



⑫ **DEMANDE DE BREVET EUROPEEN**

⑲ Numéro de dépôt : **91400089.8**

⑤① Int. Cl.⁶ : **H05G 1/32, H05G 1/46,
H05G 1/64**

⑳ Date de dépôt : **16.01.91**

③① Priorité : **19.01.90 FR 9000652**

④③ Date de publication de la demande :
24.07.91 Bulletin 91/30

⑥④ Etats contractants désignés :
DE NL

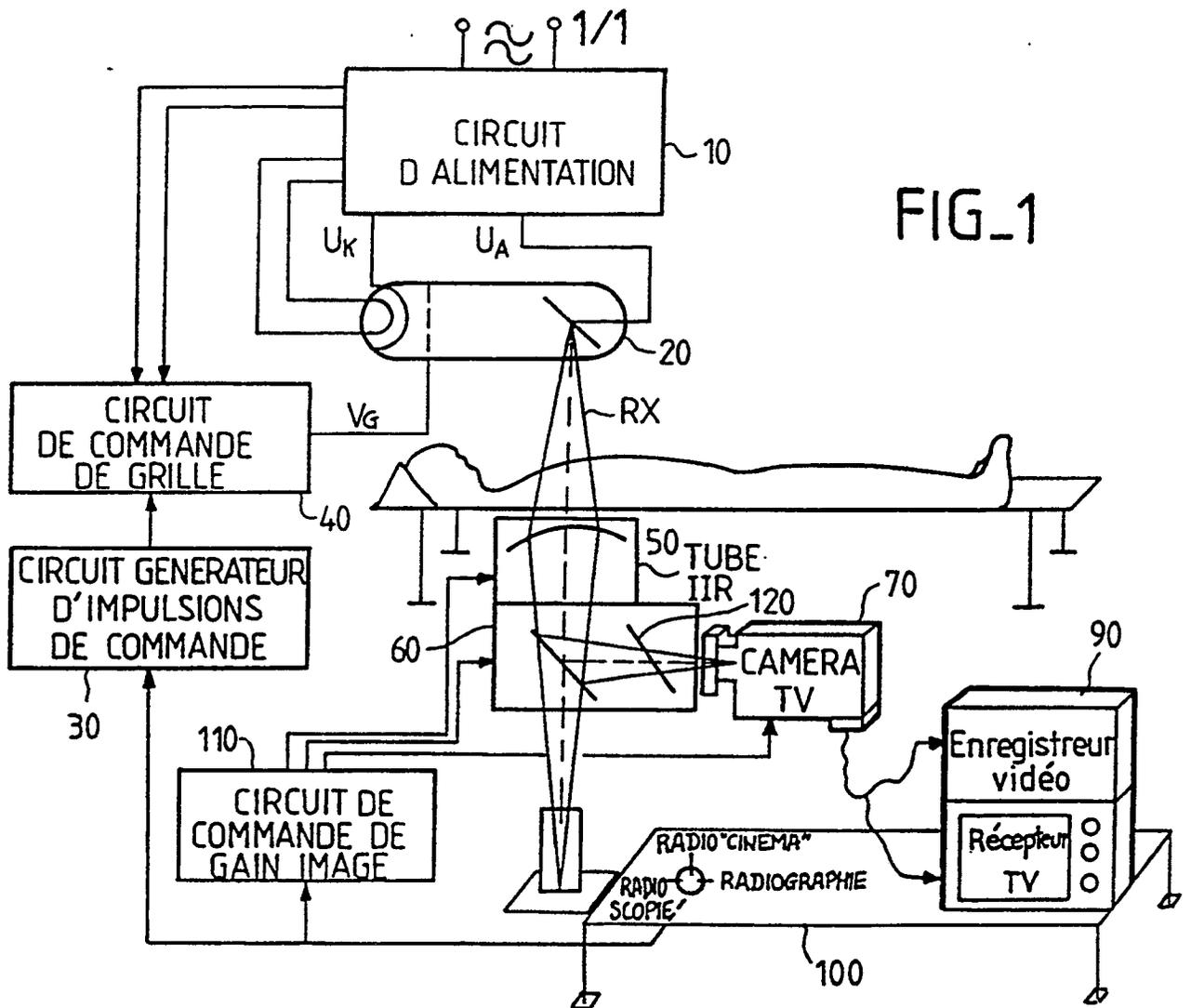
⑦① Demandeur : **GENERAL ELECTRIC CGR S.A.**
100, rue Camille-Desmoullins
F-92130 Issy les Moulineaux (FR)

⑦② Inventeur : **Touret, François**
Cabinet-Ballot-Schmit 7 rue Le Sueur
F-75116 Paris (FR)
Inventeur : **Andrews, Edward**
Cabinet-Ballot-Schmit 7 rue Le Sueur
F-75116 Paris (FR)

⑦④ Mandataire : **Schmit, Christian Norbert Marie**
et al
Cabinet Ballot-Schmit 7, rue Le Sueur
F-75116 Paris (FR)

⑤④ **Equipement de radiologie multimode à commutation rapide.**

⑤⑦ L'invention se rapporte à un équipement de radiologie comportant un tube à rayons X à grille, des moyens de polarisation du tube et de chauffage de sa cathode tels que ce tube soit, en utilisation, toujours polarisé aux valeurs correspondant à une puissance d'émission instantanée maximale ; sa grille est commandée en impulsions de durée largement variable, entre 0,2 ms et 90 ms par exemple. L'équipement comporte en outre une chaîne de restitution d'images unique avec un intensificateur d'images radiologiques et une caméra de télévision numérique. La sélection d'un mode de fonctionnement entraîne automatiquement l'ajustement de la durée et du rythme des impulsions de commande de grille et l'ajustement du gain de la chaîne image. L'invention s'applique notamment dans le domaine médical pour enchaîner sans interruption sensible pour l'opérateur des examens de type radioscopie, radiocinéma ou radiographie.



EQUIPEMENT DE RADIOLOGIE MULTIMODE A COMMUTATION RAPIDE

L'invention se rapporte aux équipements de radiologie utilisables dans le domaine médical ou dans le domaine métallurgique, et plus particulièrement à un équipement de radiologie multimode a commutation rapide, permettant le passage rapide d'un mode de fonctionnement à un autre.

Classiquement en radiologie, plusieurs modes de fonctionnement peuvent être utilisés ; ces modes diffèrent les uns des autres par la durée et la puissance de l'exposition aux rayons X de l'objet ou du patient à examiner, et la continuité ou la discontinuité de l'émission de rayons X par l'équipement.

En mode radioscopie, l'objet à examiner est soumis en permanence, c'est à dire pendant des durées pouvant atteindre plusieurs minutes, à un rayonnement X de puissance assez faible de telle façon que, notamment dans le domaine médical, le corps ne reçoive pas une dose d'irradiation trop importante même si la radioscopie se prolonge plusieurs minutes comme cela peut être nécessaire. Le récepteur d'images associé fournit, à partir de différences d'atténuation du rayonnement X qui a traversé l'objet analysé, une succession d'images rapides, 25 à 30 images par seconde par exemple. Ces images permettent à l'observateur de percevoir les mouvements, par exemple les mouvements cardiaques, ou permettent de rechercher une zone d'intérêt particulière, en déplaçant l'objet ou le patient par rapport au faisceau de rayonnement X. Ce mode de fonctionnement est obtenu en appliquant au tube à rayons X une puissance électrique faible, par exemple 5mA sous 80kV soit 400 W ; ainsi le tube ne s'échauffe pas de façon excessive.

En mode radiocinéma, les images sont également fournies en succession rapide, 25 à 30 images par seconde, mais elles sont enregistrées sur un film de façon à être revues ultérieurement pour établir le diagnostic. Dans ce mode de fonctionnement, on pourrait interrompre la prise d'images pendant la durée de remplacement d'une image par la suivante, tout en continuant d'irradier le patient. Cependant cette irradiation étant inutile, et éventuellement néfaste, une émission de rayons X discontinue est préférée. En effet, la substitution d'images, réalisée de manière mécanique, prend environ 10 ms, ce qui est loin d'être négligeable par rapport à la période des images (40 ms pour un rythme de 25 images par seconde). De plus, la puissance de l'exposition en radiocinéma est généralement plus élevée qu'en radioscopie, car la durée d'une séquence filmée est courte, moins de 10 secondes en général, mais les images peuvent être observées au ralenti : pour cela, elles doivent être de meilleure qualité que les images de radioscopie et donc être obtenues à partir d'un faisceau de rayonnement X de plus grande intensité.

Ce mode de fonctionnement est obtenu en appliquant au tube à rayons X une puissance électrique intermittente assez forte, par exemple 800 mA sous 80 kV, soit une puissance instantanée de 64 kW pendant des durées d'exposition de 5ms par image par exemple, ce qui pour un rythme de 25 images par seconde conduit à une puissance moyenne de 8 kW sur le tube à rayons X.

En mode radiographie, on souhaite obtenir des images de très grande qualité. Pour cela la puissance d'exposition au faisceau de rayonnement X doit être importante, et les images ne peuvent être obtenues qu'en succession lente, pour éviter une irradiation trop forte du patient. Une très bonne qualité des images est en particulier nécessaire lorsqu'une observation très minutieuse est requise, ou lorsque les images doivent être numérisées et/ou subir ensuite des traitements numériques. La puissance électrique appliquée au tube à rayons X dans ce mode de fonctionnement peut être de 72 kW en instantané, soit 900 mA sous 80 kV par exemple, pendant une durée suffisante ; ce qui pour une succession de 4 images par seconde conduit à une puissance moyenne de 28,8kW sur le tube à rayons X.

Il existe également d'autres modes de fonctionnement possibles, dérivés des modes principaux décrits ci-dessus. En particulier, pour la radioscopie, il est possible d'effectuer une émission discontinue du faisceau de rayonnement X, comme décrit ci-dessus pour le mode radiocinéma, mais avec une puissance faible, par exemple 40 mA sous 80 kV soit 3,2 kW de puissance instantanée, pendant des durées de 5 ms. Pour une succession de 25 images par seconde, soit des images espacées de 40 ms, la puissance moyenne sur le tube serait de 400 W. Ce mode de fonctionnement est dit, mode radioscopie pulsée.

Pour le mode radiocinéma, il est possible d'utiliser, au lieu d'une caméra de cinéma, une caméra de télévision et d'effectuer un enregistrement vidéo, ou bien d'effectuer directement un enregistrement dans une mémoire numérique après numérisation de chaque image.

Pour chacun de ces différents modes de fonctionnement, il est essentiel d'adapter les caractéristiques du tube d'émission de rayonnement X à utiliser, chacun de ces modes nécessitant une puissance instantanée très différente de celle nécessitée par les autres modes. Comme indiqué dans les exemples décrits ci-dessus, la puissance instantanée nécessaire sur le tube est de 400 W en radioscopie normale, 3,2 kW en radioscopie pulsée, 64 kW en radiocinéma et 72 kW en radiographie.

Des solutions ont été recherchées pour utiliser un même équipement selon au moins deux modes de fonctionnement. Les solutions habituellement rete-

nues ne permettent pas de passer rapidement d'un mode de fonctionnement à l'autre. En effet, pour passer d'un mode radioscopie à un mode de fonctionnement radiographie par exemple, il faut pouvoir faire passer le tube à rayons X, d'une puissance faible à une puissance 10 à 20 fois plus élevée. Or, ce changement de puissance se fait classiquement en élevant la température de la cathode pour qu'elle fournisse un courant plus élevé. Un tel changement de mode de fonctionnement fait donc intervenir des constantes de temps thermiques de plusieurs secondes. Pour résoudre ce problème, il est connu d'utiliser, pour un même tube à rayons X, l'un ou l'autre de deux filaments de cathode et de commuter lorsque l'on souhaite passer d'un mode à un autre : des circuits de commutation sélectionnent ainsi suivant le besoin, une cathode émettant peu ou beaucoup d'électrons pour provoquer lors du choc de ces électrons sur l'anode une émission faible ou forte de rayons X. Le dispositif de commande du tube à rayons X comporte, en général, des moyens pour annuler rapidement la polarisation de cathode dans un mode de fonctionnement radiographie. Les dispositifs à plusieurs cathodes ne permettent pas de résoudre le problème, car en général, pour limiter le nombre de connexions électriques qui doivent traverser le tube, les deux cathodes ont un point commun et sont polarisés simultanément à 80 kV par exemple, seule étant en activité celle qui est soumise à un courant de chauffage. Il est alors très difficile de résoudre les problèmes de claquage ou ceux liés au défaut d'isolement entre les deux cathodes dans ce type d'équipements.

L'invention a pour objet, un équipement de radiologie multimode qui ne présente pas les inconvénients des équipements multimodes actuels, et prévoit les passages d'un mode à l'autre, non pas par changement de puissance instantanée en un temps aussi court que possible comme les équipements antérieurs cherchaient à le faire, mais à puissance instantanée constante et en un temps assez faible pour que l'utilisateur considère ce passage comme "instantané" à l'échelle humaine, c'est à dire, en environ 100ms.

Le résultat obtenu est important car, outre l'agrément pour l'utilisateur de ne pas avoir le sentiment de perdre du temps (aspect psychologique), l'opérateur peut obtenir une image, en qualité graphique, d'états fugitifs chez le patient, sans arrêter l'observation en scopie, c'est à dire en le reprenant ensuite.

Suivant l'invention, l'équipement de radiologie multimode comporte une source de rayonnement X et de ses moyens d'alimentation et des moyens de restitution d'images à partir du faisceau de rayonnement X émergent de l'objet analysé, caractérisé :

- en ce que la source de rayonnement X est un tube à rayons X à grille, polarisé durant toutes les phases d'utilisation dans les conditions où il peut

fournir sa puissance instantanée maximale, et en ce que la tension de la grille du tube est commandée en impulsions de durée ajustable,

- en ce que les moyens de restitution d'images comportent une chaîne unique dont le gain est ajustable,

- en ce que le mode de fonctionnement est sélectable par l'opérateur, la sélection du mode de fonctionnement commandant d'une part l'ajustement de la durée et du rythme des impulsions de grille du tube à rayons X et d'autre part, l'ajustement du gain de la chaîne d'images.

L'invention sera mieux comprise et d'autres caractéristiques apparaîtront à l'aide de la description qui suit en référence aux figures annexées.

La figure 1 est un schéma général de l'équipement de radiologie multimode selon l'invention.

La figure 2 illustre les impulsions de commande de grille respectivement en mode radioscopie pulsée, en mode radiographie, et en mode radiocinéma.

La figure 1 est le schéma synoptique d'un équipement de radiologie multimode selon l'invention. Il comporte principalement un circuit d'alimentation 10 branché sur une alimentation secteur fournissant une tension de polarisation et dont les sorties sont reliées à la cathode K au potentiel U_K et à l'anode A au potentiel U_A d'un tube à rayons X, 20 ayant une grille de commande G. Un circuit générateur d'impulsions de commande 30 relié à un circuit de commande de grille 40 fournit des impulsions V_g de durée et de rythmes ajustables à la grille du tube 20.

Lorsqu'un faisceau de rayons X, RX, est émis par le tube, il traverse l'objet ou la partie à analyser du corps d'un patient et le rayonnement émergent atténué est recueilli, de manière variable en fonction des épaisseurs et éléments traversés, sur un tube intensificateur d'images radiologiques 50. Ce tube IIR, à partir du rayonnement X qu'il reçoit, fournit un faisceau de rayonnement optique visible dont l'intensité varie comme celle du rayonnement X reçu. Le faisceau optique issu du tube intensificateur 50 est adapté à une réception sur caméra par un dispositif de couplage optique 60 dont le faisceau émergent est détecté par une caméra de télévision 70 de préférence numérique. Le dispositif de couplage optique 60 peut être pourvu d'une sortie permettant la radiographie directe des images, ou avec une réflexion comme représenté sur la Figure 1. Ceci peut également être obtenu au moyen d'un sélecteur automatique qui place dans le champ du rayonnement le récepteur choisi.

La sortie de la caméra 70 est reliée d'une part à l'entrée d'un enregistreur vidéo 90 et d'autre part, à l'entrée d'un récepteur de télévision 80 pour respectivement l'enregistrement ou la visualisation des images ainsi obtenues.

Selon l'invention, l'équipement de radiologie est rendu multimode par la combinaison des moyens de

réglages, d'une part pour l'alimentation et la commande du tube à rayons X, et d'autre part pour la chaîne image, de façon que pour l'opérateur les images obtenues soient du type demandé, des images correspondant à des modes de fonctionnement réputés très différents pouvant se succéder à volonté sans que les changements de modes soient sensibles pour l'opérateur autrement que par les images résultantes.

En ce qui concerne l'alimentation du tube à rayons X, selon l'invention le tube est toujours polarisé durant les phases d'utilisation pour fournir sa puissance instantanée maximale, soit P_m , la tension de polarisation du tube entre cathode et anode ayant une valeur fixe, soit V la tension d'accélération des électrons dans le tube à rayons X, et I l'intensité du courant anodique du tube à rayons X. Alors que dans les systèmes antérieurs, la tension de polarisation est interrompue entre deux phases d'émission du rayonnement, selon l'invention cette tension est appliquée en permanence (durant les séquences d'utilisation de l'équipement). De même le courant anodique I est inchangé et toujours de la valeur permettant d'obtenir la puissance maximale nécessaire pour le mode radiographie. Le pupitre de commande 100 permet l'affichage du mode de fonctionnement souhaité, radioscopie pulsée, radiocinéma ou radiographie par exemple et, à partir de cet affichage le circuit de commande d'alimentation 30 commande automatiquement l'ajustement de la tension de chauffage du filament de cathode d'une part, la durée des impulsions d'émission de rayons X par le tube 20 et leur période de répétition. Le pupitre de commande 100 peut comporter en outre, pour un équipement de radiologie médicale, des moyens d'initialisation effectuant une présélection pour un mode donné, de valeurs initiales pour cette tension de chauffage et/ou, pour la durée des impulsions d'émission de rayons X en fonction de la corpulence du patient.

La durée des émissions de rayons X est commandée via la tension de commande de grille du tube 20. De ce fait, la durée des ces impulsions d'émission est ajustable dans une grande gamme, c'est à dire de valeurs très faibles, 0,2 ms par exemple pour un mode de fonctionnement en radioscopie, à des valeurs très grandes, de l'ordre de 90 ms pour le mode de fonctionnement en radiographie, et cela, sans interruption de la tension anodique. Il est à noter que les systèmes classiques de fonctionnement en radioscopie pulsée par interruption de la tension anodique, ne permettent pas de descendre au dessous de 3ms du fait de la capacité des câbles transmettant la tension de polarisation au tube.

La figure 2 illustre les signaux de commande de la tension de grille permettant d'obtenir les différentes durées d'émission de rayons X compatibles avec les divers modes de fonctionnement.

Aussi le tube à rayons X est maintenu en permanence dans les condition où il peut fournir sa puis-

sance instantanée maximale, la puissance moyenne compatible avec le régime de fonctionnement étant uniquement réglée en adaptant la durée et le rythme des impulsions au régime souhaité. Un exemple compatible avec les exemples des différents régimes de fonctionnement cités ci-dessus peut être le suivant : conservant la même tension de polarisation du tube, soit $V = 80$ kV et pour une puissance maximale, en mode radiographie égale à 80 kW, le courant anodique peut être égal à 1 A.

La durée des impulsions correspond au mode radioscopie pour garder la même puissance moyennes que dans l'exemple ci-dessus, soit 400 W, est donc égale, pour un rythme de 25 images par seconde (soit 40 ms entre deux images), à : $t_s = 40$ ms x (400 / 80 kW), soit $t_s = 0,2$ ms.

La durée des émissions correspondant au mode radiographie, pour garder la même puissance moyenne que dans l'exemple ci-dessus, soit 28,8 kW et le même rythme d'images, 4 images par seconde, est donc égale à :

$$T_g = 250 \text{ ms} \times 28,8 \text{ kW} / 80 \text{ kW}, \text{ soit } 90 \text{ ms}$$

D'une manière générale, la durée des impulsions t est déterminée en fonction de la puissance moyenne nécessaire à l'examen, P_{exm} par la formule

$t = T \cdot P_{\text{exm}} / P_m$, où T est la période entre images, ce paramètre étant choisi d'une part en fonction de l'examen, et d'autre part en fonction de la chaîne de restitution d'images qui traite le faisceau de rayons X émergent.

En effet, une autre caractéristique essentielle de l'équipement est qu'il possède une chaîne de restitution d'images unique, de préférence constituée comme représenté sur la figure 1, d'un tube intensificateur d'images radiologique 50 associé à une caméra de télévision numérique 70 et non d'un détecteur d'images pour chaque mode comme cela était le cas dans les équipements multimodes connus. Pour cela, l'équipement comporte des moyens de commande 110 de la chaîne d'images unique permettant de faire varier rapidement, lorsque nécessaire en fonction du mode choisi, le gain de la chaîne image. Ces moyens peuvent être les suivants, pris isolément ou en combinaison :

- des moyens de commande du gain de l'intensificateur d'images radiologiques 50, par action sur les tensions électriques appliquées à ses différentes électrodes ;
- des moyens de commande du gain de la caméra 70 par action sur le gain des amplificateurs transformant le courant de signal du tube analyseur de la caméra en un signal vidéo ;
- des moyens de commande de l'atténuation du dispositif optique de couplage 60 entre le tube intensificateur 50 et la caméra 70, ce dispositif comportant un ou des filtres atténuateurs 120 ou des iris légers commutables susceptibles d'être à volonté placés sur le chemin optique ou écartés

de ce chemin.

En mode radioscopie, le gain de la chaîne est ajusté à sa valeur maximum, les images obtenues étant le résultat d'une irradiation faible. Sur la figure 2, les impulsions de commande de grille correspondant à ce mode ont été représentées à un rythme de $T=40\text{ms}$ avec des durées de 0.2ms . Si ces images sont enregistrées par la caméra vidéo 70, une mémoire d'images dans la caméra numérique peut permettre l'enregistrement de ces images et leur transfert à un enregistreur vidéo 90 associé au récepteur de télévision 80 qui peut permettre de les observer au ralenti et, de suivre ainsi les mouvements d'un organe.

De même, pour une observation conduisant à des images de meilleure qualité, à 25 images par seconde, la durée des impulsions est augmentée jusqu'à $t_c=5\text{ms}$ pour la qualité radiocinéma au rythme $T=40\text{ms}$. Le gain de la chaîne image est alors diminué par action sur le gain tube IIR 50 et/ou par action sur le gain de la caméra 70 et/ou par reconfiguration du dispositif optique de couplage 60 comme indiqué ci-dessus.

Enfin pour des images de qualité encore supérieure obtenues par radiographie, la durée des impulsions peut être augmentée jusqu'à $t_g=90\text{ms}$ par exemple, à une période $T=250\text{ms}$ par exemple (voir figure 2), soit 4 images par seconde. Dans ce cas, compte-tenu la puissance du rayonnement X, le gain de la chaîne image est encore diminué comme indiqué ci-dessus. Par ailleurs, la succession des images est interrompue puisque les images restituées ont une période plus grande que la période images télévision.

L'invention n'est pas limitée au mode de réalisation décrit et représenté. En particulier le pupitre de commande peut prévoir d'autres réglages possibles et peut bien entendu comporter un mode manuel dans lequel les différents paramètres de commande, durée des impulsions de commande de grille, rythme de ces impulsions, gain de la chaîne image, et d'autres paramètres du type courant ou tension de chauffage de cathode etc...peuvent être affichés par l'opérateur. De plus, à titre d'exemples, trois types d'impulsions de commande associés à des modes différents adaptés au domaine médical ont été décrits. Ces exemples ne sont pas limitatifs et, comme suggéré ci-dessus, la durée ou le rythme des impulsions peuvent être réglés en continu pour que, surtout dans le domaine médical, l'allongement de la durée des impulsions qui fixe la durée de chaque phase d'irradiation s'accompagne simultanément d'un allongement de la période de récurrence de ces impulsions. Par exemple, pour les modes de fonctionnement dans lesquels la succession des images s'effectue à un rythme inférieur au rythme des images de télévision, la sélection du mode commande l'interruption de la séquence d'images dans la caméra pour adapter la sortie d'images de la

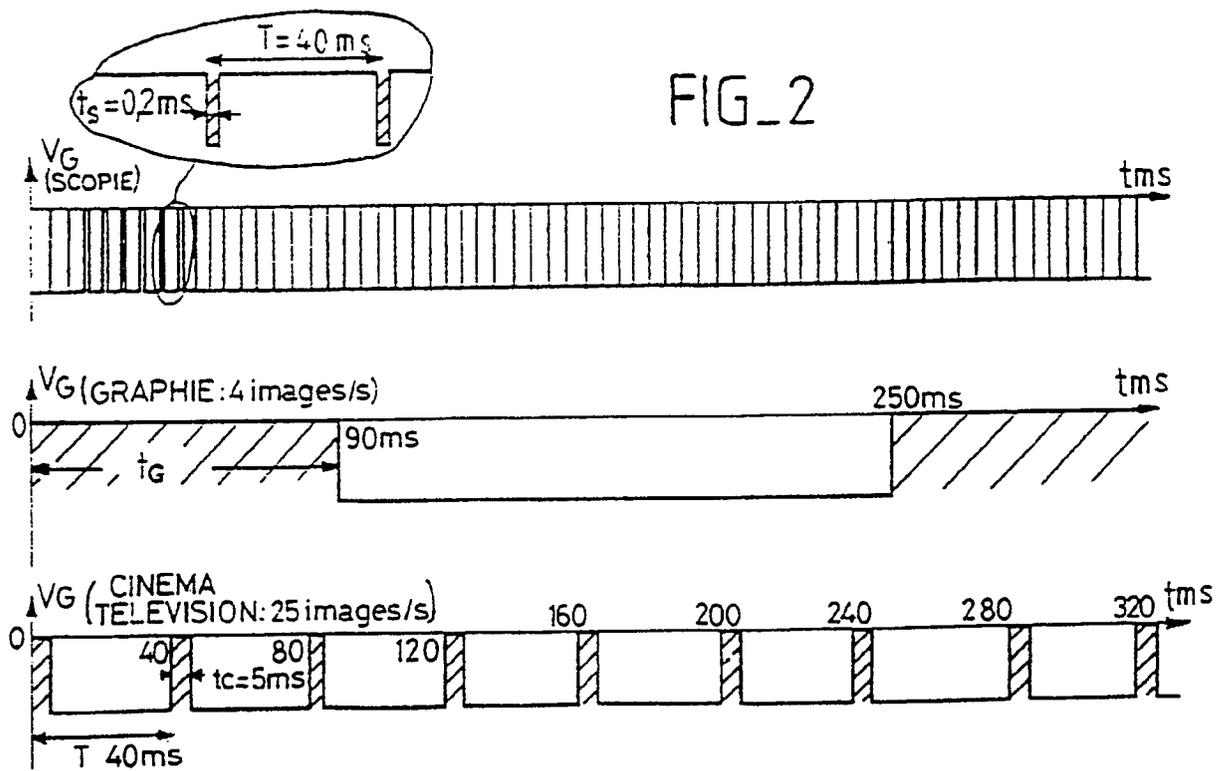
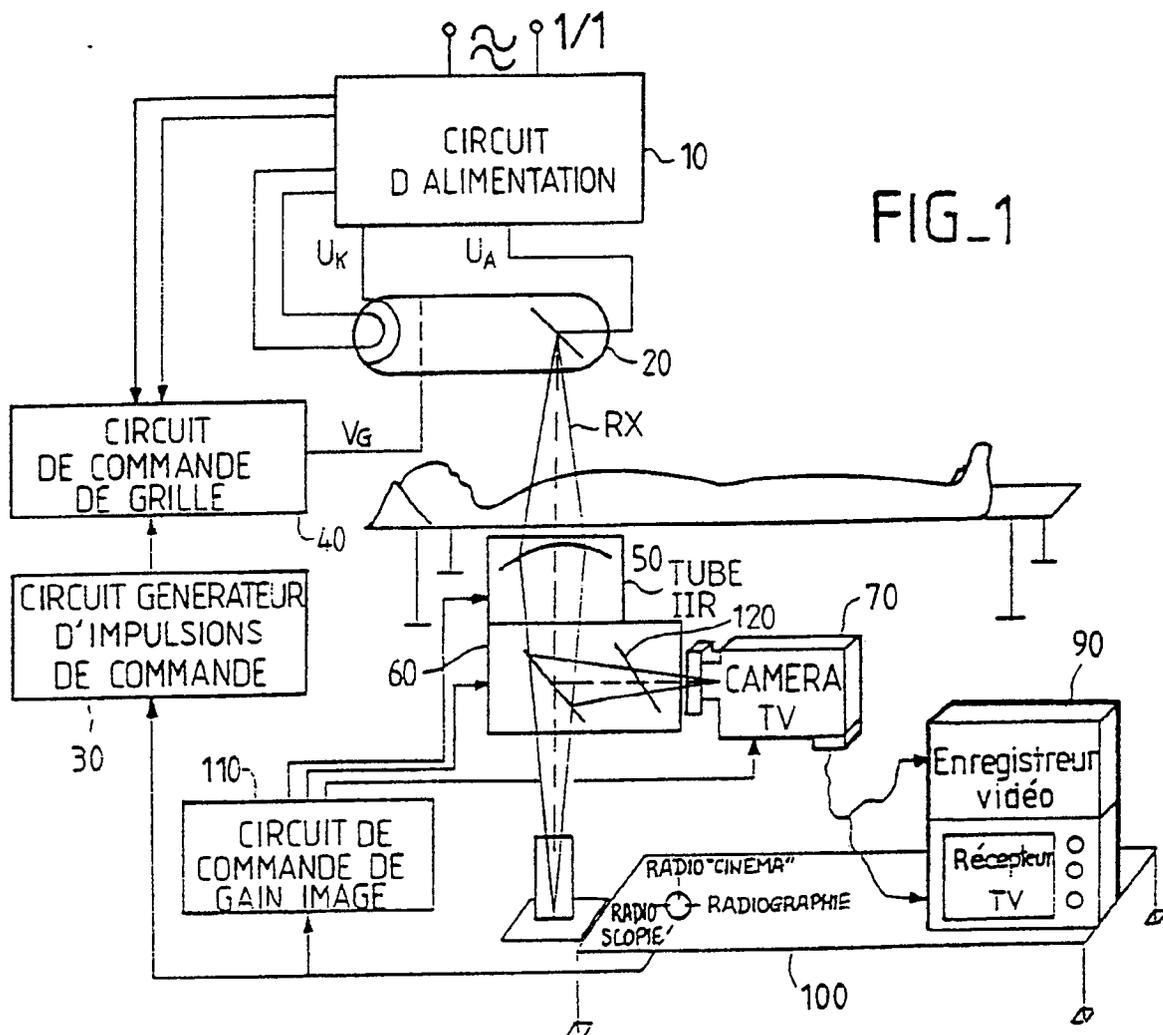
caméra au rythme des images formées par les émissions successives de rayons X au rythme des impulsions de commande de grille.

Revendications

1. Equipement de radiologie multimode à commutation rapide comportant une source de rayonnement X et ses moyens d'alimentation, et des moyens de restitution d'images à partir du faisceau de rayonnement X émergeant de l'objet analysé, caractérisé
 - en ce que la source de rayonnement X est un tube à grille polarisé durant toutes les phases d'utilisation dans les conditions où il peut fournir sa puissance instantanée maximale, et en ce que la tension de grille du tube est commandée en impulsions de durée ajustable,
 - en ce que les moyens de restitution d'images comportent une chaîne de restitution d'images unique dont le gain est réglable,
 - et en ce que le mode de fonctionnement est sélectable par l'opérateur, la sélection d'un mode de fonctionnement commandant d'une part l'ajustement de la durée et du rythme des impulsions de commande de grille du tube à rayons X, et d'autre part l'ajustement du gain de la chaîne de restitution d'images.
2. Equipement de radiologie selon la revendication 1, caractérisé en ce que la durée des impulsions de commande de la tension de grille du tube à rayons X est réglable entre une valeur très faible par exemple de l'ordre de $0,2\text{ms}$ et une valeur assez grande, de l'ordre de 90ms , respectivement associées aux modes de fonctionnement en radioscopie et en radiographie.
3. Equipement selon la revendication 2, caractérisé en ce que le rythme des impulsions est susceptible d'être supérieur au rythme des images de télévision pour le mode radioscopie et est inférieur à ce rythme télévision pour le mode radiographie
4. Equipement selon la revendication 3, caractérisé en ce que la chaîne de restitution d'images comporte un tube intensificateur d'images radiologiques (50) couplé par un dispositif de couplage optique (60) à une caméra de télévision (70).
5. Equipement selon la revendication 4, caractérisé en ce que la caméra de télévision (70) est numérique et comporte une mémoire d'images numérique.

6. Equipement selon la revendication 4 caractérisé en ce que le tube intensificateur d'images radiologique (50) a un gain réglable par changement des tensions électriques appliquées à ses électrodes, le réglage du gain de la chaîne image étant obtenu, au moins partiellement, par réglage du gain du tube intensificateur d'images. 5
7. Equipement selon la revendication 4, caractérisé en ce que la caméra de télévision (70) comporte un tube analyseur fournissant un courant de signal transformé en un signal vidéo par des amplificateurs à un gain réglable, et en ce que le réglage du gain de la chaîne image est obtenu, au moins partiellement, par réglage du gain de ces amplificateurs. 10
15
8. Equipement selon la revendication 4, caractérisé en ce que le dispositif optique de couplage entre le tube intensificateur et la caméra de télévision comporte des filtres atténuateurs ou des iris légers commutables dont l'introduction sur le chemin optique et le retrait du chemin optique commandent une modification de gain de la chaîne image. 20
25
9. Equipement selon la revendication 4, caractérisé en ce qu'il comporte, en combinaison, un tube intensificateur d'images radiologiques (50) à gain réglable, une caméra de télévision (70) à gain réglable, et un dispositif optique de couplage (60) comportant des éléments optiques commutables, la sélection d'un mode de fonctionnement par l'opérateur commandant automatiquement l'ajustement du gain de la chaîne image par réglage du gain du tube intensificateur (50), du gain de la caméra (70), et la reconfiguration du dispositif de couplage (60) 30
35
10. Equipement selon la revendication 3, caractérisé en ce que pour les modes de fonctionnement dans lesquels la succession des images s'effectue à un rythme inférieur au rythme des images de télévision, la sélection du mode commande l'interruption de la séquence d'images dans la caméra pour adapter la sortie d'images de la caméra au rythme des images formées par les émissions successives de rayons X au rythme des impulsions de commande de grille. 40
45
50

55



Office européen
des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numero de la demande

EP 91 40 0089

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int. Cl.5)
X	EP-A-0 276 170 (GENERAL ELECTRIC CO.) * Page 4, ligne 45 - page 5, ligne 27; page 8, lignes 1-47; page 11, lignes 16-43; page 12, lignes 4-15; figures 1,2 *	1,2	H 05 G 1/32 H 05 G 1/46 H 05 G 1/64
Y	---	3-5	
A	---	7,9	
Y	DE-A-3 224 440 (SIEMENS AG) * Abrégé; page 5, ligne 23 - page 6, ligne 19; figure 1 *	1,3-5	
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN, vol. 5, no. 137 (E-72)[809], 29 août 1981; & JP-A-56 073 894 (SHIMAZU SEISAKUSHO K.K.) 18-06-1981 * En entier *	1,3,4	
A	EP-A-0 102 532 (GENERAL ELECTRIC CO.) * Abrégé; page 15, ligne 2 - page 18, ligne 3; figure 1 *	1,3-5	
A	GB-A-2 084 829 (AMERICAN SCIENCE AND ENGINEERING INC.) * Page 2, lignes 35-69; page 3, lignes 22-90; figure 1 * & FR-A-2 491 250	1	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl.5)
			G 01 N H 05 G
Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche		Date d'achèvement de la recherche	Examinateur
LA HAYE		26-03-1991	HORAK G. I.
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES			
X : particulièrement pertinent à lui seul		T : théorie ou principe à la base de l'invention	
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie		E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date	
A : arrière-plan technologique		D : cité dans la demande	
O : divulgation non-écrite		L : cité pour d'autres raisons	
P : document intercalaire		& : membre de la même famille, document correspondant	

EPO FORM 1503 01.87 (P0400)