

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 07.06.91.

③0 Priorité :

④3 Date de la mise à disposition du public de la
demande : 11.12.92 Bulletin 92/50.

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

⑥0 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : *Société Anonyme dite SOPHA
MEDICAL — FR.*

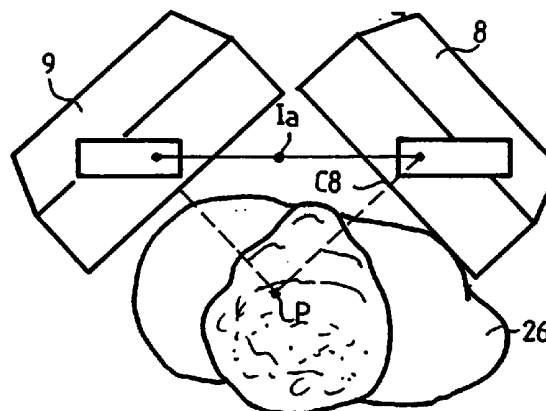
⑦2 Inventeur(s) : *Pierfitte Michel et Delorme Pierre.*

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire : *Cabinet Ballot-Schmit.*

⑤4 Procédé d'acquisition tomographique, à deux détecteurs, à centre de visée distinct du centre de rotation.

⑤7 Pour acquérir des données de mesure au cours d'une expérimentation de médecine nucléaire de type tomographique, avec une gamma caméra à deux têtes (8a-9c) détectrices, on oriente chacune de ces têtes sur un centre de visé (28) tandis que l'ensemble des deux têtes tourne autour d'un centre de rotation (2) de l'appareil: le centre de rotation étant écarté du centre de visé. On montre que cette manière de faire permet d'aller plus vite (34) d'une part pour l'acquisition et par ailleurs de contribuer à l'élaboration d'images de tomographie plus justes et plus facilement calculées.



1

PROCEDE D'ACQUISITION TOMOGRAPHIQUE, A DEUX DETECTEURS,
A CENTRE DE VISEE DISTINCT DU CENTRE DE ROTATION

Là présente invention a pour objet un procédé d'acquisition d'images avec une gamma caméra au cours d'un examen tomographique en médecine nucléaire.

L'invention est particulièrement intéressante si
5 l'auto-atténuation des rayons gamma dans le patient est importante: en particulier pour les tomographies du myocarde, donc pour des organes localisés sur le côté du corps humain. Cependant, ceci ne peut en aucun cas constituer une limitation de l'invention à ce type
10 d'utilisation.

Des gamma caméras sont par exemple décrites dans le brevet américain de ANGER n° 3 011 057. Une gamma caméra est un appareil comportant une embase tournante, fixe ou mobile par rapport au sol, et qui porte, au bout d'un
15 bras, un détecteur, dit encore tête détectrice. Ce détecteur est muni d'un réseau de tubes photo-multiplificateurs dont les faces d'entrée, juxtaposées les unes aux autres, constituent la surface de détection de la tête détectrice et son champ de
20 détection.

Le principe de l'examen est le suivant. On injecte un produit radioactif dans un patient à examiner. Ce produit est par exemple du Thallium pour l'examen du myocarde. L'émission radioactive vient exciter un
25 cristal scintillateur du détecteur qui convertit l'énergie des photons gamma en une énergie lumineuse détectable par les tubes photo-multiplificateurs. Le cristal scintillateur est précédé, d'une manière classique, d'un collimateur définissant une direction de
30 visée et caractérisé par un foyer. Ce foyer est rejeté à

l'infini dans le cas des collimateurs à trous parallèles, droits ou inclinés. Le foyer est à une distance finie, positive ou négative, dans le cas des collimateurs convergents ou divergents. Le foyer peut
5 être décentré par rapport à une direction centrale de visée.

Les scintillations émises sont détectées par les tubes photo-multiplificateurs qui produisent des signaux électriques dépendant de l'intensité lumineuse reçue. En
10 effectuant sur l'ensemble de ces signaux électriques des localisations barycentriques, on peut, d'une manière connue, déterminer la localisation X Y de l'origine la scintillation dans le champ de détection. On réalise alors une acquisition incrémentale en cumulant le nombre
15 de scintillations (ou coups) détectés par élément de localisation dit pixel.

En laissant la tête détectrice dans une position donnée pendant un certain temps au-dessus du corps examiné, on peut alors, pour un angle de vue donné, dit
20 projection, obtenir une image révélatrice de la concentration du produit émetteur dans le corps. L'examen tomographique consiste à acquérir une image par angle de vue, pour un grand nombre d'angles de vue, régulièrement espacés sur un secteur angulaire d'au
25 moins 180°. On sait ensuite, avec des algorithmes de calcul, notamment la rétro-projection filtrée, reconstituer l'image du volume examiné.

Pour les applications cardiaques, compte tenu du mouvement du coeur, on procède par ailleurs à une
30 synchronisation des acquisitions. Pour augmenter la sensibilité de la caméra, on a pris l'habitude d'utiliser une embase tournante munie de deux têtes détectrices au lieu d'une seule. Ces deux têtes sont en vis à vis l'une de l'autre et tournent, ensemble, autour

du patient examiné. Elles contribuent toutes les deux à l'acquisition des projections. Les directions de visée des deux détecteurs coïncident alors. Elles passent par l'axe de rotation du système.

5 Ce type de géométrie n'améliore pas la sensibilité pour les examen cardiaques pour les raisons suivantes. L'atténuation est d'autant plus forte que l'énergie de l'isotope utilisé est faible. En conséquence les projections du secteur angulaire de 180° acquis (qui
10 donne les projection les plus près de l'organe à étudier, et qui minimise l'auto-atténuation des tissus interposés entre cet organe et le détecteur) sont beaucoup plus significatives que les projections du secteur angulaire opposé. En outre l'éventuelle
15 utilisation du secteur opposé lors de la retro-projection filtrée dégrade le résultat obtenu. Il apparaît ainsi que le deuxième détecteur est inutile dans ce cas.

 Cet inconvénient se retrouve par ailleurs avec les
20 gamma caméra à trois ou quatre têtes, pour lesquelles il y a toujours une ou deux têtes inutiles.

 L'invention a pour objet de remédier aux inconvénients cités, en proposant, avec une caméra à deux têtes une géométrie de caméra et une cinématique
25 d'examen différentes de manière à doubler la sensibilité. Le principe de l'invention consiste à décaler le centre de visée, défini comme l'intersection des deux directions de visée, par rapport à l'axe de rotation de la gamma caméra. Ceci peut être obtenu par
30 exemple de deux façons. D'une manière préférée, les champs de détection des deux têtes détectrices ne sont plus parallèles. Cette géométrie est obtenue par des angulations symétrique (de préférence) des têtes détectrices par rapport au plan horizontal passant par

l'axe de rotation de l'embase alors que cette embase est dans une orientation verticale. D'une autre manière, des collimateurs à trous inclinés permettent d'obtenir le décalage du centre de visée par rapport à l'axe de rotation, alors que les champs de détection peuvent rester parallèles. Dans ce cas il faut autant de collimateurs que de valeur de décalage possible. Bien sûr on peut aussi associer les deux techniques et obtenir l'écart choisi en angulant d'une part les têtes et en munissant les détecteurs de collimateurs à trous inclinés.

On montre qu'alors on peut diviser par deux l'angle de rotation autour du corps. En particulier dans une variante préférée de la méthode, lorsque l'angulation des détecteurs ou la direction de visée des collimateurs sont égales à 45° , l'acquisition tomographique de 180° est obtenue par une rotation de seulement 90° de l'embase. Le support patient est alors animé d'un mouvement ascensionnel tandis que l'embase est animée d'un mouvement de translation latérale (ou vice versa), en synchronisme avec la rotation des détecteurs. Le mouvement relatif du patient par rapport à l'embase ou de l'embase par rapport au patient étant un arc de cercle.

L'invention a donc pour objet un procédé d'acquisition tomographique d'images, au cours d'un examen de médecine nucléaire mené avec une gamma caméra à deux têtes détectrices, ces deux têtes étant maintenues en vis à vis l'une de l'autre par une embase tournant autour d'un axe de rotation, caractérisé en ce que

- on munit chacune des deux têtes d'un axe d'angulation de sa direction de visée, ces deux axes d'angulation étant parallèles à l'axe de rotation de

l'embase, cet axe de rotation de l'embase étant contenu dans le plan défini par ces deux axes d'angulation,

- on oriente en angulation la direction de visée de chacune des têtes, définissant ainsi un centre de visée
- 5 présentant un écart par rapport à cet axe de rotation.

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

10 Les figures montrent :

- Figure 1: une gamma caméra à deux têtes utilisable pour mettre en oeuvre le procédé de l'invention ;

- Figures 2a et 2b: des représentations
- 15 schématiques comparées des procédés d'acquisitions de l'état de la technique et de l'invention respectivement ;

- Figures 3a à 3c et 4a à 4c: des représentations de différentes positions de l'ensemble des têtes
- 20 détectrices dans une variante préférée de mise en oeuvre du procédé inventé;

- Figures 5 et 6: des diagrammes géométriques permettant d'expliquer la cinématique de déplacement des têtes au cours d'une tomographie;

- Figures 7a et 7b: des diagrammes géométriques montrant une variante de mise en oeuvre du procédé de
- 25 l'invention.

La figure 1 montre une gamma caméra utilisable pour la mise en oeuvre du procédé de l'invention. Cette gamma

30 caméra comporte une embase tournante 1 susceptible de tourner autour d'un axe de rotation 2, du fait de son maintien en rotation sur un bâti 3 muni d'un socle 4 et d'un piédestal 5. Ce mouvement sera appelé rotation dans le reste de la description. L'embase 1 comporte deux

bras porteurs respectivement 6 et 7 portant chacun une tête détectrice respectivement 8 et 9 de la gamma caméra. D'une manière connue, ces bras peuvent s'écarter ou se rapprocher l'un de l'autre, d'une manière symétrique, selon le sens de la double flèche 10 par un mécanisme de mouvement radial contenu à l'intérieur de l'embase 1 et motorisé par ailleurs par des moteurs électriques.

Chaque bras 6 et 7 possède en extrémité une couronne respectivement 13 et 14. A chacune des couronnes 13 et 14 est fixé respectivement un étrier 18 et 19. Les deux flancs de chacun de ces étriers comportent un mécanisme susceptible d'une part d'autoriser un mouvement télescopique, selon le sens des flèches 20 et 21, des têtes détectrices 8 et 9, ainsi qu'une rotation, appelée par la suite angulation, respectivement 22 et 23 autour d'axes 24 et 25 des têtes détectrices. Ces mouvements sont par ailleurs décrits dans une autre demande de brevet déposée le même jour par le même demandeur. Les axes d'angulation passent à l'aplomb du milieu du champ de détection de chacune des têtes. Ils sont parallèles à ces champs. Le mouvement télescopique permet de déplacer de manière indépendante (et non plus symétriquement comme pour le mouvement radial 10 des bras 6 et 7) chacune des têtes 8 et 9. Quand les axes d'angulation sont à l'extrémité des étriers 18 et 19, les têtes détectrices peuvent subir un mouvement d'angulation 22 ou 23 de $+ 90^\circ$ ou $- 90^\circ$. Dans le procédé de l'invention on verra qu'on choisit de préférence une angulation comprise entre 30° et 45° pour une acquisition tomographique avec les meilleures données possibles, mais pouvant aller de 5° à 75° dans des modes dégradés. Il reste alors de la marge pour effectuer un mouvement télescopique.

Les têtes détectrices ont dans un exemple un champ de détection rectangulaire. La grande longueur de ce rectangle est parallèle à l'axe d'angulation 24.

Les mouvements télescopique et de rotation sont de
5 préférence motorisés par des moteurs électriques. Les
mouvement d'angulation sont manuels avec possibilité de
sélection parmi des positions prédéfinies. Dans un
exemple ces position prédéfinies sont constituées par
des encoches réalisées en périphérie de plaques
10 circulaires concentriques à l'axe d'angulation et
solidaires de chacune des têtes. Deux crans peuvent
venir s'engager dans ces encoches et ainsi maintenir
dans des positions prédéfinies l'angulation des têtes.

Un patient examiné 26 est placé, sensiblement entre
15 les deux têtes 8 et 9, sur un lit porte-patient 27.

La figure 2a montre schématiquement le principe de
réalisation d'une tomographie dans l'art antérieur. Les
deux têtes 8 et 9 sont normalement placées en vis-à-vis
l'une de l'autre, de part et d'autre du patient examiné
20 26. L'axe de rotation 2 de l'embase est confondu
sensiblement avec le centre de visée 261. Par contre,
dans l'invention figure 2b, l'axe de rotation 2 est
décalé d'un écart E par rapport au centre de visée 262.
En particulier pour un patient avec un coeur 28 à gauche
25 (ici on le voit par les pieds) l'axe de rotation de
l'embase est décalé sur la gauche de ce patient. On
observe encore sur la figure 2b les traces des axes 24
et 25 alignées avec la trace de l'axe de rotation 2. Ces
trois axes sont dans un même plan. On constate que la
30 tête détectrice 8 a été tournée en angulation et que sa
direction principale de visé 29 passe par le centre de
visée 262. L'angulation θ a une valeur d'environ 15° à
 45° . On retrouve les mêmes éléments pour la tête
détectrice 9 avec une direction de visé 31 et une

angulation 32. La rotation de l'embase est effectuée, selon la flèche 33, autour du centre de rotation 2.

On va expliquer maintenant à l'aide des figures 3a à 3c, 4a à 4c, 5 et 6, comment, dans un mode préféré, on met en oeuvre l'invention. A l'aide de la figure 7 on montrera une variante. Quand on décrira des angulations il faudra aussi comprendre l'utilisation alternative de collimateurs à trous inclinés, ou même un mélange des deux. Dans ces cas, l'axe d'angulation s'entend comme la droite parallèle à l'axe de rotation et passant par le centre du champ du détecteur.

Les champs de détection sont de dimension inférieure ou égale au détecteur.

Le principe du mode préféré, est de conserver inchangé le dessin géométrique constitué par le centre de visée P, la projection I de l'axe de rotation 2 dans le plan de rotation tomographique, et les centres C8 et C9 des champs de détection des détecteurs 8 et 9, alors que l'appareil tourne autour du patient 26. On obtient alors une tomographie à centre de visée constant P. On peut en attendre les résultats les plus rigoureux au moment de la reconstruction des images.

Les figures 3 et 4, indicées a b et c, montrent trois positions initiales, intermédiaires et finales de l'appareil au cours de sa rotation d'exploration dans le mode préféré. Pour arriver à ce résultat on déplace le lit verticalement. Ainsi, figures 4a à 4c, la position du point P est passée d'une position basse Pa à une position haute Pc mesurée par rapport à un repère fixe K de centre O. Elle est passée par une position intermédiaire Pb. Par contre l'axe de rotation de l'embase s'est déplacé latéralement progressivement vers la gauche, de sa position initiale Ia, vers sa position finale Ic. Ces deux mouvements sont connus en eux mêmes,

le lit étant muni d'un dispositif d'ascension et l'embase étant susceptible de se déplacer latéralement en faisant avec le bâti 4 sur des rails. Le mouvement ascensionnel du lit se fait suivant l'axe Y du repère K.

5 Le déplacement latéral du bâti se fait suivant l'axe X du repère K.

Pour pouvoir pratiquer une tomographie du coeur on place l'appareil pour que le centre de visée P soit sensiblement au centre du patient. On explore avec une

10 tête un secteur angulaire au cours de la rotation de l'embase. L'exploration de ce secteur est complétée par celle effectuée par la deuxième tête. Pour que la reconstruction des images soit correcte il faut que les deux explorations soient contiguës ou se recouvrent. Il

15 faut donc que chaque tête explore au moins un secteur angulaire de 90° .

La figure 5 montre le dessin géométrique évoqué avec en plus l'angle θ d'angulation d'une tête détectrice, dont la dimension du détecteur est d , la

20 longueur du champ de détection étant inférieure. L'angle α de rotation de l'embase est l'angle que fait la droite A8IA9 avec l'axe Y, A8 et A9 étant les traces des axes d'angulation dans le plan tomographique. La figure 5 permet de calculer les contraintes d'encombrement et de

25 faisabilité des examen avec le procédé de l'invention. Pour simplifier ces calculs on a choisi de placer le centre de visée P sur une perpendiculaire p à la droite passant par A8IA9. Mais il pourrait en être autrement notamment si les angulations des deux têtes ne sont pas

30 égales. On appelle r la distance du centre de visée P au centre du champ C de la tête détectrice. On appelle R le rayon imposé par l'embase pour écarter symétriquement les têtes détectrices. On appelle R_8 (ou R_9) le rayon propre à la tête 8 (ou 9). Sa valeur est égale à

IA8 - A8C8. La position du point A8 dépend de la valeur du mouvement télescopique de détecteur 8. Dans un exemple d vaut 45,2 cm, AC vaut 13 cm et R est compris entre 8 et 35 cm.

5 Pour éviter que les têtes n'entrent en collision il faut déjà que r soit plus grand que $d/2 \cdot \tan \theta$

La figure 6 montre les conditions pratiques de l'acquisition des vues. Pour des raisons cliniques le début de l'exploration est décalé d'un angle δ par rapport à la verticale. L'angle total d'exploration vaut 10 au moins 180° (pour satisfaire aux contraintes des calculs de reconstruction). Par ailleurs on peut vouloir dépasser la valeur de 180° de la valeur d'un angle β . En pratique δ vaut 45° et β peut valoir de l'ordre de 60° .
15 On peut anguler chacune des deux têtes d'un angle respectivement θ_1 et θ_2 différent. Dans ce cas on choisit ces deux angles tels que leur somme soit égale à $(\pi - \beta)/2$.

La procédure d'examen est très simple. Le patient
20 se couche sur le lit. Les deux têtes sont placées au dessus de lui (sensiblement symétriquement de part et d'autre de la verticale). Et l'embase explore 90° au moins en tournant du côté où se trouve l'organe à examiner. Pour que les secteurs angulaires d'exploration
25 soient contigus, on a calculé que β doit être plus grand que $\pi - 4\theta$. Comme par ailleurs au delà de $\beta=60^\circ$ une auto-atténuation importante ne permet plus d'enregistrer des données utiles, on déduit en utilisant la relation précédente que θ doit être supérieur à 30° pour avoir de
30 bons résultats. En effet, les informations détectées par la tête détectrice inférieure ne sont plus significatives (les émissions radioactives sont trop atténuées vers la droite par la présence de la colonne vertébrale). On trouve alors les valeurs suivantes pour

les angles d'angulation θ , de complément d'exploration β , et de rotation S de l'embase

	θ	β	S
	45°	0°	90°
5	30°	60°	120°

Dans ces deux cas l'examen est plus rapide parce que la rotation est inférieure à 180°.

On peut écrire, voir figure 5, que le décalage latéral OI de l'embase tournante vaut $OI = IP \cos \alpha$. De même on peut écrire que l'altitude du lit est $OP = IP \sin \alpha$. Par ailleurs on sait que $IP = IA8 \operatorname{tg} \theta$. Ceci permet d'écrire simplement toutes les relations qui lient les déplacements des pièces mobiles de la gamma caméra pendant la mise en oeuvre du procédé de l'invention. En effet l'écart IP est la donnée fondamentale du procédé et reste constant pendant l'examen. IP varie d'un examen à l'autre en fonction de la morphologie du patient. On peut déterminer la valeur de cet écart IP de préférence de la manière suivante. On fixe d'abord θ à une valeur choisie, les deux têtes étant écartées l'une de l'autre. On place ensuite la gamma caméra dans la position initiale de l'examen à pratiquer. Par exemple cette position est celle de la figure 3a. On rapproche alors les têtes jusqu'à ce qu'on vienne presque toucher le patient. On peut alors mesurer ou connaître par construction le rayon puisqu'on connaît $IaC8$. Cette connaissance peut être obtenue par un capteur mesurant l'amplitude du mouvement radial. De la connaissance du rayon on déduit par construction les valeurs de $IA8$ et IP . On en déduit ensuite la course utile du lit en hauteur et de l'embase en déplacement latéral. On déduit aussi de ces dernières relations les contraintes qui lient les positions relatives en élévation du lit et en translation latérale de l'embase

tournante à l'angle α de rotation de cette embase tournante. Ainsi dans le mode préféré, θ vaut 45° ($\text{tg}\theta=1$), $IP = IA8$, l'angle α de départ vaut -90° , l'angle α final vaut 0° .

5 De préférence les motorisations de ces déplacements en élévation et en translation sont asservies avec avec des asservissements dont les fonctions de transfert sont celles indiquées ci-dessus, en prenant α comme variable et IP comme constante.

10 Les figures 7a et 7b montrent des variantes de mise en oeuvre du procédé de l'invention dans lesquelles l'embase n'est pas déplacée latéralement. Seul le lit est monté d'une position basse à une position haute au cours de l'examen, pendant que l'embase tourne sur
15 elle-même. On gagne alors un mouvement qui n'est pas à exécuter. Dans l'exemple de la figure 7a l'angulation de chacune des têtes est de 45° . Alors que le centre de rotation de l'embase reste immobile au point I, le centre de visée (correspondant avec le centre du corps
20 du patient) s'élève verticalement de la position Pd à la position Pe puis Pf. Pendant ce mouvement, les projections dans le plan de tomographie des axes d'angulation des têtes 8 et 9 occupent successivement et respectivement les positions A8d à A8f et A9d à A9f. Ces
25 positions sont alignées sur deux droites parallèles et horizontales. Pendant ce mouvement, on joue sur le rayon pour premièrement resserrer symétriquement les têtes l'une de l'autre (de la position d à la position e), puis on les écarte (de la position e à la position f).
30 Ceci est visible sur la figure 7a où, dans les positions d et f les extrémités les plus proches l'une de l'autre des détecteurs sont éloignés l'une de l'autre, alors qu'elles viennent presque au contact dans la position e.

Ceci permet par ailleurs de régler les têtes.

Ainsi, on angule d'abord les têtes de 45° . Puis on les rapproche jusqu'à ce qu'elles se touchent presque, en jouant sur le rayon, et alors que l'embase est verticale. On connaît alors l'altitude des droites D8 et
5 D9 sur lesquelles doivent se déplacer les axes d'angulation. On déduit l'équation du déplacement en hauteur du lit et l'équation de la variation du rayon en fonction de α par un calcul trigonométrique. En effet, dans cette solution, le produit $IA \cdot \cos \alpha$ est une valeur
10 constante. Le rayon est donc proportionnel à $1/\cos \alpha$.

Sur la figure 7b on a cherché à réduire le débattement en hauteur du lit au cours de l'exploration, toujours en maintenant le centre de rotation I immobile. On a choisi alors un angle d'angulation faible: 15° .
15 Dans ce cas le déplacement en hauteur du lit est faible mais la variation du rayon est plus sensible. On reconnaît aussi sur cette figure le centre de rotation I placé au milieu des segments A8-A9, les segments A8-P et A9-P étant perpendiculaires aux champs de détection des
20 têtes.

Pour compléter ces deux solutions générales (embase en mouvement de translation et lit en mouvement d'ascension, ou lit seul en mouvement de d'ascension), on indique qu'il est possible par ailleurs de provoquer
25 un déplacement relatif de l'axe de rotation I de l'embase dans le plan tomographique suivant un cercle de centre P et de rayon IP.

Enfin on peut effectuer une autre exploration totale dans laquelle, au cours de la rotation, ni le lit
30 ni l'axe de rotation de l'embase ne sont déplacés. Avec une telle acquisition le centre de visée physique n'est pas fixe dans le corps du patient. On peut montrer néanmoins que dans le champ de détection on peut identifier une surface de détection réduite, glissante

dans ce champ, qui permette de définir un centre de visée "utile" toujours fixe. Il y a alors conformément à l'invention toujours un écart constant entre ce centre de visée utile et l'axe de rotation. On obtient un

5 centre de visée utile constant en extrayant un champ utile du champ de détection en fonction de l'angle de rotation α .

REVENDICATIONS

- 1 - Procédé d'acquisition d'images(36)
tomographiques, au cours d'un examen de médecine
nucléaire mené avec une gamma caméra à deux têtes (8, 9)
détectrices, ces deux têtes étant maintenues (1, 6, 7)
5 en vis à vis l'une de l'autre par une embase tournant
autour d'un axe de rotation, caractérisé en ce que
- on munit chacune des deux têtes d'un axe
d'angulation de sa direction de visée, ces deux axes
d'angulation étant parallèles à l'axe de rotation de
10 l'embase, cet axe de rotation de l'embase étant contenu
dans le plan défini par ces deux axes d'angulation,
- on oriente (24, 25) en angulation la direction de
visée de chacune des têtes, définissant ainsi un centre
de visée (262) présentant un écart (E) par rapport à cet
15 axe de rotation.
- 2 - Procédé selon la revendication 1, caractérisé
en ce que l'examen est une tomographie, en ce qu'on
explore le corps en faisant tourner l'embase autour d'un
axe de rotation, et en ce que le centre de visée se
20 trouve hors de l'axe de rotation, dans un plan
transverse à cet axe.
- 3 - Procédé selon la revendication 1 ou la
revendication 2, caractérisé en ce que
- on fait tourner ces deux têtes ensemble d'un
25 angle nettement inférieur à 180°.
- 4 - Procédé selon l'une quelconque des
revendications 1 à 3, caractérisé en ce que
- on déplace le centre de rotation et le centre de
visée au cours de la rotation, et en ce que
30 - on maintient la valeur de l'écart au cours de la

rotation.

5 - Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce qu'on déplace le centre de rotation horizontalement pendant qu'on déplace le centre de visée
5 verticalement.

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

- on oriente les directions de visée des deux têtes de telle façon que leurs directions principales de visée
10 fassent entre elles un angle de 90° .

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

- on désoriente les directions de visée de deux têtes avec un angle égal par rapport à des orientations
15 de base qu'elles ont lorsque ces directions de visée sont parallèles.

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

- on angule les deux têtes avec un angle égal par rapport à des orientations de base qu'elles ont
20 lorsqu'elles sont parallèles.

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

- on angule chacune des deux têtes d'un angle respectivement θ_1 et θ_2 tel que la somme de ces deux
25 angles soit égale à $(\pi - \beta)/2$, où β est un secteur complémentaire d'exploration au delà d'un secteur principal de 180° .

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

- on désoriente les directions de visées avec des angles prédéfinis.

11 - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 10, caractérisé en ce que

- on désoriente les directions de visée à la fois en angulant les têtes détectrice et en munissant leur surface de détection d'un collimateur incliné.

12 - Procédé selon l'une quelconque des
5 revendications 1 à 11, caractérisé en ce que

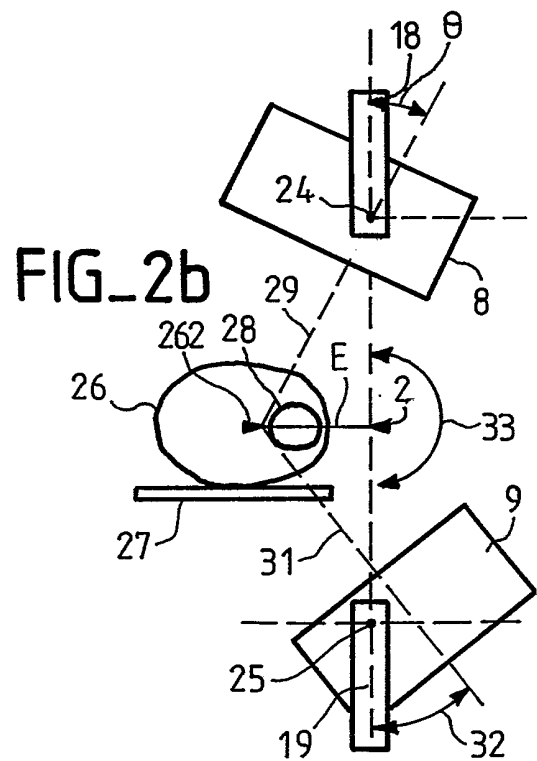
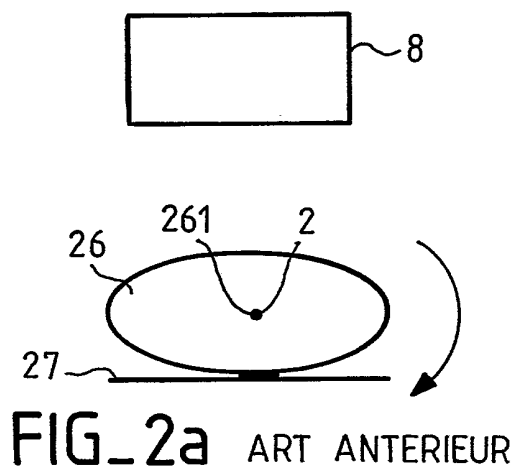
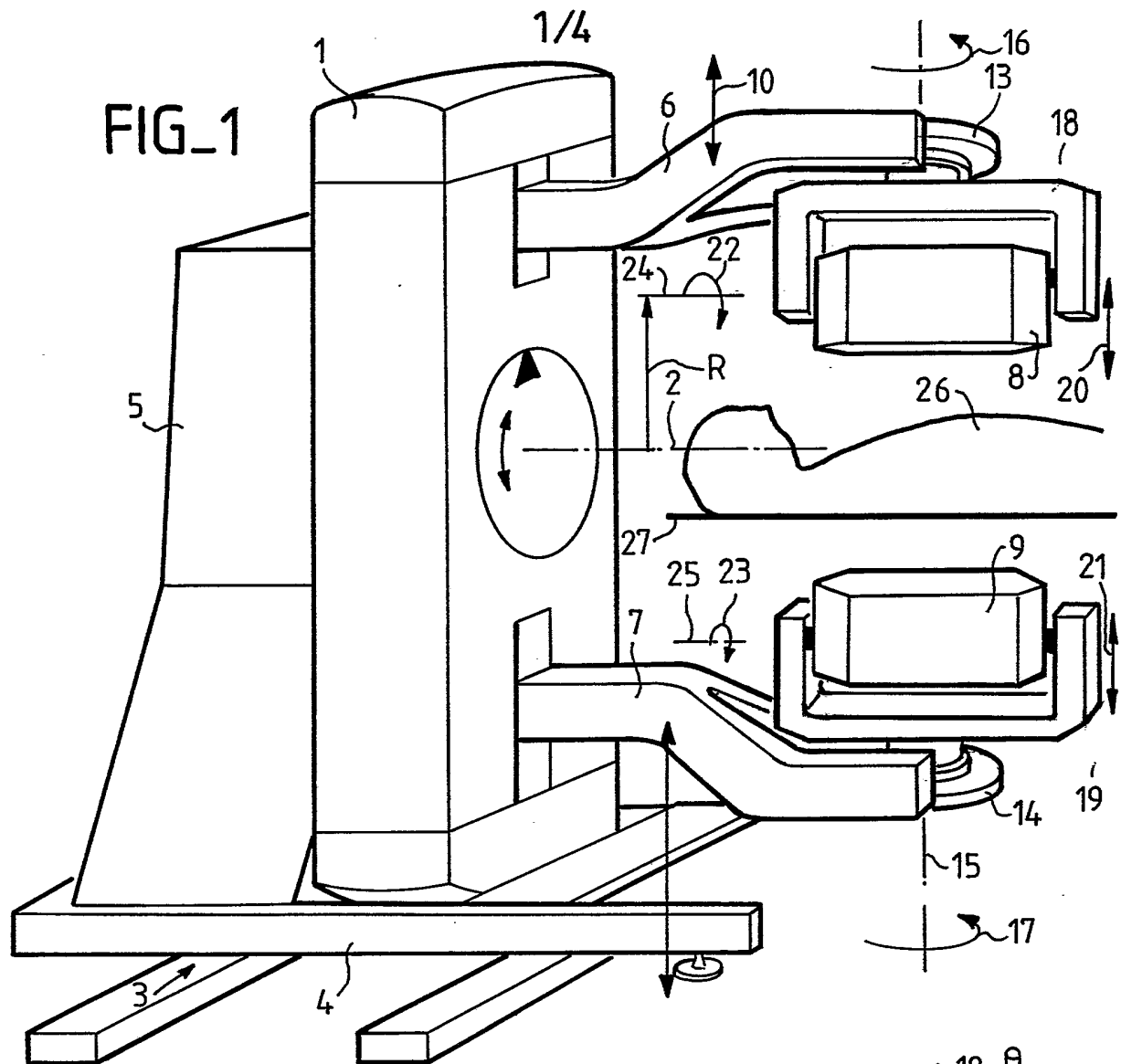
- on commence l'examen en plaçant le lit sensiblement symétriquement sous les deux têtes détectrices.

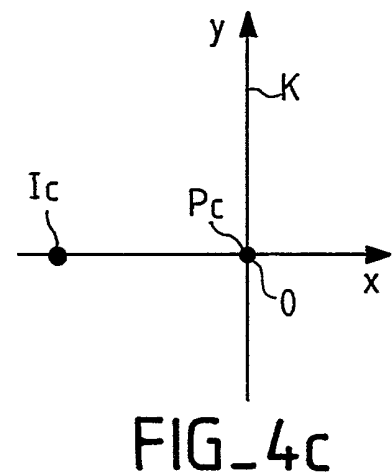
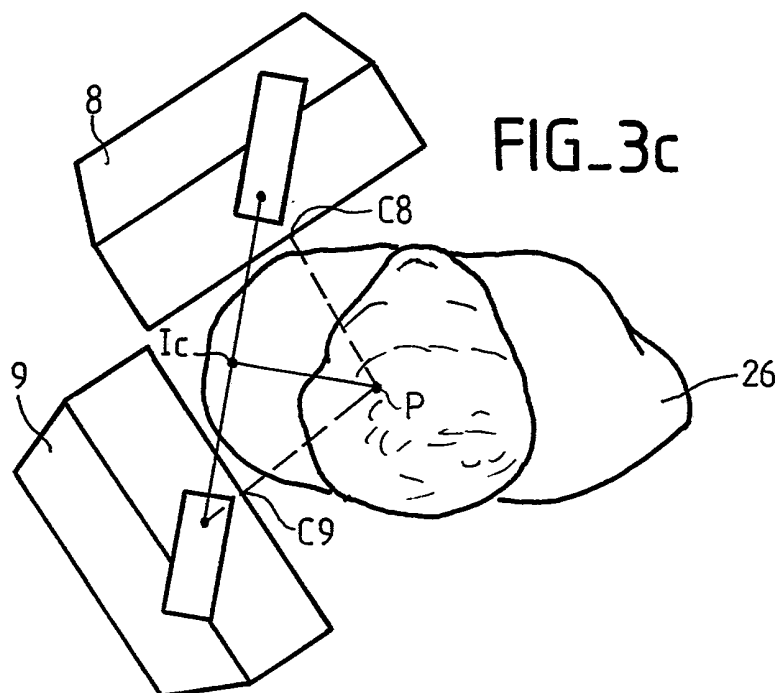
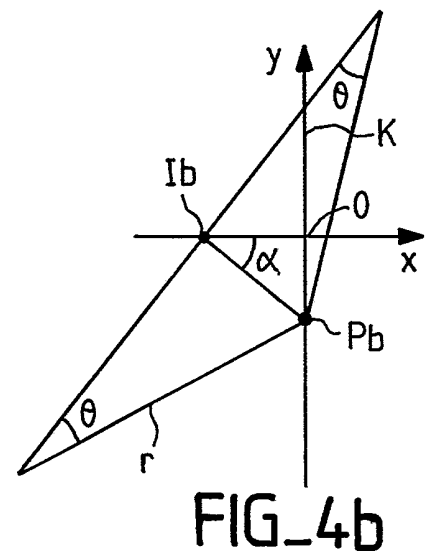
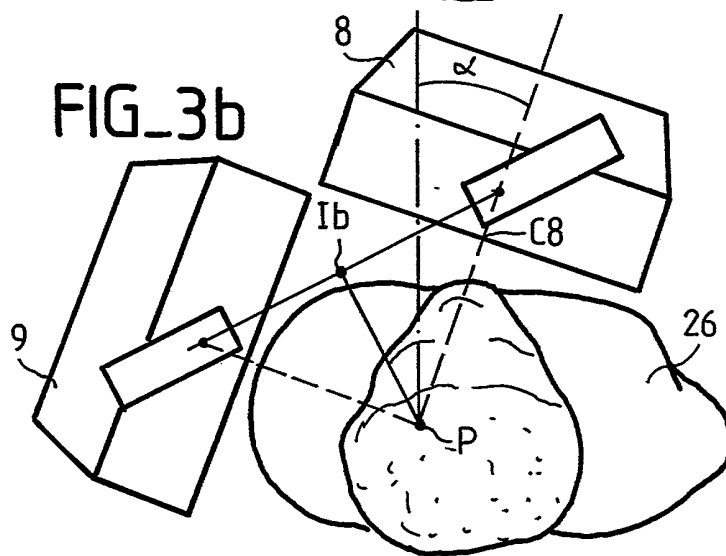
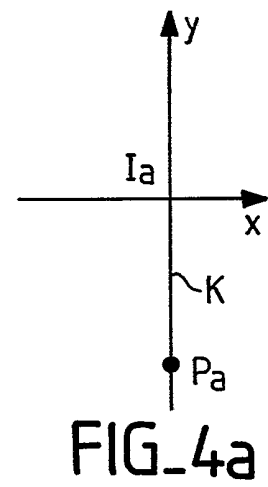
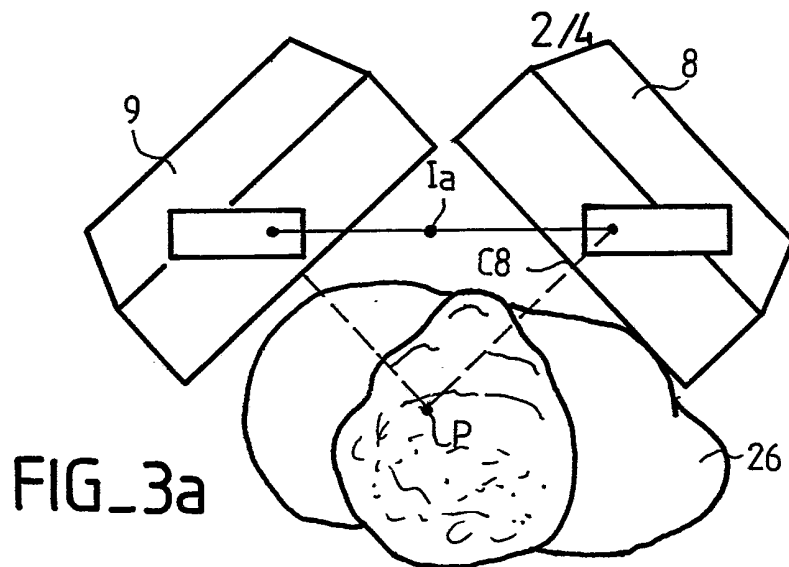
13 - Procédé selon l'une quelconque des
10 revendications 1 à 12, caractérisé en ce que

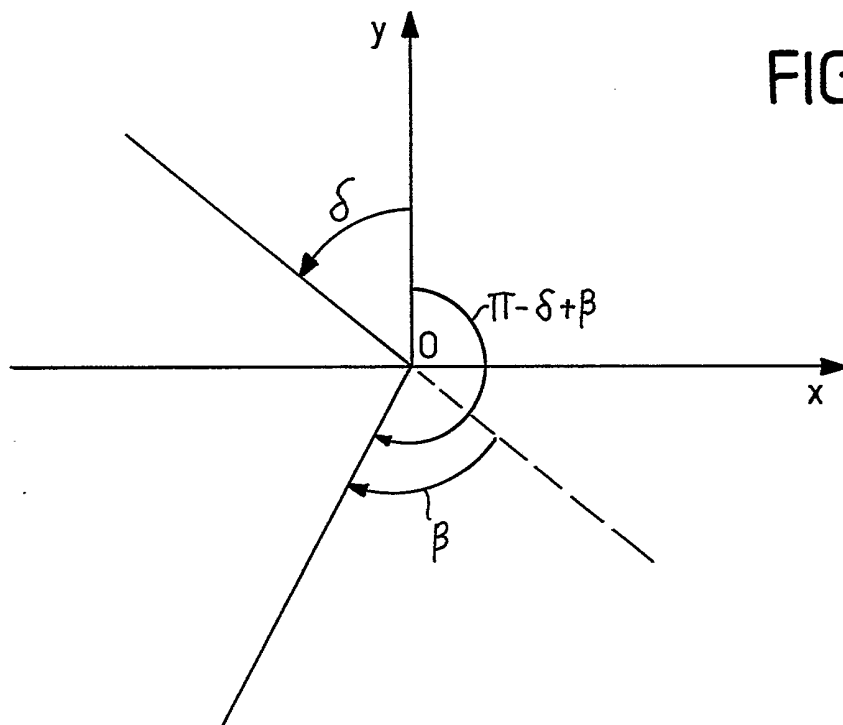
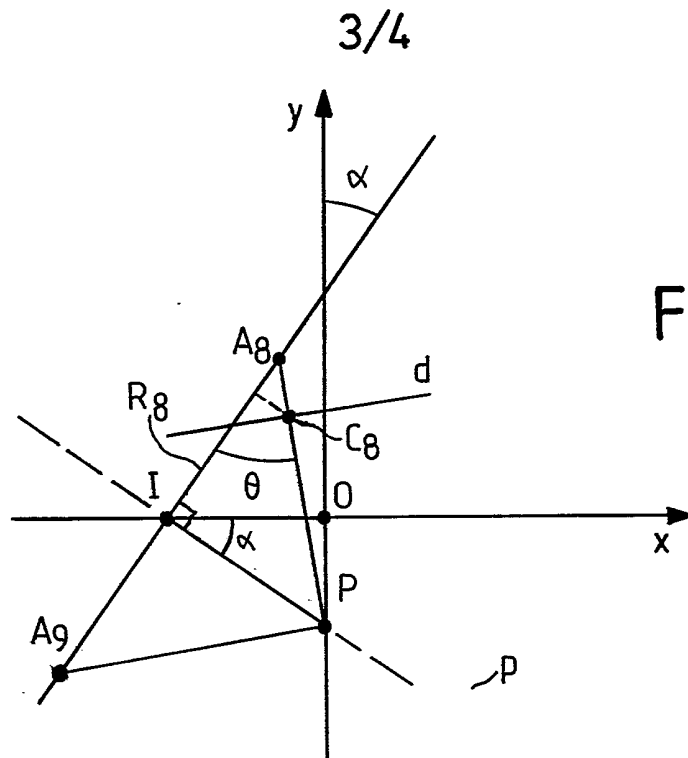
- on élève le patient sans déplacer latéralement l'embase.

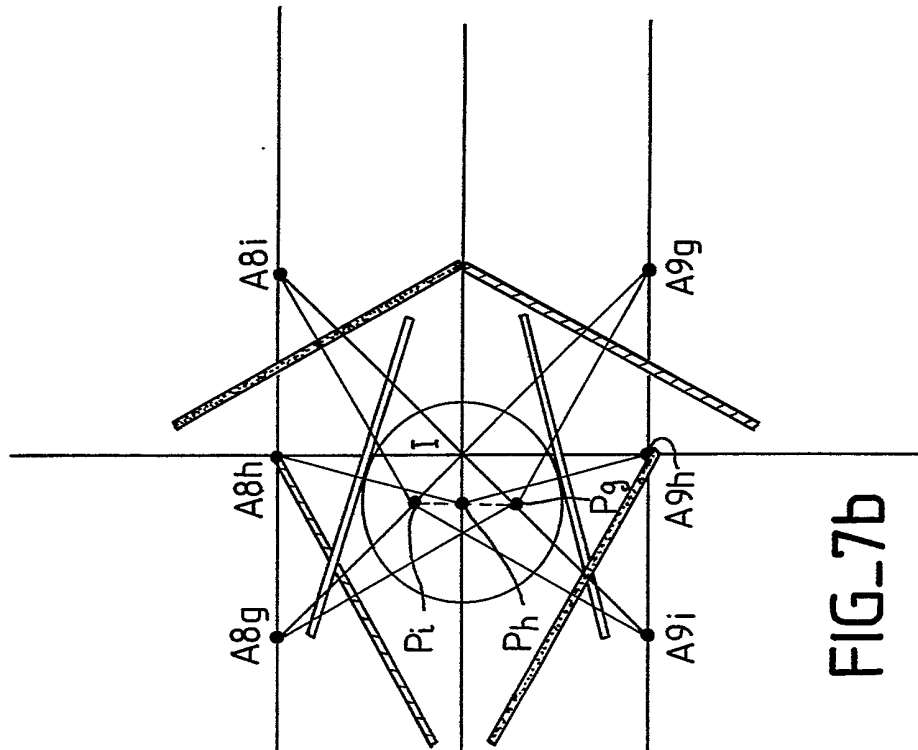
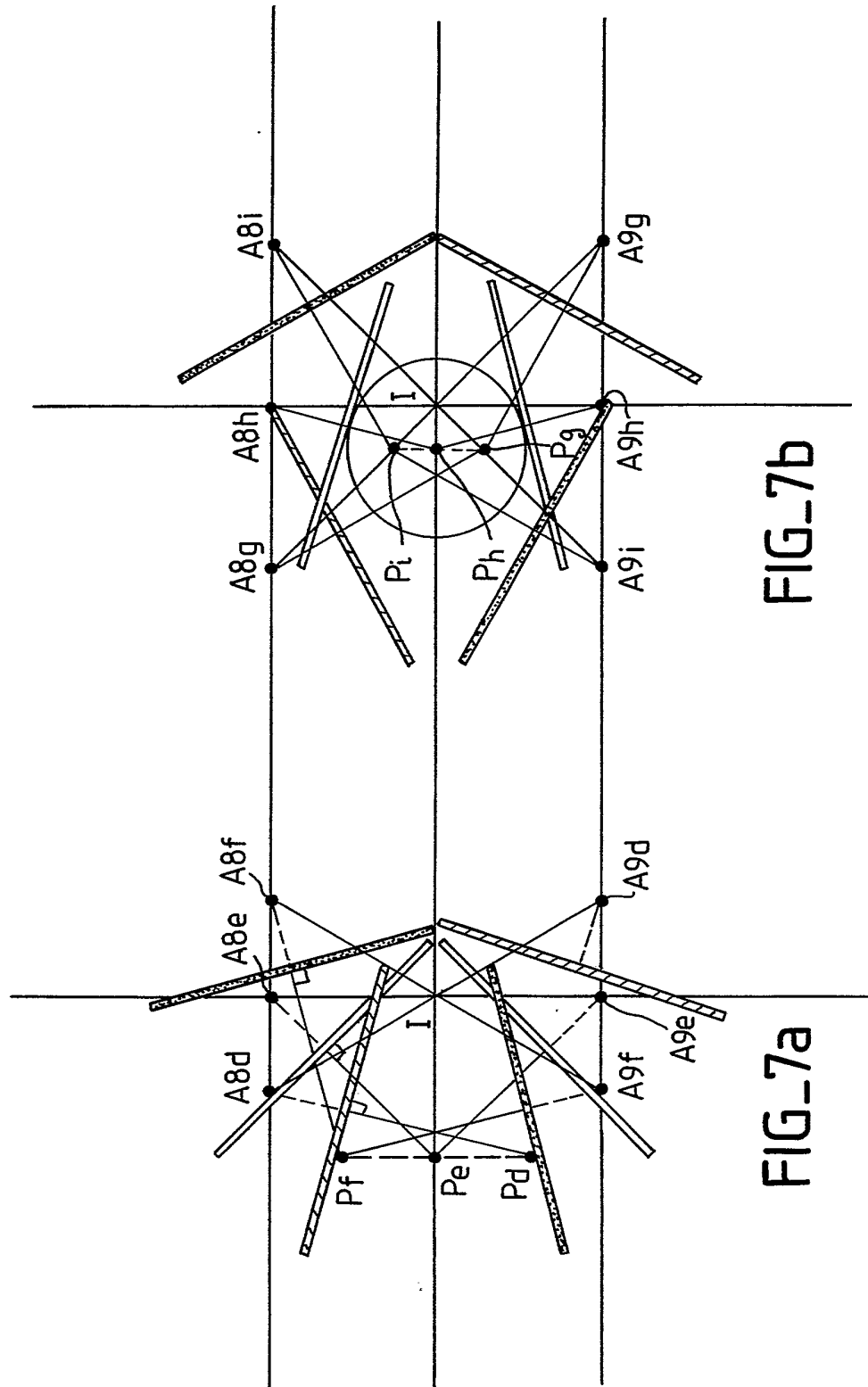
14 - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 12, caractérisé en ce que

- on déplace l'embase en un mouvement circulaire autour du patient sans déplacer le lit.









**INSTITUT NATIONAL
de la
PROPRIETE INDUSTRIELLE**

RAPPORT DE RECHERCHE

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

FR 9106962
FA 458251

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
A	US-A-4 652 759 (SIEMENS GAMMASONICS, INC.) * abrégé; figure 1 * ----	1
A	EP-A-0 266 846 (N.V. PHILIPS' GLOEILAMPENFABRIEKEN) * abrégé; figures 1-4 * ----	1
A	US-A-4 692 625 (SIEMENS GAMMASONICS, INC.) * abrégé; figure 1 * -----	1
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl.5)
		G01T A61B
Date d'achèvement de la recherche 10 MARS 1992		Examineur BAROCCI S.

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