

19 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

11 N° de publication :

2 948 481

(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

21 N° d'enregistrement national :

09 55250

51 Int Cl⁸ : G 06 T 17/00 (2006.01), A 61 B 6/00

12

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 27.07.09.

30 Priorité :

43 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 28.01.11 Bulletin 11/04.

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, IORDACHE
RAZVAN, BOUCHEVREAU XAVIER et PUONG SYL-
VIE.

73 Titulaire(s) : GENERAL ELECTRIC COMPANY.

74 Mandataire(s) : CABINET REGIMBEAU.

54 PROCÉDE D'IMAGERIE POUR LA REALISATION D'UNE MODELISATION EN TRIPLE ENERGIE, ET
DISPOSITIF POUR LA MISE EN OEUVRE D'UN TEL PROCÉDE.

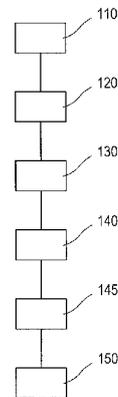
57 La présente invention concerne un procédé d'imagerie
d'un corps (7) par rayons X par un dispositif (1) d'image-
rie comprenant un émetteur (15) de rayons X à différents
spectres d'émission et un capteur (10) d'image, ledit procé-
dé étant caractérisé en ce qu'il comprend les étapes de :

- acquisition (110) par ledit capteur (10) d'une première
image résultant de la traversée du corps (7) par les rayons
X émis avec un premier spectre d'émission,

- calcul (120), par des moyens (20) de calcul, de caracté-
ristiques du corps (7) à partir de la première image, et cal-
cul d'un deuxième spectre d'émission et d'un troisième
spectre d'émission à partir de ces caractéristiques,

- acquisition (130, 140) par ledit capteur (10) d'une
deuxième image et d'une troisième image résultant de la
traversée du corps (7) par les rayons X émis par l'émetteur
(15) de rayons X, respectivement avec les deuxième spec-
tre d'émission et troisième spectre d'émission, lesdits
deuxième et troisième spectres d'émission étant distincts
l'un de l'autre et distincts du premier spectre

- modélisation (150) du corps (7) via les moyens (20) de
calcul qui à partir de la première image, de la deuxième ima-
ge et de la troisième image, génère des cartes d'épaisseur
des différents matériaux composant le corps



FR 2 948 481 - A1



DOMAINE TECHNIQUE GENERAL

L'invention concerne le domaine de l'imagerie corporelle par rayons X.

L'invention peut s'appliquer de manière plus particulière au domaine de la
5 mammographie.

ETAT DE L'ART

L'imagerie conventionnelle en mammographie consiste en l'acquisition
10 d'une image de sein au moyen de l'émission de rayons X émis à un spectre d'énergie donné, c'est de l'imagerie morphologique.

Des nouvelles techniques, à savoir la méthode temporelle et la méthode multi-
15 énergies, sont utilisées pour l'imagerie de la vascularisation des tumeurs. Elles réalisent de l'imagerie fonctionnelle. Ces nouvelles techniques ne sont toutefois pas utilisées en clinique.

Dans le cadre de ces méthodes (méthode temporelle ou méthode multi-
20 énergies), il est préférable, voire nécessaire, d'utiliser un produit de contraste, c'est-à-dire un produit qui sera injecté dans le corps du sujet, et qui a des propriétés lui permettant d'être visible sur les images acquises.

En particulier, l'iode sous une forme injectable est communément utilisé comme agent de contraste, en raison de sa forte opacité aux rayons X. La raison de cette opacité est que le niveau d'énergie k-edge de l'iode, qui
25 correspond à un niveau d'énergie auquel s'observe un pic d'absorption des photons, est dans la gamme des niveaux d'énergie utilisés ou pouvant être produits pour l'émission de rayons X dans l'imagerie par rayons X.

La méthode temporelle consiste en l'acquisition de plusieurs images du
30 corps à observer ; une première image est prise avant l'injection d'un produit de contraste (image pré-injection), et une série d'images est prise après l'injection d'un produit de contraste (images post-injection). Une

soustraction est ensuite effectuée entre les images post-injection et pré-injection, pour obtenir une visualisation finale du corps à observer.

En mammographie conventionnelle, on peut utiliser une image dite de pré-exposition, qui consiste en une image prise avec une dose très faible, et dont l'utilité est de permettre la détermination des paramètres d'émission à
5 utiliser pour la prise de l'image exploitée directement pour l'obtention de l'image finale.

Les paramètres d'émission précités, définissant le spectre de rayons X, dépendent en effet d'inconnues correspondant à des caractéristiques de
10 mesure telles que l'épaisseur (en mammographie : l'épaisseur du sein) et la composition (par exemple la glandularité dans le cas d'une mammographie) du corps à observer.

La détermination de ces paramètres est détaillée dans « Dose to Population as a Metric in the Design of Optimised Exposure Control in Digital
15 Mammography » R. Klausz and N. Shramchenko, Radiation Protection Dosimetry (2005), vol 114, pp. 369-374.

Cette image de pré-exposition n'est pas exploitée en dehors de la détermination des dites inconnues. Sa qualité est en effet insuffisante pour
20 permettre son exploitation directe pour le diagnostic en mammographie conventionnelle, du fait de la faible dose employée pour son acquisition.

Les paramètres d'émission influent en effet directement sur la qualité de l'image acquise. Il est par ailleurs recommandé de limiter l'exposition des
25 corps aux rayons X, il sera par conséquent préférable de réaliser l'acquisition des images avec des paramètres les plus optimaux possibles, afin de ne pas avoir à réaliser une acquisition supplémentaire et afin d'avoir une qualité d'image optimale.

La méthode multi-énergies consiste en l'acquisition de plusieurs images du corps à observer, généralement suite à l'injection d'un produit de contraste
30 tel que l'iode, lesdites plusieurs images étant acquises avec des spectres d'énergie différents.

L'acquisition de plusieurs images d'un même corps avec des spectres d'énergie différents permet d'obtenir des informations complémentaires sur

ce corps, et ainsi d'en permettre la modélisation (calcul des cartes d'épaisseur des différents matériaux composant le corps). Une carte d'épaisseur d'un matériau donné est une image représentant en chaque pixel ou en chaque point, la valeur de l'épaisseur de ce matériau. Une carte
5 d'épaisseur totale du corps imagé peut également être obtenue, par exemple en faisant la somme des cartes d'épaisseurs des différents matériaux composant ce corps (sinon, si le corps imagé comprend N matériaux, d'épaisseurs T_i (i allant de 1 à N), on peut se donner comme inconnues les épaisseurs T_1 à T_{N-1} et T , l'épaisseur totale du corps imagé,
10 et résoudre ainsi la modélisation multi-énergies).

Les méthodes en double énergie sont actuellement connues et exploitées. Toutefois, dans les méthodes multi-énergies, plusieurs inconnues (correspondant à des caractéristiques du corps ; en mammographie avec injection de produit de contraste, il y a trois inconnues : l'épaisseur du
15 produit de contraste, l'épaisseur de tissus glandulaires, et l'épaisseur de tissus adipeux, la somme de ces trois épaisseurs étant égale à l'épaisseur du sein) sont à déterminer, notamment grâce aux différentes atténuations des tissus/matériaux vis-à-vis des spectres des rayons X émis.

Par conséquent, dans le cas de la mammographie, avec les méthodes en
20 double-énergie, où seuls deux spectres sont disponibles, on cherche à déterminer les trois inconnues correspondant aux caractéristiques de mesure avec les deux équations à disposition grâce aux deux spectres émis (ce qui nécessite normalement au moins trois équations, sauf à formuler une hypothèse sur l'une des inconnues). Une approximation est alors faite,
25 en considérant l'une des inconnues comme constante.

Dans le cas de la mammographie, c'est l'épaisseur du sein qui est considérée comme constante, le sein étant, dans les appareils de mammographie, compressé entre deux surfaces. Cette approximation se vérifie toutefois moins bien aux extrémités du sein du fait de sa forme
30 arrondie, ce qui pénalise la qualité de la modélisation du corps.

Dans le cas de la triple énergie, connue par exemple de la publication « Absorption-edge fluoroscopy using a three-spectrum technique, F. Kelcz & C. A. Mistretta, Medical Physics, Vol 3, N° 3, May/june 1976 », le procédé

d'imagerie conduit à résoudre un système de trois équations pour trois inconnues, ce qui évite d'avoir recours à une approximation. Dans le cas particulier de cette publication qui porte sur l'imagerie de la thyroïde, les inconnues sont l'épaisseur d'iode, l'épaisseur de tissus mous, et l'épaisseur d'os.

Une manière de mettre en œuvre les méthodes triple-énergie serait d'acquérir une image de pré-exposition, de la même manière qu'en mammographie conventionnelle, d'en dériver l'épaisseur et la composition du sein, puis d'acquérir les trois images avec les spectres optimaux correspondant à cette épaisseur et composition de sein. Cependant, cette méthode implique l'acquisition d'une image supplémentaire de pré-exposition en plus des trois images acquises pour la triple-énergie. Cela peut augmenter le temps d'examen de la patiente, le temps de compression du sein et également la dose de rayons X à laquelle est soumis le corps.

PRESENTATION DE L'INVENTION

La présente invention propose de résoudre ce problème technique, et ainsi une mise en pratique de la triple énergie en exploitant l'image de pré-exposition en tant qu'une des trois images acquises pour la triple énergie.

L'invention propose un procédé d'imagerie d'un corps par rayons X par un dispositif d'imagerie comprenant un émetteur de rayons X à différents spectres d'émission et un capteur d'image, ledit procédé étant caractérisé en ce qu'il comprend les étapes de :

- acquisition par ledit capteur d'une première image résultant de la traversée du corps par les rayons X émis avec un premier spectre d'émission,
- calcul, par des moyens de calcul, de caractéristiques du corps à partir de la première image, et calcul d'un deuxième spectre d'émission et d'un troisième spectre d'émission à partir de ces caractéristiques,
- acquisition par ledit capteur d'une deuxième image et d'une troisième image résultant de la traversée du corps par les rayons X émis par

l'émetteur de rayons X, respectivement avec les deuxième spectre d'émission et troisième spectre d'émission, lesdits deuxième et troisième spectres d'émission étant distincts l'un de l'autre et distincts du premier spectre

- 5 - modélisation du corps via les moyens de calcul qui génèrent des cartes d'épaisseur des différents matériaux composant le corps à partir de la première image, de la deuxième image et de la troisième image.

10 Selon un mode de réalisation particulier, l'étape de modélisation comporte une étape supplémentaire de :

- 15 - génération d'une carte de l'épaisseur totale du corps en chaque point à partir des trois images acquises, et de traitement de cette carte de l'épaisseur du corps pour générer une version traitée contenant uniquement les basses fréquences, ladite carte d'épaisseur du corps traitée étant utilisée lors de l'étape de modélisation avec la deuxième image et la troisième image.

20 Selon un autre mode de réalisation particulier, l'acquisition des images fait intervenir un produit de contraste, ledit produit de contraste ayant un contraste maximum sur les images lorsqu'il est exposé à une valeur d'énergie spécifique, appelée k-edge, ledit procédé étant caractérisé en ce que les spectres d'acquisition des deuxième et troisième images ont des énergies moyennes respectivement au-dessus et en-dessous de la valeur k-edge du produit de contraste, ou inversement.

25

Selon un autre mode de réalisation particulier, ledit procédé d'imagerie est un procédé permettant de réaliser une mammographie.

30 Selon un autre mode de réalisation particulier, ledit niveau d'énergie de ladite première acquisition d'image est compris entre 10 KeV et 30 KeV, préférentiellement entre 15 KeV et 25 KeV, lorsque l'iode est utilisé comme produit de contraste.

Selon une variante de ce mode de réalisation, le niveau d'énergie de la première image est de 20 KeV, et les niveaux d'énergie des deuxième et troisième images sont respectivement de 33 KeV et de 34 KeV, ou inversement, lorsque l'iode est utilisé comme produit de contraste.

5

L'invention concerne également un dispositif d'imagerie d'un corps par rayons X comprenant un émetteur de rayons X et un capteur d'image, ledit dispositif comprenant:

- des moyens d'acquisition via ledit capteur d'image d'une première image résultant de la traversée du corps par les rayons X émis selon un premier spectre d'émission par l'émetteur de rayons X, ainsi que d'une deuxième image et d'une troisième image résultantes de la traversée du corps par les rayons X émis respectivement selon un deuxième spectre d'émission et un troisième spectre d'émission par l'émetteur de rayons X,

10
15 ledit dispositif étant caractérisé en ce qu'il comprend également :

- des moyens de calcul d'inconnues concernant le corps, de paramètres d'émission comprenant le deuxième spectre d'émission et le troisième spectre d'émission à partir des inconnues calculées lors de l'analyse de ladite première image, lesdits deuxième et troisième spectres d'émission étant distincts l'un de l'autre, et distincts du premier spectre, lesdits moyens de calcul étant également aptes à produire à partir des trois images acquises des cartes d'épaisseur des différents matériaux composant le corps.

20
25 Selon un mode de réalisation particulier, ledit dispositif comprend en outre :

- des moyens de traitement de la carte d'épaisseur totale du corps pour générer une version traitée de la carte d'épaisseur totale du corps ne contenant que les basses fréquences, lesdits moyens de calcul étant aptes à utiliser cette version traitée de la carte d'épaisseur totale du corps pour produire des cartes d'épaisseur des différents matériaux composant le corps, cette version traitée de la carte d'épaisseur totale étant alors combinée avec la deuxième et la troisième images acquises, pour générer des cartes d'épaisseur des différents matériaux composant le corps.

30

Selon un autre mode de réalisation particulier dudit dispositif, ledit émetteur de rayons X est apte à émettre à des photons dont les spectres d'énergie moyenne ont des valeurs égales à 20 KeV pour l'acquisition de la première image, et à 33 KeV et 34 KeV, respectivement pour l'acquisition de la deuxième image et de la troisième image, ou inversement.

L'invention permet d'obtenir une modélisation en triple énergie, s'affranchissant ainsi des inconvénients et approximations liés à la méthode double-énergie, tout en permettant une détermination simple des paramètres d'émission et ainsi une mise en œuvre simplifiée.

PRESENTATION DES FIGURES

D'autres caractéristiques, buts et avantages de l'invention ressortiront de la description qui suit, qui est purement illustrative et non limitative, et qui doit être lue en regard des dessins annexés, sur lesquels :

La figure 1 présente un dispositif d'imagerie corporelle réalisant une modélisation en triple énergie.

La figure 2 présente les étapes du procédé d'imagerie corporelle en triple énergie.

La figure 3 présente les étapes du procédé d'imagerie corporelle en triple énergie comprenant une étape supplémentaire de traitement de la carte d'épaisseur (totale) du corps générée par combinaison des trois images acquises.

DESCRIPTION DETAILLEE

La figure 1 présente tout d'abord un dispositif 1 d'imagerie corporelle réalisant une modélisation en triple énergie selon l'invention, décrite plus en détail en référence aux figures 2 et 3.

Le dispositif 1 comprend un capteur d'image 10, un émetteur 15 de rayons X, et des moyens de calcul 20.

Le capteur d'image 10 permet l'acquisition d'images réalisées via l'émission de rayons X avec différents spectres par l'émetteur 15 de rayons X sur un corps 7 visé d'un sujet 5.

Les moyens de calcul 20 ont plusieurs rôles distincts :

- 5 - à partir de la première image acquise, le calcul des inconnues de mesure correspondant à des caractéristiques concernant le corps 7 visé,
- la détermination des paramètres d'émission pour les deuxième et troisième images, dépendant des inconnues déterminées
- 10 - précédemment (ces paramètres d'acquisition pouvant consister par exemple en la durée d'exposition, au spectre d'émission des rayons X),
- à partir des première, deuxième et troisième images, générer des cartes d'épaisseur des différents matériaux composant le corps par
- 15 différentes combinaison des trois images acquises

Le dispositif comprend également des moyens de compression composés d'un support du sein confondu avec le capteur d'image 10, et d'une pelote de compression 30, dont le rôle est de compresser le corps 7 visé afin de faciliter l'acquisition des images et d'améliorer la qualité des images.

- 20 Compresser ainsi le corps visé permet de s'assurer que le corps visé reste immobile lors de l'acquisition des différentes images, et permet également le calcul de l'épaisseur à traverser par les rayons X pour l'acquisition de la première image. L'épaisseur du sein est ainsi estimée par une mesure de la distance entre la pelote de compression 30 et le support 10 du sein.

- 25 La figure 2 présente les étapes principales d'un procédé d'imagerie corporelle en triple énergie selon l'invention.

- Le sujet 5 comportant le corps 7 à observer (par exemple un sein dans le cas d'une mammographie) est ainsi installé dans un dispositif 1 d'imagerie
- 30 corporelle tel que présenté sur la figure 1, et est susceptible de s'être fait injecter un produit de contraste.

La première étape 110 correspond à une étape d'acquisition de la première image. Cette image est préférentiellement acquise avec une dose très faible

afin de limiter l'irradiation de la patiente, mais peut être acquise quelle que soit la dose utilisée.

La deuxième étape 120 correspond à une étape de détermination des paramètres d'émission pour les deuxième et troisième images, en fonction
5 des données recueillies à partir de l'acquisition de ladite première image.

Pour cette détermination, les données recueillies à l'aide de la première image acquise sont exploitées, afin de déterminer des inconnues du corps visé, telles l'épaisseur radiologique du corps visé.

Selon un mode de réalisation particulier, le procédé a pour but la réalisation
10 d'une mammographie. Dans ce mode de réalisation particulier, le corps 7 visé est le sein d'un sujet 5. Le sein est alors, de manière conventionnelle, compressé entre deux éléments pour assurer son immobilité au cours du procédé.

La détermination des paramètres d'émission implique au préalable le calcul
15 d'inconnues concernant le corps 7, à savoir l'épaisseur et la composition du sein visé. Une fois ces inconnues déterminées, les paramètres d'émission des deuxième et troisième images peuvent être déterminés selon une méthode d'optimisation similaire à celle trouvée dans « Optimization of
20 Enhanced Digital Breast Tomosynthesis », S. Puong, X. Bouchevreau et al., SPIE Medical Imaging 2008, vol. 6913, p. 69130Z, mais étendue à la triple-énergie.

En imagerie par rayons X, la détermination des paramètres d'émission
25 consiste en la détermination du spectre d'émission des rayons X, c'est-à-dire les niveaux d'énergie auxquels seront émis les rayons par un émetteur de rayons X, ainsi que la durée d'exposition du corps aux rayons X.

L'optimisation de ces paramètres d'émission dépend de l'atténuation des tissus du corps à visualiser.

Dans le procédé selon l'invention, la première image est acquise avec un
30 premier spectre, tandis que les deuxième et troisième images sont acquises respectivement avec un deuxième spectre et un troisième spectre, distincts l'un de l'autre et distincts du premier spectre.

Selon un mode de réalisation particulier, lesdits deuxième et troisième spectres sont des niveaux d'énergie supérieurs au niveau d'énergie du premier spectre, qui est lui-même très faible.

Les spectres optimaux exacts varient avec l'épaisseur et la composition du sein ; la connaissance de ces inconnues permettra ainsi la détermination
5 des paramètres d'émission des deuxième et troisième images. La première image est utilisée pour déterminer les paramètres d'émission optimaux pour les deuxième et troisième images.

A titre d'exemple, dans le cas où l'Iode est utilisé comme produit de
10 contraste, sa valeur k-edge est de 33.2 KeV, des niveaux d'énergie moyenne de 33 KeV et 34 KeV pour les spectres d'acquisition des deuxième et troisième images permettent une bonne modélisation. Ces valeurs respectent la configuration citée précédemment ; à savoir une valeur légèrement inférieure à la valeur k-edge du produit de contraste, et
15 une valeur légèrement supérieure à la valeur k-edge du produit de contraste.

La troisième étape 130 correspond à une étape d'acquisition de la deuxième image, au moyen des paramètres d'émission déterminés lors de l'étape 120, notamment le deuxième spectre d'énergie.

20 La quatrième étape 140 correspond à une étape d'acquisition de la troisième image, au moyen des paramètres d'émission déterminés lors de l'étape 120, notamment le troisième spectre d'énergie.

La cinquième étape 150 correspond à une étape de modélisation, en exploitant les données des première, deuxième et troisième images
25 précédemment acquises, afin de générer des cartes d'épaisseurs des différents matériaux composant le sein, par une méthode connue de l'homme du métier.

La figure 3 présente le procédé d'imagerie décrit précédemment, auquel est
30 ajoutée une étape supplémentaire 145 de traitement d'image.

L'image de pré-exposition est acquise à une dose très faible, elle présente par conséquent un bruit quantique important. Une étape supplémentaire

145 est donc possible afin de réduire les perturbations résultant de ce bruit quantique susceptible d'altérer la modélisation finale.

L'étape supplémentaire 145 consiste alors à générer une carte de l'épaisseur totale du corps en chaque point, grâce à la résolution du système à trois inconnues, correspondant à des caractéristiques du corps. Cette image est ensuite traitée pour en générer une version contenant uniquement les basses fréquences, afin d'éliminer le bruit quantique résultant du faible niveau d'énergie utilisé pour l'acquisition de l'image de pré-exposition.

10 Un tel traitement permet d'éliminer uniquement le bruit quantique, les variations d'épaisseur du corps ayant des fréquences beaucoup plus basses que le bruit quantique.

C'est cette image traitée, qui est alors utilisée en combinaison avec les deux images acquises avec des paramètres d'émission optimaux, afin de réaliser la modélisation du corps par triple énergie.

Revendications

1. Procédé d'imagerie d'un corps (7) par rayons X par un dispositif (1) d'imagerie comprenant un émetteur (15) de rayons X à différents spectres d'émission et un capteur (10) d'image, ledit procédé étant caractérisé en ce qu'il comprend les étapes de :
- 5 - acquisition (110) par ledit capteur (10) d'une première image résultant de la traversée du corps (7) par les rayons X émis avec un premier spectre d'émission,
 - 10 - calcul (120), par des moyens (20) de calcul, de caractéristiques du corps (7) à partir de la première image, et calcul d'un deuxième spectre d'émission et d'un troisième spectre d'émission à partir de ces caractéristiques,
 - 15 - acquisition (130, 140) par ledit capteur (10) d'une deuxième image et d'une troisième image résultant de la traversée du corps (7) par les rayons X émis par l'émetteur (15) de rayons X, respectivement avec les deuxième spectre d'émission et troisième spectre d'émission, lesdits deuxième et troisième spectres d'émission étant distincts l'un de l'autre et distincts du premier spectre,
 - 20 - modélisation (150) du corps (7) via les moyens (20) de calcul qui génèrent des cartes d'épaisseur des différents matériaux composant le corps à partir de la première image, de la deuxième image et de la troisième image.
2. Procédé d'imagerie selon la revendication 1, caractérisé en ce que
- 25 l'étape de modélisation (150) comporte une étape supplémentaire de :
- 30 - génération d'une carte de l'épaisseur totale du corps en chaque point à partir des trois images acquises, et de traitement (145) de cette carte de l'épaisseur du corps pour générer une version traitée contenant uniquement les basses fréquences, ladite carte d'épaisseur du corps traitée étant utilisée lors de l'étape de modélisation (150) avec la deuxième image et la troisième image.

3. Procédé d'imagerie selon l'une des revendications précédentes, dans lequel l'acquisition des images fait intervenir un produit de contraste, ledit produit de contraste ayant un contraste maximum sur les images lorsqu'il est exposé à une valeur d'énergie spécifique, appelée k-edge, ledit procédé
5 étant caractérisé en ce que les spectres d'acquisition des deuxième et troisième images ont des énergies moyennes respectivement au-dessus et en-dessous de la valeur k-edge du produit de contraste, ou inversement.

4. Procédé d'imagerie selon l'une des revendications précédentes,
10 caractérisé en ce que ledit procédé d'imagerie est un procédé permettant de réaliser une mammographie.

5. Procédé d'imagerie selon la revendication 3, caractérisé en ce que ledit niveau d'énergie de ladite première acquisition d'image est compris entre 10
15 KeV et 30 KeV, préférentiellement entre 15 KeV et 25 KeV, lorsque l'iode est utilisé comme produit de contraste.

6. Procédé d'imagerie selon la revendication 3, caractérisé en ce que le niveau d'énergie de la première image est de 20 KeV, et les niveaux
20 d'énergie des deuxième et troisième images sont respectivement de 33 KeV et de 34 KeV, ou inversement, lorsque l'iode est utilisé comme produit de contraste.

7. Dispositif (1) d'imagerie d'un corps (7) par rayons X comprenant un
25 émetteur (15) de rayons X et un capteur (10) d'image, ledit dispositif (1) comprenant:

- des moyens d'acquisition via ledit capteur (10) d'image d'une première image résultant de la traversée du corps (7) par les rayons X émis selon un premier spectre d'émission par l'émetteur (15) de rayons X, ainsi que d'une
30 deuxième image et d'une troisième image résultantes de la traversée du corps (7) par les rayons X émis respectivement selon un deuxième spectre d'émission et un troisième spectre d'émission par l'émetteur (15) de rayons X,

ledit dispositif (1) étant caractérisé en ce qu'il comprend également :

- des moyens de calcul (20) d'inconnues concernant le corps (7), de paramètres d'émission comprenant le deuxième spectre d'émission et le troisième spectre d'émission à partir des inconnues calculées lors de l'analyse de ladite première image, lesdits deuxième et troisième spectres d'émission étant distincts l'un de l'autre, et distincts du premier spectre, lesdits moyens de calcul étant également aptes à produire à partir des trois images acquises des cartes d'épaisseur des différents matériaux composant le corps.

10

8. Dispositif (1) selon la revendication précédente, caractérisé en ce qu'il comprend en outre :

- des moyens de traitement de la carte d'épaisseur totale du corps pour générer une version traitée de la carte d'épaisseur totale du corps ne contenant que les basses fréquences, lesdits moyens de calcul (20) étant aptes à utiliser cette version traitée de la carte d'épaisseur totale du corps pour produire des cartes d'épaisseur des différents matériaux composant le corps, cette version traitée de la carte d'épaisseur totale étant alors combinée avec la deuxième et la troisième images acquises, pour générer des cartes d'épaisseur des différents matériaux composant le corps.

20

9. Dispositif (1) selon l'une des revendications 7 ou 8, caractérisé en ce que ledit émetteur (15) de rayons X est apte à émettre à des photons dont les spectres d'énergie moyenne ont des valeurs égales à 20 KeV pour l'acquisition de la première image, et à 33 KeV et 34 KeV, respectivement pour l'acquisition de la deuxième image et de la troisième image, ou inversement.

25

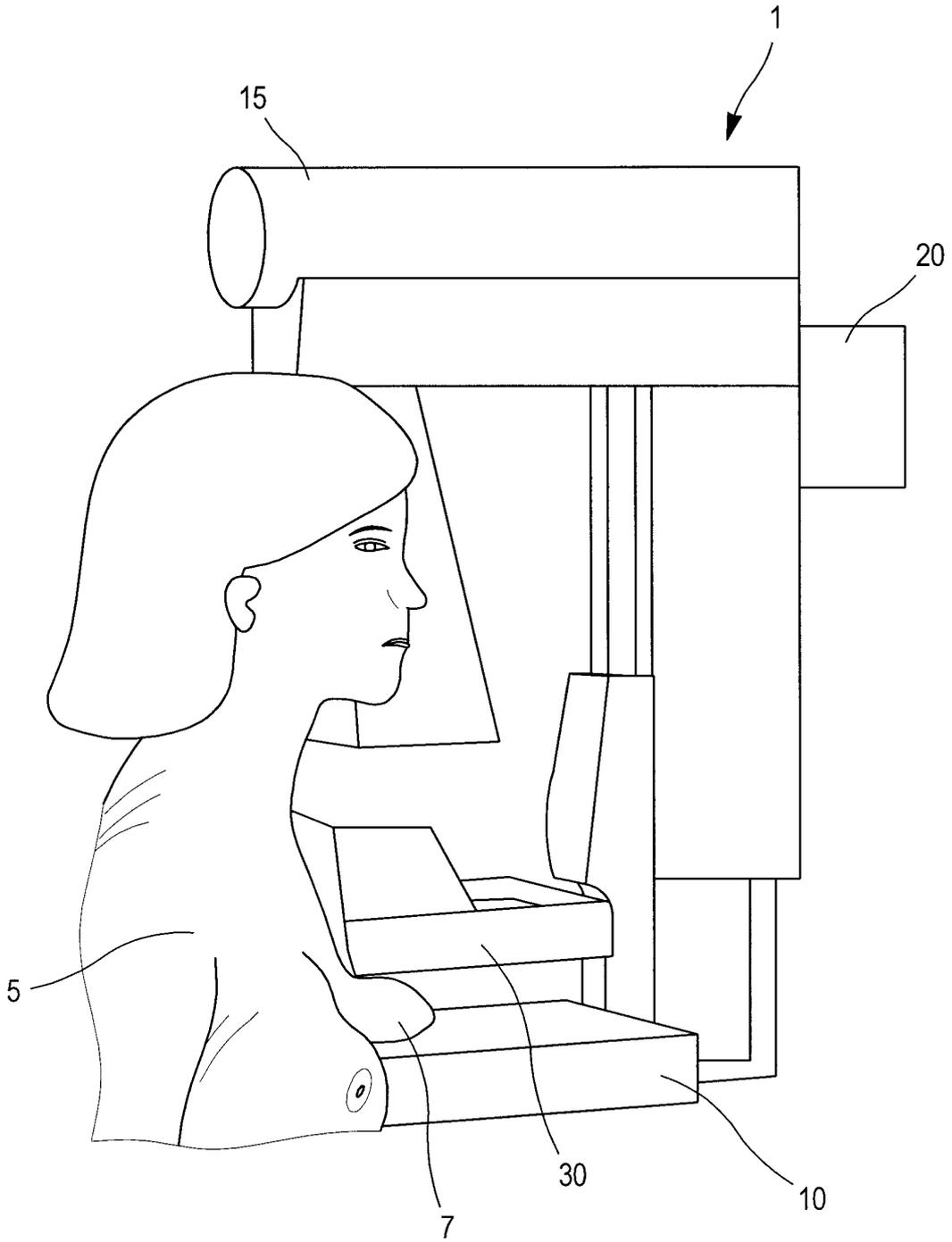


FIG. 1

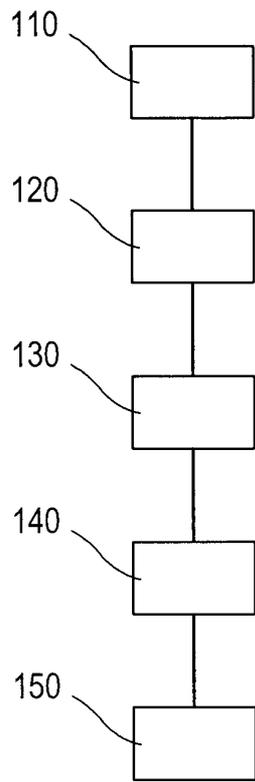


FIG. 2

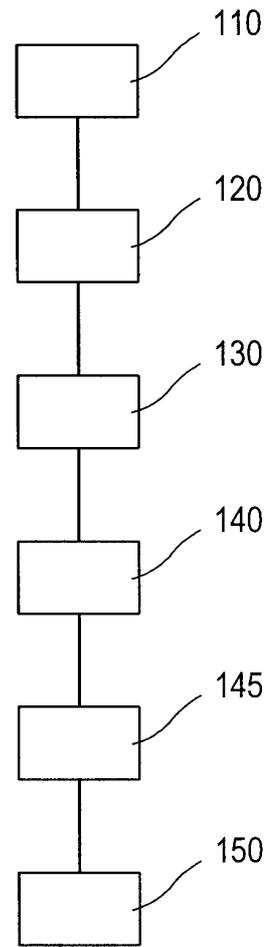


FIG. 3



**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

N° d'enregistrement national

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

FA 724897
FR 0955250

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	EP 1 216 661 A2 (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC [US]) 26 juin 2002 (2002-06-26) * alinéas [0013] - [0023], [0037], [0038] *	1-9	G06T17/00 A61B6/00
A	US 3 974 386 A (MISTRETTA CHARLES A ET AL) 10 août 1976 (1976-08-10) * abrégé *	1-9	
A	US 2005/069086 A1 (DEYCH RUVIN [US] ET AL) 31 mars 2005 (2005-03-31) * alinéas [0013], [0029], [0052] - [0054]; figure 4 *	1-9	
A	US 4 686 695 A (MACOVSKI ALBERT [US]) 11 août 1987 (1987-08-11) * le document en entier *	1-9	
A	US 2005/220265 A1 (BESSON GUY M [US]) 6 octobre 2005 (2005-10-06) * alinéa [0044] *	1-9	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
			A61B
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
29 avril 2010		Clevorn, Jens	
<p>CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS</p> <p>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</p> <p>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</p> <p>& : membre de la même famille, document correspondant</p>			

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0955250 FA 724897**

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 **29-04-2010**

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
EP 1216661 A2	26-06-2002	JP 3917852 B2	23-05-2007
		JP 2002330954 A	19-11-2002
		US 2002075997 A1	20-06-2002

US 3974386 A	10-08-1976	CA 1045254 A1	26-12-1978
		DE 2530315 A1	29-01-1976
		GB 1492412 A	16-11-1977
		JP 1011203 C	29-08-1980
		JP 51019488 A	16-02-1976
		JP 54042596 B	14-12-1979

US 2005069086 A1	31-03-2005	AUCUN	

US 4686695 A	11-08-1987	AUCUN	

US 2005220265 A1	06-10-2005	US 2004264627 A1	30-12-2004
		US 2004264626 A1	30-12-2004
		US 2004264628 A1	30-12-2004
		WO 2005009206 A2	03-02-2005
