

A1

**DEMANDE  
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

**N° 81 01044**

(54) Installation de radiodiagnostic comprenant des moyens destinés à prendre en compte l'évanouissement d'image après l'apparition d'un signal de débranchement.

(51) Classification internationale (Int. Cl.<sup>3</sup>). H 05 G 1/42; A 61 B 6/00; G 03 B 41/16; H 05 G 1/64.

(22) Date de dépôt..... 21 janvier 1981.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée : RFA, 18 février 1980, n° P 30 06 049.2, au nom de la demanderesse.

(41) Date de la mise à la disposition du public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 34 du 21-8-1981.

(71) Déposant : Société dite : SIEMENS AG, résidant en RFA.

(72) Invention de : Klaus Brunn et Walter Polster.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Cabinet Flechner,  
63, av. des Champs-Élysées, 75008 Paris.

L'invention concerne une installation de radiodiagnostic pour effectuer des radiographies, comportant un amplificateur d'image radiographique et une caméra permettant d'enregistrer l'image de sortie de l'amplificateur d'image radiographique ,  
5 ainsi qu'un dispositif automatique d'exposition qui possède un intégrateur permettant de détecter la quantité de lumière par image et un commutateur à valeur de seuil permettant de débrancher le tube à rayons X lorsqu'une quantité de lumière de consigne est atteinte.

10 Une installation de radiodiagnostic de ce type est décrite dans la demande de brevet allemand mise à l'Inspection publique sous le No. 19 29 894. Cette installation de radiodiagnostic connue sert à réaliser des prises de vues cinématographiques. Pour chaque image individuelle d'une série d'images cinématogra-  
15 phiques, le tube à rayons X est débranché une fois qu'une quantité de lumière prédéterminée est atteinte, de sorte qu'on obtient des images individuelles exposées de façon optimale.

Lors de l'apparition d'un signal de débranchement pour terminer une image, la lumière ne disparaît pas immédiatement  
20 à la sortie de l'amplificateur d'image, mais diminue lentement étant donné que les câbles à haute tension ne sont pas encore déchargés par l'intermédiaire du tube à rayons X et que l'amplificateur d'image fournit encore une légère lumière rémanente. Mais, de ce fait, la quantité de lumière agissant effectivement  
25 sur le film radiographique dépasse la valeur de consigne prédéterminée. La constante de temps du comportement d'évanouissement de la lumière n'est pas constante, mais variable ; elle dépend des données de prise de vues. Par conséquent cette diminution ne peut pas être compensée par un signal circuit de dérivation  
30 simple, mais au moyen d'une réduction de la valeur de consigne de la quantité de lumière, et ce d'une valeur fixe prédéterminée.

L'invention a pour but de créer une installation de radiodiagnostic du type indiqué plus haut, dans laquelle on obtient un noircissement optimal du film pour toutes les données  
35 de prises de vues et par conséquent dans laquelle l'évanouissement de l'image est pris en compte après l'apparition d'un signal de débranchement.

Ce problème est résolu conformément à l'invention grâce au fait que le commutateur à valeur de consigne possède une  
40 entrée de commande permettant de fixer le seuil de débranchement

et qui est raccordée à un comparateur comparant la valeur réelle et la valeur de consigne de la quantité de lumière et qui fixe le seuil de telle manière que la valeur réelle est accordée sur la valeur de consigne. Dans le cas de l'installation de radio-

5 diagnostic conforme à l'invention, le fonctionnement peut être le suivant : lors de la première image d'une série d'images, le débranchement du tube à rayons X a lieu lorsque la valeur de consigne préréglée de la quantité de lumière est atteinte. Après le débranchement, la lumière supplémentaire présente par suite

10 du comportement d'évanouissement de la lumière provoque une surexposition de l'image. La luminosité supplémentaire est intégrée dans l'intégrateur et est détectée par le comparateur qui réduit le seuil du commutateur à valeur de seuil de telle manière que, lors de l'image immédiatement suivante, le tube à rayons X

15 est débranché suffisamment prématurément pour que, par suite de la présence de la lumière supplémentaire, on obtienne la quantité de lumière correcte après le débranchement.

A titre d'exemple on a décrit ci-dessous schématiquement au dessin annexé une forme de réalisation de l'objet de l'inven-

20 tion.

Sur la figure on a représenté un tube 1 à rayons X qui est alimenté par un générateur radiologique 2 et irradie un patient 3. Pour réaliser les radiographies on utilise un amplificateur d'image radiographique 4, à l'écran luminescent de

25 sortie duquel est accouplée optiquement une caméra 5. Sur le trajet optique du rayonnement se trouve disposé un miroir semi-transparent 6 qui envoie un signal lumineux à un photomultiplificateur 7. A la sortie de ce dernier apparaît un signal qui dépend de la luminosité moyenne de l'image sur l'écran luminescent

30 de sortie de l'amplificateur d'image radiographique 4 et par conséquent de la luminosité moyenne de l'image sur le film de la caméra 5. Ce signal est intégré dans un intégrateur 8 de sorte qu'à la sortie de l'intégrateur 8 on dispose d'un signal qui correspond à la valeur réelle de la quantité de lumière agissant

35 sur le film radiographique pour une image individuelle. Ce signal est comparé dans un commutateur à valeur de seuil 9 à un signal de valeur de consigne présent à l'entrée 10. Si le signal de valeur de consigne atteint le signal de valeur réelle, le commutateur à valeur de seuil 9 provoque le débranchement du

40 tube 1 à rayons X.

En parallèle avec le commutateur à valeur de seuil 9 se trouve branché un comparateur 11 auquel sont envoyés aussi bien le signal de valeur de consigne que le signal de valeur réelle pour la quantité de lumière et qui, par l'intermédiaire d'un signal de correction envoyé dans le conducteur 12, modifie le seuil du commutateur à valeur de seuil 9. Comme cela a été décrit plus haut, la première prise de vue d'une série est surexposée, c'est-à-dire que lors de la première prise de vue, en raison du comportement d'évanouissement de la lumière, le signal présent à l'entrée 13 du comparateur 11 est supérieur au signal présent à l'entrée 10. L'amplificateur 11 modifie le seuil du commutateur à valeur de seuil 9 en fonction de la différence de ses signaux d'entrée de telle manière que, pour l'image immédiatement suivante, lors de l'apparition d'un signal de débranchement, le signal présent à l'entrée 13 n'a pas encore atteint la valeur du signal présent à l'entrée 10, mais que ces deux signaux sont identiques uniquement lorsque l'image présente à la sortie de l'amplificateur d'image radiographique 4 s'est évanouie.

REVENDICATION

Installation de radiodiagnostic pour effectuer des radiographies, comportant un amplificateur d'image radiographique et une caméra permettant d'enregistrer l'image de sortie de  
5 l'amplificateur d'image radiographique , ainsi qu'un dispositif automatique d'exposition qui possède un intégrateur permettant de détecter la quantité de lumière par image et un commutateur à valeur de seuil permettant de débrancher le tube à rayons X lorsqu'une quantité de lumière de consigne est atteinte, caractérisée par le fait que le commutateur à valeur de seuil (9)  
10 possède une entrée de commande (12) permettant de fixer le seuil de débranchement et qui est raccordée à un comparateur (11) comparant la valeur réelle et la valeur de consigne de la quantité de lumière et qui fixe le seuil de telle manière que la  
15 valeur réelle est accordée sur la valeur de consigne.

