

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

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

2 461 960

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 80 15897

(54) Dispositif d'examen pour définir une image de différence.

(51) Classification internationale (Int. Cl. ³). G 01 S 7/44; A 61 B 6/00.

(22) Date de dépôt..... 18 juillet 1980.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée : *Pays-Bas, 19 juillet 1979, n° 79 05 611.*

(41) Date de la mise à la disposition du
public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 6 du 6-2-1981.

(71) Déposant : NV PHILIPS' GLOEILAMPENFABRIEKEN, société anonyme de droit néerlandais,
résidant aux Pays-Bas.

(72) Invention de : Leonardus Adrianus Johannes Verhoeven.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Christian Landousy, société civile SPID, -
209, rue de l'Université, 75007 Paris.

Dispositif d'examen pour définir une image de différence.

05 L'invention concerne un dispositif permettant d'examiner des images et comportant un dispositif formateur d'image devant fournir des images subdivisées en éléments, une mémoire servant à emmagasiner de l'information d'image par élément d'image, un circuit pour soustraire de l'information d'image de chaque élément d'image une information d'image définie d'avance dans 10 l'élément d'image correspondant, ainsi qu'un dispositif pour reproduire l'information d'image de chaque élément déterminée à l'aide du circuit de soustraction.

15 Un tel dispositif d'examen médical a déjà été proposé dans une publication de R.A. Kruger parue dans la revue bimensuelle "Optical Engineering", Vol. 17, N°6, pages 652 à 657, novembre/décembre 1978. Dans le dispositif d'examen en question, à l'aide d'une chaîne comportant un intensificateur d'image et un tube d'enregistrement d'image, une image obtenue par irradiation directe est convertie en signal vidéo puis numérisée. Cette 20 image numérisée est ensuite emmagasinée dans une seule parmi trois mémoires de signal vidéo. Chaque mémoire doit pouvoir contenir toute l'information d'image que comportent plusieurs images d'irradiation directe additionnées. Les trois mémoires vidéo échangent leur 25 rôle de façon cyclique. A partir de l'information de deux mémoires, le dispositif définit une image pondérée qui, de façon accentuée, représente les différences entre les images emmagasinées dans les deux mémoires et se succédant séquentiellement. Les auteurs de la publication précisée ci-dessus indiquent un tel traitement d'information d'image sous le nom de formation d'image de différence en respectant des intervalles de temps. 30 Au cours de la définition des différences entre informations des deux mémoires, la troisième mémoire est à nouveau munie d'information. A cet effet, le dispositif décrit dans la publication en question comporte trois 35 mémoires vidéo, de sorte qu'un tel dispositif devient coûteux.

Or, le but de l'invention est de procurer un dispositif d'examen qui est essentiellement moins coûteux mais qui néanmoins permet le même traitement d'information d'image.

05 Le dispositif d'examen conforme à l'invention est remarquable en ce qu'en combinaison avec au moins le circuit de soustraction, un circuit de multiplication et un circuit d'addition, la mémoire forme un filtre
10 récursif, ledit circuit d'addition étant muni d'une première entrée qui doit recevoir, par élément d'image, de l'information d'image d'une image, ainsi que d'une deuxième entrée qui doit recevoir une information d'image déterminée d'avance et emmagasinée dans la mémoire, but dans lequel une sortie de la mémoire est raccordée à
15 ladite deuxième entrée du circuit d'addition, l'ensemble étant conçu de façon qu'à une entrée de la mémoire soit fourni un signal égal à la somme d'une part de l'information - en provenance de l'image - multipliée par α , et d'autre part de l'information - en provenance de la
20 mémoire - multipliée par $(1-\alpha)$, avec $0 \leq \alpha \leq 1$, alors que le circuit de soustraction est raccordé d'une part à la sortie de la mémoire et d'autre part à l'entrée du filtre récursif.

25 Lorsque, de façon conforme à l'invention, la mémoire vidéo est utilisée comme une partie d'un filtre récursif, une image vidéo ne nécessite qu'un seul emplacement de mémoire, ce qui signifie un certain gain et est donc avantageux.

30 Un mode de réalisation préféré d'un dispositif d'examen conforme à l'invention est remarquable en ce que le filtre récursif comporte un seul circuit de multiplication dont une entrée est raccordée à une sortie du circuit de soustraction, dont une entrée est raccordée à une entrée du circuit d'addition dont une sortie est raccordée à une
35 entrée de la mémoire, et dont une autre entrée est raccordée à la sortie de la mémoire.

Ce mode de réalisation préféré offre l'avantage que l'adaptation du traitement d'information d'image à des situations d'examen différentes est possible à l'aide

d'un seul paramètre (le facteur de multiplication du seul circuit de multiplication), de sorte que ce traitement d'information d'image est très flexible.

05 On remarquera que, dans la publication dont il a été question ci-dessus, le dispositif d'examen mentionné comporte, par mémoire vidéo, également un circuit d'addition vers lequel est rétrocouplée la sortie de la mémoire vidéo. Toutefois, ce rétrocouplage a pour but d'additionner, pour chaque élément, de l'image l'information d'image en provenance de différentes images vidéo
10 séquentielles pour améliorer de la sorte le rapport signal/bruit. Le circuit d'addition dont est équipé le dispositif d'examen fait partie du filtre récursif et remplit une autre fonction.

15 La description suivante, en regard du dessin annexé, le tout donné à titre d'exemple, fera bien comprendre comment l'invention peut être réalisée.

-La figure 1 représente schématiquement le traitement d'information d'image en correspondance à l'état
20 actuel de la technique;

-La figure 2 représente un dispositif d'examen conforme à l'invention; et

-La figure 3 illustre un mode de réalisation préféré de la partie de traitement d'information d'image d'un
25 dispositif d'examen conforme à l'invention.

La figure 1 est un schéma synoptique d'un dispositif de traitement d'information d'image qui répond à l'état actuel de la technique et dans lequel sont utilisées trois chaînes à fonction de mémoire, branchées en
30 parallèle. Chaque chaîne comporte un premier additionneur A_1 ($i = 1, 2, \text{ ou } 3$), une mémoire MM_1 , un deuxième additionneur A_{11} et un multiplicateur M_1 . Toutes les sorties des multiplicateurs M_1 sont raccordées à un circuit d'addition A_4 . Dans les trois mémoires MM_1 à MM_3 sont emmagasinées les images radiographiques numérisées de façon
35 séquentielle. Dans ce cas, par mémoire MM_1 , MM_2 , MM_3 , il est possible d'additionner des images radiographiques qui se succèdent directement. A cet effet, une sortie de chaque mémoire MM_1 est rétrocouplée vers l'entrée de la

mémoire MM_1 à travers le premier additionneur A_1 .

Le but de ce rétrocouplage est l'amélioration du rapport signal/bruit de l'information d'image emmagasinée. Les entrées de signal E_i grâce auxquelles les additionneurs A_i peuvent être bloqués définissent la chaîne à fonction de mémoire à laquelle est fournie l'information I_{in} numérisée.

La sortie d'une mémoire MM_1 (par exemple une mémoire à accès aléatoire dite RAM (en Anglais, Random Access Memory) est raccordée à l'additionneur A_{1i} . A travers une entrée C_i de cet additionneur A_{1i} , une valeur constante e_i (quelconque) peut être additionnée à l'information en provenance de la mémoire MM_1 . La somme de l'information de mémoire I_i et la constante e_i est fournie au multiplicateur M_i dans lequel la somme formée dans l'additionneur A_{1i} est multipliée par un facteur constant quelconque k_i fourni à travers l'entrée K_i . Les produits formés de la sorte dans les multiplicateurs M_i sont fournis au circuit d'addition A_4 . La sortie I_m de ce circuit A_4 est donc le siège de la valeur suivante :

$$I_m = \sum_{i=1}^3 k_i (I_i + c_i)$$

Par l'opération décrite dans ce qui précède, il est possible par exemple d'engendrer des images radiographiques différentielles qui sont fonction de l'instant de leur prise, alors que par exemple est reproduite la différence entre les images radiographiques emmagasinées dans les mémoires MM_1 et MM_2 ($k_1 = -1$; $k_2 = +1$; $k_3 = 0$; $c_1 = C_2 = 0$), tandis que l'information d'une troisième image radiographique est inscrite dans la mémoire MM_3 . Un inconvénient du dispositif décrit ci-dessus est la nécessité de disposer d'une mémoire à capacité triple pour chaque mémoire distincte $MM_{1,2,3}$.

De son côté, le dispositif d'examen réalisé conformément à l'invention et représenté sur la figure 2 offre l'avantage de ne nécessiter l'emploi que d'une seule mémoire MM_{20} (la capacité de celle-ci est égale à la capacité de mémoire des mémoires distinctes $MM_{1,2,3}$). Le

dispositif d'examen illustré sur la figure 2 comporte une source haute tension G pour alimenter un tube de röntgen B. Le rayonnement X engendré par ledit tube B irradie un objet O, et ainsi une image d'ombre de cet objet O est formée sur l'écran d'entrée d'un tube intensificateur d'image II. L'ombre d'image à dimensions réduites et à intensité renforcée est convertie en signal vidéo analogique par l'intermédiaire d'un tube d'enregistrement d'image PU couplé à un écran de sortie du tube intensificateur II. Un amplificateur OA comportant un circuit d'échantillonnage amplifie et échantillonne ledit signal vidéo, après quoi le signal échantillonné est numérisé à l'aide d'un convertisseur analogique-numérique ADC2.

Le signal numérisé de la sorte est fourni à une partie de traitement d'information d'image qui comporte les parties suivantes : des multiplicateurs M_{20} et M_{21} , un additionneur A_{20} , la mémoire MM_{20} , et un circuit de soustraction V_{20} . Le dispositif d'examen représenté sur la figure 2 comporte également un convertisseur numérique analogique DAC2 ainsi qu'un dispositif de reproduction MON (par exemple un moniteur de télévision). Ledit dispositif d'examen peut évidemment comporter aussi un dispositif d'enregistrement sur bande magnétique, par exemple un dispositif d'enregistrement de signaux vidéo ou de signaux numériques, et/ou un dispositif de copie et d'impression pour mieux conserver les images radiographiques traitées par le dispositif.

La partie de traitement d'information d'image forme un filtre récursif et fonctionne comme suit : le multiplicateur M_{20} reçoit, au sujet d'un élément d'image, une valeur qui provient du convertisseur analogique-numérique ADC2, valeur qui dans ledit multiplicateur M_{20} est multipliée par la valeur α ($0 < \alpha < 1$) fournie également audit multiplicateur M_{20} . Le produit ainsi obtenu est fourni à l'additionneur A_{20} auquel est fournie également la valeur qui, pour le même élément d'image, a déjà été emmagasinée dans la mémoire MM_{20} , ladite fourniture

05 ayant lieu après avoir multiplié ladite valeur par un
facteur $(1 - \alpha)$. La multiplication est effectuée par
le multiplicateur M_{21} qui raccorde la sortie de la mé-
moire MM_{20} à l'entrée de l'additionneur A_{20} . La somme
des deux valeurs fournies à l'additionneur A_{20} est ins-
crite dans l'adresse appartenant à l'élément d'image.
Le circuit de soustraction V_{20} reçoit aussi bien la va-
leur en provenance du convertisseur analogique-numéri-
que ADC2 que la valeur emmagasinée dans la mémoire MM_{20} ,
10 de sorte que la différence entre ces deux valeurs est
fournie au convertisseur numérique-analogique DAC2 et
reproduite sur le moniteur MON.

La figure 3 illustre un mode de réalisation préfé-
rentiel d'une partie de traitement d'information d'ima-
15 ge, et dans un but de simplification, on a représenté à
une entrée le convertisseur analogique-numérique ADC2
et à une sortie le convertisseur numérique-analogique
DAC de la figure 2. La partie de traitement en question
ne comporte qu'un circuit de soustraction V_{30} , un mul-
20 tiplicateur M_{30} , un additionneur A_{30} et une mémoire MM_{30} .
Ledit circuit de soustraction V_{30} est branché entre le
convertisseur analogique-numérique ADC2 et le convertis-
seur numérique-analogique DAC2, alors que la sortie du-
dit circuit V_{30} est maintenant raccordée également au
25 multiplicateur M_{30} dans lequel un signal de sortie du
circuit de soustraction V_{30} est multiplié par un facteur
quelconque α ($0 < \alpha < 1$). Le produit formé par le multipli-
cateur M_{30} est fourni à l'additionneur A_{30} qui reçoit
également une valeur appelée sur une sortie de la mé-
30 moire MM_{30} , cette valeur étant fournie également au
circuit de soustraction V_{30} . La somme formée à l'aide de
l'additionneur A_{30} est à nouveau fournie à la mémoire
 MM_{30} .

35 Les parties de traitement d'information d'image,
qui font partie d'un dispositif d'examen conforme à l'in-
vention et que montrent les figures 2 et 3 ont le même
comportement de filtrage.

Le traitement d'information en correspondance à
l'exemple de réalisation préféré concerné par la figure

3 est très flexible, étant donné que, par modification d'un seul paramètre (α), le traitement d'information peut être adapté aux différentes situations d'examen (par exemple la vitesse de passage d'un agent de contraste). Si l'on choisit de façon adéquate le paramètre α , il se produit un même retard que lors du traitement d'information d'image concerné par la figure 1.

Jusqu'à cet endroit de la description, on a supposé que les exemples de réalisation illustrés sur les figures 2 et 3 à l'égard des parties de traitement d'image étaient réalisés en correspondance à la technique numérique. Si en guise de mémoires $MM_{20,30}$ l'on utilise des mémoires analogiques, par exemple des porteurs d'information à couplage de charge (CTD, PCCD), il est possible d'effectuer le traitement d'information entièrement de façon analogique, de sorte qu'en guise de circuits de soustraction V_{22}, V_{30} , d'additionneurs A_{20}, A_{30} et de multiplicateurs M_{20}, M_{21} , et M_{30} , il est possible d'utiliser des amplificateurs opérationnels. Lorsqu'en guise de "mémoire vidéo" l'on utilise des porteurs d'information à couplage de charge, et que l'on pratique des techniques similaires pour l'enregistrement et la conversion en "signal vidéo" de l'image radiographique engendrée sur l'écran d'image du tube intensificateur d'image (au lieu d'un tube d'enregistrement d'image), il est avantageux de synchroniser d'une part la lecture de l'information de l'enregistreur d'image au tube intensificateur d'image et d'autre part le transfert de la charge dans la mémoire vidéo du filtre récursif.

La partie de traitement d'information d'image n'est pas utilisable seulement dans les dispositifs d'examen par rayons X que montre la figure 2, mais également dans des dispositifs d'examen opérant à l'aide d'un rayonnement d'un autre genre, par exemple un rayonnement infrarouge, nucléaire ou ultrasonore. De plus, ladite partie de traitement d'information d'image est utilisable dans une chaîne de télévision fermée utilisée dans des buts de surveillance ou de protection étant donné qu'un chan-

gement qui se produit dans l'information d'image est reproduit à l'état accentué sur le moniteur branché sur ladite chaîne de télévision.

REVENDEICATIONS :

1. Dispositif permettant d'examiner des images et comportant un dispositif formateur d'image devant fournir des images subdivisées en éléments, une mémoire servant à emmagasiner de l'information d'image par élément d'i-
 05 image, un circuit pour soustraire de l'information d'i-
 image de chaque élément d'image une information d'image définie d'avance dans l'élément d'image correspondant, ainsi qu'un dispositif pour reproduire l'information d'image de chaque élément déterminée à l'aide du circuit
 10 de soustraction, caractérisé en ce qu'en combinaison avec au moins le circuit de soustraction, un circuit de multiplication et un circuit d'addition, la mémoire forme un filtre récursif, ledit circuit d'addition étant muni d'une première entrée qui doit recevoir, par élément
 15 d'image, de l'information d'image d'une image, ainsi que d'une deuxième entrée qui doit recevoir une information d'image déterminée d'avance et emmagasinée dans la mémoire, but dans lequel une sortie de la mémoire est raccordée à ladite deuxième entrée du circuit d'addition,
 20 l'ensemble étant conçu de façon qu'à une entrée de la mémoire soit fourni un signal égal à la somme d'une part de l'information - en provenance de l'image - multipliée par α , et d'autre part de l'information - en provenance de la mémoire - multipliée par $(1-\alpha)$, avec $0 \leq \alpha \leq 1$,
 25 alors que le circuit de soustraction est raccordé d'une part à la sortie de la mémoire et d'autre part à l'entrée du filtre récursif.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le filtre récursif comporte deux circuits de
 30 multiplication, une entrée d'un de ces circuits de multiplication étant raccordée à une entrée du circuit de soustraction tandis qu'une entrée de l'autre circuit de multiplication est raccordée à la deuxième entrée dudit
 circuit de soustraction, alors que les sorties desdits
 35 circuits de multiplication sont raccordées au circuit d'addition dont une sortie est raccordée à l'entrée de la mémoire.

3. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé

05 en ce que le filtre récursif comporte un seul circuit de multiplication dont une entrée est raccordée à une sortie du circuit de soustraction, dont une entrée est raccordée à une entrée de circuit d'addition dont une sortie est raccordée à une entrée de la mémoire, et dont une autre entrée est raccordée à la sortie de la mémoire.

10 4. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que les circuits de soustraction, d'addition et de multiplication sont des amplificateurs opérationnels tandis que la mémoire est formée par des registres de décalage à couplage de charge.

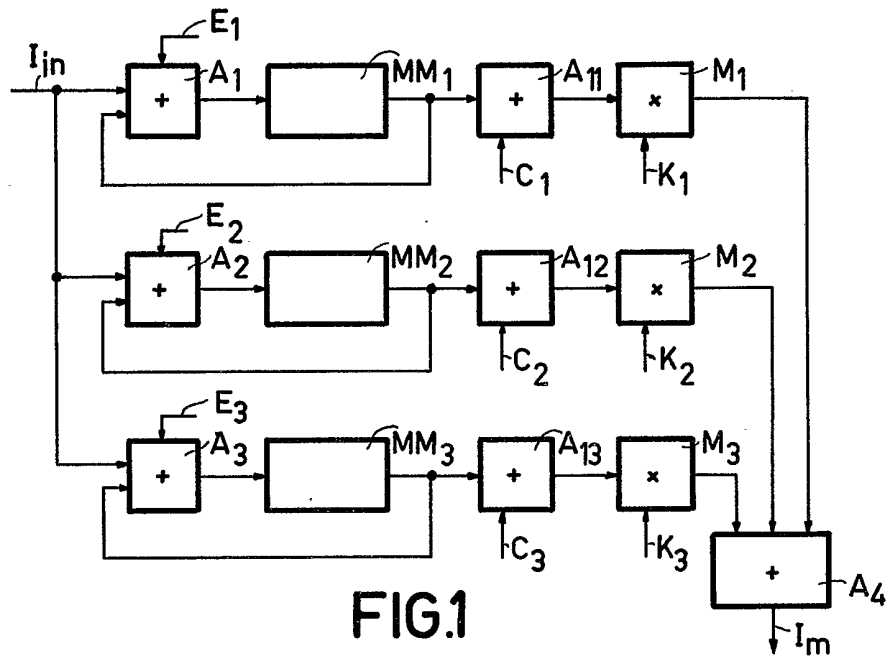


FIG. 1

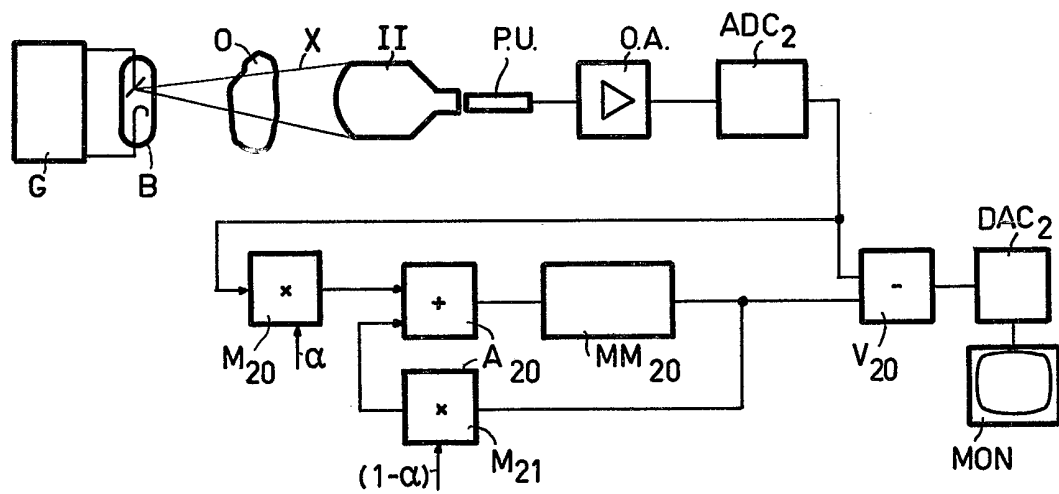


FIG. 2

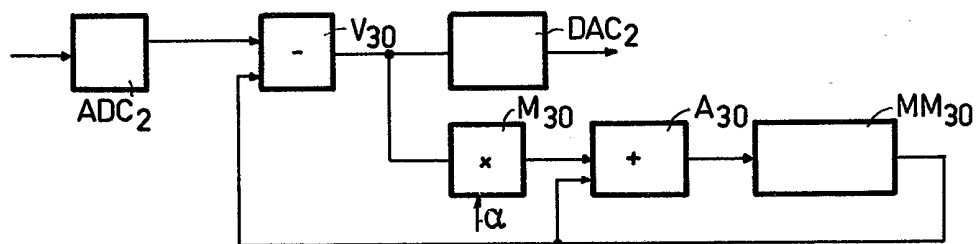


FIG. 3