

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété
Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
23 décembre 2004 (23.12.2004)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2004/111948 A2

(51) Classification internationale des brevets⁷ : **G06T 17/00**

(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2004/001394

(22) Date de dépôt international : 4 juin 2004 (04.06.2004)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
03/06962 10 juin 2003 (10.06.2003) FR

(71) Déposants (pour tous les États désignés sauf US) :
BIOSPACE INSTRUMENTS [FR/FR]; 10, rue Mer-
coeur, F-75011 Paris (FR). **CENTRE NATIONAL DE
LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE-CNRS** [FR/FR];
3, rue Michel Ange, F-75794 Paris Cedex 16 (FR).

(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : **POMERO,**

Vincent [FR/FR]; 39, rue Croulebarbe, F-75013 Paris (FR). **SKALLI, Wafa** [FR/FR]; 70, avenue d'Ivry, F-75013 Paris (FR). **DESCHENES, Sylvain** [CA/CA]; 4817 8ème Avenue, Montréal, Québec H1Y 3P3 (CA). **DE GUISE, Jacques** [CA/CA]; 4288 Drolet, Montréal, Québec H2W 2L6 (CA). **LAPORTE, Sébastien** [FR/FR]; 14, allée Albert Thomas, F-91300 Massy (FR). **GODBOUT, Benoît** [CA/CA]; 5054 Rue Hôtel de Ville, Montréal, Québec H2T 2C1 (CA). **BRANCHAUD, Dominic** [CA/CA]; 3210 Avenue Laurier Est, app.2, Montréal, Québec H1Y 2A1 (CA). **BLEAU, André** [CA/CA]; 15 Place Kieffer, Dollard-des-Ormeaux, Québec H9B 1H9 (CA). **MITTON, David** [FR/FR]; 27 bis, rue Anatole France, F-94270 Le Kremlin-Bicêtre (FR). **DORION, Irène** [FR/FR]; 50, rue du Faubourg du Temple, F-75011 Paris (FR).

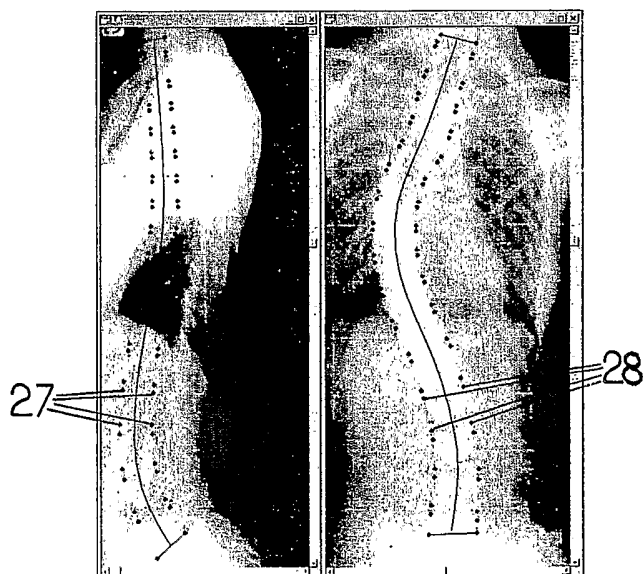
(74) Mandataires : **BURBAUD, Eric** etc.; Cabinet Plasseraud, 65/67, rue de la Victoire, F-75440 Paris Cedex 9 (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG,

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: RADIOGRAPHIC IMAGING METHOD FOR THREE-DIMENSIONAL RECONSTRUCTION, DEVICE AND COMPUTER SOFTWARE FOR CARRYING OUT SAID METHOD

(54) Titre : PROCÉDE D'IMAGERIE RADIOGRAPHIQUE POUR LA RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE, DISPOSITIF ET PROGRAMME D'ORDINATEUR POUR METTRE EN ŒUVRE CE PROCÉDE



(57) Abstract: The inventive radiographic imaging method for three-dimensional reconstruction consists in computing a three-dimensional form of an object representing model which is based on the already known geometrical form of said object obtainable from the confining volume thereof by evaluating a geometric pattern visible on two pictures and a source position. The geometric model containing data which makes it possible to set up a geometric characteristic of the object representing model by means of the object estimator is used.

(57) Abrégé : Procédé d'imagerie radiographique pour la reconstruction tridimensionnelle dans lequel on calcule la forme à trois dimensions d'un modèle représentant l'objet, à partir d'un modèle géométrique connu a priori de l'objet, obtenu depuis un volume de confinement de l'objet, estimé à partir d'un motif géométrique visible sur deux images, et de la position de la source. On utilise un modèle géométrique comprenant des informations permettant d'établir, depuis un estimateur de l'objet une caractéristique géométrique pour le modèle représentant l'objet.

WO 2004/111948 A2



KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée :

— sans rapport de recherche internationale, sera republiée dès réception de ce rapport

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasién (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI,

En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.

Procédé d'imagerie radiographique pour la reconstruction
tridimensionnelle, dispositif et programme d'ordinateur
pour mettre en œuvre ce procédé.

5 La présente invention est relative aux procédés d'imagerie radiographique pour la reconstruction tridimensionnelle, aux dispositifs et aux programmes d'ordinateur pour mettre en œuvre ce procédé.

10 Plus particulièrement, l'invention concerne un procédé d'imagerie radiographique pour la reconstruction tridimensionnelle, adapté pour calculer un modèle à trois dimensions d'au moins un objet à imager dans un champ d'observation, ledit objet comportant au moins une partie caractéristique, ce procédé comprenant une étape au cours
15 de laquelle :

(c) on calcule la forme à trois dimensions d'un modèle représentant l'objet à partir d'un modèle géométrique connu a priori de l'objet.

20 Ce genre de procédé est par exemple décrit dans la demande de brevet français FR 00 08 123, dans lequel un utilisateur doit repérer manuellement des repères de contrôle appartenant au dit objet, qui peuvent être des points, des segments, des droites, des arcs, des contours, des arêtes ou autres, sur chaque image, ce qui demande à la
25 fois de sa part des connaissances précises en anatomie pour localiser précisément les repères de contrôle, du temps, une grande précision, et une estimation subjective des effets des biais de projection. Cette importante intervention humaine limite en particulier la
30 reproductibilité de la reconstruction lorsque celle ci est réalisée par un personnel non hautement spécialisé.

 La présente invention a notamment pour but de fournir un procédé dans lequel l'intervention de spécialistes est limitée.

35 A cet effet, selon l'invention, un procédé du genre

en question est essentiellement caractérisé en ce qu'on met en outre en œuvre une étape (b), au cours de laquelle on calcule au moins un estimateur correspondant à au moins une caractéristique géométrique de l'objet, à partir d'un
5 volume de confinement de ladite partie caractéristique de l'objet, ledit volume étant estimé à partir d'au moins un motif géométrique visible sur deux images radiographiques à deux dimensions du champ d'observation, prises à partir d'une source selon deux directions de prise de vue non
10 parallèles, et de la position de la source lors de la prise d'image,

ledit modèle géométrique comprenant des informations liées à la forme à trois dimensions d'objets de même nature permettant d'établir, à partir de
15 l'estimateur, la caractéristique géométrique pour le modèle représentant l'objet.

Grâce à ces dispositions, on substitue à l'identification de nombreux repères sur chaque image de l'objet, sujette à erreurs, une information fiable d'objets
20 de même nature contenue dans le modèle géométrique. Il est alors facile et rapide, à partir d'un nombre minimum d'entrées identifiables par un non-spécialiste, de retrouver la forme du modèle particulier.

Dans des modes de réalisation préférés de l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- l'étape (c) comprend des étapes au cours desquelles :

(c1) on estime un référentiel local associé
30 à l'objet à partir au moins d'informations issues des motifs géométriques détectés sur chaque image,

(c2) on détermine la position tridimensionnelle de repères de contrôle de l'objet dans le repère local par inférence sur le modèle géométrique à
35 partir de l'estimateur, et

(c3) on calcule la forme à trois dimensions du modèle calculé par déformation d'un modèle générique prédéterminé correspondant audit objet, ledit modèle générique comportant des repères qui correspondent auxdits
5 repères de contrôle, de façon que ledit modèle calculé suive une forme proche d'une isométrie du modèle générique tout en maintenant en coïncidence les repères du modèle générique déformé avec lesdits repères de contrôle ;

- ledit modèle géométrique est constitué à partir
10 d'une base de données contenant des informations géométriques liées à au moins l'une des propriétés suivantes :

. des coordonnées de repères de contrôle d'un ensemble d'objets de même nature que l'objet à imager, et

15 . des dimensions caractéristiques d'un ensemble d'objets de même nature que l'objet à imager ;

- l'étape (c) est effectuée par inférence statistique sur ladite base de données en utilisant ledit estimateur comme prédicteur ;

20 - au cours de l'étape (b), on détermine ledit volume de confinement à partir d'une surface réglée définie par au moins un motif géométrique issu de la projection de la partie caractéristique de l'objet sur la première image et la trajectoire de la première source radioactive lors de
25 la prise de la première image et d'une surface réglée définie par au moins un motif géométrique issu de la projection de la partie caractéristique de l'objet sur la deuxième image et la trajectoire de la deuxième source radioactive lors de la prise de la deuxième image ;

30 - lesdits motifs géométriques sont identifiés manuellement par un utilisateur sur chaque image ;

- lesdits motifs géométriques sont déterminés par traitement numérique de chacune des images, lesdits motifs géométriques étant obtenus par analyse de la luminosité des
35 images ;

4

- on met en œuvre les étapes suivantes :

(α) on calcule une ligne caractéristique estimée de l'objet, et

(β) on redresse l'image en appliquant une première déformation adaptée pour que ladite ligne caractéristique redressée soit sensiblement un segment de droite,

on met en œuvre le traitement numérique pour lesdites images redressées pour obtenir au moins un motif géométrique redressé, et on met en outre en œuvre une étape au cours de laquelle

(ζ) on obtient les motifs géométriques en appliquant auxdits motifs géométriques redressés obtenus au cours de l'étape (β) une deuxième déformation adaptée pour que le motif obtenu en appliquant ladite deuxième déformation à ladite image redressée se positionne proche de celui sur l'image initiale ;

- l'objet est une vertèbre et, sur chaque image,

(γ) on estime des parois latérales issues de la projection de chaque corps vertébral,

(δ) on estime au moins une zone de moindre niveau de gris de l'image, issue de la projection d'une zone du champ d'observation comprenant un espace intervertébral, sensiblement orthogonale aux parois latérales par une analyse des caractéristiques de luminosité de l'image, et

(ε) on détermine au moins un coin du motif géométrique par l'intersection dudit espace intervertébral avec ladite paroi latérale.

- au cours de l'étape (δ),

(δ_1) on estime une valeur moyenne de luminosité sur chaque ligne de pixels de l'image orthogonale à ladite ligne caractéristique dans le plan de l'image, et

(δ2) on estime une projection d'au moins un espace intervertébral par application d'un seuil de luminosité sur lesdites valeurs moyennes ;

- au cours de l'étape (γ), on estime des projections de parois latérales de la vertèbre par déformation d'une paroi latérale initiale estimée à partir du modèle géométrique ;

- au cours de l'étape (γ), lesdites projections de parois latérales sont estimées en minimisant une fonction de coût indexée sur le contraste de l'image et une paroi latérale moyenne de ladite vertèbre estimée à partir d'une base de données de vertèbres ;

- ledit objet est une partie de colonne vertébrale et, au cours de l'étape (α), on calcule ladite ligne caractéristique par interpolation d'un nombre adapté de points de la projection de ladite colonne vertébrale fournis par un utilisateur ;

- on divise l'intensité lumineuse obtenue pour chaque pixel de chaque image par une valeur d'intensité lumineuse d'une image floue comprimée du même objet ;

- ladite image floue comprimée est obtenue en rééchelonnant pour chaque image des valeurs de luminosité moyennes de chaque pixel obtenues en effectuant pour chaque pixel une moyenne pondérée des valeurs d'intensité de pixels voisins ;

- on réduit sur au moins une image les interférences dues à au moins une structure anatomique parasite, en soustrayant à ladite image une image atténuante représentative de l'influence de ladite structure anatomique parasite obtenue à partir d'une caractéristique connue a priori sur ladite structure anatomique ;

- le procédé comprend en outre une étape (a) au cours de laquelle on obtient lesdites deux images par balayage simultané du champ d'observation suivant une

direction de balayage, en détectant des signaux de deux faisceaux de rayons X non parallèles ayant traversé le champ d'observation, formant un plan d'irradiation, ladite direction de balayage étant non coplanaire audit plan d'irradiation ;

- ledit balayage est synchronisé avec la détection d'une manière adaptée pour que des signaux successifs provenant d'une même zone du champ d'observation soient sommés pendant la détection ;

Selon un autre aspect, l'invention concerne un procédé d'imagerie radiographique pour la reconstruction tridimensionnelle, adapté pour calculer un modèle à trois dimensions d'un premier objet à imager dans un champ d'observation comprenant en outre au moins un deuxième objet présentant une relation spatiale avec le premier objet, lesdits premier et deuxième objets comportant chacun au moins une partie caractéristique, ce procédé comprenant une étape au cours de laquelle :

(c) on calcule la forme à trois dimensions d'un modèle représentant le premier objet à partir d'un modèle géométrique connu a priori de l'objet,

caractérisé en ce qu'on met en outre en œuvre une étape (b), au cours de laquelle on calcule au moins un estimateur correspondant à au moins ladite relation, à partir d'un volume de confinement, ledit volume étant estimé à partir d'au moins un motif géométrique représentatif de chaque objet visible sur deux images radiographiques à deux dimensions du champ d'observation, prises à partir d'une source selon deux directions de prise de vue non parallèles, et de la position de la source lors de la prise d'image,

ledit modèle géométrique comprenant des informations liées à la forme à trois dimensions d'objets de même nature permettant d'établir la caractéristique géométrique pour le modèle représentant le premier objet à

partir de l'estimateur.

Selon un autre aspect, l'invention concerne un dispositif d'imagerie radiographique pour la reconstruction tridimensionnelle, adapté pour calculer un modèle à trois dimensions d'au moins un objet à imager dans un champ d'observation, ledit objet comportant au moins une partie caractéristique, ce dispositif comprenant :

(c) des moyens pour calculer la forme à trois dimensions d'un modèle représentant l'objet à partir d'un modèle géométrique connu a priori de l'objet, et

(b) des moyens pour calculer au moins un estimateur correspondant à au moins une caractéristique géométrique de l'objet, à partir d'un volume de confinement de ladite partie caractéristique de l'objet, ledit volume étant estimé à partir d'au moins un motif géométrique visible sur deux images radiographiques à deux dimensions du champ d'observation, prises selon deux directions de prise de vue non parallèles, et de la position de la source lors de la prise d'image,

ledit modèle géométrique comprenant des informations liées à la forme à trois dimensions d'objets de même nature permettant d'établir la caractéristique géométrique pour le modèle représentant l'objet à partir de l'estimateur.

Selon encore un autre aspect, l'invention concerne un programme d'ordinateur comprenant des portions de code de programme pour l'exécution des étapes d'un tel procédé lorsque ledit programme est exécuté sur un ordinateur.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront au cours de la description suivante d'une de ses formes de réalisation, donnée à titre d'exemple non limitatif, en regard des dessins joints.

Sur les dessins :

- la figure 1 est une vue schématique d'un appareil de radiographie selon une forme de réalisation de

l'invention, permettant d'effectuer une prise de vue de face et une prise de vue de profil du patient,

- la figure 2 est une vue schématique en perspective d'un modèle géométrique associé une vertèbre,

5 - les figures 3a sont des schémas représentatifs de radiographies frontale et latérale de la colonne vertébrale d'un patient,

- les figures 3b sont des vues schématiques correspondantes de la figure 3a redressées,

10 - les figures 3c sont des vues schématiques correspondant respectivement aux figures 3b, et représentant des valeurs de luminosité prises le long de l'axe vertical des figures 3b,

15 - les figures 3d sont des vues schématiques correspondantes aux figures 3a, dans lesquelles des points caractéristiques de motifs géométriques ont été identifiés, et

20 - les figures 4a et 4b sont des vues schématiques en perspective représentatives de l'obtention du volume de chaque corps vertébral à partir des points identifiés représentés sur les figures 3d.

Sur les différentes figures, les mêmes références désignent des éléments identiques ou similaires.

25 La figure 1 représente un dispositif radiographique 1 pour la reconstruction tridimensionnelle, comportant un bâti mobile 2 déplaçable verticalement de façon motorisée sur des guides verticaux 3, dans une direction de translation 3a.

30 Ce bâti entoure un champ d'observation 4 dans lequel peut prendre place un patient P, par exemple debout, ce qui permet d'observer la position des os du squelette de ce patient en station debout, ce qui peut être important par exemple pour les patients atteints de scoliose.

35 Le bâti mobile 2 porte une première source radioactive 5 et un premier détecteur 6 qui est disposé

face à la source 5 au-delà du champ 4, et qui comporte au moins une ligne horizontale 6a de cellules de détection. Le détecteur 6 peut par exemple être un détecteur gazeux sensible aux basses doses de rayonnements, par exemple tel que décrit dans les documents FR-A-2 749 402 ou FR-A-2 754 068. Bien entendu, d'autres types de détecteurs pourraient éventuellement être utilisés dans le cadre de la présente invention.

La source radioactive 5 est adaptée pour émettre des rayons ionisants, notamment des rayons X, aptes à être détectés par le détecteur 6, dans une direction de prise de vue 7 antéropostérieure par rapport au patient P, en traversant une fente horizontale 8 ménagée dans un réticule 9 telle qu'une plaque métallique, pour générer un faisceau horizontal 10 de rayonnements ionisants dans le champ d'observation 4.

Par ailleurs, le bâti mobile 2 porte également une deuxième source radioactive 11 similaire à la source 5 et un deuxième détecteur 12 similaire au détecteur 6, qui est disposé face à la source 11 au-delà du champ 4, et qui comporte au moins une ligne horizontale 12a de cellules de détection.

La source radioactive 11 est adaptée pour émettre des rayons ionisants dans une direction de prise de vue latérale 13 par rapport au patient P, en traversant une fente horizontale 14 ménagée dans un réticule 15 telle qu'une plaque métallique, pour générer un faisceau horizontal 16 de rayonnements ionisants dans le champ d'observation 4.

Bien entendu, les sources radioactives et les détecteurs pourraient être en nombre supérieur à 2, et les directions de prise de vue de ces différentes sources radioactives pourraient, le cas échéant, ne pas être perpendiculaires entre elles, ni même horizontales.

Les deux détecteurs 6, 12 sont reliés à un micro-

ordinateur 37 ou autre système électronique de commande, équipé :

- d'une interface d'entrée comprenant au moins un clavier et généralement une souris (non représentée), et
- 5 - d'une interface de sortie comprenant au moins un écran 19.

Le micro-ordinateur 37 peut également comporter des moyens d'exécuter un programme d'ordinateur adapté pour mettre en œuvre le procédé ici décrit.

10 Le micro-ordinateur 37 peut également être relié aux moyens d'entraînement motorisés (non représentés) contenus dans les guides 3, aux sources 5, 11, de façon à commander le déplacement vertical du bâti et l'émission des rayonnements ionisants.

15 La détection peut être réalisée par un détecteur purement linéaire (une ligne d'image à la fois), ou par un détecteur matriciel de n'importe quel rapport de forme. L'acceptance angulaire du détecteur, donnée par le rapport de sa hauteur utile à la distance source détecteur, permet
20 d'estimer sa capacité à minimiser le signal parasite provenant du rayonnement diffusé par le patient. Une plus faible acceptance angulaire assure à dose égale une meilleure qualité d'image (plus faible bruit) ou fournit une qualité d'image comparable à plus faible dose. Par
25 contre une trop faible acceptance angulaire conduit à une trop faible proportion utile des rayons X émis par la source et donc à une diminution de la vitesse de balayage pour obtenir une image exploitable. Un compromis géométrique favorable entre ces deux effets antagonistes
30 s'obtient pour une acceptance angulaire intermédiaire, par exemple un détecteur de hauteur entre 1 et 20 mm placé à 1,5 mètre de la source. Pour préserver le pouvoir séparateur dans le sens du balayage au niveau de ce qu'il est dans le cas d'un détecteur purement linéaire, on peut
35 segmenter le détecteur en tranches de hauteur au plus égale

à la résolution recherchée.

Dans le cadre d'un balayage, pour obtenir une meilleure résolution, on peut en outre additionner les signaux provenant de la même partie du patient mais
5 délivrés en des tranches successives à des instants successifs. Cette sommation peut intervenir aussi bien dans une phase précoce du processus de conversion du rayonnement en signal (sommation de charges électriques, sommation analogique), que dans une phase plus en aval où le signal
10 est déjà numérisé. Ceci est en particulier possible si, par une synchronisation adéquate, éventuellement mise en œuvre par le micro-ordinateur 37, on s'assure que le déplacement de l'ensemble durant le temps élémentaire de mesure est égal à la hauteur d'une tranche, comme par exemple dans le
15 cadre d'un détecteur à report et intégration.

Le dispositif qui vient d'être décrit fonctionne comme suit :

Au moyen du micro-ordinateur 37, on fait d'abord prendre deux images radiographiques du patient P, en
20 faisant balayer le champ d'observation 4 par les faisceaux 10, 16 de rayonnements ionisants sur la hauteur correspondant à la zone du patient à observer, par exemple le rachis et le bassin, voire l'ensemble du squelette. A cet effet, le bâti est de préférence déplaçable sur une
25 hauteur d'au moins 70 cm, voire supérieure à un mètre.

Au cours de ce mouvement, on enregistre dans la mémoire du micro-ordinateur 37 deux images radiographiques numériques, par exemple respectivement antéropostérieures et latérales de la partie examinée du patient, lesquelles
30 images peuvent être visualisées sur l'écran 19 du micro-ordinateur, de la manière représentée sur la figure 3a.

Le procédé est ici présenté en faisant référence à la colonne vertébrale, mais un procédé similaire pourrait également être utilisé pour une structure simple dont on
35 aurait une connaissance a priori, tel qu'un os simple, tel

une seule vertèbre, une structure ligamentaire, ou autre, ou un ensemble de structures anatomiques tel qu'un membre inférieur ou supérieur, ou autres.

On dispose en outre d'une base de données des
5 objets représentés sur les images radiographiques, en particulier les vertèbres, tel que représenté sur la figure 2, mais éventuellement aussi d'autres structures anatomiques, tels les ligaments ou autres.

La base de données peut contenir des données
10 relatives à des repères particuliers de la vertèbre. Elle contient par exemple la position d'une vingtaine de points C1..C23 caractéristiques de la vertèbre, des longueurs caractéristiques L1..L8 de chaque vertèbre, telles que représentées sur la figure 2, des segments, droites ou arcs
15 caractéristiques de l'objet, et/ou des contours et arêtes de l'objet.

Les coordonnées de points ou lignes
caractéristiques peuvent être exprimées par exemple dans un référentiel local X, Y, Z. Dans l'exemple considéré, l'axe
20 Z correspond à la direction axiale de la colonne vertébrale, l'axe X est déterminé de façon à définir avec l'axe Z le plan antéropostérieur de la vertèbre 20, l'axe Y étant perpendiculaire aux axes X, Z sus-mentionnés. De plus, l'origine O du référentiel est disposée au milieu des
25 deux faces d'extrémité axiales de la partie principale "tubulaire" de la vertèbre, l'origine O étant par ailleurs positionnée pour que l'axe Z traverse la face axiale supérieure de la partie principale de la vertèbre en un repère C1 tel que la distance de ce repère C1 à l'extrémité
30 avant C7 de ladite face axiale soit égale environ aux deux tiers de la distance totale entre les extrémités avant C7 et arrière C8 de la section antéropostérieure de ladite face axiale supérieure.

Les vertèbres peuvent également être classées dans
35 la base de données en différentes sous-catégories, par

exemple en fonction de leur emplacement anatomique. On distinguera par exemple les vertèbres thoraciques des vertèbres cervicales et lombaires, ou on aura même une base de données correspondant à chacune des vertèbres
5 considérées du rachis. On pourra en outre établir une sous-base de données des vertèbres appartenant à des individus sains ou à des individus atteints d'une scoliose, de même qu'on pourra caractériser chaque vertèbre en fonction du poids, de la taille, de l'âge ou de tout autre type de
10 paramètre jugé nécessaire de l'individu.

Un modèle géométrique construit à partir de la base de données peut être substitué à la base de données. Ce dernier comporte par exemple des données statistiques (moyennes, variances, ...) pour chaque paramètre de la base
15 de données, ou bien des équations mathématiques permettant de déterminer pour un objet donné la localisation de points caractéristiques à partir de la valeur de paramètres estimateurs de cet objet. La base de données contient en
20 outre des données relatives à l'emplacement relatif de la vertèbre dans la colonne vertébrale du sujet dont elle est issue, telles que par exemple l'orientation angulaire de la vertèbre et la courbure de la colonne au niveau de la vertèbre.

On dispose en outre d'un modèle générique, par
25 exemple établi à partir de la base de données, défini comme un maillage de quelques centaines à quelques centaines de milliers de points d'une vertèbre.

Les deux radiographies représentées sur la figure 3a représentent en différents niveaux de gris la
30 partie du corps du patient P incluse dans le champ d'observation 4, projetée dans les plans contenant les détecteurs. Des projections des vertèbres 17 du patient sont visibles sous la forme d'une zone claire. Sur cette zone, on peut distinguer par exemple par endroits des
35 projections des espaces intervertébraux 18 compris entre

deux vertèbres 17 sous la forme de zones plus sombres. La colonne vertébrale n'est néanmoins pas forcément entièrement visible, comme sur la vue latérale de la figure 3a dans sa partie supérieure, où un bras 19 du patient
5 forme une zone claire sur laquelle il est difficile de discerner la colonne vertébrale.

Sur chacune des deux vues, on peut par exemple identifier un certain nombre de points 20 du motif géométrique résultant de la projection de la structure à
10 imager, tels que quelques points visibles sur une ligne centrale des motifs géométriques résultant de la projection de la colonne vertébrale. On peut également repérer quelques points 21 sur les extrémités haute et basse de ces motifs sur chacune des vues. Les points 20 et
15 21 peuvent par exemple être fournis manuellement par un utilisateur. Celui-ci ne doit alors pas nécessairement rentrer des points 20, 21 prédéterminés, tels que par exemple des points particuliers situés en des positions géométriques prédéterminées des faces supérieures ou
20 inférieures de vertèbres, mais simplement des points ayant une caractéristique géométrique définie, telle que l'appartenance approximative à une ligne ou une surface donnée.

Les points 20 de chaque image sont interpolés pour
25 fournir une ligne centrale 22 sur chaque vue, par exemple constituée d'un ensemble de points distants chacun de 250 μm . Cette ligne 22 s'étend dans chaque vue entre une ligne supérieure 24 et une ligne inférieure 25 contenant les points 21 précédemment disposés. Si les points 20 sont
30 entrés par un utilisateur, on peut contrôler le degré de réalisme de la ligne 22 en calculant, pour chaque nouveau point 20 entré une nouvelle ligne centrale 22, et en évaluant une distance entre la nouvelle ligne centrale 22 et la ligne centrale précédente 22. La ligne centrale 22
35 sera basée sur un nombre de points 20 suffisant dès que la

distance entre deux lignes centrales 22 consécutives sera inférieure à une valeur prédéfinie.

On applique alors un champ de déformation D à l'image toute entière pour redresser les lignes centrales 22 de chaque vue, de manière à ce que celles-ci se présentent chacune comme un segment $D(22)$ s'étendant entre les portions supérieure $D(24)$ et inférieure $D(25)$ redressées de la projection de la colonne vertébrale. On s'affranchit ainsi des contraintes liées à la courbure de la colonne vertébrale, qui est particulière au patient, et pourrait être antagoniste du procédé d'automatisation mis en œuvre, en particulier dans le cas de sévères déformations pathologiques.

Pour une visualisation exhaustive des contrastes dans un environnement d'imagerie de grande dynamique, il est important d'inclure chaque contraste dans une plage de niveaux de gris où l'oeil réagit de manière optimale. Ceci peut-être réalisé efficacement en créant dans un premier temps une image floue, par lissage de l'image initiale, de manière à disposer en chaque point d'une moyenne des niveaux de gris dans un voisinage de quelques millimètres. On soustrait alors l'image floue à l'image initiale. Ainsi les contrastes contenus dans les zones claires et ceux inclus dans les zones sombres, difficilement perceptibles de par les piètres capacités de l'oeil dans les contextes trop ou trop peu lumineux, sont perçus de manière optimale car situés dans des zones de noircissement intermédiaires. Toutefois, la seule division par l'image floue, tend à totalement écraser la dynamique de l'image, les organes apparaissant tous avec des niveaux de luminosité comparables ce qui nuit à la lisibilité de l'ensemble. On préférera donc, avant de réaliser l'opération précédemment évoquée, comprimer partiellement la dynamique de l'image floue (par exemple à l'aide d'une fonction linéaire ou gamma). La soustraction de l'image floue de dynamique

réduite à l'image initiale permet simultanément d'amener les contrastes dans les plages de gris favorables et de conserver sur l'image une dynamique globale compatible avec l'aspect traditionnel d'une image radiologique.

5 On détermine alors les bords latéraux D(23) des motifs projetés de la colonne vertébrale. On peut commencer par définir, sur les figures 3b, des bords latéraux initiaux comme s'étendant de part et d'autre de la ligne centrale D(22) entre les lignes supérieure D(24) et
10 inférieure D(25). On peut approcher, par itérations successives, les bords latéraux D(23) le long de la projection de la colonne vertébrale, à partir des bords latéraux initiaux tels que définis précédemment, en se basant par exemple sur l'intensité du vecteur gradient
15 d'intensité lumineuse à proximité desdites parois initiales. On peut, en outre, se servir des propriétés géométriques connues des bords latéraux, comme par exemple les largeurs typiques du genre de vertèbre considérée, ladite largeur typique pouvant être une moyenne, ou se
20 rapporter à une sous-catégorie pertinente de vertèbres de la base de données (selon la taille, l'âge, le poids, etc.. des individus sains ou scoliotiques ayant alimenté la base de données)

On retrouve les projections des espaces
25 intervertébraux 18 des images redressées de la manière suivante : dans les images redressées, les projections des espaces intervertébraux correspondent sensiblement à des régions sombres orientées horizontalement. On peut donc moyenner pour chaque vue de la figure 3b la valeur
30 d'intensité lumineuse sur chaque ligne entre les deux parois latérales D(23), et obtenir une représentation en niveaux de gris telle que représentée sur la figure 3c, les bandes gauche et droite correspondant respectivement aux images redressées gauche et droite de la figure 3b. Cette
35 donnée étant une donnée uni-directionnelle, elle peut

facilement être traitée par calcul, par exemple filtrée pour s'approcher au mieux des propriétés statistiques de la colonne vertébrale, telles que définies par la base de données. L'application d'un seuil de luminosité permet
5 alors de retrouver l'emplacement exact des projections des espaces intervertébraux de la colonne étudiée. On peut utiliser des informations statistiques en provenance de la base de données, comme par exemple les hauteurs typiques du genre de vertèbre considéré, si les données fournies par
10 l'image ne s'avèrent pas suffisantes.

En appliquant alors une déformation appropriée, telle que par exemple la déformation D^{-1} inverse de D , aux images redressées sur lesquelles on a identifié la position des projections des espaces intervertébraux, on obtient les
15 positions représentées sur l'image sur la figure 3d, où, pour chaque vue, chaque vertèbre est représentée par quatre points relatifs aux quatre coins 27, 28 du motif géométrique correspondant à la projection du corps vertébral.

20 Alternativement, on n'utilise pas nécessairement un jeu de déformations D et D^{-1} , et on met en œuvre la détection des coins directement sur les images non redressées de la Figure 3a.

Alternativement, les quatre coins sont simplement
25 fournis manuellement par un utilisateur sur chaque vue, ce qui ne nécessite pas de connaissances anatomiques précises.

Selon l'objet étudié, on peut également identifier, manuellement ou par calcul, des contours des motifs sur l'une et/ou l'autre des images.

30 En utilisant la base de données, on reconstruit alors un modèle tridimensionnel de la colonne vertébrale, à partir des coins 27, 28 ou contours précédemment obtenus. A cet effet, on procède aux opérations suivantes :

- pour localiser la position du corps vertébral
35 dans l'espace, on calcule 16 points tridimensionnels de la

manière suivante : pour chaque vue et chaque vertèbre, on définit une surface réglée englobant les parois latérales et les bords supérieur et inférieur des motifs géométriques résultant de la projection des corps vertébraux. Pour la

5 vue sagittale, la surface réglée sagittale 29 est définie par les quatre points 27 des motifs géométriques résultants de la projection du corps vertébral dans la vue sagittale et la ligne définie par le balayage de la source 11. La surface réglée frontale 30 est définie de même à l'aide des

10 quatre coins 28 et de la ligne définie par le balayage de la source 5. Huit points tridimensionnels sont définis comme les intersections des bords de la surface réglée 29 avec la surface réglée comprenant les parois latérales de la surface réglée 30. Ces huit points forment les coins

15 d'un hexaèdre sagittal 31. De manière similaire, on obtient un hexaèdre frontal 32 par intersection des bords de la surface réglée 30 avec les surfaces réglées comprenant les parois latérales de la surface réglée 29. Ces deux hexaèdres 31 et 32 sont représentés sur la figure 4b dans

20 le cas particulier de sources de rayonnement S et F fixes ;

- on obtient le volume de confinement du corps vertébral en extrayant l'information pertinente des deux hexaèdres 31 et 32. On obtient en particulier la position et l'orientation des facettes latérales du volume de

25 confinement comme facette moyenne des hexaèdres 31 et 32 associée à chaque côté de l'hexaèdre. On peut placer au barycentre des centres des facettes supérieures (respectivement inférieures) des deux hexaèdres 31, 32 une facette pertinente dont l'orientation est déterminée à

30 partir du produit vectoriel des vecteurs normaux des projections des facettes supérieures (respectivement inférieures) des hexaèdres 31 et 32 sur les vues frontales et sagittales. L'intersection de ces facettes pertinentes avec les facettes latérales permet de définir un hexaèdre

35 de confinement 35. Le centre de chaque corps de vertèbre

est ensuite calculé comme le centre de gravité de l'hexaèdre de confinement 35 ;

- on calcule les orientations angulaires sagittale et latérale des vertèbres à partir des projections des faces de l'hexaèdre de confinement 35 associées à la vertèbre. A partir des courbures des lignes centrales des motifs géométriques résultant des projections sagittale et frontale de la colonne, et des informations de la base de données, on estime la rotation axiale de chaque vertèbre. On peut ainsi définir un repère X, Y, Z local de la vertèbre que l'on place audit barycentre ;

- à l'aide de l'hexaèdre de confinement 35 de chaque vertèbre et des orientations angulaires calculées, on estime des caractéristiques géométriques du corps vertébral tel que par exemple des hauteurs avant, arrière, gauche et droite du corps vertébral, et largeur et profondeur des plans supérieur et inférieur des corps vertébraux, correspondant aux longueurs L_1, \dots, L_8 des vertèbres de la base de données (figure 2). On n'estime pas nécessairement des longueurs, mais éventuellement des coordonnées, des superficies, ou autres ;

- on estime les positions des points $C_1 \dots C_{23}$ ou autres repères de contrôle du corps vertébral par inférence statistique en utilisant lesdites caractéristiques géométriques précédentes comme estimateurs, à partir de la base de données, par exemple par régression linéaire, ou autre ; on obtient ainsi les positions tridimensionnelles des points ou repères de contrôle de l'objet étudié dans le repère local de la vertèbre, que l'on peut exprimer dans le repère global à l'aide de la position et de l'orientation du barycentre de l'hexaèdre précédemment estimé ; Les repères de contrôle peuvent être issus de segments orientés dans l'espace ou de toute autre primitive géométrique ;

- on calcule la forme à trois dimensions d'un modèle représentant la vertèbre en question, le modèle

calculé étant obtenu par déformation d'un modèle générique obtenu à partir de la base de données, de façon à maintenir la coïncidence des repères de contrôle du modèle générique déformé avec la position spatiale précédemment déterminée des repères de contrôle et de façon que le modèle calculé
5 suive une forme la plus proche possible d'une isométrie du modèle générique, en travaillant cette fois sur l'ensemble des points du modèle générique.

En particulier, l'obtention du modèle à trois
10 dimensions de chaque objet à examiner peut être obtenu par le procédé connu de krigeage ("kriging").

Le modèle obtenu peut éventuellement être alors projeté dans les plans frontaux et sagittaux et à nouveau déformé avec précision de manière à parfaire la
15 correspondance de ses projections avec les images radiographiques.

Dans le cas particulier de la colonne vertébrale, le volume de confinement peut être déterminé à partir du motif géométrique associé à la projection du corps
20 vertébral dans chaque image, mais on pourrait également se servir de l'identification du motif géométrique lié à la projection d'un espace inter-vertébral jouxtant deux vertèbres pour évaluer un estimateur pour l'une, l'autre ou les deux vertèbres en question.

Un mode particulier de reconstruction est décrit
25 ici, mais toute méthode dans laquelle la détermination du modèle est effectuée à l'aide d'un estimateur déterminé à partir d'un volume de confinement est susceptible d'être couvert par l'invention. En particulier, un modèle
30 générique peut être choisi dans une base de données par cet estimateur, ce modèle étant itérativement projeté sur les images de l'objet et déformé pour s'approcher des images de l'objet.

Comme représenté sur la figure 3, pour certaines
35 applications, certaines structures, telles le bras pour les

vertèbres thoraciques supérieures, sont susceptibles de gêner la visualisation des objets. Une fois l'enveloppe osseuse reconstruite, il est possible, connaissant les paramètres de faisceaux, (tels par exemple la tension et l'intensité du courant d'alimentation, la distance entre la source et l'objet, ou autres), et en émettant quelques hypothèses sur la nature homogène de l'os faisant écran, de déterminer le comportement radiologique de ce dernier et ainsi de connaître en chaque point de chacune des vues planes quelle fraction de l'atténuation est imputable à ces os formant écran. On peut alors reconstituer, par exemple par simple soustraction, des images plus lisibles dans lesquelles les structures osseuses formant écran n'apparaissent que faiblement. Ceci s'applique, par exemple, à la suppression d'os tels que l'humérus pour améliorer la lisibilité des vertèbres, ou à la suppression d'une vertèbre pour une meilleure visualisation du disque intervertébral.

On obtient ainsi un outil efficace d'examen pouvant servir à l'imagerie de toute partie, notamment osseuse ou cartilagineuse du corps humain ou animal, et utile notamment pour le diagnostic des scolioses ou pour le suivi pré ou post opératoire lors d'interventions chirurgicales.

Bien entendu, on peut également calculer certains indices cliniques prédéterminés liés soit à la géométrie de l'ensemble examiné, soit le cas échéant à la composition ou la densité des objets à examiner, estimée à partir des images radiographiques.

Le dispositif radiographique 1 pourrait, le cas échéant, être adapté pour l'examen d'un patient couché, ce qui pourrait s'avérer indispensable dans le domaine de la traumatologie. Dans ce cas, le patient P serait couché sur la table support, les faisceaux de rayons ionisants 10, 16 seraient chacun dans un plan vertical, et les sources 5, 11 se déplaceraient horizontalement avec les détecteurs 6, 12.

Il serait, bien entendu, possible de générer deux faisceaux ionisants non parallèles au moyen de deux réticules (par exemples deux fentes distinctes réalisées dans une même plaque métallique) à partir d'une source
5 radioactive unique pour mettre en œuvre l'invention, en utilisant comme précédemment deux détecteurs disposés face aux deux faisceaux et déplaçables en synchronisme avec la source et les réticules.

REVENDICATIONS

1. Procédé d'imagerie radiographique pour la reconstruction tridimensionnelle, adapté pour calculer un
5 modèle à trois dimensions d'au moins un objet à imager dans un champ d'observation, ledit objet comportant au moins une partie caractéristique, ce procédé comprenant une étape au cours de laquelle :

(c) on calcule la forme à trois dimensions d'un
10 modèle représentant l'objet à partir d'un modèle géométrique connu a priori de l'objet,

caractérisé en ce qu'on met en outre en œuvre une
étape (b), au cours de laquelle on calcule au moins un estimateur correspondant à au moins une caractéristique
15 géométrique de l'objet, à partir d'un volume de confinement (35) de ladite partie caractéristique de l'objet, ledit volume étant estimé à partir d'au moins un motif géométrique (17) visible sur deux images radiographiques à deux dimensions du champ d'observation, prises à partir
20 d'une source (5, 11) selon deux directions de prise de vue non parallèles, et de la position de la source lors de la prise d'image,

ledit modèle géométrique comprenant des informations liées à la forme à trois dimensions d'objets
25 de même nature permettant d'établir, à partir de l'estimateur, la caractéristique géométrique pour le modèle représentant l'objet.

2. Procédé selon la revendication 1 dans lequel l'étape (c) comprend des étapes au cours desquelles :

30 (c1) on estime un référentiel local (X, Y, Z) associé à l'objet à partir au moins d'informations issues des motifs géométriques (17) détectés sur chaque image,

(c2) on détermine la position tridimensionnelle de repères de contrôle de l'objet dans le repère local par
35 inférence sur le modèle géométrique à partir de

l'estimateur, et

(c3) on calcule la forme à trois dimensions du modèle calculé par déformation d'un modèle générique prédéterminé correspondant audit objet, ledit modèle
5 générique comportant des repères qui correspondent auxdits repères de contrôle, de façon que ledit modèle calculé suive une forme proche d'une isométrie du modèle générique tout en maintenant en coïncidence les repères du modèle générique déformé avec lesdits repères de contrôle.

10 3. Procédé selon la revendication 1 ou la revendication 2, dans lequel ledit modèle géométrique est constitué à partir d'une base de données contenant des informations géométriques liées à au moins l'une des propriétés suivantes :

- 15 - des coordonnées de repères de contrôle d'un ensemble d'objets de même nature que l'objet à imager, et
- des dimensions caractéristiques d'un ensemble d'objets de même nature que l'objet à imager.

20 4. Procédé selon la revendication 3, dans lequel l'étape (c) est effectuée par inférence statistique sur ladite base de données en utilisant ledit estimateur comme prédicteur.

25 5. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, au cours de l'étape (b), on détermine ledit volume de confinement (35) à partir d'une surface réglée définie par au moins un motif géométrique issu de la projection de la partie caractéristique de l'objet sur la première image et la trajectoire de la première source radioactive (5) lors de
30 la prise de la première image et d'une surface réglée définie par au moins un motif géométrique issu de la projection de la partie caractéristique de l'objet sur la deuxième image et la trajectoire de la deuxième source radioactive (11) lors de la prise de la deuxième image.

35 6. Procédé selon la revendication 5 dans lequel

lesdits motifs géométriques (17) sont identifiés manuellement par un utilisateur sur chaque image.

7. Procédé selon la revendication 5, dans lequel lesdits motifs géométriques (17) sont déterminés par traitement numérique de chacune des images, lesdits motifs géométriques étant obtenus par analyse de la luminosité des images.

8. Procédé selon la revendication 7 dans lequel on met en œuvre les étapes suivantes :

10 (α) on calcule une ligne caractéristique (22) estimée de l'objet, et

 (β) on redresse l'image en appliquant une première déformation adaptée pour que ladite ligne caractéristique redressée soit sensiblement un segment de droite,

 dans lequel on met en œuvre le traitement numérique pour lesdites images redressées pour obtenir au moins un motif géométrique redressé, et dans lequel on met en outre en œuvre une étape au cours de laquelle

20 (ζ) on obtient les motifs géométriques (17) en appliquant auxdits motifs géométriques redressés obtenus au cours de l'étape (β) une deuxième déformation adaptée pour que le motif obtenu en appliquant ladite deuxième déformation à ladite image redressée se positionne proche de celui sur l'image initiale.

9. Procédé selon la revendication 7 ou la revendication 8 dans lequel l'objet est une vertèbre, et dans lequel, sur chaque image,

30 (γ) on estime des parois latérales (23) issues de la projection de chaque corps vertébral,

 (δ) on estime au moins une zone de moindre niveau de gris de l'image, issue de la projection d'une zone du champ d'observation comprenant un espace intervertébral, sensiblement orthogonale aux parois

latérales par une analyse des caractéristiques de luminosité de l'image, et

(ε) on détermine au moins un coin (27, 28) du motif géométrique (17) par l'intersection dudit espace
5 intervertébral avec ladite paroi latérale.

10. Procédé selon la revendication 9, dans lequel, au cours de l'étape (δ),

($\delta 1$) on estime une valeur moyenne de luminosité sur chaque ligne de pixels de l'image
10 orthogonale à ladite ligne caractéristique (22 ; D(22)) dans le plan de l'image, et

($\delta 2$) on estime une projection d'au moins un espace intervertébral par application d'un seuil de luminosité sur lesdites valeurs moyennes.

15 11. Procédé selon la revendication 9 ou la revendication 10 dans lequel, au cours de l'étape (γ), on estime des projections de parois latérales (23) de la vertèbre par déformation d'une paroi latérale initiale estimée à partir du modèle géométrique.

20 12. Procédé selon l'une des revendications 9 à 11 dans lequel, au cours de l'étape (γ), lesdites projections de parois latérales (23) sont estimées en minimisant une fonction de coût indexée sur le contraste de l'image et une paroi latérale moyenne de ladite vertèbre estimée à partir
25 d'une base de données de vertèbres.

13. Procédé selon l'une des revendications 8 à 12, dans lequel ledit objet est une partie de colonne vertébrale, et dans lequel, au cours de l'étape (α), on calcule ladite ligne caractéristique (22) par interpolation
30 d'un nombre adapté de points (20) de la projection de ladite colonne vertébrale fournis par un utilisateur.

14. Procédé selon l'une des revendications précédentes dans lequel on divise l'intensité lumineuse obtenue pour chaque pixel de chaque image par une valeur
35 d'intensité lumineuse d'une image floue comprimée du même

objet.

15 15. Procédé selon la revendication 14, dans lequel ladite image floue comprimée est obtenue en rééchelonnant pour chaque image des valeurs de luminosité moyennes de chaque pixel obtenues en effectuant pour chaque pixel une
5 moyenne pondérée des valeurs d'intensité de pixels voisins.

16. Procédé selon l'une des revendications précédentes, dans lequel on réduit sur au moins une image les interférences dues à au moins une structure anatomique parasite (19), en soustrayant à ladite image une image
10 atténuante représentative de l'influence de ladite structure anatomique parasite obtenue à partir d'une caractéristique connue a priori sur ladite structure anatomique.

15 17. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes comprenant en outre une étape (a) au cours de laquelle on obtient lesdites deux images par balayage simultané du champ d'observation suivant une direction de balayage (3a), en détectant des signaux de
20 deux faisceaux (10, 16) de rayons X non parallèles ayant traversé le champ d'observation, formant un plan d'irradiation, ladite direction de balayage étant non coplanaire audit plan d'irradiation.

25 18. Procédé selon la revendication 17, dans lequel ledit balayage est synchronisé avec la détection d'une manière adaptée pour que des signaux successifs provenant d'une même zone du champ d'observation soient sommés pendant la détection.

30 19. Procédé d'imagerie radiographique pour la reconstruction tridimensionnelle, adapté pour calculer un modèle à trois dimensions d'un premier objet à imager dans un champ d'observation comprenant en outre au moins un
35 deuxième objet présentant une relation spatiale avec le premier objet, lesdits premier et deuxième objets comportant chacun au moins une partie caractéristique, ce

procédé comprenant une étape au cours de laquelle :

(c) on calcule la forme à trois dimensions d'un modèle représentant le premier objet à partir d'un modèle géométrique connu a priori de l'objet,

5 **caractérisé en ce qu'on met en outre en œuvre une**
étape (b), au cours de laquelle on calcule au moins un
estimateur correspondant à au moins ladite relation, à
partir d'un volume de confinement, ledit volume étant
estimé à partir d'au moins un motif géométrique (17)
10 représentatif de chaque objet visible sur deux images
radiographiques à deux dimensions du champ d'observation,
prises à partir d'une source selon deux directions de prise
de vue non parallèles, et de la position de la source (5,
11) lors de la prise d'image,

15 ledit modèle géométrique comprenant des
informations liées à la forme à trois dimensions d'objets
de même nature permettant d'établir la caractéristique
géométrique pour le modèle représentant le premier objet à
partir de l'estimateur.

20 20. Dispositif d'imagerie radiographique pour la
reconstruction tridimensionnelle, adapté pour calculer un
modèle à trois dimensions d'au moins un objet à imager dans
un champ d'observation, ledit objet comportant au moins une
partie caractéristique, ce dispositif comprenant :

25 (c) des moyens pour calculer la forme à trois
dimensions d'un modèle représentant l'objet à partir d'un
modèle géométrique connu a priori de l'objet, et

 (b) des moyens pour calculer au moins un
estimateur correspondant à au moins une caractéristique
30 géométrique de l'objet, à partir d'un volume de confinement
de ladite partie caractéristique de l'objet, ledit volume
étant estimé à partir d'au moins un motif géométrique (17)
visible sur deux images radiographiques à deux dimensions
du champ d'observation, prises selon deux directions de
35 prise de vue non parallèles, et de la position de la source

(5, 11) lors de la prise d'image,
ledit modèle géométrique comprenant des informations liées à la forme à trois dimensions d'objets de même nature permettant d'établir la caractéristique géométrique pour le modèle représentant l'objet à partir de l'estimateur.

21. Programme d'ordinateur comprenant des portions de code de programme pour l'exécution des étapes du procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 19 lorsque ledit programme est exécuté sur un ordinateur.

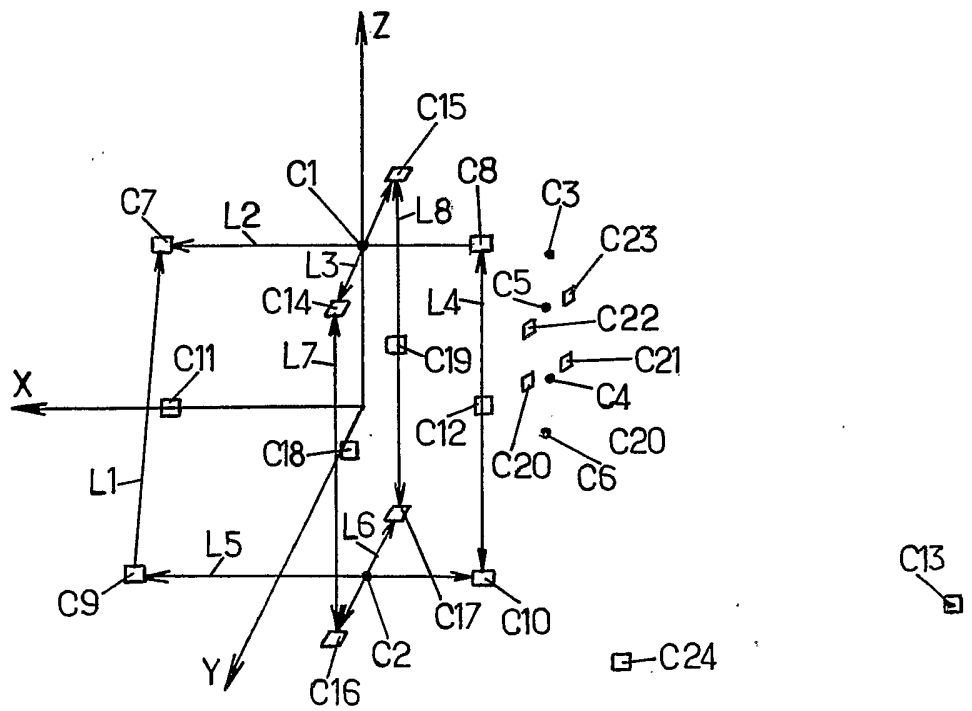
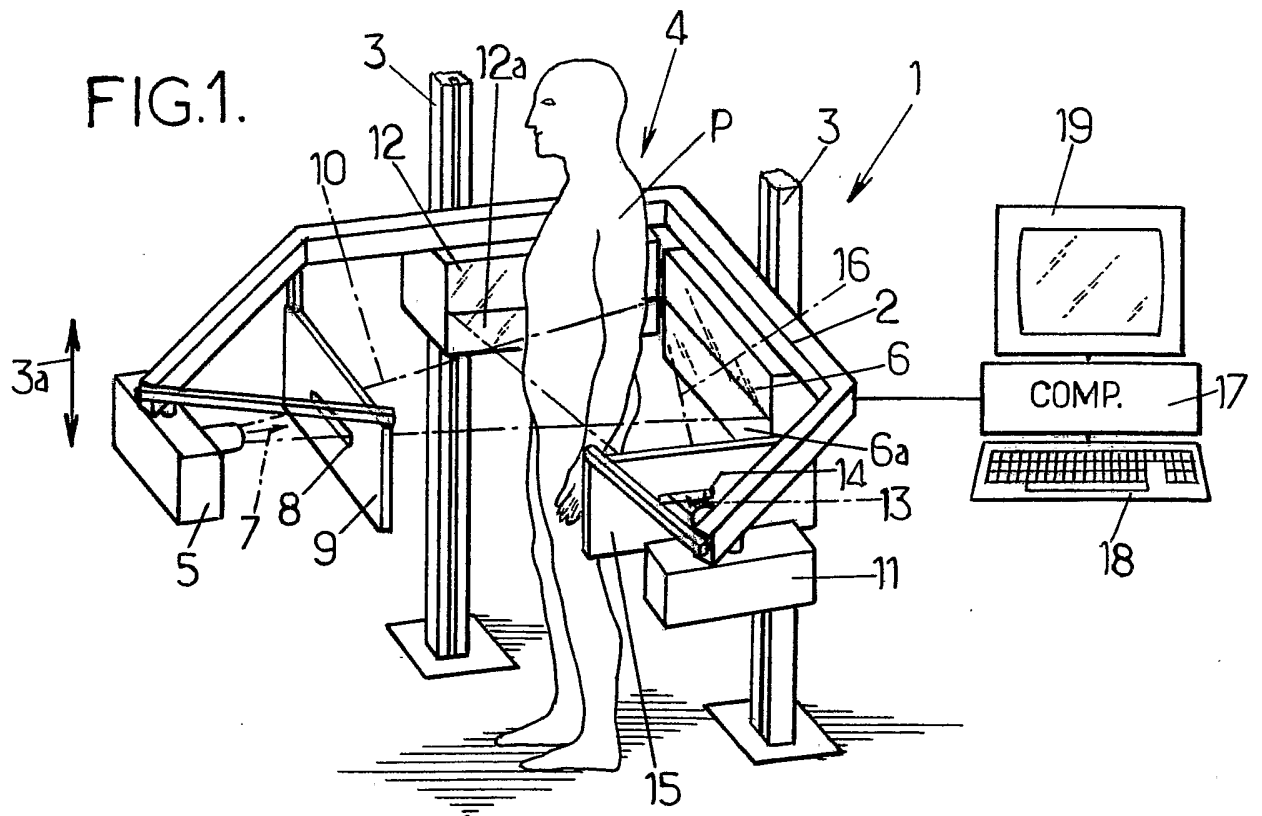


FIG.2.

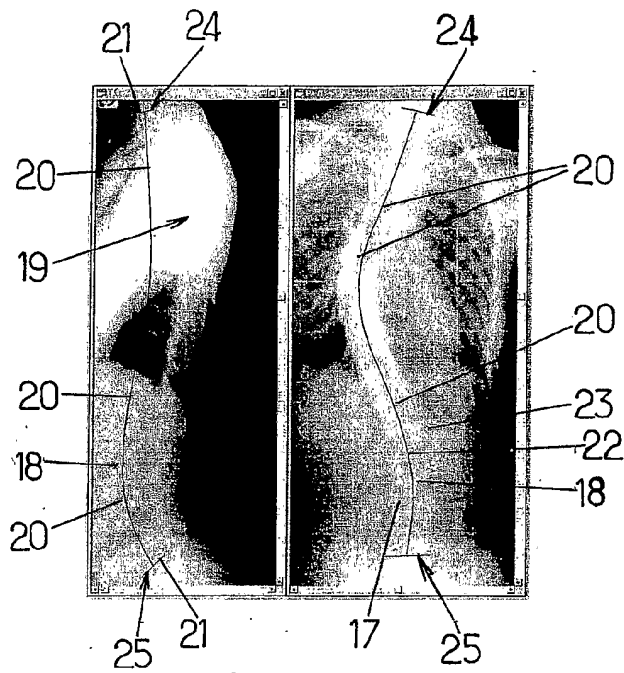


FIG 3a.

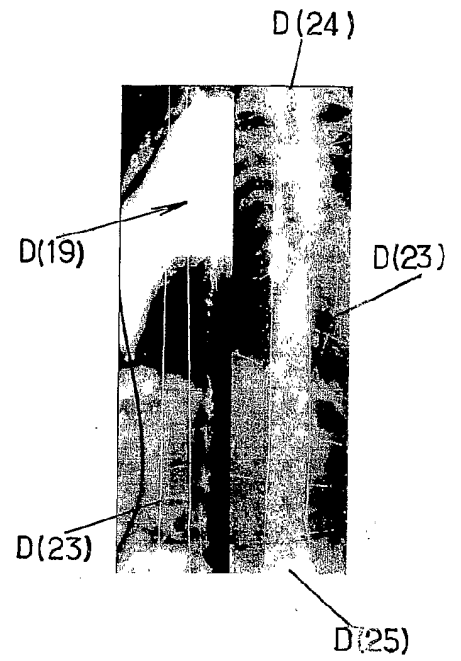


FIG.3b.

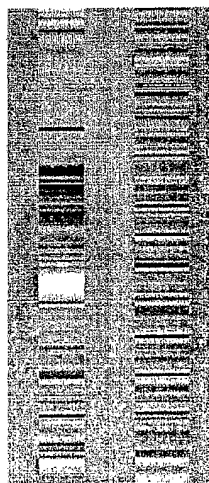


FIG.3c.

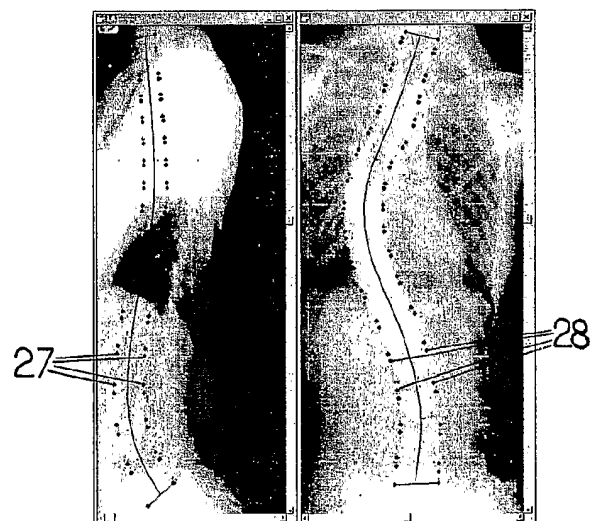


FIG.3d.

