RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 482 444**
(A n'utiliser que pour les commandes de reproduction).

A1

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

(21) N° **81 03110**

(54) **Appareil de tomographie calculée, à rayons X, utilisant un mécanisme de balayage mécanique à spot flottant.**

(51) Classification internationale (Int. Cl. ³). **A 61 B 6/02; G 01 N 23/08.**

(22) Date de dépôt ..... 17 février 1981.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée : *EUA, 19 mai 1980, n° 150.823.*

(41) Date de la mise à la disposition du public de la demande ..... B.O.P.I. — « Listes » n° 47 du 20-11-1981.

(71) Déposant : Société dite : AMERICAN SCIENCE AND ENGINEERING, INC., résidant aux EUA.

(72) Invention de : Roderick D. Swift.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Cabinet Bert, de Keravenant et Herrburger, 115, bd Haussmann, 75008 Paris.

L'invention concerne un appareil de tomographie calculée, à rayons X, utilisant un mécanisme de balayage mécanique à spot flottant.

On a proposé jusqu'ici un certain nombre de systèmes permettant d'obtenir une tomographie calculée (appelée TC en abréviation) destinée à des applications médicales ou autres. En général ces systèmes connus sont de structure relativement complexe, de plus ils sont très chers et conduisent à soumettre le patient à des doses de rayonnement relativement importantes si l'on veut obtenir des images en rayons X de qualité suffisante pour permettre un bon diagnostic.

L'invention a pour but de pallier ces inconvénients de l'art antérieur en créant un appareil capable, lorsqu'on l'utilise en système de balayage de TC, de fournir des images en rayons X comparables et même dans certains cas meilleures que celles fournies par les appareils de TC actuellement commercialisés, cet appareil selon l'invention permettant d'atteindre les résultats ci-dessus à des coûts beaucoup moins élevés et en soumettant le patient à des doses de rayonnement beaucoup moins importantes que dans le cas des appareils actuels classiques.

Ces avantages sont obtenus grâce à un équipement utilisant un système de balayage mécanique du type général de celui décrit dans le brevet U.S.A. n° RE 28.544 de Stein et Cie (Brevet U.S.A. initial n° 3.780.291) permettant d'obtenir un pinceau de rayons X balayant un détecteur unique.

Des équipements de TC utilisant des techniques de balayage par spot flottant ont été largement proposés jusqu'ici. L'un de ces dispositif est décrit par exemple dans un article intitulé "Système d'imagerie en rayons X à faible dosage utilisant un micropinceau de rayons X à spot flottant (Scanner Dynamique)", de Tateno et Tanaka, Radiologie 121 : octobre 1976 pages 189-195.

Le système de Tateno et Cie, bien qu'il soit décrit comme étant capable de donner des images en rayons X de bonne qualité pour des dosages plus faibles que ceux couramment utilisés dans les équipements de TC classiques, utilise cependant un tube à rayons X spécial qu'on ne trouve pas dans le commerce, ce tube étant caractérisé par une optique électronique très sophistiquée analogue à celle utilisée dans les

microscopes électroniques à haute tension et dans les équipements d'usinage à pinceau d'électrons. De plus le système de Tateno repose sur une technique de balayage électronique et suppose l'utilisation d'un détecteur en deux dimensions.

Ces caractéristiques du système selon l'art antérieur décrit ci-dessus le rendent beaucoup plus coûteux que le système selon l'invention qui utilise un dispositif de balayage mécanique extrèmement simple. De plus, comme le système de Tateno et Cie utilise un détecteur en deux dimensions, ce système ne permet pas d'éliminer le rayonnement diffusé, à l'inverse du système selon l'invention dans lequel l'utilisation d'un détecteur unique à une seule dimension permet d'obtenir automatiquement cette élimination du rayonnement diffusé.

L'invention présente encore d'autres avantages par rapport à la technique de balayage de Tateno et Cie qui utilise un dispositif produisant un pinceau de rayons X à spot flottant par projection à travers un "trou d'aiguille" d'un spot focalisé à balayage électronique dans le tube à rayons X. Pour obtenir un champ de rayons X suffisamment grand pour couvrir toute la section d'un patient dans un balayage de TC, il faut que le pinceau diverge sur une distance considérable à partir du collimateur à trou d'aiguille. La distance requise correspond à une position du trou d'aiguille à l'endroit du sppt focal (source de rayons X) dans le cas de l'invention. Comme la section transversale du pinceau représente en chaque point unec image du spot focal à travers le trou d'aiguille, la distance relativement grande comprise entre le collimateur à trou d'aiguille et le patient, conduit à une section de pinceau relativement grande dégradant la résolution de l'appareil. La grande proximité entre le système de collimation et le patient constitue un avantage très important de l'invention car la taille du pinceau consiste essentiellement en une projection de la petite ouverture du collimateur à partir de la source distante de celle-ci.

Un autre système proposé jusqu'ici pour produire des images de TC par une technique de spot flottant, est décrit dans le brevet USA n° 3.866.047 de Hounsfield, intitulé "Appareil d'examen par pénétration de rayonnement utilisant un collimateur de balayage". L'appareil de Hounsfield utilise un dispositif de balayage mécanique comprenant une paire de volets allongés montés de manière à aller et venir en synchronisme.

Chaque élément de volet est muni d'un certain nombre de fentes coopérant les unes avec les autres pour produire simultanément un certain nombre de pinceaux de rayonnement espacés angulairement, chaque pinceau effectuant son balayage dans un angle relativement petit sur un détecteur associé relativement petit également.

Le dispositif à volets de va et vient de Hounsfield est beaucoup plus complexe mécaniquement que le collimateur rotatif relativement simple utilisé dans l'invention. D'autre part le dispositif de balayage mécanique de Hounsfield nécessite des alignements très critiques des différentes fentes utilisées.

De plus, comme l'appareil de Hounsfield prévoit la production simultanée d'un certain nombre de faisceaux de rayons X espacés angulairement, et le balayage simultané de tous ces pinceaux sur un même nombre de détecteurs associés, la disposition utilisée risque de poser des problèmes de pertes d'informations aux limites entre détecteurs adjacents. On peut ainsi identifier deux problèmes spécifiques de cet appareils :

(1) les limites produisent une perte géométrique de rendement conduisant à des doses de rayonnement qui se perdent dans le patient, et

(2) la perte d'information sur les trajectoires du pinceau à l'endroit des limites peut conduire à des artefacts dans la reconstitution de l'image de TC.

D'autres problèmes posés par la disposition à pinceaux multiples de Hounsfield, sont liés à la nécessité de prévoir une adaptation ou une normalisation parfaites des différents détecteurs dans toute la plage d'utilisation dynamique du signal, car en l'absence de cette précaution on obtiendrait des artefacts très gênants dans l'image reconstituée. De plus un certain nombre de phénomènes tels que par exemple des variations de résistivité de cathode et des usures de dynodes peuvent conduire, comme cela est bien connu, à des non linéarités ou à des variations de gain dans les tubes photomultiplicateurs utilisés par l'appareil de Hounsfield.

Des problèmes analogues peuvent se poser avec d'autres détecteurs multiples moins performants que les dispositifs à scintillateur-photomultiplicateur. Pour réduire la plage dynamique et alléger ainsi la rigueur de la normali-

sation, Hounsfield incorpore à l'appareil un "bloc de matière plastique" (référence 26 sur la figure), et propose l'utilisation d'une poche d'eau remplissant l'espace compris entre le bloc de matière plastique et le patient. L'utilisation de ces dispositifs entraîne des dépenses supplémentaires et une plus grande complexité mécanique, ce qui conduit à des doses de rayonnement perdues par absorption de photons (et par conséquent à une perte d'information) entre le patient et le détecteur.

L'invention permet de pallier tous les inconvénients ci-dessus de l'art antérieur en utilisant un détecteur unique d'excellent rendement et un dispositif de balayage mécanique très simple.

A cet effet l'invention concerne un appareil de formation d'images par rayonnement d'énergie à travers un corps à examiner, appareil caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de support destinés à supporter le corps à examiner, un système à rayons X capable de tourner d'un seul bloc par rapport au corps à observer, autour d'un axe de rotation formé par les moyens de support, le système à rayons X comprenant une source de rayons X placée d'un côté des moyens de support, un détecteur allongé unique destiné à détecter l'énergie rayonnante, ce détecteur étant placé du côté opposé aux moyens de support et se situant dans une direction transversale par rapport à l'axe de rotation ; et un dispositif de balayage mécanique monté entre la source de rayons X et les moyens de support de manière à mettre en forme le rayonnement émis par la source pour former un faisceau unique de rayons X, et pour balayer ce pinceau unique en formant un certain angle par rapport à la source et en suivant le sens de la longueur du détecteur unique, la longueur de ce détecteur unique ainsi que les positions de celui-ci et du dispositif de balayage mécanique étant choisies de façon que le pinçeau de rayons X sous-tende un angle embrassant une section transversale complète du corps placé sur les moyens de support, lorsque le pinceau de rayons X effectue son balayage le long du détecteur unique ; et des moyens d'entraînement destinés à faire tourner la source de rayons X, le dispositif de balayage mécanique et le détecteur unique d'un seul bloc par rapport au corps à examiner, la rotation se faisant autour de l'axe de rotation.

Le dispositif de balayage mécanique est du type général de celui décrit dans le brevet USA Stein et Cie.

n° RE 28.544 redéposé le 2 Septembre 1975; basé sur le principe du brevet USA n° 3.780.291 déposé le 18 Décembre 1973. Ce dispositif comprend un premier collimateur de mise en forme du rayonnement émis par une source de rayons X, de manière à donner au faisceau de rayons X une forme d'éventail, et un second collimateur constitué par une roue de découpage en forme de disque réalisée dans un matériau opaque au rayonnement X et comportant une ou plusieurs fentes transparentes par lesquelles passe un pinceau de rayons X, ce pinceau étant balayé suivant le détecteur linéaire unique lorsque le second collimateur tourne. Le disque de découpage peut prendre la forme décrite dans le brevet de Stein et Cie ci-dessus, ou, dans une variante de réalisation, se présenter sous la forme d'une structure de tambour du type de celle décrite dans le brevet USA n° 4.031.401 de Jacob. Le mandataire de chacun de ces brevets est la Société "Science and Engineering Inc", Cambridge, Massachusetts.

Le système de rayons X comprenant la source de rayons X, le dispositif de balayage mécanique, et un détecteur allongé unique, est conçu pour pouvoir se déplacer dans plusieurs directions à différentes fins. Ce système peut, par exemple, se déplacer en translation le long d'une ligne parallèle à l'axe des moyens de support, pour donner une projection radiographique classique, de manière analogue à celle obtenue par le système à rayonx X Médical MICRO-DOSE ® fabriqué par American Science and Engineering, Inc, Cambridge, Massachusetts. Dans ce mode de fonctionnement, comme le système à rayons X peut tourner de n'importe quel angle voulu par rapport à la structure de support du corps, les images peuvent s'obtenir facilement, dans n'importe quel angle, sous la forme d'images AP, PA latérales ou oblique.

Le mode de fonctionnement décrit ci-dessus peut également s'utiliser pour obtenir des images de localisation préparant l'opération de balayage de TC, c'est-à-dire que le système à rayons X peut se translater d'un seul bloc parallèlement à la structure de support du corps, et les images classiques obtenues pendant ce mode de fonctionnement peuvent se surveiller pour localiser le système dans une zone particulière du corps pour laquelle on veut obtenir une tranche de TC, après quoi le système à rayons X prend un mouvement de rotation à vitesse essentiellement constante par rapport à la structure de support du corps, de manière à obtenir un balayage de TC de la tranche choisie.

Cette rotation relative entre le dispositif de balayage et l'objet en cours d'examen peut s'obtenir en faisant tourner soit le mécanisme de balayage, soit l'objet, soit les deux. L'axe de rotation relative peut de plus se choisir pour n'importe quelle application particulière, et se situer soit horizontalement soit verticalement soit en formant un angle déterminé entre les deux parties.

Le système comporte de préférence des moyens de réglage de la taille du champ de balayage de TC, ce réglage se faisant soit en manipulant mécaniquement le système de collimation à faisceau en éventail et roue de découpage, soit en déplaçant la position du bloc de rayons X ou de parties déterminées de celui-ci, par rapport à l'axe de rotation, de manière à faire varier l'espacement entre cet axe de rotation et la source et/ou le détecteur de rayons X.

Le système peut également s'utiliser pour produire simultanément plusieurs balayages de TC en utilisant une ou plusieurs fentes de collimation du faisceau en éventail, toutes ces fentes étant traversées simultanément, par exemple en prévoyant une fente découpée dans une roue de découpage tournante, et en dirigeant un certain nombre de pinceaux de spot flottant parallèles, ou un faisceau unique de taille suffisante, sur plusieurs détecteurs linéaires voisins. Les détecteurs multiples utilisés dans cette configuration pour laquelle chaque détecteur allongé sous-tend une zone plus importante que le champ plein de sa section de TC, ne sont pas soumis aux mêmes impératifs de normalisation que dans le cas de plusieurs détecteurs tels que ceux utilisés dans le brevet Hounsfield ci-dessus.

Cela est dû au fait que :

(a) chaque tranche de TC est obtenue au moyen d'un détecteur unique, et que

(b) chaque détecteur peut être calibré de nombreuses fois au cours d'un même balayage de TC en utilisant les informations obtenues lorsque le pinceau de spot flottant vient frapper le détecteur à l'extérieur du cercle de son champ d'image de TC.

On peut utiliser les signaux de sortie de plusieurs détecteurs pour produire simultanément plusieurs images de TC indépendantes, ce qui permet de réduire le temps qui serait autrement nécessaire pour produire une série d'images de TC d'un patient. Cette possibilité peut être particulièrement utile pour obtenir des

reconstitutions dites sagittales et coronales à partir d'informations de tranches multiples, car le fait d'obtenir les informations simultanément élimine les problèmes liés aux mouvements du patient entre balayages successifs. Dans une variante de réalisation du mode de fonctionnement, les signaux de sortie de deux ou plusieurs détecteurs de groupes contigus peuvent se combiner pour permettre un réglage effectif de la largeur d'une même tranche en cours d'examen.

D'autres caractéristiques et avantages de construction et de fonctionnement de l'appareil selon l'invention apparaîtront plus clairement à la lecture de la description détaillée qui suit et qui se réfère aux dessins ci-joints dans lesquels :

- la figure 1 est une illustration schématique d'un système à rayons X Médical MICRO-DOSE ® selon l'art antérieur,
- la figure 2 est une illustration schématique de l'appareil de formation d'images en énergie rayonnante, construit selon l'invention,
- la figure 3 représente le système de la figure 2 utilisé en dispositif de balayage de TC, et
- la figure 4 est une illustration schématique d'une variante de disposition de détecteurs pouvant s'utiliser dans la forme de réalisation de la figure 2 pour obtenir des balayages à tranches multiples.

Comme décrit ci-dessus, l'invention concerne un appareil de formation d'images en énergie rayonnante permettant d'obtenir des balayages de TC et autres types de balayages pour applications médicales et autres. Cet appareil est basé sur le mécanisme de balayage et le détecteur unique utilisés dans le système Medical MICRO-DOSE ® à rayons X, fabriqué par American Science and Engineering, Inc, Cambridge, Massachusetts. Ce système selon l'art antérieur est illustré sur la figure 1 des dessins.

L'appareil de la figure 1 comprend une table ou structure de support 10 destinée à supporter le corps d'un patient à examiner au moyen d'un rayonnement pénétrant, et un système à rayons X associé, destiné à produire un pinceau de rayons X balayant le corps du patient. Le système à rayons X correspond en général au système décrit dans le brevet USA

n° RE 28.544 de Stein donné ici à titre de référence, et comprend un tube à rayons X à anode rotative classique 11 dont la sortie est collimatée sous la forme d'un mince faisceau en éventail par un collimateur en forme de coin 12, constitué par exemple par un alliage de plomb et de tungstène, comportant une ouverture allongée relativement étroite 13 à son extrémité supérieure.

Le faisceau en éventail est de plus collimaté par une roue de découpage 14 opaque aux rayonx X, fabriquée par exemple dans un alliage d'aluminium chargé de plomb et muni de mâchoires de tungstène, cette roue étant munie d'un certain nombre de fentes 15 disposées radialement vers l'intérieur à partir du bord extérieur de la roue 14. La roue de découpage 14 est montée en rotation sur un axe central, comme indiqué par la flèche 16, et se place de façon que l'un de ses bords recouvre complètement la fente 13 du collimateur 12, sauf dans la zone de recouvrement des fentes 13, 15. Dans un but d'illustration, c'est-à-dire pour mieux voir la fente 13 sur les figures 1 et 2, la relation de recouvrement complet n'a pas été représentée sur les figures et l'on se réfèrera donc, à ce sujet, aux dessins du brevet USA n° RE 28.544 de Stein et Cie.

Le plomb et le tungstène utilisés dans les collimateurs 12, 14 atténuent complètement les rayons X sauf dans la zone de recouvrement des fentes, et le mouvement de la roue 14 provoque le mouvement régulier et répétitif des fentes 15 dans le faisceau en éventail en donnant ainsi un pinceau unique de balayage de rayons X 17 dont la taille de la section sont déterminées par les formes des fentes 13 et 15 dans leur zone de recouvrement. Ce pinceau de rayons X est en particulier atténué par le sujet placé sur la table 10, et les rayonx X atténués sont captés par le détecteur de photons allongé 18 constitué par le détecteur unique du type décrit ci-dessus dans le brevet Stein et Cie, lorsque le pinceau 17 effectue son balayage d'une extrémité à l'autre du détecteur 18.

Pendant cette opération de balayage l'ensemble du système de rayons X comprenant la source de rayons X, la roue de découpage, et le détecteur se déplace d'un seul bloc dans la direction indiquée par les flèches 19, c'est-à-dire dans une direction transversale par rapport à la longueur du détecteur 18, pour parcourir toute la longueur du patient qui reste en position fixe sur la table 10, de manière à produire

ainsi une multitude de rangées de données analogues à celles d'un balayage de télévision, ces données étant tirées du détecteur 18 comme indiqué en 20.

Ces signaux de sortie fournissent une radiographie sur l'écran de télévision (non représenté), par exemple par modulation d'intensité du faisceau d'électrons du tube à rayons cathodiques d'un oscilloscope à mémoire, ou d'un tube à mémoire convetisseur de balayage de type classique. Dans une variante de réalisation, les signaux de sortie peuvent être numérisés et stockés dans une mémoire de calculateur, puis traités par ce calculateur pour donner une radiographie numérique sur un écran de télévision ou tout autre dispositif d'affichage.

Le détecteur unique 18 est un cristal à scintillation couplé à un ou plusieurs photomultiplicateurs à sorties combinées, et pratiquement 100 % des rayons X non atténués par le patient sont ainsi détectés.

Les signaux électriques obtenus à la sortie des photomultiplicateurs sont des impulsions, l'amplitude de chacune de ces impulsions étant proportionnelle à l'énergie d'un seul photon X détecté. Comme le débit des photons X arrivant sur le détecteur est très grand, ces impulsions s'additionnent pour donner un signal global représentant à chaque instant une valeur proportionnelle au flux de rayons X incident du pinceau de rayons X atténué.

Le signal électrique provenant du détecteur, au cours d'un balayage du pinceau d'un bout à l'autre de ce détecteur, correspond à une ligne en une dimension de l'image radiographique de l'objet, cette ligne étant analogue à celle d'un balayage de télévision ordinaire. La seconde dimension de l'image est obtenue par le mouvement du plan source-collimateur-détecteur par rapport au patient. La série des lignes de l'image est stockée séquentiellement sous forme numérique puis, lorsque l'exposition aux rayons X est terminée, les données radiographiques sont lues et restituées ligne par ligne sur l'écran de télévision. La restitution se fait séquentiellement dans le même ordre que la lecture des données dans la mémoire, de sorte que l'image obtenue sur l'écran de télévision correspond à l'image projetée en rayons X du sujet en cours d'examen.

Dans l'appareil selon l'art antérieur de la figure 1, le système à rayons X ne peut se déplacer qu'en translation seulement, c'est-à-dire dans la direction des flèches 19. Au contraire, selon l'invention, le système à rayons X de la figure 1 dont les mêmes parties que celles de la figure 2 sont repérées par les mêmes références, est monté de manière à pouvoir prendre un grand nombre de positions sous la commande de divers moyens d'entraînement connus en soi et qui ne sont donc pas représentés sur la figure 2 dans un but de simplification. Le mouvement latéral indiqué par la flèche 19 peut être bloqué sur la figure 2 lorsqu'on désire que le système selon l'invention présente les caractéristiques déjà décrites sur la figure 1 et/ou lorsque le système de la figure 2 doit effectuer des balayages de TC précédés par la formation d'images de localisation.

Cependant le système de la figure 2 est essentiellement caractérisé par une disposition dans laquelle le mouvement latéral indiqué par la flèche 19 est remplacé ou complété par un mouvement de rotation du patient par rapport au dispositif de balayage, comme indiqué par les flèches 21, autour d'un axe de rotation 22 constitué par l'axe nominal du patient supporté par la table 10. En pratique on peut faire tourner soit le patient soit le mécanisme de balayage soit les deux. Quand le mécanisme de balayage tourne autour de l'axe 22, ce mécanisme tourne d'un seul bloc c'est-à-dire que le détecteur linéaire 18 situé d'un côté de la table 10 est relié physiquement au mécanisme de production de rayons X et à la structure de collimateur situés de l'autre côté de la table, la fixation étant assurée par une structure de liaison appropriée indiquée par la ligne en pointillés 23.

Quand l'appareil est utilisé en dispositif de balayage de TC, le balayage de TC réalisé par le système de la figure 2 est essentiellement semblable à celui des dispositifs de balayage de TC dits à deux mouvements ou à translation-rotation, mais ne présente pas les inconvénients mécaniques habituels et la complexité de ces dispositifs connus qui nécessitent des translation mécaniques de va et vient de la source de rayons X, du collimateur et du ou des détecteurs, entre les mouvements de rotation pas à pas de l'ensemble. Selon l'invention, les deux mouvements (de balayage du pinceau et de rotation de l'ensemble de balayage) se font doucement, continument et

simultanément. Le nombre de passages du pinceau à chaque rotation du dispositif de balayage par rapport au patient, détermine le nombre de "vues" du balayage de TC. Les données lues par le détecteur 18 sont reconstituées par des procédés bien connus de la technique de TC, les algorithmes utilisés étant par exemple décrits dans l'article "Procédés de reconstitution de faisceaux en éventail" de B.K.P. Horn, Proceedings IEEE, Décembre 1979, pages 1616-1623.

Un passage du pinceau le long du détecteur 18 prend typiquement $\frac{1}{180}$ seconde environ, et une rotation typique de l'objet examiné par rapport au système de balayage de rayons X peut se faire en 5 à 10 secondes environ, ce qui donne un total de 900 à 1800 vues pendant une rotation complète du dispositif de balayage de rayons X par rapport au patient. Ces caractéristiques ne sont données qu'à titre d'exemple et l'on peut également, dans une autre forme de réalisation de l'invention, utiliser une cadence de 30 balayages par seconde et une rotation relative complète du système de balayage, par rapport à l'objet à examiner, de période 15 secondes, pour obtenir ainsi 450 vues.

Le fonctionnement général du système suivant ces caractéristiques de l'invention, est décrit sur la figure 3 dans laquelle, là encore, les mêmes parties sont repérées par les mêmes références. Les points importants à noter sur la figure 3 sont que la source de rayons X 11 et le dispositif de balayage mécanique 12, 14 coopèrent pour donner un pinceau de balayage unique de rayons X effectuant un balayage linéaire dans le sens de la flèche 24 en allant d'une extrémité à l'autre du détecteur linéaire 18, ce balayage sous-tendant un angle embrassant une section transversale complète du corps ou de l'objet à examiner repéré d'une façon générale par la référence 25 et se déplaçant dans un mouvement de rotation (voir la flèche 21) par rapport au dispositif de balayage à rayons X.

La taille du champ de balayage de TC peut se régler par manipulation mécanique du faisceau en éventail et du système de collimation à roue de découpage 12, 14, en modifiant par exemple la taille des fentes de collimation. On peut encore régler la taille du champ (on se réfèrera pour cela à la figure 3) en rapprochant de la source 11 l'axe de rotation de l'objet 25 pour obtenir ainsi un champ plus petit et une

résolution plus élevée, ou en rapprochant du détecteur 18 l'axe de rotation de l'objet pour obtenir ainsi un champ plus grand et une résolution plus faible. Ces mouvements possibles de la source de rayons X 11 et/ou du détecteur 18 par rapport à la table 10, ont été repérés par la flèche 26 sur la figure 2.

Typiquement la dose totale de rayonnement à laquelle la zone balayée du corps est exposée, au cours d'un balayage de TC, est d'environ 100 mR. Cette dose représente entre $\frac{1}{10}$ e et $\frac{1}{100}$ e de la dose appliquée dans les dispositifs de balayage de TC actuels du commerce, et l'on a pu cependant constater que l'image obtenue selon l'invention, avec ces doses de rayonnement très faibles, est tout à fait comparable et même sous certains aspects meilleure que les images fournies à des coûts beaucoup plus élevés et avec des doses de rayonnement beaucoup plus importantes, par les dispositifs de balayage actuels du commerce. En plus de ces avantages très importants, l'invention permet de conserver la plupart des avantages des systèmes selon l'art antérieur représentés sur la figure 1. Plus précisément l'invention permet d'obtenir une résolution spatiale inférieure au millimètre, une élimination pratiquement totale du rayonnement diffusé, et un rendement d'exploitation du rayonnement approchant 100 %.

Un autre avantage très important du système de la figure 2 est qu'il constitue son propre système de localisation et permet d'effectuer un traitement de données numérique dans l'un ou l'autre de ses deux modes de fonctionnement, c'est à dire qu'il permet d'atteindre ses deux buts de radiographie numérique et de système de TC. De plus, du fait de sa caractéristique de rotation relative représentée par les flèches 21, le système peut servir non seulement à produire ses propres images de localisation et à effectuer le traitement radiographique numérique de ces images, mais encore à obtenir très facilement des images AP, PA, latérales ou obliques dans n'importe quel angle voulu.

Comme indiqué ci-dessus, la rotation relative entre l'objet ou le patient à examiner, et dispositif de balayage, peut s'obtenir en faisant tourner soit le mécanisme de balayage, soit l'objet, soit les deux. De plus l'axe de rotation peut être choisi et orienté à volonté pour n'importe quelle application voulue, et en particulier cet axe peut être

horizontal comme indiqué sur les figures 1 et 2, ou vertical. Une orientation verticale de l'axe de balayage présente l'avantage de faciliter la rotation de la roue tournante de découpage 14 dans le champ de pesanteur terrestre.

La source de rayonnement utilisée dans l'invention peut être un tube à rayons X classique, une source à radioisotopes ou un synchrotron. Cependant, quelle que soit la source utilisée, les simplifications apportées par l'invention résultent en grande partie de l'utilisation d'un collimateur de type rotatif pouvant prendre la forme indiquée sur les dessins, ou la forme décrite dans le brevet USA n° 4.031.401 de Jacob, ou encore, si on le désire, la forme d'un cylindre tournant percé de fentes hélicoïdales transparentes au rayonnement.

Le détecteur utilisé présente essentiellement un rendement de détection de 100 % et un rendement géométrique de 100 %, ce qui n'est pas le cas de la plupart des détecteurs de balayage de TC selon l'art antérieur. La résolution spatiale de l'image de TC est très élevée. La résolution transversale (dans le plan de la tranche) et la résolution axiale (dans l'épaisseur de la tranche) sont toutes deux inférieures au millimètre, et ces résolutions sont obtenues sans perte de rendement de la dose de rayonnement. De plus les images radiographiques et les images de TC peuvent être obtenues en plaçant les détecteurs à l'extérieur du plan de balayage et en utilisant ensuite le rayonnement diffusé détecté pour produire une image, comme cela est décrit par exemple dans le brevet Stein et Cie mentionné ci-dessus. Cette formation d'image par rétro-diffusion est possible selon l'invention car il n'existe qu'une seule position géométrique connue du pinceau de balayage à chaque instant, et car la diffusion de sa trajectoire à travers l'objet commande essentiellement l'amplitude du signal diffusé à cet instant.

Le système de la figure 2 peut de plus être utilisé pour produire simultanément plusieurs balayages de TC. Ce résultat peut être obtenu grâce à une disposition du type de celle décrite dans la figure 4 dans laquelle un certain nombre de détecteurs linéaires tels que 18a, 18b et 18c sont disposés parallèlement côte à côte, et dans laquelle le pinceau (représenté en section 17a de la figure 4) présente des dimen-

sions telles qu'il vient frapper simultanément les divers détecteurs lorsqu'il effectue son balayage dans la direction 24 allant d'une extrémité à l'autre des détecteurs voisins. Le pinceau 17a peut être constitué d'un certain nombre de pinceaux parallèles associés respectivement aux détecteurs 18a à 18c, ou d'un pinceau unique à section allongée dans une direction transversale par rapport à la direction de balayage 24, ces diverses configurations du pinceau pouvant être obtenues en utilisant une ou plusieurs fentes de collimation du faisceau en éventail du dispositif de balayage mécanique 12, 14, ou en augmentant la largeur de la fente 13 du collimateur 12, en augmentant corrélativement la longueur de la fente 15 du collimateur 14.

L'utilisation de la disposition de la figure 4 permet d'obtenir simultanément plusieurs signaux de sortie 20a à partir des divers détecteurs 18a à 18c, et ces divers signaux de sortie simultanés peuvent être traités de diverses manières pour obtenir des résultats différents. On peut par exemple traiter individuellement les divers signaux de sortie pour produire simultanément des images de tranches multiples. On peut au contraire combiner et traiter ensemble les signaux de sortie de deux ou plusieurs détecteurs de groupes voisins pour régler, en fait, la largeur d'une tranche particulière en cours d'examen.

L'invention s'applique également d'elle-même à d'autres techniques consistant par exemple à utiliser différents filtrages ou différentes caractéristiques de détecteurs dans des plans contigus, ou à utiliser un détecteur à faible énergie secondé par un détecteur à forte énergie placé dans le même plan, ce qui permet d'obtenir simultanément des données correspondant à deux niveaux d'énergie différents. Ce type d'utilisation peut servir aussi bien pour les images de TC que pour les images de radiographie numérique. La soustraction de deux images obtenues à des niveaux d'énergie différents peut servir à exploiter des matériaux de contraste iodés. L'utilisation de cette caractéristique combinée à l'observation de tranches multiples, permet par exemple d'obtenir une image en volume des vaisseaux sanguins plutôt qu'une image dans une tranche.

Il est évident que la forme de réalisation de l'invention décrite ci-dessus n'est pas limitative et que les spécialistes de la question pourront y apporter de nombreuses variantes. Par exemple, au lieu de s'appliquer au domaine de la formation d'images de diagnostic médical comme décrit ci-dessus, l'invention peut aussi bien s'appliquer à n'importe quel autre type de test non destructif faisant partie du domaine de celle-ci.

REVENDICATIONS

1.- Appareil de formation d'images par rayonnement d'énergie à travers un corps à examiner, appareil caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de support (10) destinés à supporter le corps à examiner, un système à rayons X capable de tourner d'un seul bloc par rapport au corps à observer, autour d'un axe de rotation (22) formé par les moyens de support, le système à rayons X comprenant une source de rayons X (11) placée d'un côté des moyens de support, un détecteur allongé unique (18) destiné à détecter l'énergie rayonnante, ce détecteur (18) étant placé du côté opposé aux moyens de support (10) et se situant dans une direction transversale par rapport à l'axe de rotation (22) ; et un dispositif de balayage mécanique (12, 14) monté entre la source de rayons X (11) et les moyens de support (10) de manière à mettre en forme le lrayonnement émis par la source (11) pour former un pinceau unique (17) de rayons X, et pour balayer ce pinceau unique en formant un certain angle par rapport à la source (11) et en suivant le sens de la longueur du détecteur unique (18), la longueur de ce détecteur unique (18) ainsi que les positions de celui-ci et du dispositif de balayage mécanique (12, 14) étant choisies de façon que le pinceau de rayons X (17) sous-tende un angle embrassant une section transversale complète du corps placé sur les moyens de support (10), lorsque le pinceau de rayonx X (17) effectue son balayage le long du détecteur unique (18) ; et des moyens d'entraînement destinés à faire tourner la source de rayonx X (11), le dispositif de balayage mécanique (12, 14) et le détecteur unique (18) d'un seul bloc par rapport au corps à examiner, la rotation se faisant autour de l'axe de rotation (22).

2.- Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce que le dispositif de balayage mécanique comprend un premier collimateur (12) destiné à mettre en forme le rayonnement émis par la source pour former un faisceau de rayons X en éventail, la direction allongée de la section de ce faisceau étant parallèle au sens de la longueur du détecteur unique (18) ; un second collimateur comprenant un élément (14) opaque aux rayons X ; et des moyens permettant de faire tourner cet élément opaque (14) dans le faisceau en forme d'éventail, la rotation se faisant autour d'un second axe transversal par rapport au sens de la longueur du détecteur unique (18), le

second collimateur (14) étant percé d'au moins une fente (15) transparente aux rayonx X, grâce à quoi, lorsque l'élément tourne dans le faisceau en éventail autour du second axe de rotation, une partie du faisceau en éventail émerge à travers la fente (15) en formant un pinceau de rayons X (17) traversant le corps placé sur les moyens de support (10) et effectuant son balayage le long du détecteur allongé unique (18).

3.- Appareil selon l'une quelconque des revendications 1 et 2, caractérisé en ce que l'élément opaque (14) comporte un certain nombre de fentes (15) transparentes aux rayons X, ces fentes (15) étant espacées angulairement les unes des autres autour du second axe de rotation.

4.- Appareil selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que l'élément opaque (14) est constitué par une roue de découpage en forme de disque.

5.- Appareil selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que les moyens d'entraînement permettent de faire tourner le bloc d'ensemble de façon continue et à vitesse parfaitement constante autour du premier axe de rotation (22).

6.- Appareil selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que le système à rayons X est conçu pour exposer le corps à observer à une dose totale de rayons X de 100 mR pendant une rotation complète du bloc d'ensemble par rapport au corps à observer.

7.- Appareil selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens fonctionnant avant les moyens d'entraînement pour entraîner le bloc d'ensemble (11, 12, 14, 18) en translation dans une direction parallèle au premier axe de rotation, afin d'amener ce bloc d'ensemble dans une position adjacente à une section particulière du corps à examiner.

8.- Appareil selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé en ce qu'un certain nombre de détecteurs allongés (18a, 18b, 18c) sont placés parallèlement côte à côte, et en ce que le pinceau unique de rayons X présente une section transversale de dimensions telles qu'il puisse venir frapper simultanément tous les détecteurs, grâce à quoi ces divers détecteurs, produisent simultanément des signaux de sortie représentant respectivement la réponse en rayons X de tranches

adjacentes du corps à examiner, lorsque les moyens d'entraînement font tourner le bloc d'ensemble (11, 12, 14, 18) de façon continue autour du premier axe de rotation (22).

9.- Appareil selon l'une quelconque des revendications 1 à 8, caractérisé en ce que le premier et le second collimateur (12, 14) coopèrent pour produire un faisceau unique de rayons X (17) dont la section transversale est allongée dans une direction transversale par rapport aux directions longitudinales des détecteurs contigus (18a, 18b, 18c), ce faisceau effectuant respectivement son balayage entre une première position voisine des extrémités correspondantes des détecteurs allongés, et une seconde position voisine des autres extrémités correspondantes des détecteurs allongés, ce balayage suivant une trajectoire transversale par rapport à la direction longitudinale du faisceau (17).

10.- Appareil selon l'une quelconque des revendications 1 à 9, caractérisé en ce que certains au moins des détecteurs allongés sont contigus et en ce que des moyens sont prévus pour combiner les signaux de sortie produits par deux détecteurs contigus au moins, de manière à régler la largeur de la tranche de section transversale du corps à examiner.

11.- Appareil selon l'une quelconque des revendications 1 à 10, caractérisé en ce que les moyens d'entraînement permettent de faire tourner le bloc d'ensemble (11, 12, 14, 18) autour de l'axe de rotation pour l'amener dans la position angulaire voulue par rapport au corps à examiner, et en ce que des moyens supplémentaires entrent ensuite en jeu pour entraîner le bloc d'ensemble dans un mouvement de translation à vitesse constante dans une direction parallèle à l'axe de rotation (22).

12.- Appareil selon l'une quelconque des revendications 1 à 11, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens permettant de régler la position de la source de rayonx X (11) par rapport à l'axe de rotation (22) de manière à régler ainsi la taille du champ balayé par l'appareil.

13.- Appareil selon l'une quelconque des revendications 1 à 12, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de réglage de la position du détecteur (18) par rapport à l'axe de rotation (22), dans une direction transversale par

rapport à celui-ci, de manière à régler ainsi la taille du champ balayé par l'appareil.

14.- Appareil selon l'une quelconque des revendications 1 à 13, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de réglage de la position du bloc d'ensemble (11, 12, 14, 18) par rapport à l'axe de rotation (22), dans une direction transversale par rapport à celui-ci, de manière à régler ainsi la taille du champ balayé par l'appareil.

2482444

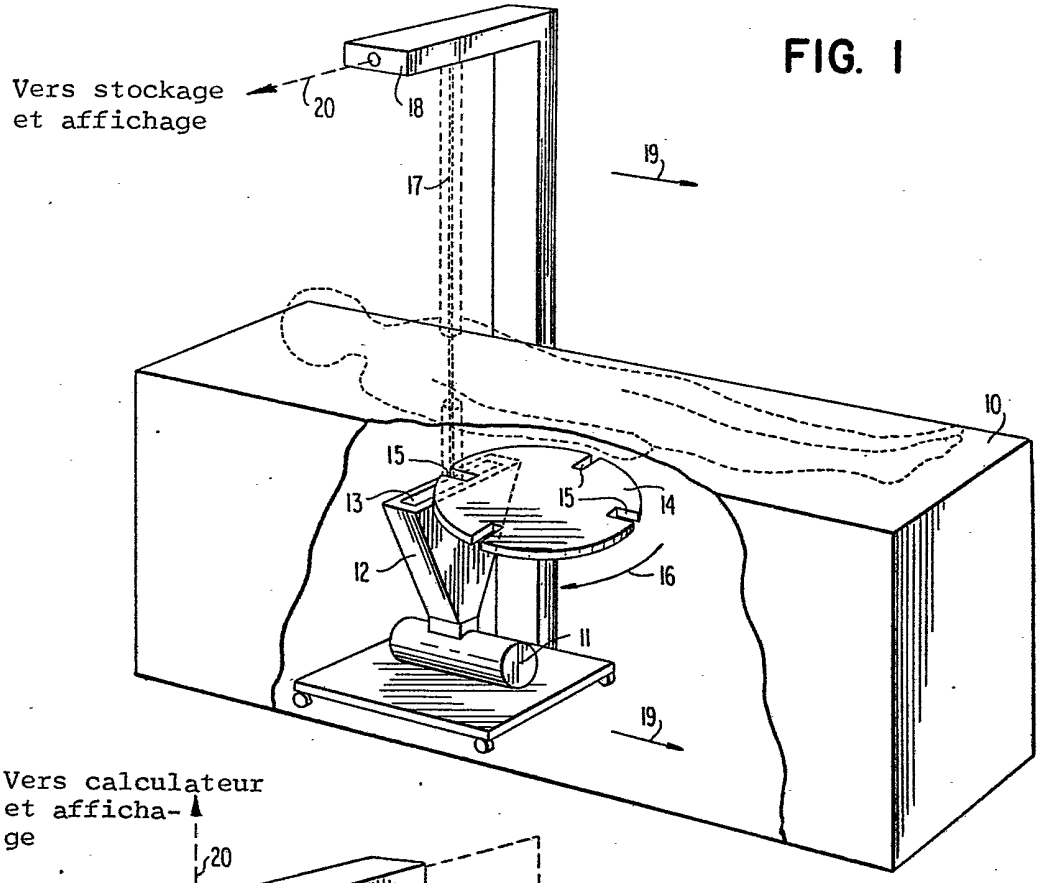


FIG. 1

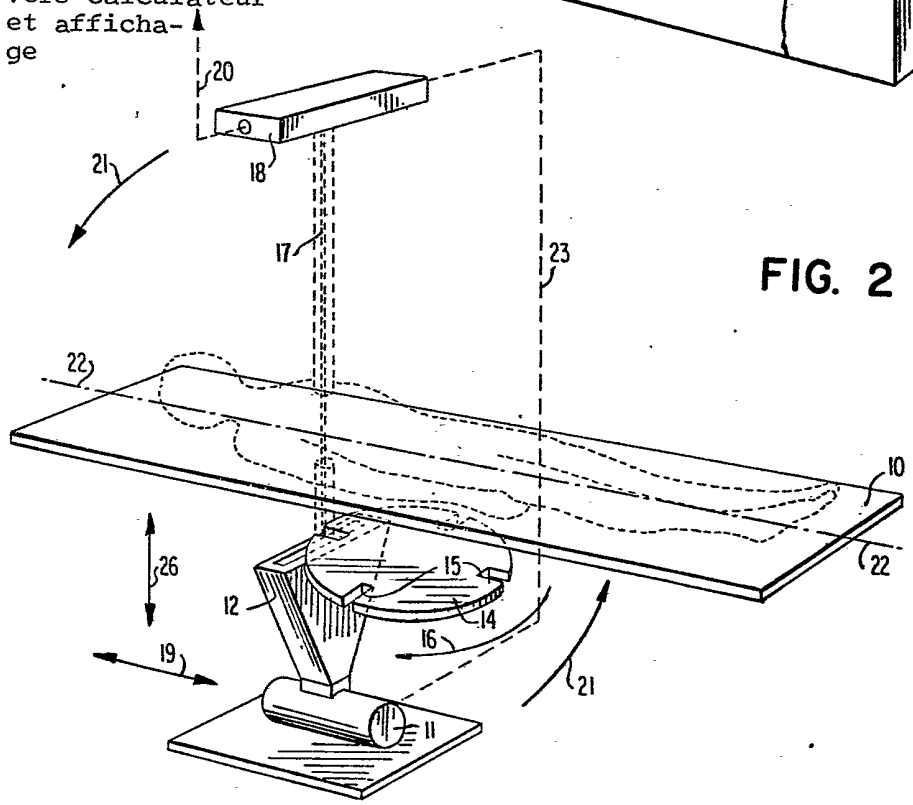


FIG. 2

2482444

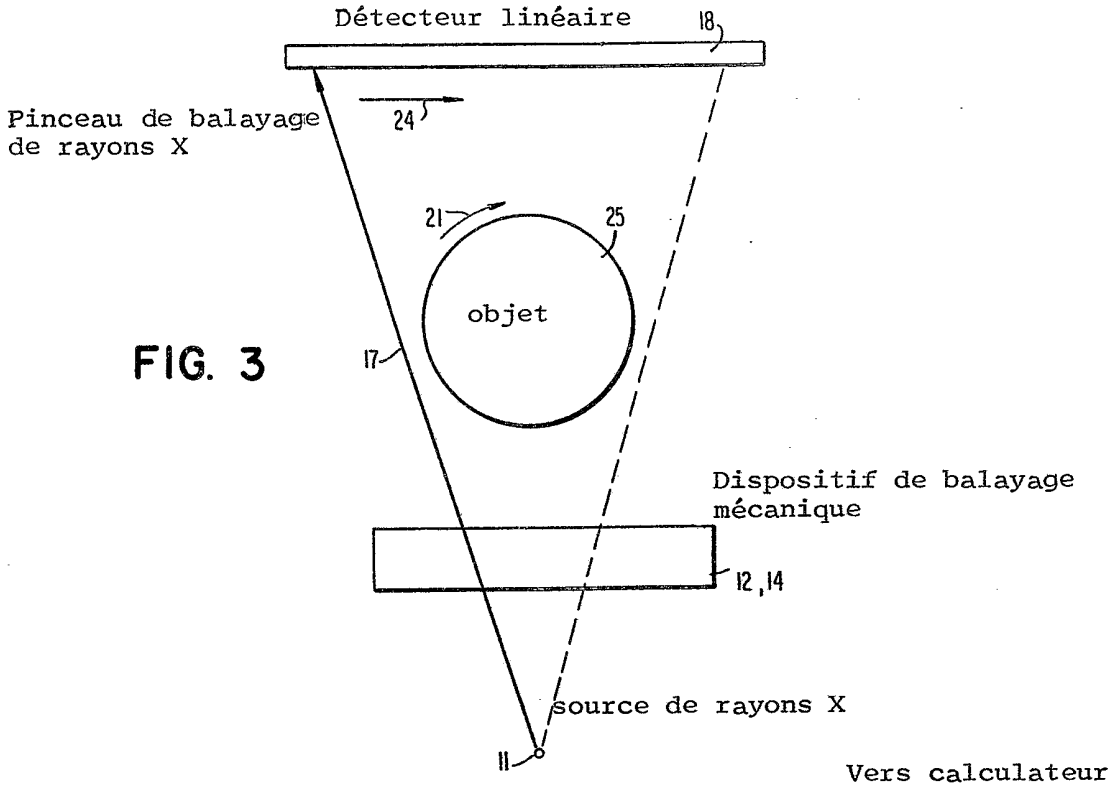


FIG. 3

FIG. 4

