

(12) **DEMANDE DE CERTIFICAT D'ADDITION
À UN BREVET D'INVENTION**

A2

(22) Date de dépôt : 28 août 1984.

(30) Priorité : DE, 7 septembre 1983, n° P 33 32 317.8.

(43) Date de la mise à disposition du public de la
demande : BOPI « Brevets » n° 10 du 8 mars 1985.

(60) Références à d'autres documents nationaux appa-
rentés : 1^{re} addition au brevet 83 05594 pris le 6 avril
1983.

(71) Demandeur(s) : Société dite : SIEMENS AKTIENGE-
SELLSCHAFT. — DE.

(72) Inventeur(s) : Jörg Haendle.

(73) Titulaire(s) :

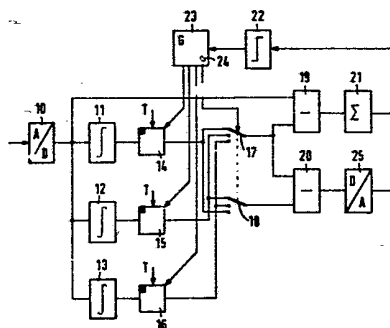
(74) Mandataire(s) : Cabinet Flechner.

(54) Installation de radiodiagnostic pour examens radiologiques angiographiques.

(57) Installation de radiodiagnostic pour examens radiologiques
angiographiques.

Deux mémoires d'images 15, 16 sont reliées à un généra-
teur de commande 23 qui les commute cycliquement dans leur
état d'écriture; le signal de sortie de la mémoire qui est dans
cet état est appliqué à un dispositif de soustraction 19 et un
détecteur de maximum 22 est relié à ce générateur 23 pour
qu'à l'apparition du maximum, la dernière mémoire en état
d'écriture et celle contenant le signal vidéo le plus ancien se
trouvent commutées à leur état de lecture.

Application avantageuse dans les examens angiographiques.



Installation de radiodiagnostic pour examens radiologiques angiographiques.

La présente invention concerne une installation de radiodiagnostic pour examens radiologiques angiographiques, du type comprenant une installation de télévision à amplificateur de brillance, au moins une mémoire d'images, un dispositif de soustraction pour réaliser la soustraction entre des informations d'images qui se présentent à des temps différents, et un moniteur ou écran de contrôle, le signal vidéo actuel et la moyenne d'un signal vidéo établie sur plusieurs images dans la mémoire d'images étant appliqués au dispositif de soustraction, dispositif auquel est relié un détecteur de maximum qui reconnaît le maximum du flux du produit contrastant, ce détecteur de maximum étant relié à la mémoire d'images en vue de la mémorisation d'une image prise avec le produit contrastant ou image injectée.

De telles images obtenues par soustraction trouvent des applications avantageuses dans les radiographies, et plus particulièrement en angiographie sélective, afin de rendre nettement mieux observables les vaisseaux sanguins que l'on reconnaît difficilement sur les images radiologiques normales ou sur lesquels sont superposées des structures osseuses.

Dans les installations de radiodiagnostic du type indiqué, plus haut, conformes au brevet principal

83 05 594, on peut introduire, manuellement ou automatiquement, dans une deuxième mémoire d'images un masque correspondant à une vue prise sans produit de contraste dite image à vide. On introduit ensuite en continu dans
5 la première mémoire d'images la moyenne du signal vidéo établie sur plusieurs images. En retranchant du signal vidéo actuel ce signal vidéo mémorisé, on saisit le maximum du flux du produit de contraste à l'aide du détecteur de maximum qui clôt alors la mémorisation,
10 de sorte que l'image injectée demeure mémorisée de manière durable dans cette première mémoire d'images. Lors du déclenchement manuel de la mémorisation d'une image à vide sous contrôle visuel, on ne peut atteindre l'instant optimal de la prise de vue à vide que dans
15 des cas très rares, en raison du temps de réaction de l'observateur et de la possibilité très restreinte d'identifier la montée de la densité du produit de contraste. Il convient en outre, pour tenir compte d'une possibilité de mouvement de la part du patient, que
20 l'instant de prise de vue de l'image à vide soit situé le plus près possible de l'accroissement de cette densité du produit de contraste.

Pour éviter ces difficultés, on a décrit dans le brevet principal une saisie automatique de l'image
25 à vide, dans laquelle on retranche également du signal vidéo actuel la moyenne des signaux vidéo. Si le signal différentiel excède une valeur de seuil, le détecteur commande le maintien de la mémorisation durable de l'image à vide dans la seconde mémoire d'images. Il
30 subsiste toutefois le problème résidant dans le fait que, lors d'un mouvement du patient ayant eu lieu déjà avant l'injection ou bien au cours de celle-ci même, et en raison du choc qu'elle provoque, le détecteur peut réagir à ce mouvement. Par contre, et grâce à la
35 détection qui y est décrite, le maximum du flux

du produit de contraste, peut être déterminé en raison de sa modification prononcée.

C'est pourquoi la présente invention a pour but de fournir une installation de diagnostic radiologique du type précité, dans laquelle la mémorisation d'une
5 image à vide a lieu à l'instant optimal.

Suivant l'invention, ce problème se trouve résolu par le fait qu'il est prévu au moins deux autres mémoires d'images, que les mémoires d'images sont reliées
10 à un générateur de commande qui commute cycliquement et en cadence l'une des mémoires d'images dans son état d'écriture, en vue de la mémorisation de la moyenne du signal vidéo actuel établie sur plusieurs images, que le signal de sortie de cette mémoire d'images qui
15 se trouve dans son état d'écriture est envoyé au dispositif de soustraction, que le détecteur de maximum est relié au générateur de commande et attaque ce dernier de manière que, lors de l'apparition du maximum, la mémoire d'images qui se trouvait en dernier lieu dans
20 son état d'écriture et la mémoire d'images contenant le signal vidéo chronologiquement le plus ancien sont commutées dans leur état de lecture, le signal différentiel ainsi élaboré se trouvant alors visualisé.

Grâce à cet agencement de mémoires, il est possible de mémoriser, outre l'image injectée optimale identifiée par le détecteur de maximum, au moins deux autres images à produit de contraste dont l'une est située
25 hors de la montée de la densité de ce produit et l'autre avant cette montée, et dont la dernière est soustraite de l'image injectée, en tant qu'image à vide optimale.
30

On obtient un mode de réalisation particulièrement avantageux ne comportant que peu d'éléments en raccordant aux mémoires d'images deux commutateurs multiples qui sont actionnés par le générateur de commande, en
35 reliant deux dispositifs de soustraction à ces commu-

tateurs, le premier de ces commutateurs reliant la mémoire d'image qui se trouve dans son état d'écriture à une entrée des deux dispositifs de soustraction, tandis que le signal vidéo actuel est envoyé, en vue de la détection du maximum, sur l'autre entrée du premier de ces dispositifs de soustraction et que le second commutateur relie la mémoire d'images contenant le signal vidéo le plus ancien, à l'autre entrée du second dispositif de soustraction. Ce circuit de traitement s'adapte à toute évolution du produit de contraste si l'on associe au générateur de commande un organe de réglage pour la durée de la cadence. On évite les influences perturbatrices dues aux mouvements du patient en reliant au premier dispositif de soustraction un détecteur de mouvement qui produit un signal de commande destiné à l'installation de radiodiagnostic. On obtient un agencement particulièrement simple lorsque le détecteur de mouvement comprend un circuit à valeur de seuil qui, en réponse à une variation positive ou négative, émet des signaux de sortie qui sont additionnés séparément dans deux étages de sommation montés en aval et sont envoyés à un circuit d'exploitation.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront de la description qui va suivre, à titre d'exemple non-limitatif et en regard des dessins annexés sur lesquels :

- la figure 1 représente une installation de diagnostic radiologique conforme à l'addition ;
- la figure 2 représente un schéma-blocs du circuit de traitement de la fig. 1 ;
- les figures 3 et 4 représentent des courbes d'évolution différentes du produit de contraste ;
- la figure 5 représente un schéma-blocs d'un détecteur de mouvement.

La figure 1 représente un tube à rayons X 2

alimenté par un générateur haute-tension 1 et émettant un faisceau de rayons qui traverse un patient 3 et produit une image formée par le rayonnement, sur l'écran d'entrée d'un amplificateur de brillance ou amplificateur d'images radiologiques 4. L'image de sortie de cet amplificateur 4 est prise en charge par une caméra de télévision 5 à laquelle est relié un circuit de traitement 6 effectuant une soustraction et dont le signal de sortie est visualisé sur le moniteur ou écran de contrôle 7. Une unité centrale 8 commande le déroulement synchrone de la production et du traitement des signaux de la caméra de télévision 5, du circuit de traitement 6 et du moniteur 7.

La figure 2 illustre un mode d'exécution du circuit de traitement 6 représenté sur la figure 1. Le signal vidéo de la caméra 5 est appliqué sur un convertisseur analogique/numérique (convertisseur A/D) 10. Ce convertisseur 10 est relié à trois étages intégrateurs 11 à 13 à chacun desquels est reliée une mémoire d'images 14 à 16. A ces mêmes mémoires 14 à 16 on applique également les impulsions de cadence de l'unité centrale 8. Les sorties de ces mémoires sont reliées à deux commutateurs triples 17 et 18 dont les positions de commutations sont accouplées entre elles. La première mémoire 14 est reliée au premier contact de commutation du commutateur 17 et au troisième contact du commutateur 18. La deuxième mémoire 15 est reliée au deuxième contact du commutateur 17 et au premier contact du commutateur 18. Quant au troisième contact du commutateur 17 et au second contact du commutateur 18, ils sont reliés à la sortie de la troisième mémoire 16.

Le commutateur 17 est relié à deux dispositifs de soustraction 19 et 20. Au dispositif de soustraction 19 se trouve également appliqué le signal vidéo actuel provenant du convertisseur A/D 10. Le signal différen-

tiel émis par le dispositif de soustraction 19 est additionné point par point dans un sommateur 21 et est appliqué à un circuit à valeur de seuil 22, par exemple à une bascule de Schmitt, dont la sortie est reliée à un générateur de commande 23. Ce générateur 23 est relié aux mémoires 14 à 16 et aux commutateurs 17 et 18 par l'intermédiaire de conducteurs de commande. Sur ce générateur de commande 23 se trouve monté un organe de réglage 24 pour la durée de l'état d'écriture ou de lecture des mémoires 14 à 16 et pour le cycle de commutation des commutateurs 17 et 18.

La deuxième entrée du dispositif de soustraction 20 est reliée au commutateur 18. La sortie de ce dispositif 20 est raccordée à un convertisseur numérique/analogique (convertisseur D/A) 25 dont le signal de sortie est visualisé sur le moniteur 7.

Le générateur de commande 23 commute de manière cyclique et l'une derrière l'autre dans leur état d'écriture les mémoires d'images 14 à 16, tandis que les deux autres mémoires d'images peuvent faire l'objet d'une lecture. Dans la position représentée pour les commutateurs 17 et 18, le signal vidéo actuel est intégré dans l'intégrateur 11 et emmagasiné dans la première mémoire d'images 14. Dans le dispositif de soustraction 19 on compare, par formation de la différence, le signal vidéo actuel et le signal vidéo intégré contenu dans cette première mémoire 14. Une fois écoulée la durée choisie pour la cadence à l'aide de l'organe de réglage 24, les commutateurs 17 et 18 sont commutés dans leur deuxième position, la première mémoire 14 est commutée dans son état de lecture et la seconde mémoire 15 dans son état d'écriture. Au cours du cycle suivant, les commutateurs 17 et 18 se trouvent dans leur troisième position et le signal vidéo se trouve alors emmagasiné dans la troisième mémoire 16. Quant aux deux autres

mémoires, on peut en extraire le contenu.

Dans le dispositif de soustraction 19 on compare entre eux le signal vidéo actuel et le signal vidéo intégré dans l'une des mémoires 14 à 16 sur plusieurs
5 images. Tant qu'aucun produit de contraste n'a encore été injecté, les deux signaux se compensent, au bruit près, de sorte que le signal de sommation du sommateur 21 a une valeur pratiquement nulle. Si maintenant un produit de contraste apparaît dans la région cadrée
10 par la caméra de télévision 5, de la montée continue de la densité de ce produit de contraste, fait que le signal de sommation devient plus grand que zéro. Si l'on atteint alors le maximum, ce signal de sommation chute jusqu'à zéro, puis devient négatif au cours de
15 la suite du processus du fait de la chute de la densité du produit de contraste. Ceci est identifié par le circuit à valeur de seuil 22 qui délivre alors un signal au générateur de commande 23, à la suite de quoi celui-ci commute immédiatement dans son état de lecture la
20 mémoire d'images qui se trouvait à cet instant dans son état d'écriture. La poursuite de la commutation des commutateurs 17 et 18 se trouve alors également interrompue, de sorte que leur dernière position de commutation dans laquelle ils se trouvaient, se trouve
25 maintenue.

Du fait de la connexion des commutateurs 17 et 18, ce sont à chaque fois les signaux de sortie de deux mémoires d'images qui sont appliqués au dispositif de soustraction 20 dont le signal différentiel est visible
30 sur le moniteur 7. Après la réalisation de la mémorisation dans les mémoires 14 à 16, le signal vidéo est tout d'abord emmagasiné dans la mémoire 14. Les mémoires 15 et 16 sont ensuite commutées l'une après l'autre dans l'état d'écriture. Une fois écoulée la durée du
35 cycle pour la troisième mémoire 16, c'est la première

mémoire 14 qui est à nouveau commutée dans son état d'écriture. Pendant la première durée de cadence, c'est le signal vidéo de la seconde mémoire 15, qui juste après la mise en service est encore nul, qui est soustrait du signal vidéo de la première mémoire 14. Pendant la deuxième durée de cadence, c'est du contenu de la deuxième mémoire 15 que se trouve soustrait le contenu de la troisième mémoire 16 dans laquelle également ne se trouve pas encore contenue une image. Pendant la troisième cadence, c'est le contenu de la première mémoire 14 qui est soustrait du contenu de la troisième mémoire d'images 16. Ceci signifie que c'est le signal vidéo le plus ancien contenu dans les mémoires d'images qui est soustrait du signal vidéo intégré actuel. Cet état, qui se règle après deux cadences, se trouve conservé pendant toute la phase de mémorisation.

Si maintenant, après la montée de la densité du produit de contraste, son maximum se trouve atteint, puis dépassé, la mémorisation est interrompue, toutes les mémoires d'images 14 à 16 sont commutées dans leur état de lecture et les commutateurs 17 et 18 conservent la dernière position de commutation qu'ils ont prise. Si cette situation devait correspondre à la position représentée sur la figure 2, cela signifie que, lors de l'apparition du maximum, le signal vidéo intégré a été en dernier lieu emmagasiné dans la première mémoire 14, de sorte que l'image qui est contenue dans cette première mémoire correspondrait à l'image injectée optimale. Dans la troisième mémoire 16, dans laquelle on a précédemment procédé à la mémorisation, se trouve contenue une image qui a été emmagasinée pendant la montée de la densité du produit de contraste. Le signal vidéo chronologiquement le plus ancien contenu dans la seconde mémoire 15, a été emmagasiné, grâce à un choix convenable de la durée de la cadence, avant la

montée de la densité du produit de contraste. Cette image correspond par conséquent à une image à vide optimale. Ainsi, dans le dispositif de soustraction 20, comme le montre la position des commutateurs 17 et 18, c'est l'image à vide optimale qui est soustraite de l'image injectée optimale de sorte que se trouve restituée sur le moniteur 7, une image de soustraction à grand contraste.

On va maintenant préciser plus en détail le fonctionnement de la mémorisation des images à vide et injectée, en regard des figures 3 et 4 sur lesquelles sont représentées des évolutions possibles de la densité du produit de contraste. L'évolution représentée sur la figure 2 pourrait, par exemple, correspondre à une artère du bassin. Le médecin qui procède à l'examen règle la durée de la cadence à l'aide de l'organe 24, par exemple à 2,5 secondes. Ainsi, pendant les premières 2,5 secondes, le signal vidéo se trouve intégré dans l'étage d'intégration 11, par exemple sur 16 images successives, et se trouve à chaque fois emmagasiné dans la mémoire 14. Une fois écoulée cette cadence de 2,5 secondes, la première mémoire 14 contient un signal vidéo qui correspond donc à l'intégration des 16 dernières images (point a de la courbe). Ensuite, la seconde mémoire 15 est commutée dans son état d'écriture, dans laquelle, une fois écoulée la cadence de 2,5 secondes, s'y trouve également contenu un signal vidéo qui correspond à l'intégration des 16 dernières images de ce signal vidéo (point b). Après la cinquième seconde, c'est la troisième mémoire d'images 16 qui est commutée dans son état d'écriture dans laquelle se trouve emmagasiné le signal vidéo actuel intégré à l'aide de l'étage d'intégration 13. Une fois dépassé le maximum qui est représenté sur les figures par une ligne interrompue, toutes les mémoires d'images 14 à 16 sont

commutées dans leur état de lecture. Dans la troisième mémoire d'images 16, se trouve maintenant contenu un signal vidéo qui correspond à l'intégration des 16 dernières images qui sont toutes situées peu avant ou
5 peu après le maximum de l'évolution de la densité du produit de contraste (point c). Du fait de la dernière position prise par les commutateurs 17 et 18, qui se trouvent dans leur troisième position de commutation, c'est le signal vidéo (a) qui est contenu dans la
10 première mémoire 14 et qui correspond à une image à vide, qui est soustrait du signal vidéo (c) qui est contenu dans la troisième mémoire 16 et qui correspond à l'image injectée, le signal différentiel correspondant étant restitué sur le moniteur par l'intermédiaire du
15 convertisseur D/A 25. On pourrait toutefois également choisir une durée de cadence plus élevée à la place de la durée de 2,5 secondes, en cas d'une pré-période suffisamment importante. Cependant, plus la valeur choisie est faible, plus les images à vide et injectées
20 sont situées près l'une de l'autre, de sorte que des mouvements du patient ne peuvent avoir aucune influence gênante.

Sur la figure 4 se trouve représentée une autre évolution possible du produit de contraste, pour
25 laquelle la pré-période, c'est-à-dire la durée sans produit de contraste, est plus élevée. Dans ce cas, la durée de la cadence choisie à l'aide de l'organe de réglage 24 peut, par exemple, s'élever à 3 secondes. Le signal vidéo qui apparaît au cours des 3 premières
30 secondes est intégré et est emmagasiné dans la première mémoire d'images 14. Le signal vidéo de la seconde cadence qui s'étend de 3 à 6 secondes, est emmagasiné sous forme intégrée dans la seconde mémoire d'images 15. Une fois écoulée cette seconde cadence, cette
35 seconde mémoire d'images 15 se trouve ainsi contenir

un signal vidéo qui correspond à l'intégration des 16 dernières images de ce signal vidéo, qui sont représentées par le point b. Pendant la cadence suivante de 6 à 9 secondes, le signal vidéo intégré est emmagasiné dans la troisième mémoire d'images 16 dans laquelle, après expiration de la cadence, se trouve emmagasiné un signal vidéo qui correspond au produit de contraste représenté au point c. La quatrième cadence qui commence après 9 secondes, est à nouveau emmagasinée avec intégration dans la première mémoire d'images 14. Une fois le maximum de l'évolution du produit de contraste identifié, la première mémoire d'images 14 contient désormais un signal vidéo qui correspond au produit de contraste se trouvant au point d de l'évolution de ce produit. Les commutateurs 17 et 18 se trouvent à nouveau dans la position de commutation représentée sur la figure 2. Après l'apparition du maximum, c'est donc le signal vidéo contenu dans la seconde mémoire d'images 15 (point b) qui est soustrait du signal vidéo (point d) contenu dans la première mémoire d'images. De ce fait, on obtient un signal différentiel à haut contraste.

En choisissant mieux la durée de la cadence, ou en utilisant par exemple une mémoire d'images supplémentaire, on peut parvenir à ce que, dans tous les cas, l'image à vide soit établie à un instant qui est situé avant la montée de la densité du produit de contraste. Si, par exemple, dans le cas représenté à la figure 4, on choisissait une durée de cadence de 4 secondes, le maximum tomberait dans la troisième cadence et l'image à vide se situerait dans tous les cas avant la montée du produit de contraste. Si on prévoyait par contre une quatrième mémoire d'images et si les commutateurs 17 et 18 étaient constitués par des commutateurs à quatre positions, avec la même durée de cadence de

3 secondes, l'image à vide (point a) serait soustraite de l'image injectée (point d), de sorte que là également on serait assuré que l'image à vide serait dans tous les cas située avant la montée de l'évolution du produit de contraste.

Grâce à ces exemples expliqués en regard des figures 3 et 4, on peut constater qu'en utilisant trois mémoires d'images, la durée de la cadence doit être plus grande que la moitié et plus petite que la durée de montée de la densité du produit de contraste. Ceci signifierait, dans le cas de l'exemple représenté sur la figure 3, qu'avec une durée de montée d'environ 4,5 secondes, la durée de la cadence devrait être comprise entre 2,25 et 4,5 secondes.

Si, au cours de l'examen, il apparaît des mouvements du patient 3, le résultat de l'examen pourrait être faussé et par conséquent inutilisable. C'est pourquoi, afin d'identifier un tel mouvement et de supprimer les défauts qui pourraient en résulter, il peut être prévu que le circuit de traitement 6 comporte un détecteur de mouvement 26 à 29. Un tel détecteur de mouvement 26 à 29 est représenté sur la figure 5. Il se trouve, en même temps que le sommateur 21, relié au premier dispositif de soustraction 19. Comme circuit d'entrée, il comprend un circuit à valeur de seuil 26 qui subdivise en valeurs positives et négatives le signal de sortie de ce premier dispositif de soustraction 19. S'il apparaît une valeur positive, un signal est appliqué à un deuxième sommateur 27. Si c'est par contre une valeur négative qui apparaît, ce même circuit à valeur de seuil 26 délivre un signal à un troisième sommateur 28. A ces deux sommateurs 27 et 28 se trouve relié un circuit d'évaluation 29 qui, à l'apparition d'un mouvement, produit un signal de commande pour l'installation de radiodiagnostic.

Dans la conception de ce détecteur de mouvement 26 à 29, on est parti de l'observation du fait que, lors d'un mouvement de l'objet, il apparaît sur l'image aussi bien des variations positives que des variations négatives. S'il apparaît par contre un flux de produit de contraste, on n'est en présence que d'une variation positive, ou d'une variation négative. Le circuit d'exploitation 29 vérifie donc si les valeurs des variations positives et des variations négatives ont sensiblement les mêmes valeurs. Si tel est le cas, c'est qu'a eu lieu un mouvement du patient 3, et le circuit d'évaluation 29 produit alors le signal de commande voulu. Ce circuit 29 peut comporter un comparateur qui ne prend en compte qu'un certain nombre des premiers bits, alors que les bits plus petits sont supprimés. On s'assure ainsi que l'on reconnaît une identité ou uniformité à l'intérieur d'une région donnée.

On peut par exemple utiliser le signal de commande du détecteur de mouvement 26 à 29 pour débrancher la seringue d'injection du produit de contraste lorsqu'il se produit un mouvement. On peut également à l'aide de ce signal de commande commuter ou faire changer de valeur la dose du générateur de rayons X 1. Mais on peut aussi utiliser le signal de commande pour une commutation immédiate des mémoires d'images 14 à 16 dans leur état d'écriture. Si on utilise comme intégrateur le circuit divulgué par le brevet allemand DE-PS 2 750 173, dans lequel les facteurs de pondération du signal vidéo actuel et du signal vidéo intégré jusque là sont modifiés en fonction d'une variation de l'image de la caméra, le présent signal de commande peut alors servir à commuter ou faire varier ces facteurs de pondération. S'il apparaît une variation, il ne parvient à la sortie de l'intégrateur que le

signal vidéo actuel non affaibli. Si, par contre, il n'apparaît plus de variation, le signal vidéo actuel se trouve toujours plus affaibli et il est ajouté à la partie du signal vidéo mémorisé qui devient toujours plus grand. Le signal de commande produit par le détec-
5 teur de mouvement 26 à 29 peut ainsi commuter un tel étage d'intégration de manière qu'il s'adapte très rapidement au nouveau signal vidéo lorsqu'il se produit un mouvement.

REVENDEICATIONS

1. Installation de diagnostic radiologique pour examens radiologiques angiographiques, du type comprenant une installation de caméra à amplificateur d'images, au moins une mémoire d'images (14), un dispositif de soustraction (19,20) permettant de soustraire des informations d'images qui se présentent à des instants différents, et un moniteur ou écran de contrôle (7), le signal vidéo actuel et la moyenne d'un signal vidéo établie dans la mémoire d'images (14) à partir de plusieurs images, étant appliqués sur le dispositif de soustraction (19), tandis qu'un détecteur de maximum (22) est relié à ce même dispositif de soustraction (19), ce détecteur identifiant le maximum du flux du produit de contraste et étant relié à la mémoire d'images (14) en vue de la mémorisation d'une image prise avec le produit de contraste ou image injectée, conformément à la revendication 1 du brevet principal, caractérisé en ce qu'il est prévu au moins deux autres mémoires d'images (15, 16) et en ce que les mémoires d'images (14 à 16) sont reliées à un générateur de commande (23) qui commute cycliquement et en cadence l'une des mémoires (14 à 16) dans son état d'écriture en vue de la mémorisation de la moyenne du signal vidéo actuel établie sur plusieurs images, en ce que le signal de sortie de la mémoire d'images (14 à 16) qui se trouve dans son état d'écriture est appliqué au dispositif de soustraction (19), en ce que le détecteur de maximum (22) est relié au générateur de commande (23) et attaque ce dernier de manière que, lors de l'apparition du maximum, la mémoire d'images (14 à 16) qui se trouvait en dernier lieu dans son état d'écriture, ainsi que la mémoire d'images (14 à 16) contenant le signal vidéo chronologiquement le plus ancien, soient commutées dans leur état de lecture, et le signal différentiel ainsi

élaboré étant alors visualisé.

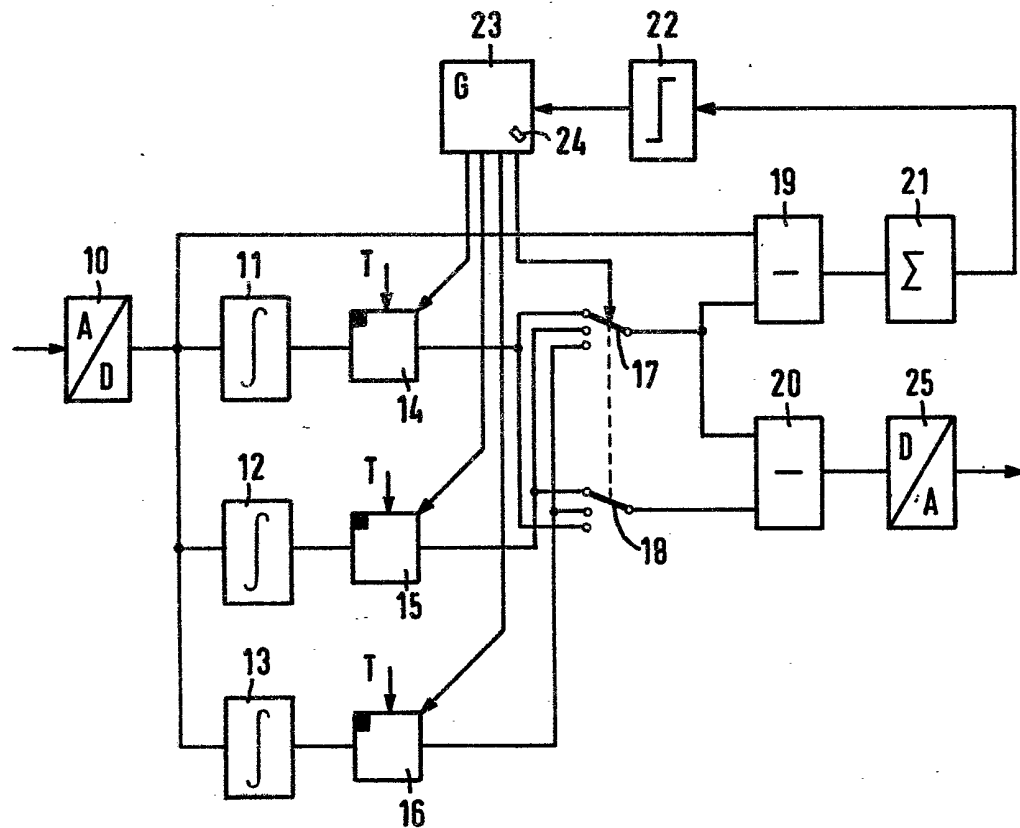
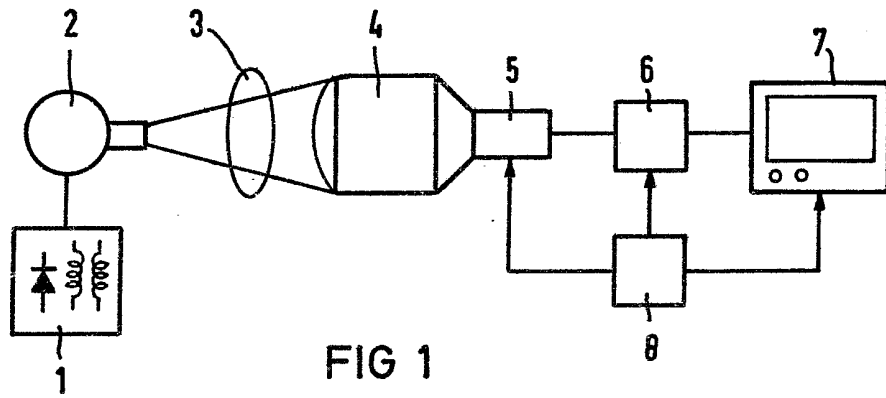
2. Installation de diagnostic radiologique suivant la revendication 1, caractérisée en ce que deux commutateurs multiples (17, 18) sont reliés aux mémoires d'images (14 à 16), et sont commandés par le générateur de commande (23), que deux dispositifs de soustraction (19,20) sont reliés à ces commutateurs (17,18), que le premier commutateur (17) relie la mémoire d'images qui se trouve dans son état d'écriture, à l'entrée des deux dispositifs de soustraction (19,20), le signal vidéo actuel étant appliqué, en vue de la détection du maximum, sur l'autre entrée du premier dispositif de soustraction (19), et que le second commutateur (18) commute la mémoire d'images contenant le signal vidéo le plus ancien, sur l'autre entrée du second dispositif de soustraction (20).

3. Installation de diagnostic radiologique suivant l'une quelconque des revendications 1 et 2, caractérisée en ce que sont associés au générateur de commande (23) des organes (24) de réglage de la durée de la cadence.

4. Installation de diagnostic radiologique suivant l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisée en ce qu'un détecteur de mouvements (26 à 29) est relié au premier dispositif de soustraction (19), ce détecteur produisant un signal de commande pour l'installation de diagnostic radiologique.

5. Installation de diagnostic radiologique suivant la revendication 4, caractérisée en ce que le détecteur de mouvements (26 à 29) comprend un circuit à valeur de seuil (26) qui produit, en fonction d'une variation positive ou négative, des signaux de sortie qui sont appliqués séparément à deux étages de sommation montés en aval (27,28) et sont appliqués à un circuit d'évaluation (29).

2551344



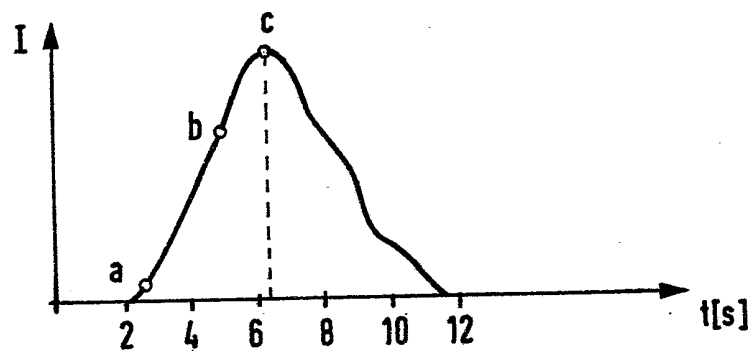


FIG 3

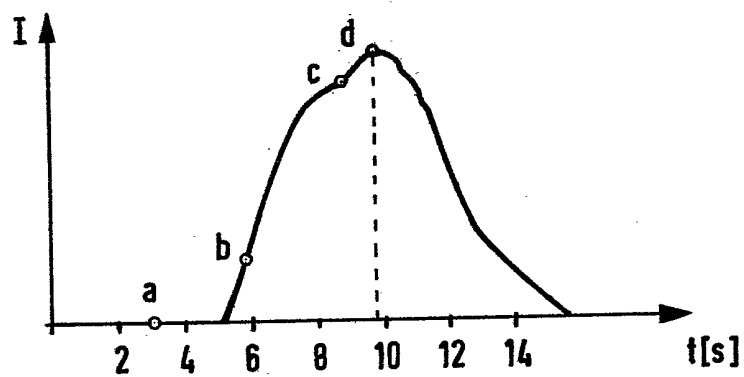


FIG 4

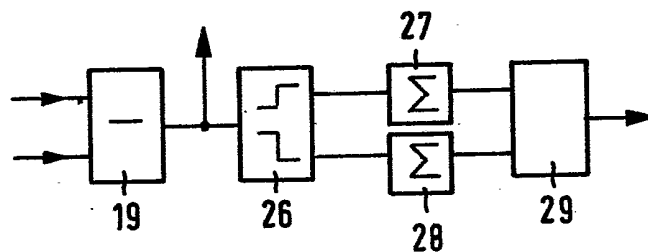


FIG 5