

①2 DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 18.07.95.

③0 Priorité :

④3 Date de la mise à disposition du public de la demande : 24.01.97 Bulletin 97/04.

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) : GE MEDICAL SYSTEMS SA
SOCIETE ANONYME — FR.

⑦2 Inventeur(s) : GUPTA RAJIV, HARTLEY RICHARD I
et TROUSSET YVES.

⑦3 Titulaire(s) :

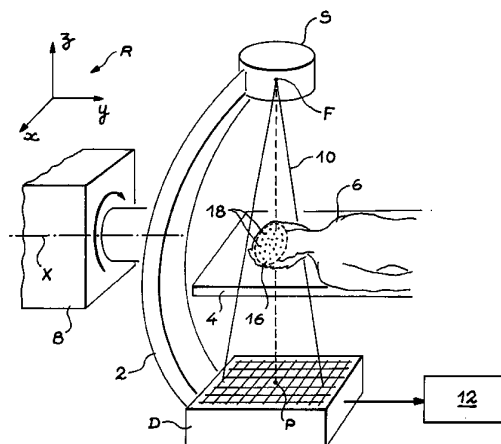
⑦4 Mandataire : SOCIETE DE PROTECTION DES
INVENTIONS.

⑤4 PROCEDE D'ETALONNAGE GEOMETRIQUE D'UN APPAREIL D'IMAGERIE.

⑤7 Procédé d'étalonnage géométrique d'un appareil d'imagerie.

L'appareil comprend un détecteur mobile (D) de rayonnement. On effectue un étalonnage préalable pour déterminer des valeurs approchées de paramètres relatifs à l'appareil, on place un ensemble de points (18) dans l'espace, à des positions fixes, on forme les images correspondant aux positions du détecteur, des points de l'ensemble se projetant alors sur chacune des images, on détermine, pour chaque position, les coordonnées, dans un repère lié au détecteur, de la projection de chacun des points de l'ensemble visibles dans l'image, on met en correspondance d'une image à l'autre les projections des points identifiés de l'ensemble et on détermine les valeurs des paramètres géométriques à partir des valeurs approchées et au moyen des positions des points dans les projections.

Application à l'imagerie par rayons X.



PROCÉDÉ D'ÉTALONNAGE GÉOMÉTRIQUE D'UN APPAREIL
D'IMAGERIE

DESCRIPTION

5

DOMAINE TECHNIQUE

La présente invention concerne un procédé
d'étalonnage ("*calibration*" dans les publications en
10 langue anglaise) géométrique d'un appareil d'imagerie.

Elle s'applique notamment aux appareils
d'imagerie par rayons X et, en particulier, aux
appareils d'imagerie médicale par rayons X.

15 ÉTAT DE LA TECHNIQUE ANTÉRIEURE

On connaît déjà des appareils d'imagerie
par rayons X comprenant une source de rayons X ainsi
qu'un détecteur bidimensionnel des rayons X émis par
20 cette source.

Le détecteur est rendu solidaire de la
source par un organe de liaison comme par exemple un
arceau ("*C-arm*" dans les publications en langue
anglaise).

25 L'ensemble comprenant la source, le
détecteur et cet organe de liaison est mobile en
rotation autour d'un support sur lequel est placé un
patient pour subir un examen avec un tel appareil.

Ce patient, qui se trouve placé entre la
30 source et le détecteur, est traversé par un faisceau de
rayons X provenant de la source.

Le détecteur reçoit ce faisceau après
interaction de celui-ci avec le patient et permet
d'acquérir des images radiologiques du patient.

Pour cette acquisition, et notamment dans le domaine de la tomographie, il est nécessaire de faire divers calculs.

5 Ces calculs nécessitent une connaissance précise des positions successivement occupées par la source et le détecteur de rayons X lors de l'examen du patient.

10 Le problème à résoudre dans l'art antérieur est la détermination de ces positions respectives de la source et du détecteur de rayons X par rapport à un repère déterminé qui est fixe.

15 Il s'agit de déterminer avec précision un ensemble de paramètres géométriques parmi lesquels on trouve des paramètres intrinsèques et des paramètres extrinsèques.

Les paramètres intrinsèques comprennent les deux coordonnées, mesurées dans le plan du détecteur, du point qui est la projection orthogonale du foyer de la source de rayons X sur le plan du détecteur.

20 Cette projection est appelée " centre image " (" *piercing point* " dans les publications en langue anglaise).

Un autre paramètre intrinsèque est la distance entre le foyer et ce point.

25 Cette distance est appelée "distance focale".

30 On a donc déjà trois paramètres intrinsèques auxquels s'ajoutent deux autres paramètres intrinsèques, à savoir l'angle α entre les lignes et les colonnes du détecteur (matriciel) et le rapport r entre le pas des lignes et le pas des colonnes de ce détecteur.

35 Il est à noter que, dans le domaine de l'imagerie par rayons X, on utilise essentiellement des détecteurs dans lesquels les lignes sont

perpendiculaires aux colonnes, d'où un angle α de 90° , et dans lesquels le pas des lignes est égal au pas des colonnes, d'où un rapport r égal à 1.

Dans certains cas, on est amené à faire une
5 correction de l'image acquise grâce au détecteur pour se ramener à ces conditions.

Il y a donc en pratique trois paramètres intrinsèques dans le domaine de l'imagerie par rayons X.

10 Les paramètres extrinsèques comprennent les trois coordonnées du foyer de la source de rayons X par rapport au repère fixe et trois autres paramètres définissant l'orientation du détecteur dans ce repère.

Cette orientation est généralement définie
15 par les trois angle d'Euler θ , ϕ et ψ , permettant de passer de ce repère fixe au repère mobile du détecteur.

Il y a donc trois paramètres intrinsèques en pratique et six paramètres extrinsèques, donc au total neuf paramètres géométriques.

20 Ces paramètres ne sont pas connus car l'arceau se déforme au cours de sa rotation, sous l'effet des masses de la source et du détecteur et sous l'effet de vibrations se produisant pendant cette rotation.

25 Par conséquent, les neuf paramètres varient au cours de la rotation de l'arceau.

Certes, il est évident que la position du foyer de la source de rayons X, qui est animée d'un mouvement de rotation, varie au cours du temps.

30 Mais cette variation n'est pas répétitive du fait des déformations et des vibrations mentionnées ci-dessus.

On connaît un premier procédé de détermination des neuf paramètres géométriques définis
35 plus haut et notamment de la trajectoire de la source.

Ce premier procédé connu utilise ce que l'on appelle un fantôme d'étalonnage ("*calibration phantom*" dans les publications en langue anglaise).

Il s'agit d'un objet dont la géométrie est
5 parfaitement connue.

On fait des images du fantôme lors d'une rotation continue de la source et du détecteur autour de ce dernier.

A partir de ces images, on détermine les
10 neuf paramètres cherchés.

Cependant, ces neuf paramètres ne peuvent pas être déterminés de façon précise avec ce premier procédé connu.

En effet, au cours de la rotation, les
15 déformations subies par l'arceau ne sont pas reproductibles et les vibrations de cet arceau sont aléatoires.

Pour remédier à cet inconvénient, un deuxième procédé a été proposé.

Selon ce deuxième procédé connu, on réalise
20 un étalonnage avec le patient lui-même pendant l'examen conduisant aux images du patient que l'on souhaite obtenir.

L'étalonnage est alors réalisé, pendant
25 l'examen, au moyen d'un fantôme rigide dont est rendu solidaire le patient.

Par exemple, lorsqu'on désire examiner la tête du patient, on utilise, en tant que fantôme, un casque rigide, transparent aux rayons X et pourvu de
30 marqueurs.

On repère les positions de ces marqueurs sur les images obtenues et cela permet de retrouver les neuf paramètres géométriques cherchés.

Cependant, ce deuxième procédé connu est
35 gênant pour le patient.

De plus, les marqueurs, qui sont des éléments ponctuels opaques aux rayons X comme par exemple des billes métalliques, sont situés à l'extérieur du corps du patient.

5 De ce fait, chaque image radiologique obtenue ne montre pas tous les marqueurs et il y a en fait peu de marqueurs par image.

En outre, il est difficile de repérer les marqueurs sur les images, c'est-à-dire d'établir une
10 correspondance entre les marqueurs du fantôme et les projections de ceux-ci que l'on voit sur les images.

On connaît également un troisième procédé permettant la détermination des paramètres géométriques cherchés.

15 Ce troisième procédé connu utilise un auto-étalonnage au moyen d'un fantôme flexible.

Il s'agit d'un support flexible et transparent aux rayons X, comme par exemple une bande adhésive, auquel sont fixés les marqueurs.

20 La bande adhésive portant les marqueurs est alors fixée sur la tête du patient (ou sur toute autre partie du corps de celui-ci lorsqu'on souhaite examiner cette partie).

Il est à noter que, dans ces conditions, on
25 ne connaît pas les positions respectives des marqueurs.

Néanmoins, on est capable de repérer les marqueurs sur les images successives.

Toutefois, on est incapable d'établir une correspondance entre ceux-ci et les marqueurs réels.

30 Il serait possible d'utiliser ce troisième procédé connu si les paramètres intrinsèques ne variaient pas au cours de la rotation de la source et du détecteur autour du patient.

Mais on sait que ce n'est pas le cas.

35

EXPOSÉ DE L'INVENTION

La présente invention concerne un procédé d'étalonnage beaucoup plus précis que les procédés connus, mentionnés plus haut, pour déterminer très
5 précisément les neuf paramètres géométriques définis ci-dessus.

Pour ce faire, la présente invention utilise ce que l'on peut appeler un étalonnage croisé
10 ("*cross-calibration*" en anglais).

Il s'agit d'améliorer les valeurs des paramètres que l'on obtient au moyen d'un étalonnage préalable, par exemple réalisé au moyen d'un fantôme rigide, en utilisant, pour cette amélioration, des
15 mesures effectuées avec un fantôme flexible.

On combine donc, en quelque sorte, un étalonnage préalable et un auto-étalonnage, d'où l'expression "étalonnage croisé".

On réalise l'étalonnage préalable à des
20 intervalles de temps déterminés, par exemple chaque matin, chaque semaine ou chaque mois, suivant des critères tels que la rigidité de l'arceau.

La fréquence de l'étalonnage préalable est d'autant plus grande que cette rigidité de l'arceau est
25 faible.

Plus généralement, la présente invention vise un procédé permettant un étalonnage précis d'un appareil d'imagerie.

De façon précise, la présente invention a
30 pour objet un procédé d'étalonnage géométrique d'un appareil d'imagerie, cet appareil comprenant un détecteur de rayonnement, ce détecteur étant mobile et apte à fournir une pluralité d'images correspondant respectivement à une pluralité de positions du
35 détecteur, ce procédé permettant de déterminer, pour

chaque position, les valeurs d'une pluralité de paramètres géométriques relatifs à cet appareil, ce procédé étant caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes :

- 5 - on effectue un étalonnage préalable de l'appareil pour déterminer des valeurs approchées des paramètres,
- on place un ensemble de points dans l'espace, à des positions fixes, dans le champ de vue de
- 10 l'appareil, ces positions pouvant varier d'un étalonnage à l'autre et n'étant pas connues a priori,
- on forme les images correspondant aux positions du détecteur, des points de l'ensemble se projetant
- 15 alors sur chacune des images,
- on détermine, pour chacune des positions du détecteur, les coordonnées, dans un repère lié au détecteur, de la projection de chacun des points de l'ensemble visibles dans l'image,
- 20 - on met en correspondance d'une image à l'autre les projections des points de l'ensemble qui ont été identifiés, et
- on détermine les valeurs des paramètres géométriques, à partir des valeurs obtenues lors de
- 25 l'étalonnage préalable et au moyen des positions des points dans les projections.

Selon un mode de mise en oeuvre préféré du procédé objet de l'invention, l'appareil est un appareil d'imagerie par rayons X et comprend une source

30 de rayons X et un détecteur de rayons X qui constitue ledit détecteur et qui est solidaire de la source et placé en regard de celle-ci, les paramètres sont répartis en un groupe de paramètres intrinsèques qui sont relatifs à la projection du foyer de la source sur

35 le détecteur ainsi qu'à la distance focale, et en un

groupe de paramètres extrinsèques relatifs à la position de la source et à l'orientation du détecteur dans un repère fixe déterminé, les points sont des marqueurs fixés dans des positions inconnues a priori à un objet fixe, de part et d'autre duquel se trouvent la source et le détecteur, on détermine approximativement les positions de ces marqueurs au moyen des couples de projections de points mis en correspondance d'une image à l'autre, et on détermine un certain nombre de paramètres géométriques en minimisant une quantité représentative de l'erreur de reprojection, cette quantité étant une fonction des paramètres géométriques à déterminer ainsi que de la position des marqueurs dans le repère fixe.

Dans le domaine de l'imagerie médicale, l'objet est une partie d'un patient que l'on veut examiner.

L'étalonnage préalable peut être effectué au moyen d'un fantôme d'étalonnage ou au moyen de mesures physiques.

Selon un premier mode de mise en oeuvre particulier, on considère les paramètres extrinsèques comme répétitifs, on prend comme valeurs de ceux-ci celles qui ont été obtenues lors de l'étalonnage préalable et l'on détermine seulement les paramètres intrinsèques.

Selon un deuxième mode de mise en oeuvre particulier, on considère les paramètres relatifs à l'orientation du détecteur ainsi que les paramètres intrinsèques comme répétitifs, on prend comme valeurs de ceux-ci celles qui ont été obtenues lors de l'étalonnage préalable et l'on détermine seulement les paramètres relatifs à la position de la source.

Selon un troisième mode de mise en oeuvre particulier, on considère les paramètres relatifs à la

position de la source ainsi que les paramètres intrinsèques comme répétitifs, on prend comme valeurs de ceux-ci celles qui ont été obtenues lors de l'étalonnage préalable et l'on détermine seulement les
5 paramètres relatifs à l'orientation du détecteur.

Selon un quatrième mode de mise en oeuvre particulier, on considère les paramètres intrinsèques comme répétitifs, on prend comme valeurs de ceux-ci celles qui ont été obtenues lors de l'étalonnage
10 préalable et l'on détermine seulement les paramètres extrinsèques.

Selon un cinquième mode de mise en oeuvre particulier, on détermine l'ensemble des paramètres géométriques intrinsèques et extrinsèques en supposant
15 que les positions approximatives des marqueurs dans le repère fixe sont suffisamment précises et ne sont pas remises en cause dans la détermination de la quantité représentative de l'erreur de reprojection.

20 BRÈVE DESCRIPTION DES DESSINS

La présente invention sera mieux comprise à la lecture de la description d'exemples de réalisation donnés ci-après, à titre purement indicatif et
25 nullement limitatif, en faisant référence aux dessins annexés sur lesquels :

- la figure 1 est une vue schématique et partielle d'un appareil d'imagerie par rayons X avec lequel l'invention peut être mise en
30 oeuvre,
- la figure 2 illustre schématiquement l'obtention d'une pluralité d'images pour la mise en oeuvre d'un procédé conforme à l'invention,

- la figure 3 illustre schématiquement une étape de ce procédé,
- la figure 4 illustre schématiquement une autre étape de ce procédé, et
- 5 • la figure 5 illustre schématiquement encore une autre étape de ce procédé.

EXPOSÉ DÉTAILLÉ DE MODES DE RÉALISATION PARTICULIERS

10 Sur la figure 1, on a représenté de façon schématique et partielle un appareil d'imagerie par rayons X avec lequel le procédé objet de l'invention peut être mis en oeuvre.

15 L'appareil représenté sur la figure 1 comprend une source de rayons X référencée S, dont le foyer porte la référence F.

 L'appareil comprend aussi un détecteur matriciel D qui est placé en regard de la source S et rendu solidaire de celle-ci par un arceau 2.

20 L'appareil comprend aussi une table 4 sur laquelle est destiné à être placé un patient 6 que l'on veut examiner grâce aux rayons X.

 La source S et le détecteur D sont placés de part et d'autre de la table 4.

25 Des moyens non représentés sur la figure 1 permettent de mettre l'arceau 2 en mouvement par rapport à un support 8, par exemple en rotation autour d'un axe X par rapport à ce support.

30 Lorsque l'arceau est animé d'un mouvement de rotation, la source S et le détecteur D tournent autour de la table 4 et donc autour du patient 6.

 Lors de l'examen, ce patient 6 est traversé par un faisceau 10 de rayons X issu du foyer F de la source S.

Après avoir traversé le patient, ce faisceau atteint le détecteur D.

Dans l'exemple représenté sur la figure 1, le détecteur D fournit une image de la zone du patient que l'on veut examiner, sous forme de signaux électriques.

L'appareil comprend aussi des moyens de traitement et de visualisation destinés à traiter ces signaux électriques et à afficher les images souhaitées.

L'appareil de la figure 1 est capable de fournir des images de la zone examinée du patient.

Ces images correspondent respectivement à des positions successivement occupées par la source S et donc par le détecteur D lorsque ceux-ci tournent autour du patient.

On voit également sur la figure 1 le centre image P qui est la projection orthogonale du foyer F de la source S sur le plan du détecteur D.

La distance entre le foyer F et ce point P est la distance focale de la source.

On explique ci-après un procédé conforme à l'invention que l'on met en oeuvre avec l'appareil de la figure 1.

Comme on l'a vu plus haut, un tel procédé est un procédé d'étalonnage géométrique de l'appareil.

Ce procédé est destiné à déterminer précisément neuf paramètres géométriques relatifs à cet appareil, à savoir :

- trois paramètres intrinsèques qui sont les deux coordonnées du point P par rapport à un repère lié au détecteur ainsi que la distance focale, et
- six paramètres extrinsèques, à savoir :
 - les trois coordonnées de la source S par rapport à un repère fixe R et

- les trois angles d'Euler définissant l'orientation du plan du détecteur D par rapport à ce repère R.

Bien entendu, à chaque position de la source S correspond un ensemble de ces neuf paramètres.

5 Pour déterminer les neuf paramètres relatifs à l'appareil de la figure 1 conformément à la présente invention, on suppose que ces neuf paramètres ne varient pas tous avec la même amplitude.

10 On suppose que les paramètres extrinsèques varient très peu d'une acquisition en déplacement à l'autre et que les paramètres intrinsèques varient de façon significative d'une acquisition en déplacement à l'autre, ou bien on fait l'hypothèse inverse.

15 De plus, comme on l'a vu plus haut, selon une première étape du procédé, on fait un étalonnage préalable de l'appareil de la figure 1.

20 On suppose que cet étalonnage préalable est à peu près correct c'est-à-dire que les erreurs commises dans les évaluations des paramètres au moyen de cet étalonnage préalable sont faibles.

On est alors amené à distinguer quatre manières de mettre en oeuvre la présente invention, c'est-à-dire quatre types d'étalonnage croisé, suivant les hypothèses que l'on fait sur l'appareil.

25 1°) Etalonnage croisé de type I

30 Dans ce cas, on considère les six paramètres extrinsèques comme répétitifs (lors de déplacements successifs de la source et du détecteur) et les trois paramètres intrinsèques comme non répétitifs (variables d'un déplacement à l'autre).

2°) Etalonnage croisé de type II

Dans ce cas, on considère les six paramètres extrinsèques comme non répétitifs et les trois paramètres intrinsèques comme répétitifs.

35 3°) Etalonnage croisé de type III

Dans ce cas, on suppose encore les trois paramètres intrinsèques répétitifs, on suppose également que les trois paramètres relatifs à l'orientation du détecteur sont répétitifs (rotations du détecteur répétitives) mais l'on suppose que les
5 trois paramètres relatifs à la source, c'est-à-dire les trois coordonnées de celle-ci dans le repère R, sont non répétitifs.

Cet étalonnage croisé de type III permet de
10 prendre en compte une translation aléatoire de l'image dans le plan du détecteur.

4°) Etalonnage croisé de type IV

Dans ce cas, on suppose encore que les trois paramètres intrinsèques sont répétitifs et l'on
15 suppose que les trois paramètres relatifs à la source sont répétitifs mais que les trois paramètres relatifs à l'orientation du détecteur sont non répétitifs.

Cet étalonnage croisé de type IV permet de prendre en compte une erreur sur les positions
20 angulaires du détecteur.

Pour mettre en oeuvre l'invention avec l'appareil de la figure 1, on considère des positions successives de l'ensemble source-détecteur.

Ceci est schématiquement illustré par la
25 figure 2 où l'on voit N positions successives du foyer de la source S lorsque l'ensemble tourne autour de la table 4.

Ces positions successives portent respectivement les références F1, F2, ..., FN et
30 correspondent à N images ou vues, N étant par exemple égale à 50.

Avant de mettre en place le patient pour l'examen de celui-ci, on commence par réaliser, d'une façon connue, l'étalonnage préalable au moyen d'un
35 fantôme rigide 14 (figure 2).

Ceci permet d'obtenir des valeurs des neuf paramètres géométriques pour chacune des N positions de l'ensemble source-détecteur, que l'on prend comme valeurs initiales.

5 On notera que ces valeurs initiales ne sont pas exactes mais certaines d'entre elles sont plus proches des valeurs réelles que d'autres.

10 On rappelle que l'on cherche à obtenir des valeurs très précises des neuf paramètres pour chacune des N positions, pour l'appareil de la figure 1.

15 On va améliorer les valeurs initiales en utilisant des ensembles de points homologues (c'est-à-dire des points situés dans des images différentes et correspondant à la projection du même point de l'espace) dans les images successives ainsi qu'un fantôme flexible que l'on place sur la partie à examiner du corps du patient 6.

 Sur la figure 1, on a supposé que l'on voulait faire un examen de la tête du patient 6.

20 Un exemple de fantôme flexible est schématiquement représenté sur la figure 1 et comprend :

- une bande adhésive 16 transparente aux rayons X et fixée sur la tête du patient 6, et
- 25 - des billes métalliques 18 fixées sur cette bande adhésive 16.

 La position de ces billes par rapport au repère R n'est pas connue a priori.

30 Des essais préalables, effectués avec l'appareil de la figure 1, permettent de choisir l'un des types d'étalonnage croisé qui ont été mentionnés plus haut, pour déterminer précisément l'ensemble des neuf paramètres correspondant à chacune des N positions.

Supposons que l'on choisisse l'étalonnage croisé de type I.

On considère donc que les six paramètres extrinsèques sont répétitifs.

5 On va recalculer, grâce au fantôme flexible, les trois paramètres intrinsèques pour chacune des N vues de façon à minimiser une erreur de re-projection dont il sera question par la suite.

10 On dispose donc de N images dont les quatre premières référencées I1, I2, I3 et I4 sont schématiquement représentées sur la figure 3.

Sur ces images, on voit la tête 20 du patient.

15 On voit également les projections des billes du fantôme flexible.

Il est à noter que l'on ne voit pas nécessairement toutes les billes sur chacune des images.

20 Il se peut qu'une ou plusieurs billes soient visibles sur des images successives puis disparaissent des images suivantes puis réapparaissent sur les images qui suivent.

25 Cependant, si une bille disparaît d'une image, on ne sait pas la numéroter lorsqu'elle réapparaît.

Les données dont on dispose sont :

- les paramètres extrinsèques pour chacune des vues,
- pour chaque vue, les deux coordonnées, mesurées sur cette vue, de la projection de chacune des billes qu'on y voit et
- 30 - les associations entre points homologues c'est-à-dire, pour chaque bille, les associations entre les projections de cette bille sur des images successives, chose que l'on sait déterminer.

Pour ce faire, on utilise la connaissance approximative de la géométrie fournie par l'étalonnage au moyen d'un fantôme rigide.

On commence par établir la liste, sur
5 toutes les images, de toutes les billes.

Ceci est schématiquement illustré par la figure 3 sur laquelle les flèches représentent les correspondances établies entre les billes d'une image à l'autre.

10 On numérote ces billes sur les images successives en gardant le même numéro pour la même bille dont on peut suivre la position d'une image à l'autre.

Pour suivre une bille d'une image à
15 l'autre, on procède de la manière suivante.

Pour une bille donnée dans une image donnée, l'utilisation des contraintes épipolaires fournit un certain nombre de billes susceptibles d'être appariées avec la bille considérée.

20 On sélectionne une bille parmi celles-ci en faisant appel aux autres images de la séquence.

On est par exemple capable de suivre une bille numérotée B1 sur les images I1 à I3, une autre bille numérotée B2 sur ces images I1 à I3 ainsi qu'une
25 autre bille numérotée B3 sur ces mêmes images.

On peut également suivre, mais seulement sur les images I3 et I4, une bille à laquelle on donne le numéro B4.

On voit également sur l'image I1 une bille
30 référencée B que l'on ne retrouve sur aucune autre image.

En conséquence, on n'utilise pas cette bille B.

On obtient donc une liste des billes mais
35 il est à noter qu'on a peut-être plus de billes dans

cette liste qu'en réalité car la même bille peut être référencée sous plusieurs numéros différents.

Au moyen de cette liste, on détermine la position (trois coordonnées) par rapport au repère R de la figure 1 de chacune des billes du fantôme flexible.

Plus précisément, on détermine la position approximative moyenne, en trois dimensions, d'une bille à l'aide d'un ensemble de vues successives où l'on a pu suivre l'image de cette bille.

Cette détermination, réalisée par une méthode connue, est schématiquement illustrée par la figure 4 sur laquelle on voit trois positions successives F1, F2 et F3 du foyer de la source S de la figure 1 et les positions successives correspondantes D1, D2 et D3 du détecteur D, conduisant à des images sur lesquelles on a pu suivre l'image d'une bille b.

Les projections de cette bille b sur le détecteur portent les références successives b1, b2 et b3.

La figure 5 illustre schématiquement la re-projection d'une bille à partir d'une position approximative de celle-ci.

Plus précisément, on voit sur la figure 5, pour l'image numéro j, la projection Pij de cette bille dont la position réelle dans l'espace porte la référence Bi et a les coordonnées x_i , y_i et z_i dans le repère R.

Cette projection Pij a les coordonnées $U_{i,j}$ et $V_{i,j}$ dans le plan du détecteur, pour une position donnée de celui-ci.

C'est précisément à partir des couples $(U_{i,j}, V_{i,j})$ mesurés pour plusieurs vues, que l'on a été capable, comme on l'a vu précédemment, de trouver la position approchée B_i^* , de coordonnées x_i^* , y_i^* et z_i^* dans le repère R, de la bille.

On effectue ensuite la projection de ce point Bi^* sur le plan du détecteur pour la position considérée de celui-ci.

Cette projection, que l'on appelle re-projection, porte la référence P_{ij}^* sur la figure 5.

On calcule alors les coordonnées $(U_{i,j}^*, V_{i,j}^*)$, dans le plan du détecteur, de cette re-projection.

On calcule ensuite l'erreur de re-projection relative à toutes les vues et toutes les billes.

Plusieurs formules de calcul sont possibles pour déterminer cette erreur de re-projection.

On indique ci-dessous une formule possible pour calculer cette erreur Δ :

$$\Delta = \frac{1}{M \cdot N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \left((U_{i,j}^* - U_{i,j})^2 + (V_{i,j}^* - V_{i,j})^2 \right)^{\frac{1}{2}}$$

Dans cette formule, l'indice i se rapporte aux billes et l'on a supposé qu'il y avait M billes.

L'indice j se rapporte aux vues (dont le nombre a été supposé égal à N).

Dans la formule, $U_{i,j}$ et $V_{i,j}$ représentent les coordonnées de la projection de la bille numéro i dans le plan du détecteur, pour la position j de ce dernier.

Les nombres $U_{i,j}^*$ et $V_{i,j}^*$ représentent les coordonnées de la re-projection relative à cette bille, dans le plan du détecteur, pour cette position j de celui-ci.

L'erreur Δ est une fonction des valeurs des paramètres intrinsèques de l'appareil pour chaque vue et des coordonnées des billes dans le repère R .

On cherche ensuite, pour chaque vue, les valeurs des paramètres intrinsèques et les positions des billes dans le repère R qui minimisent Δ .

On utilise pour ce faire une méthode
5 mathématique connue.

On utilise par exemple une méthode itérative de minimisation avec, pour valeurs initiales des paramètres intrinsèques, celles qui ont été obtenues grâce au fantôme rigide, et pour valeurs
10 initiales des positions des billes, celles obtenues grâce au fantôme flexible.

A chaque itération, on fait varier à la fois les paramètres intrinsèques et les positions des billes dans l'espace.

15 On peut utiliser la méthode du gradient conjugué comme méthode itérative de minimisation.

On arrête les itérations lorsque la valeur absolue de la différence entre deux valeurs successives de Δ est inférieure à une valeur déterminée, fixée à
20 l'avance.

On avait supposé connus les paramètres extrinsèques.

On vient de déterminer les paramètres intrinsèques et l'on connaît donc à présent tous les
25 paramètres géométriques de l'appareil.

On est ainsi capable de réaliser des reconstructions tridimensionnelle à partir des images acquises du patient.

On peut par exemple reconstruire un réseau
30 vasculaire de ce patient.

Le procédé que l'on vient de décrire est adaptable à l'une quelconque des autres hypothèses de configuration croisée (type II, III ou IV).

On peut également mettre en oeuvre la
35 présente invention en faisant l'hypothèse que l'on peut

appeler " étalonnage croisé de type 0 " et selon laquelle on suppose que tous les paramètres géométriques varient mais de façon aléatoire.

Dans ce cas, les erreurs se compensent et
5 les positions initiales, dans le repère R, trouvées pour les billes sont alors très bonnes.

Il suffit alors de rechercher les paramètres intrinsèques et extrinsèques sans modifier la position des billes dans le repère R.

10 Ceci est intéressant car on connaît alors une solution linéaire pour trouver les valeurs des paramètres géométriques de l'appareil qui minimisent l'erreur de re-projection (au lieu de faire des itérations comme on peut le faire pour les quatre types
15 considérés précédemment).

La méthode de calcul est alors plus rapide.

On précise que l'étalonnage croisé de type I est intéressant dans le cas d'un appareil synchronisé c'est-à-dire d'un appareil dans lequel l'émission des
20 rayons X se fait toujours aux mêmes positions de la source, lors de tours successifs de celle-ci, et si les erreurs entre l'étalonnage préalable et l'auto-étalonnage sont petites.

L'étalonnage croisé de type II est
25 intéressant lorsque les émissions de rayons X et les mouvements de la source et du détecteur ne sont pas synchronisés.

L'étalonnage croisé de type III est
intéressant dans le même cas que l'étalonnage croisé de
30 type I.

L'étalonnage croisé de type IV est intéressant dans le même cas que l'étalonnage croisé de type II mais avec moins de paramètres à estimer.

On peut également montrer que, dans le cas
35 de l'étalonnage croisé de type III, il existe une

solution linéaire pour trouver les valeurs des paramètres géométriques minimisant l'erreur de re-projection.

5 En ce qui concerne le fantôme rigide, on précise qu'il existe des méthodes linéaires conduisant à des matrices 3×4 (" matrices de projection conique ") que l'on décompose ensuite pour trouver les paramètres intrinsèques et extrinsèques.

10 On peut aussi trouver directement les paramètres intrinsèques et extrinsèques grâce à des méthodes non linéaires itératives.

On notera que les marqueurs peuvent être placés à des positions arbitraires et que le procédé objet de l'invention est donc plus souple que les
15 procédés d'étalonnage connus car il permet l'utilisation, pour examiner la tête d'un patient, d'une sorte de bonnet de bain ou de bandeau dont on couvre la tête du patient et qui porte les marqueurs, au lieu d'utiliser un cadre rigide pour la tête dans le
20 cas des procédés connus.

Le procédé s'applique également à d'autres parties du corps par exemple le thorax ou l'abdomen pour lesquelles il n'existe pas de cadre rigide.

De plus, il n'est pas nécessaire de voir
25 toutes les billes dans toutes les projections pour mettre en oeuvre l'invention.

Il suffit que chaque marqueur soit vu dans au moins deux images successives.

En outre, il n'est pas nécessaire d'avoir
30 un nombre minimum de marqueurs simultanément présents dans toutes les images.

L'invention n'est pas limitée à l'imagerie par rayons X.

Elle s'applique également à l'imagerie visible et à l'imagerie infrarouge ainsi qu'à l'imagerie γ .

REVENDICATIONS

1. Procédé d'étalonnage géométrique d'un appareil d'imagerie, cet appareil comprenant un détecteur (D) de rayonnement, ce détecteur étant mobile
5 et apte à fournir une pluralité d'images (I1, I2, I3, I4) correspondant respectivement à une pluralité de positions du détecteur, ce procédé permettant de déterminer, pour chaque position, les valeurs d'une pluralité de paramètres géométriques relatifs à cet
10 appareil, ce procédé étant caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes :

- on effectue un étalonnage préalable de l'appareil pour déterminer des valeurs approchées des paramètres,
- 15 - on place un ensemble de points (18) dans l'espace, à des positions fixes, dans le champ de vue de l'appareil, ces positions pouvant varier d'un étalonnage à l'autre et n'étant pas connues a priori,
- 20 - on forme les images correspondant aux positions du détecteur, des points de l'ensemble se projetant alors sur chacune des images,
- on détermine, pour chacune des positions du détecteur, les coordonnées, dans un repère lié au
25 détecteur, de la projection de chacun des points de l'ensemble visibles dans l'image,
- on met en correspondance d'une image à l'autre les projections des points de l'ensemble qui ont été identifiés, et
- 30 - on détermine les valeurs des paramètres géométriques à partir des valeurs obtenues lors de l'étalonnage préalable et au moyen des positions des points dans les projections.

2. Procédé selon la revendication 1,
35 caractérisé en ce que l'appareil est un appareil

d'imagerie par rayons X et comprend une source (S) de rayons X et un détecteur (D) de rayons X qui constitue ledit détecteur et qui est solidaire de la source et placé en regard de celle-ci, en ce que les paramètres
5 sont répartis en un groupe de paramètres intrinsèques qui sont relatifs à la projection du foyer de la source sur le détecteur ainsi qu'à la distance focale et en un groupe de paramètres extrinsèques relatifs à la position de la source et à l'orientation du détecteur
10 dans un repère fixe déterminé, en ce que les points sont des marqueurs (18) fixés dans des positions inconnues a priori à un objet fixe (6), de part et d'autre duquel se trouvent la source et le détecteur, en ce qu'on détermine approximativement les positions
15 de ces marqueurs au moyen des couples de projections de points mis en correspondance d'une image à l'autre, et en ce qu'on détermine un certain nombre de paramètres géométriques en minimisant une quantité représentative de l'erreur de reprojection, cette quantité étant une
20 fonction des paramètres géométriques à déterminer ainsi que de la position des marqueurs dans le repère fixe.

3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que l'étalonnage préalable est effectué au moyen d'un fantôme d'étalonnage ou au moyen
25 de mesures physiques.

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications 2 et 3, caractérisé en ce que l'on considère les paramètres extrinsèques comme répétitifs, en ce que l'on prend comme valeurs de ceux-ci celles
30 qui ont été obtenues lors de l'étalonnage préalable et en ce que l'on détermine seulement les paramètres intrinsèques.

5. Procédé selon l'une quelconque des revendications 2 et 3, caractérisé en ce que l'on
35 considère les paramètres relatifs à l'orientation du

détecteur (D) ainsi que les paramètres intrinsèques comme répétitifs, en ce que l'on prend comme valeurs de ceux-ci celles qui ont été obtenues lors de l'étalonnage préalable et en ce que l'on détermine
5 seulement les paramètres relatifs à la position de la source.

6. Procédé selon l'une quelconque des revendications 2 et 3, caractérisé en ce que l'on considère les paramètres relatifs à la position de la
10 source (S) ainsi que les paramètres intrinsèques comme répétitifs, en ce que l'on prend comme valeurs de ceux-ci celles qui ont été obtenues lors de l'étalonnage préalable et en ce que l'on détermine seulement les paramètres relatifs à l'orientation du détecteur.

15 7. Procédé selon l'une quelconque des revendications 2 et 3, caractérisé en ce que l'on considère les paramètres intrinsèques comme répétitifs, en ce que l'on prend comme valeurs de ceux-ci celles qui ont été obtenues lors de l'étalonnage préalable et
20 en ce que l'on détermine seulement les paramètres extrinsèques.

8. Procédé selon l'une quelconque des revendications 2 et 3, caractérisé en ce que l'on détermine l'ensemble des paramètres géométriques
25 intrinsèques et extrinsèques en supposant que les positions approximatives des marqueurs dans le repère fixe sont suffisamment précises et ne sont pas remises en cause dans la détermination de la quantité représentative de l'erreur de reprojection.

30

1/3

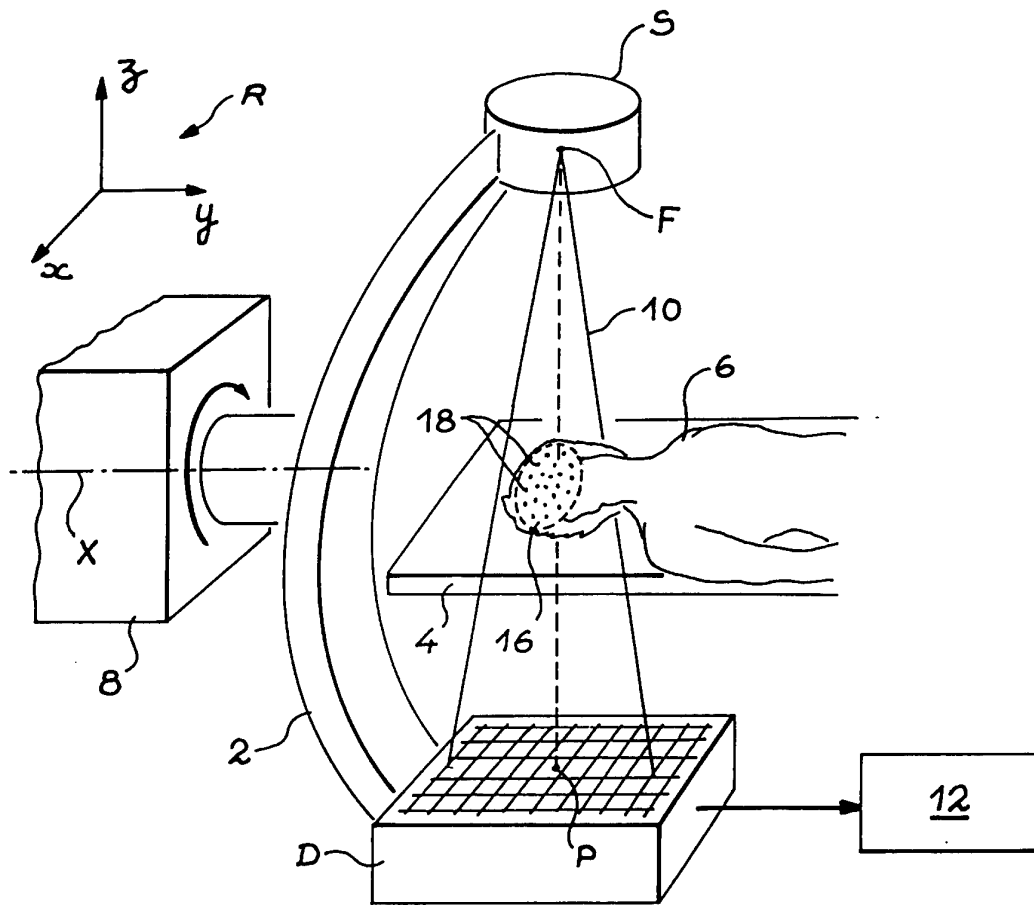


FIG. 1

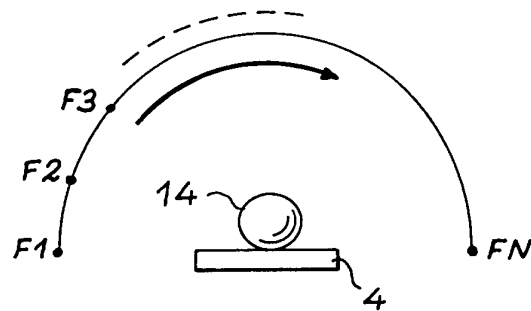


FIG. 2

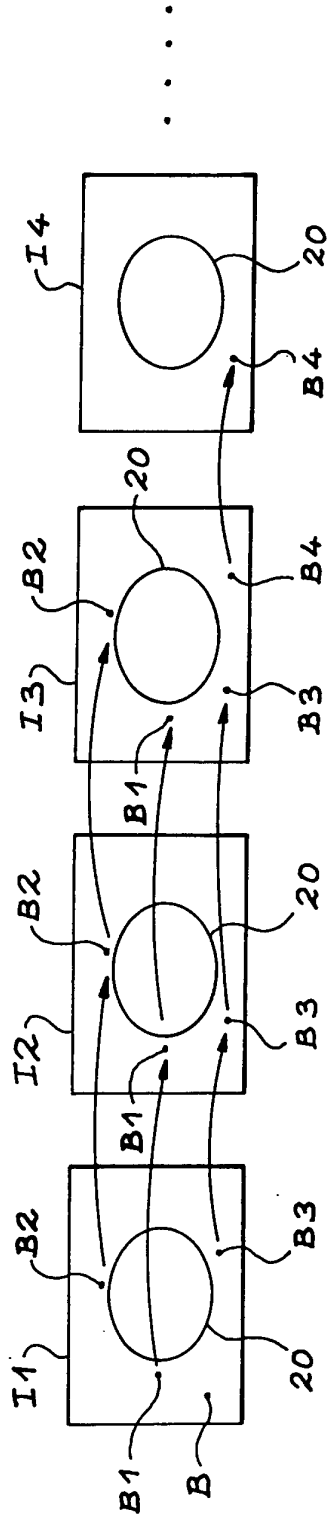


FIG. 3

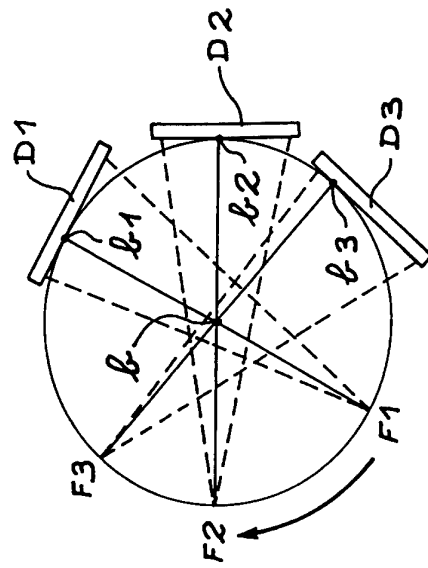


FIG. 4

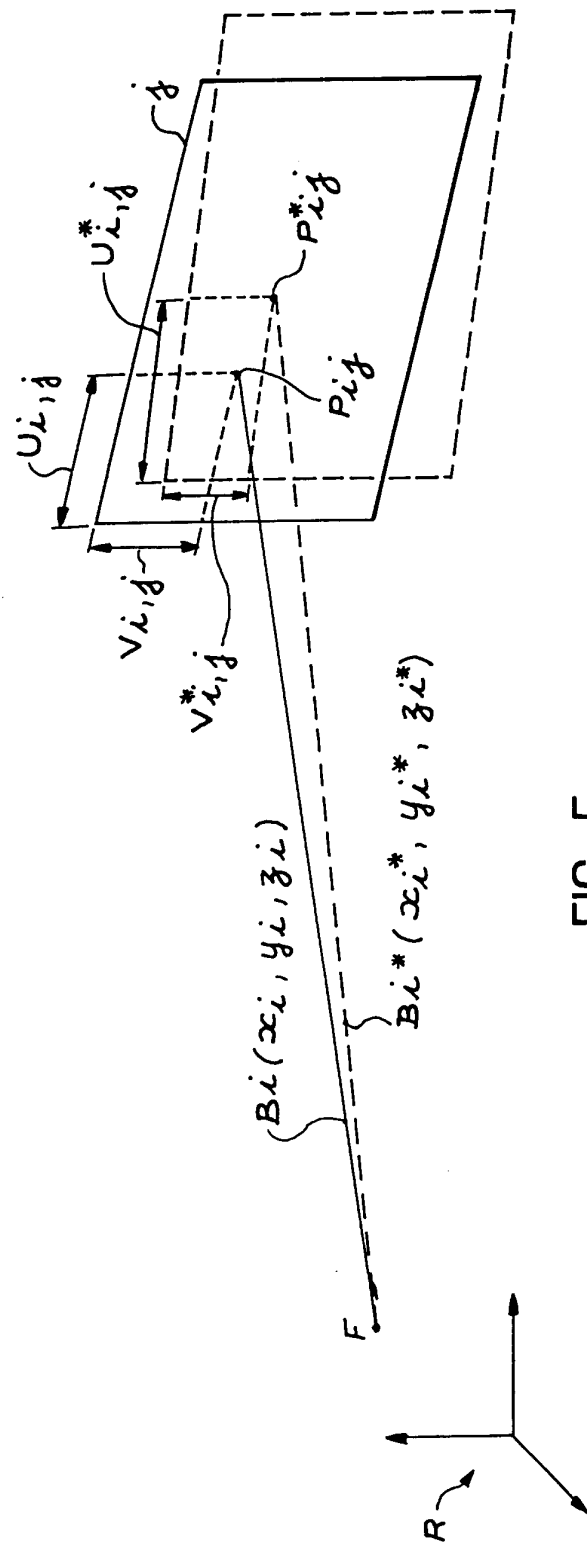


FIG. 5

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
A	EP-A-0 218 367 (PICKER INTERNATIONAL, INC.) 15 Avril 1987 * colonne 1, ligne 28 - colonne 4, ligne 15 *	1
A	FR-A-2 700 909 (GENERAL ELECTRIC CGR) 29 Juillet 1994 * page 2, ligne 18 - page 7, ligne 26 *	1
A	US-A-5 034 969 (M. OZAKI) 23 Juillet 1991 * colonne 2, ligne 8 - colonne 3, ligne 63 *	1
A	FR-A-2 631 810 (GENERAL MEDICAL MERATE SPA) 1 Décembre 1989 * page 1, ligne 1 - page 5, ligne 22 *	1
A	US-A-5 056 130 (H.P. ENGEL) 8 Octobre 1991 * colonne 2, ligne 3 - colonne 5, ligne 11 *	1
A	US-A-5 214 578 (D. CORNUEJOLS ET AL.) 25 Mai 1993 * colonne 1, ligne 8 - colonne 4, ligne 28 *	1
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.CL.6)
		A61B G06T H05G G01N
Date d'achèvement de la recherche		Examineur
12 Avril 1996		Horak, G
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général 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		