquelle des zones suspectes prétendues sont représentées par des marqueurs, à partir des données images,

caractérisé en ce qu'il comporte les étapes suivantes :

- on produit, dans un volume numérique de marqueurs, des marqueurs tridimensionnels représentant les zones suspectes prétendues de l'objet

- on reprojette les marqueurs tridimensionnels dans l'image de projection standard.

L'invention concerne également un dispositif de rayons X comportant :

- un tube de rayonnement X qui émet des rayonnements X traversant l'objet pour une multiplicité de directions d'émission,

- un détecteur de rayons X, situé de manière opposée à l'émetteur par rapport à l'objet, détectant des images de projections par rayons X,

- une première unité de traitement apte à produire une image de projection standard dans laquelle des zones suspectes prétendues sont représentées par des marqueurs,

caractérisé en ce qu'il comporte :

- des moyens de production d'un volume numérique de marqueurs tridimensionnels représentant les zones suspectes prétendues,

- des moyens de reprojctions des marqueurs tridimensionnels dans l'image de projection standard.

Brève description des dessins

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui suit et à l'examen des figures qui l'accompagnent. Celles-ci sont présentées à titre indicatif et nullement limitatif de l'invention.

La figure 1 montre une représentation schématique d'un dispositif de rayonnement X, en particulier un mammographe, muni des moyens perfectionnés de l'invention ;

La figure 2 montre une représentation schématique d'un premier mode d'acquisition d'une série d'images pour différentes directions d'émission, selon une trajectoire du tube pour le sein droit, selon l'invention.

La figure 3 montre une représentation schématique d'une technique

de traitement numérique de la série d'images acquise selon les directions d'émission associée au premier mode d'acquisition de la figure 2, selon l'invention.

La figure 4 montre une représentation schématique, d'un deuxième mode d'acquisition d'une série d'images pour différentes directions d'émission, selon une trajectoire du tube pour le sein droit, selon l'invention

La figure 5 montre une représentation schématique d'une technique de traitement numérique de la série d'images acquise selon les directions d'émission associée au mode d'acquisition de la figure 4, selon l'invention.

La figure 6 une représentation schématique, d'un troisième mode d'acquisition d'une série d'images pour différentes directions d'émission, selon une trajectoire du tube pour le sein droit, selon l'invention.

La figure 7 montre une représentation schématique d'une technique de traitement numérique de la série d'images acquise selon les directions d'émission associée au troisième mode d'acquisition de la figure 6, selon l'invention.

Description détaillée de modes de réalisation de l'invention

La figure 1 montre un dispositif de rayonnement X particulièrement un mammographe conforme à l'invention. Ce dispositif 1 de rayonnement X comporte une colonne verticale 2. A cette colonne verticale est articulé un bras 7 portant un tube 3 émetteur de rayonnement X et un détecteur 4 apte à détecter les rayons X émis par le tube 3. Ce bras 7 peut être orienté à la verticale, à l'horizontale ou en oblique. Le tube 3 est muni d'un foyer 5 qui est le foyer émetteur des rayons X. Ce foyer 5 émet un faisceau 6 de rayons X suivant une direction d'émission D.

Le bras 7 est articulé à la colonne verticale 2 de telle sorte qu'il permet de déplacer le tube 3 suivant une trajectoire en forme d'arc de cercle tout en laissant le détecteur 4 immobile. D'autres arrangements sont possibles permettant au tube de se déplacer dans un plan ou dans une portion de sphère. Le tube 3 peut alors occuper différentes positions réparties en basculement entre deux positions extrêmes. Ces deux positions sont par exemple symétriques l'une de l'autre, par rapport à la perpendiculaire au plan du détecteur.

Le détecteur 4 est dans un exemple préféré un détecteur électronique. Il peut être dans une variante à film radiosensible de détection d'une image

radiographiée. Le détecteur 4 est accroché au bras 7 à l'opposée du tube 3 et dans la direction d'émission D, de manière à recevoir le faisceau 6 de rayons X

5 Le bras 7 est muni d'un plateau porte-sein 8 sur lequel une patiente pose son sein. Ce plateau porte-sein 8 est superposé au détecteur 4. Le détecteur 4 est placé sous le plateau porte sein 8. Le détecteur 4 détecte les rayons X ayant traversé le sein de la patiente et le plateau porte sein 8.

10 En outre, pour des raisons tant d'immobilisation du sein que de qualité d'image ou de dose de rayonnement X délivrée au sein de la patiente, il est nécessaire de comprimer le sein de la patiente, au moment de la radiographie. Différents efforts de compression peuvent être appliqués. Ces efforts sont appliqués via une pelote 9 de compression qui comprime le sein sur le plateau porte-sein 8, en fonction du type d'examen que l'on souhaite faire. A cet effet le bras 7 comporte une pelote 9 coulissante et susceptible

15 de venir comprimer le sein, manuellement ou d'une manière motorisée. La pelote 9 est formé en un matériau transparent aux rayons X, notamment en matière plastique. Le bras 7 porte donc verticalement, en partant du haut, le tube 3 à rayons X, la pelote 9 de compression, le plateau porte-sein 8 et le détecteur 4.

20 Alors que la pelote 9, le sein de la patiente, le plateau 8 et le détecteur 4 sont fixes, le tube à rayon X 3 peut occuper diverses positions dans l'espace par rapport à cet ensemble.

25 Dans une variante, le détecteur 4 peut être mobile et occuper diverses positions autour du sein en même temps que le tube à rayons X 3. Dans ce cas, le détecteur 4 n'est plus solidaire au plateau porte sein 8. Le détecteur 4 peut avoir une forme plane ou courbe. Il peut être déplacé en rotation et/ou en translation.

30 Dans le but de pouvoir étudier chaque partie du sein du patient, le faisceau 6 peut être orienté dans une multitude de directions autour du sein de la patiente. Après avoir reçu la multitude de faisceau 6 qui traverse une partie du corps du patient, le détecteur 4 émet des signaux électriques correspondant à l'intensité des rayons reçus. Ces signaux électriques peuvent ensuite être transmis à une logique de commande 10 par l'intermédiaire d'un bus externe 11. Ces signaux électriques permettent

35 cette logique de commande 10 de produire une image de projection

correspondant à la partie du corps analysée ainsi qu'une image tridimensionnelle des zones suspectes de l'image de projection. Ces images peuvent être visualisées à l'aide d'un écran de cette logique de commande 10 ou imprimées.

5 La logique de commande 10 est, souvent réalisée sous forme de circuit intégré. Dans un exemple, cette logique de commande 10 comporte un microprocesseur 12, une mémoire 13 de programme, une mémoire de données 14, un écran de visualisation 15 muni d'un clavier 16 et une interface 17 d'entrée sortie. Le microprocesseur 12, la mémoire 13 de
10 programme, la mémoire de données 14, l'écran de visualisation 15 et l'interface 17 d'entrée sortie sont interconnectés par un bus interne 18.

 Dans la pratique, lorsque l'on prête une action à un dispositif, celle-ci est réalisée par un microprocesseur du dispositif commandé par des codes instructions enregistrés dans une mémoire de programme du dispositif. La
15 logique de commande 10 est un tel dispositif.

 La mémoire 13 de programme est divisée en plusieurs zones, chaque zone correspondant à des codes instructions pour réaliser une fonction du dispositif. La mémoire 13 comporte, selon les variantes de l'invention, une zone 20 comportant des codes instructions pour établir les différents lieux
20 des directions d'émission selon une trajectoire du tube 3 pour le sein droit et pour le sein gauche. La mémoire 13 comporte une zone 21 comportant des codes instructions pour déterminer un mode d'acquisition des directions d'émission.

 La mémoire 13 comporte une zone 22 comportant des codes
25 instructions pour déterminer un mode de traitement d'image associé à chaque mode d'acquisition des directions d'émission de la zone 21. La mémoire 13 comporte une zone 23 comportant des codes instructions pour mettre en œuvre un mode de distribution des rayonnements X sur la multiplicité de directions d'émission. La mémoire 13 comporte une zone 24
30 comportant des codes instructions pour commander l'émission de la multiplicité de directions d'émission.

 La mémoire 13 comporte une zone 25 comportant des codes instructions pour acquérir les données reçus par le détecteur 4. La mémoire 13 comporte une zone 26 comportant des codes instructions pour traiter les
35 données reçues du détecteur, en fonction du mode de traitement déterminé,

afin d'obtenir une image de projection du sein, de préférence standard, comportant des marqueurs. Ces marqueurs permettent de repérer des zones suspectes de signes radiologiques. La mémoire 13 comporte une zone 27 comportant des codes instructions pour traiter les données reçues du détecteur, en fonction du mode de traitement déterminé, afin d'obtenir des marqueurs tridimensionnels des zones suspectes dans un volume numérique de marqueurs produits.

La mémoire 13 comporte une zone 28 comportant des codes instructions pour réaliser une reprojexion des marqueurs tridimensionnels dans l'image de projection afin de valider, de rajouter ou de supprimer si nécessaires les zones suspectes de l'image de projection. La mémoire 13 comporte une zone 29 comportant des codes instructions pour traiter les données reçues du détecteur afin d'effectuer un zoom des zones suspectes présentes dans l'image de projection du sein. La mémoire 13 comporte une zone 30 comportant des codes instructions pour mettre en œuvre une visualisation de l'image de projection et/ou de l'image tridimensionnelle des zones suspectes de l'image de projection.

En mode de fonctionnement, la logique de commande 10 détermine une trajectoire du tube 3 pour le sein droit et pour le sein gauche en fonction d'une image de projection standard choisie par le praticien. La logique de commande 10 détermine le nombre de faisceaux 6 de rayons X à émettre le long de la trajectoire du tube 3, comme montré aux figures 2, 4 et 6.

Actuellement, il existe plusieurs images de projection mammographiques qui ont une terminologie standardisée. Pour une mammographie de dépistage, on réalise généralement une image de projection cranio-caudale et une image de projection médio-latérale oblique sur chaque sein. Dans certaines situations, des clichés ou des examens complémentaires peuvent être effectués notamment, une échographie et/ou une biopsie.

Les figures 2, 4 et 6 montrent différents modes d'acquisition des images de projection mammographiques. Sur la base de ces 3 scénarios d'acquisition l'invention propose de nouveaux procédés de traitement permettant un examen efficace des zones suspectes dans les images de projection standard. Dans ce qui suit, chacun des 3 scénarios d'acquisition est associé à un système d'assistance traitant et affichant des marqueurs.

Ce traitement peut être remplacé par le rehaussement des signes cliniques.

Les figures 3, 5 et 7 montrent respectivement les modes de traitement d'images des images de projection mammographiques acquises avec les figures 2, 4 et 6.

5 La figure 2 montre une représentation schématique d'un premier mode d'acquisition des différentes directions d'émission suivant une trajectoire du tube pour le sein droit, selon l'invention.

Afin d'obtenir une représentation complète du sein par rapport à une image de projection standard choisie, la logique de commande détermine
10 une trajectoire du tube pour le sein droit et une trajectoire du tube pour le sein gauche. La trajectoire du tube pour le sein gauche est opposée à la trajectoire du tube pour le sein droit. Dans cette trajectoire du tube pour le sein gauche, la logique de commande réalise les mêmes opérations que dans la trajectoire du tube pour le sein droit. La logique de commande
15 produit ainsi pour chaque sein une image de projection standard.

La figure 2 montre le tube 3 émettant des rayonnements X traversant le sein de la patiente pour une direction d'émission d'une image de projection médio-latérale oblique et pour une multiplicité de directions d'émission, selon une trajectoire du tube à rayons X située, dans l'exemple de la figure 2, dans
20 un plan perpendiculaire au détecteur et parallèle au grill costal de la patiente. La forme de la trajectoire du tube est donnée par le trajet du foyer 5. Dans l'exemple de la figure 2, la trajectoire du tube a la forme d'un arc de cercle.

La logique de commande acquiert donc tout d'abord une image dans la direction d'émission crano-caudale pour chaque sein. Puis, elle acquiert
25 une série d'images grâce à la multiplicité de faisceau 6 afin d'obtenir la multiplicité de directions d'émission médio latérale oblique.

La logique de commande acquiert ainsi deux images de projection crano-caudales chacune représentant un sein, une multiplicité de faisceau de rayons X pour la tomosynthèse pour chaque sein et deux images de
30 projection médio latérale oblique, chacune représentant un sein, extraites de la multiplicité de directions d'émission de chaque sein.

Dans une variante, la logique de commande peut seulement acquérir la multiplicité de directions d'émission pour la tomosynthèse et en extraire des images de projection standard. Dans ce cas, les images de projection
35 crano-caudales ne sont plus acquises.

Dans une autre variante, la logique de commande peut acquérir les données pour la tomosynthèse par une série de projections cranio-caudales au lieu de la série de projections médio latérales obliques, comme décrit à la figure 2.

- 5 Pour obtenir la multiplicité de direction d'émission médio latérale oblique, la logique de commande 10 procède par échantillonnage d'une série de lieux du tube 3. Le lieu est une position occupée par le tube sur la trajectoire. Cette position est de préférence fixe. Elle peut également être mobile. Dans ce cas, la position est limitée par deux bornes sur la trajectoire.
- 10 Le sein et donc le détecteur sont ainsi irradiés pendant la durée nécessaire au tube pour aller de l'une de ces positions à l'autre de ces positions, et ce pour chaque image de la série.

- Dans un exemple préféré, le foyer du tube à rayons X occupe dans l'espace des positions fixes, angulairement réparties. Dans un exemple, et bien que cela ne puisse pas être considéré comme une limitation de l'invention, on prévoit que l'exploration angulaire soit ainsi de 60 degrés, de plus ou moins 30 degrés par rapport à une direction médiane d'irradiation, en général perpendiculaire au plan du détecteur pour un appareil de mammographie.
- 15

- 20 Au cours de cette exploration, on procède à l'acquisition d'un certain nombre de faisceaux 6, par exemple neuf, onze, treize ou autres, en fonction de la précision de reconstruction d'image souhaitée. En appliquant ensuite des algorithmes de reconstruction d'images, du type de ceux utilisés en tomodynamométrie, on sait reconstruire une image dans un plan de coupe, ainsi que d'autres images dans des plans adjacents au plan de cette coupe.
- 25 De cette façon, on peut parler de tomographie de synthèse dans laquelle on acquiert toutes les images en un seul balayage.

- Dans l'exemple de la figure 2, la logique de commande 10 détermine le nombre de faisceaux 6 de rayons X à émettre par le foyer 5 du tube 3.
- 30 Dans cet exemple, le nombre de faisceaux est de 9. De ce fait, la multiplicité de directions d'émission est représentée par 9 positions numérotées de D1 à D9. La logique de commande 10 peut répartir régulièrement ou irrégulièrement les lieux d'émission du tube 3 sur la trajectoire du tube. Dans l'exemple de la figure 2, les positions d'émission du tube 3 sont
- 35 régulièrement répartis sur la trajectoire du tube .

La logique de commande 10 détermine le mode de distribution non uniforme de la totalité des rayonnements X, communément appelé dose, entre les différentes directions d'émission les trajectoires du tube. Cette distribution non uniforme permet d'avoir un bon contraste des structures du sein. Cette dose est de préférence égale à la dose permettant dans l'état de la technique de réaliser les deux images de projection de mammographie standard. Dans l'état de la technique, les deux images de projection reçoivent chacune 50% de la dose.

La logique de commande 10 peut ainsi déterminer les rayonnements X à distribuer entre les faisceaux 6 en fonction de ceux utilisés en mammographie standard. Elle peut également les déterminer en fonction de l'épaisseur du sein du patient.

Dans l'exemple de la figure 2, la dose est distribuée en fonction de l'angle A1 à A8 formé respectivement par chacune des directions d'émissions D1 à D9 avec une normale 30 du détecteur 4.

L'exemple de la figure 2, montre un mode de distribution de la dose sur la trajectoire du tube pour le sein droit. Dans un mode de réalisation préféré, la logique de commande 10 attribue une plus forte dose à la direction d'émission représentant, de préférence une image de projection standard, dans la trajectoire du tube.

Dans une variante la logique de commande 10 peut attribuer une plus forte dose à la direction d'émission qui est sensiblement perpendiculaire au plan du détecteur 4. Elle peut aussi attribuer une plus forte dose à une direction en fonction des prérogatives du praticien et des contraintes techniques du dispositif. De ce fait, n'importe laquelle des directions d'émission peut recevoir la plus forte dose. Dans un exemple, la logique de commande 10 détermine, pour chaque trajectoire du tube, la direction d'émission privilégiée.

Elle attribue, dans un exemple, 80% de la dose totale à raison de 40% de la dose à chacune des deux directions d'émission privilégiées de chaque trajectoire du tube. Elle distribue, de préférence de manière non uniforme, le reste de la dose, qui est 20 % de la dose, aux autres directions d'émission restantes de chaque trajectoire du tube.

Dans l'exemple de la figure 2, la logique de commande 10 attribue une plus forte dose à la direction d'émission représentée ici par D5. Par rapport

aux autres directions qui sont représentées par un trait fin, D5 est représentées par un trait fort afin de montrer qu'elle reçoit une plus forte dose par rapport aux autres directions d'émission.

5 Dans une variante, la logique de commande peut attribuer à la direction D5 40% de la dose et attribuer aux autres directions une dose uniforme.

10 Dans un mode de réalisation préféré, la direction d'émission privilégiée est une image de projection standard médio latérale oblique. L'image de projection cranio-caudale est obtenue avec une dose standard de rayons X. Toute la dose, pour obtenir la multiplicité de faisceau 6 ainsi que les images de projection cranio-caudales, est égale ou quasi égale à la dose habituellement distribuée pendant un examen de dépistage standard.

15 Par conséquent, la logique de commande avec ce mode d'acquisition fournit deux images de projection cranio-caudales chacune représentant un sein, deux images de projection médio latérales obliques, chacune représentant un sein, extrait d'un ensemble d'images de projection médio latérales obliques qui peuvent être employées pour reconstruire des coupes médio latérales obliques du sein.

20 Dans une variante, la logique de commande peut seulement acquérir la multiplicité de faisceau de rayons X pour la tomosynthèse avec une dose de rayons X supplémentaire correspondant à la dose des images de projection cranio-caudales qui ne sont plus acquises.

25 Le tube émet les rayonnements X traversant le sein droit ou gauche de la patiente pour une direction d'émission cranio-caudale et pour une multiplicité de directions d'émission, le long de la trajectoire du tube. Le détecteur 4 acquiert une donnée image de rayons X I0 standard représentant la direction d'émission cranio-caudale et une multiplicité de données images de rayons X I1 à I9 représentant la multiplicité de directions d'émission. Chacunes des données images de rayons X I1 à I9 fournies par le détecteur
30 représente respectivement les directions d'émission D1 à D9.

La logique de commande 10 acquiert cette multiplicité de données images de rayons X I0 à I9 dans la mémoire de données 14. Elle traite ces données images de rayons X afin d'obtenir des images de projection standards et une image tridimensionnelle pour chaque zone suspecte
35 présente dans les images de projection, comme le montre la figure 3.

La figure 3 montre schématiquement, un exemple de traitement d'images associé au mode d'acquisition des directions d'émission de la figure 2. Le mode de traitement des données images de chaque trajectoire de chaque sein est identique. De ce fait, on va s'occuper seulement du mode de traitement des données images fournies par la trajectoire du tube pour le sein droit.

La donnée image I0 cranio-caudale 40 standard obtenue à la figure 2 ainsi que la donnée image I5 médio-latérale oblique 41 privilégiée obtenue à partir de la multiplicité de données images I1 à I9 médio-latérale oblique 45 sont traitées avec un algorithme de traitement d'images de projection standard. Cet algorithme de traitement d'images est réalisé par une première unité de traitement 42.

Cette première unité de traitement 42 produit quatre images de projection 45 correspondant aux quatre images standard. Ces images de projection 45 sont les images de projection que produisent les dispositifs de mammographie actuels. Ces images de projection sont représentées sur l'écran de visualisation 16 ou imprimée.

Cette première unité de traitement 42 comporte un système 43 d'assistance à la détection assisté par ordinateur bidimensionnel. Ce système 43 d'assistance est plus communément connu sous le nom anglais Computer Aided Detection ou CAD. Ce système 43 d'assistance permet de lire une image médicale et de l'analyser pour en extraire des zones suspectes traduisant la présence d'une lésion. Ce système 43 d'assistance fournit des informations quantitatives sur les lésions.

Ce système 43 d'assistance permet également d'assister les praticiens à prendre des décisions, lors de l'étude d'une image radiographique comportant une multitude de données. Ce système 43 d'assistance fournit à la sortie uniquement les structures présentant une susceptibilité de correspondre à des signes radiologiques. Pour ce faire, le système 43 d'assistance bidimensionnel crée des marqueurs 44.

Ces marqueurs 44 permettent aux praticiens de détecter aisément des zones suspectes sur l'image de projection. Le marqueur 44 se situe par exemple aux coordonnées X et Y du centre de gravité de la zone suspecte. Il peut être représenté notamment par une annotation graphique quelconque défini au préalable ou par un clignotement. A côté du marqueur 44 se situe

une légende permettant de renseigner sur le type de lésions de la zone marquée. Les lésions peuvent être un amas de microcalcifications ou une opacité. Cette légende peut être une annotation graphique différente de l'annotation graphique du marqueur. Elle peut être la même annotation graphique que celle du marqueur, dans ce cas, elles sont différenciées par des couleurs.

Pour supprimer le problème d'interprétation positive de ces images de projection, la logique de commande traite les données images I1 à I9 pour collecter le maximum d'informations sur les signes radiologiques marqués. Ces informations sont destinées à garantir au praticien que les signes radiologiques qui sont marqués sur l'image de projection sont des lésions.

Les données images de rayons X I1 à I9 sont traitées d'une part par une deuxième unité de traitement 46 et d'autre part par une troisième unité de traitement 47 en tomosynthèse.

La deuxième unité de traitement 46 comporte un système 48 d'assistance à la détection par ordinateur sur des données tridimensionnelles. Le système 48 d'assistance permet à partir de l'ensemble des données images de repérer dans le volume reconstruit, les zones présentant un intérêt clinique. Le système 48 d'assistance à la détection détermine pour chaque image de projection un contour à attribuer à chacune des zones suspectes prétendues. A partir de ces contours, il effectue une reconstruction en trois dimensions de ces contours des images de projection. Il crée des marqueurs tridimensionnels afin de faciliter la détection des zones suspectes dans le volume, obtenant ainsi, un volume numérique de marqueurs.

Ce volume numérique de marqueurs comporte pour chaque zone suspecte prétendue un contour tridimensionnel. Dans le volume numérique de marqueur, le marqueur 49 a les coordonnées X Y Z du centre de gravité de du contour tridimensionnel. A ces coordonnées X Y Z se situent également une annotation graphique renseignant sur le type de lésions.

D'autres algorithmes de détermination de volume numérique de marqueurs peuvent bien sûr être utilisés à la place de ce système d'assistance.

Pour valider les marqueurs présents dans l'image de projection, la logique de commande effectue une opération de reprojection 52 des pixels

des marqueurs tridimensionnels 49. Cette opération de reprojection 52 permet de comparer et d'analyser des données issues de projections différentes. Cette opération de reprojection 52 est possible du fait de la connaissance de la géométrie d'acquisition. Elle permet de confirmer et/ou
5 d'infirmier et/ou d'ajouter un marqueur dans les images de projection 45.

La logique de commande vérifie si les marqueurs de l'image de projection obtenus avec le système 43 d'assistance bidimensionnel sont confirmés ou infirmés par les marqueurs tridimensionnels reprojétés. Lorsqu'un marqueur tridimensionnel reprojété se trouve aux mêmes
10 coordonnées qu'un marqueur de l'image de projection, alors la logique de commande confirme qu'une lésion est bien présente dans cette zone suspecte.

Lorsque le marqueur tridimensionnel 49 est reprojété sur une zone ne comportant aucun marqueur de l'image de projection, alors la logique de
15 commande peut considérer la zone entourant ce marqueur tridimensionnel 49 reprojété comme étant une zone suspecte. En effet, la logique de commande considère que le système d'assistance 48 tridimensionnel reçoit plus de données en entrée et fournit alors plus d'information sur les zones suspectes.

Lorsque le marqueur 44 de l'image de projection n'est pas validé par un marqueur tridimensionnel 49 reprojété, alors la logique de commande peut supprimer ce marqueur de l'image de projection et décider que cette
20 zone n'est pas suspecte.

La reprojection des marqueurs tridimensionnels dans l'image de
25 projection augmente la confiance que le praticien accorde aux signes radiologiques détectés. Avec ce type de traitement d'images, le praticien a une assurance que les zones détectées présentent un signe radiologique réduisant de la même manière le problème d'interprétation positive présent dans les images de projection actuelles.

Le dispositif de l'invention permet à un praticien d'accéder d'un seul
30 coup d'œil, et si possible sans avoir à régler la visualisation en quoi que ce soit, à une image claire et bien contrastée en tous endroits.

Dans une variante, la logique de commande peut générer les
35 marqueurs de l'image de projection, à partir des marqueurs tridimensionnels 49 reprojétés. Dans ce cas, il n'existe plus d'étape de validation des

marqueurs de l'image de projection.

Lorsque le praticien veut agrandir une zone suspecte S1, S2, S3 ou S4 des images de projection standard, le praticien peut d'une touche du clavier 16 ou d'un cliquer sur l'un des marqueurs de la zone suspecte S1, S2, 5 S3 ou S4, accéder à une image tridimensionnelle de ladite zone suspecte entourant ledit marqueur. Ceci enclenche automatiquement l'affichage, après une reconstruction en tomosynthèse, uniquement de la zone suspecte. En effet, le système 43 d'assistance bidimensionnelle connaissant l'étendue de la lésion, permet de réaliser uniquement un zoom de la zone suspecte. Ceci 10 permet de réduire considérablement le temps d'exécution du processus de traitement des images.

Toutes les données images I1 à I9 sont utilisées, lors de cette reconstruction en tomosynthèse. Ces données images I1 à I9 sont envoyées par la logique de commande à la troisième unité de traitement 47. La 15 troisième unité de traitement 47 fournit une image brute reconstruite du sein. Cette troisième unité de traitement 47 par une technique de tomosynthèse permet, à partir d'un faible nombre de projections bidimensionnelles, ou données images, réparties sur un domaine angulaire restreint et acquises sur un détecteur numérique, de reconstruire l'image brute reconstruite du sein.

L'affichage d'une pile d'images correspondant à la zone suspecte est limité par l'étendue de la lésion déterminée par les systèmes d'assistance bidimensionnelle et/ou tridimensionnelle. Cet affichage peut être effectué par un dispositif de zoom électronique des coupes. Ce zoom électronique est un 20 outil de zoom appliqué uniquement sur la partie de l'image où l'on clique. Il permet de traiter de manière précise la partie de l'image qui a un intérêt clinique. Les éléments de l'image ne sont pas modifiés, seule la proportion affichée à l'écran change. L'outil de zoom permet d'avancer dans l'image 25 pour y voir le détail des structures du sein.

L'affichage peut être également effectué par d'autres outils habituels permettant un affichage amélioré des images notamment la commande 30 automatisée de réglage de la brillance et du contraste.

Dans une variante, les marqueurs tridimensionnels peuvent être fournis par l'image brute reconstruite. Dans ce cas, la logique de commande segmente l'image brute. Puis elle crée des marqueurs tridimensionnels pour 35 repérer les zones suspectes du sein, obtenant ainsi un volume numérique de

marqueurs.

La figure 4 montre une représentation schématique d'un deuxième mode d'acquisition des différentes directions d'émission suivant une trajectoire du tube pour le sein droit, selon l'invention.

5 La figure 4 montre le tube 3 émettant des rayonnements X traversant le sein de la patiente pour une direction d'émission d'une image de projection médio latérale oblique et d'une multiplicité de directions d'émission, selon une trajectoire d'une image de projection médio latérale oblique.

10 Dans l'exemple de la figure 4, la logique de commande acquiert dans un exemple tout d'abord une direction d'émission médio latérale oblique pour chaque sein. En deuxième lieu, la logique de commande acquiert la multiplicité de faisceau 6 afin d'obtenir la multiplicité de directions d'émission médio latérale oblique.

15 La logique de commande acquiert ainsi deux images de projection médio latérale oblique chacune représentant un sein et la multiplicité de directions d'émission pour la tomosynthèse pour chaque sein.

Dans une variante, la logique de commande peut acquérir la multiplicité de directions d'émission pour la tomosynthèse et en extraire les images de projection standard.

20 Dans une autre variante, la logique de commande peut acquérir les données pour la tomosynthèse par une série de projections cranio-caudale au lieu de la série de projections médio latérale oblique comme décrit à la figure 4.

25 Dans une autre variante, la logique de commande peut acquérir des images de projection cranio-caudale standard, respectivement médio latérale oblique, au lieu des images de projection de médio latérale oblique, respectivement cranio-caudale, tandis que l'acquisition de tomosynthèse est effectuée pour la projection de médio latérale oblique, respectivement cranio-caudale.

30 La logique de commande 10 distribue de manière uniforme la totalité des rayonnements X, communément appelé dose, entre les différentes directions d'émission des deux trajectoires du tube. Toute la dose pour obtenir la multiplicité de faisceau 6 ainsi que les images de projection médio latérale oblique est égale ou quasi égale à la dose habituellement distribuée
35 pendant un examen de dépistage standard.

Le tube émet les rayonnements X traversant le sein de la patiente pour une direction d'émission médio latérale oblique et pour 9 directions d'émission, le long de la trajectoire du tube.

5 Le détecteur 4 acquiert une donnée image de rayons X I0 standard représentant la direction d'émission médio latérale oblique et une multiplicité de données images de rayons X I1 à I9 représentant respectivement les directions d'émission D1 à D9.

10 La logique de commande 10 acquiert cette multiplicité de données images de rayons X I0 à I9 dans la mémoire de données 14. Elle traite ces données images de rayons X afin d'obtenir des images de projection standards et une image tridimensionnelle pour chaque zone suspecte présente dans les images de projection, comme le montre la figure 5.

15 La figure 5 montre schématiquement, un exemple de traitement d'images associé au mode d'acquisition des directions d'émission de la figure 4.

La donnée image I0 médio latérale oblique 60 standard obtenue à la figure 4 est traitée avec un algorithme de traitement d'images de projection. Cet algorithme de traitement d'images est réalisé par la première unité de traitement 42.

20 Le système 43 d'assistance à la détection assisté par ordinateur bidimensionnel de l'unité de traitement 42 fournit les marqueurs 44 bidimensionnels. Ces marqueurs 44 permettent aux praticiens de détecter aisément des zones suspectes sur les deux images de projection médio latérale oblique.

25 Pour accroître la confiance placée dans les signes radiologiques, les données images de rayons X I1 à I9 sont traitées d'une part par la deuxième unité de traitement 46 et d'autre part par la troisième unité de traitement 47 en tomosynthèse.

30 Le système 48 d'assistance tridimensionnel permet à partir de l'ensemble des données images de repérer dans le volume reconstruit, les zones présentant un intérêt clinique. Il crée les marqueurs tridimensionnels afin de faciliter la détection de ces zones suspectes.

35 Pour valider les marqueurs de l'image de projection présents dans l'image de projection, le système 43 d'assistance bidimensionnel effectue l'opération de reprojection 52 des marqueurs tridimensionnels 49 sur les

marqueurs de l'image de projection.

La logique de commande vérifie si les marqueurs de l'image de projection obtenus avec le système 43 d'assistance bidimensionnel sont confirmés ou infirmés par les marqueurs tridimensionnels reprojétés, comme décrit dans l'exemple de la figure 3.

Toutes les données images I1 à I9 sont utilisées, lors de la reconstruction en tomosynthèse. Ces données images I1 à I9 sont envoyées par la logique de commande à la troisième unité de traitement 47. La troisième unité de traitement 47, par une technique de tomosynthèse permet, de reconstruire uniquement le volume tridimensionnel de la zone suspecte.

Le praticien par une touche du clavier 16 ou d'un cliquer sur l'un des marqueurs de la zone suspecte S1, S2, S3 ou S4, enclenche automatiquement une reconstruction en tomosynthèse de la zone suspecte et accède à la visualisation de l'image tridimensionnelle de ladite zone suspecte entourant ledit marqueur.

La figure 6 montre une représentation schématique d'un troisième mode d'acquisition des différentes directions d'émission suivant une trajectoire du tube pour le sein droit, selon l'invention.

La figure 6 montre le tube 3 émettant des rayonnements X traversant le sein de la patiente pour une multiplicité de directions d'émission, selon une trajectoire d'une image de projection médio latérale oblique.

Dans une variante, on peut acquérir les données pour la tomosynthèse par une série de projections cranio-caudale au lieu de la série de projections médio latérale oblique comme décrit à la figure 6.

La logique de commande 10 répartit régulièrement les positions d'émission du tube 3 sur la trajectoire du tube. La logique de commande 10 distribue de manière uniforme la totalité des rayonnements X, communément appelée dose, entre les différentes directions d'émission des deux trajectoires du tube. La dose du balayage de tomosynthèse est égale ou quasi égale à la dose habituellement distribuée pendant deux images de projection ou un examen de dépistage

Dans une variante, la logique de commande 10 distribue de manière non uniforme la totalité de la dose entre les différentes directions d'émission des deux trajectoires du tube. Dans un exemple, la dose est distribuée en fonction de l'angle A1 à A8 formé respectivement par chacune des directions

d'émissions D1 à D9 avec la normale 30 du détecteur 4.

Le détecteur 4 acquiert une multiplicité de données images de rayons X I1 à I9 représentant respectivement les directions d'émission D1 à D9. La logique de commande 10 acquiert cette multiplicité de données images de rayons X I1 à I9 dans la mémoire de données 14. Elle traite ces données images de rayons X afin d'obtenir des images de projection standards et une image tridimensionnelle pour chaque zone suspecte présente dans les images de projection, comme le montre la figure 7.

La figure 7 montre schématiquement, un exemple de traitement d'images associé au mode d'acquisition des directions d'émission de la figure 6

Les données images de rayons X I1 à I9 sont traitées d'une part par la deuxième unité de traitement 46 et d'autre part par la troisième unité de traitement 47 en tomosynthèse.

Le système 48 d'assistance tridimensionnel repère à partir de l'ensemble des données images du volume reconstruites, les zones présentant un intérêt clinique. Il crée des marqueurs tridimensionnels afin de faciliter la détection de ces zones suspectes. Ces zones sont ainsi assorties de marqueurs tridimensionnels 49 dans le volume.

La logique de commande produit les marqueurs de l'image de projection à partir des marqueurs tridimensionnels 49, en effectuant l'opération de reprojexion 52 des pixels des marqueurs tridimensionnels 49.

Les données images I1 à I9 sont envoyées par la logique de commande à la troisième unité de traitement 47. La troisième unité de traitement 47 fournit l'image brute reconstruite du sein.

Dans une variante, la logique de commande peut obtenir les marqueurs de l'image de projection à partir des coupes reconstruites de l'image brute reconstruite du sein. Dans ce cas, l'ensemble des données de l'image brute reconstruite du sein est rapporté à un certain nombre de voxels formant un volume total qui peut être alors traité comme un tout et soumis à des sections planes, courbes, etc.

Le volume total est projeté afin de fournir les marqueurs de l'image de projection. Cette projection est réalisée par une opération sur les valeurs des pixels dans une direction donnée comme par exemple une somme. Dans un exemple préféré, cette projection ne tient en compte que les pixels ayant une

intensité maximum. Ce mode de projection est communément appelé en anglais Maximum Intensity Pixel, MIP.

5 Le praticien par une touche du clavier 16 ou d'un clique sur l'un des marqueurs de la zone suspecte S1, S2, S3 ou S4, enclenche automatiquement une reconstruction en tomosynthèse de la zone suspecte et accède à la visualisation de l'image tridimensionnelle de ladite zone suspecte entourant ledit marqueur.

10 L'invention décrit ainsi plusieurs scénarios d'acquisition d'images de projections standard et de projections de tomosynthèse associés à des moyens de traitement d'images permettant un examen efficace des marqueurs de l'image de projection. Avec l'invention les résultats radiologiques sont plus sûrs sur les images de projection standard, les images de projection reprojctées ou les images de projection obtenues par un mode de projection du pixel ayant une intensité maximum.

15 L'invention comporte également des moyens pour visualiser des sous-ensembles des données tridimensionnelles reconstruites correspondant au secteur marqué ou rehaussé

REVENDEICATIONS

- 1 - Procédé de traitement d'une image d'un objet dans lequel,
- on déplace un tube à rayons x sur une trajectoire par rapport à
- 5 l'objet,
- on émet avec le tube, pour différents lieux le long de la trajectoire du tube, des rayonnements X traversant l'objet pour une multiplicité de directions d'émission,
 - on détecte à l'aide d'un détecteur de rayons X, situé de manière
- 10 opposée à l'émetteur par rapport à l'objet, des données images de rayons X pour chacune des directions d'émission,
- on produit au moins une image de projection standard de l'objet dans laquelle des zones suspectes prétendues sont représentées par des marqueurs, à partir des données images,
- 15 caractérisé en ce qu'il comporte les étapes suivantes :
- on produit, dans un volume numérique de marqueurs, des marqueurs tridimensionnels représentant les zones suspectes prétendues de l'objet
 - on reprojette les marqueurs tridimensionnels dans l'image de
- 20 projection standard.
- 2 - Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que
- on produit les marqueurs de l'image de projection standard à partir des marqueurs tridimensionnels du volume numérique de marqueur.
- 3 - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 2,
- 25 caractérisé en ce que la production du volume numérique de marqueurs comporte les étapes suivantes :
- dans chaque image de projection, on détermine un contour à attribuer à chacune des zones suspectes prétendues,
 - on réalise une reconstruction à trois dimensions de ces contours
- 30 dans les images de projection, obtenant ainsi, en volume numérique, pour chaque zone suspecte prétendue un contour tridimensionnel.
- 4 - Procédé selon la revendication 3, caractérisé en ce que
- on représente ce contour tridimensionnel par un marqueur tridimensionnel.
- 35 5 - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 4,

caractérisé en ce que la production du volume numérique de marqueurs comporte les étapes suivantes :

5 - on produit le volume numérique de marqueurs par une reconstruction en tomosynthèse des images de projection par laquelle on obtient une image brute reconstruite,

- on produit les marqueurs tridimensionnels par une segmentation de cette image brute.

6 - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que

10 - lorsqu'un marqueur tridimensionnel est reprojété sur un marqueur de l'image de projection standard, alors on considère la zone suspecte prétendue représentée par ce marqueur comme présentant un intérêt clinique,

15 - sinon, lorsque le marqueur tridimensionnel est reprojété sur un secteur de l'image de projection standard ne comportant aucun marqueur, alors on considère que ce secteur présente un intérêt clinique,

- sinon, on considère que le marqueur de l'image de projection standard ne présente aucun intérêt clinique.

20 7 - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que

- on visualise une pile de coupes des images de projections reconstruites délimitée par le contour de la zone suspecte.

8 - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que

25 - on distribue de manière non uniforme les rayonnements X sur la multiplicité de directions d'émission.

9 - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que

30 - on distribue de manière uniforme les rayonnements X sur la multiplicité de directions d'émission.

10 - Dispositif de rayonnement X selon l'une quelconque des revendications 1 à 9 comportant :

- un tube de rayonnement X qui émet des rayonnements X traversant l'objet pour une multiplicité de directions d'émission,

35 - un détecteur de rayons X, situé de manière opposée à l'émetteur par

rapport à l'objet, détectant des images de projections par rayons X,

- une première unité de traitement apte à produire une image de projection standard dans laquelle des zones suspectes prétendues sont représentées par des marqueurs,

5 caractérisé en ce qu'il comporte :

- des moyens de production d'un volume numérique de marqueurs tridimensionnels représentant les zones suspectes prétendues,

- des moyens de reprojctions des marqueurs tridimensionnels dans l'image de projection standard.

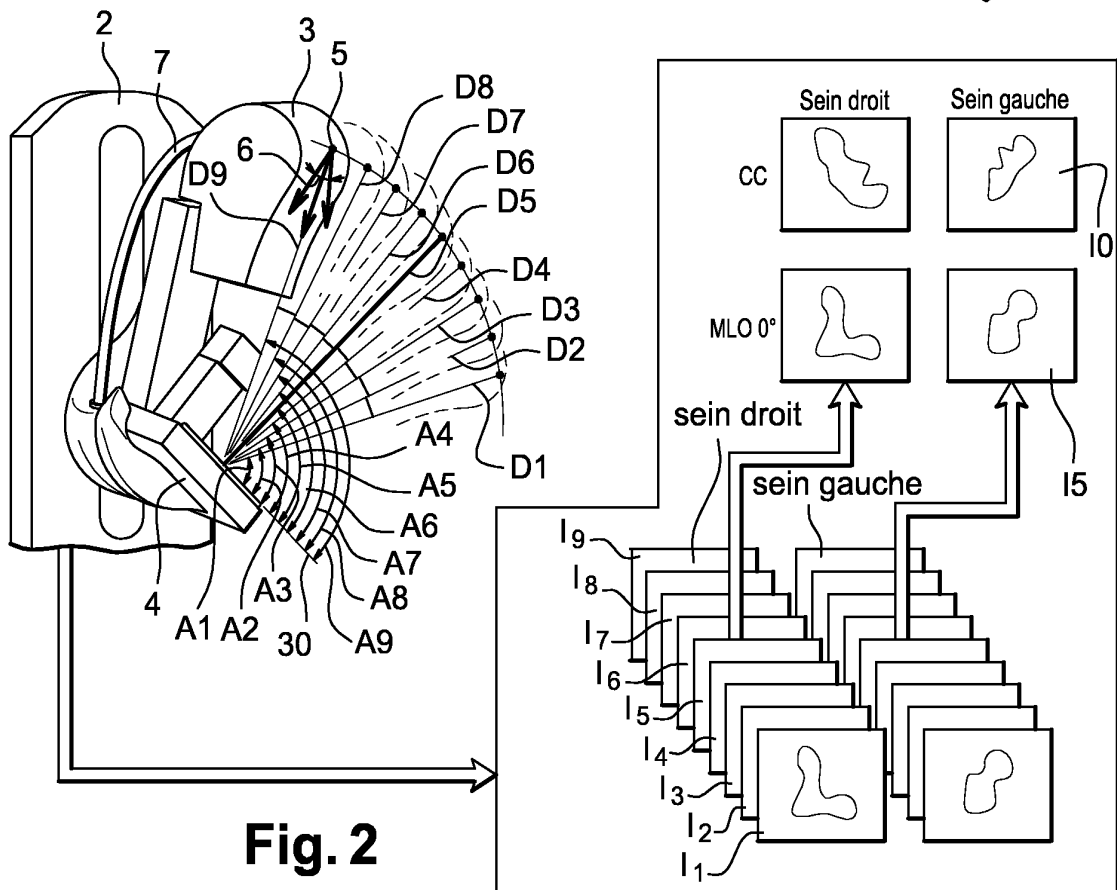
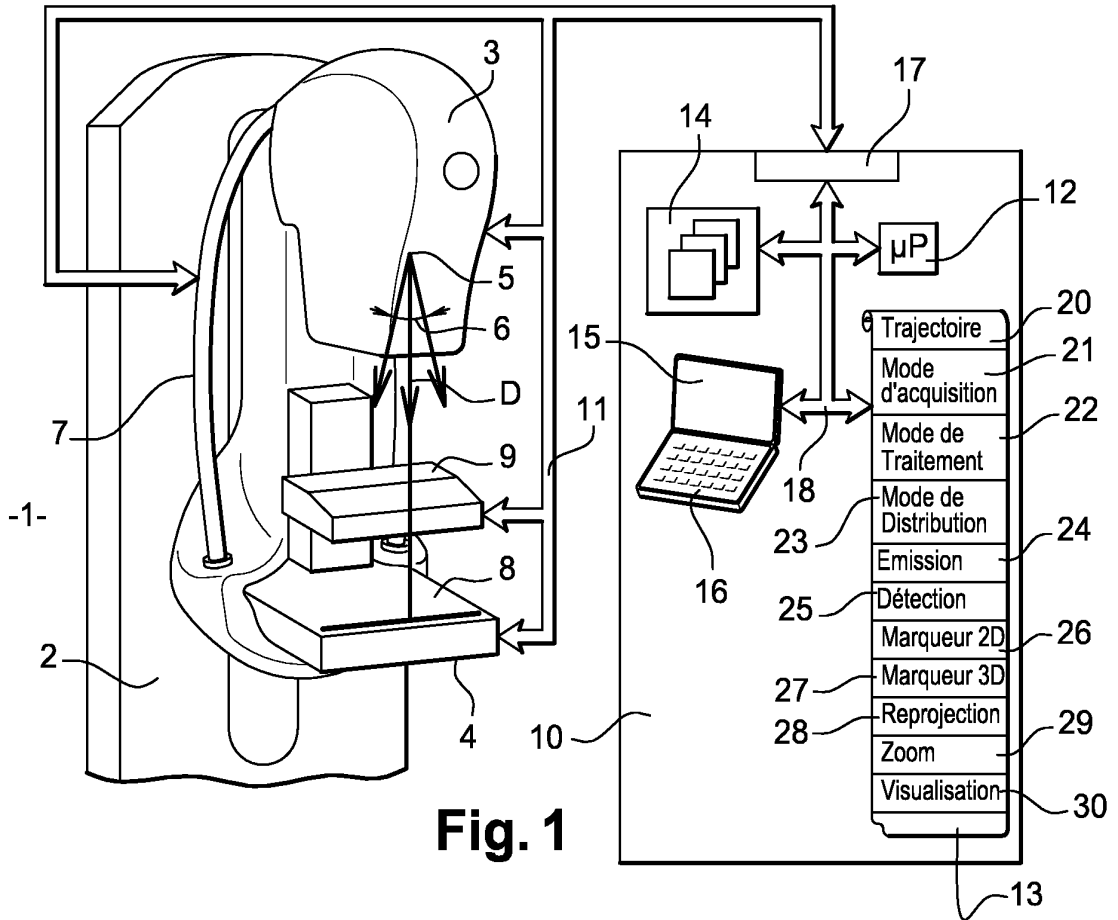
10 11 - Dispositif selon la revendication 10, caractérisé en ce que les moyens de production du volume numérique de marqueur comportent une deuxième unité de traitement fournissant les marqueurs tridimensionnels à partir d'une reconstruction des contours des zones suspectes prétendues de l'ensemble des images de projections.

15 12 - Dispositif selon la revendication 10, caractérisé en ce que les moyens de production du volume numérique de marqueurs comportent une troisième unité de traitement fournissant les marqueurs tridimensionnels à partir d'une reconstruction en tomosynthèse des images de projections.

20 13 - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 10 à 12, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens de distribution des rayonnements X, ces moyens de distribution sont effectués de manière non uniforme sur la multiplicité de directions d'émission,

- les moyens de distribution attribuent un rayonnement X plus important à une direction d'émission qui est une projection de mammographie standard.

25 14 - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 10 à 12, caractérisé en ce que les moyens de distribution des rayonnements X sont effectués de manière uniforme sur la multiplicité de directions d'émission.



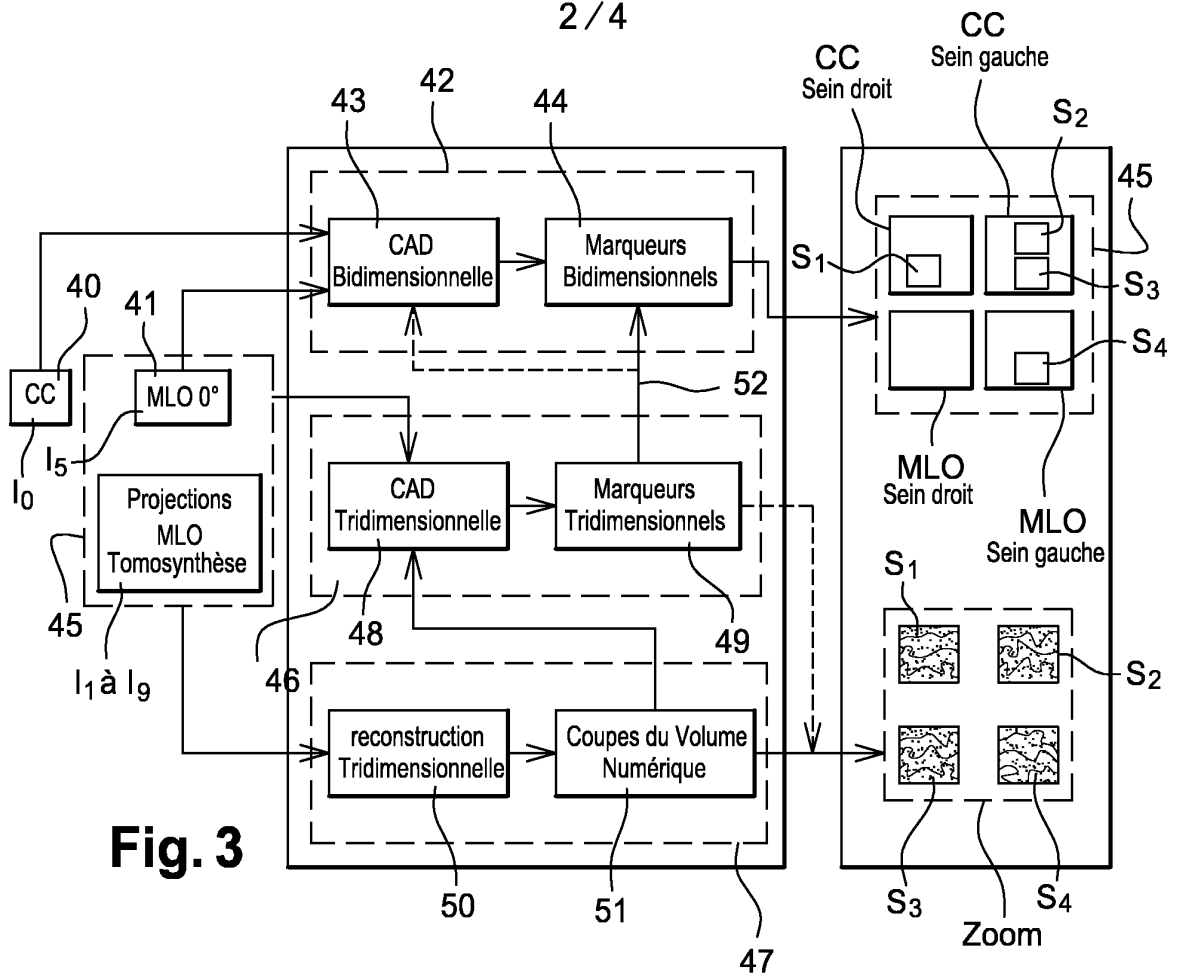


Fig. 3

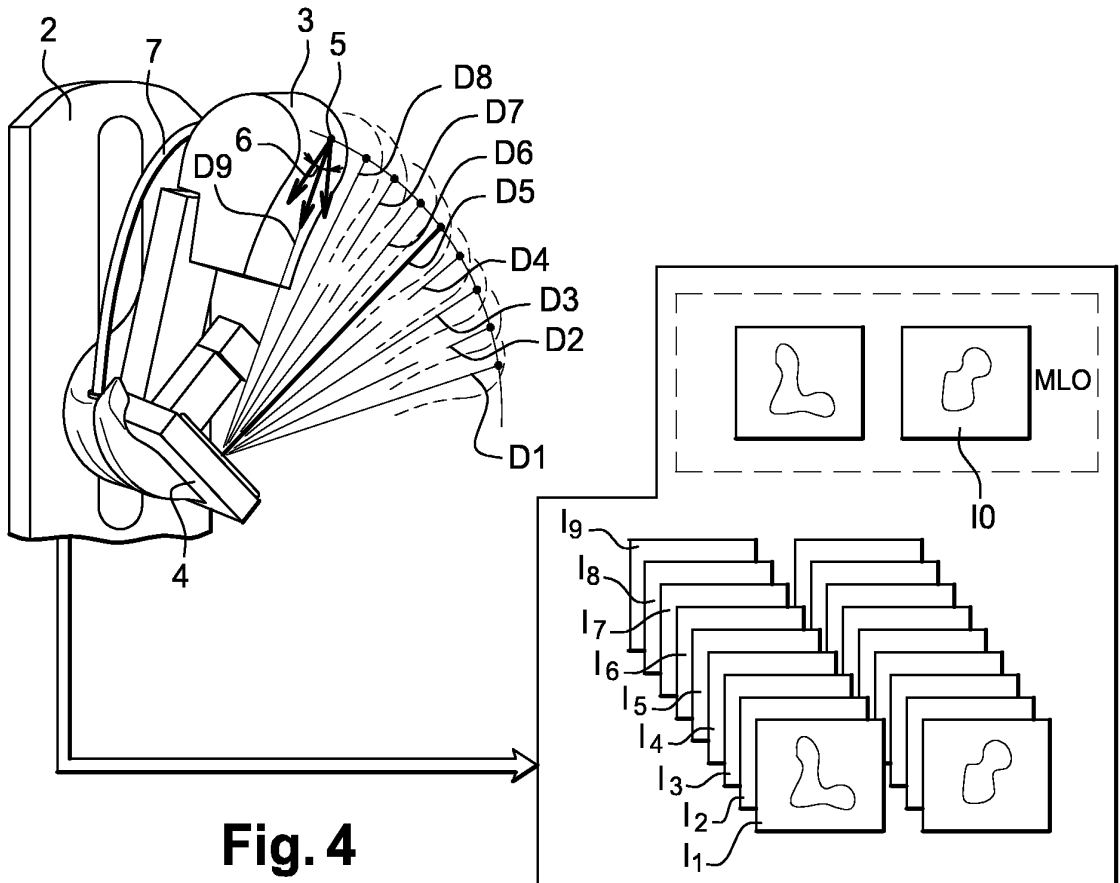


Fig. 4

3 / 4

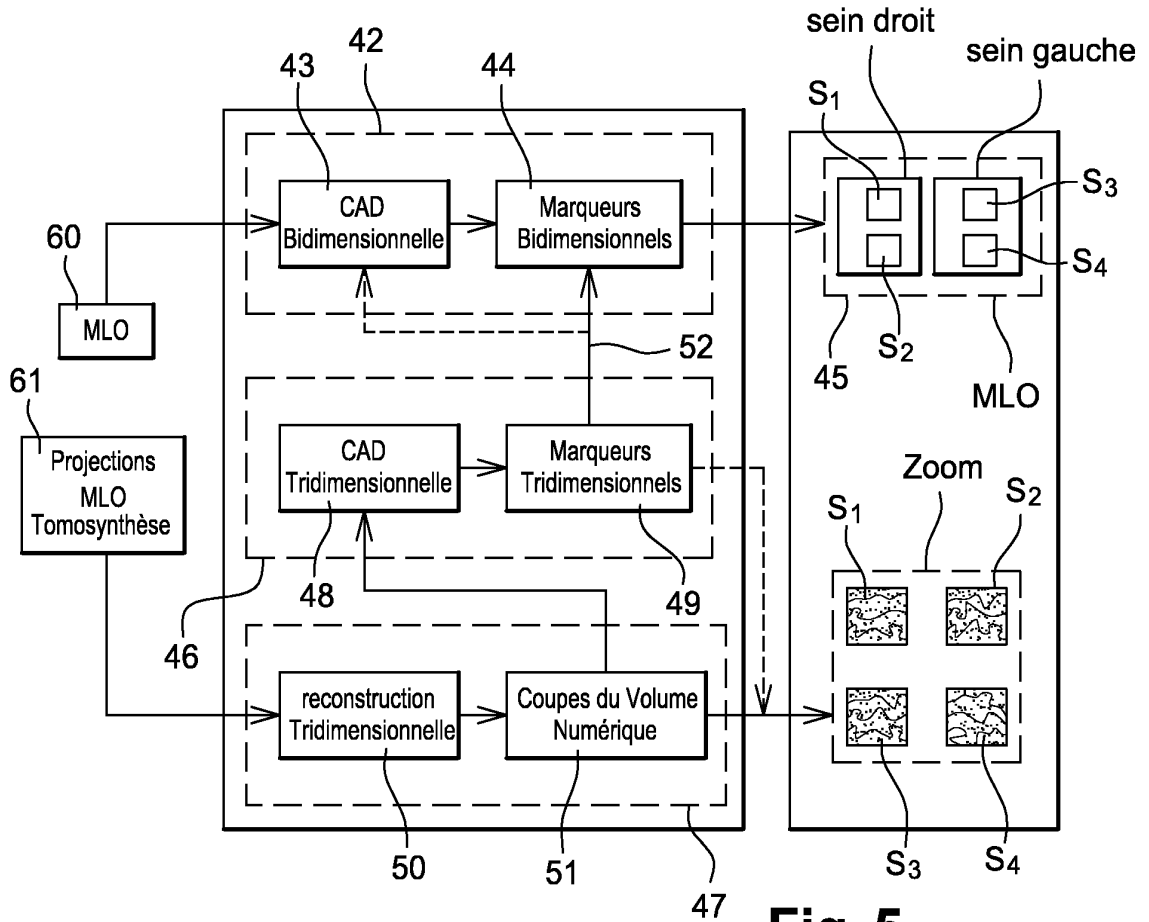


Fig. 5

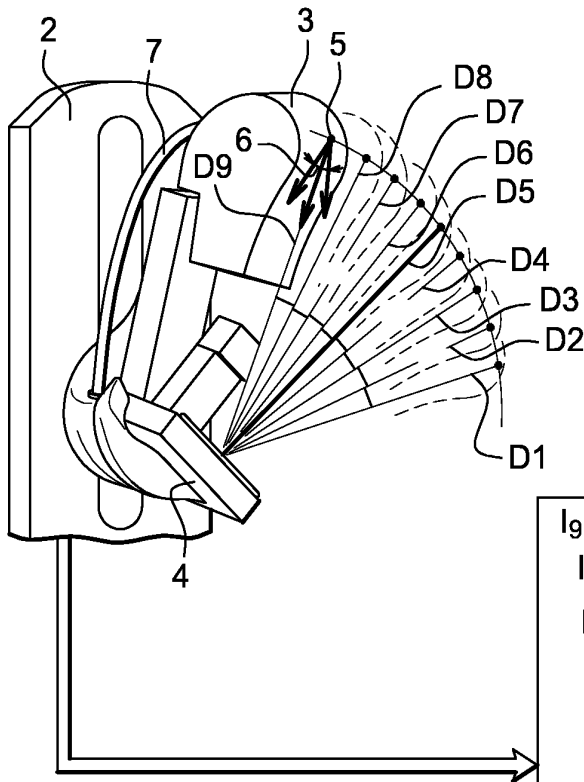
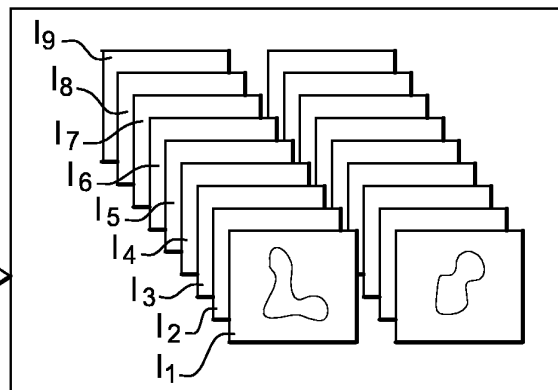


Fig. 6



4 / 4

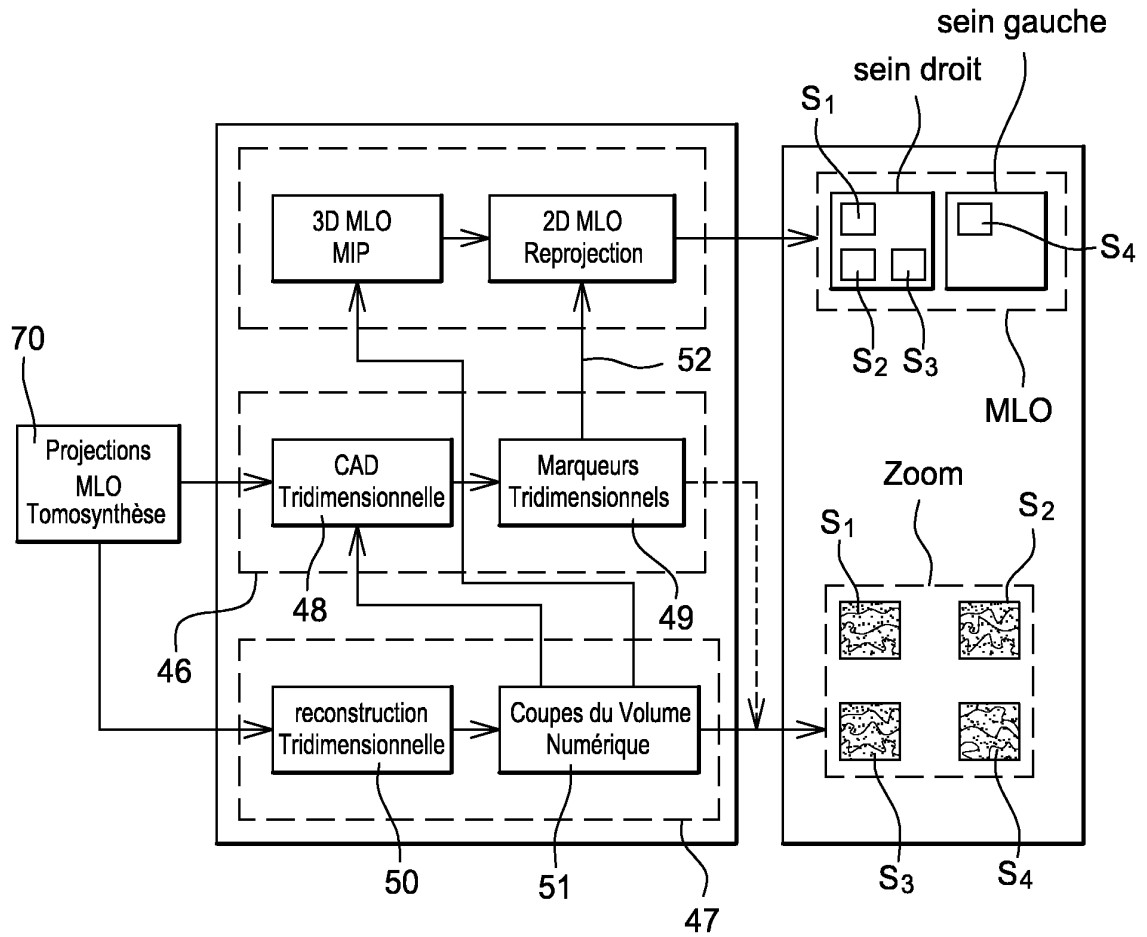


Fig. 7



**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FA 676981
FR 0650565

| DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS | | Revendication(s) concernée(s) | Classement attribué à l'invention par l'INPI |
|--|---|--|---|
| Catégorie | Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes | | |
| X | FR 2 622 991 A (THOMSON RECHERCHE) 12 mai 1989 (1989-05-12) * abrégé * * page 7, ligne 29 - page 8, ligne 5 * ----- | 1-14 | G06T15/00 A61B6/00 H05G1/60 |
| X | EP 0 374 045 A (SCHLUMBERGER, ETIENNE) 20 juin 1990 (1990-06-20) * abrégé * | 1 | |
| A | US 4 899 318 A (SCHLUMBERGER ET AL) 6 février 1990 (1990-02-06) * abrégé * ----- | 1-14 | |
| | | | DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC) |
| | | | G06T |
| | | Date d'achèvement de la recherche | Examineur |
| | | 27 septembre 2006 | GONZALEZ ARIAS, P |
| CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS | | T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant | |
| X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire | | | |

1
EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0650565 FA 676981**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.

Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du 27-09-2006

Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

| Document brevet cité au rapport de recherche | Date de publication | Membre(s) de la famille de brevet(s) | Date de publication |
|---|------------------------|---|--------------------------|
| FR 2622991 | A | 12-05-1989 | AUCUN |
| ----- | | | |
| EP 0374045 | A | 20-06-1990 | CA 2005418 A1 14-06-1990 |
| | | | FR 2640394 A1 15-06-1990 |
| | | | JP 2245884 A 01-10-1990 |
| ----- | | | |
| US 4899318 | A | 06-02-1990 | AT 115310 T 15-12-1994 |
| | | | CA 1300368 C 12-05-1992 |
| | | | DE 3852386 D1 19-01-1995 |
| | | | EP 0323770 A1 12-07-1989 |
| | | | FR 2624634 A1 16-06-1989 |
| | | | IN 171941 A1 13-02-1993 |
| | | | JP 2042585 A 13-02-1990 |
| ----- | | | |