RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 525 458**
(A n'utiliser que pour les commandes de reproduction).

A1

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

(21) **N° 83 05593**

(54) **Installation de radiodiagnostic.**

(51) Classification internationale (Int. Cl. ³). **A 61 B 6/00; H 04 N 5/32.**

(22) Date de dépôt ..... 6 avril 1983.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée : *DE, 23 avril 1982, n° P 32 15 132.2.*

(41) Date de la mise à la disposition du public de la demande ..... B.O.P.I. — « Listes » n° 43 du 28-10-1983.

(71) Déposant : Société dite : SIEMENS AG. — DE.

(72) Invention de : Jörg Haendle.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Cabinet Flechner,
22, av. de Friedland, 75008 Paris.

Installation de radiodiagnostic.

L'invention concerne une installation de radiodiagnostic comportant un tube à rayons X, un diaphragme pour les rayons primaires et une chaîne de télévision à amplificateur de brillance qui comprend un amplificateur de brillance radiologique, une caméra de télévision, un circuit de traitement avec au moins une mémoire pour une image de télévision, et un moniteur. De telles installations de radiodiagnostic servent à la réalisation d'images électroniques instantanées. Pour la mémorisation durable, ces images instantanées peuvent par exemple être photographiées à partir du moniteur.

Dans la demande de brevet déposée en République Fédérale d'Allemagne sous le No. P 31 06 627.5, on a décrit une installation de radiodiagnostic du genre sus-mentionné, dans laquelle il est prévu une mémoire pour de telles images électroniques instantanées. Dans cette mémoire, on mémorise l'image de l'écran de sortie de l'amplificateur de brillance radiologique, qui a été prise à l'aide de la caméra de télévision, et qui est ensuite représentée sur un moniteur. Lors de prises de vues de par exemple la colonne vertébrale cervicale, la matrice de mémoire n'est pas complètement remplie par le contenu utile de l'image. Si par la suite on établit

des prises de vues sur un support matériel, en photographiant par exemple le moniteur ou à l'aide de dispositifs particuliers permettant d'obtenir une reproduction sur un support matériel, à partir de l'image mémorisée, on obtient, dans ces reproductions, des endroits clairs ou foncés gênants, qui ne contiennent aucune information utile de l'image.

La présente invention a pour objet la réalisation d'une installation de radiodiagnostic du genre rappelé en tête du présent mémoire, dans laquelle a lieu la suppression des parties de l'image qui n'appartiennent pas au contenu utile de l'image, et permettant de rassembler plusieurs images en une prise de vue, en sorte que l'on a une réduction des données.

Selon l'invention, ce problème est résolu grâce au fait que le circuit de traitement comporte un dispositif de commande à l'aide duquel on peut déterminer les emplacements de mémoire dans lesquels sont mémorisées des sections de l'image de sortie de l'amplificateur de brillance radiologique. Grâce à cette mémorisation voulue de sections d'images, on peut rassembler, en une seule image, les contenus utiles de plusieurs prises de vues.

Une sélection manuelle est possible si la section d'image qui est à mémoriser, est susceptible d'être choisie au niveau d'une unité de commande. Une mémorisation automatique, en fonction de l'image radiologique qui a été prise, est obtenue si l'on dispose un générateur au niveau du diaphragme pour les rayons primaires, générateur qui applique les signaux électriques qui correspondent aux points d'images à séparer, au circuit de traitement, en vue de caractériser la section d'image à mémoriser. Une évaluation également automatique est obtenue si le

circuit de traitement comporte un discriminateur d'amplitude pour caractériser les sections d'image qui sont à mémoriser. La mémorisation manuelle est facilitée si, pour le choix des sections d'image à mémoriser, un crayon lumineux pour le moniteur est relié au dispositif de commande. La position souhaitée de la section d'image peut être choisie librement si l'unité de commande est pourvue de moyens de réglage pour un décalage des adresses des points d'image qui appartiennent à la section d'image. Une évaluation ultérieure des images radiologiques peut avoir lieu, ou on peut obtenir une mémorisation, avec économie de place, de plusieurs prises de vues si une mémoire de masse est reliée à la mémoire d'image par l'intermédiaire d'un interface, et si le dispositif de commande est relié à l'interface.

A titre d'exemple on a décrit ci-dessous et représenté au dessin annexé des formes de réalisation de l'objet de l'invention.

La figure 1 représente une installation de radiodiagnostic servant à expliciter l'idée de l'invention,

la figure 2 montre une forme de réalisation du circuit de traitement de l'installation de radiodiagnostic représentée dans la figure 1,

la figure 3 est une variante du circuit de traitement qui est représenté dans la figure 1,

la figure 4 montre une prise de vue radiologique pour expliciter l'installation de radiodiagnostic conforme à l'invention, et

la figure 5 est l'image sur un moniteur de trois prises de vues radiologiques qui sont rassemblées dans l'esprit de l'invention.

Dans la figure 1, on a représenté une installation de radiodiagnostic, avec un générateur haute

tension 1 qui alimente un tube radiogène 2. Les rayons qui sont émis par le tube radiogène 2, et qui sont délimités par le diaphragme 3 des rayons primaires, traversent un patient 4 et produisent sur l'écran luminescent d'entrée d'un amplificateur de brillance radiologique 5, une image de brillance. L'image de l'écran de sortie de l'amplificateur de brillance radiologique 5 est prise en charge par une caméra de télévision 6. A la caméra de télévision 6 est relié un circuit de traitement 7 qui est relié à un moniteur 8. Une caméra 9 est dirigée sur l'écran luminescent du moniteur 8.

A l'aide de la figure 2, on explicitera, dans le détail, la constitution et le mode de fonctionnement du circuit de traitement 7. Le signal de sortie de la caméra de télévision 6 est appliqué à un convertisseur analogique/numérique 10 qui est relié à un discriminateur d'amplitude 11 auquel est relié un dispositif de commande 12. Le signal de sortie du dispositif de commande 12 est mémorisé, de la façon qui sera décrite plus loin, dans une mémoire d'image 13. Sous la commande du dispositif de commande 12, on applique au moniteur 8, par l'intermédiaire d'un convertisseur numérique/analogique 14 (convertisseur D/A) soit le signal vidéo actuel ou le signal vidéo qui est mémorisé dans la mémoire d'image 13. Au convertisseur D/A 14 peut également être relié un dispositif 15 pour des copies sur un support matériel, en vue de l'établissement d'images sur papier. Au dispositif de commande 12 est reliée une unité de commande 16 pourvue de moyens de réglage 17. Pour caractériser des sections d'images, un crayon lumineux ou marqueur lumineux 18, qui est dirigé vers le moniteur, peut être relié au dispositif de commande 12.

A l'aide des figures 4 et 5, on explicitera

plus en détail, le mode de fonctionnement du circuit de traitement 7. Dans la figure 4, on a représenté l'image du moniteur d'une prise de vue de la colonne verticale cervicale. La partie B caractérise, dans ce cas, le contenu utile souhaité de la prise de vue. A l'aide du discriminateur d'amplitude 11, représenté dans la figure 2, on supprime les parties qui se situent en-dessous d'une amplitude déterminée. Ces parties de l'image qui ont été isolées, et qui sont désignées dans la figure 4 par les références A et C, sont séparées par le dispositif de commande 12. Dans la mémoire d'image 13 arrive donc seulement la partie d'image B. A l'aide des moyens de réglage 17 de l'unité de commande 16, on sélectionne les emplacements de mémoire de la mémoire d'image 13, qui correspondent à la plage d'image gauche de la figure 5. Là, est introduite la première partie de l'image qui a été réalisée. La prise de vue suivante est traitée de la même façon, et elle est mémorisée dans les emplacements de mémoire de la partie médiane de la mémoire d'image 13. On obtient ainsi la prise de vue médiane dans la figure 5. Dans les emplacements de la mémoire d'image 13 qui sont encore libres, on peut maintenant mémoriser la troisième prise de vue qui correspond à la section d'image de droite dans la figure 5. Si la mémoire d'image est ainsi complètement remplie, le contenu peut être représenté sur le moniteur 8, en sorte que l'on peut examiner côte à côte les trois prises de vues représentées dans la figure 5 et en tirer des comparaisons. On peut également photographier la totalité de l'image à l'aide de la caméra 9 ou en établir une copie sur un support matériel, à l'aide du dispositif 15 servant à réaliser de telles copies.

Le discriminateur d'amplitude 11, et, par

voie de conséquence, la sélection automatique des parties ou zones d'image peuvent être supprimés. Dans ce cas, d'autres moyens de réglage 17a sont prévus, qui permettent une sélection manuelle des parties ou plages d'images souhaitées. La limitation de la plage d'image souhaitée B peut également être obtenue à l'aide d'un crayon ou marqueur lumineux 18 qui est dirigé vers le moniteur 8. En caractérisant un marquage de début et de fin sur l'image du moniteur, on réalise la séparation à l'aide du dispositif de commande 12. Les emplacements de mémoire souhaités pour cette prise de vue sont en plus sélectionnés à l'aide des moyens de réglage 17 de l'unité de commande 16. Dans ces exemples, l'installation de radiodiagnostic opère en radioscopie avec une faible dose d'image. En correspondance avec les marquages qui sont caractérisés avec le marqueur ou le crayon lumineux ou en correspondance avec la section d'image B qui a été sélectionnée à l'aide des moyens de réglage 17a, on peut régler le diaphragme 3 pour les rayons primaires en vue d'une prise de vue qui est nécessaire avec une dose plus élevée, en sorte que le patient n'est irradié que dans les parties souhaitées et que la charge de rayonnement que subit le patient est diminuée.

A l'aide des générateurs 21, qui sont montés sur le diaphragme 3 des rayons primaires, et qui sont reliés au dispositif de commande 12, on peut opérer une sélection de la partie irradiée, par un contrôle visuel pendant la radioscopie. Les générateurs 21 indiquent au dispositif de commande 12 la plage de l'image qui a été utilisée, en sorte, qu'en raison de la position du diaphragme 3 des rayons primaires, se trouve déterminée la section de l'image qui est à mémoriser. Il faut encore choisir l'emplacement de

mémoire souhaité, à l'aide des moyens de réglage 17.

Dans la figure 3, le convertisseur A/D 10 est relié directement à la mémoire d'image dont le signal de sortie est appliqué au convertisseur D/A 14. A la mémoire d'image 13 est reliée, par l'intermédiaire d'un interface 19, une mémoire d'image de masse 20. Le dispositif de commande 12 est relié à l'interface 19. Après une courte mémorisation intermédiaire des images radiologiques dans la mémoire d'image 13, celles-ci sont entièrement transmises à la mémoire d'image de masse 20. Après exécution de la prise de vue, par exemple d'une scène complète, on débranche le générateur haute tension 1. Maintenant, on peut procéder à la sélection, déjà décrite, des sections d'images, à l'aide de l'unité de commande 16. A cet effet, le contenu de la mémoire d'image de masse 20 est lu image par image en fonctionnement photographique. A l'aide des moyens de réglage 17, 17a de l'unité de commande 16, ou à l'aide du marqueur ou du crayon lumineux 18 déjà décrit, on sélectionne la section d'image qui est souhaitée ou l'emplacement de mémorisation dans la mémoire d'image 13. Dans la mémoire d'image 13 a lieu, comme déjà décrit, l'assemblage de plusieurs prises de vues radiologiques en une seule, par exemple une image en trois parties, telle que représentée dans la figure 5, et y est reproduite sur le moniteur 8.

REVENDICATIONS

1. Installation de radiodiagnostic comportant un tube à rayons X (2), un diaphragme (3) pour les rayons primaires et une chaîne de télévision à amplificateur de brillance (5 à 8) qui comprend un amplificateur de brillance radiologique (5), une caméra de télévision (6), un circuit de traitement (7) avec au moins une mémoire pour une image de télévision, et un moniteur (8), caractérisée par le fait que le circuit de traitement (7) comporte un dispositif de commande (12) à l'aide duquel on peut déterminer les emplacements de mémoire (13) dans lesquels sont mémorisées des sections de l'image de sortie de l'amplificateur de brillance radiologique (5).

2. Installation de radiodiagnostic selon la revendication 1, caractérisée par le fait que la section de l'image qui est à mémoriser est susceptible d'être choisie à l'aide d'une unité de commande (16).

3. Installation de radiodiagnostic selon la revendication 1, caractérisée par le fait que le diaphragme pour les rayons primaires (3) comporte des générateurs (21) qui appliquent les signaux électriques qui correspondent aux points d'images à isoler, au circuit de traitement (7) en vue de caracté-

riser la section d'image qui est à mémoriser.

4. Installation de radiodiagnostic selon la revendication 1, caractérisée par le fait que le circuit de traitement (7) comporte un discriminateur d'amplitude (11) pour caractériser les sections d'image à mémoriser.

5. Installation de radiodiagnostic selon la revendication 1, caractérisée par le fait que pour la sélection des sections d'image à mémoriser, un crayon lumineux (18) pour le moniteur (8) est relié au dispositif de commande (12).

6. Installation de radiodiagnostic selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisée par le fait que l'unité de commande (16) est pourvue de moyens de réglage (17) pour un décalage des adresses des points d'image qui appartiennent à la section d'image.

7. Installation de radiodiagnostic selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisée par le fait qu'à la mémoire d'images (13) est reliée, par l'intermédiaire d'un interface (19), une mémoire de masse (20), et que le dispositif de commande (12) est relié à l'interface (19).

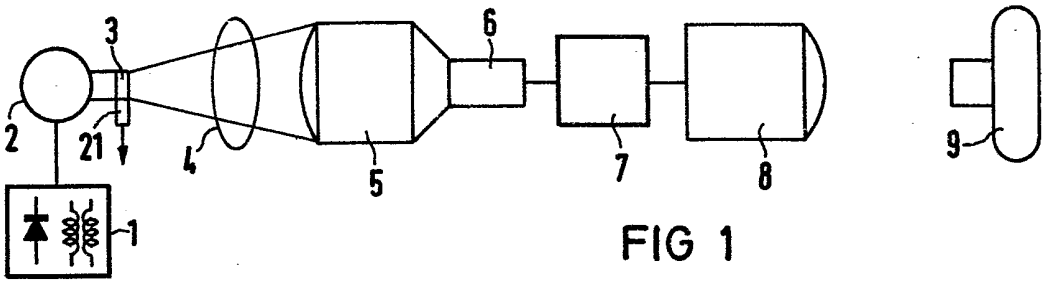


FIG 1

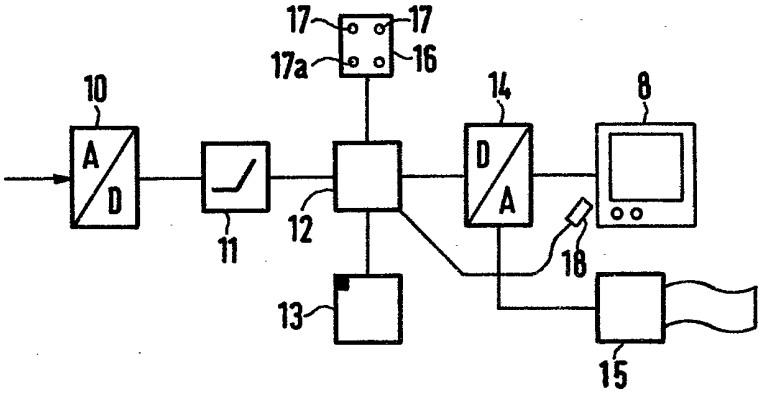


FIG 2

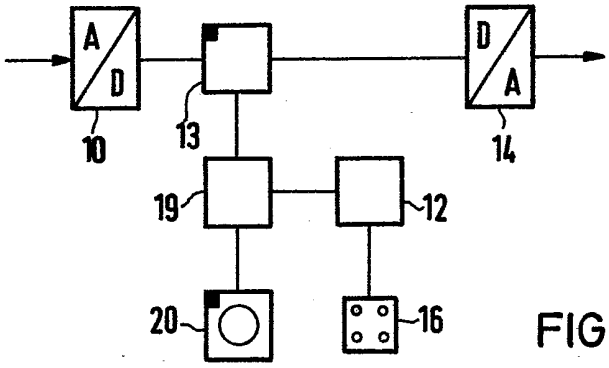


FIG 3

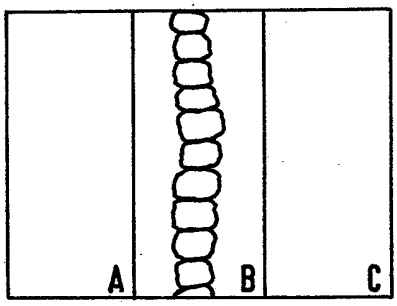


FIG 4

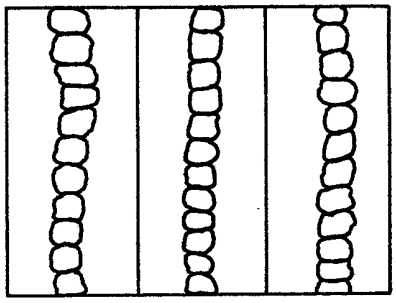


FIG 5