(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 709 392**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : **93 15220**

(51) Int Cl[6] : H 04 N 5/31, 7/18, A 61 B 8/00

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) **Date de dépôt** : 17.12.93.

(30) **Priorité** : 24.12.92 GB 9226935; 01.03.93 GB 9304112.

(43) **Date de la mise à disposition du public de la demande :** 03.03.95 Bulletin 95/09.

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

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

(71) **Demandeur(s) :** *LONDON HEALTH ASSOCIATION (Owner and Operator of University Hospital)* — CA.

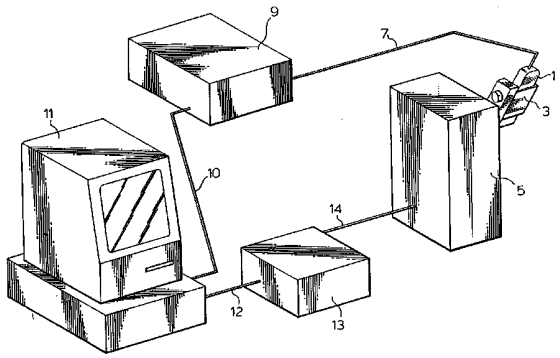
(72) **Inventeur(s) :** Fenster Aaron, Miller John et Tong Shidong.

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

(74) **Mandataire :** Cabinet Beau de Loménie.

(54) Système de formation d'images par ultrasons en trois dimensions.

(57) Un système de formation d'images par ultrasons en trois dimensions pour un organe humain comprend un assemblage (5) sur lequel une sonde par ultrasons (1) peut être montée, un moteur et un entraînement de moteur (13) pour soit faire tourner soit faire balayer la sonde (1) par rapport à l'organe humain et un ordinateur (11) pour exécuter un logiciel résident pour commander le déplacement de l'assemblage (5) afin de tourner ou de balayer la sonde. Des signaux ultrasonores en provenance de la sonde (1) sont traités via une machine par ultrasons clinique (9) pour générer de multiples images de l'organe. Le logiciel résident qui est exécuté sur l'ordinateur (11) collecte les images ultrasonores en deux dimensions de la machine par ultrasons clinique et reconstitue ces images pour former un affichage en trois dimensions qui peut être visualisé et manipulé en temps réel ou stocké en vue d'une recherche ultérieure.



FR 2 709 392 - A1

La présente invention concerne de façon générale un équipement de diagnostic médical et plus particulièrement, un système permettant d'imager par ultrasons en trois dimensions des organes humains tels que l'oeil, la prostate et d'autres organes qui conviennent pour la formation d'une image par ultrasons.

L'équipement de diagnostic par ultrasons clinique est bien connu dans les arts médicaux pour visualiser les organes internes de l'être humain. Par exemple, les ophtalmologues et les radiologues ont souvent besoin d'images de l'oeil pour mener des investigations quant aux maladies de l'oeil et pour effectuer des mesures volumétriques. Lors du diagnostic d'un cancer de la prostate, le médecin qui porte le diagnostic utilise des ultrasons transrectaux pour identifier si oui ou non des lésions sont présentes et détermine l'emplacement, la dimension et l'étendue des lésions. Cependant, ces dispositifs par ultrasons de l'art antérieur produisent seulement des images en deux dimensions tandis que les anatomies soumises à investigation sont en trois dimensions. Il s'ensuit que le médecin qui porte le diagnostic doit interpréter de multiples images et doit les intégrer dans sa tête pour développer une impression en trois dimensions de l'anatomie et de la pathologie en cours d'examen. Cette pratique, bien que routinière, est souvent consommatrice de temps et inefficace et crée la possibilité d'un diagnostic non optimal et d'une évaluation non optimale de la maladie.

Par ailleurs, l'image par ultrasons des imageurs en deux dimensions de l'art antérieur représente un unique plan d'une épaisseur d'approximativement 1 mm, selon un angle arbitraire dans le corps du patient. Ainsi, il est généralement difficile de localiser le plan image dans l'organe et il est très difficile de reproduire un emplacement d'image particulier ultérieurement.

Les systèmes imageurs par ultrasons de l'art antérieur comprennent typiquement une sonde permettant d'émettre des signaux ultrasonores dans le corps humain et de recevoir des signaux ultrasonores réfléchis depuis celui-ci et une machine par ultrasons clinique classique permettant de recevoir et de traiter des signaux ultrasonores analogiques en provenance de la sonde pour générer de multiples images de l'organe.

Un certain nombre de brevets ont été délivrés en ce qui concerne les sondes de l'art antérieur munies de détecteurs mécaniques internes. Les exemples de ces systèmes sont décrits dans les brevets des Etats-Unis d'Amérique suivants : 5 159 931 (Pini) ; 5 152 294 (Mochizuki et suivants) ; 4 819 650 (Goldstein) ; 4 841 979 (Dow et suivants) et 4 934 370 (Campbell).

Les systèmes de l'art antérieur sont également connus comme utilisant des codeurs pour déterminer la position des détecteurs et pour transmettre l'information à un ordinateur de commande. Des exemples de ces systèmes sont décrits dans les brevets des Etats-Unis d'Amérique suivants : 5 159 931 (Pini) ; 5 152 294 (Mochizuki et suivants) ; 4 932 414 (Coleman et suivants) ; 4 271 706 (Ledley) ; 4 341 120 (Anderson) ; 5 078 145 (Furuhata) ; 5 036 855 (Fry et suivants) : 4 858 613 (Fry et suivants) et 4 955 365 (Fry et suivants).

D'autres brevets ont été délivrés, lesquels permettent de disposer d'une information d'arrière-plan générale sur le sujet des systèmes imageurs par ultrasons cliniques. Le brevet des Etats-Unis d'Amérique n° 5 081 993 (Kitney et suivants) décrit une sonde intravasculaire destinée à être insérée à l'intérieur des vaisseaux sanguins. Elle incorpore un réseau de cristaux entourant un tube et elle génère une vue en coupe transversale. Le brevet des Etats-Unis d'Amérique n° 4 747 411 (Ledley) décrit un système imageur en trois dimensions qui nécessite l'utilisation de lunettes stéréoscopiques. Le brevet des Etats-Unis d'Amérique n° 4 899 318 (Schlumberger et suivants) et le brevet des Etats-Unis d'Amérique n° 4 028 934 (Sollish)

concernent des procédés spécifiques de visualisation stéréoscopique en trois dimensions d'objets. Le brevet des Etats-Unis d'Amérique n° 3 555 888 décrit une sonde comportant un monocristal et un moyen mécanique pour déplacer le monocristal. Le brevet des Etats-Unis d'Amérique n° 4 564 018 (Hutchinson et suivants) décrit un analyseur de diagnostic par ultrasons permettant de produire des signaux de pic et des signaux de comptage sensibles à la génération des signaux de pic pour identifier un paramètre perceptible à l'oeil. Les brevets des Etats-Unis d'Amérique n°s 4 594 662 ; 4 562 540 et 4 598 366 concernent une holographie en trois dimensions. Le brevet des Etats-Unis d'Amérique n° 4 866 614 (Tam) nous enseigne l'utilisation d'une pluralité de faisceaux par ultrasons stationnaires qui sont générés sur la base de multiples transducteurs. La demande de brevet PCT PCT/EP92/00410 (Technomed International) décrit une sonde de traitement insérée dans l'urètre et un moyen pour faire tourner et déplacer la sonde vers le haut et vers le bas sur un support.

Le brevet des Etats-Unis d'Amérique n° 4 932 414 (Coleman) est digne d'intérêt en ce qui concerne la description d'une extension des techniques de désintégration acoustique de calculs rénaux appliquées à l'oeil. Afin de voir ce qu'un chirurgien fait, une sonde imageuse par ultrasons est prévue pour balayer un volume de l'oeil, d'où une impression en trois dimensions lorsque le volume est balayé suffisamment rapidement. Cependant, le brevet de Coleman ne décrit pas un quelconque moyen permettant de reconstituer l'image en trois dimensions à partir de la multiplicité d'images en deux dimensions générées. En outre, le système de Coleman et suivants nous enseigne l'utilisation d'un codeur permettant de déterminer la position de la sonde.

Selon la présente invention, un système imageur par ultrasons en trois dimensions est proposé, lequel comprend un assemblage universel sur lequel une sonde par ultrasons peut être montée. L'assemblage incorpore un moteur et un

entraînement pour soit faire tourner soit balayer la sonde par rapport à l'organe soumis à investigation. Des signaux ultrasonores en provenance de la sonde sont traités via une machine par ultrasons clinique pour générer de multiples images de l'organe. Un ordinateur est prévu pour exécuter un logiciel résident afin de commander le déplacement de l'assemblage pour tourner ou balayer la sonde et pour collecter les images par ultrasons en deux dimensions en provenance de la machine par ultrasons clinique et pour reconstituer ces images pour former un affichage en trois dimensions.

Par essence, la présente invention peut être caractérisée par une nouvelle combinaison d'éléments anciens et d'éléments nouveaux dans laquelle la sonde par ultrasons et la machine par ultrasons clinique constituent des éléments connus et l'assemblage de sonde et l'ordinateur qui exécute un logiciel résident constituent les nouveaux éléments. Un avantage de la présente invention est qu'elle peut être adaptée à n'importe quels dispositifs de l'art antérieur et procédés de fabrication de sonde, ce qui allège l'exigence de l'art antérieur quant à des sondes sophistiquées comportant des détecteurs de déplacement interne, etc...

Une description détaillée des modes de réalisation particuliers ainsi que d'autres est proposée ci-après par report aux dessins annexés parmi lesquels :

la figure 1 représente la configuration d'un système imageur par ultrasons en trois dimensions selon la présente invention ;

la figure 2 est une vue en perspective d'un assemblage permettant de monter une sonde par ultrasons classique pour balayer l'oeil humain ou d'autres organes selon un premier mode de réalisation de l'invention ;

la figure 3 est une vue de côté de l'assemblage représenté sur la figure 2 ;

la figure 4 est une vue en perspective détaillée de l'assemblage représenté sur les figures 2 et 3 ;

la figure 5 est une vue en perspective (certaines parties ayant été ôtées) d'un assemblage de mise en rotation d'une sonde par ultrasons à amorçage en extrémité qui utilise une rotation axiale, selon un second mode de réalisation de la présente invention ;

la figure 6 est une vue en coupe de côté de l'assemblage représenté sur la figure 5 ;

la figure 7 est une vue en perspective (certaines parties ayant été ôtées) d'un assemblage permettant de déplacer une sonde par ultrasons à amorçage latéral qui utilise une rotation de secteur selon un troisième mode de réalisation de la présente invention ;

la figure 8A est une vue en perspective (certaines parties ayant été ôtées) d'un autre assemblage permettant de déplacer une sonde par ultrasons via une translation latérale selon un quatrième mode de réalisation de la présente invention ;

la figure 8B est une vue en coupe de côté de l'assemblage représenté sur la figure 8A ;

la figure 9 est un autre mode de réalisation d'un assemblage de sonde par ultrasons permettant de tourner la sonde via une rotation axiale ;

les figures 10A-10D représentent diverses géométries de déplacement de balayage de la sonde pour former une image de l'oeil conformément aux divers modes de réalisation d'assemblage de sonde par ultrasons ;

la figure 11 est un schéma fonctionnel qui représente une interconnexion fonctionnelle de divers modules de logiciel de la présente invention ;

les figures 12A et 12B sont des organigrammes qui représentent le fonctionnement du système imageur par ultrasons en trois dimensions de la présente invention ;

la figure 13 est un organigramme qui représente les détails des étapes de reconstitution et de visualisation du fonctionnement du système imageur en trois dimensions de la présente invention ;

la figure 14 est un organigramme qui représente les détails d'une reconstitution d'image en trois dimensions selon le mode de réalisation particulier ;

la figure 15 est un organigramme qui représente les détails des étapes de mappage de pixels du processus de reconstitution représenté sur la figure 14 ;

les figures 16A et 16B sont des schémas de reconstitution qui représentent une transformation d'une image d'entrée capturée respectivement au moyen d'une rotation axiale et d'une rotation de secteur ;

la figure 17 est un schéma de reconstitution qui représente de manière schématique une grille temporaire ;

les figures 18A et 18B sont des schémas de reconstitution qui représentent le calcul du contenu de la grille temporaire pour une image capturée au moyen d'une rotation axiale ;

les figures 19A et 19B sont des schémas de reconstitution qui représentent le calcul du contenu de la grille temporaire pour une rotation de secteur ;

les figures 20A et 20B sont des schémas de reconstitution qui représentent la création d'une liste de pixels de contribution dans la grille temporaire pour une image capturée au moyen d'une rotation axiale ;

les figures 21A et 21B sont des schémas de reconstitution qui représentent la création d'une liste de pixels de contribution dans la grille temporaire pour une image capturée au moyen d'une rotation de secteur ;

la figure 22 est un schéma de reconstitution qui représente une extraction d'une tranche d'une image résultante ; et

la figure 23 est un schéma de reconstitution qui représente le stockage du contenu de la grille temporaire dans un réseau de pixels de sortie formant une image en trois dimensions reconstituée.

Par report à la figure 1, la configuration globale du système imageur par ultrasons en trois dimensions de la présente invention est représentée. Une sonde par ultrasons classique 1 est tournée au moyen d'un support de sonde 3 qui fait partie d'un assemblage 5. L'assemblage 5 inclut également un moteur et un arbre de sortie pour déplacer le support 3 et la sonde associée 1 selon un balayage angulaire prédéterminé pour générer une pluralité d'images d'un organe (non représenté) en examen. Il est envisagé que le système de la présente invention puisse être utilisé pour produire des images par ultrasons en trois dimensions de l'oeil, de la prostate, de la poitrine d'une femme, du coeur, des artères et des veines, des reins, du foie ainsi que d'autres organes adaptés à une formation d'image par ultrasons. Les signaux analogiques en provenance de la sonde 1 sont transmis via une ligne de communication 7 pour être traités par une machine par ultrasons clinique classique 9. Les images multiples traitées sont transmises via une ligne de communication 10 depuis la machine par ultrasons 9 jusqu'à un ordinateur 11 qui incorpore typiquement un numériseur pour signal vidéo (non représenté). Les images en série en deux dimensions en provenance de la machine par ultrasons 9 sont ensuite reconstituées dans l'ordinateur 11 selon une unique image en trois dimensions destinée à être manipulée et affichée de façon interactive ou selon une séquence d'images en trois dimensions. L'ordinateur 11 génère également des signaux de commande pour un dispositif d'entraînement de moteur 13 via une ligne 12, lequel dispositif génère en réponse d'autres signaux de commande suivant une ligne 14 pour commander le fonctionnement de l'assemblage 5 afin de balayer la sonde 1.

Comme discuté ci-avant, selon un mode de réalisation de l'invention, des images de l'oeil humain sont balayées et reconstituées dans l'ordinateur 11. Par report à la figure 2, un assemblage 5 est représenté comme comprenant une plate-forme de support de tête 15 destinée à supporter la tête d'un patient P. Une plaque de base 17 est connectée à la plate-forme de support

15. Les positions horizontale et angulaire de la plaque 17 peuvent être réglées au moyen d'un écrou de réglage 19 qui est vissé sur une tige filetée (non représentée) qui traverse une fente de réglage 21 ménagée dans la plaque de base 17. Un élément de réglage vertical 23 abrite une tige filetée 25 à laquelle est connecté un bouton de réglage 27, au niveau d'un sommet de l'élément de réglage vertical 23 (voir figures 3 et 4). Une console 29 est connectée à l'élément de réglage vertical 23 et elle comporte un trou taraudé au travers duquel la tige filetée 25 passe de telle sorte que la hauteur de la console 29 puisse être réglée en faisant tourner le bouton 27.

Un moteur 31 est monté dans un châssis de moteur 33, lequel à son tour est connecté à la console 29. Le moteur 31 comprend typiquement un moteur pas à pas ainsi que des pignons réducteurs 35 et 37 et un arbre de sortie 39. Un bras de décalage 41 est connecté à l'arbre de sortie 39 au niveau d'une extrémité tandis que l'extrémité opposée du bras de décalage 41 est connectée au support de sonde 3.

En fonctionnement, le bras de décalage pivotant 41 est positionné de telle sorte que la sonde 1 soit placée fermement via un gel de couplage (voir figure 10) en une position adjacente à l'oeil du patient P. Une fois qu'une région de balayage souhaitée a été choisie, le moteur 31 est activé pour ainsi forcer le bras 41 à réaliser un balayage sur une région de balayage tandis que la sonde 1 balaye l'oeil afin d'obtenir une séquence d'images. Comme discuté de manière davantage détaillée ci-après, la séquence d'images est numérisée rapidement et est stockée dans l'ordinateur 11 (figure 1). De préférence, approximativement 100 images sont collectées lors d'un unique balayage d'une durée d'approximativement 10 secondes qui couvre un angle de balayage de sonde d'approximativement 30° (voir figure 3). Les images collectées sont ensuite reconstituées pour former une représentation volumétrique en trois dimensions de l'oeil qui peut ensuite être visualisée et manipulée en temps réel soit sur le moniteur de l'ordinateur 11 soit sur un moniteur à distance à

des fins de diagnostic. Comme discuté de manière davantage détaillée ci-après par report aux figures 10A et 10B, le mode de réalisation des figures 2-4 balaye un volume en trois dimensions de l'oeil qui a la forme d'un secteur de cylindre.

Par report aux figures 5 et 6, un autre mode de réalisation de l'assemblage est représenté, lequel permet de faire tourner axialement une sonde par ultrasons à émission en extrémité 51. Ainsi, le volume d'image balayé par la sonde 51 dans le mode de réalisation de la figure 5 est de forme générale cylindrique au lieu de se présenter selon la conformation d'un secteur comme dans le cas du mode de réalisation des figures 2-4. L'assemblage 53 comprend un boîtier externe qui contient un moteur 57 muni d'un arbre de sortie 59 s'étendant depuis une extrémité. La sonde 51 est maintenue fermement par un tambour 60 supporté par une paire de montants à roulement à billes 61 et 63. Des pignons réducteurs 65 et 67 sont respectivement connectés à l'arbre de sortie 59 et au tambour 60 et une courroie 69 transforme le déplacement de rotation de l'arbre de sortie 59 en une rotation similaire (mais réduite par pignon) du tambour 60 et par conséquent transforme également le déplacement tournant de la sonde 51 en un déplacement circulaire alterné selon l'un et l'autre sens, comme représenté par une flèche A.

Le mode de réalisation tournant axialement des figures 5 et 6 peut être utile pour balayer des organes internes tels que la prostate.

Par report au mode de réalisation de la figure 7, un assemblage est représenté, lequel permet de faire tourner une sonde par ultrasons à émission latérale 70. Ainsi, le volume d'image qui est balayé par la sonde 70 dans le mode de réalisation de la figure 7 présente de façon générale la conformation d'un secteur au lieu d'être cylindrique comme dans le mode de réalisation des figures 5 et 6. L'assemblage 71 comprend un dispositif de mise en rotation de sonde 72 et un moteur 73 comportant un arbre de sortie 74 s'étendant depuis une extrémité. La sonde 70 est maintenue fermement par un

tambour 75 supporté par une paire de montants à roulement à billes 76 et 77. Des pignons réducteurs 78 et 79 sont respectivement connectés à l'arbre de sortie 74 et au tambour 75 et une courroie 79a transforme le déplacement de rotation de l'arbre de sortie 74 en une rotation similaire (mais réduite par pignon) du tambour 75 et transforme également par conséquent le déplacement de rotation de la sonde 70 en un déplacement circulaire à la fois dans le sens des aiguilles d'une montre et dans le sens inverse des aiguilles d'une montre.

Le mode de réalisation de la figure 7 est également utile pour balayer des organes internes tels que la prostate.

Portons notre attention vers l'autre mode de réalisation des figures 8A et 8B sur lesquelles on peut voir un assemblage 80 qui est représenté comme comprenant un moteur 81 à l'intérieur d'un boîtier 82. Le moteur 81 inclut des pignons réducteurs, des courroies, etc... qui forcent un arbre de sortie 83 de celui-ci à tourner. Un bloc en forme de I 84 est monté sur l'arbre de sortie 83 via un trou taraudé de telle sorte que le bloc en forme de I 84 se déplace conformément à un déplacement linéaire suivant l'un ou l'autre sens, comme représenté par la flèche sur la figure 8A. Le support 3 de la sonde 1 est connecté au bloc en forme de I 84 via des vis 85 et 86. L'angle d'inclinaison de la sonde 1 par rapport au sens de déplacement peut être réglé via la vis 86.

Comme représenté sur la figure 8B, l'assemblage des figures 8A et 8B peut être utilisé pour collecter des images d'un organe interne ou des lésions telles que des tumeurs de la poitrine situées à l'intérieur du buste du patient P, une couche de gel de couplage 87 qui est dans une position intermédiaire entre la sonde 1 et le patient P étant représentée.

Observons maintenant encore un autre mode de réalisation de l'assemblage représenté sur la figure 9 sur laquelle on peut voir une sonde par ultrasons 91 destinée à former une image transoesophagéale du coeur. La sonde 91 est montée à l'intérieur d'un pignon annulaire 93, lequel à son tour s'engrène avec un

autre pignon réducteur 95 connecté à un moteur 97 via un arbre de sortie 99 de celui-ci. Suite à la mise en rotation de l'arbre de sortie sous la commande du moteur 97, les pignons 95 et 93 tournent, ce qui provoque la rotation de la sonde par ultrasons 91 en conséquence.

Bien que cinq modes de réalisation de l'assemblage aient été illustrés, pour une investigation en vue d'un diagnostic de l'oeil, de la prostate, du coeur, de la poitrine et d'autres organes internes, on peut envisager de concevoir des assemblages supplémentaires pour une évaluation clinique de la poitrine d'une femme, du coeur etc... Tous ces modes de réalisation sont considérés comme s'inscrivant dans le cadre de la présente invention.

Par report maintenant aux figures 10A-10D, diverses géométries de balayage sont représentées. Sur la figure 10A, le déplacement de balayage de la sonde 1 conduit à l'obtention d'une pluralité d'images en deux dimensions de l'oeil E conformées en une série de plans en forme d'éventail. Sur la figure 10B, la sonde 1 est séparée de l'oeil E par une fenêtre acoustique de gel G de telle sorte qu'un agencement en éventail d'images en deux dimensions soit collecté, l'axe de rotation étant à l'arrière l'oeil E. Le mode de rotation de la sonde représenté par les figures 10A et 10B est appelé ici rotation "sectorielle". Sur les figures 10C et 10D, l'axe de rotation est longitudinal de manière à assurer une rotation de 180° de la sonde 1. Le mode de rotation de sonde représenté par les figures 10C et 10D est appelé ici rotation "axiale".

Le procédé de reconstitution des images en trois dimensions pour les géométries des figures 10A et 10D fait l'objet d'une discussion davantage détaillée ci-après par report aux figures 14 à 23. Cependant, référence est tout d'abord faite au schéma fonctionnel de la figure 11 qui représente la fonctionnalité globale du système de la présente invention. Un interface utilisateur 1101 est prévu sous la forme d'une souris, d'un clavier ou de toute autre entrée sur l'ordinateur 11 (figure

1) et sous la forme d'un logiciel résident. Le logiciel qui opère à l'intérieur de l'ordinateur 11 est divisé en divers modules fonctionnels comme suit : module de balayage par ultrasons 1103, module de reconstitution de volume 1105 et module de visualisation de volume 1107. Dans le cas du balayage par ultrasons 1103, des commandes 1109 peuvent être envoyées pour commander l'assemblage de sonde (par exemple l'assemblage 5 des figures 2-4, l'assemblage 53 des figures 5 et 6 ou l'assemblage 71 des figures 7 et 8 via le contrôleur maître 13 (figure 1)). Une succession d'images en deux dimensions en provenance de la sonde par ultrasons 1 sont émises depuis la machine par ultrasons clinique 9 via une ligne 10 en tant qu'entrée 1111 sur le module de balayage par ultrasons 1103. Ces images analogiques sont numérisées via le module de balayage par ultrasons 1103 et sont stockées dans une mémoire d'ordinateur 1113. La mémoire d'ordinateur 1113 permet donc de stocker les images en deux dimensions numérisées via un transfert de données d'image dans un dispositif de stockage en fichier 1115 ou suite à la réception d'une commande utilisateur appropriée en provenance de l'interface 1101, les images en deux dimensions peuvent être reconstituées via le module de logiciel de reconstitution de volume 1105, comme discuté de manière davantage détaillée ci-après. Une fois que l'image en trois dimensions a été reconstituée dans le module 1105 et a été stockée dans la mémoire d'ordinateur 1113, suite à la réception de commandes utilisateur appropriées en provenance de l'interface utilisateur 1101, le module de visualisation de volume 1107 manipule la vue en perspective de l'image en trois dimensions reconstituée pour l'émettre en sortie sur un moniteur (sortie sur un module de moniteur 1117).

Selon le mode de réalisation particulier, les moteurs 31 (figure 4), 57 (figure 5), 73 (figure 7), 81 (figures 8A et 8B) et 97 (figure 9) sont des moteurs de précision qui font tourner leurs arbres respectifs moyennant une incrémentation ou vitesse angulaire constante. Ainsi, lorsque les images en deux

dimensions sont acquises, elles sont espacées également (c'est-à-dire soit selon des intervalles angulaires constants lorsque des géométries sectorielles ou axiales sont mises en oeuvre soit selon une distance constante dans le cas d'une géométrie linéaire). Dans certains cas, le moteur sélectionné peut inclure un codeur de position interne pour assurer une rotation de l'arbre à une vitesse angulaire constante. Un exemple d'un tel moteur qui a la préférence est le moteur pas à pas modèle C57-51 fabriqué par Compumotor (division de Parker Corporation).

Par report maintenant à la figure 12, suite au démarrage d'une procédure de formation d'image par ultrasons en trois dimensions typique (étape de début 1201), la sonde 1 est insérée à l'intérieur de l'assemblage d'analyseur (étape 1203), l'anatomie qui doit être balayée est positionnée (étape 1205) et une image de l'anatomie est placée dans une image digne d'intérêt (étape 1207). L'image digne d'intérêt est une image tirée sur le moniteur de sortie au moyen d'un programme de saisie d'image exécuté par l'ordinateur 11. Puis l'utilisateur confirme la couverture de l'anatomie au moyen d'une commande de balayage manuelle (étape 1209). Si l'anatomie est à l'extérieur de l'image digne d'intérêt, alors le traitement revient à l'étape 1207 et sinon (étape 1211), le traitement passe à une étape 1213 dans laquelle l'utilisateur fixe ou bloque l'assemblage de l'analyseur à sonde en place. Puis au niveau d'une étape 1215, un volume d'images est acquis et l'utilisateur peut revisualiser les images acquises au niveau d'une étape 1217. Si les données ont été acquises de façon incorrecte (étape 1219), la commande de processus revient à l'étape 1205. Sinon, la commande de processus passe à une étape 1221 au niveau de laquelle le volume acquis est sauvegardé et stocké dans la mémoire d'ordinateur (voir 1113 de la figure 11). Puis les étapes de reconstitution et de visualisation de l'image en trois dimensions sont mises en oeuvre (l'étape 1223 fait l'objet d'une discussion davantage détaillée par report aux figures 14-23). Si l'utilisateur souhaite réaliser un autre balayage en trois

dimensions (étape 1225), la commande de processus revient à l'étape 1205. Sinon, on sort de la procédure dont il est question (étape 1227).

Les étapes d'utilisation de l'algorithme de reconstitution et de visualisation qui fait l'objet d'une discussion davantage détaillée ci-après par report aux figures 14-23 sont représentées sur la figure 13 en commençant avec une étape de début 1301. Si l'utilisateur ne souhaite pas reconstituer une image en trois dimensions (étape 1303), alors l'utilisateur sort tout simplement du système (étape 1313). Sinon, le système reconstitue l'image en trois dimensions (étape 1305) et sauvegarde l'image reconstituée dans la mémoire d'ordinateur (étape 1307). L'utilisateur se voit alors conférer l'opportunité de visualiser l'image en trois dimensions (étape 1309). Si l'utilisateur ne choisit pas de visualiser l'image en trois dimensions, alors la commande de processus revient à l'étape 1303. Cependant, si l'utilisateur souhaite visualiser l'image en trois dimensions capturée et reconstituée, alors l'image est visualisée et les tranches d'image requises peuvent être extraites (étape 1311). Après visualisation de l'image en trois dimensions, on sort de la procédure dont il est question (étape 1313).

Par report maintenant aux figures 14-23, l'algorithme de reconstitution d'image en trois dimensions du module 1105 (figure 11) fait l'objet d'une discussion davantage détaillée. Après initialisation du module (étape 1401), un pile d'images en deux dimension I(x, y, z) est recherchée dans la mémoire d'ordinateur 1113 (étape 1403). La pile d'images I(x, y, z) est transformée en une image résultante R(x, y, z). Pour une reconstitution en rotation axiale (c'est-à-dire pour le mode de réalisation des figures 10C et 10D), la fonction de transformation est $f : (x, y, z) \rightarrow (x, z, y)$. Pour une reconstitution sectorielle, la transformation est effectuée par $f : (x, y, z) \rightarrow (z, y, C-x)$ où C est la dimension selon l'axe x de I(x, y , z)-1.

Si l'on considère la transformation de I(x, y, z) en R(x, y, z) pour une reconstitution sectorielle, afin d'accéder à une ligne verticale de l'image stockée dans la mémoire d'ordinateur 1113, la transformation est effectuée comme représenté sur la figure 16B afin d'assurer un accès aisé à chaque ligne verticale de chaque tranche d'image. La procédure la plus efficace pour accéder à chaque ligne verticale de l'image consiste à mettre en oeuvre ce processus dans le plan zy. Il s'ensuit que comme représenté sur la figure 16B, l'image est tournée de telle sorte que des images en deux dimensions dans le plan yz soient transformées dans le plan xy.

En ce qui concerne une rotation axiale (figure 16A), la même géométrie des images en deux dimensions est originellement stockée dans la mémoire d'ordinateur 1113 à l'exception du fait qu'au lieu d'accéder à des lignes verticales pour la reconstitution en trois dimensions, le système capture des lignes horizontales. Les tranches d'image en deux dimensions horizontales sont accédées de haut en bas du volume en trois dimensions plutôt que d'avant en arrière pour assurer une vitesse plus importante de reconstitution d'image moyennant le nombre le plus faible de calculs.

Les transformations de l'étape 1405 sont mises en oeuvre sur une base pixel par pixel en utilisant des méthodologies connues.

Au niveau d'une étape 1407, une grille temporaire T(x, y) est créée, laquelle doit être suffisamment grande pour stocker une tranche z de l'image reconstituée. La figure 17 représente une grille temporaire T(x, y) comprenant une pluralité de points de grille ou pixels 1701. La grille temporaire T(x, y) est utilisée pour bloquer une unique tranche z de l'image reconstituée, laquelle est représentée par un réseau en trois dimensions V(x, y, z).

Suite à la création de la grille temporaire T(x, y), tous les calculs d'ordinateur sont réalisés dans le plan x, y (c'est-à-dire sur des tranches z de l'image). La grille temporaire T(x, y) doit

être créée de manière à présenter des dimensions suffisamment importantes pour recevoir la création d'images plus grosses selon des géométries de rotation axiale. Pour chaque pixel contenu dans la grille temporaire T(x, y), le module doit trouver la coordonnée exacte dans la tranche originale de l'image résultante R(x, y, z) (c'est-à-dire que la couleur exacte ou le niveau de grille exact doit être calculé pour chaque pixel de T à partir de R).

Au niveau d'une étape 1409, pour chaque pixel p(x, y) de T(x, y), une liste L(x, y) de pixels de contribution est calculée dans l'image source à partir de laquelle chacun de ces pixels reçoit un niveau de gris, comme il est discuté de manière davantage détaillée ci-après par report à la figure 15. Les figures 18A et 18B représentent un calcul du contenu de la grille temporaire T(x, y) à partir d'une tranche z de l'image résultante R(x, y, z), la dimension x de A(x, y) étant n_1. Pour une rotation axiale, la géométrie est telle qu'il y a une ligne qui tourne selon un chemin circulaire afin de calculer l'emplacement original d'un pixel T et par conséquent, l'utilisation de coordonnées polaires est adoptée. En démarrant depuis l'origine, la distance radiale "r" par rapport au pixel et l'angle "a" sont calculés. Après que "r" et "a" sont calculés, un indexage est utilisé pour chaque tranche d'image de R puisque l'emplacement de la première ligne horizontale de l'image est connu. En utilisant l'angle "a", le module calcule où le pixel doit être placé dans R. Une fois que l'emplacement du pixel a été calculé, soit un "algorithme de voisin le plus proche" soit un algorithme de calcul de moyenne soit une fonction de pondération sont utilisés pour approximer le niveau de gris approprié pour le pixel. La flèche A de la figure 18B représente le sens selon lequel les images originales de I(x, y, z) sont capturées.

Les figures 19A et 19B représentent le calcul du contenu de la grille temporaire T(x, y) à partir de A(x, y) pour une reconstitution sectorielle.

Pour une rotation sectorielle, la géométrie est similaire à celle de la rotation axiale à ceci près que l'axe de rotation est à l'extérieur de l'image. Comme discuté ci-avant par report à la reconstitution axiale, le déplacement angulaire et la distance de chaque pixel sont calculés à partir de la première ligne de l'image. Cependant, une valeur plus faible de "r" que la distance réelle depuis le pixel jusqu'à l'axe de rotation est utilisée lors d'une reconstitution sectorielle puisqu'il n'est pas nécessaire d'étendre le rayon en retour jusqu'à l'axe de rotation. En utilisant des techniques algébriques linéaires bien connues, le vecteur établi au moyen des coordonnées polaires calculées peut être transformé de manière à présenter la même origine (c'est-à-dire qu'il est possible d'ignorer l'axe de rotation à l'extérieur du volume image).

Comme représenté sur les figures 20A, 20B, 21A et 21B, la liste L de $p(x_0, y_0)$ peut contenir certains des pixels voisins dans A(x, y) ou plus, en fonction du schéma adopté (c'est-à-dire le voisin le plus proche, le calcul de moyenne ou l'interpolation des voisins). Au niveau d'une étape 1411, le module demande si oui ou non toutes les tranches z de l'image en trois dimensions finale V(x, y, z) ont été construites. Si la réponse à la question est NON, alors une nouvelle tranche z A(x, y) est extraite de l'image résultante R(x, y, z) et le niveau de gris ou la couleur de chaque pixel T(x, y) de A(x, y) est calculée conformément à la liste L de ce pixel au moyen d'un voisin le plus proche, d'un calcul de moyenne ou d'une interpolation des pixels voisins (étape 1417).

Une fois que la liste des voisins a été calculée pour chaque pixel T, alors la totalité du volume en trois dimensions peut être reconstituée. En particulier, chaque tranche de R est accédée et une reconstitution est exécutée à raison d'une tranche à la fois conformément à la liste des voisins L. Après recherche de l'emplacement exact du pixel R, la liste L des pixels de contribution est calculée. Sur les figures 20A et 21A, l'emplacement des pixels est respectivement représenté pour

une rotation axiale et pour une rotation sectorielle. Un indexage est ensuite réalisé pour inverser la tranche z individuelle de R (appelée A), ce qui ramène la géométrie à une image conformée de façon rectangulaire (figures 20B et 21B). A ce niveau, la totalité des quatre voisins du pixel sont accédés pour déterminer le niveau de gris approprié ou de couleur appropriée pour le pixel sélectionné de T(x, y).

Sur la figure 22, la tranche z A(x, y) de R(x, y, z) est extraite et le calcul de l'étape 1417 est effectué pour calculer toutes les valeurs du plan qui contribuent, au moyen de l'image résultante R(x, y, z), au stockage dans le volume final. Après que toutes les tranches de R(x, y, z) sont passées en revue, on sort de la reconstitution dont il est question et le contenu de T(x, y) est stocké dans l'image en trois dimensions finale V(x, y, z).

Les étapes 1411-1419 sont ré-exécutées jusqu'à ce que toutes les tranches z de l'image en trois dimensions finale aient été reconstituées, après quoi on sort du module dont il est question (étape 1413).

Tournons-nous brièvement vers la figure 15 sur laquelle l'étape de mappage de pixels 1409 est représentée de manière davantage détaillée en tant que sous-module.

Le module est démarré au niveau d'une étape 1501 et ensuite, la procédure demande si oui ou non tous les pixels de la grille temporaire T(x, y) ont été traités (étape 1503).

Si cela n'est pas le cas, un pixel p(x, y) de la grille temporaire T(x, y) est retrouvé au niveau d'une étape 1505. Un mappage à partir de p(x, y) en coordonnées polaires p'(r, a) est calculé au niveau de l'étape 1507 en utilisant les techniques qui ont fait l'objet d'une discussion ci-avant par report aux figures 18A, 18B, 19A et 19B.

Puis une liste L(x, y) des pixels de contribution est créée dans l'image source conformément à p'(r, a) (étape 1509). La création de cette liste est représentée par report aux figures 20A et 20B pour une rotation axiale et par report aux figures 21A et 21B pour une reconstitution sectorielle.

La liste L(x, y) est ensuite stockée au niveau d'une étape 1511 et la commande de processus est retournée à l'interrogation de l'étape 1503. Une fois que tous les pixels de la grille temporaire T(x, y) ont été traités, on sort du sous-module au niveau d'une étape 1513.

Comme discuté ci-avant, une fois que la reconstitution est terminée et que le réseau d'images reconstituées V(x, y, z) a été stocké dans la mémoire d'ordinateur 1113, l'image peut être visualisée et manipulée d'une manière bien connue en utilisant le module de visualisation de volume 1107 (figure 11) (par exemple Analyse^{TM}).

D'autres modes de réalisation et modifications de l'invention sont possibles pourvu qu'ils s'inscrivent dans le cadre de l'invention.

REVENDICATIONS

1. Système par ultrasons en trois dimensions destiné à être utilisé avec une sonde par ultrasons classique (1) connectée à une machine par ultrasons clinique (9) et à un ordinateur (11) pour stocker une succession d'images en deux dimensions qui sont générées par ladite machine par ultrasons clinique et qui sont représentées par un réseau de pixels I(x, y, z), en réponse au déplacement de ladite sonde, le système étant caractérisé en ce qu'il comprend :

a) un assemblage (5) pour monter ladite sonde de telle sorte qu'elle soit adjacente à un organe qui doit être examiné et pour déplacer ledit assemblage de telle sorte que ladite sonde balaye ledit organe qui doit être examiné, de façon à obtenir la génération de ladite succession d'images en deux dimensions par ladite machine par ultrasons clinique (9) et le stockage dans ledit ordinateur (11) desdites images représentées par ledit réseau de pixels I(x, y, z) ; et

b) un moyen de contrôleur (13) prévu dans ledit ordinateur pour (i) contrôler le déplacement dudit assemblage (5) de telle sorte que ladite sonde balaye un volume prédéterminé dudit organe qui doit être examiné et pour (ii) reconstituer lesdites images en deux dimensions représentées par ledit réseau de pixels I(x, y, z) afin de former une image en trois dimensions reconstituée représentée par un réseau de pixels de sortie V(x, y, z).

2. Système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 1, caractérisé en ce que ledit assemblage inclut en outre :

c) un moyen de moteur (31, 57) comportant un arbre de sortie qui tourne autour d'un axe de rotation de celui-ci sous la commande dudit moyen de contrôleur ; et

d) un moyen d'adaptateur (41, 53) pour monter ladite sonde en une position prédéterminée par rapport audit axe de

rotation de telle sorte que ladite sonde balaye ledit volume prédéterminé dudit organe qui doit être examiné suite à la rotation dudit arbre de sortie.

3. Système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 2, caractérisé en ce que le moyen d'adaptateur (53) est connecté audit arbre de sortie (51) parallèlement audit axe de rotation de telle sorte que ledit volume prédéterminé soit un cylindre.

4. Système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 2, caractérisé en ce que ledit moyen d'adaptateur (41) est connecté audit arbre de sortie (39) perpendiculairement audit axe de rotation de telle sorte que ledit volume prédéterminé soit un secteur cylindrique.

5. Système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 2, caractérisé en ce que ledit moyen d'adaptateur (84) est connecté audit arbre de sortie (83) pour être translaté longitudinalement dessus de telle sorte que ledit volume prédéterminé soit un parallélépipède.

6. Système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 3, caractérisé en ce que ledit moyen de contrôleur comprend en outre :

e) un moyen pour transformer ledit réseau I(x, y, z) en un réseau résultant R(x, y, z) conformément à la transformation $f : (x, y, z) \rightarrow (x, z, y)$;

f) un moyen pour créer une grille temporaire T(x, y) pour stocker une unique tranche z de ladite image en trois dimensions reconstituée ;

g) un moyen pour calculer une liste L de pixels de contribution à partir d'une tranche z A(x, y) du réseau résultant R(x, y, z) pour chaque pixel p(x, y) de T(x, y) et pour stocker en réponse ladite liste L ;

h) un moyen pour extraire successivement des tranches z A(x, y) dudit réseau résultant R(x, y, z) ;

i) un moyen pour calculer soit un niveau de gris soit une couleur pour chaque pixel p(x, y) de T(x, y) à partir de A(x, y)

conformément à la liste L pour chaque dit pixel p(x, y) et pour stocker soit le niveau de gris soit la couleur pour chaque dit pixel p(x, y) dans ladite grille temporaire T(x, y) ; et

h) un moyen pour stocker le contenu de ladite grille temporaire T(x, y) dans ledit réseau de pixels de sortie V(x, y, z).

7. Système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 6, caractérisé en ce que ledit moyen de calcul de ladite liste L comprend en outre :

j) un moyen pour retrouver chaque dit pixel p(x, y) ;

k) un moyen pour convertir p(x, y) en une coordonnée polaire p'(r, a) ;

l) un moyen pour créer ladite liste L de pixels de contribution conformément à p'(r, a) ; et

m) un moyen pour stocker L.

8. Système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 6, caractérisé en ce que ledit moyen de calcul dudit niveau de gris comprend en outre soit un moyen pour réaliser un calcul de moyenne, soit un moyen d'interpolation soit un moyen pour sélectionner celui desdits pixels de contribution qui est le plus proche de chaque dit pixel p(x, y).

9. Système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 4, ledit moyen de contrôleur étant caractérisé en ce qu'il comprend en outre :

e) un moyen pour transformer ledit réseau I(x, y, z) en un réseau résultant R(x, y, z) conformément à la transformation f : (x, y, z) → (z, y, C-x) où C est la dimension x de I(x, y, z) moins 1 ;

f) un moyen pour créer une grille temporaire T(x, y) pour stocker une unique tranche z de ladite image en trois dimensions reconstituée ;

g) un moyen pour calculer une liste L de pixels de contribution à partir d'une tranche z A(x, y) du réseau résultant R(x, y, z) pour chaque pixel p(x, y) de T(x, y) et pour stocker en réponse ladite liste L ;

h) un moyen pour extraire des tranches z successives A(x, y) dudit réseau résultant R(x, y, z) ;

i) un moyen pour calculer soit un niveau de gris soit une couleur pour chaque pixel p(x, y) de T(x, y) à partir de A(x, y) conformément à la liste L pour chaque dit pixel p(x, y) et pour stocker soit le niveau de gris soit la couleur pour chaque dit pixel p(x, y) dans ladite grille temporaire T(x, y) ; et

j) un moyen pour stocker les contenus de ladite grille temporaire T(x, y) dans ledit réseau de pixels de sortie V(x, y, z).

10. Système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 9, caractérisé en ce que ledit moyen de calcul de ladite liste L comprend en outre :

k) un moyen pour retrouver chaque dit pixel p(x, y) ;

l) un moyen pour convertir p(x, y) en une coordonnée polaire p'(r, a) ;

m) un moyen pour créer ladite liste L de pixels de contribution conformément à p'(r, a) ; et

n) un moyen pour stocker L.

11. Système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 9, caractérisé en ce que ledit moyen de calcul dudit niveau de gris comprend en outre soit un moyen de calcul de moyenne soit un moyen d'interpolation soit un moyen pour sélectionner un pixel desdits pixels de contribution qui est le plus proche de chaque dit pixel p(x, y).

12. Un système de formation d'images de l'oeil comprenant un système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 1.

13. Un système de formation d'images de l'oeil comprenant un système par ultrasons en trois dimensions selon les revendications 2 et 3.

14. Un système de formation d'images de l'oeil comprenant un système par ultrasons en trois dimensions selon les revendications 2 et 4.

15. Un système de formation d'images de la prostate comprenant un système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 1.

16. Un système de formation d'images de la prostate comprenant un système par ultrasons en trois dimensions selon les revendications 2 et 3.

17. Un système de formation d'images d'une poitrine de femme comprenant un système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 1.

18. Un système de formation d'images d'une poitrine de femme comprenant un système par ultrasons en trois dimensions selon les revendications 2 et 5.

19. Un système de formation d'images du coeur comprenant un système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 1.

20. Un système de formation d'images du coeur comprenant un système par ultrasons en trois dimensions selon les revendications 2 et 3.

21. Un système de formation d'images des artères et des veines comprenant un système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 1.

22. Un système de formation d'images des artères et des veines comprenant un système par ultrasons en trois dimensions selon les revendications 2 et 5.

23. Un système de formation d'images du rein comprenant un système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 1.

24. Un système de formation d'images du rein comprenant un système par ultrasons en trois dimensions selon les revendications 2 et 5.

25. Un système de formation d'images du foie comprenant un système par ultrasons en trois dimensions selon la revendication 1.

26. Un système de formation d'images du foie comprenant un système par ultrasons en trois dimensions selon les revendications 2 et 5.

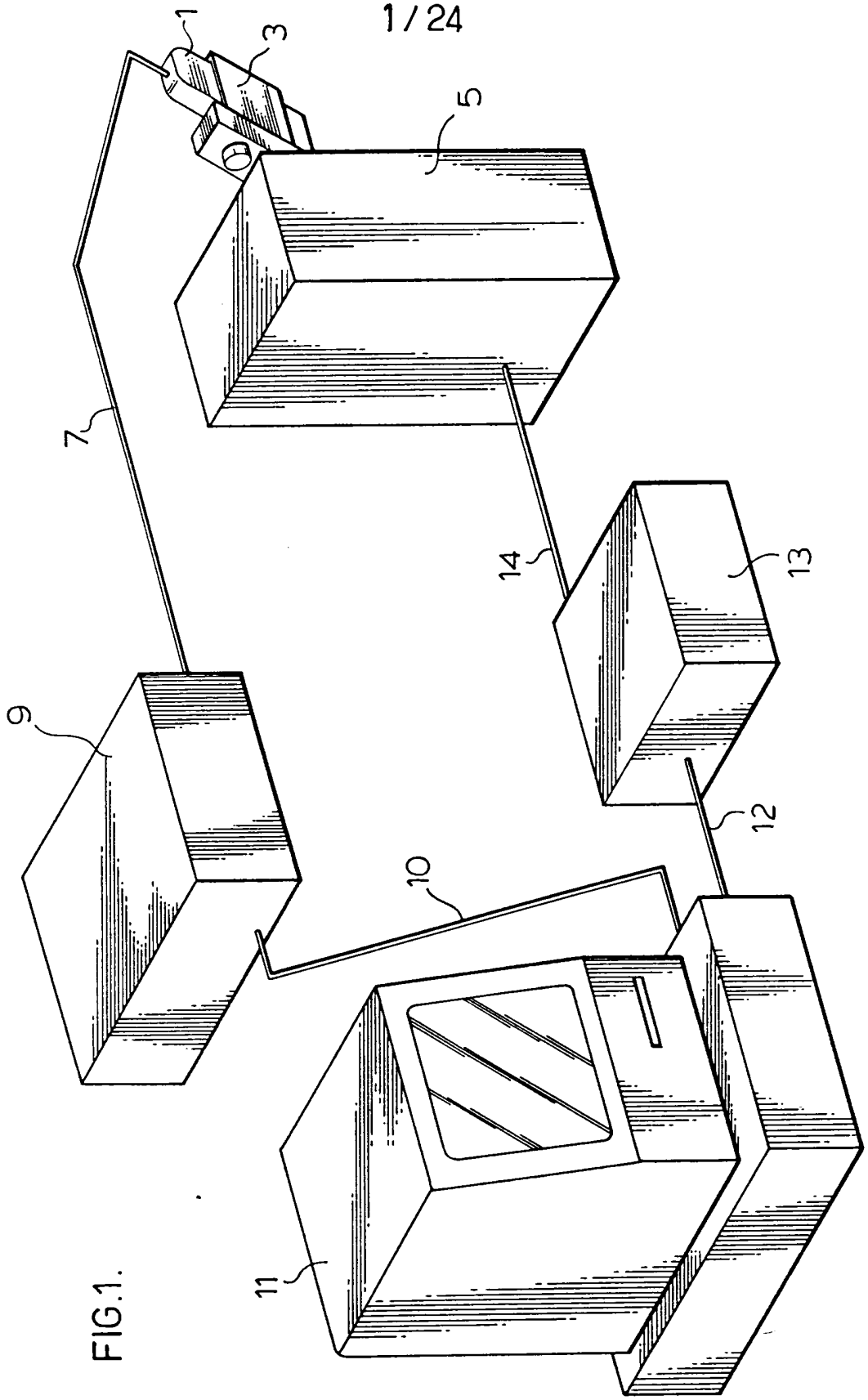


FIG.1.

FIG. 2.

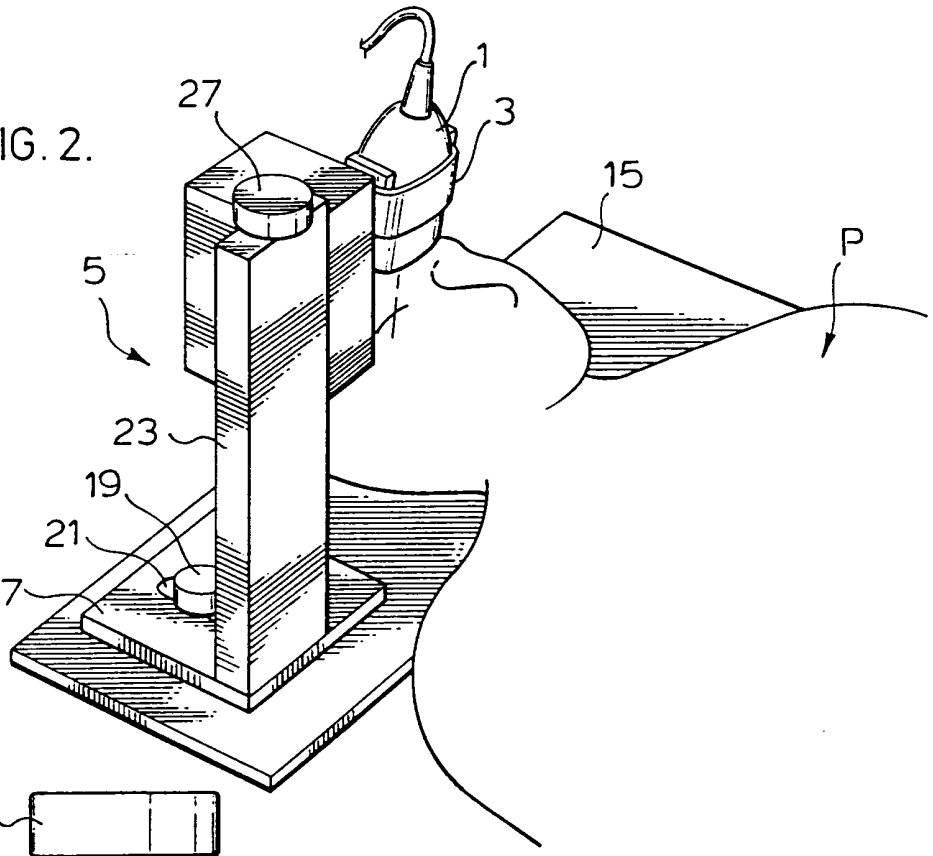


FIG. 3.

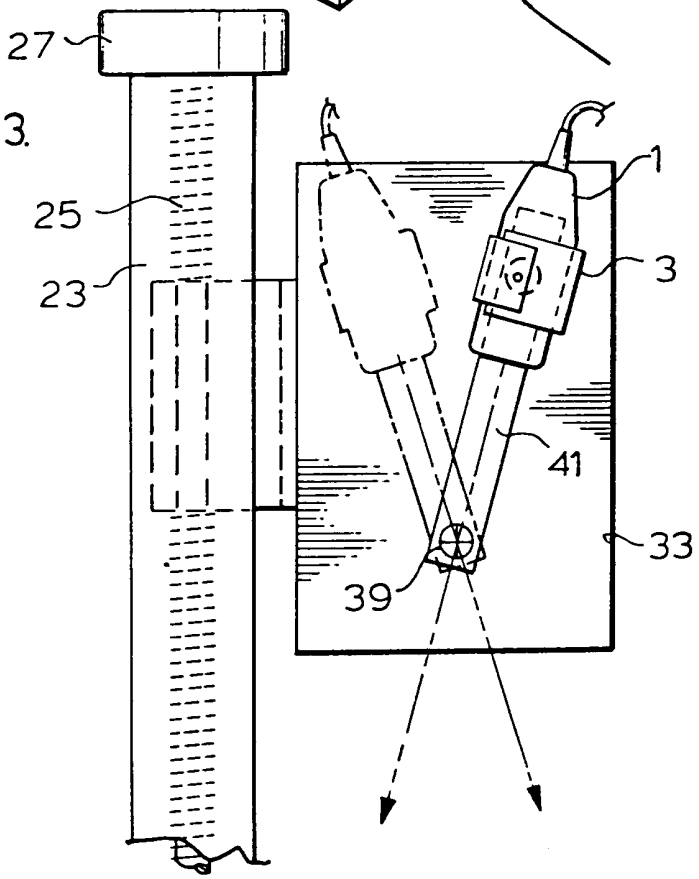
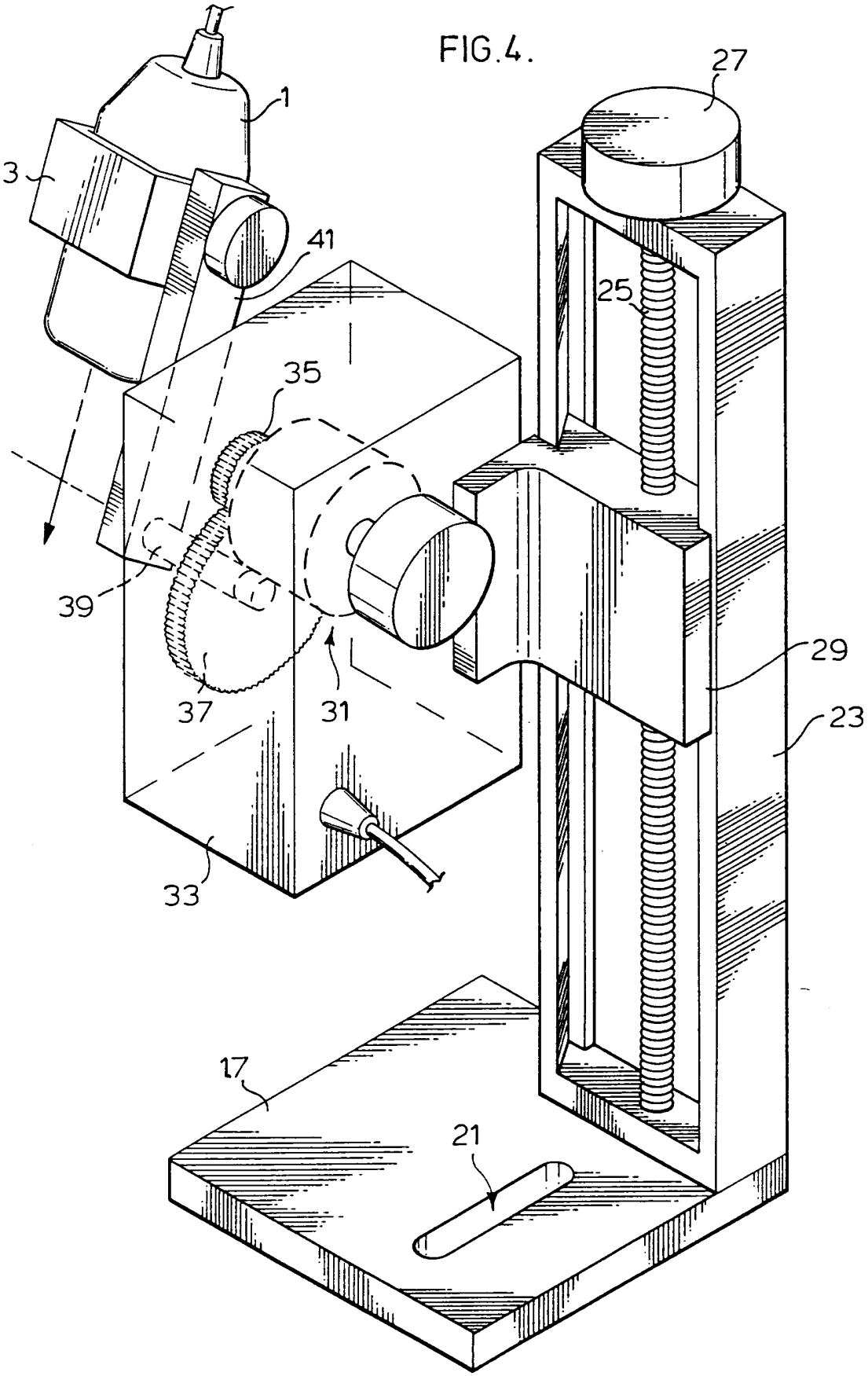


FIG.4.



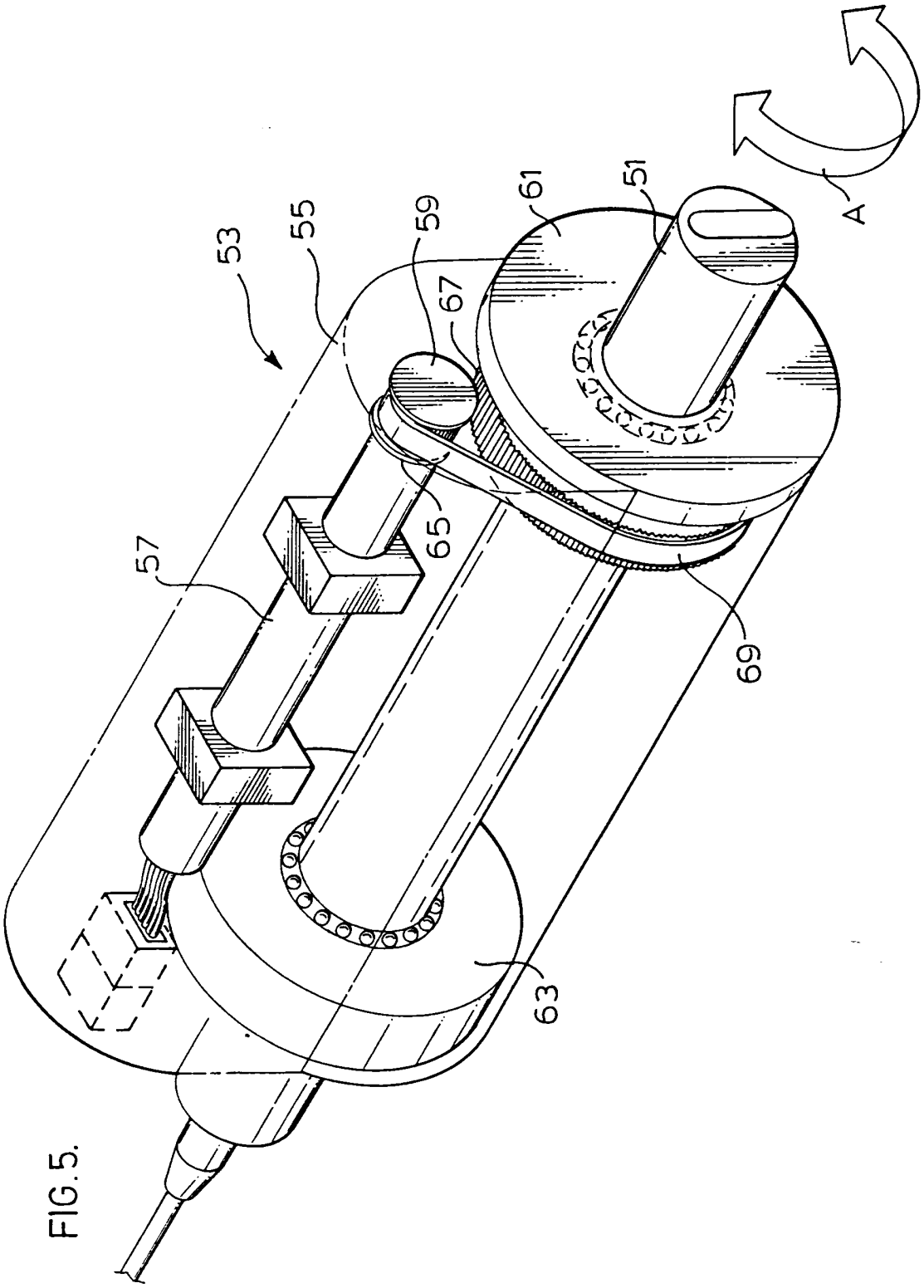


FIG.5.

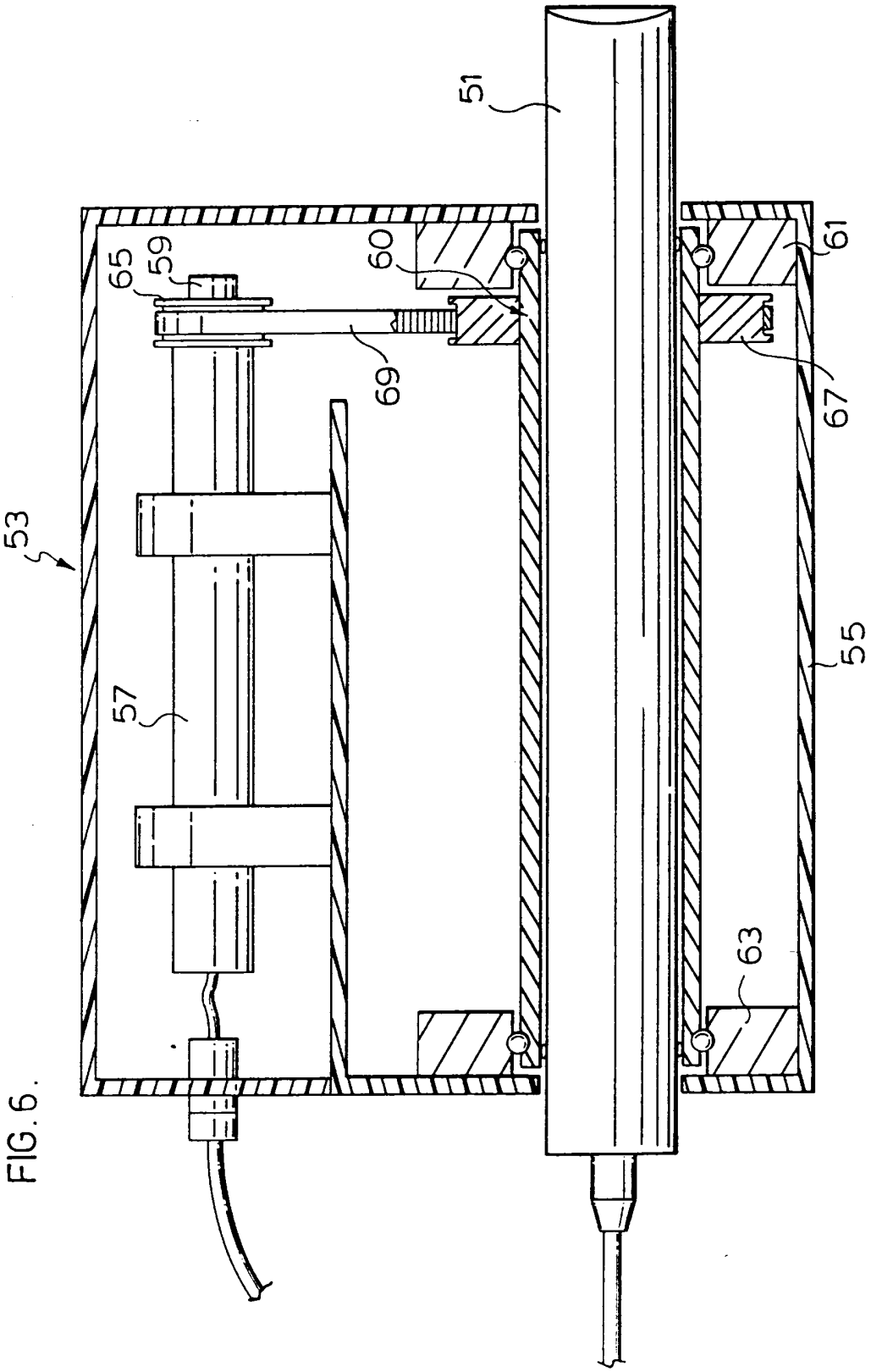


FIG. 6.

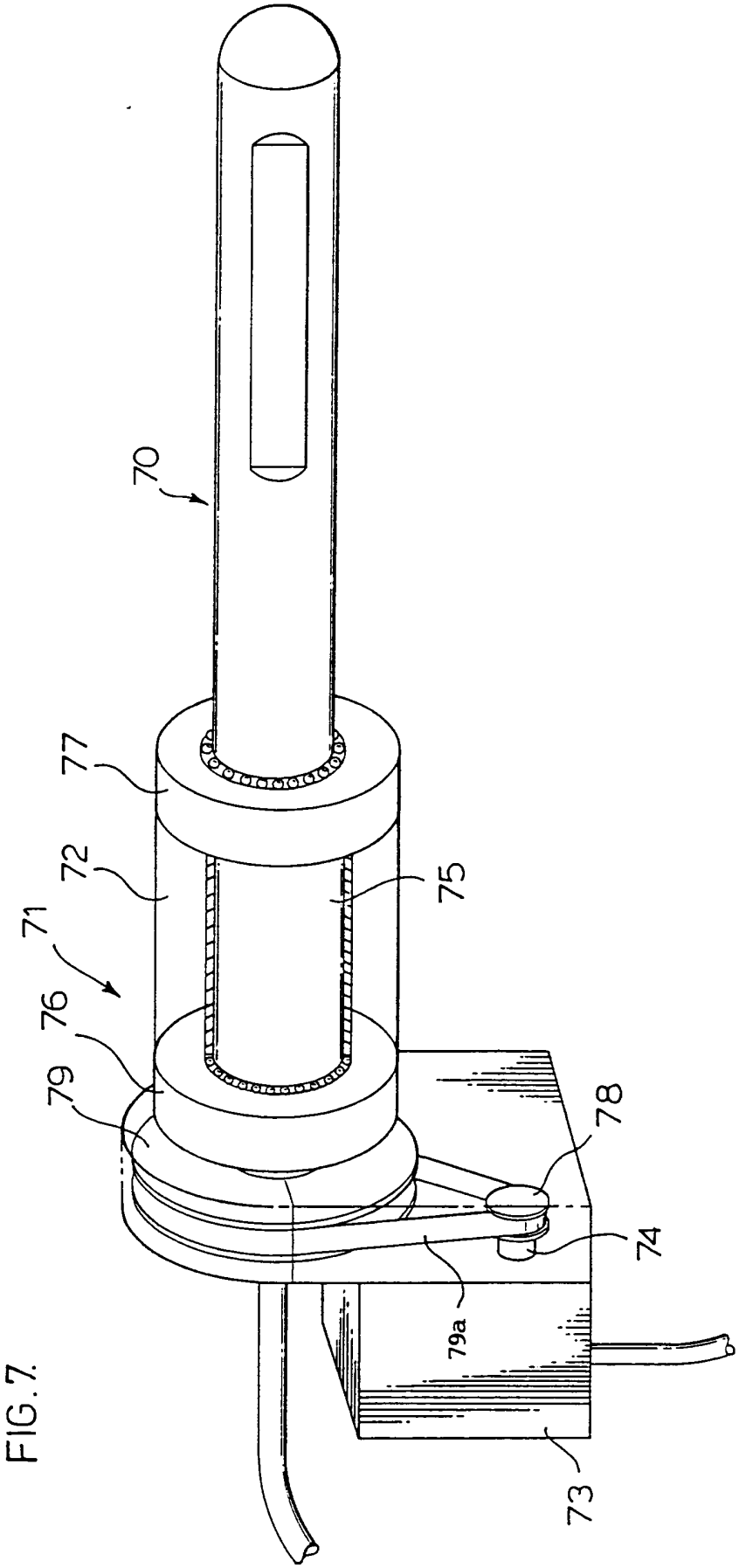


FIG.7.

FIG. 8A.

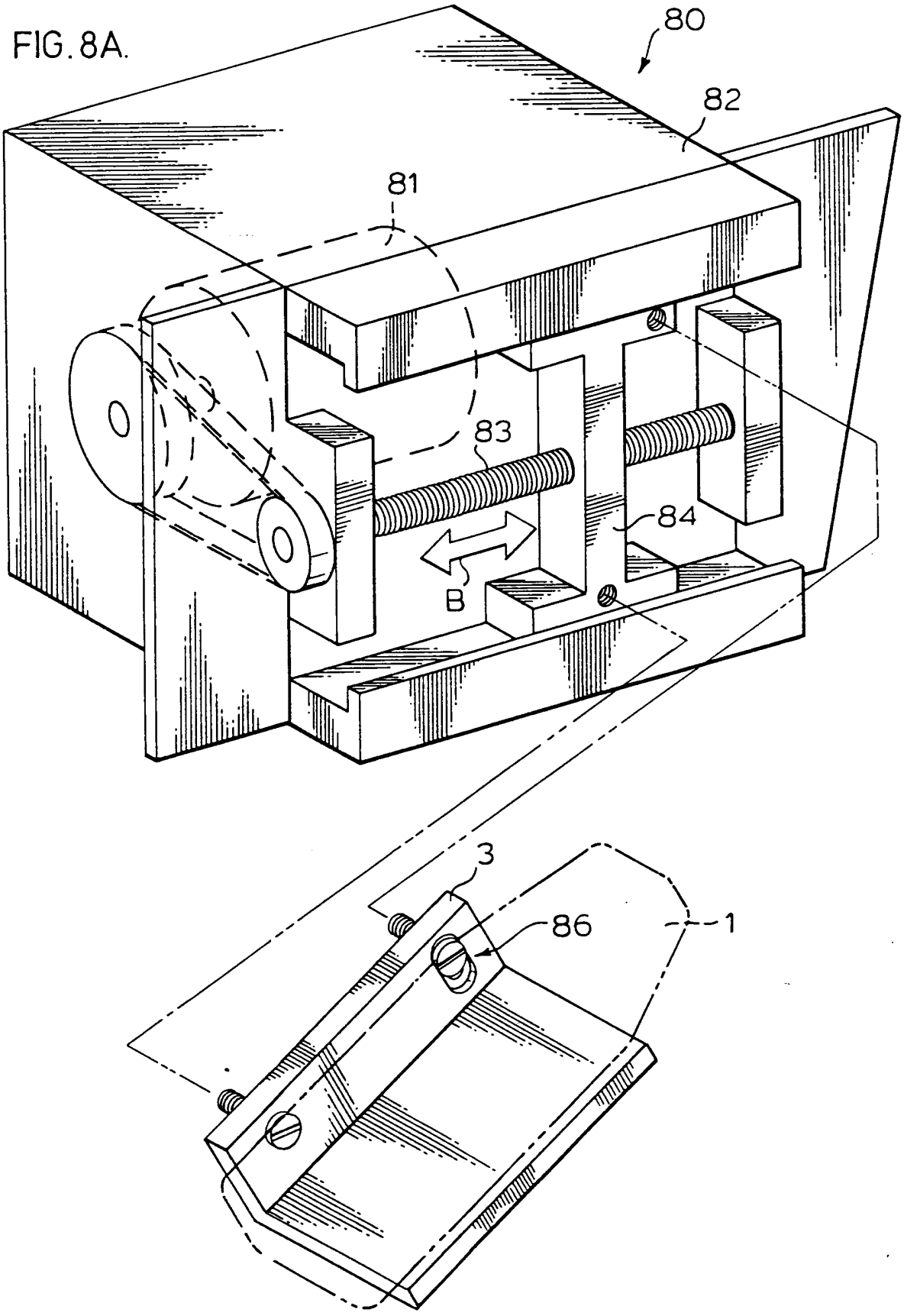


FIG.8B.

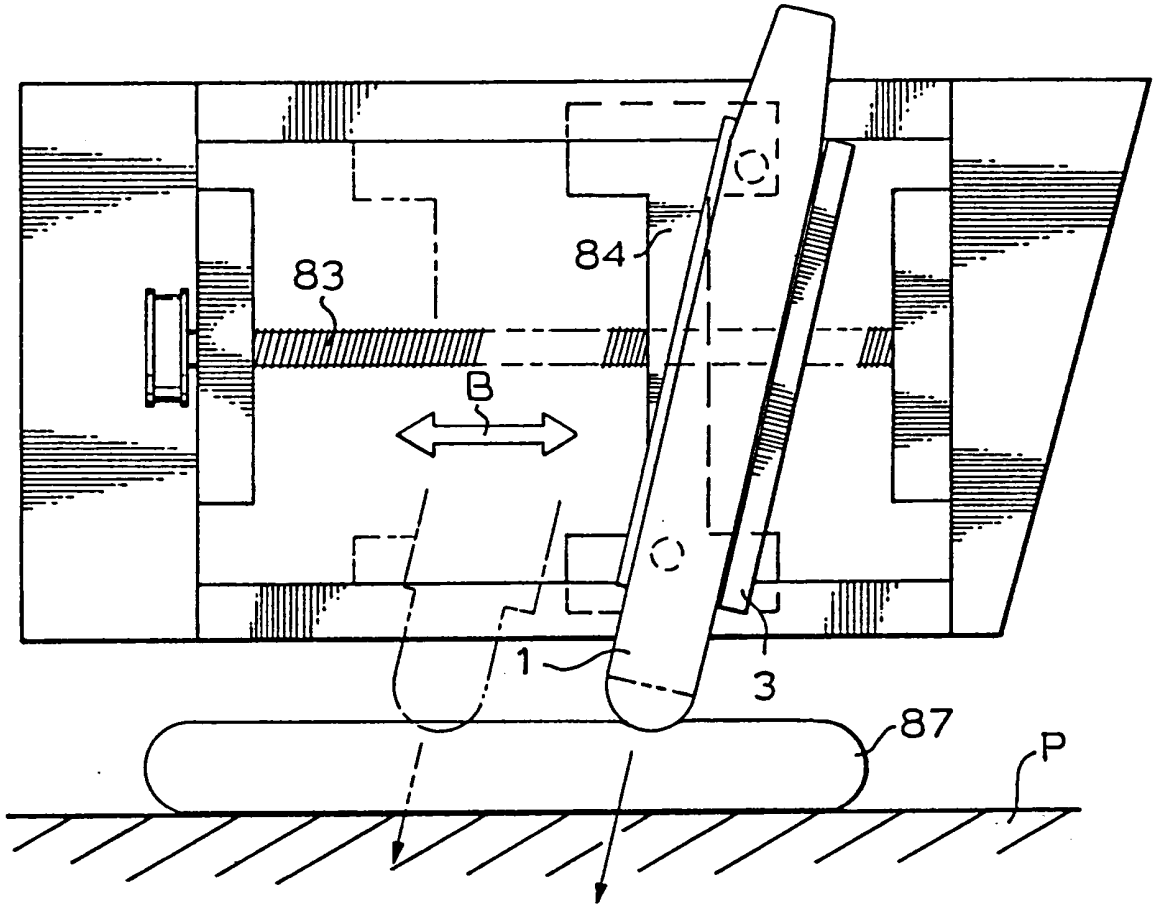


FIG.9.

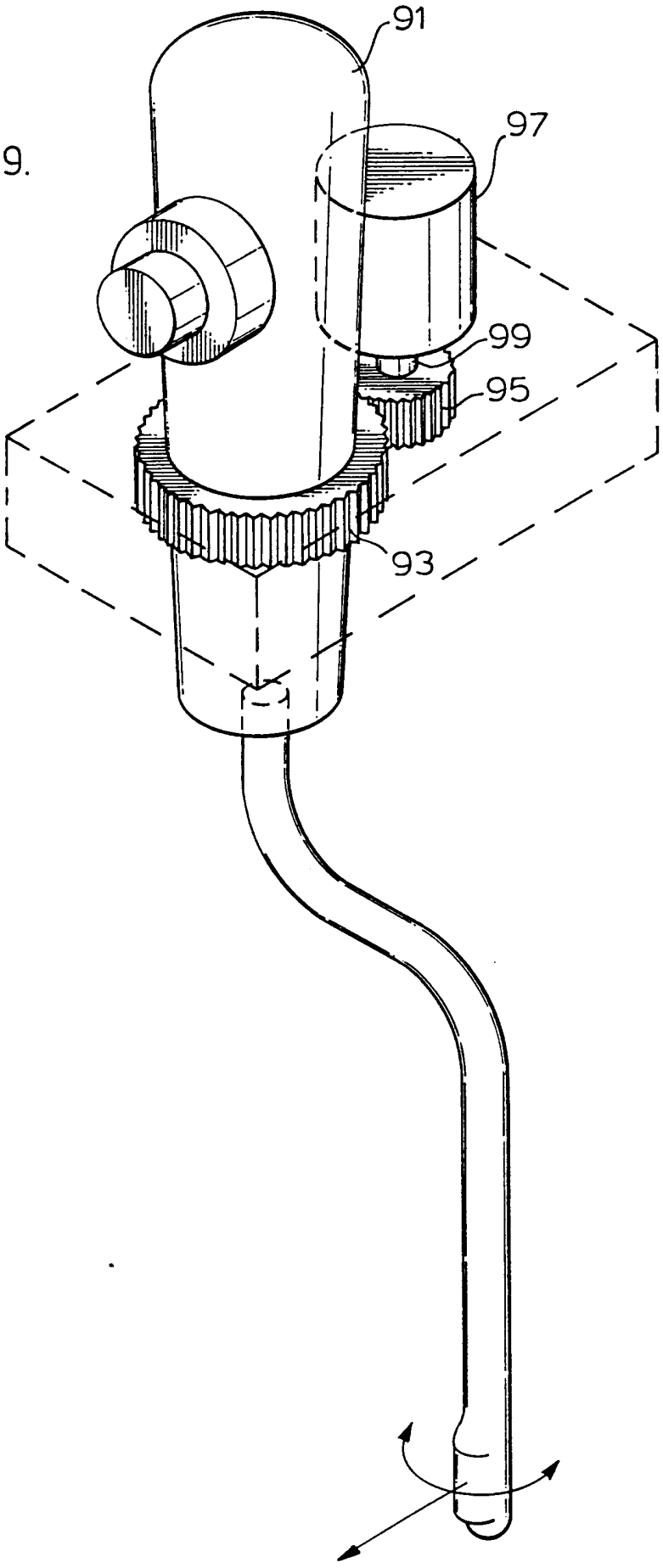


FIG. 10A.

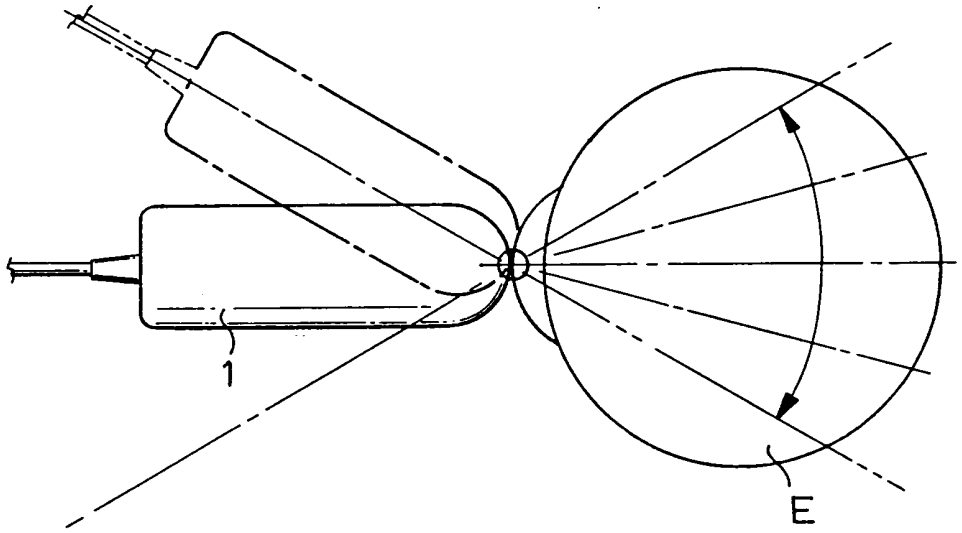


FIG. 10B.

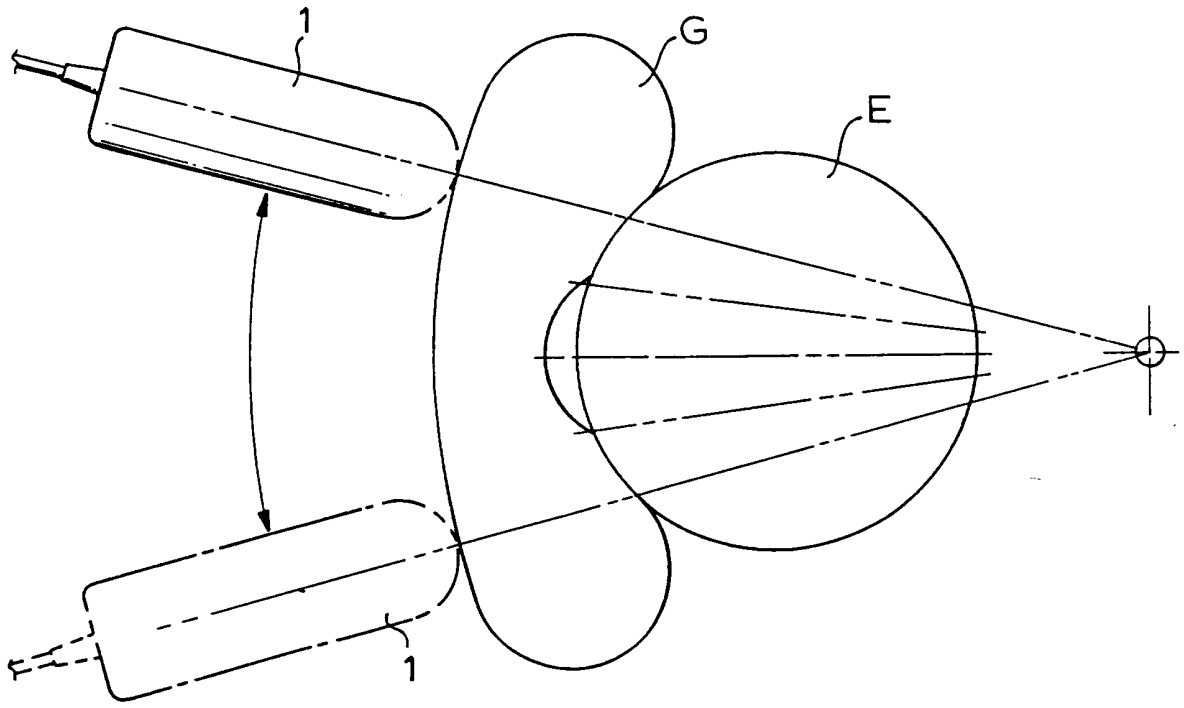


FIG.10C.

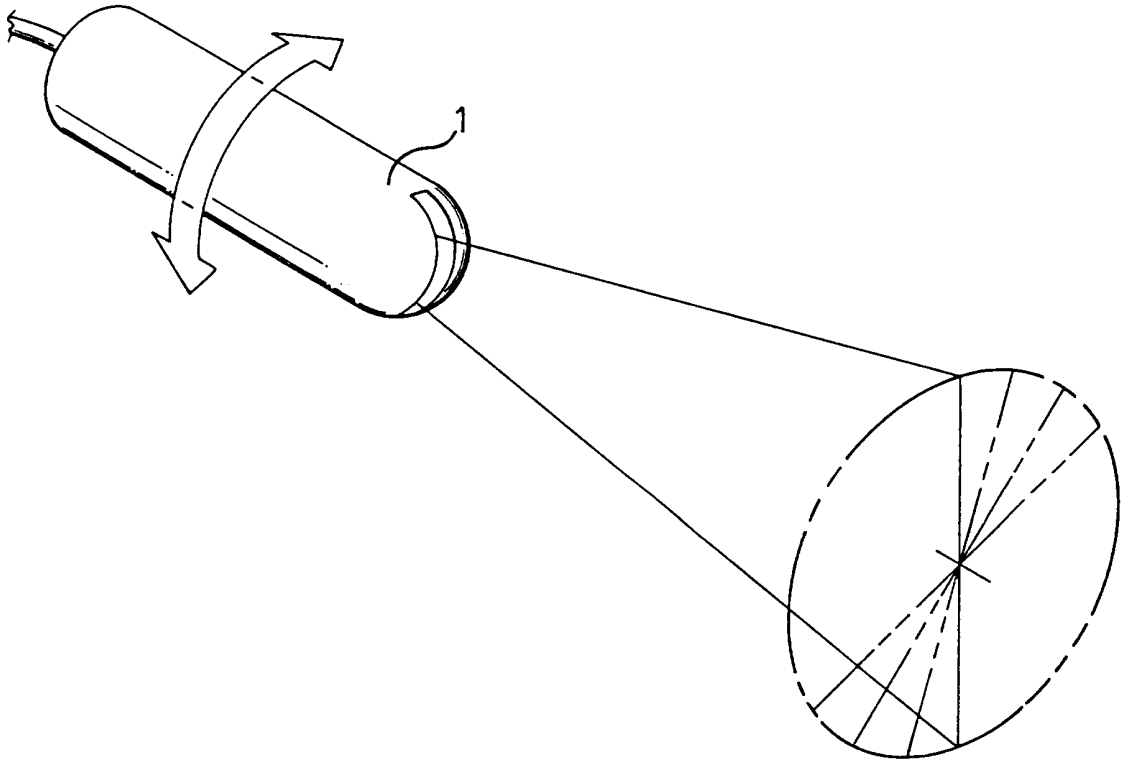
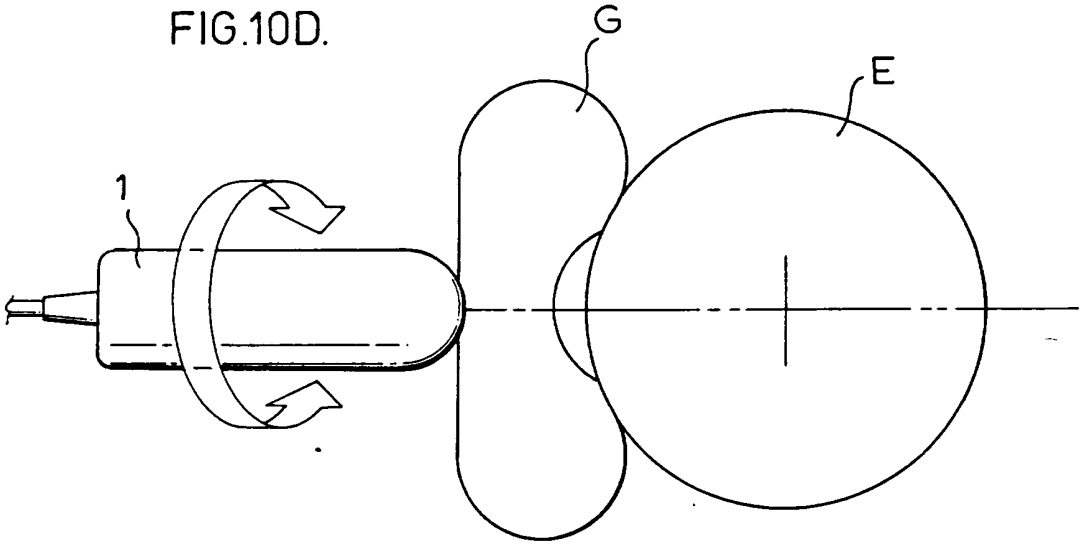


FIG.10D.



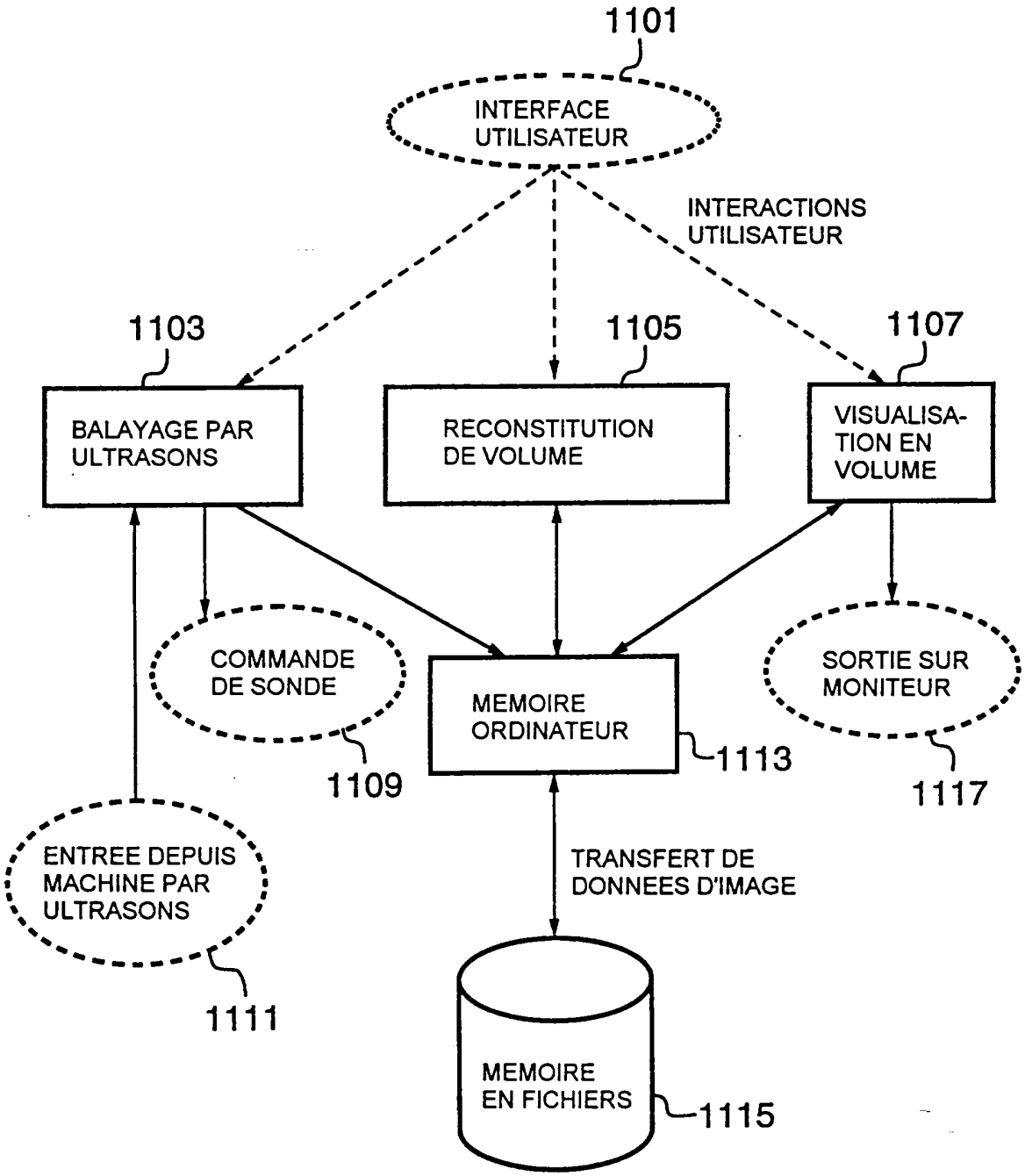

1101
INTERFACE UTILISATEUR
INTERACTIONS UTILISATEUR
1103
1105
1107
BALAYAGE PAR ULTRASONS
RECONSTITUTION DE VOLUME
VISUALISA-TION EN VOLUME
COMMANDE DE SONDE
MEMOIRE ORDINATEUR
SORTIE SUR MONITEUR
1109
1113
1117
ENTREE DEPUIS MACHINE PAR ULTRASONS
TRANSFERT DE DONNEES D'IMAGE
1111
MEMOIRE EN FICHIERS
1115

FIG.11.

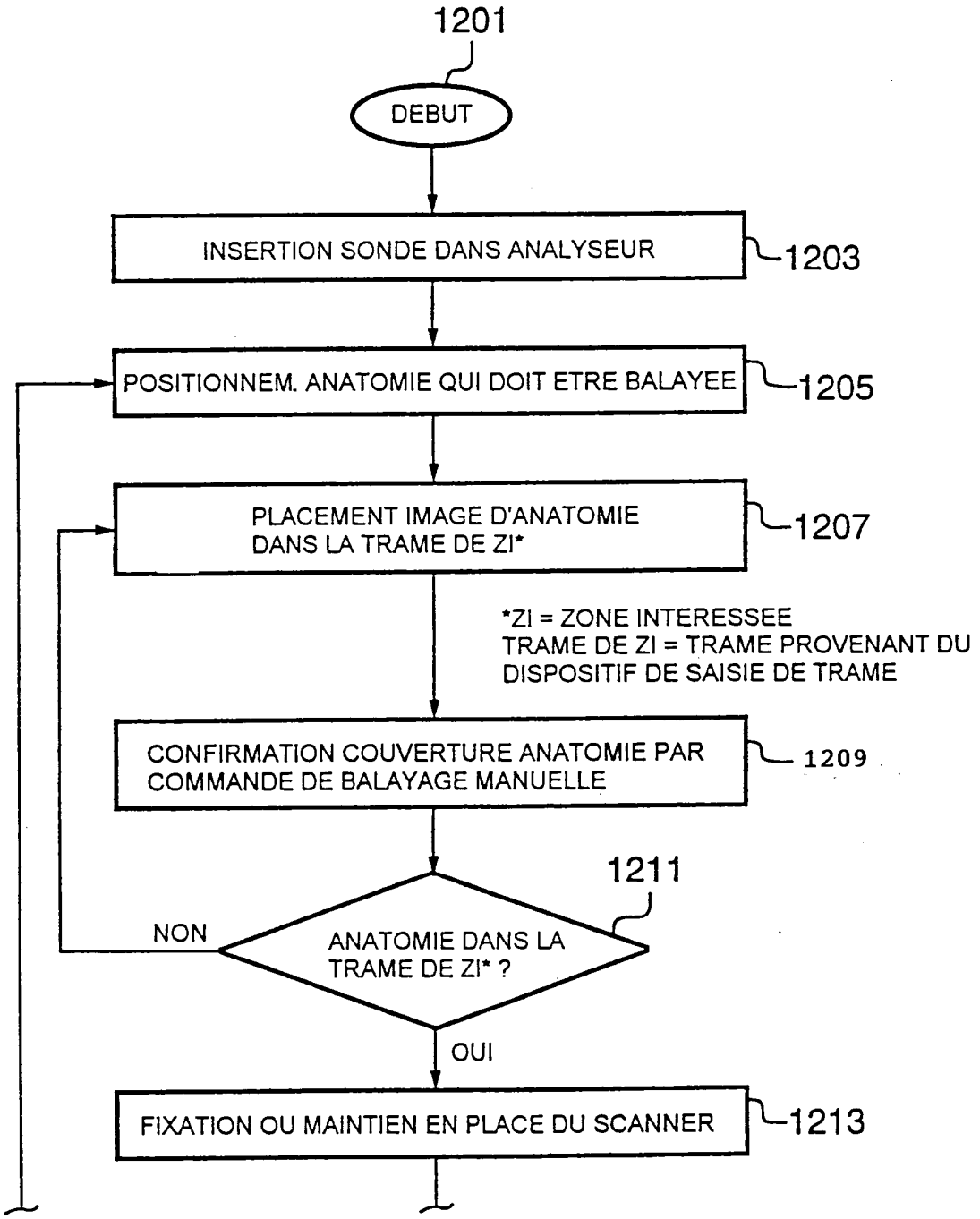

1201
DEBUT
INSERTION SONDE DANS ANALYSEUR
1203
POSITIONNEM. ANATOMIE QUI DOIT ETRE BALAYEE
1205
PLACEMENT IMAGE D'ANATOMIE DANS LA TRAME DE ZI*
1207
*ZI = ZONE INTERESSEE
TRAME DE ZI = TRAME PROVENANT DU DISPOSITIF DE SAISIE DE TRAME
CONFIRMATION COUVERTURE ANATOMIE PAR COMMANDE DE BALAYAGE MANUELLE
1209
1211
NON
ANATOMIE DANS LA TRAME DE ZI* ?
OUI
FIXATION OU MAINTIEN EN PLACE DU SCANNER
1213

FIG.12A.

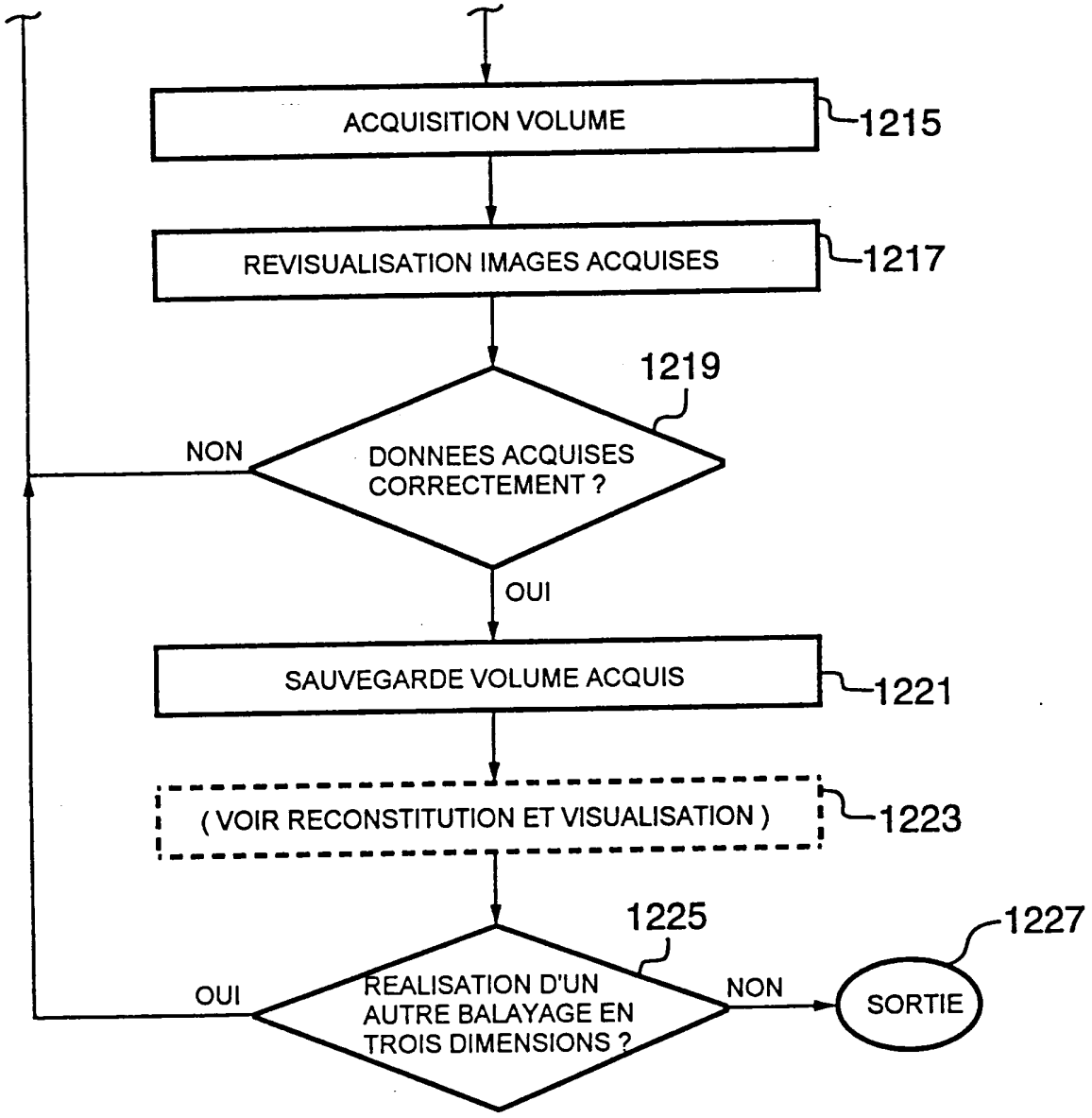

ACQUISITION VOLUME
1215
REVISUALISATION IMAGES ACQUISES
1217
1219
DONNEES ACQUISES CORRECTEMENT ?
NON
OUI
SAUVEGARDE VOLUME ACQUIS
1221
(VOIR RECONSTITUTION ET VISUALISATION)
1223
1225
REALISATION D'UN AUTRE BALAYAGE EN TROIS DIMENSIONS ?
OUI
NON
SORTIE
1227

FIG.12B.

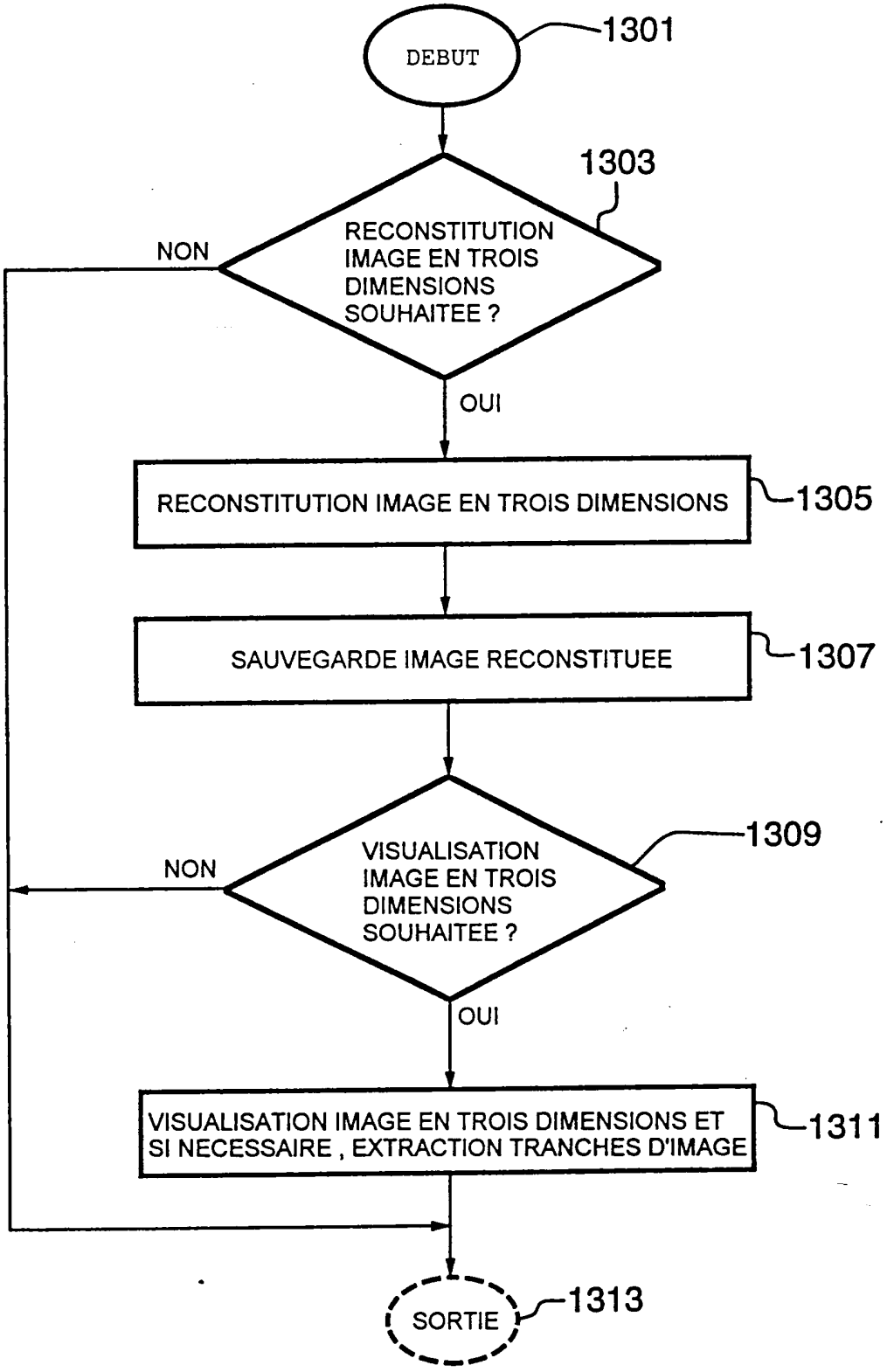

DEBUT
1301
1303
RECONSTITUTION IMAGE EN TROIS DIMENSIONS SOUHAITEE ?
NON
OUI
RECONSTITUTION IMAGE EN TROIS DIMENSIONS
1305
SAUVEGARDE IMAGE RECONSTITUEE
1307
VISUALISATION IMAGE EN TROIS DIMENSIONS SOUHAITEE ?
1309
NON
OUI
VISUALISATION IMAGE EN TROIS DIMENSIONS ET SI NECESSAIRE , EXTRACTION TRANCHES D'IMAGE
1311
SORTIE
1313

FIG.13.

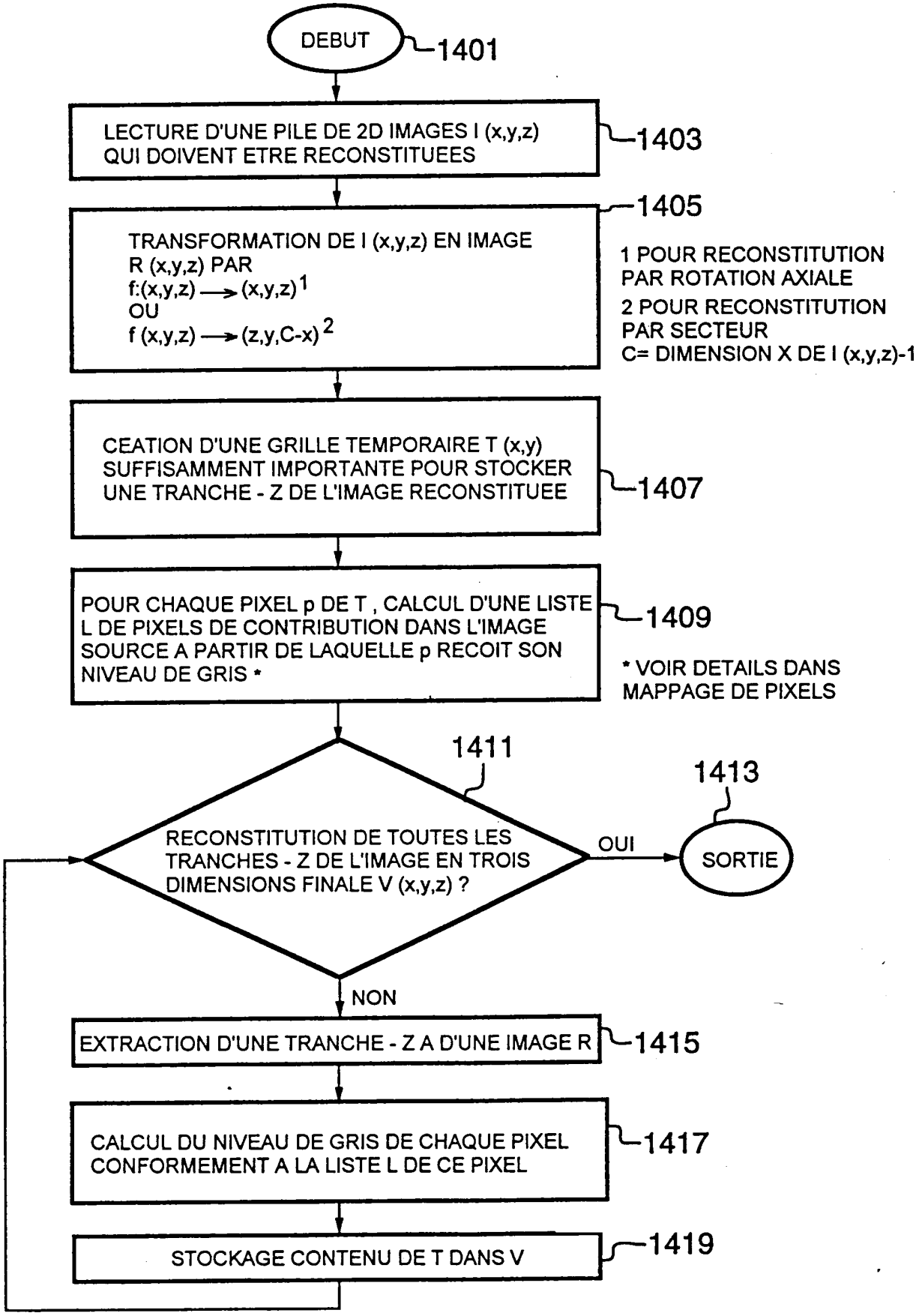

DEBUT
1401
LECTURE D'UNE PILE DE 2D IMAGES I (x,y,z) QUI DOIVENT ETRE RECONSTITUEES
1403
TRANSFORMATION DE I (x,y,z) EN IMAGE R (x,y,z) PAR
f:(x,y,z) → (x,y,z)1
OU
f (x,y,z) → (z,y,C-x)2
1405
1 POUR RECONSTITUTION PAR ROTATION AXIALE
2 POUR RECONSTITUTION PAR SECTEUR
C= DIMENSION X DE I (x,y,z)-1
CEATION D'UNE GRILLE TEMPORAIRE T (x,y) SUFFISAMMENT IMPORTANTE POUR STOCKER UNE TRANCHE - Z DE L'IMAGE RECONSTITUEE
1407
POUR CHAQUE PIXEL p DE T , CALCUL D'UNE LISTE L DE PIXELS DE CONTRIBUTION DANS L'IMAGE SOURCE A PARTIR DE LAQUELLE p RECOIT SON NIVEAU DE GRIS *
1409
* VOIR DETAILS DANS MAPPAGE DE PIXELS
1411
RECONSTITUTION DE TOUTES LES TRANCHES - Z DE L'IMAGE EN TROIS DIMENSIONS FINALE V (x,y,z) ?
OUI
1413
SORTIE
NON
EXTRACTION D'UNE TRANCHE - Z A D'UNE IMAGE R
1415
CALCUL DU NIVEAU DE GRIS DE CHAQUE PIXEL CONFORMEMENT A LA LISTE L DE CE PIXEL
1417
STOCKAGE CONTENU DE T DANS V
1419

FIG.14.

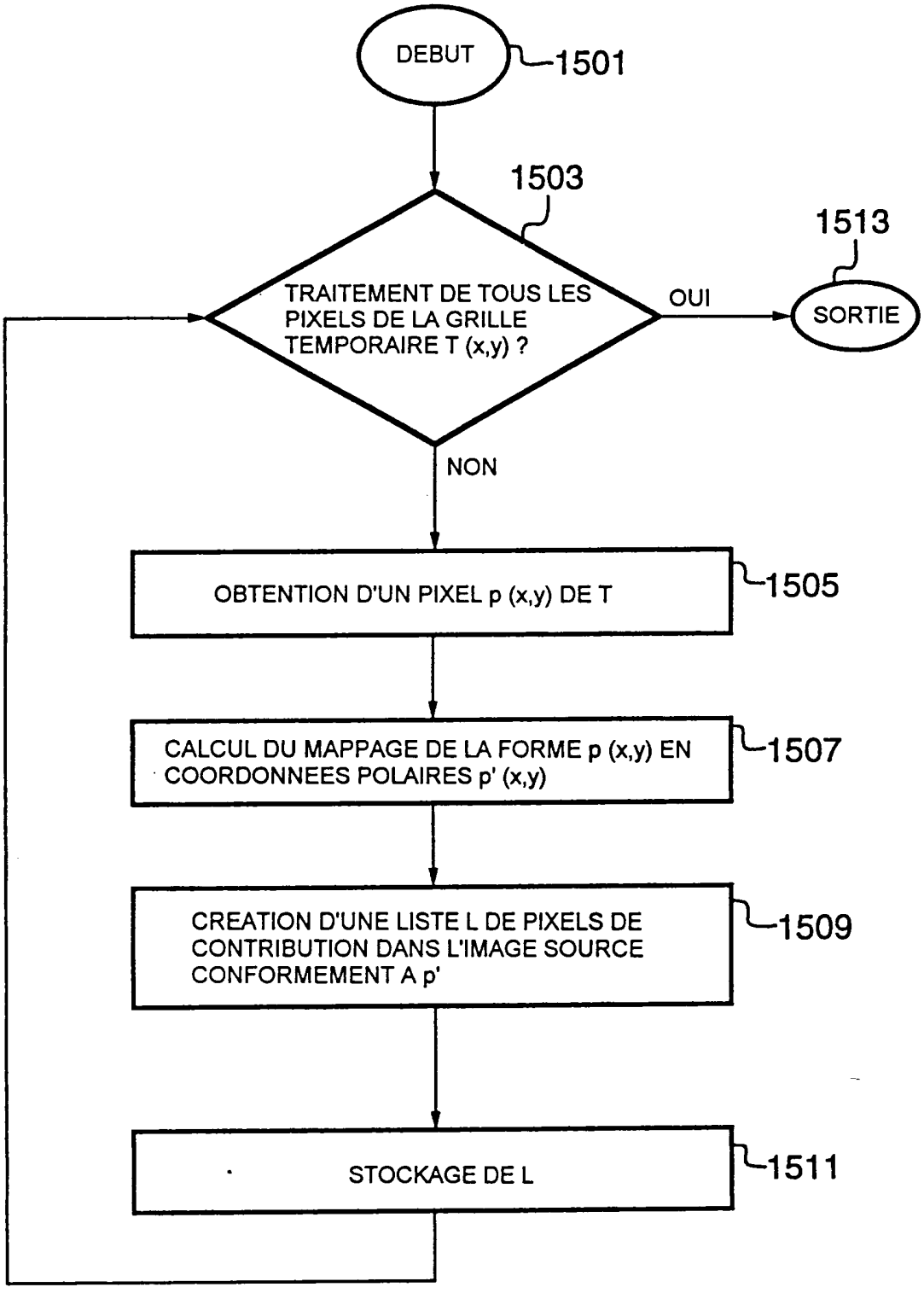

DEBUT
1501
1503
TRAITEMENT DE TOUS LES PIXELS DE LA GRILLE TEMPORAIRE T (x,y) ?
OUI
1513
SORTIE
NON
OBTENTION D'UN PIXEL p (x,y) DE T
1505
CALCUL DU MAPPAGE DE LA FORME p (x,y) EN COORDONNEES POLAIRES p' (x,y)
1507
CREATION D'UNE LISTE L DE PIXELS DE CONTRIBUTION DANS L'IMAGE SOURCE CONFORMEMENT A p'
1509
STOCKAGE DE L
1511

FIG.15.

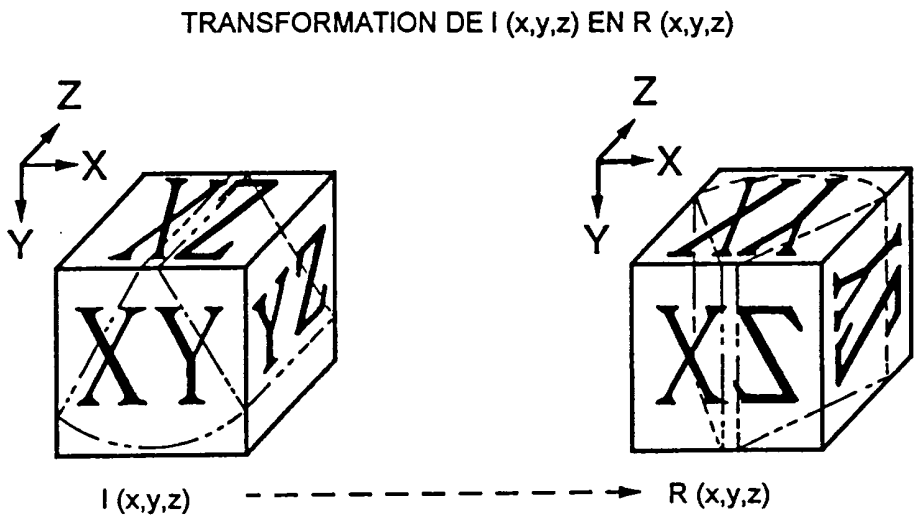


FIG.16A.

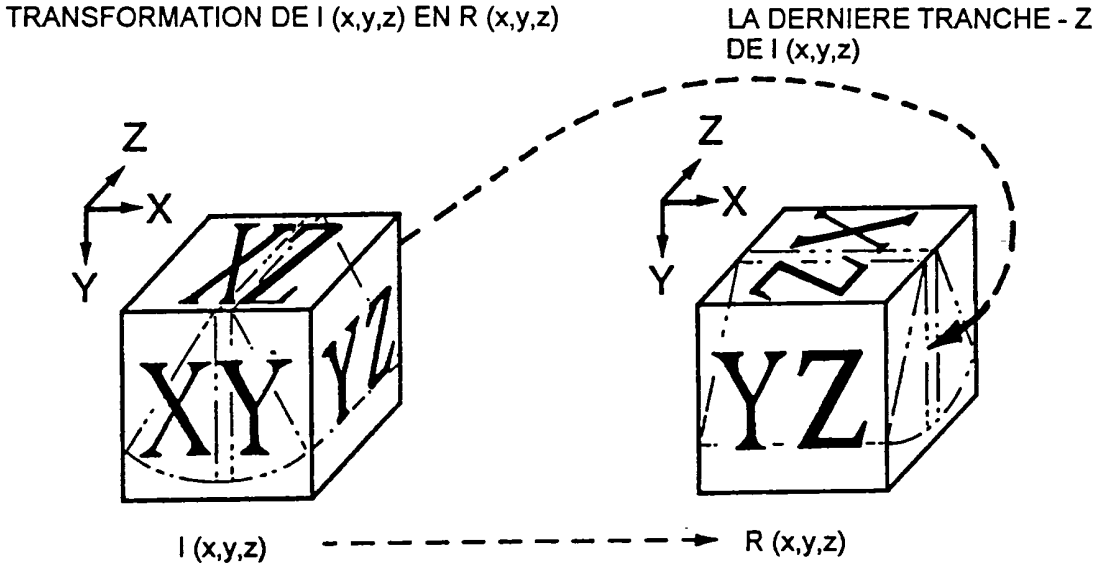


FIG.16B.

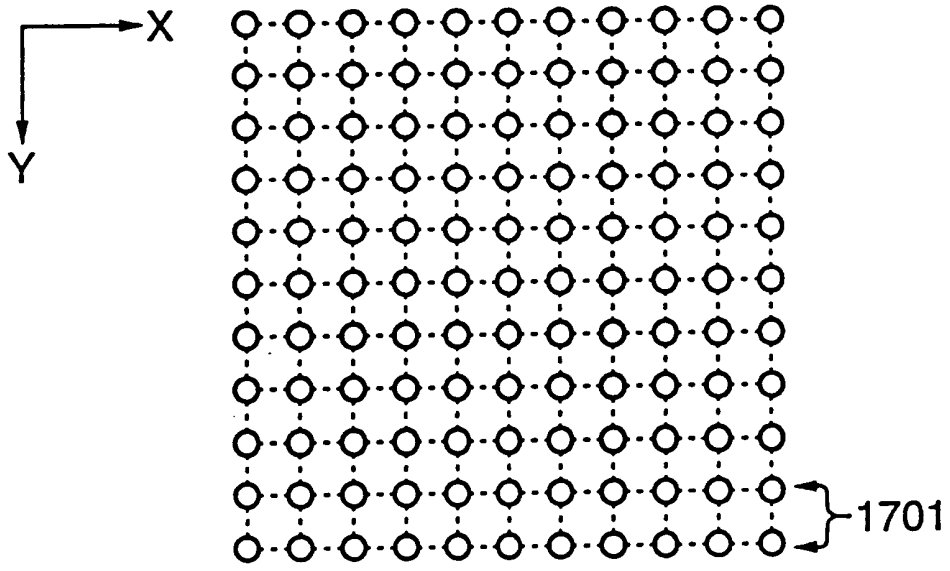


FIG.17.

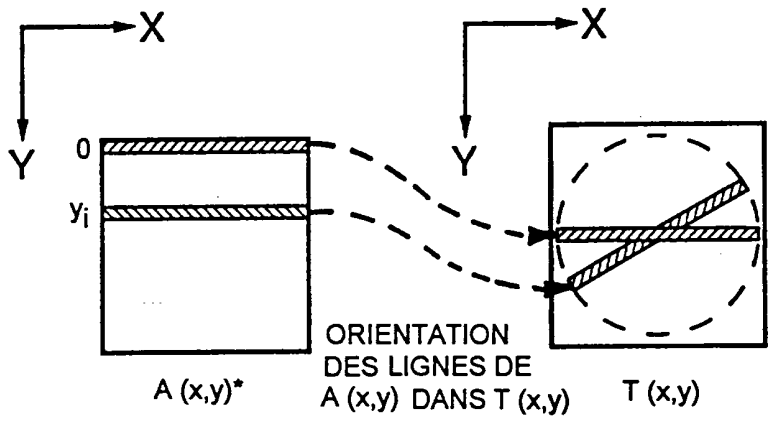


FIG.18A.

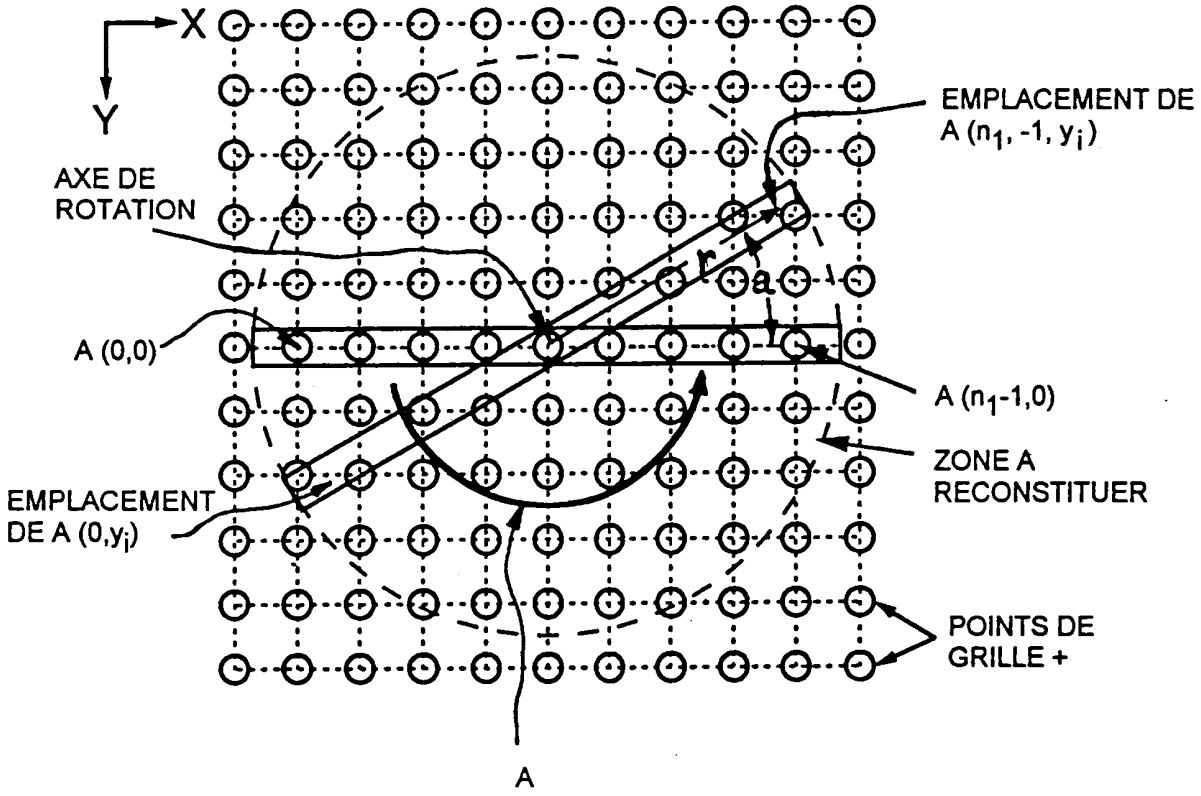


FIG.18B.

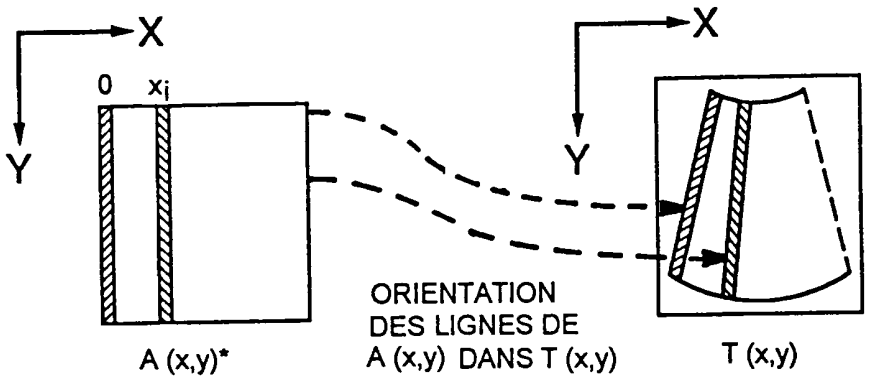


FIG.19A.

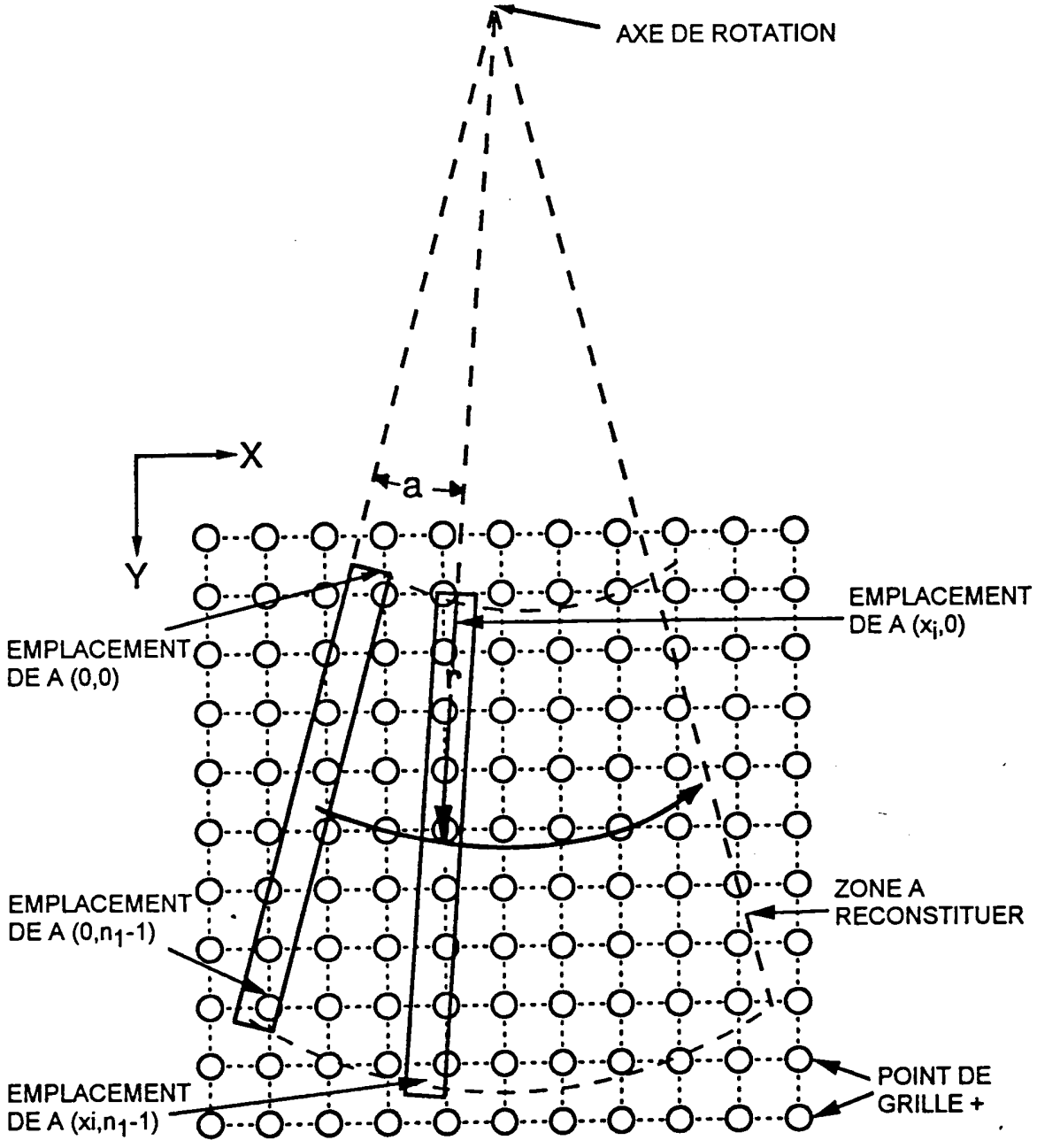


FIG.19B.

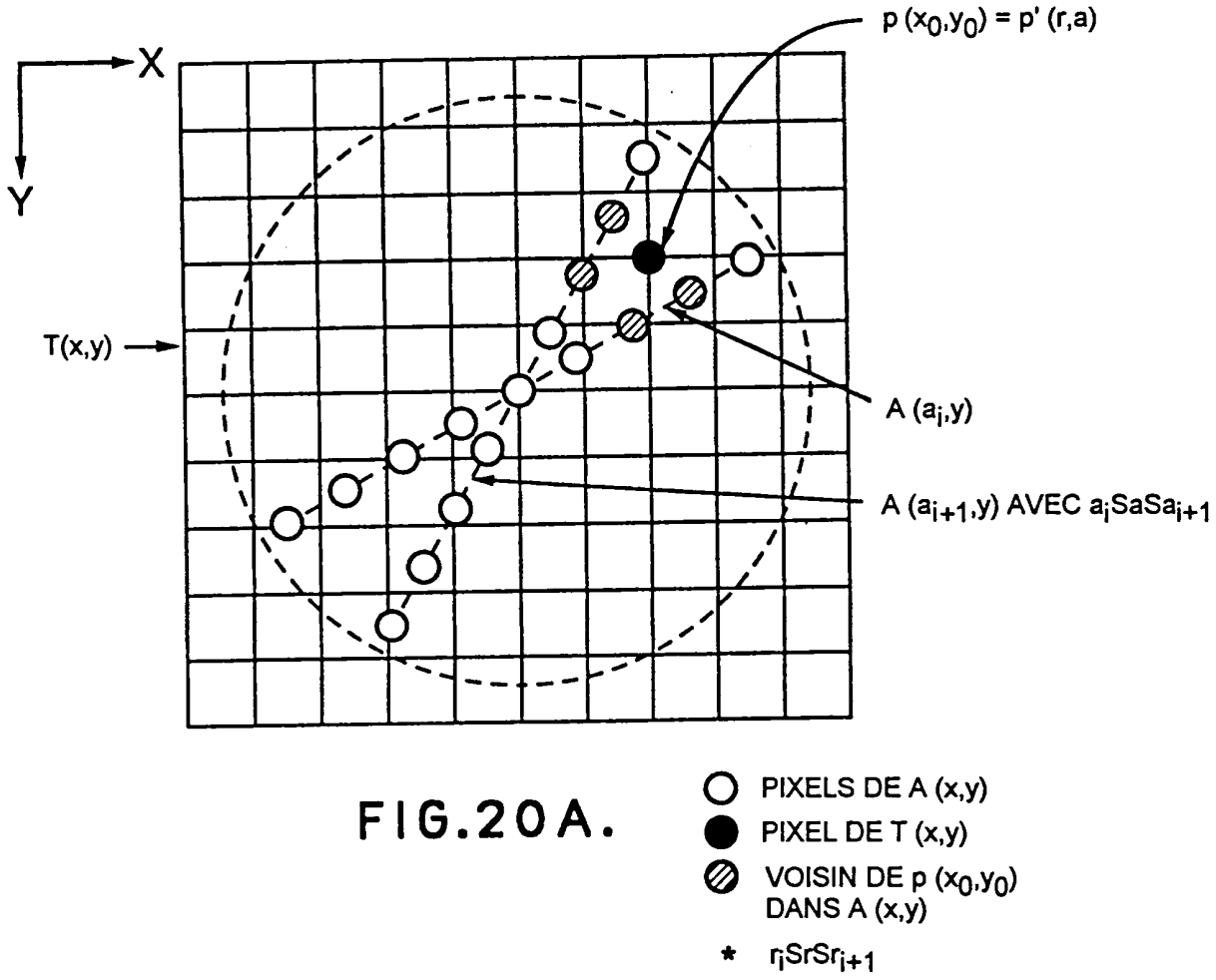


FIG.20A.

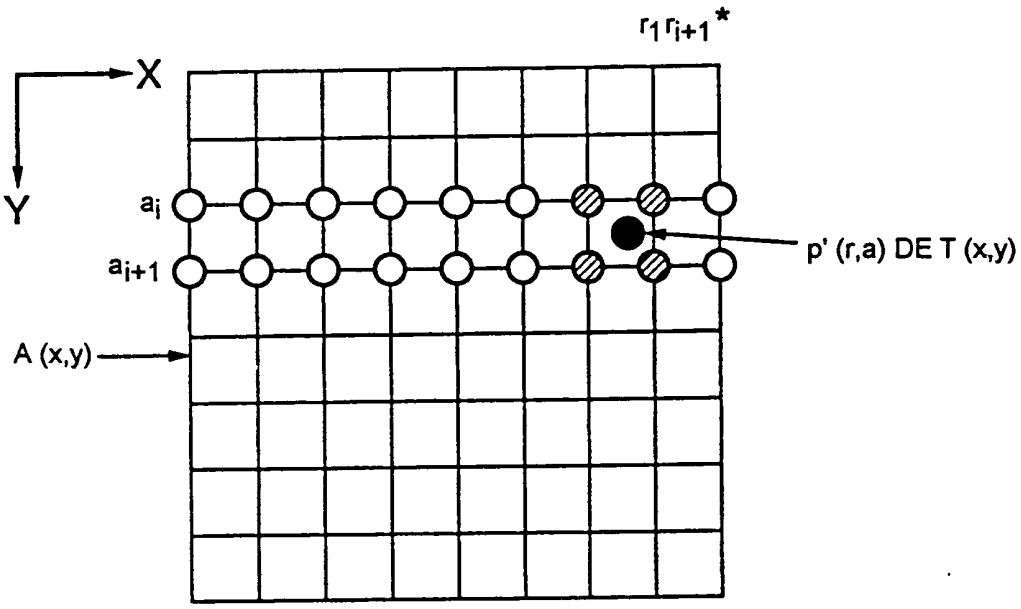


FIG.20B.

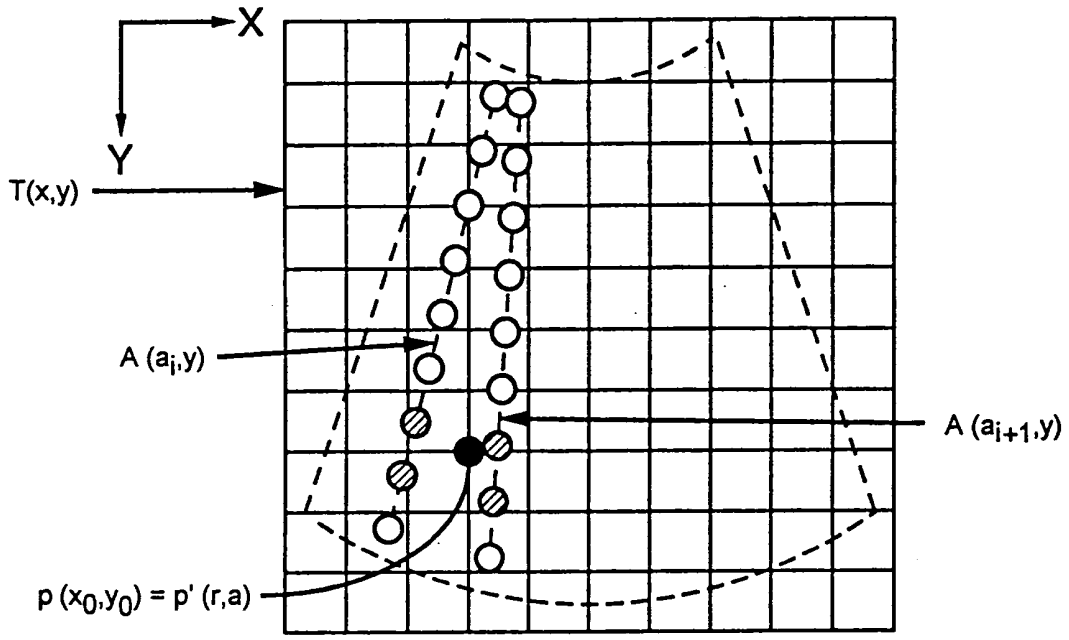


FIG.21A.

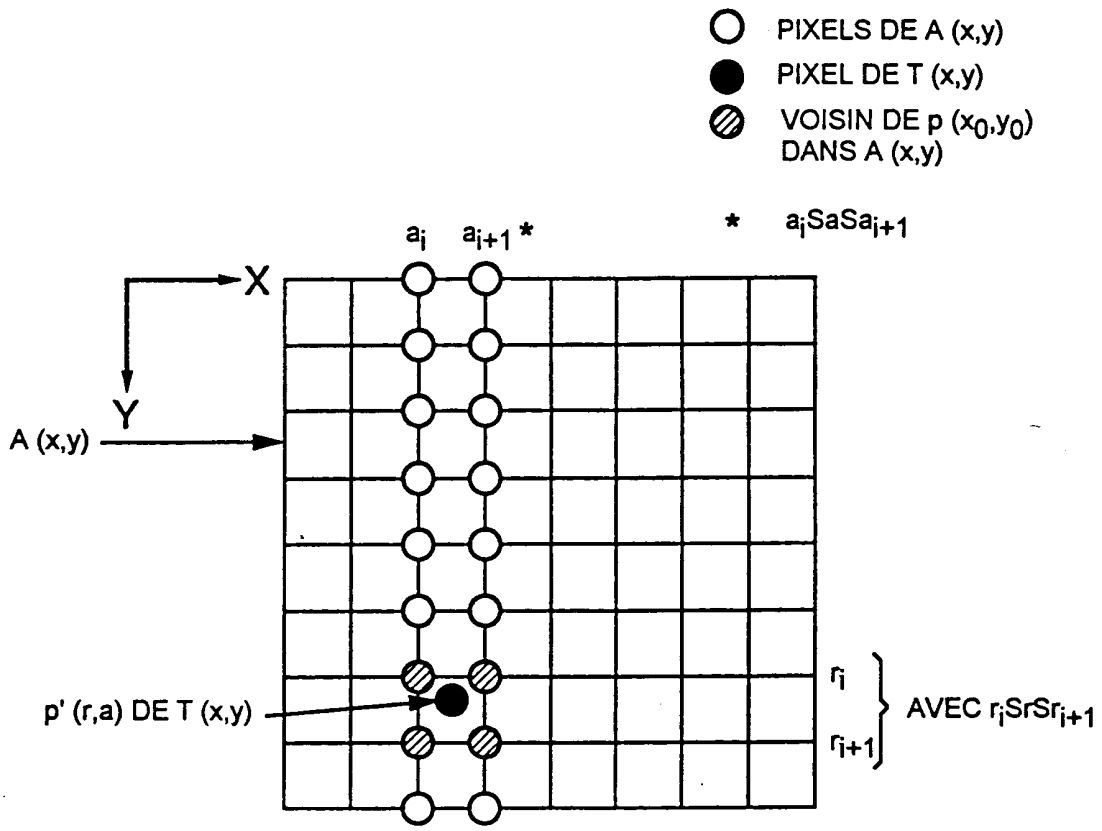


FIG.21B.

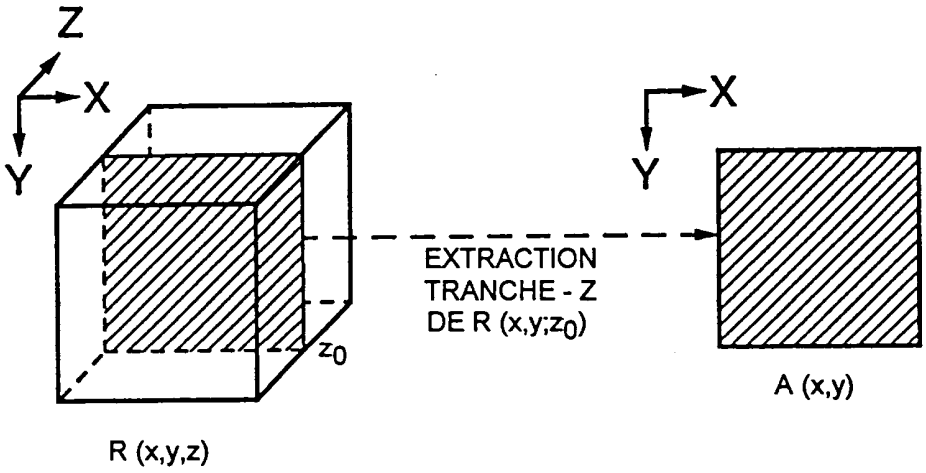

Z
X
Y
z_0
R (x,y,z)
EXTRACTION
TRANCHE - Z
DE R (x,y;z_0)
X
Y
A (x,y)

FIG.22.

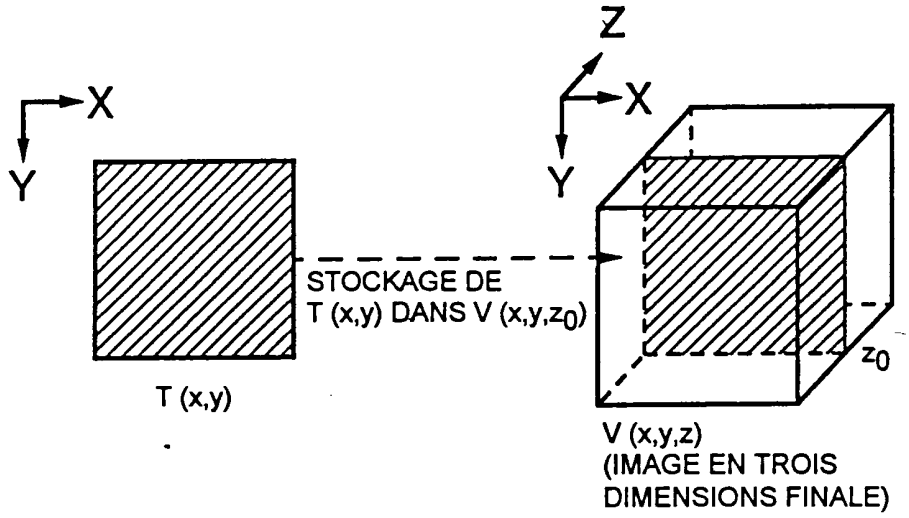

X
Y
T (x,y)
STOCKAGE DE
T (x,y) DANS V (x,y,z_0)
Z
X
Y
z_0
V (x,y,z)
(IMAGE EN TROIS
DIMENSIONS FINALE)

FIG.23.