(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 679 435**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : **92 09141**

(51) Int Cl[5] : A 61 B 6/03

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) **Date de dépôt** : 24.07.92.

(30) **Priorité** : 24.07.91 IL 98945.

(43) **Date de la mise à disposition du public de la demande :** 29.01.93 Bulletin 93/04.

(56) **Liste des documents cités dans le rapport de recherche :** *Le rapport de recherche n'a pas été établi à la date de publication de la demande.*

(60) **Références à d'autres documents nationaux apparentés :**

(71) **Demandeur(s) :** *ELSCINT LTD.* — IL.

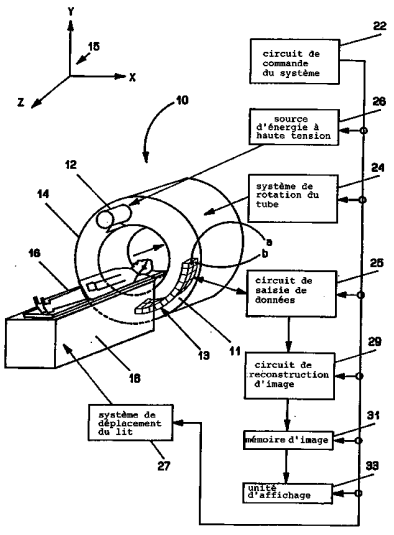
(72) **Inventeur(s) :** Dafni Ehud et Ruimi David.

(73) **Titulaire(s) :**

(74) **Mandataire :** Cabinet Bonnet Thirion.

(54) Système de tomographie informatisée multi-tranches.

(57) Système de tomographie informatisée dans lequel la source de rayons X (12) et des détecteurs (11) associés se déplacent également dans une direction axiale tandis que la source et les détecteurs tournent autour du sujet (16). L'ensemble de détecteurs (13) comprend en outre un moyen de détection simultanée pour permettre l'acquisition de données de plans multiples par tour.



FR 2 679 435 - A1

SYSTEME DE TOMOGRAPHIE INFORMATISEE MULTI-TRANCHES

La présente invention concerne les systèmes de tomographie informatisée ou tomodensitométrès, dits aussi scanners (CT), et, plus particulièrement, les systèmes équipés pour obtenir simultanément des données de tranches multiples en un seul balayage, comme décrit par la Demanderesse dans FR 90 06940.

Les systèmes CT produisent des images planes le long de coupes imaginaires à travers un sujet. Chaque coupe forme une tranche. Les scanners comprennent une source de rayons X qui tourne autour d'un axe imaginaire traversant un sujet. Les rayons X après avoir traversé le sujet frappent un ensemble opposé de détecteurs, qui peut également tourner. Les données pour la reconstruction d'une seule image comprennent un ensemble de vues correspondant à différents angles de projection, chaque vue comprenant des données d'intensité de rayonnement mesurées par des éléments détecteurs.

Un examen CT de l'art antérieur d'un sujet pour obtenir des images planes successives comporte les phases consistant à :

1. Faire s'allonger le patient sur le lit dans un tube de système CT.

2. Soumettre le patient à un balayage. Le balayage comprend la rotation de la source de rayons X autour du sujet et l'obtention de données d'intensité de rayonnement par élément détecteur par angle de rotation de la source de rayons X.

3. Reconstruire l'image. L'afficher éventuellement, l'archiver et/ou la classer.

4. Faire progresser le lit jusqu'à la position de la tranche suivante.

Les phases 2-4 sont répétées tant que de nouvelles tranches sont nécessaires. La phase 3 peut avoir lieu en même temps que les phases 2 et 4, mais la phase 4 doit succéder à la phase 2. La phase 4 implique une accélération et une décélération du lit parce que le lit doit être fixe durant le balayage lorsque des images planes successives sont obtenues. La phase 2 peut impliquer une accélération et une décélération du tube jusqu'à la vitesse de rotation appropriée. L'accélération et la décélération du tube peuvent, cependant, être évitées en utilisant un scanner à rotation continue tels que ceux fournis, par exemple, par la technique des bagues glissantes.

Un problème constant rencontré par les systèmes CT est l'accumulation de chaleur dans la source de rayons X tandis que les balayages s'additionnent. Dans les systèmes de l'art antérieur, lorsque le nombre de balayages est tel que l'accumulation de chaleur est plus rapide que le refroidissement de la source de rayons X et que la source de rayons X se trouve à la limite de la chaleur emmagasinée admissible, les balayages supplémentaires doivent être retardés. L'invention de la demande de brevet précitée améliore l'utilisation de la source de rayons X en ce que ladite demande permet à un scanner CT de balayer simultanément des tranches planes multiples du sujet durant une seule exposition aux rayons X et, par conséquent, une accumulation de chaleur gênante risque moins de se produire.

D'autres problèmes se posent avec les scanners CT de l'art antérieur utilisés pour obtenir une série d'images planes. Par exemple, le caractère séquentiel du procédé de balayage décrit ci-dessus accroît la durée de l'examen du sujet. Plus la durée de l'exploration est longue, plus

l'inconfort du patient est grand. L'accélération et la décélération du lit ajoutent à cet inconfort. En outre, le patient doit respirer en fonction des balayages effectués pour diminuer le nombre d'artefacts d'image dus aux mouvements. Plus la durée de l'examen est longue, plus il est difficile pour le patient de contrôler sa respiration, avec pour conséquence qu'il bouge davantage durant les balayages et entre les balayages. Les mouvements du patient, volontaires et involontaires, entre les balayages diminuent la répétabilité souhaitée entre des tranches adjacentes. Cela nuit en particulier, au reformatage oblique et aux images tridimensionnelles formées à partir de séries d'images planes.

Pour pallier ces problèmes, des systèmes de balayage en hélice ou spirale ont été étudiés et mis au point. Ce type de balayage est décrit dans les références suivantes :

1. P. Slavin, Brevet U.S. 3,432,657 (1969).
2. I. Mori, Brevet U.S. 4,630,202 (1986).
3. H. Nishimura, Brevet U.S. 4,789,929 (1988).
4. W. A. Kalander, P. Vock et W. Seissler dans "Progrès en tomographie informatisée" (Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg 1990, p. 55-64).
5. C.R. Crawford et H.F. King, Med. Phys. 17(6), (1990) pp. 967-982 et références dans ce document.

Pour l'essentiel, avec les scanners à balayage hélicoïdal, le sujet est balayé en continu tandis que le tube effectue de multiples rotations autour du sujet et que le lit est déplacé relativement au tube le long de l'axe de rotation simultanément aux rotations. Des images de tranches successives sont reconstruites à partir des ensembles de vues en utilisant des algorithmes de reconstruction bien connus.

Dans les balayages classiques non hélicoïdaux, c'est-à-dire avec lits fixes pour prendre des images de tranches successives, les différentes vues composant les différents jeux correspondent à des projections dans le même plan. D'autre part, dans les balayages hélicoïdaux, les différentes vues composant les différents jeux correspondent à des projections dans des plans différents. Par conséquent, une reconstruction classique non modifiée produit des artefacts, c'est-à-dire des images très déformées. Pour les éviter, les données brutes sont reformatées avant d'être rétroprojetées en ensembles de données d'un seul plan en interpolant entre des données mesurées au même angle de tube mais à différentes positions du sujet, ce qui donne des données de différents plans.

Ci-dessous, le profil de sensibilité de tranche théorique est défini comme la réponse du scanner à un petit objet homogène en fonction de la position de l'objet le long de la direction axiale. La largeur de tranche est définie comme une largeur à mi-hauteur (FWHM) du profil de sensibilité de tranche.

Dans les balayages CT à lit fixe, la largeur de tranche est déterminée par des collimateurs limitant la largeur de faisceau ou la longueur des éléments détecteurs dans la direction axiale. Dans les balayages hélicoïdaux, les données provenant de différents plans à travers le sujet sont mélangées et le profil de sensibilité de tranche est brouillé. Par conséquent, la FWHM du profil a tendance à être plus grande dans un balayage hélicoïdal que dans un balayage à lit fixe pour un réglage de collimateurs donné. En outre, le rapport entre la largeur à un dixième de hauteur (FWTM) et la FWHM du profil de sensibilité, qui est une mesure de la qualité de la largeur de tranche, est considérablement altéré.

Divers procédés pour améliorer le profil de sensibilité de tranche dans les balayages hélicoïdaux sont exposés dans les références précitées. Ils comprennent :

1. Une interpolation linéaire et non-linéaire;

2. Des vitesses de lit variables associées à une interpolation appropriée; et

3. Une réduction de la vitesse du lit pour que le lit se déplace de moins d'une largeur de tranche complète pour un seul tour de tube.

Aucun de ces procédés, cependant, ne donne des images de la qualité de celles obtenues dans les systèmes CT à lit fixe de l'art antérieur pour une dose d'irradiation du sujet donnée. En outre, comme le temps d'exposition requis dans les balayages hélicoïdaux est plus long, l'intensité de rayons X disponible risque d'être plus faible que dans les systèmes CT à lit fixe, ce qui diminue encore la qualité des images.

Outre les problèmes de qualité d'image propres aux systèmes CT de balayage hélicoïdal de l'art antérieur, les systèmes CT de l'art antérieur connaissent également des artefacts de mouvements et des artefacts de volume partiel. Pour diminuer les artefacts de mouvements il est généralement préférable dans les CT que le temps de balayage soit le plus court possible. Cependant, il est parfois nécessaire de prolonger le balayage pour réduire le bruit blanc. Il existe un procédé dans lequel le tube effectue des tours multiples autour du sujet balayé et la moyenne des données provenant des multiples tours est établie et rétroprojetée pour donner une image de statistiques élevées et à artefacts de mouvements réduits. Ce procédé est décrit par

R. Hupke, dans "Progrès en tomographie informatisée" (Springer-Verlag, Berlin Heidelberg 1990, pp. 3-15).

Les artefacts de volume partiel résultent d'une variation de fréquence spatiale élevée des coefficients d'absorption de rayonnement dans le sujet. Ces artefacts sont généralement réduits en utilisant une largeur de tranches plus petite. Cependant, il est parfois préférable d'utiliser de grandes largeurs de tranches pour qu'un grand volume balayé puisse être couvert par un moins grand nombre de tranches. Il existe un procédé dans lequel la moyenne des données de plusieurs petites tranches consécutives est établie puis rétroprojetée pour former une image. Le procédé est décrit dans la référence précitée de R. Hupke.

Le procédé donne des images à artefacts de volume partiel réduits et réduit la durée de la reconstruction, mais il exige plusieurs balayages pour former une image et est, par conséquent, inefficace.

La présente invention a donc pour objet de pallier les problèmes de l'art antérieur du balayage CT en général et du balayage hélicoïdal en particulier.

La présente invention a pour objet apparenté d'améliorer les systèmes de balayage hélicoïdal de l'art antérieur.

Selon un mode de réalisation préféré de la présente invention, un système unique de scanner CT est proposé, ledit système comprenant :

un tube,

un lit pour supporter un sujet examiné,

une source de rayons X montée sur ledit tube,

un moyen pour faire tourner la source de rayons X autour du sujet,

un ensemble de détecteurs de rayons X sur un côté du sujet, à l'opposé de la source de rayons X,

ledit ensemble de détecteurs comprenant un moyen pour détecter simultanément les rayons X qui ont traversé des sections planes multiples dudit sujet pour obtenir des données de densité de rayonnement,

un moyen pour provoquer un mouvement relatif dans une direction axiale entre le lit et le tube tandis que la source de rayons X tourne autour du sujet, et

un moyen pour reconstruire des images à partir desdites données, ledit moyen de reconstruction comprenant un moyen pour reformater les données acquises en des données d'un seul plan en interpolant entre des données mesurées à différentes sections planes à travers ledit sujet.

Selon une caractéristique de la présente invention, le moyen de reformatage comprend un moyen pour interpoler des données détectées par des éléments détecteurs identiques et/ou différents dans la même position angulaire durant la rotation, mais en des positions différentes le long du sujet. Une même position angulaire peut inclure ici une position modulaire à 180° et, naturellement, tout "décalage".

Selon une autre caractéristique de la présente invention, l'ensemble de détecteurs comprend de multiples rangées de détecteurs, la rangée s'étendant dans une direction parallèle à l'axe de rotation du tube, c'est-à-dire dans la direction axiale.

Selon encore une autre caractéristique de la présente invention, les multiples détecteurs sont utilisés soit pour des données de tranches multiples acquises simultanément ou des tranches plus larges par rotation composées des données acquises par tour par chacun des détecteurs multiples.

D'autres objets et caractéristiques de la présente invention ainsi que ceux précités apparaîtront mieux à la lumière de la description suivante, lue en se référant aux dessins annexés, sur lesquels :

La figure 1 est un dessin accompagné d'un schéma fonctionnel d'un scanner selon la présente invention,

La figure 2 illustre par un dessin des détecteurs s'étendant dans la direction axiale ou direction Z permettant d'obtenir des données de tranches multiples durant une seule rotation,

La figure 3 illustre l'utilisation de foyers multiples et de détecteurs multiples s'étendant dans la direction Z pour accroître encore les données de tranches obtenues pour une rotation,

La figure 4 illustre un scanner hélicoïdal de l'art antérieur,

La figure 5 illustre le scanner hélicoïdal de la présente invention avec des détecteurs multiples s'étendant dans la direction Z,

La figure 6a illustre par un graphique et un dessin les données acquises dans un scanner hélicoïdal de l'art antérieur lorsque le tube tourne et les translations du sujet/tour,

La figure 6b illustre par un graphique et un dessin les données acquises dans le scanner hélicoïdal de la présente invention lorsque le tube tourne et les translations du sujet/tour,

La figure 7 illustre par un graphique la largeur de tranche effective par largeur de tranche nominale par rapport à la vitesse de translation du sujet pour différentes quantités de rangées,

La figure 8 illustre par un graphique et un dessin les données acquises dans le scanner hélicoïdal de la présente invention lorsque de multiples tranches acquises par tour sont combinées en une seule tranche, et

La figure 9 illustre par un graphique les profils de sensibilité de tranches en fonction de la position le long de l'axe Z pour différentes quantités de rangées d'éléments détecteurs.

La figure 1 est un schéma général d'un scanner 10 de troisième génération (avec rotation du tube et rotation des détecteurs) comprenant une source de rayons X 12 montée sur un tube 14. Un sujet 16 à balayer est supporté au moyen d'un lit 18. Des rayons X en éventail qui traversent une section plane dans le sujet 16 sont détectés par un ensemble de détecteurs 13.

Un système de coordonnées cartésiennes 15 est défini sur la figure 1. Dans ce système, l'axe Z se trouve le long d'un axe longitudinal imaginaire qui est l'axe de rotation du tube. Il peut coïncider avec l'axe longitudinal traversant le sujet. L'axe Y se trouve le long d'une ligne droite allant de la source de rayons X 12 au centre de rotation du tube 14. L'axe X est perpendiculaire à chacun des axes ci-dessus. Lorsque le tube 14 tourne selon l'axe Z, le système

de coordonnées 15 tourne aussi relativement à un environnement fixe.

Selon des modes de réalisation préférés de la présente invention, l'ensemble de détecteurs 13 comprend des éléments détecteurs multiples tels que les détecteurs 11a et 11b disposés en rangées multiples. Pour illustration, deux rangées sont indiquées sur la figure 1 et référencées par les lettres a et b. Cependant, le nombre de rangées peut être supérieur à 2. Les éléments détecteurs 11 de chaque rangée détectent les rayons X qui ont traversé des sections planes multiples dans le sujet 16. L'appareil illustré sur la figure 1 est un scanner CT multi-tranches.

La figure 2 est une vue schématique d'un mode de réalisation préféré de l'appareil illustré sur la figure 1. Dans ce mode de réalisation, il y a deux rangées d'éléments détecteurs 11 dans l'ensemble de détecteurs 13. Dans ce mode de réalisation également, la source de rayons X 12 a un seul foyer le long de l'axe Z illustré dans le système de coordonnées 15'. Deux sections planes du sujet 16, la tranche A et la tranche B, sont balayées simultanément. Les rayons X de la source de rayons X 12 sont collimatés par des collimateurs 28 et 30 de manière à traverser le sujet 16 en les sections planes adjacentes appelées tranche A et tranche B et sont détectés par les éléments détecteurs 11 de l'ensemble de détecteurs en rangées indiquées par les lettres a et b, respectivement.

La figure 3 est une vue schématique d'un autre mode de réalisation préféré de l'appareil illustré sur la figure 1. Dans ce mode de réalisation de la présente invention, il y a n rangées d'éléments détecteurs dans l'ensemble de détecteurs 13, n étant un nombre entier supérieur ou égal à 2. La source de rayons X sur la figure 3 utilise de multiples foyers déplacés les uns par rapport aux autres le long de

l'axe Z. Dans le mode de réalisation de la figure 3, n sections planes du sujet 16 sont balayées simultanément durant une seule rotation.

La valeurs explicites données pour la figure 3 sont n = 4 et deux foyers. Les rayons X de la source de rayons X 12 sont collimatés par des ensembles de collimateurs 32 et 30 de manière à ce qu'ils traversent le sujet 16 en quatre sections planes appelées tranches A, B, C et D et sont détectés par les éléments détecteurs 11 de l'ensemble de détecteurs en rangées indiquées par les lettres a, b, c, et d, respectivement.

En se référant de nouveau à la figure 1, les diverses opérations du système de tomographie informatisée sont commandées par un moyen, par exemple un circuit de commande de système 22. Le circuit 22 commande donc, entre autres, le fonctionnement du système de rotation 24 du tube 14. Plus particulièrement, le tube 14 avec la source de rayons X 12 tournent selon l'axe Z, actionnés et commandés par le système de rotation 24 du tube tandis que la source de rayons X 12 est alimentée par une source d'énergie à haute tension 26. Le sujet 16 est positionné à l'ouverture du tube 14 au moyen d'un système de commande de déplacement de lit 27.

L'intensité du rayonnement après sa traversée du sujet 16 est détectée par l'ensemble de détecteurs 13 et saisie par un circuit de saisie de données 25. Les données d'intensité de rayonnement provenant des rayons traversant le sujet 16 sur au moins 180° dans le plan de rotation du tube sont utilisées pour reconstruire une image au moyen d'un circuit de reconstruction d'image 29 et d'une mémoire d'image 31. Une unité d'affichage 33 est utilisée pour visualiser l'image reconstruite.

Selon un mode de réalisation préféré de la présente invention le sujet 16 peut être déplacé au moyen du lit 18 sous la commande du système de déplacement de lit 27 simultanément à la rotation du tube, de manière que la position Z du sujet 16 soit synchronisée avec l'angle de rotation du tube 14. La direction de déplacement du sujet 16 peut être le long de l'axe Z ou à des angles obliques relativement au plan de rotation du tube 14, c'est-à-dire dans le plan X-Y. En outre, dans ce mode de réalisation de la présente invention, les portions rotatives du tube 14 peuvent tourner en continu pour des multiples de tours complets comme cela est possible avec une construction à bague glissante. L'appareil décrit ci-dessus est particulièrement utile pour effectuer des balayages hélicoïdaux.

La figure 4 illustre les balayages hélicoïdaux des systèmes CT de l'art antérieur. Le sujet 16 se déplace le long de l'axe Z tandis que la source de rayons X 12 tourne autour du sujet. Des faisceaux de rayons X en éventail sont détectés par l'ensemble de détecteurs 34 comprenant une seule rangée d'éléments détecteurs 11. Le faisceau de rayons X décrit en fait une hélice dans son trajet autour du sujet 16.

La largeur à mi-hauteur (FWHM) du profil de sensibilité de tranche pour un balayage à lit fixe dans des conditions données est appelée ci-dessous largeur de tranche nominale. La FWHM du profil de sensibilité de tranche du balayage hélicoïdal est appelée ci-dessous largeur de tranche effective. Il est souhaitable que la largeur de tranche effective soit pratiquement égale à la largeur de tranche nominale. Cependant, dans les balayages hélicoïdaux, la largeur de tranche effective tend à être plus grande que la largeur de tranche nominale. La largeur de tranche effective devient plus petite lorsque le déplacement relatif du sujet 16 diminue. D'autre part, il est souhaitable que le

déplacement relatif du sujet 16 soit le plus grand possible de manière à balayer un volume important en une courte durée.

La figure 5 illustre des balayages hélicoïdaux effectués avec le scanner CT multi-tranches décrit ci-dessus selon la présente invention. Pour simplifier, la figure 5 illustre le cas de deux rangées d'éléments détecteurs 11 s'étendant dans la direction Z. Sur la figure 5, le faisceau en éventail frappe la rangée indiquée par la lettre "a", forme une hélice imaginaire ou réelle "c" autour du sujet 16 tandis que le faisceau en éventail frappant la rangée indiquée par la lettre "b", forme une hélice imaginaire "d" autour du sujet 16. L'hélice c et l'hélice d sont imbriquées. Il ressort de la figure 5 que dans le cas général de n rangées d'éléments détecteurs 11 dans l'ensemble de détecteurs 13, n hélices sont imbriquées.

Selon un mode de réalisation préféré d'un système utilisant l'appareil décrit ci-dessus, la largeur de tranche nominale est considérée comme étant la largeur de tranche obtenue dans un balayage à lit fixe en employant chaque rangée d'éléments détecteurs 11 pour une seule tranche. C'est le mode dans lequel de multiples tranches sont acquises en un seul balayage. La reconstruction des images du balayage hélicoïdal implique l'interpolation de mesures effectuées par les éléments détecteurs 11 dans deux rangées différentes à des positions relatives du sujet différentes.

Les figures 6a et 6b illustrent par un graphique l'angle du tube par rapport à la position du sujet dans l'art antérieur et dans le système de la figure 5 lorsqu'est utilisé le mode qui vient d'être décrit ci-dessus, et, plus particulièrement, illustre certains avantages du système de balayage hélicoïdal multi-tranches. Le nombre de rangées n d'éléments détecteurs 11 dans l'ensemble de détecteurs 13

est fixé par exemple à n = 2 pour la figure 6b. Des données de qualité identique peuvent être obtenues par les systèmes des figures 4 et 5 tandis que la vitesse de déplacement du sujet sur la figure 6b est deux fois plus élevée que sur la figure 6a. Ainsi, avec un système multi-tranches, il est possible de balayer une section plus longue du sujet dans un temps donné. Dans une variante, si les deux systèmes sont utilisés avec une vitesse du sujet identique, une quantité multiple de données sur le sujet 16 est obtenue en utilisant le système de la figure 5 par comparaison avec la quantité de données acquises avec l'art antérieur (figure 4). Par conséquent, le système de la figure 5 avec la même vitesse du sujet que dans le système de la figure 4 donne des images de meilleure qualité.

Sur les figures 6a et 6b, les segments du balayage hélicoïdal dans lesquels des données utiles sont obtenues pour la reconstruction d'images à 360° sont illustrés schématiquement en traits épais et représentés par un dessin en tant que segments d'hélices. Il apparaît qu'avec le système de la figure 5 sont obtenues environ deux fois plus de données utiles qu'avec le système de la figure 4.

Comme représenté sur la figure 6a pour la reconstruction à 360°, les données provenant de l'élément détecteur dans sa position précédente de 0 à 180 degrés et dans sa position suivante de -180 à 0 degrés sont interpolées (par une interpolation pondérée) avec les données de la tranche étant mise en image pour reformater les données en données d'un seul plan. La figure 6b montre que davantage de données sont obtenues avec le balayage hélicoïdal multi-tranches. Les données acquises comprennent les données provenant de l'élément détecteur utilisé pour obtenir la tranche B dans sa position précédente de 0 à 180 degrés et dans sa position suivante de -180 à 0 degrés interpolées (par

une interpolation pondérée) avec les données de l'élément détecteur mettant en image la tranche A.

La figure 7 illustre le rapport de la largeur de tranche effective à la largeur de tranche nominale en fonction de la vitesse du sujet 16 dans le cas d'une interpolation linéaire. La ligne ininterrompue épaisse représente les systèmes hélicoïdaux de l'art antérieur tels que celui illustré sur la figure 4. La ligne ininterrompue fine représente le système de la présente invention à double tranche tel que celui illustré sur la figure 5 et la ligne en pointillé représente un système hélicoïdal à triple tranche.

La figure 7 indique qu'une plus grande vitesse du sujet 16 est possible avec un scanner CT multi-tranches qu'avec un scanner CT mono-tranche, avec un profil de sensibilité de tranche identique ou même amélioré. En conséquence, avec un balayage CT multi-tranches un volume donné de sujet 16 peut être balayé en une plus courte durée. En particulier, sur un scanner CT à "n" tranches avec une vitesse du sujet 16 de largeurs de tranche nominales n par tour de la source de rayons X 12, la largeur de tranche effective est la même que celle obtenue pour un scanner CT mono-tranche à une vitesse de sujet 16 d'une largeur de tranche nominale par tour de la source de rayons X 12.

Selon un autre mode de réalisation préféré d'un système utilisant le scanner CT multi-tranches décrit ci-dessus, la largeur de tranche nominale est considérée comme étant la largeur de tranche obtenue dans un balayage à lit fixe en utilisant les données de multiples rangées d'éléments détecteurs 11 ajoutées les unes aux autres pour une seule tranche combinée. La reconstruction d'images implique l'interpolation de données mesurées simultanément par les éléments détecteurs de m rangées adjacentes et les données mesurées simultanément ou à un moment différent par un autre

élément détecteur d'une des m rangées ou d'une rangée adjacente; m est un nombre entier supérieur à 1 et inférieur ou égal à n; n est le nombre de rangées d'éléments détecteurs 11 dans l'ensemble de détecteurs 13.

Par exemple, la figure 8 illustre par un graphique l'angle du tube par rapport à la position du sujet 16 dans le système de la figure 5 utilisé comme décrit. Le nombre de rangées d'éléments détecteurs 11 dans l'ensemble de détecteurs 13 et le nombre de rangées adjacentes utilisées dans la reconstruction sont fixés spécifiquement à n=m=2. Ainsi, les données de deux rangées d'éléments détecteurs sont utilisées comme données pour une tranche combinée. Sur la figure 8, les segments des balayages hélicoïdaux à partir desquels sont obtenues les données utiles de reconstruction d'image à 360° sont représentés schématiquement par des lignes renforcées et illustrés sur un dessin par des sections d'hélices. Ainsi, la figure 8 montre que les deux tranches A et B sont obtenues. Les données provenant de l'élément détecteur mettant en image la tranche B dans sa position précédente de 0 à 180 degrés et les données de l'élément détecteur obtenant des tranches A dans sa position suivante de -180 à 0 degrés sont interpolées avec les données provenant de l'élément détecteur obtenant les tranches A et B. Ensuite, les données sont utilisées pour fournir une seule image.

La figure 9 illustre différents profils de sensibilité de tranche, obtenus chacun d'après le schéma de la figure 8 avec un nombre différent n de rangées de détecteurs. La largeur de tranche effective décrite ci-dessus est la FWHM des courbes sur la figure 9. Pour simplifier, une interpolation linéaire entre des mesures au même angle de tube et à une vitesse de sujet d'une largeur de tranche nominale par tour de la source de rayons X 12 est supposée. La figure 9 illustre par un graphique que le profil de sensibilité

de tranche se rétrécit lorsque le nombre de rangées n d'éléments détecteurs augmente.

Les figures 5 à 9 illustrent, à des fins de simplification, une interpolation linéaire entre des mesures au même angle de tube et à une vitesse de lit constante. Les personnes versées dans l'art de la tomographie informatisée noteront qu'il est avantageux d'utiliser les modes de réalisation décrits ci-dessus plutôt que l'art antérieur pour pratiquement toute interpolation et/ou vitesse de lit envisagée.

En se référant de nouveau à la figure 1, selon la présente invention, un autre mode de réalisation préféré utilisant le scanner CT multi-tranches décrit ci-dessus inclut la possibilité de tours multiples continus du scanner CT multi-tranches autour du sujet 16 sans qu'un déplacement simultané du sujet 16 soit nécessaire. Selon ce mode de réalisation, les données d'intensité pour les rayons X de la source de rayons X 12 qui ont traversé des sections planes multiples du sujet 16 sont mesurées simultanément durant les multiples tours successifs du tube 14 tandis que le lit 18 est fixe. La moyenne des données mesurées au même angle de tube par le même élément détecteur est établie et utilisée pour la reconstruction afin d'obtenir des images multiples qui ont le niveau statistique d'une longue exposition, mais sont généralement exemptes d'artefacts dus aux mouvements.

L'avantage de ce mode de réalisation sur l'art antérieur est que des sections planes multiples du sujet 16 sont balayées simultanément pour obtenir des images multiples. Ainsi, un balayage simultané réduit la durée de l'examen, supprimant le balayage prolongé et compensant la charge accrue sur la source de rayons X 12 due à des balayages à tours multiples.

Dans une variante, dans encore un autre mode de réalisation préféré de la présente invention, la moyenne des données de sections planes adjacentes des sections planes multiples mesurées simultanément durant un tour du tube est établie et des images uniques sont reconstruites correspondant à des sections planes ayant sensiblement la largeur combinée des sections planes multiples individuelles qui sont généralement exemptes d'artefacts de volume partiel.

Enfin, les deux modes de réalisation préférés qui viennent d'être décrits ci-dessus peuvent être combinés pour former un système de scanner CT dans lequel des images uniques qui sont généralement exemptes d'artefacts de mouvements et de volume partiel sont reconstruites à partir d'une moyenne de données de sections planes multiples acquises lors des tours multiples du tube.

Les personnes versées dans l'art de la détection des rayons X noteront que la présente invention n'est pas limitée à un ensemble de détecteurs particulier, mais plutôt à un appareil quelconque qui donne l'intensité et la position des rayons X. En particulier, l'ensemble de détecteurs 13 peut comprendre des éléments détecteurs multiples, des éléments détecteurs segmentés multiples, un ensemble de détecteurs uniques ou un moyen continu sensible aux rayons X qui fait également des relevés de positions.

Bien que la présente invention ait été décrite relativement à des modes de réalisation particuliers, elle n'est pas limitée aux modes spécifiques décrits ci-dessus mais seulement au cadre général défini dans les revendications.

REVENDICATIONS

1. Système de scanner de tomographie informatisée (CT) comprenant :

un tube (14),

un lit (18) pour supporter un sujet (16) examiné dans une ouverture dans ledit tube (14),

une source de rayons X (12) montée sur ledit tube (14),

un moyen pour faire tourner ladite source de rayons X (12) autour dudit sujet (16),

un ensemble (13) de détecteurs de rayons X sur un côté dudit sujet (16), à l'opposé de ladite source de rayons X (12),

ledit ensemble de détecteurs (13) comprenant un moyen de détection simultanée pour détecter simultanément les rayons X qui ont traversé des sections planes multiples dudit sujet (16) pour obtenir des données d'intensité de rayonnement,

un moyen pour provoquer un mouvement relatif dans une direction axiale entre ledit tube (14) et ledit sujet (16) durant le balayage de manière que lesdites données soit acquises par ledit ensemble de détecteurs (13) tandis que ladite source de rayons X (12) tourne autour du sujet et durant le mouvement relatif le long de ladite direction axiale pour obtenir un balayage hélicoïdal, et

un moyen pour reconstruire des images à partir desdites données, ladite reconstruction comprenant un reformatage en des données d'un seul plan.

2. Système de tomographie informatisée selon la revendication 1, dans lequel ledit moyen de détection simultanée comprend de multiples rangées de détecteurs (11) s'étendant dans une direction parallèle à ladite direction axiale.

3. Système de tomographie informatisée selon la revendication 1, dans lequel ledit reformatage comprend l'interpolation de données acquises par un élément détecteur d'une rangée à un angle de tube donné avec les données acquises par un autre élément détecteur à l'angle de tube donné dans une rangée suivante et adjacent au détecteur de la première rangée.

4. Système de tomographie informatisée selon la revendication 1, dans lequel ledit reformatage comprend l'interpolation de données acquises simultanément par des éléments détecteurs (11) adjacents, chacun dans une des multiples rangées et à un angle de tube donné avec les données acquises par un élément détecteur dans une desdites multiples rangées à l'angle de tube donné.

5. Système de tomographie informatisée selon la revendication 1, dans lequel ledit ensemble de détecteurs (13) tourne autour dudit sujet (16) ainsi que ladite source de rayons X (12).

6. Système de tomographie informatisée selon la revendication 1, dans lequel ledit ensemble de détecteurs (13) est fixe.

7. Système de tomographie informatisée selon la revendication 1, dans lequel ledit ensemble de détecteurs (13) est en nutation.

8. Système de tomographie informatisée selon la revendication 1, dans lequel ledit moyen de détection comprend de multiples éléments détecteurs uniques.

9. Système de tomographie informatisée selon la revendication 1, dans lequel ledit moyen de détection comprend des éléments détecteurs segmentés.

10. Système de tomographie informatisée selon la revendication 1, dans lequel ladite source de rayons X (12) a un seul foyer.

11. Système de tomographie informatisée selon la revendication 1, dans lequel ladite source de rayons X (12) a de multiples foyers.

12. Système de tomographie informatisée selon la revendication 1, dans lequel ledit moyen de reconstruction d'images correspondant à des sections planes uniques, permet une vitesse de lit telle que plus d'une largeur de section plane est acquise par lesdits éléments détecteurs par tour de ladite source de rayons X.

13. Système de tomographie informatisée selon la revendication 1, dans lequel les images sont reconstruites à partir dudit balayage en utilisant une interpolation entre des données de sections planes multiples acquises, lesdites données étant acquises simultanément par des détecteurs de rangées adjacentes.

14. Système de tomographie informatisée selon la revendication 3, dans lequel ladite interpolation entre des données est linéaire en fonction de ladite position du lit.

15. Système de tomographie informatisée selon la revendication 3, dans lequel ladite interpolation entre des données est non-linéaire en fonction de ladite position du lit.

16. Système de tomographie informatisée selon la revendication 1, dans lequel ladite vitesse du lit est sensiblement constante.

17. Système de tomographie informatisée selon la revendication 1, dans lequel ladite vitesse du lit est variable.

18. Système de tomographie informatisée comprenant :

un tube (14),

un lit (18) pour supporter un sujet (16) examiné dans une position arbitraire dans une ouverture dudit tube (14),

une source de rayons X (12) sur ledit tube (14),

un moyen pour faire tourner ladite source de rayons X (12) à une vitesse sensiblement constante autour dudit sujet (16) pendant au moins deux tours continus,

un ensemble de détecteurs (13) de rayons X sur le côté dudit sujet à l'opposé de ladite source de rayons X, ledit ensemble de détecteurs comprenant un moyen pour détecter simultanément les rayons X qui ont traversé des sections planes multiples dans ledit sujet,

un moyen pour établir la moyenne des données détectées au même angle de tube durant les tours successifs de ladite source de rayons X, et

un moyen pour reconstruire des images multiples correspondant à des sections planes mesurées simultanément par ledit ensemble de détecteurs, lesdites images étant reconstruites à partir d'une moyenne de données de tours multiples de ladite source de rayons X.

19. Système de tomographie informatisée comprenant :

un tube (14),

un lit (18) pour supporter un sujet (16) examiné dans une ouverture dudit tube (14),

un moyen pour monter une source de rayons X (12) sur ledit tube,

un moyen pour faire tourner ladite source de rayons X (12) à une vitesse sensiblement constante autour dudit sujet (16),

un ensemble de détecteurs (13) de rayons X monté sur le côté dudit sujet à l'opposé de ladite source de rayons X,

ledit ensemble de détecteurs (13) comprenant un moyen pour acquérir simultanément des données d'images en provenance des rayons X qui ont traversé des sections planes multiples dans ledit sujet,

un moyen pour établir la moyenne des données reçues de sections planes adjacentes desdites sections planes multiples, et

un moyen pour reconstruire des images uniques correspondant à des sections planes avec sensiblement la largeur combinée desdites sections planes multiples ajoutées les unes aux autres.

20. Système de tomographie informatisée comprenant :

un tube (14),

un lit (18) pour supporter un sujet (16) examiné dans une position arbitraire dans une ouverture dudit tube (14),

un moyen pour monter une source de rayons X (12) sur ledit tube,

un ensemble (13) de détecteurs de rayons X monté sur le côté dudit sujet (16), à l'opposé de ladite source de rayons X,

ledit ensemble de détecteurs comprenant un moyen pour détecter simultanément les rayons X qui ont traversé des sections planes multiples dans ledit sujet,

un moyen pour établir la moyenne des données reçues de sections planes adjacentes détectées aux mêmes angles de tube durant les tours successifs de ladite source de rayons X, et

un moyen pour reconstruire des images uniques correspondant à des sections planes avec des largeurs correspondant sensiblement à la somme des largeurs des sections adjacentes parmi les sections planes multiples et dont la moyenne est établie sur les tours multiples dudit tube.

21. Procédé de tomographie informatisée (CT) d'un sujet comprenant les phases consistant à :

monter une source de rayons X (12) sur un tube (14),

supporter le sujet (16) sur un lit (18) dans une ouverture dans ledit tube (14),

faire tourner ladite source de rayons X (12) autour dudit sujet (16),

détecter simultanément les rayons X qui ont traversé des sections planes multiples dudit sujet pour obtenir des données d'intensité de rayonnement,

provoquer un mouvement relatif dans une direction axiale entre ledit tube (14) et ledit sujet (16) durant le balayage de manière que lesdites données soit acquises par ledit ensemble de détecteurs (13) tandis que ladite source de rayons X (12) tourne autour du sujet et durant le mouvement relatif le long de ladite direction axiale pour obtenir un balayage hélicoïdal, et

reconstruire des images à partir desdites données, ladite reconstruction comprenant un reformatage en des données d'un seul plan.

22. Procédé de tomographie informatisée selon la revendication 21, dans lequel ladite phase de détection simultanée comprend l'utilisation de multiples rangées de détecteurs (11) s'étendant dans une direction parallèle à ladite direction axiale.

23. Procédé de tomographie informatisée selon la revendication 21, dans lequel ledit reformatage comprend l'interpolation de données acquises par un élément détecteur d'une

rangée à un angle de tube donné avec les données acquises par un autre élément détecteur à un angle de tube donné dans une rangée suivante et adjacent au détecteur de la première rangée.

24. Procédé de tomographie informatisée selon la revendication 21, dans lequel ledit reformatage comprend l'interpolation de données acquises simultanément par des éléments détecteurs (11) adjacents, chacun dans une des multiples rangées et à un angle de tube donné avec les données acquises par un élément détecteur dans une desdites multiples rangées à un angle de tube donné.

25. Procédé de tomographie informatisée selon la revendication 21, comprenant la phase consistant à faire tourner ledit ensemble de détecteurs (13) autour dudit sujet (16) ainsi que ladite source de rayons X (12).

26. Procédé de tomographie informatisée selon la revendication 21, comprenant la phase consistant à donner un mouvement de nutation audit ensemble de détecteurs (13).

27. Procédé de tomographie informatisée selon la revendication 21, dans lequel ledit moyen de détection comprend de multiples éléments détecteurs uniques.

28. Procédé de tomographie informatisée selon la revendication 21, dans lequel ledit moyen de détection comprend des éléments détecteurs segmentés.

29. Procédé de tomographie informatisée selon la revendication 21, dans lequel ladite source de rayons X (12) a un seul foyer.

30. Procédé de tomographie informatisée selon la revendication 21, dans lequel ladite source de rayons X (12) a de multiples foyers.

31. Procédé de tomographie informatisée selon la revendication 21, dans lequel ladite phase de reconstruction d'images correspondant à des sections planes uniques, permet une vitesse de mouvement relatif telle que plus d'une largeur de section plane est acquise par lesdits éléments détecteurs par tour de ladite source de rayons X.

32. Procédé de tomographie informatisée selon la revendication 23, dans lequel la phase de reconstruction d'images à partir dudit balayage comprend l'utilisation d'une interpolation entre des données de sections planes multiples acquises, lesdites données étant acquises simultanément par des détecteurs de rangées adjacentes.

33. Procédé de tomographie informatisée selon la revendication 23, dans lequel ladite phase d'interpolation est une interpolation linéaire entre des données en fonction de ladite position du patient.

34. Procédé de tomographie informatisée selon la revendication 23, dans lequel ladite phase d'interpolation est une interpolation non-linéaire entre des données en fonction de ladite position du patient.

35. Procédé de tomographie informatisée selon la revendication 21, dans lequel ladite vitesse est sensiblement constante.

36. Procédé de tomographie informatisée selon la revendication 21, dans lequel ladite vitesse est variable.

37. Procédé de tomographie informatisée comprenant les phases consistant à :

supporter un sujet (16) examiné dans une position arbitraire dans une ouverture d'un tube (14),

monter une source de rayons X (12) sur ledit tube (14),

faire tourner une source de rayons X (12) à une vitesse sensiblement constante autour dudit sujet (16) pendant au moins deux tours continus,

monter un ensemble de détecteurs (13) de rayons X sur le côté dudit sujet à l'opposé de ladite source de rayons X,

détecter simultanément les rayons X qui ont traversé des sections planes multiples dans ledit sujet durant la phase de rotation,

établir la moyenne des données détectées au même angle de rotation de ladite source de rayons X durant les tours successifs de ladite source de rayons X, et

reconstruire des images multiples correspondant à des sections planes mesurées simultanément par ledit ensemble de détecteurs, lesdites images étant reconstruites à partir d'une moyenne de données de tours multiples de ladite source de rayons X.

38. Procédé de tomographie informatisée comprenant les phases consistant à :

supporter un sujet (16) examiné dans une ouverture d'un tube (14),

monter une source de rayons X (12) sur ledit tube (14),

faire tourner ladite source de rayons X (12) à une vitesse sensiblement constante autour dudit sujet (16),

monter un ensemble de détecteurs (13) de rayons X sur le côté dudit sujet à l'opposé de ladite source de rayons X,

acquérir simultanément des données d'images en provenance des rayons X qui ont traversé des sections planes multiples dans ledit sujet,

établir la moyenne des données reçues de sections planes adjacentes desdites sections planes multiples, et

reconstruire des images uniques correspondant à des sections planes avec sensiblement la largeur combinée desdites sections planes multiples ajoutées les unes aux autres.

39. Procédé de tomographie informatisée comprenant les phases consistant à :

supporter un sujet (16) examiné dans une position arbitraire dans une ouverture d'un tube (14),

monter une source de rayons X (12) sur ledit tube,

faire tourner ladite source de rayons X (12) à une vitesse sensiblement constante autour dudit sujet pendant au moins deux tours continus,

monter un ensemble de détecteurs (13) de rayons X sur le côté dudit sujet à l'opposé de ladite source de rayons X,

détecter simultanément les rayons X qui ont traversé des sections planes multiples dans ledit sujet,

établir la moyenne des données provenant des rayons X, reçues de sections planes adjacentes détectées aux mêmes angles de tube durant les tours successifs de ladite source de rayons X, et

reconstruire des images uniques correspondant à des sections planes avec des largeurs correspondant sensiblement à la somme des largeurs des sections adjacentes parmi les sections planes multiples et dont la moyenne est établie sur les tours multiples dudit tube.

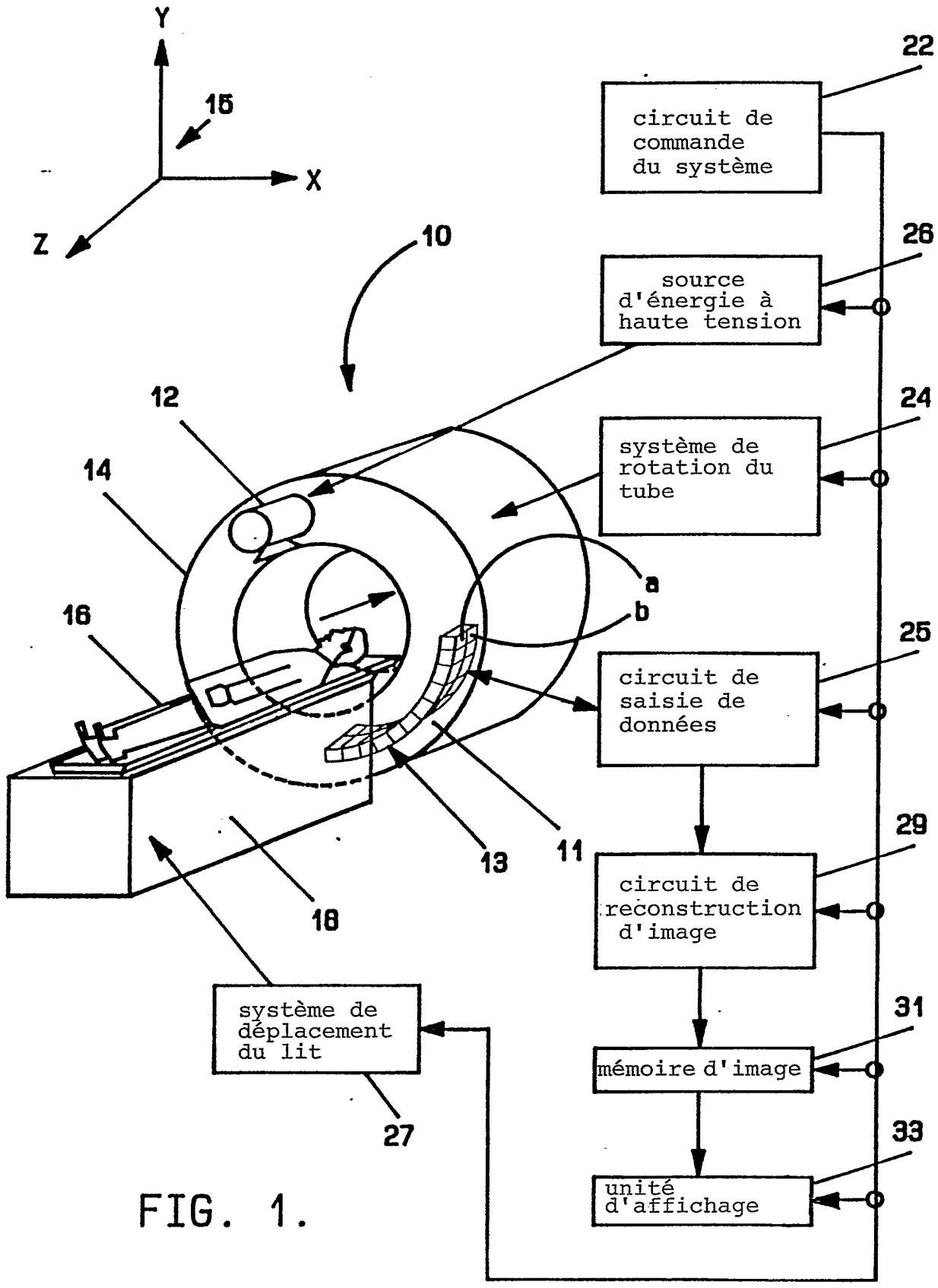

Y
X
Z
15
10
12
14
16
18
13
11
a
b
22
circuit de commande du système
26
source d'énergie à haute tension
24
système de rotation du tube
25
circuit de saisie de données
29
circuit de reconstruction d'image
31
mémoire d'image
33
unité d'affichage
système de déplacement du lit
27

FIG. 1.

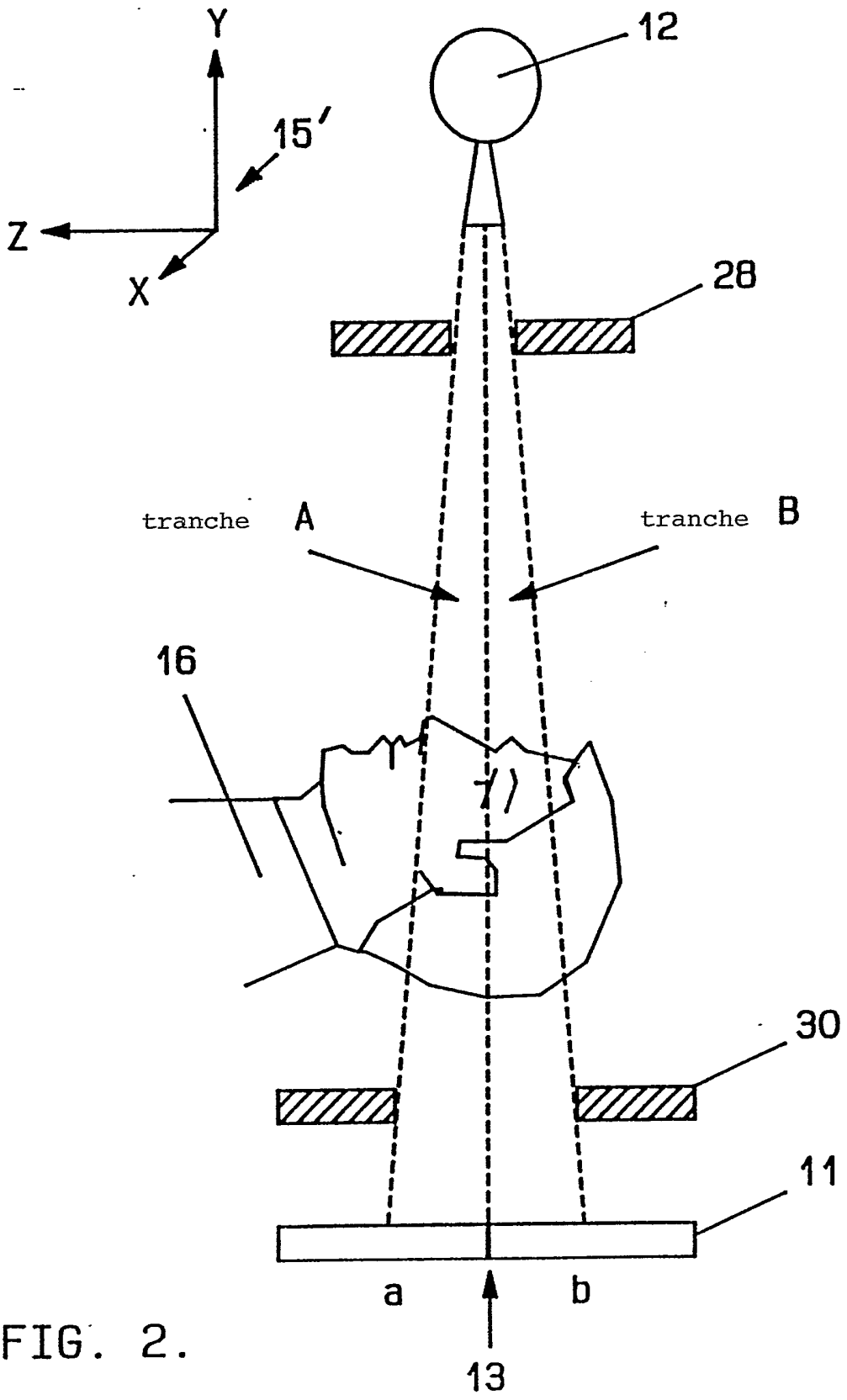


FIG. 2.

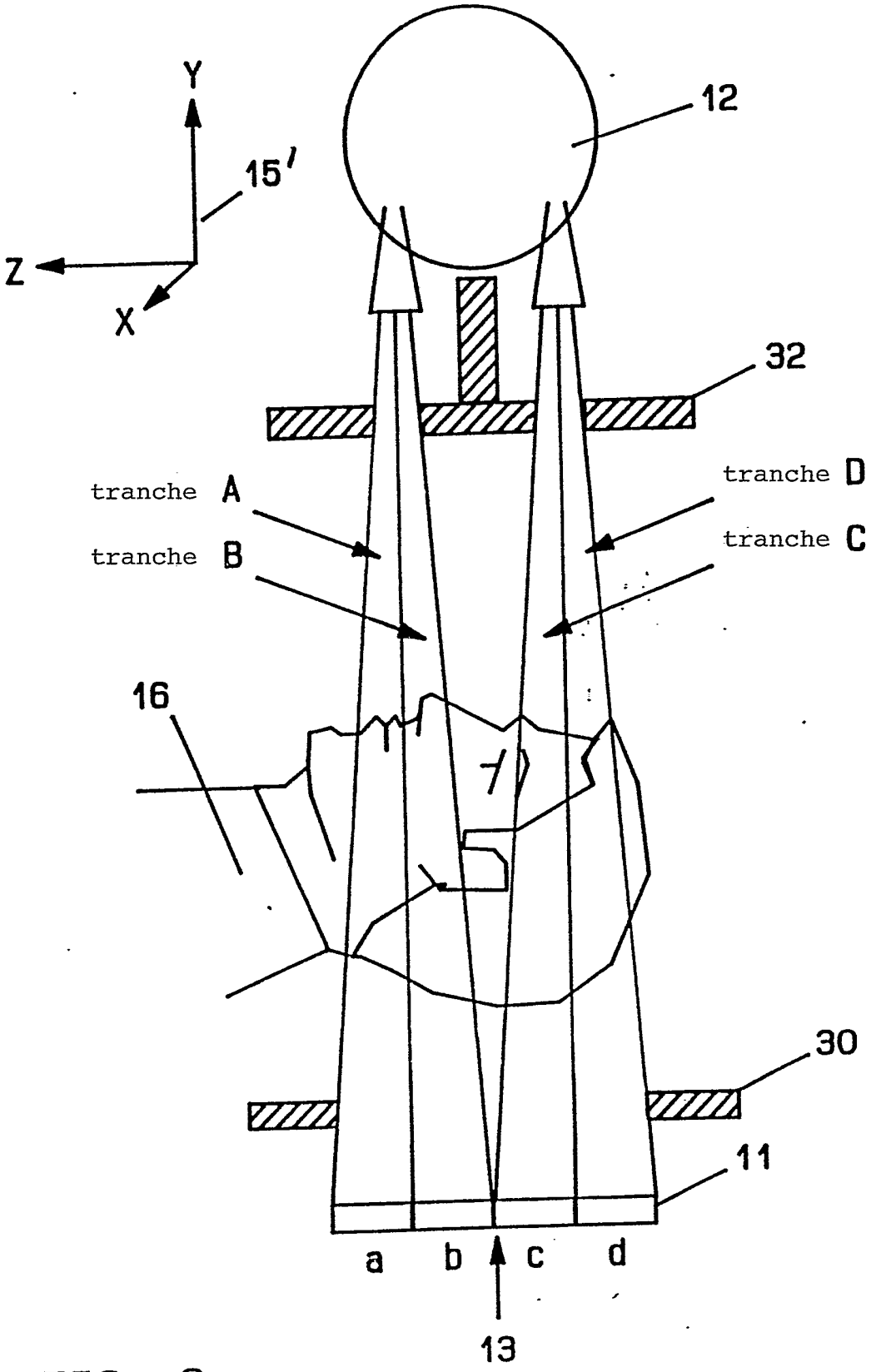

Y
15'
Z
X
12
32
tranche A
tranche B
tranche D
tranche C
16
30
11
a
b
c
d
13

FIG. 3.

Art Antérieur

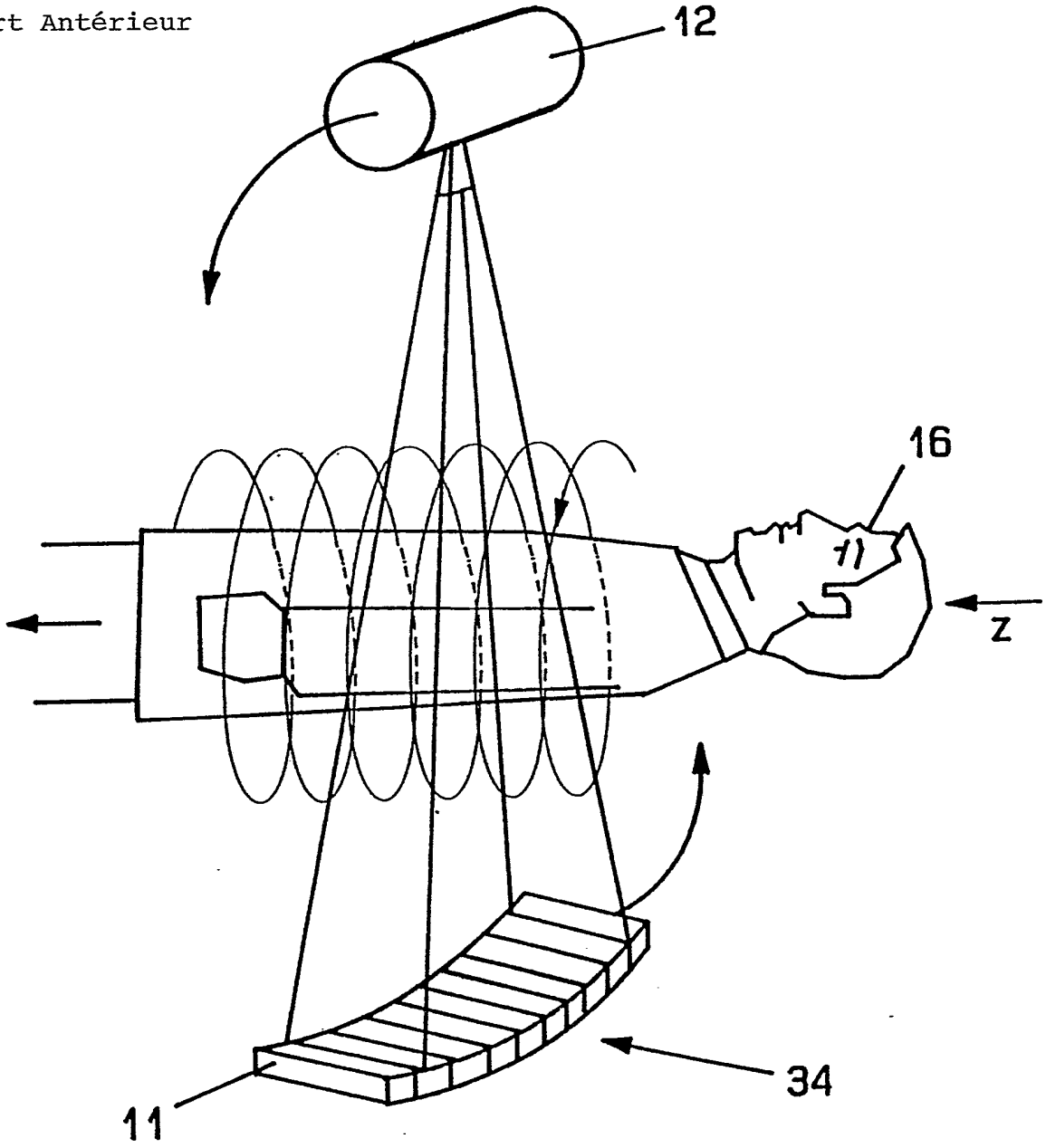


FIG. 4.

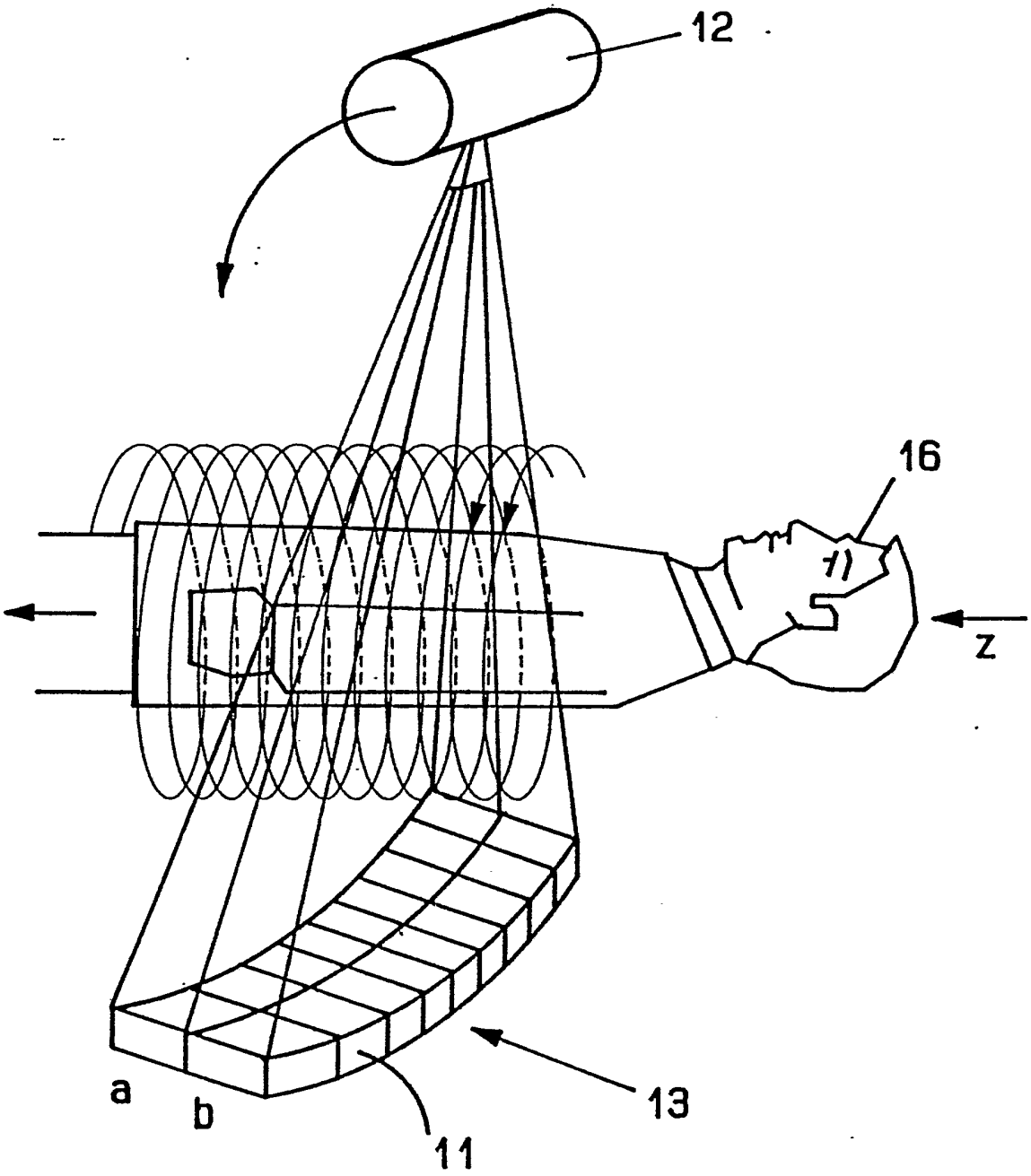
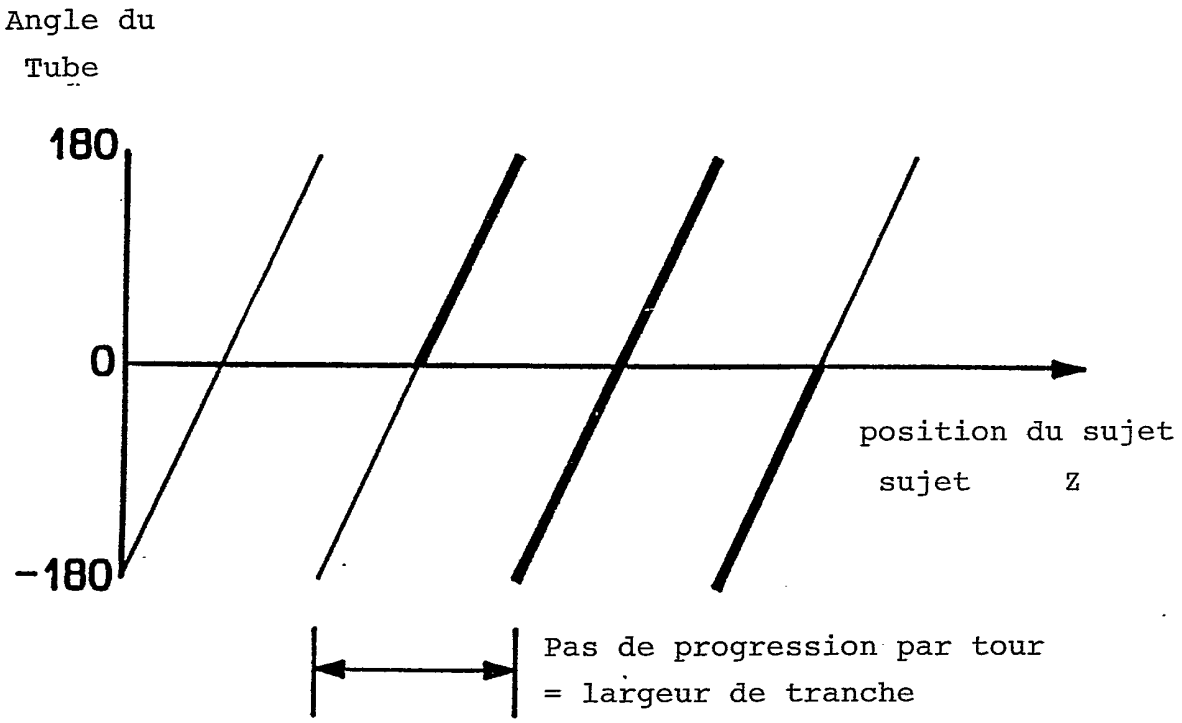
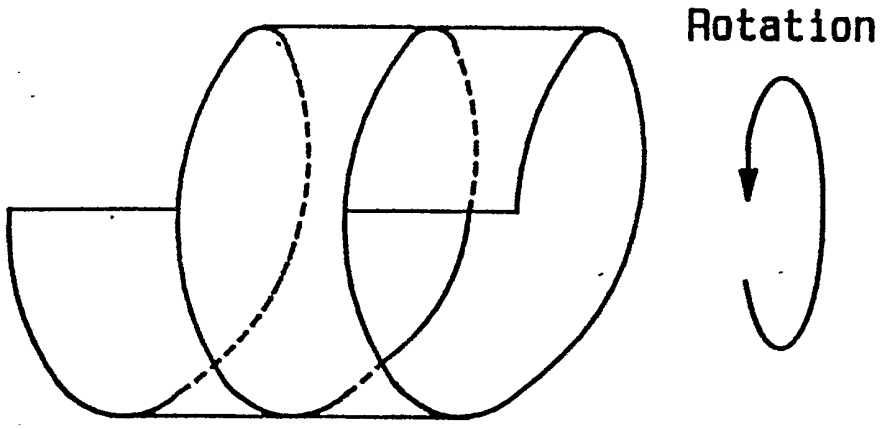


FIG. 5.

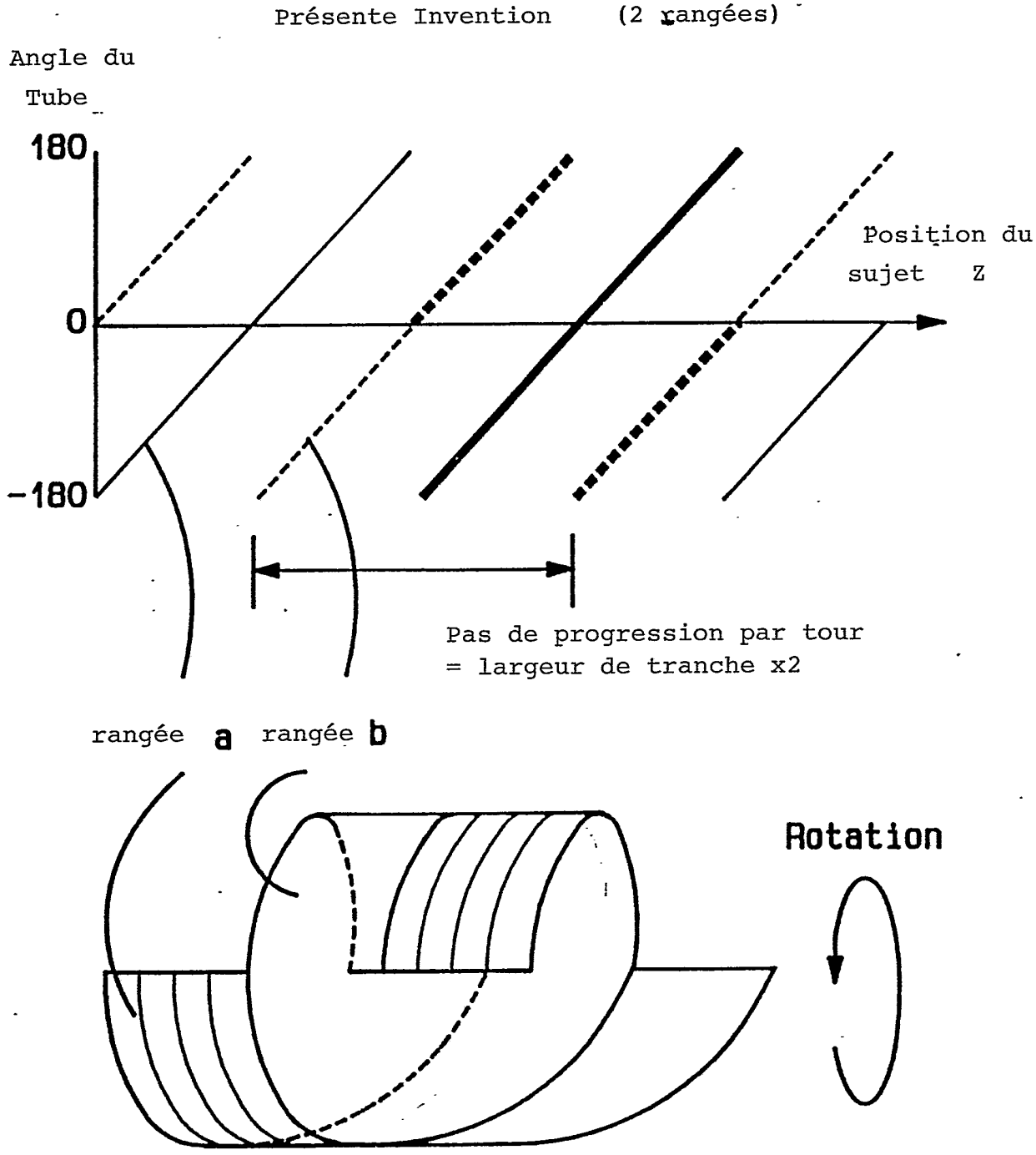
Art Antérieur





Données utilisées dans la reconstruction à 360°

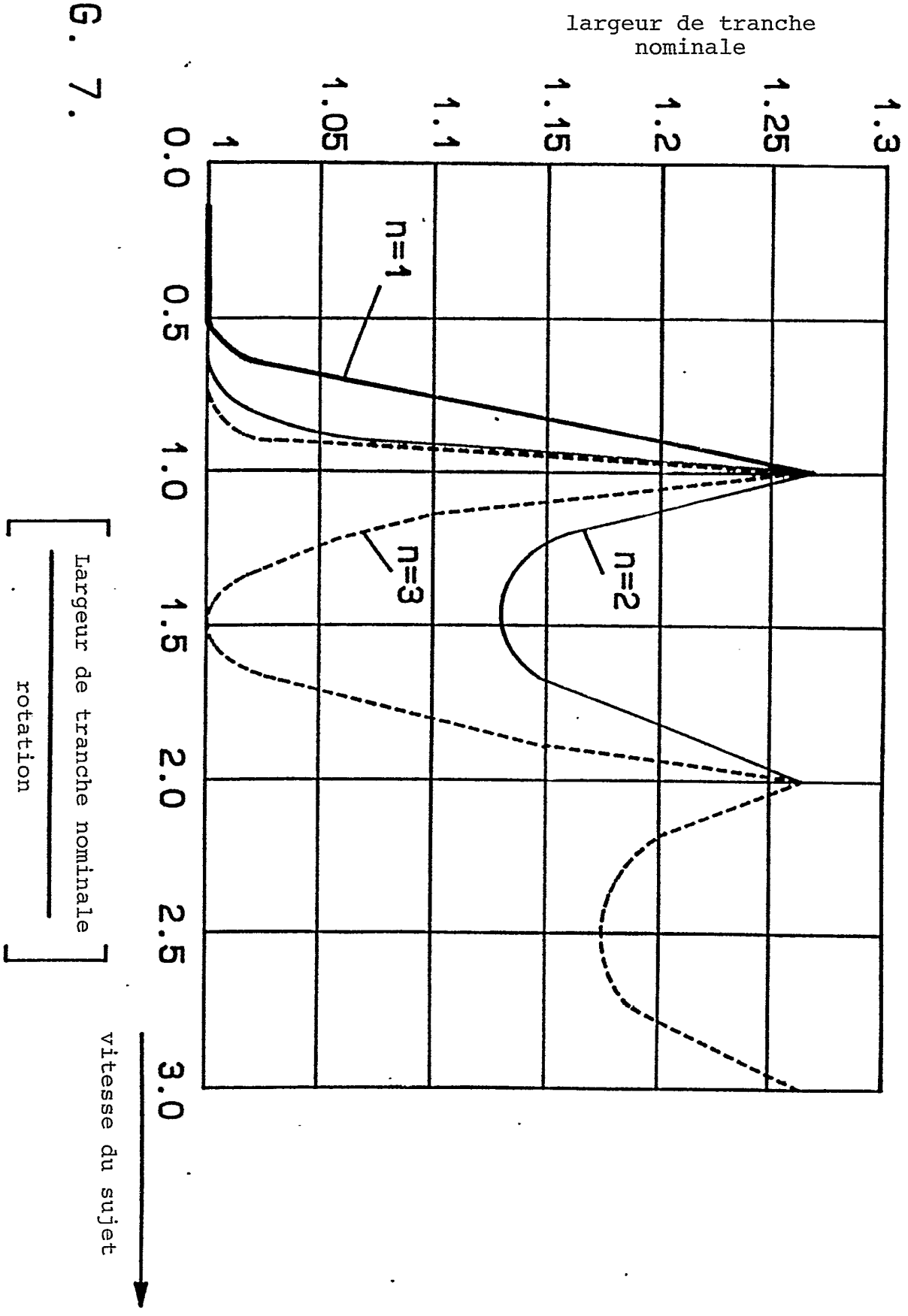
FIG. 6a.

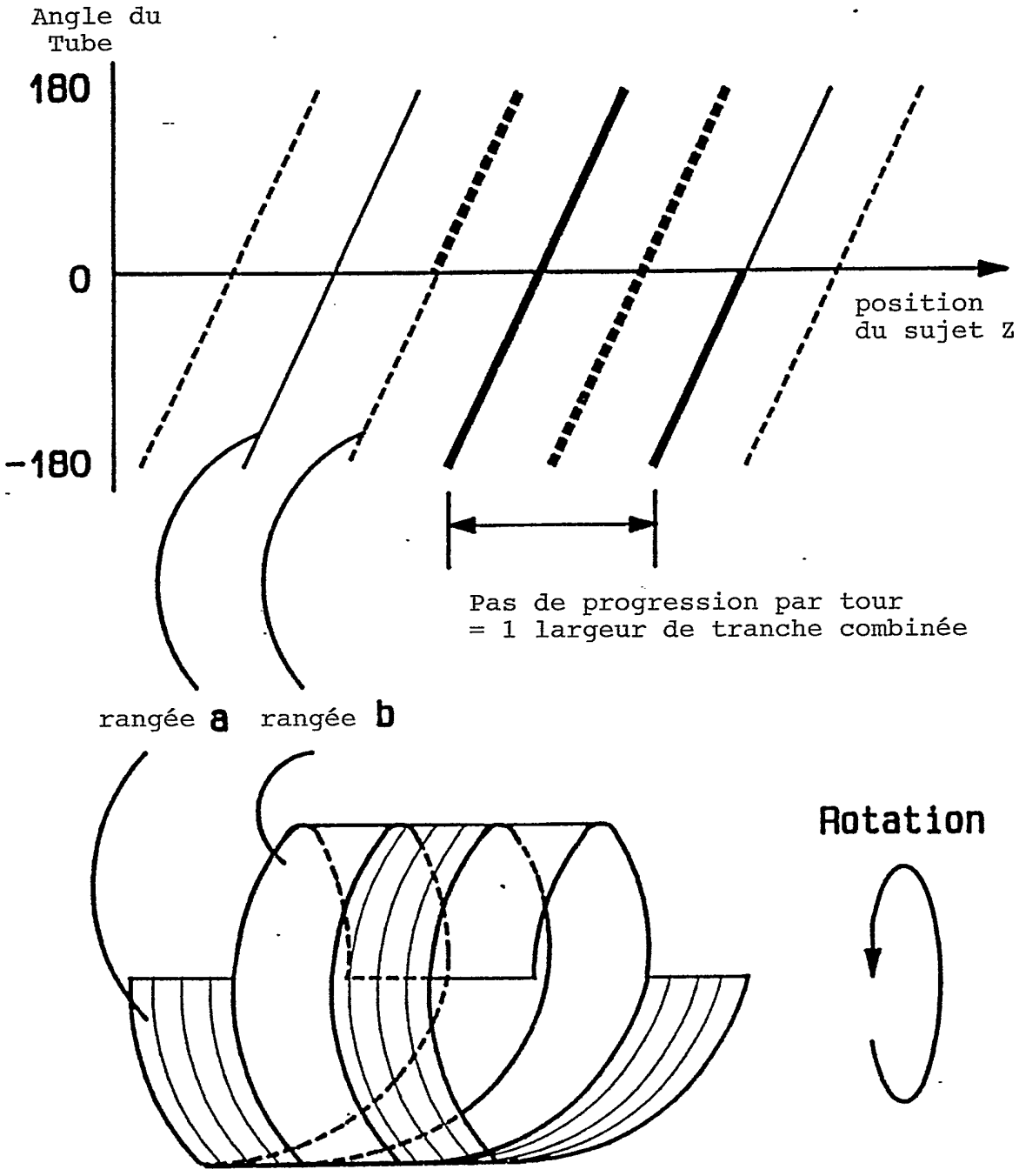


Données utilisées dans la reconstruction à 360°

FIG. 6b.

FIG. 7.


largeur de tranche nominale
1
1.05
1.1
1.15
1.2
1.25
1.3
0.0
0.5
1.0
1.5
2.0
2.5
3.0
n=1
n=2
n=3
Largeur de tranche nominale
rotation
vitesse du sujet



Données utilisées dans la reconstruction à 360°

FIG. 8.

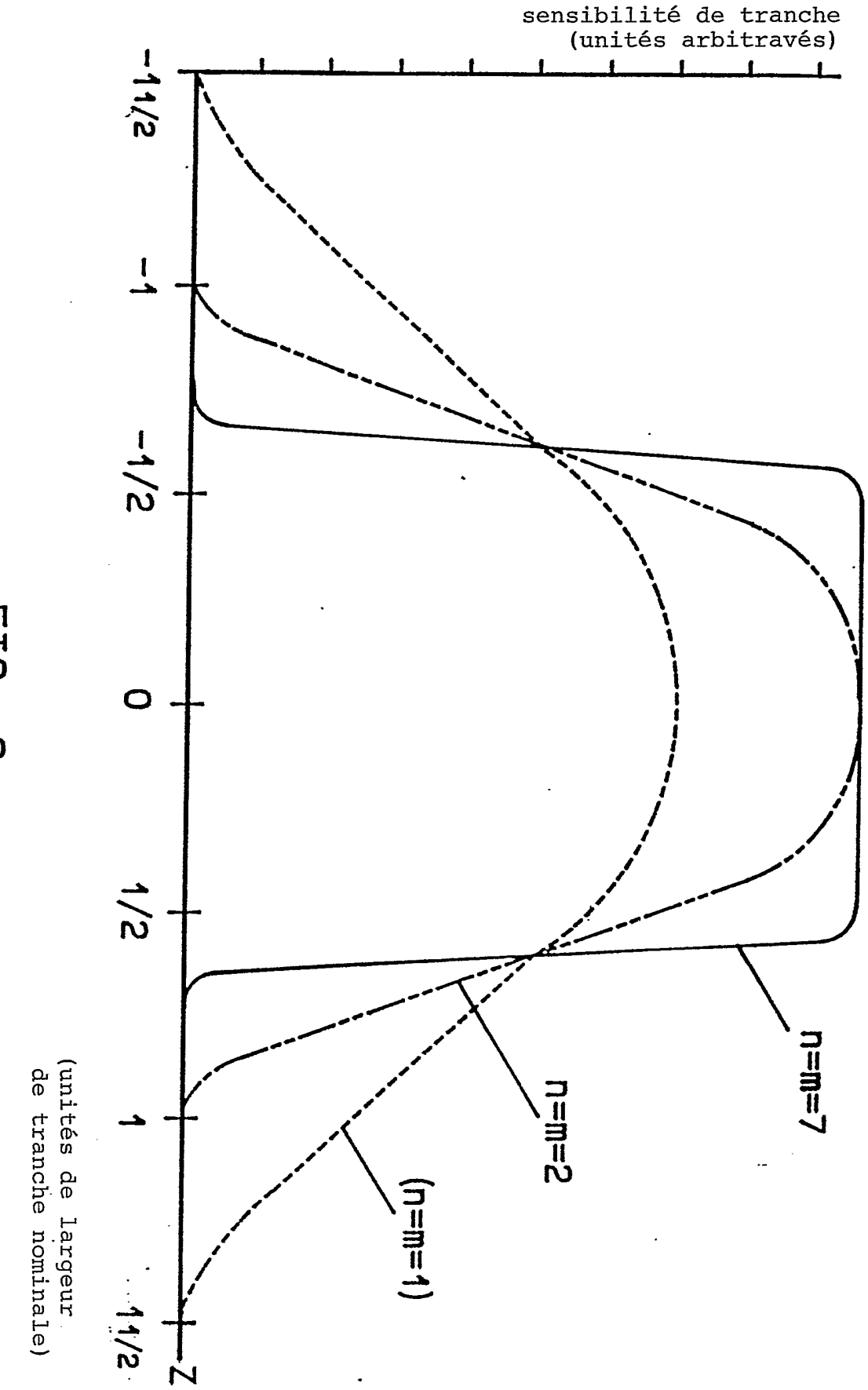

sensibilité de tranche
(unités arbitravés)
-1 1/2
-1
-1/2
0
1/2
1
1 1/2
Z
n=m=7
n=m=2
(n=m=1)
(unités de largeur
de tranche nominale)

FIG. 9.