

12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22) Date de dépôt : 26.04.00.

30) Priorité :

43) Date de mise à la disposition du public de la
demande : 02.11.01 Bulletin 01/44.

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) : GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL
TECHNOLOGY COMPANY, LLC. — US.

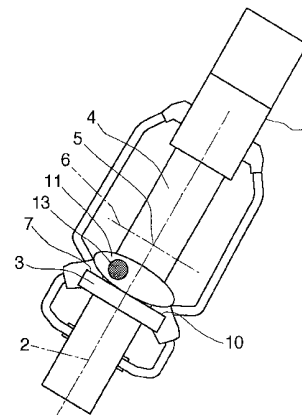
72) Inventeur(s) : MULLER SERGE, MIOTTI LUC et
SALADIN JEAN PIERRE.

73) Titulaire(s) :

74) Mandataire(s) : CASALONGA ET JOSSE.

54) DISPOSITIF DE PRISE D'IMAGES RADIOLOGIQUES, PROCEDE ET PROGRAMME DE COMMANDE
ASSOCIES AU DISPOSITIF.

57) Dispositif de prise d'images radiologiques comprenant
un émetteur 1 d'un faisceau de rayons X et un récepteur 3
du faisceau de rayons X après qu'il a traversé un organe 11,
l'organe étant apte à être disposé entre le récepteur 3 et un
élément de compression, apte à être fixé de façon amovible
sur le dispositif. Une unité de calcul comprend un moyen
pour optimiser la qualité d'image sur une zone particulière
définie par l'élément de compression.



**Dispositif de prise d'images radiologiques, procédé et programme
de commande associés au dispositif.**

La présente invention relève du domaine de la radiologie destiné à l'étude du corps humain en général et de certains organes en particulier, tels que les seins, le coeur, le système sanguin, etc.

De façon classique, un dispositif de radiologie comprend un
5 tube à rayons X capable d'émettre un faisceau de rayons X selon un
axe donné, un récepteur de rayons X disposé sur la trajectoire du
faisceau de rayons X, l'organe à étudier étant interposé entre le tube à
rayons X et le récepteur, et un support du tube à rayons X et du
récepteur capable de les déplacer selon au moins un axe, dans le but
10 d'obtenir le positionnement désiré par rapport à l'organe à étudier.

Le dispositif de radiologie comprend, de plus, une
alimentation en énergie électrique destinée au tube à rayons X et
éventuellement à différents moteurs ou actionneurs électriques, et une
commande du tube à rayons X permettant d'obtenir les réglages
15 adéquats.

Le récepteur de rayons X est pourvu d'un détecteur de rayons
X du type numérique, permettant de visualiser l'image obtenue sur un
écran vidéo et/ou de l'imprimer. On peut consulter, à ce sujet, le
document US-A-5 539 797.

On s'est aperçu que l'opérateur pouvait commettre des erreurs
20 présentant de sérieux inconvénients. Par exemple, dans le cas de la
mammographie, une erreur de côté peut conduire à effectuer une
biopsie non sur le sein présentant des microcalcifications ou d'autres
symptômes, mais sur l'autre sein ne présentant aucun de ces
25 symptômes.

La présente invention cherche à réduire la possibilité d'erreurs de radiographie.

La présente invention cherche à automatiser le marquage d'une radiographie.

5 La présente invention cherche à améliorer la qualité des images obtenues.

Le dispositif de prise d'images radiologiques, selon un aspect de l'invention, est du type comprenant un émetteur d'un faisceau de rayons X et un récepteur du faisceau de rayons X après qu'il a traversé un organe à étudier, et une unité de calcul apte à commander l'émetteur et à traiter des données provenant du récepteur, ledit organe étant apte à être disposé entre le récepteur et un élément de compression de l'organe. L'unité de calcul comprend un moyen pour optimiser la qualité d'image sur une zone particulière définie par l'élément de compression.

15 Avantageusement, le dispositif comprend un ensemble de reconnaissance de l'élément de compression.

Avantageusement, l'ensemble de reconnaissance comprend au moins un élément de détection et un adaptateur relié à une sortie de l'élément de détection pour permettre le transfert de données en provenance de l'élément de détection vers un bus de communication appartenant au dispositif. L'élément de détection et l'adaptateur peuvent être réalisés sur un même circuit, par exemple intégré. L'élément de détection peut être de type mécanique par exemple un interrupteur, magnétique par exemple un relais magnétosensible, optique par exemple une cellule photosensible, etc.

Dans un mode de réalisation de l'invention, l'unité de calcul est apte à traiter des données provenant de l'ensemble de reconnaissance.

30 Avantageusement, le dispositif comprend une partie d'accrochage d'un élément de compression, et l'ensemble de reconnaissance est disposé dans la partie d'accrochage.

Le moyen d'émission et le moyen de réception peuvent être supportés par un bras pivotant autour d'au moins un axe supporté par un bâti. Le dispositif peut comprendre un moyen pour détecter l'angle

35

de pivotement du bras, un moyen pour entrer des données relatives à l'organe à étudier, un moyen de traitement apte à déterminer le type de l'image qui va être prise en fonction de l'angle de pivotement et desdites données relatives à l'organe, et un moyen pour afficher sur
5 l'image le type d'image déterminé par ledit moyen de traitement ou pour stocker le type d'image déterminé avec les données image par exemple dans l'en-tête d'un fichier informatique. Le récepteur peut être apte à transformer le faisceau de rayons X en un signal électronique numérique.

10 Le dispositif de prise d'images radiologiques, selon un autre aspect de l'invention, est du type comprenant un émetteur d'un faisceau de rayons X, un récepteur du faisceau de rayons X après qu'il a traversé un organe à étudier, un élément présentant une absorption de rayons X donnée apte à être fixé de façon amovible sur le
15 dispositif, et une unité de calcul apte à commander l'émetteur et à traiter des données provenant du récepteur. L'unité de calcul comprend un moyen pour optimiser la qualité d'image sur une zone particulière définie par ledit élément.

20 Le dispositif peut comprendre un ensemble de reconnaissance de l'élément de compression.

De préférence, l'élément de compression comprend un codeur apte à coopérer avec l'ensemble de reconnaissance. Le nombre de données que peut coder le codeur sera égal au nombre de données que peut décoder l'ensemble de reconnaissance.

25 L'élément de compression, selon un aspect de l'invention, est apte à être fixé de façon amovible sur un dispositif de prise d'images radiologiques, du type comprenant un émetteur d'un faisceau de rayons X et un récepteur du faisceau de rayons X après qu'il a traversé un organe à étudier. Ledit organe est apte à être disposé entre le récepteur
30 et ledit élément de compression de l'organe. L'élément de compression comprend un codeur apte à coopérer avec un ensemble de reconnaissance d'élément de compression prévu sur un dispositif de prise d'images radiologiques.

35 Le codeur sera du même type que l'élément de détection: à base de protubérances ou de creux si l'élément de détection est de type

mécanique, à base d'aimants si l'élément de détection est de type magnétique, à base de surfaces claires ou sombres si l'élément de détection est de type optique, etc.

5 De préférence, l'élément de compression comprend une partie d'accrochage sur un dispositif de prise d'images radiologiques, et le codeur est solidaire de la partie d'accrochage.

Le procédé de prise d'images radiologiques, selon un aspect de l'invention, comprend les étapes suivantes:

10 - on monte un élément de compression d'organe sur un dispositif radiologique, du type comprenant un émetteur d'un faisceau de rayons X, un récepteur du faisceau de rayons X après qu'il a traversé un organe à étudier et une unité de calcul apte à commander l'émetteur et à traiter des données provenant du récepteur,

15 - on dispose ledit organe entre le récepteur et l'élément de compression, on prend une première image radiologique, et

- on traite la première image radiologique pour optimiser la qualité d'image sur une zone particulière définie par l'élément de compression.

20 De préférence, la zone particulière est définie par la surface de l'élément de compression en contact avec l'organe à étudier.

Dans un mode de réalisation de l'invention, l'optimisation de la qualité d'image est effectuée à partir d'un histogramme de l'image radiographiée (histogramme réel), d'un modèle mathématique de la chaîne image et de l'objet obtenu par calibration.

25 a) on peut se servir du modèle mathématique de la chaîne image et de l'objet et d'un ensemble de paramètres d'acquisition, du détecteur, du positionneur et d'objet pour déterminer deux valeurs de niveau de gris, gris_min et gris_max prises dans ladite zone particulière et délimitant une zone utile de niveau de gris,

30 b) on peut supprimer dans l'histogramme réel la partie inférieure à gris_min et la partie supérieure à gris_max pour obtenir un histogramme limité,

c) on peut appliquer un jeu de règles audit histogramme limité afin de déterminer un niveau de brillance WL,

35 d) on peut obtenir un contraste WW à partir du niveau de

brillance WL et éventuellement d'un ou plusieurs paramètres choisis par l'utilisateur ou fixés a priori.

Le coefficient d'atténuation linéaire minimum μ_{\min} de l'objet peut être estimé à partir de valeurs connues du coefficient d'atténuation linéaire des tissus les moins atténuants de l'objet (tissus adipeux pour le sein) pour les énergies du spectre de rayons X déterminé par les paramètres d'acquisition et permet avec les paramètres du détecteur, les paramètres du positionneur, les paramètres d'acquisition et les paramètres de l'objet, au travers d'un modèle mathématique de la chaîne image et de l'objet, de déterminer gris_min.

Le coefficient d'atténuation linéaire maximum (μ_{\max}) de l'objet peut être estimé soit à partir de valeurs connues du coefficient d'atténuation linéaire des tissus les plus atténuants de l'objet (tissus fibreux pour le sein) pour les énergies du spectre de rayons X déterminé par les paramètres d'acquisition, soit de manière plus précise à partir de l'épaisseur mécanique du sein comprimé, des paramètres d'acquisition, du modèle mathématique de la chaîne image et de l'objet et d'une quantité de photons obtenue à la suite d'une prépose réalisée sur une zone de densité maximum de l'objet, et permet avec les paramètres du détecteur, les paramètres du positionneur, les paramètres d'acquisition et les paramètres de l'objet, au travers d'un modèle mathématique de la chaîne image et de l'objet, de déterminer le niveau de gris gris_min.

La limitation de l'histogramme peut faire intervenir deux niveaux de gris (gris_min et gris_max) encadrant une zone de niveaux de gris dans laquelle la brillance WL est déterminée.

On peut réaliser une mise en correspondance entre l'histogramme limité et un modèle mathématique de l'histogramme afin de déterminer la valeur d'une épaisseur radiologique caractérisant l'objet.

La mise en correspondance entre l'histogramme limité et le modèle mathématique de l'histogramme peut s'effectuer en appliquant une méthode de minimisation d'erreurs entre deux fonctions.

Pour l'acquisition d'une image radiographique numérique d'un

objet, une chaîne d'acquisition peut comporter un étage de compensation de l'effet d'atténuation exponentielle du rayonnement en utilisant une fonction logarithmique modifiée, de sorte que la perception du contraste d'une différence d'épaisseur donnée reste invariante quels que soient les moyens d'acquisition.

Le niveau de brillance et le contraste obtenus à partir d'un coefficient d'atténuation moyen de l'image indépendamment du niveau de brillance, peuvent intervenir sur un étage de visualisation de telle sorte que les signaux sortants dudit étage de compensation (espace des épaisseurs radiologiques) sont dimensionnés dans l'espace des épaisseurs réelles.

Le procédé de prise d'images radiologiques, selon un autre aspect de l'invention, comprend les étapes suivantes:

- on dispose sur la trajectoire d'un faisceau de rayons X d'un dispositif radiologique un élément présentant une absorption de rayons X donnée, le dispositif radiologique étant du type comprenant un émetteur d'un faisceau de rayons X, un récepteur du faisceau de rayons X après qu'il a traversé un organe à étudier et une unité de calcul apte à commander l'émetteur et à traiter des données provenant du récepteur,

- on dispose ledit organe sur la trajectoire du faisceau de rayons X, on prend une première image radiologique, et

- on traite la première image radiologique pour optimiser la qualité d'image sur une zone particulière définie par ledit élément.

Le programme de commande, selon un aspect de l'invention, comprend des moyens de code programme pour mettre en œuvre les étapes du procédé ci-dessus.

Le support, selon un aspect de l'invention, est capable d'être lu par un dispositif de lecture de moyens de code programme qui s'y trouvent stockés et qui sont aptes à la mise en œuvre des étapes du procédé ci-dessus.

Plus précisément, le programme de commande peut être destiné à une unité de calcul d'un dispositif de prise d'images radiologiques, du type comprenant un émetteur d'un faisceau de rayons X, un récepteur du faisceau de rayons X après qu'il a traversé un

organe à étudier, et une unité de calcul apte à commander l'émetteur et à traiter des données provenant du récepteur. Ledit organe est apte à être disposé entre le récepteur et un élément de compression de l'organe. L'élément de compression est apte à être fixé de façon amovible sur le dispositif. Le programme comprend un module de traitement des données provenant de l'ensemble de reconnaissance pour optimiser la qualité d'image sur une zone particulière définie par l'élément de compression.

Un mode de réalisation de l'invention est illustré par:

- 10 - la figure 1, vue en perspective d'un dispositif de radiologie;
- la figure 2, vue partielle de côté montrant la coopération d'un élément de compression et d'un dispositif de radiologie;
- la figure 3, vue schématique d'un ensemble de reconnaissance; et
- 15 - la figure 4, diagramme des étapes de procédé.
- la figure 5, organigramme d'un mode de mise en oeuvre du procédé,
- la figure 6, courbe montrant l'histogramme limité par rapport à l'histogramme réel,
- 20 - la figure 7 courbe montrant une façon de choisir WL,
- la figure 8 diagramme des étapes du procédé d'obtention d'un contraste invariant.

L'invention s'applique tout particulièrement dans le domaine médical, au dispositif d'imagerie par rayons X.

25 Comme on peut le voir sur la figure 1, l'appareil de radiologie comprend un tube à rayons X 1 capable d'émettre un faisceau de rayons X centré sur un axe 2. Sur la trajectoire le long de laquelle se propagent les rayons X et centré sur l'axe 2, est disposé un récepteur 3 capable de transformer les rayons X incidents en un signal électronique. Le récepteur 3 peut être pourvu d'un détecteur à rayons X du type à état solide. Le tube 1 et le récepteur 3 sont supportés chacun à une extrémité opposée d'un bras 4 supporté par un bâti, non représenté, et monté à rotation par rapport audit bâti autour d'un axe 5 perpendiculaire au plan de la figure et qui passe par l'intersection de
35 l'axe 2 et de l'axe référencé 6, ces trois axes étant mutuellement

perpendiculaires. Le bras 4, le tube 1 et le récepteur 3 peuvent être tournés sur un tour complet par rapport au bâti.

Sur la figure 1, on a représenté un appareil de radiologie à un axe.

5 Bien entendu, la présente invention s'applique aussi à des appareils de radiologie multiaxes, par exemple à bras en C à trois axes ou à quatre axes.

10 Le détecteur de rayons X du récepteur 3 est pourvu d'un système à balayage pour la lecture de la matrice de cellules de détection élémentaires constituant ledit détecteur.

L'invention peut s'appliquer autant à des appareils de mammographie utilisant comme détecteur un couple écran-film (à l'intérieur d'une cassette) qu'à des appareils utilisant un détecteur numérique.

15 Dans le cas d'un détecteur film, l'information du nom de la vue sera alors écrite par voie optique sur le film.

L'utilisation de l'information pelote de compression pour le contrôle du temps d'exposition en fonction du signal reçu lors d'une prépose est tout à fait possible. Il faut alors que l'appareil de mammographie utilise un système composé de plusieurs cellules (une matrice de cellules par exemple) pour mesurer la quantité de rayons X qui atteignent différents endroits du détecteur durant la prépose. On choisit typiquement la cellule se trouvant sous la pelote de compression et qui correspond à la zone radiologiquement la plus dense de l'objet étudié. Une combinaison du signal provenant de plusieurs cellules est aussi possible selon la moyenne, la valeur médiane, etc. La méthode décrite précédemment revient à choisir comme algorithme, le maximum.

20 Sur la figure 2 est illustré un mode de réalisation légèrement différent dans lequel la colonne 8 du dispositif de radiologie 1 comprend une glissière horizontale 19 formée par une rainure 20 limitée par un rebord supérieur 21 et un rebord inférieur 22 de façon que le fond 23 de la rainure 20 présente une hauteur plus élevée que son ouverture 24.

35 Un élément ou pelote de compression 25 est apte à coopérer

avec la glissière 19 et comprend une partie d'accrochage 26, une partie de liaison 27, et une partie de contact 28. La partie d'accrochage 26 est de forme concordante avec la glissière 19 pour pouvoir être disposée dedans. La partie d'accrochage 26 présente une section
5 rectangulaire complétée par deux protubérances supérieure 29 et inférieure 30 prévues pour trouver place dans le fond 23 de la rainure 20. La distance entre les extrémités opposées des protubérances 29 et 30 est supérieure à la distance entre les extrémités opposées des rebords supérieur 21 et inférieur 22. La partie de liaison 27 s'étend à
10 partir de la partie d'accrochage 26 à la sortie de la rainure 20 et supporte la partie de contact 28 qui présente une surface inférieure plane 31 apte à entrer en contact avec un organe, par exemple le sein d'une patiente bénéficiant d'un examen mammographique. La partie de contact 28 peut être réalisée en matériau à faible absorption de rayons
15 X, par exemple en plexiglas.

L'élément de compression 25 peut coulisser horizontalement dans la glissière 19 et est amovible par rapport à la colonne 8. Pour un même dispositif de radiologie, on utilise généralement différents éléments de compression dont seule la partie d'accrochage 26 est
20 semblable pour accrochage dans la glissière 19. Un moyen, non représenté, de blocage du mouvement de translation dans la glissière 19 peut être prévu. Pour reconnaître les différents éléments de compression, un codeur 32 est fixé dans ou sur la partie d'accrochage 26 de chaque élément de compression destiné normalement à être
25 utilisé avec un dispositif de radiologie correspondant. Le codeur peut être du type mécanique sous la forme de touches, optique sous la forme de zones claires ou sombres, magnétique sous la forme d'aimants. Ici, le codeur 32 comprend une pluralité d'aimants, par exemple quatre ou cinq, affleurant la surface de la partie d'accrochage
30 26 du côté du fond 23 de la rainure 19.

La colonne 8 du dispositif de radiologie est équipée d'un élément de détection 33 de même technologie que le codeur. Ici, l'élément de détection 33 est apte à détecter un champ magnétique émis par le codeur 32 et peut comprendre une pluralité de capteurs à
35 effet Hall ou de relais magnétiques de type "reed" en nombre égal au

nombre d'aimants du codeur 32.

Le dispositif de radiologie 1 peut être équipé d'un ensemble de détection 34 tel qu'illustré sur la figure 3. L'ensemble de détection 34 comprend quatre relais 35 appartenant à un élément de détection 33. Chaque relais 35 est alimenté par un fil 36 en énergie électrique basse tension et faible énergie. Un adaptateur 37 reçoit un signal en provenance d'un relais 35 et rend ledit signal compatible, notamment en tension et en impédance de sortie, avec le standard utilisé pour l'électronique du dispositif de radiologie 1, par exemple HCMOS. Les adaptateurs 37 peuvent être distincts ou regroupés, par exemple sur un circuit intégré.

L'ensemble de détection 34 comprend, en outre, un convertisseur série 38 pour permettre la communication au moyen d'un bus 39 de transfert de données, par exemple RS 232, vers une unité de calcul 40 appartenant au dispositif de radiologie 1. L'unité de calcul 40 pourra effectuer des traitements d'images et sera dotée de mémoires et de logiciels à cet effet.

Le fonctionnement du dispositif de radiologie 1 peut s'effectuer comme illustré par la figure 4. A l'étape 41, le dispositif de radiologie 1 effectue la détection du type d'élément de compression 25 disposé dans la glissière 19 de la colonne 8, détection effectuée par l'ensemble de détection 34. A l'étape 42, l'unité de calcul 40 reçoit l'information "type_élément_compression" en provenance de l'ensemble de détection 34. A l'étape 43, l'unité de calcul 40 envoie l'information "type_élément_compression" à une table de correspondance stockée en mémoire et reçoit de ladite table, à l'étape 44, une information "coordonnées_surface_utile" relative à la surface pour laquelle il est intéressant d'effectuer une optimisation de la qualité d'image. Cette surface peut être la surface inférieure plane 31 de la partie de contact 28 de l'élément de compression 25. A l'étape 45, l'unité de calcul 40 envoie une commande à la source de rayons X 7, plus particulièrement à un collimateur, non représenté, faisant partie de la source 7, pour ajuster le faisceau de rayons X à la surface utile, en d'autres termes pour que la zone de l'organe exposée aux rayons X corresponde à la surface utile, afin de réduire la dose totale

de rayons X reçue par le patient.

L'optimisation peut être effectuée comme suit : on va maintenant décrire l'application du procédé à la détermination automatique de la brillance WL et du contraste WW pour le cas
5 particulier de la mammographie.

La première étape met en oeuvre un modèle mathématique 46 de la chaîne image et de l'objet avec en données d'entrée les paramètres suivants :

- épaisseur du sein comprimé et paramètres du positionneur
10 (incidence de la prise de vue, facteur d'agrandissement, zone particulière définie par l'élément de compression utilisé, épaisseur de l'objet, force de compression,...) comme paramètres 47 du positionneur,

- paramètres 48 du détecteur (relation entre le flux de rayons
15 X reçu sur le détecteur et les niveaux de gris de l'image produite, ...)

- paramètres 49 d'acquisition (piste, filtre, kV, mAs, ...)

- paramètres 50 d'objet (épaisseur mécanique du sein, valeurs minimum μ_{\min} et maximum μ_{\max} du coefficient d'atténuation linéaire de l'objet, ...).

20 Le sein étant principalement composé de tissus fibreux et adipeux, si l'on n'a aucune information sur la composition du sein, on peut estimer μ_{\min} et μ_{\max} en faisant deux suppositions extrêmes.

μ_{\min} correspond au coefficient d'atténuation linéaire des
25 tissus les moins atténuants de l'objet (tissus adipeux pour le sein) à l'intérieur de la zone particulière définie par l'élément de compression pour les énergies du spectre de rayons X déterminé par les paramètres d'acquisition.

μ_{\max} peut être estimé de deux manières : d'une part comme
30 μ_{\min} , en considérant que μ_{\max} correspond au coefficient d'atténuation linéaire des tissus les plus absorbants de l'objet (fibres pour le sein) à l'intérieur de la zone particulière définie par l'élément de compression pour les énergies du spectre de rayons X déterminé par les paramètres d'acquisition ; d'autre part d'une manière plus précise à partir d'un modèle mathématique de la chaîne image, de l'épaisseur mécanique du
35 sein comprimé, des paramètres d'acquisition et d'une quantité de

photons obtenue à la suite d'une prépose réalisée sur une zone de densité maximum (qui permet d'estimer la valeur du coefficient d'atténuation linéaire correspondant à la zone la plus atténuante de l'objet).

5 L'ensemble de paramètres introduit dans le modèle mathématique 46 de la chaîne image et de l'objet permet d'avoir à la sortie deux valeurs de niveaux de gris : gris_min et gris_max (fig. 6). Ces deux valeurs délimitent en fait la zone utile qui est une zone de niveaux de gris se rapportant réellement au sein. En effet grâce aux
10 deux valeurs extrêmes de la composition du sein μ_{min} et μ_{max} , on a obtenu une zone délimitée par deux valeurs extrêmes gris_min et gris_max en dehors de laquelle les niveaux de gris ne correspondent pas au sein. Plus précisément, la partie de niveaux de gris inférieurs à gris_min correspond à des objets plus atténuants que l'objet d'intérêt,
15 et la partie de niveaux de gris supérieurs à gris_max correspond au fond de l'image. A l'intérieur de la zone particulière définie par l'élément de compression, on détermine la zone utile. Cette étape 51 est une étape de segmentation car elle permet de délimiter la zone utile.

20 On effectue alors une mise en correspondance (étape 54) entre les deux valeurs gris_min et gris_max et un histogramme 53 issu de l'image radiographique 52 du sein (histogramme réel). Plus précisément, on élimine la partie inférieure à gris_min et la partie supérieure à gris_max de façon que la zone utile soit seule conservée
25 pour obtenir un histogramme limité 55 (fig. 6).

La brillance WL est une valeur incluse dans la zone utile et peut être obtenue de plusieurs façons.

30 Une manière d'obtenir la brillance WL est l'application d'un jeu de règles pré-établies 56 à l'histogramme limité 55. Un jeu de règles 56 peut comprendre :

- détermination du niveau de gris correspondant au maximum de l'histogramme limité.
- conservation d'une quantité de x% (typiquement 95%) des occurrences dudit histogramme limité à droite du maximum, et x% également des occurrences à gauche du maximum : on obtient ainsi un
35

histogramme reconstruit

- la détermination de la brillance WL en tant que valeur médiane de l'histogramme reconstruit (fig. 7).

5 Il est également possible d'obtenir la brillance WL avec une meilleure précision en faisant précéder l'étape de jeu de règles d'une étape de mise en correspondance 57. Cette étape fait intervenir un modèle mathématique 58 de l'histogramme dans lequel :

10 - la forme du sein est un cylindre généré par rotation autour d'un axe, d'un rectangle dont l'un des petits côtés est fermé par un demi-cercle de diamètre égal à la longueur de ce petit côté.

- la composition du sein est homogène, par exemple 100 % de graisse

- on établit un histogramme qui correspond à la probabilité en fonction de l'épaisseur radiologique du sein

15 - le maximum de l'histogramme obtenu représente l'épaisseur maximum du sein qui, multiplié par le coefficient d'atténuation donne l'épaisseur radiologique maximum correspondant au tissu adipeux.

20 La mise en correspondance des deux histogrammes (modèle mathématique 58 et histogramme limité 55) permet de déterminer sur l'histogramme limité 55 la valeur de l'épaisseur radiologique maximum correspondant au tissu adipeux dans le sein.

Ceci permet donc de déterminer les valeurs d'épaisseur radiologique des différents composants du sein.

25 Cette mise en correspondance est réalisée en employant une méthode de minimisation d'erreurs entre deux fonctions comme par exemple la méthode des moindres carrés.

30 On peut ensuite appliquer un jeu de règles adéquat afin de déterminer la brillance WL. Par exemple $WL = \alpha \cdot E$ avec E représentant la valeur de l'épaisseur radiologique obtenue à partir du modèle mathématique 58 de l'histogramme.

35 L'étape suivante correspond à la détermination du contraste WW en utilisant la brillance WL. On obtient le contraste WW à partir d'une fonction faisant intervenir la brillance WL et, éventuellement d'autres paramètres, notamment un paramètre G (fig. 7) qui est choisi

par l'utilisateur.

Ce paramètre G rend donc ce procédé adaptable à chaque utilisateur : $WW = g(WL, G)$,

5 g étant une fonction qui à partir de la brillance WL et G détermine le contraste WW qui représente donc une gamme de niveau de gris autour de la brillance WL.

Il est également possible de déterminer le contraste WW indépendamment de la brillance WL.

10 On détermine d'abord μ moyen à partir des informations tirées de l'histogramme limité. Comme exemple, on peut prendre le μ correspondant à la valeur médiane de l'histogramme limité comme μ moyen.

Ensuite, on utilise une loi faisant intervenir une constante Cte afin d'en déduire le contraste WW :

15 $WW = Cte \mu$ (spectre)

Cette relation est vraie dans un cas monoénergétique mais d'une façon générale, le contraste WW est fonction du spectre.

$WW = f$ (spectre)

20 L'opération d'auto contraste est ainsi réalisée puisque la brillance WL et le contraste WW sont établis.

On va maintenant décrire la façon dont la perception du contraste d'une différence d'épaisseur reste invariante quels que soient les moyens d'acquisition et les objets conformément à la figure 8.

25 L'intervention des rayons X avec l'objet entraîne une atténuation exponentielle de l'intensité I au niveau de l'image :

$I = I_0 \exp(-\int \mu dl)$

I_0 est une constante, dl représente une grandeur infinitésimale qui correspond à une distance le long du trajet reliant le foyer du rayon X et le détecteur.

30 $\int \mu dl$ représente l'épaisseur radiologique pour une zone donnée d'un objet.

Pour obtenir cette valeur, on réalise une opération de pré-lut (en langue anglaise "look-up table") permettant de compenser l'atténuation exponentielle en utilisant une fonction logarithmique modifiée. Elle est dite modifiée car les niveaux de gris les plus bas

35

sont transformés selon une fonction linéaire alors que la fonction logarithmique intervient progressivement pour les autres niveaux de gris.

5 On se trouve ainsi dans l'espace des épaisseurs radiologiques dans lequel une épaisseur radiologique est notée μH avec H l'épaisseur réelle.

On veut finalement réaliser un changement d'espace pour se retrouver dans l'espace des épaisseurs réelles.

10 L'autocontraste nous fournit les valeurs de contraste WW et de brillance WL que l'on introduit au niveau d'une lut de visualisation. Ladite lut de visualisation permet d'éliminer μ . Dans le cas d'une image monoénergétique, cette opération revient à une division par μ . Cette opération est possible car le contraste WW est proportionnel à μ .

15 Le résultat ainsi obtenu peut être introduit dans le système de visualisation afin de visualiser l'image (fig. 8).

L'invention permet, entre autres, d'améliorer la qualité des images visualisées par un utilisateur tout en réduisant la dose de rayons X.

20 On peut aussi rechercher la zone sur laquelle on estime le temps de pose à partir d'une pré-pose. Il s'agit alors, à partir d'une image de pré-pose obtenue avec une très faible dose de rayons X, de déterminer quelle est la zone la plus dense de la partie du sein qui nous intéresse pour estimer le temps de pose. Sans connaissance a priori de l'élément de compression utilisé, la recherche de cette zone s'effectue sur la totalité de la surface de l'image. Avec la connaissance
25 a priori de l'élément de compression utilisé, et connaissant l'épaisseur mécanique de compression et le facteur d'agrandissement géométrique utilisé, on peut en déduire une zone de recherche sur l'image de pré-pose, limitée à la partie utile de l'élément de compression utilisé. Ceci
30 est particulièrement intéressant pour les éléments de compression dont l'aire de compression est inférieure à l'aire de la surface sensible du détecteur. On évite ainsi une possible optimisation de l'exposition sur une zone extérieure à la zone particulière définie par l'élément de compression, ce qui aurait pour effet de dégrader l'exposition de la
35 partie du sein sous compression qui est celle qui intéresse le

radiologue. On réduit ainsi le risque d'une optimisation inadéquate.

La connaissance de la pelote de compression utilisée permet de contrôler le collimateur de rayons X qui se trouve en sortie du tube à rayons X, dans le but de limiter la zone irradiée de l'objet étudié.

5 Lorsqu'une pelote de compression de faible surface est utilisée, le collimateur est ajusté de telle sorte que les rayons X puissent la traverser, mais aussi de telle sorte que les rayons X ne puissent pas atteindre des parties de l'objet sous compression dont la surface d'entrée serait extérieure à la pelote de compression. La
10 collimation peut être choisie en fonction de la forme ou de la taille de la pelote de compression selon la taille de la pelote $\pm N$ cm selon chaque dimension, table reliant de façon univoque la pelote de compression utilisée et l'ouverture du collimateur, etc.

REVENDICATIONS

1. Dispositif de prise d'images radiologiques (1), du type comprenant un émetteur (7) d'un faisceau de rayons X, un récepteur (3) du faisceau de rayons X après qu'il a traversé un organe à étudier, et une unité de calcul (40) apte à commander l'émetteur et à traiter des données provenant du récepteur, ledit organe étant apte à être disposé
5 entre le récepteur (3) et un élément de compression (25) de l'organe, l'élément de compression étant apte à être fixé de façon amovible sur le dispositif, caractérisé par le fait que l'unité de calcul comprend un moyen pour optimiser la qualité d'image sur une zone particulière
10 définie par l'élément de compression.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé par le fait qu'il comprend un ensemble de reconnaissance (34) de l'élément de compression.

3. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé par le fait
15 que l'ensemble de reconnaissance comprend au moins un élément de détection (35) et un adaptateur (37) relié à une sortie de l'élément de détection pour permettre le transfert de données en provenance de l'élément de détection vers un bus de communication (39) appartenant au dispositif, l'unité de calcul (40) étant apte à traiter des données
20 provenant de l'ensemble de reconnaissance.

4. Dispositif de prise d'images radiologiques, du type comprenant un émetteur (7) d'un faisceau de rayons X, un récepteur (3) du faisceau de rayons X après qu'il a traversé un organe à étudier, un élément présentant une absorption de rayons X donnée apte à être
25 fixé de façon amovible sur le dispositif, et une unité de calcul (40) apte à commander l'émetteur et à traiter des données provenant du récepteur, caractérisé par le fait que l'unité de calcul comprend un moyen pour optimiser la qualité d'image sur une zone particulière définie par ledit élément.

30 5. Dispositif selon la revendication 4, caractérisé par le fait qu'il comprend un élément de compression comprenant un codeur (32) apte à coopérer avec un ensemble de reconnaissance de l'élément de

compression.

5 6. Procédé de prise d'images radiologiques, dans lequel on monte un élément de compression d'organe sur un dispositif radiologique, du type comprenant un émetteur d'un faisceau de rayons X, un récepteur du faisceau de rayons X après qu'il a traversé un organe à étudier et une unité de calcul apte à commander l'émetteur et à traiter des données provenant du récepteur, on dispose ledit organe entre le récepteur et l'élément de compression, on prend une première image radiologique, et on traite la première image radiologique pour
10 optimiser la qualité d'image sur une zone particulière définie par l'élément de compression.

7. Procédé selon la revendication 6, dans lequel la zone particulière est définie par la surface de l'élément de compression en contact avec l'organe à étudier.

15 8. Procédé selon la revendication 6 ou 7, dans lequel, à partir d'un histogramme de l'image radiographiée (histogramme réel), d'un modèle mathématique de la chaîne image et de l'objet obtenu par calibration :

20 a) on se sert du modèle mathématique de la chaîne image et de l'objet et d'un ensemble de paramètres d'acquisition, du détecteur, du positionneur et d'objet pour déterminer deux valeurs de niveau de gris, gris_min et gris_max prises dans ladite zone particulière et délimitant une zone utile de niveau de gris,

25 b) on supprime dans l'histogramme réel la partie inférieure à gris_min et la partie supérieure à gris_max pour obtenir un histogramme limité,

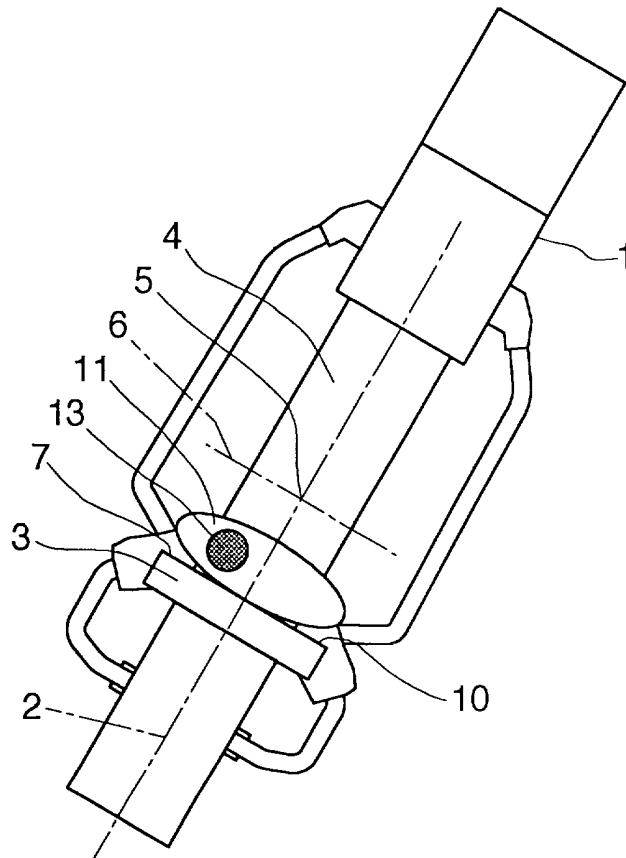
c) on applique un jeu de règles audit histogramme limité afin de déterminer un niveau de brillance WL,

30 d) on obtient un contraste WW à partir du niveau de brillance WL et éventuellement d'un ou plusieurs paramètres choisis par l'utilisateur ou fixés a priori.

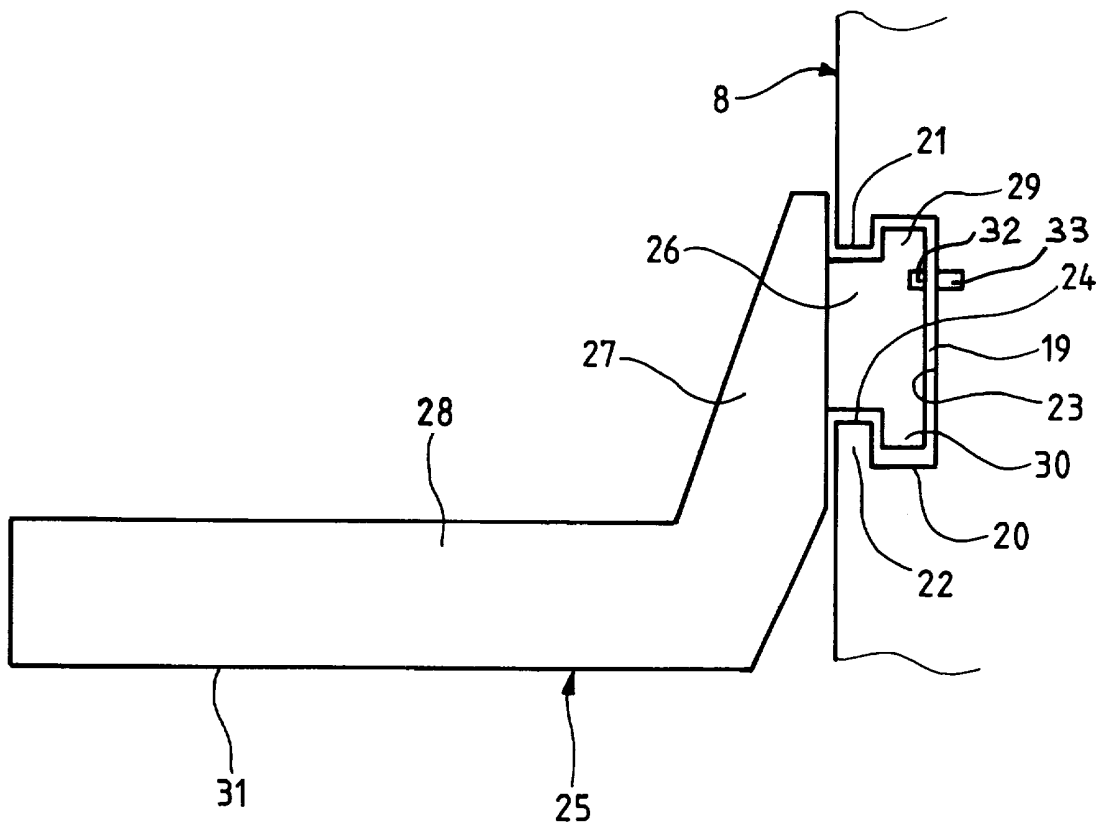
9. Procédé de prise d'images radiologiques, dans lequel on dispose sur la trajectoire d'un faisceau de rayons X d'un dispositif radiologique un élément présentant une absorption de rayons X donnée, le dispositif radiologique étant du type comprenant un
35

émetteur d'un faisceau de rayons X, un récepteur du faisceau de rayons X après qu'il a traversé un organe à étudier et une unité de calcul apte à commander l'émetteur et à traiter des données provenant du récepteur, on dispose ledit organe sur la trajectoire du faisceau de rayons X, on prend une première image radiologique, et on traite la première image radiologique pour optimiser la qualité d'image sur une zone particulière définie par ledit élément.

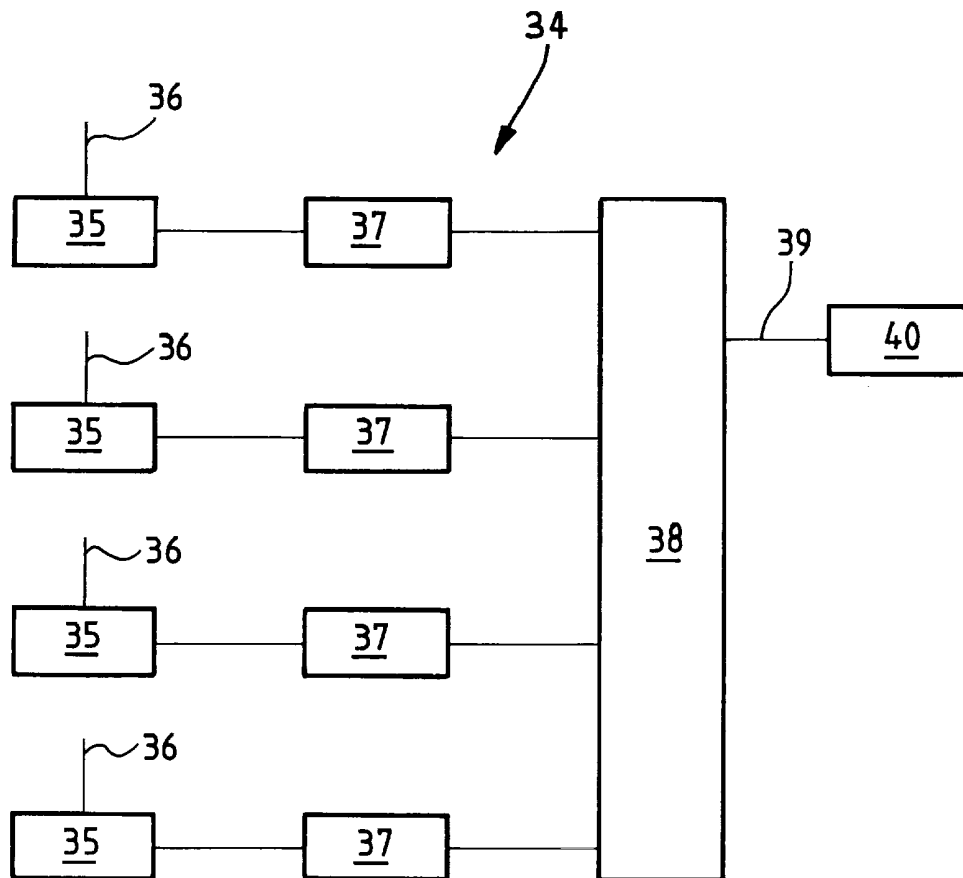
FIG_1



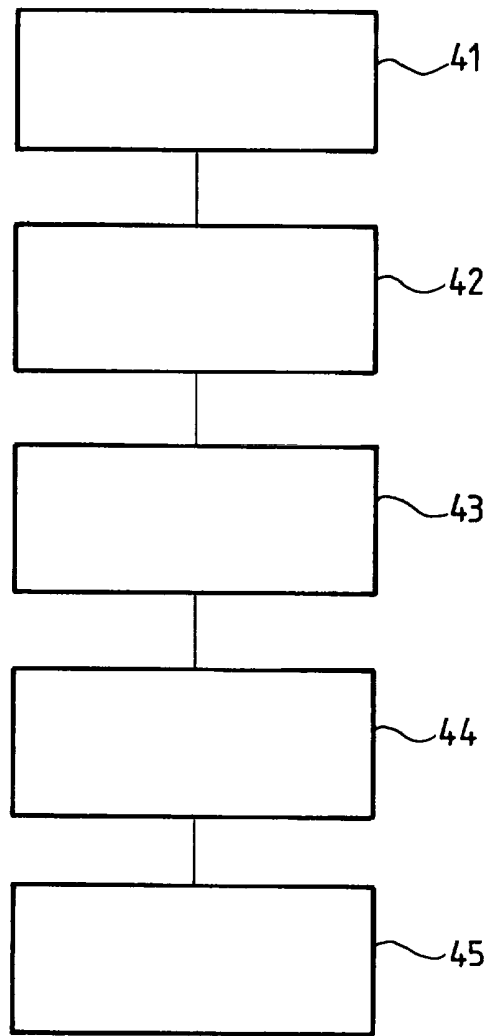
2/8

FIG_2

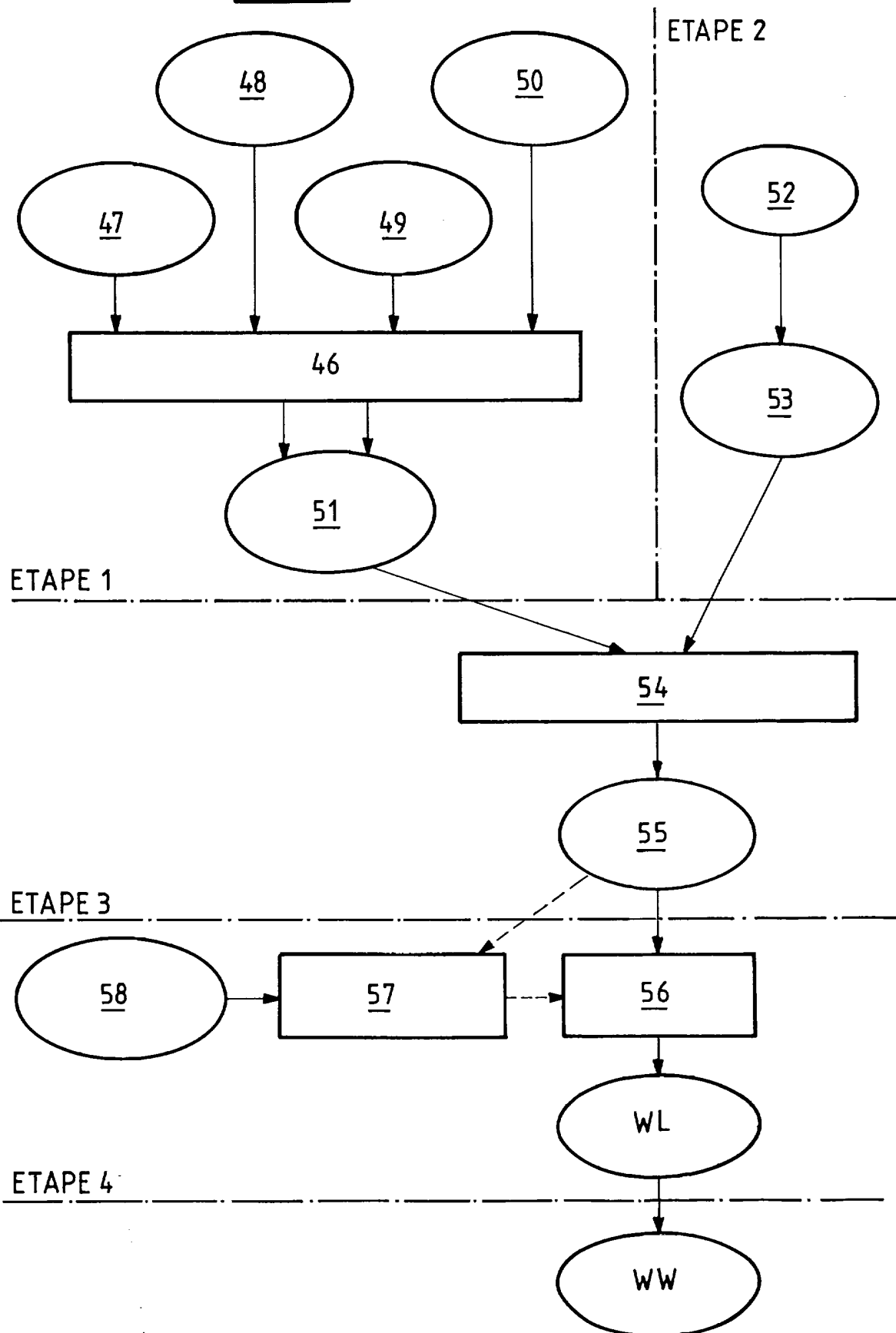
3/8

FIG_3

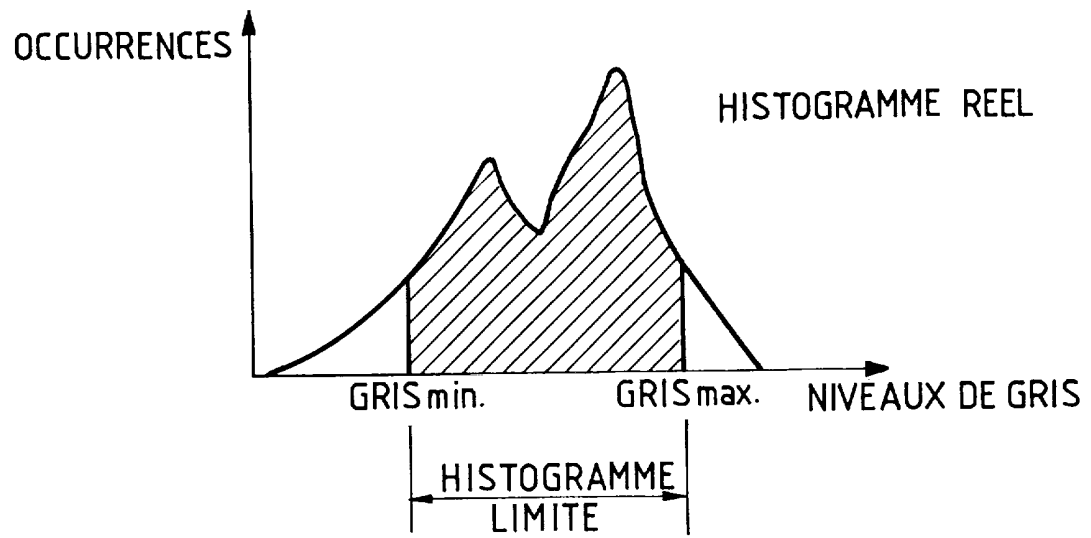
FIG_4



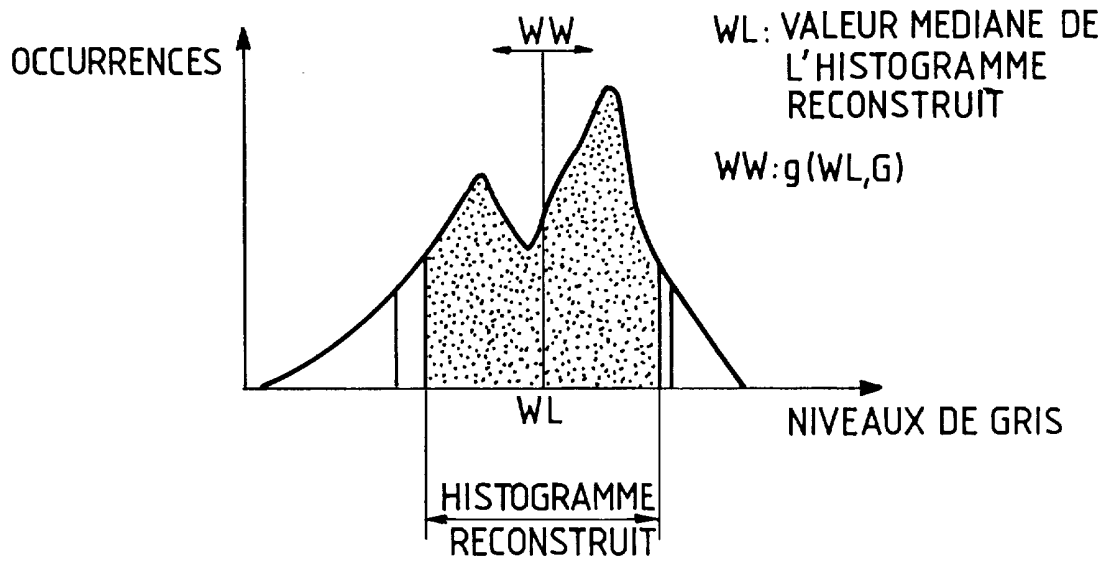
5/8

FIG_5

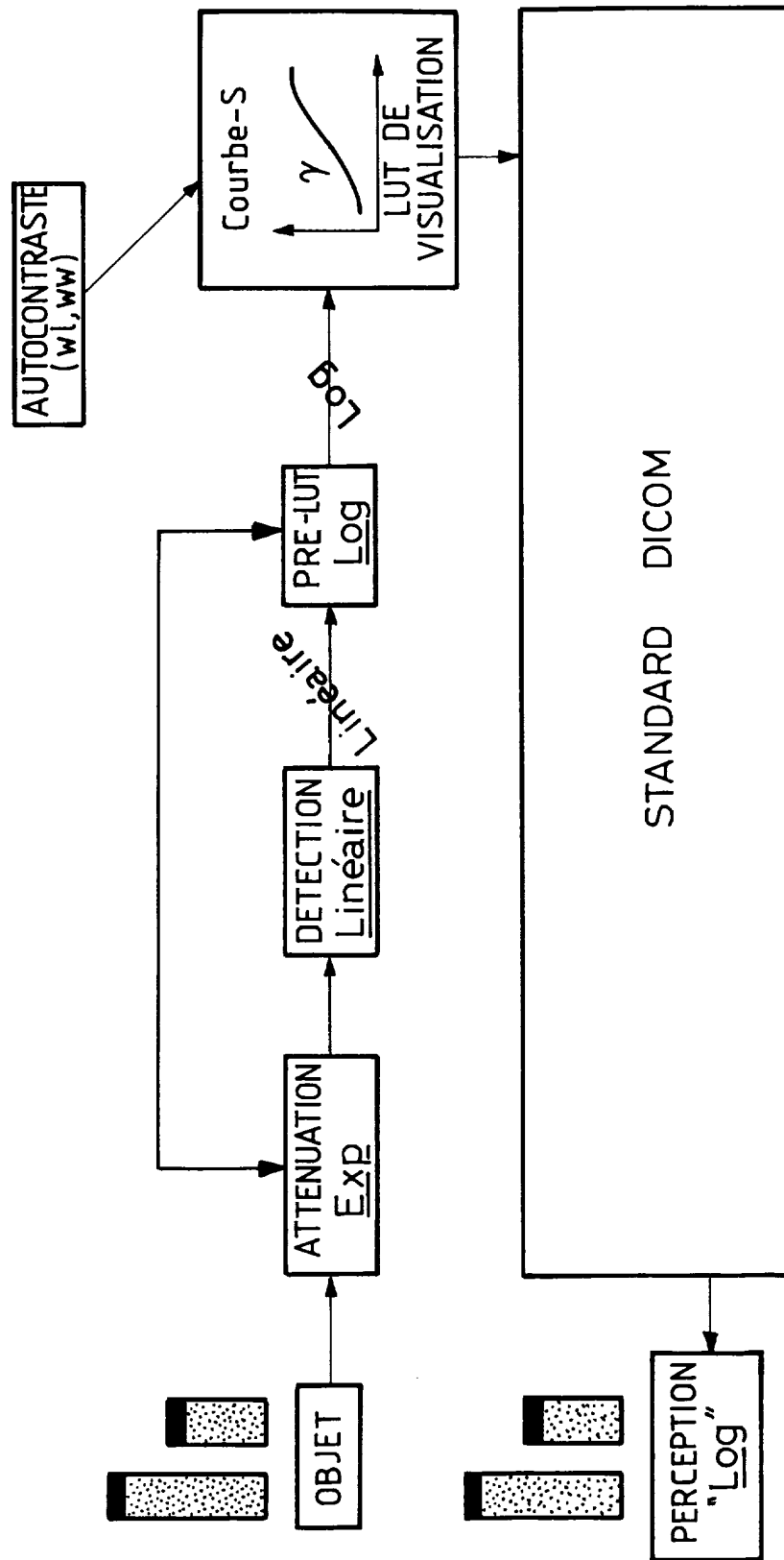
6/8

FIG_6

7/8

FIG_7

FIG_8





**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

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

2808180

N° d'enregistrement
national

FA 588523
FR 0005311

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		
A	FR 2 648 589 A (OMNES) 21 décembre 1990 (1990-12-21) * page 12, ligne 4 - page 13, ligne 36 * * page 16, ligne 28 - page 21, ligne 2 * * page 33, ligne 7 - ligne 28 * -----	1-4,6,7, 9	A61B6/00 G06T5/40
A	EP 1 004 275 A (GE MEDICAL) 31 mai 2000 (2000-05-31) * page 5, ligne 7 - ligne 15 * -----	1-3,5-7	
A	US 5 133 020 A (GIGER & AL.) 21 juillet 1992 (1992-07-21) * colonne 5, ligne 49 - colonne 8, ligne 55 * -----	1,6,8,9	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (Int.CL.7)
			A61B
Date d'achèvement de la recherche		Examinateur	
11 janvier 2001		Lemercier, D	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS			
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 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			

2

EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)