

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 80 25342

(54) Appareil radiocinématographique de diagnostic par rayons X.

(51) Classification internationale (Int. Cl.³). H 05 G 1/32; A 61 B 6/00; G 03 B 41/16; H 05 G 1/60.

(22) Date de dépôt 28 novembre 1980.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée :

(41) Date de la mise à la disposition du
public de la demande B.O.P.I. — « Listes » n° 22 du 4-6-1982.

(71) Déposant : Société dite : TOKYO SHIBAURA DENKI KABUSHIKI KAISHA, résidant au Japon.

(72) Invention de : Kosaku Nishio.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Cabinet Beau de Loménie,
55, rue d'Amsterdam, 75008 Paris.

La présente invention concerne un appareil de radiographie par rayons X et, plus particulièrement, un appareil de radiocinématographie par rayons X.

La radiocinématographie utilise un intensificateur
5 d'image pour transformer en image visible les rayons X qui sont
passés dans un objet. Pour obtenir une radiographie d'un bon con-
traste, il est essentiel d'effectuer cette radiographie avec la
tension de tube la plus basse possible, par exemple de 50 à 70 kv,
afin de satisfaire la caractéristique de sensibilité de l'intensi-
10 ficateur lui-même, c'est-à-dire la caractéristique d'absorption
énergétique du matériau fluorescent, par exemple l'iodure de césium
(CsI) se trouvant du côté d'entrée de l'intensificateur, et la
caractéristique d'absorption de rayons X du milieu de contraste.
Pour effectuer une radiocinématographie présentant le plus petit
15 bruit possible consécutif à la répartition non uniforme des parti-
cules fluorescentes de l'intensificateur, on considère également
que la dose de rayons X appliquée à l'intensificateur peut dépasser
la dose prédéterminée ordinaire, par exemple 15 microröntgens par
image dans le mode à 23 cm. Ainsi, pour réaliser une radiocinéma-
20 tographie de haute qualité, il faut effectuer la radiographie à une
faible tension de tube, mais pour une valeur importante du produit
courant de tube-durée d'application de la dose de rayons X.

La durée S d'application de la dose de rayons X est
déterminée par le nombre d'images par seconde et dépend également
25 de la résolution d'image dynamique de l'objet. Par exemple, on peut
obtenir une détection très précise du déplacement dans le coeur ou
un vaisseau sanguin à plusieurs images par seconde, si bien qu'il
en résulte un raccourcissement de la durée d'application de la dose.
Puisqu'une durée excessivement longue d'application de la dose réduit
30 la résolution d'image dynamique de l'objet, ce fait limite également
l'allongement de la durée d'application de dose. Ainsi, dans le cas
où l'on souhaite avoir une haute précision de détection du déplace-
ment de l'objet à radiographier et, ou bien, une amélioration de la
résolution d'image dynamique, la durée d'application de la dose est
35 de préférence brève, ordinairement de 2 à 5 ms. Pour cette raison,
il y a une limite à l'augmentation de la valeur du produit courant
de tube-durée d'application de la dose.

Dans une radiographie des artères coronaires effectuée au moyen d'un appareil radiocinématographique, les rayons X doivent être envoyés dans l'objet suivant la direction frontale ou latérale selon que l'on désire prendre une image en mode frontal ou latéral.

5 Ce type d'appareil radiographique a récemment utilisé une émission de rayons X suivant un axe vertical (azimut), qui est une émission perpendiculaire à l'axe du corps, et une émission suivant un axe oblique (élévation), qui est une émission oblique par rapport à l'axe du corps, où ces deux types d'émissions sont respectivement

10 effectués dans les directions frontale et latérale. Dans une radiographie par émission frontale par exemple, il peut être nécessaire d'effectuer successivement plusieurs radiographies. Un premier positionnement est déterminé dans une direction qui est perpendiculaire à l'axe du corps et va de l'avant vers l'arrière du corps, comme cela

15 est montré sur la figure 1A. Une première image (image en mode frontal) est prise pour ce positionnement, comme le montre la figure 1B. Un deuxième positionnement est déterminé dans une direction définie par une rotation sur l'axe du corps humain de 30° par rapport à la direction indiquée sur la figure 1A, comme on peut le voir sur la figure

20 2A. Avec ce deuxième positionnement, on réalise une deuxième image (image en mode oblique antérieur droit à 30°), comme on peut le voir sur la figure 2B. On prend une troisième image (image en mode oblique antérieur droit à 30° et caudal à 30°) pour un troisième positionnement, comme cela est montré sur la figure 3A, qui est ajusté dans

25 une direction abaissée de 30° par rapport à la direction présentée sur la figure 2A, l'image ainsi obtenue étant représentée sur la figure 3B.

De même, pour la radiographie par émission latérale, un premier positionnement, indiqué sur la figure 4A, est établi dans

30 une direction correspondant à une rotation sur l'axe du corps de 90° par rapport à la direction de la figure 1A dans le sens horaire. Avec ce premier positionnement, on obtient une première image (image en mode latéral), comme on peut le voir sur la figure 4B. Ensuite, un deuxième positionnement, comme le montre la figure 5A, est établi

35 dans une direction représentant une rotation sur l'axe du corps de 60° par rapport à la direction de la figure 1A dans le sens horaire, et, pour ce deuxième positionnement, on obtient une deuxième image

(image en mode oblique antérieur latéral à 60°), comme on peut le voir sur la figure 5B. Enfin, comme le montre la figure 6A, on choisit un troisième positionnement dans une direction qui est élevée de 30° par rapport à la direction de la figure 5A et, avec ce troisième positionnement, on obtient une troisième image (image en mode oblique antérieur latéral à 60° et cranial à 30°), comme on peut le voir sur la figure 6B.

Comme cela a été mentionné ci-dessus, la dose de rayons X, qui demande plusieurs positionnements comprenant les émissions directionnelles obliques, est deux à trois plus grande que celle de la radiographie classique par unique émission frontale ou latérale.

La dose de rayons X nécessaire pour la radiographie à plusieurs positionnements ne peut être atteinte même si l'on fait appel au tube à rayons X de grande capacité couramment disponible, que l'on fait fonctionner de préférence à basse tension dans l'appareil de radiocinématographie. Ceci impose d'utiliser l'appareil pour une tension de tube élevée. Pour cette raison, l'appareil radiocinématographique de la technique antérieure ne donne qu'un médiocre contraste.

Comme cela a été indiqué ci-dessus, il existe une limite à l'augmentation du produit courant de tube-dosage de rayons X dans l'appareil radiocinématographique de la technique antérieure, si bien que cet appareil ne convient pas aux applications nécessitant une dose importante de rayons X.

C'est pourquoi l'invention propose un appareil radiocinématographique permettant d'obtenir un film radiocinématographique à images fortement contrastées avec une faible tension de tube.

Selon l'invention, il est proposé un appareil radiocinématographique de diagnostic à rayons X comprenant :

un tube à rayons X qui émet des rayons X en direction d'un objet à examiner;

un intensificateur d'image qui transforme en image visible les rayons X qui sont passés à travers l'objet;

une caméra de cinéma qui enregistre l'image visible;

un photomultiplicateur qui mesure la brillance de l'image visible et produit un signal électrique en relation avec cette brillance;

un premier potentiomètre qui fixe une limite supérieure pour la tension de tube du tube à rayons X;

un deuxième potentiomètre qui détecte un signal correspondant à une tension de tube réelle du tube à rayons X;

5 un comparateur qui compare le signal de sortie du deuxième potentiomètre avec celui du premier potentiomètre et qui produit un signal de validation lorsque le signal de sortie cité en premier dépasse le signal de sortie cité en dernier;

10 un circuit commandant la quantité de lumière de l'image visible enregistrée par la caméra en fonction du signal de validation du comparateur; et

un moyen permettant de régler la tension réelle du tube en réponse au signal de sortie dudit circuit de commande et du signal électrique du photomultiplicateur.

15 La description suivante, conçue à titre d'illustration de l'invention, vise à donner une meilleure compréhension de ses caractéristiques et avantages; elle s'appuie sur les dessins annexés, parmi lesquels :

20 - la figure 1A illustre schématiquement un positionnement qui correspond à la radiographie d'un objet suivant une direction qui est perpendiculaire à l'axe du corps et qui est orientée de l'avant vers l'arrière du corps;

- la figure 1B illustre une image (mode frontal) de l'objet radiographié pour le positionnement de la figure 1A;

25 - la figure 2A est un schéma illustrant un positionnement correspondant à une radiographie de l'objet suivant une direction qui a tourné sur l'axe du corps de 30° par rapport à la direction de la figure 1A;

30 - la figure 2B illustre une image (mode oblique antérieur droit à 30°) radiographiée pour le positionnement de la figure 2A;

35 - la figure 3A est un schéma d'un positionnement correspondant à une radiographie de l'objet suivant une direction qui est abaissée de 30° par rapport à la direction présentée sur la figure 2A;

- la figure 3B montre une image (mode oblique antérieur droit à 30° et caudal à 30°) radiographiée pour le positionnement de la figure 3A;

5 - la figure 4A montre un positionnement correspondant à la radiographie de l'objet selon une direction qui a tourné sur l'axe du corps de 90° par rapport à la direction indiquée sur la figure 1A et qui est orientée de la gauche vers la droite du corps;

- la figure 4B montre une image (mode latéral) prise pour le positionnement de la figure 4A;

10 - la figure 5A montre un positionnement correspondant à une rotation de l'objet sur l'axe du corps de 60° par rapport à la direction indiquée sur la figure 1A;

- la figure 5B montre l'image (mode oblique antérieur latéral à 60°) prise pour le positionnement de la figure 5A;

15 - la figure 6A montre un positionnement correspondant à une observation de l'objet suivant une direction qui est élevée de 30° par rapport à la direction de la figure 5A;

- la figure 6B est une image (mode oblique antérieur latéral à 60° et cranial à 30°) obtenue pour le positionnement de la figure 6A; et

20 - la figure 7 est un schéma électrique d'un mode de réalisation d'appareil de radiocinématographie par rayons X selon l'invention.

On va décrire la figure 7 qui représente un circuit constituant un mode de réalisation d'appareil radiocinématographique selon l'invention.

Comme on peut le voir dans la partie inférieure de la figure 7, un dispositif 1 producteur de haute tension comporte un transformateur 2 générateur de haute tension qui survolte une tension alternative triphasée, un circuit 3 redresseur de haute tension qui redresse la tension de sortie du transformateur 2, et des tétrodes 4₁ et 4₂ de commutation de haute tension. Le dispositif 1 de production de haute tension est couplé à un tube 5 à rayons X et lui applique une haute tension. Le tube 5 rayonne des rayons X en direction d'un objet, par exemple le coeur d'un être humain 6. Les rayons qui ont traversé l'objet sont reçus par la surface fluorescente 7a

se trouvant du côté d'entrée d'un intensificateur d'image 7, dans lequel les rayons X sont transformés en image visible. Cette image est affichée sur un écran fluorescent 8 du côté de sortie de l'intensificateur d'image. Les rayons lumineux de l'image sont mis sous

5 forme de rayons parallèles dans une lentille convexe 9, puis séparés en deux faisceaux lumineux L_A et L_B . Le faisceau L_A pénètre dans une caméra de télévision 11, contrôlée par un contrôleur 11a, tandis que le faisceau L_B pénètre dans une caméra de cinématographie 12. La

10 caméra 12 est dotée à son entrée d'un agencement de lentilles 13 et d'un mécanisme de diaphragme 13a. Ce mécanisme 13a est commandé de façon à régler son ouverture en fonction de la rotation d'un pignon 14. Celui-ci engrène avec un pignon 15 qui est mû par un moteur réversible 16. La vitesse de rotation du pignon 15 dépend de celle du

15 moteur 16.

Le faisceau lumineux tombant sur un prisme 17 en provenance de la lentille convexe 9 pénètre via une lentille convexe 18 dans un tube photomultiplicateur 19 qui produit comme signal une

20 impulsion de tension correspondant à l'intensité de la lumière incidente. Cette impulsion est appliquée à un circuit 20 de réglage de la tension du tube qui ajuste automatiquement la tension du tube sur une valeur appropriée à la radiocinématographie. Dans le circuit 20, une source 21 de courant électrique continu délivre du courant électrique au photomultiplicateur 19. Un amplificateur 22 amplifie l'impulsion constituant le signal du photomultiplicateur 19. Un circuit 23

25 de conversion de signal transforme le signal de sortie de l'amplificateur 22 en un signal (de courant continu) constitué par un certain niveau d'intensité. Un circuit 24 de fixation du niveau de brillance établit un niveau de brillance pour la radiocinématographie. Un amplificateur différentiel 25 compare le signal de sortie du circuit 24

30 de fixation de niveau avec celui du circuit de transformation, ou conversion, 23. Un circuit 28 de commande de moteur reçoit le signal de sortie de l'amplificateur 25 par l'intermédiaire d'un amplificateur tampon 26 de façon à produire un signal de commande qui commande l'amplitude de rotation d'un moteur 27 qui sera décrit ci-

35 après de façon détaillée. Le circuit 24 de fixation de niveau comprend un amplificateur différentiel 24d qui soustrait la tension de

sortie d'un potentiomètre 24c, cette tension étant fournie par l'intermédiaire d'un contact de relais 24b, de celle d'un potentiomètre 24a constituant une tension de référence, et une porte NON ET 24f qui excite une bobine de relais 24e du contact de relais 24b. La porte

5 NON ET 24f reçoit le signal de sortie d'un comparateur 29, qui sera décrit ci-après, de façon à exciter ou désexciter la bobine de relais 24e en fonction du niveau du signal de sortie. Lorsque le contact de relais 24b est déplacé sur une borne supérieure représentée, il autorise l'application d'une tension de référence fixe ou du

10 potentiel de la terre à l'amplificateur 24d. Un commutateur 30 associé à la production d'un signal de préparation de radiocinématographie et un autre commutateur 31 associé à la production d'un signal de radiocinématographie fournissent respectivement un signal de niveau "1" lorsqu'ils sont fermés. Comme cela est représenté, les

15 commutateurs 30 et 31 sont connectés par une extrémité à un potentiel de référence, tel que le potentiel de la terre, tandis qu'ils sont connectés par leur autre extrémité à un circuit 32 de commande de synchronisation de radiographie. Dans le circuit de commande 32, un convertisseur de niveau 32a connecté au commutateur 30 comporte

20 une résistance de tirage vers le haut et un inverseur, tandis qu'un autre convertisseur de niveau 32b connecté au commutateur 31 comporte une résistance de tirage vers le haut et un inverseur. Un inverseur 32c inverse le signal de sortie du comparateur 29 de façon à fournir une impulsion de déclenchement à une porte NON ET 32d et

25 un circuit différentiel 32f. La porte NON ET 32d reçoit le signal de sortie du comparateur 29 via l'inverseur 32c, et les signaux de sortie provenant des inverseurs 32a et 32b. Le circuit différentiel 32f produit une impulsion de repositionnement à destination d'une bascule R-S 32g en différenciant l'impulsion de déclenchement, tandis qu'un circuit différentiel 32e produit une impulsion de positionnement à destination de la bascule 32g en différenciant le signal de sortie du convertisseur de niveau 32a. La bascule 32g se positionne sur le front antérieur de l'impulsion de sortie du circuit différentiel 32e et se repositionne sur le front antérieur

30 du signal de sortie du circuit différentiel 32f. Une porte NON ET 32i reçoit le signal de sortie Q de la bascule 32g qui est à un niveau haut lorsque la bascule 32g est positionnée, et commande l'excitation

d'une bobine de relais 32h. La bobine de relais 32h comporte un contact de relais 32i qui connecte le circuit 28 de commande de moteur avec le moteur 27 à la suite de l'excitation de la bobine de relais 32a.

- 5 Le signal de sortie V_A du convertisseur de niveau 32a et le signal de sortie V_B de la porte NON ET 32d sont respectivement appliqués à un circuit de commande de rayons X (non représenté) sous formes respectives d'un signal V_A de préparation de radiocinématographie et d'un signal V_B de radiocinématographie. Il est en
- 10 outre prévu un transformateur à enroulements coulissants triphasé 33 comprenant le moteur 27 qui est entraîné sous commande du signal de sortie du circuit 28 de commande de moteur, des galets 34 de régulation de tension de tube entraînés par le moteur 27, un moteur 36 commandé par un circuit 35 de commande de moteur servant à réguler
- 15 la tension de la source d'alimentation électrique, un galet 37 servant à réguler la tension de la source d'alimentation, ce galet étant entraîné par le moteur 36. Entre le transformateur 33 et le transformateur survolteur 1, un commutateur électromagnétique 38, verrouillé avec un commutateur 30 de production du signal de prépa-
- 20 ration de radiocinématographie, est connecté et, par ce commutateur 38, le signal de sortie du transformateur 33 est délivré au transformateur survolteur 1.

- Les tensions de sortie de potentiomètres 39 et 40 sont respectivement appliquées aux bornes d'entrée du comparateur 29. Le
- 25 potentiomètre 39 est verrouillé sur le moteur 27 de façon qu'il puisse détecter un signal correspondant à une tension de tube à rayons X réelle. Le potentiomètre 40 peut être réglé pour fixer la limite supérieure de la tension de tube pour laquelle la caméra 12 produit des images cinématographiques à contraste médiocre dans les
- 30 conditions de fonctionnement ordinaires, et, dans ce mode de réalisation, le potentiomètre 40 peut être réglé sur 70 kV au maximum, bien que la limite supérieure de la tension de tube dépende des conditions particulières de la radiocinématographie. A cet égard, le potentiomètre 40 fait fonction de moyen de fixation de la limite
- 35 supérieure de la tension de tube. Les tensions de sortie des potentiomètres 39 et 40 sont comparés dans le comparateur 29. Comme cela

a précédemment été indiqué, le signal de sortie du comparateur 29 est délivré à la porte NON ET 32d par l'intermédiaire de l'inverseur 32c, et est également appliqué au circuit 41 de commande de moteur. Le circuit de commande 41 est amené, en réponse au signal de sortie du comparateur 29, à exciter et commander le moteur 16 du mécanisme 13a servant à diaphragmer les lentilles. Dans le mode de réalisation considéré, le circuit 41 de commande de moteur commande le moteur 16 de façon que l'ouverture du diaphragme puisse être ajusté en fonction du signal de sortie du comparateur 29 lorsque la tension de sortie du potentiomètre 39 dépasse celle du potentiomètre 40.

On va maintenant indiquer le fonctionnement de l'appareil radiocinématographique présentant la structure décrite ci-dessus.

On présente d'abord le fonctionnement de l'appareil dans le mode d'émission frontal ou latéral, c'est-à-dire lorsque l'objet est radiographié pour un positionnement dans lequel les rayons X sont envoyés dans l'objet suivant une direction perpendiculaire à l'axe du corps et orientée de l'avant ou d'un côté du corps humain vers l'arrière ou l'autre côté. L'objet est alors ordinairement de petite taille.

Pour commencer, on ferme le commutateur 30 de manière à produire le signal de séparation de radiocinématographie. Verrouillé avec le commutateur 30, le commutateur 38 se ferme de façon à faire parvenir du courant électrique du transformateur 33 au dispositif 1 de production de haute tension. Le courant électrique est survolté dans le dispositif 1 de production de haute tension pour être délivré au tube 5 de rayons X. Le tube 5 rayonne une dose de rayons X en fonction de la tension reçue. Les rayons X sont envoyés sur l'objet, par exemple le coeur d'un être humain 6.

Les rayons X ayant traversé le coeur sont reçus par la surface fluorescente 7a de l'intensificateur d'image 7, où ils sont transformés en une image optique. L'image est affichée sur la surface fluorescente 8. L'image ainsi rendue visible passe dans la lentille convexe 9 et est divisée en deux faisceaux lumineux L_A et L_B par le séparateur 10. Le faisceau L_A est recueilli par la caméra de télévision 11, laquelle fournit un signal de télévision au moniteur 11a.

L'image visible venant de l'intensificateur d'image 7, après passage dans la lentille convexe 9, subit une rotation de 90° par le prisme 17, puis atteint le tube photomultiplicateur 19 via la lentille convexe 18. La brillance de l'image visuelle peut être mesurée et transformée en un signal électrique correspondant par le tube photomultiplicateur 19. Le signal de sortie du tube photomultiplicateur est envoyé au circuit 20 de régulation de tension de tube. Dans le circuit 20, le signal d'image est amplifié de façon appropriée par l'amplificateur 22 et est transformé en un signal de courant continu correspondant au niveau de brillance par le circuit 23 de conversion de signal. Le signal de courant continu est ensuite appliqué à l'une des bornes d'entrée de l'amplificateur différentiel 25. Un signal venant du circuit 24 de fixation de niveau de brillance est appliqué à l'autre borne d'entrée de l'amplificateur différentiel 25. L'amplificateur 25 compare le signal représentant l'image avec le signal de niveau de brillance de façon à produire un signal de sortie représentant la différence entre ceux-ci, ce signal de sortie étant lui-même amplifié par l'amplificateur 26. Le signal amplifié est appliqué au circuit 28 de commande de moteur afin d'exciter et de commander le moteur 27.

Lorsqu'on ferme le commutateur 30, le convertisseur de niveau 32a produit un signal V_A de valeur logique "1". Le signal V_A est appliqué au circuit différentiel 32c, où il est différencié. Le signal de sortie du circuit 32c est appliqué à la borne de positionnement S de la bascule 32g. La bascule 32g se positionne sur le front antérieur du signal de sortie du circuit différentiel 32c. Lorsque la bascule 32g est positionnée, son signal de sortie Q est appliqué aux bornes d'entrée de la porte NON ET 32j. En réponse au signal de sortie de la porte 32j, la bobine de relais 32h s'excite en fermant le contact de relais 32i. Pendant la durée de la fermeture du commutateur 30, le contact de relais 32i reste fermé, si bien que le signal de sortie du circuit 28 de commande de moteur est appliqué au moteur 27 par le contact de relais 32i. Le moteur 27 répond au signal en tournant et en entraînant les galets 34 de façon à réguler la tension de tube. En fonction de la tension de tube, la dose de rayonnement X émis par le tube 5 fait varier le niveau de brillance

de l'image. Au cours d'une séquence d'opérations, la valeur de référence du potentiomètre 24a est amenée à égalité avec le niveau de brillance de l'image. A cet instant, le signal de sortie de l'amplificateur différentiel 25 disparaît, si bien que l'entraînement du
5 moteur 27 s'arrête et que, dans ces conditions, la tension de tube a été fixée à une valeur appropriée. De cette manière, la valeur appropriée de la tension de tube est établie.

Lorsque l'objet de petite taille est radiographié dans le positionnement correspondant à une direction perpendiculaire à
10 l'axe du corps, le niveau de brillance de l'image est relativement haut, si bien que la tension appliquée au tube 5 est relativement basse, en deçà de la tension de fixation du potentiomètre 40. Dans ce cas, le niveau de sortie du comparateur 29 est "0" et le circuit de commande 41 ne produit pas de signal de commande pour entraîner
15 le moteur 16.

Lorsque le niveau de sortie du comparateur 29 est "0", le signal de sortie de la porte NON ET 24f se trouve au niveau "1". Par conséquent, la bobine de relais 24e est dans l'état désexcité et le contact relais 24b est ouvert. Pour cette raison, seul le
20 signal de référence venant du potentiomètre 24a est appliqué à l'amplificateur différentiel 24d, en raison de l'absence du signal de sortie du comparateur 29 délivré par l'intermédiaire du contact de relais 24b.

Après que la tension du tube correcte a été établie,
25 on ferme le commutateur 31 associé à la production du signal de radiocinématographie, tandis qu'on observe l'image recueillie par la caméra de télévision 11 sur le moniteur 11a. A cet instant, la somme logique effectuée dans la porte NON ET 32d du circuit 32 de commande de synchronisation de radiographie produit le signal V_B
30 de sorte que des images radiocinématographiques à contraste élevé sont prises par excitation du circuit de commande de rayons X (non représenté).

Les explications suivantes se rapportent au fonctionnement de l'appareil radiocinématographique dans les applications à
35 un objet de grande taille ou à un objet observé obliquement par rapport à l'axe du corps.

Dans de tels cas, le niveau de brillance de l'image obtenue de l'intensificateur d'image 7 est relativement faible, si bien que le circuit 20 de commande de tension de tube élève la tension de tube afin d'augmenter la dose de rayons X appliquée par le tube 5. Plus spécialement, le niveau de brillance de l'image optique est inférieur à une valeur de référence (la valeur de la tension du potentiomètre 24a) fournie par le circuit 24 de fixation de niveau de brillance. L'amplificateur différentiel 25 compare la valeur de référence avec le niveau de brillance de l'image, et le signal de différence qu'il produit est grand. Le circuit 28 de commande de moteur reçoit un signal via l'amplificateur tampon 26 et produit un signal de commande à destination du moteur 27 par l'intermédiaire du contact de relais 32i. Le moteur 27 recevant le signal fait tourner le galet 34 de commande de tension de tube dans un sens propre à accroître la tension de tube. La dose de rayons X produite par le tube 5 augmente en relation avec l'augmentation de la tension de tube. Par conséquent, la brillance de l'image visible sur la plaque fluorescente 8 s'accroît. Puisque le potentiomètre 39 est verrouillé sur le moteur 27, lorsque la tension du potentiomètre 39 dépasse celle du potentiomètre 40 qui correspond à la limite supérieure de la valeur de la tension, le niveau de sortie du comparateur 29 passe d'une valeur logique "0" à une valeur logique "1". A la réception du signal de sortie "1" du comparateur, le circuit 41 de commande de moteur produit une impulsion de commande qui excite le moteur 16. La rotation du moteur 16 est transmise par le pignon 15 au pignon 14 de réglage du mécanisme de diaphragme 13a. Le pignon 14 excite le mécanisme 13a de manière à régler l'ouverture de diaphragme.

Avec l'entraînement du pignon 16, la tension de sortie du potentiomètre 24c est commandée de façon à augmenter dans les conditions présentes. Lorsque le signal de sortie du comparateur 29 passe du niveau logique "0" au niveau "1", le signal de sortie de la porte NON ET 24f se trouvant dans le circuit 24 de fixation de niveau de brillance se trouve au niveau logique "0" et excite donc la bobine de relais 24e. Par conséquent, le signal de sortie de potentiomètre 24c est appliqué, comme signal de soustraction, à l'amplificateur différentiel 24d, par l'intermédiaire du contact de

relais 24**b**. A cet instant, le signal de valeur de référence venant du potentiomètre 24**a** est également appliqué à l'amplificateur différentiel 24**d**. Par conséquent, le signal de sortie du circuit 24 de fixation de niveau de brillance consiste en la différence entre la
5 valeur de tension de référence du potentiomètre 24**a** et la tension du potentiomètre 24**c**. En liaison obligée avec l'opération d'ouverture du diaphragme, la tension de sortie du circuit 24 de fixation de niveau de brillance devient graduellement plus petite et, par conséquent, la tension de tube diminue elle aussi. Au fur et à mesure
10 du déroulement de ces opérations, la tension détectée du potentiomètre 39 se trouve plus petite que la valeur de tension fixée du potentiomètre 40, le niveau de sortie du comparateur 29 s'inverse pour devenir un niveau logique "0". A son tour, le signal de sortie de la porte NON ET 24**f** devient un niveau "1", ce qui désexcite la
15 bobine de relais 24**e**, si bien que le circuit de fixation 24 revient à l'état initial. Lorsque le niveau de sortie du comparateur 29 est égal au niveau "0", le circuit 41 de commande de moteur s'arrête de continuer de fournir au moteur 16 le signal de commande, si bien que l'opération d'ouverture du diaphragme prend fin. Lorsque le ni-
20 veau de sortie du comparateur 29 passe à l'état "0", la bascule 32**g** se repositionne et la bobine de relais 32**h** se désexcite en réponse au signal de sortie de la porte NON ET 32**j**. Ainsi, la rotation du moteur 27 s'arrête. A ce stade, la tension du tube est fixée sur la valeur appropriée.

25 Dans ces conditions, lorsqu'on ferme le commutateur 31 de radiocinématographie, la porte NON ET 32**d** du circuit 32 de commande de synchronisation de radiographie produit le signal de sortie de validation, si bien que la caméra cinématographique 12 est amenée à prendre des images radiocinématographiques.

30 Dans l'état où la tension de tube dépasse la limite supérieure de tension fixée pour l'obtention de radiographies à contraste élevé, c'est-à-dire lorsque le signal de sortie du comparateur 29 se trouve au niveau "1", la porte NON ET 32**d** ne produit pas le signal de validation, même si l'on ferme le commutateur 31 en
35 vue de la radiocinématographie. Par conséquent, rien ne se passe jusqu'à ce que le niveau de sortie du comparateur 29 arrive au niveau logique "0", ce qui empêche de prendre des images radiographiques à faible contraste.

Lorsque le signal de sortie du comparateur 29 passe du niveau logique "1" au niveau "0", le contact de relais 32i s'ouvre, si bien que la tension de tube est empêchée de dépasser la limite supérieure de tension.

5 Par ce moyen, le mécanisme de diaphragme 13a de la caméra 12 fonctionne de telle façon que le diaphragme est ramené à l'état initial par un accroissement approprié de l'ouverture.

10 Ainsi que cela découle de la description qui vient d'être présentée, l'appareil de radiocinématographie de l'invention peut produire des images radiographiques à contraste élevé même dans le cas d'un grand objet. Des images radiographiques à contraste élevé peuvent également être prises pour une émission de rayons X orientés perpendiculairement à l'axe du corps ou obliquement à celui-
15 ci.

 On comprendra que l'invention ne se limite au mode de réalisation qui vient d'être décrit, mais qu'elle peut être modifiée de façon appropriée dans certaines limites. Le mode de réalisation décrit détecte la tension du tube de manière que le potentiomètre 39
20 soit verrouillé sur le moteur 27 d'ajustement de la tension de tube. Toutefois, il est possible de détecter la tension de tube à l'aide d'un moyen de mesure de la tension de tube, la valeur mesurée étant utilisée pour faire fonctionner le mécanisme de diaphragme. Dans le mode de réalisation, on commande le fonctionnement du circuit 20
25 d'ajustement de la tension de tube en verrouillant le fonctionnement du diaphragme sur celui du circuit 24 de fixation de niveau de brillance. On réalisera la même fonction en faisant varier le signal de sortie de la source 21 de courant continu du photomultiplicateur 19 s'interverrouillant avec le diaphragme. On peut mesurer la tension
30 de tube en mesurant la tension de sortie du consommateur 33 à l'aide du transformateur d'isolation, non du potentiomètre 39, le signal mesuré étant converti en un signal de courant continu. Au lieu du moteur 16, il peut par exemple être utilisé un solénoïde électromagnétique pour entraîner le mécanisme de diaphragme 13a.

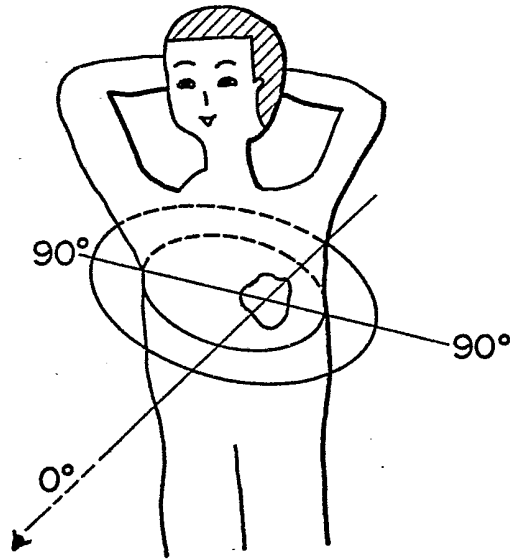
35 Bien entendu, l'homme de l'art sera en mesure d'imaginer, à partir de l'appareil dont la description vient d'être donnée à titre simplement illustratif et nullement limitatif, diverses autres variantes et modifications ne sortant pas du cadre de l'invention.

REVENDICATIONS

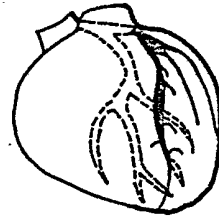
1. Appareil radiocinématographique caractérisé en ce qu'il comprend :
- un tube à rayons X (5) qui émet des rayons X en direction d'un objet à examiner;
 - 5 un moyen (7) qui transforme en une image visible les rayons X ayant traversé l'objet;
 - une caméra cinématographique (12) qui enregistre l'image visible;
 - un convertisseur photoélectrique (19) qui mesure la
 - 10 brillance de l'image visible et produit un signal électrique associé;
 - un moyen (40) qui fixe une limite supérieure pour la tension de tube du tube à rayons X;
 - un moyen (39) qui détecte un signal correspondant à
 - 15 une tension de tube réelle du tube à rayons X;
 - un moyen (29) qui compare le signal de sortie du moyen (39) de détection de tension de tube avec celui du moyen de fixation (40) et qui produit un signal de validation lorsque le signal de sortie cité en premier dépasse le signal de sortie cité
 - 20 en dernier;
 - un moyen (13_a, 14, 15, 16, 41) qui commande l'intensité lumineuse de l'image visible enregistrée par la caméra cinématographique (12) en fonction du signal de validation du moyen de comparaison (29); et
 - 25 un moyen (20, 27, 32_i, 34, 37) qui ajuste la tension de tube réelle en fonction du signal de sortie dudit moyen de commande d'intensité lumineuse (13_a, 14 à 16, 41) et du signal électrique dudit convertisseur photoélectrique (19).
2. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en
- 30 ce que le moyen (39) de détection de tension de tube est un potentiomètre verrouillé sur le moyen d'ajustement de tension de tube réelle.
3. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce que le moyen de commande d'intensité lumineuse comprend un moteur (16)

d'entraînement d'un mécanisme de diaphragme (13a) de la caméra cinématographique et un circuit de commande (41) qui commande le fonctionnement du moteur en fonction d'un signal de sortie du moyen de comparaison.

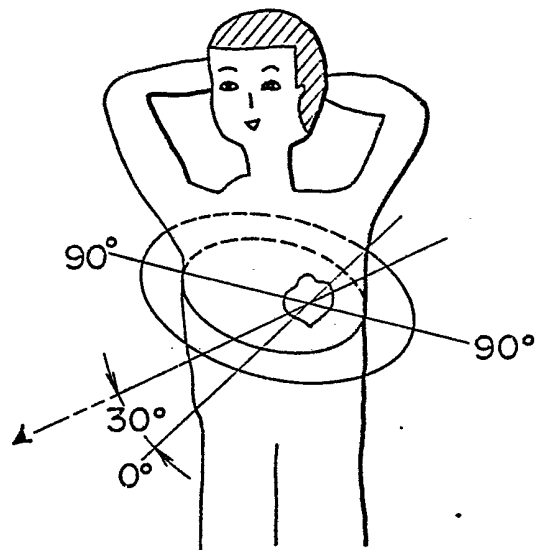
F I G. 1A



F I G. 1B



F I G. 2A



F I G. 2B



FIG. 3A

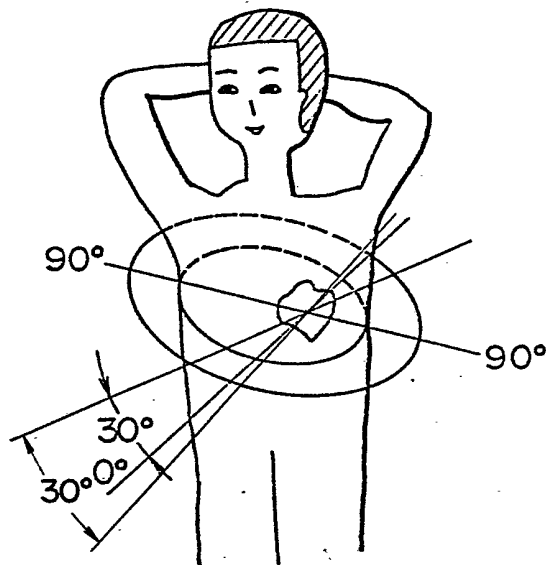


FIG. 3B



FIG. 4A

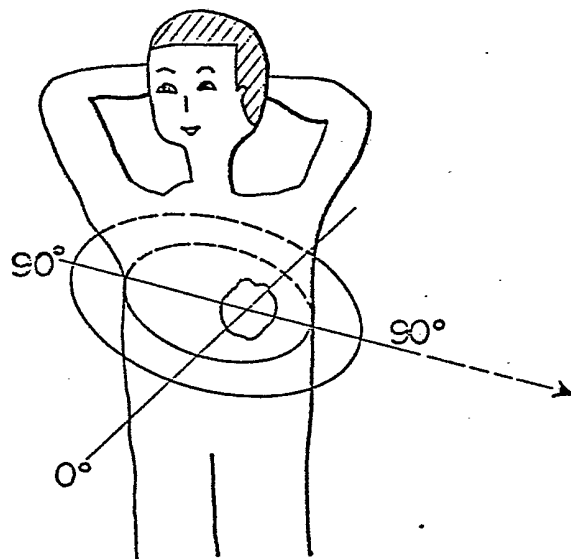
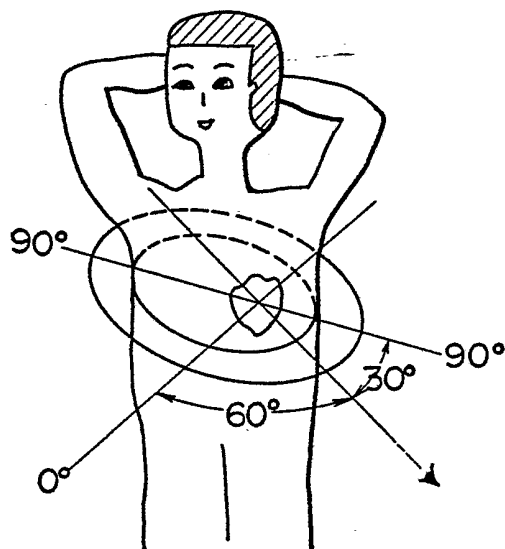


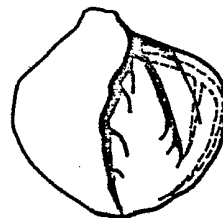
FIG. 4B



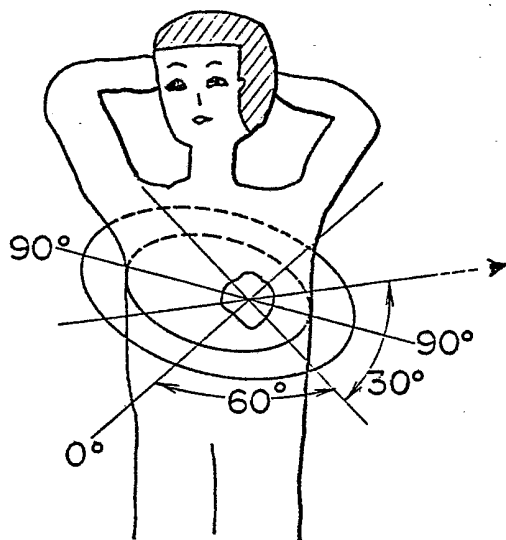
F I G. 5A



F I G. 5B



F I G. 6A



F I G. 6B

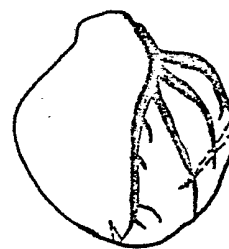


FIG. 7

