

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

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

2 608 416

(21) N° d'enregistrement national :

87 14301

(51) Int Cl⁴ : A 61 B 6/10.

(12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

(22) Date de dépôt : 16 octobre 1987.

(30) Priorité : CS, 22 décembre 1986, n° PV 9710-86.

(71) Demandeur(s) : CHIRANA — VYZKUMNY USTAV ZDRAVOTNICKÉ TECHNIKY KONCERNOVÁ UCELOVÁ ORGANIZACE. — CS.

(43) Date de la mise à disposition du public de la demande : BOPI « Brevets » n° 25 du 24 juin 1988.

(60) Références à d'autres documents nationaux apparentés :

(72) Inventeur(s) : Josef Pohanka ; Jiri Hamouz.

(73) Titulaire(s) :

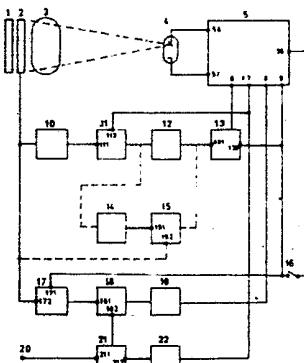
(74) Mandataire(s) : Cabinet Herrburger.

(54) Dispositif de commande de radiographie dont les doses du rayonnement du tube à rayon X sont modulées en fonction des données morphologiques du patient examiné.

(57) a) Dispositif de commande de radiographie dont les doses du rayonnement du tube à rayons X sont modulées en fonction des données morphologiques du patient examiné.

b) Dispositif de la commande automatique de la radiographie comprenant la cassette, le détecteur avec le dépouillement du débit d'exposition, le tube à rayons X et l'appareil radiographique multipulsé caractérisé en ce que la sortie de l'amplificateur-modulateur 11 est accouplée à l'entrée de la deuxième non-linéarité 14, la sortie de la deuxième non-linéarité 14 est accouplée à la première entrée 151 du comparateur de brillance 15, la deuxième entrée 152 du comparateur de brillance 15 est accouplée à la sortie de détecteur 2, la sortie du comparateur de brillance 15 est accouplée à l'entrée de tension 131 du premier étage de commutation 13.

c) L'invention concerne un dispositif de commande de radiographie dont les doses du rayonnement du tube à rayons X sont modulées en fonction des données morphologiques du patient examiné.



FR 2 608 416 - A1

1

" Dispositif de commande de radiographie dont les doses du rayonnement du tube à rayons X sont modulées en fonction des données morphologiques du patient examiné ".

5

L'invention concerne un dispositif de commande automatique de radiographie pour le diagnostic radiologique comprenant la cassette, le détecteur de rayonnement , le temps d'exposition du tube à rayons X et de l'appareil radiologique multipulsatoire.

On utilise actuellement pour la simplification du maniement des appareils radiologiques surtout au cours de la radiographie de routine des appareils automatiques d'exposition qui mesurent la dose de rayonnement traversant un patient. L'opérateur doit mettre au point la valeur de la tension d'exposition supposée qu'il doit estimer avant. La valeur de la dose de rayonnement mise au point, l'appareil automatique finit l'exposition de la radiographie.

20

Les expériences cliniques avec l'utilisation de ces automates ne sont pas bonnes. L'estimation fausse de la tension de l'exposition radiographie provoque soit que l'exposition extrêmement longue avec le manque de netteté causée par le mouvement, soit que le noircissement optimal du film n'est pas atteint.

Au cours de la radiographie du même organe en deux plans par exemple frontal et laté-

ral, il est nécessaire d'ajuster pour le noircissement optimal des deux radiographies non seulement les tensions d'exposition différentes, mais aussi le degré de noircissement différent sur l'automate d'exposition.

5 On connaît encore d'autres réalisations, où les valeurs d'exposition typiques - KV, mAs ou mA et le temps - pour un type d'examen demandé et pour un patient moyen enregistrées en mémoire dans l'appareil radiographique sont commandées à l'aide de
10 la sélection de l'organe en les corrigent selon le poids du patient déterminé, selon la dimension réelle de l'organe et selon la distance choisie entre le focus du tube à rayons X et la cassette.

On connaît que les patients de
15 même poids, dont les organes examinés ont les mêmes dimensions, présentent une grande différence en absorption de rayonnement X totale selon la proportion volumique du squelette, des tissus mous et de la graisse sous-cutanée. Entre autres, le calcul ne respecte pas
20 l'état réel du rendement de rayonnement du tube à rayons X.

La réalisation de la commande pleinement automatique qui respecte l'absorption réelle du rayonnement par le patient et toutes les influences
25 de la chaîne radiographique entière, exige l'utilisation d'un détecteur avec le dépouillement du débit d'exposition. Le dispositif équipé par tel détecteur cité en A0 233963 "Dispositif de la commande automatique pour la radiographie et pour l'examen", accomplit
30 toutes les exigences mentionnées. Ce dispositif convient surtout pour les cabinets d'examen où on pratique soit l'examen fluoroscopique automatique, soit la radiographie des organes choisis par exemple du thorax et des poumons, où les durées d'exposition d'absorption
35 ordinaire qui sont typiques pour ce type d'examen.

Les valeurs d'exposition diffèrent beaucoup des valeurs ordinaires jusqu'ici au cours de l'utilisation du dispositif mentionné d'absorption très large par exemple au cours de l'examen des membres ou 5 des patients obèses. En conséquence de ce fait, c'est le changement de la structure ordinaire de la gradation de noircissement des radiographiques qui arrive dans ce cas à laquelle les cliniciens sont accoutumés de leur pratique jusqu'ici.

10 Tous les défauts mentionnés sont éliminés à l'aide du dispositif selon l'invention permettant de pratiquer la radiographie automatique dans toute la gamme d'absorption, au cours de toutes sortes d'examen dans les limites des valeurs d'exposition utilisées jusqu'ici, dont le principe consiste dans le fait que la sortie du détecteur est accouplé en même temps avec l'entrée de tension de l'intégrateur et avec l'entrée du comparateur à seuil, dont la sortie est accouplée avec l'entrée de temps de l'amplificateur -modulateur. L'entrée de tension de cet amplificateur-modulateur est en même temps accouplée avec la borne de mesure par l'entrée de la troisième non-linéarité, la sortie de l'amplificateur -modulateur est accouplée avec l'entrée de la première non-linéarité, la sortie de la première non-linéarité est accouplée à l'entrée de tension du premier étage de commutation, l'entrée de blocage de premier étage de commutation est accouplée en même temps à la borne du démarrage de l'exposition par le commutateur du démarrage de l'exposition et avec 15 20 25 30 35 le commutateur du démarrage de l'exposition et avec l'entrée de remise à zéro de l'intégrateur. La sortie du premier étage de commutation est accouplée à la borne de commande, la sortie de l'intégrateur est accouplée à la première entrée du comparateur de la dose, la deuxième entrée du comparateur de la dose est accouplée à la sortie de multiplicateur, la sortie du compa-

rateur de la dose est accouplée à l'entrée du deuxième étage de la commutation, la sortie du deuxième étage de la commutation est accouplée à la borne de l'achèvement de l'exposition à la radiographie. La borne de commande est accouplée pour le noircissement à la première entrée de multiplicateur et la sortie de troisième non-linéarité est accouplée avec la deuxième entrée de multiplicateur. Une autre variante consiste en fait que la sortie de l'amplificateur-modulateur est accouplée sur l'entrée de deuxième non-linéarité, dont la sortie est liée à la première entrée de comparateur de brillance. La deuxième entrée de comparateur de brillance est accouplée à l'entrée de tension du premier étage de commutation.

L'exemple de la réalisation concrète de ce dispositif selon l'invention est représenté après simplification à la figure 1. L'exemple de la relation utilisée entre l'absorption de rayonnement et les valeurs d'exposition utilisées pour les groupes des organes P et H est représenté graphiquement à la figure 2.

L'appareil radiographique 5 est raccordé à l'aide de la borne d'alimentation 55 au réseau du secteur, à l'aide de la borne négative de sortie 57 sur la cathode du tube à rayons X 4, à l'aide de la borne positive de sortie 56 sur l'anode du tube à rayons X 4 et il est encore équipé par la borne de commande 6, par la borne de mesure 7, par la borne 8 pour l'achèvement de l'exposition et enfin par la borne 9 pour le démarrage de l'exposition.

La sortie de détecteur 2 est en même temps accouplée avec l'entrée de tension 172 de l'intégrateur 17 et l'entrée du comparateur à seuil 10, dont la sortie est accouplée à l'entrée de temps 111 de l'amplificateur-modulateur 11. L'entrée de ten-

sionsion 112 de l'amplificateur-modulateur 11 est en même temps liée à la borne de mesure 7 et à l'entrée de la troisième non-linéarité 22. La sortie de l'amplificateur -modulateur 11 est accouplée à l'entrée 5 de la première non-linéarité 12, sa sortie est accouplée avec l'entrée de tension 131 du premier étage de commutation 13. L'entrée de blocage 132 du premier étage de commutation 13 est en même temps liée à la borne 9 du démarrage de l'exposition, avec le commutateur 16 du démarrage de l'exposition et à l'entrée de remise à zéro 171 de l'intégrateur 17. La sortie du 10 premier étage de commutation 13 est accouplée à la borne de commande 6. La sortie de l'intégrateur 17 est accouplée à la première entrée 181 du comparateur de la dose, la deuxième entrée 182 du comparateur de la dose 18 est accouplée à la sortie de multiplicateur 21. La sortie du comparateur de la dose 18 est accouplée à l'entrée du deuxième étage de commutation 19. La sortie du deuxième étage de commutation 19 est 15 accouplée à la borne 8 d'achèvement de l'exposition. La borne de commande de noircissement 20 est accouplée à la première entrée 211 du multiplicateur 21, la sortie de la troisième non-linéarité 22 est accouplée à la deuxième entrée 212 du multiplicateur 21. La figure 1 montre encore - à l'aide de la 25 ligne interrompue - la deuxième variante du dispositif selon l'invention, où la sortie de l'amplificateur-modulateur 11 est accouplée à l'entrée de la deuxième non-linéarité 14, dont la sortie est accouplée à la première entrée 151 du comparateur de brillance 15. La deuxième entrée 152 du comparateur de brillance 15 est accouplée à la sortie du détecteur 2 et avec la 30 sortie du comparateur de brillance 15, c'est l'entrée de tension 131 du premier étage de commutation 13 qui y est reliée.

Le dispositif fonctionne ainsi :
L'intégrateur 17 sera remis à zéro

par la commutation du commutateur 16 du démarrage de
l'exposition, c'est-à-dire après l'achèvement de la
préparation, la tension positive de l'entrée de blo-
cage 132 du premier étage de commutation 13 est trans-
mise à travers la résistance - non désignée - sur la
sortie du premier étage de commutation 13 et sur la
borne de commande 6 et sur l'appareil radiographique
5. Celui-ci commence à augmenter la tension du tube à
rayons X 4. Simultanément avec l'accroissement de la
tension du tube à rayons X 4 commence à accroître le
débit d'exposition de rayonnement jusqu'au moment, où
10 sa valeur U_m produit après la pénétration par le pa-
tient sur la sortie du détecteur 2 la valeur de seuil
15 ajustée du signal le débit d'exposition D_m' .

A ce moment, le comparateur à seuil
10 émet l'impulsion, dont la durée représente plusieurs
μs, dans l'entrée de temps 111 de l'amplificateur-
modulateur 11 qui tout de suite transmet la valeur de
la tension mesurée du tube à rayons X U_m à l'entrée de
tension 112 de l'amplificateur-modulateur 11 sur sa
sortie et l'entrée de la première non-linéarité 12.

Pour pratiquer la radiographie
25 du groupe des organes donnés il existe la relation en-
tre l'absorption de rayonnement par ce groupe des or-
ganes donnés et les valeurs d'exposition utilisées.

La figure 2 représente l'exemple
de la relation utilisée entre l'absorption de rayonne-
ment et les valeurs d'exposition utilisées pour les
30 groupes des organes P et H.

L'affaiblissement de rayonnement
est exprimé sur l'axe horizontal en mesure logarithmi-
que, à la partie supérieure de la figure, on a la fonc-
tion de la charge électrique d'exposition Q en mesure
35

Z

logarithmique, dans la partie inférieure, on trouve l'allure de la tension d'exposition U_s .

La première non-linéarité 12 forme le signal U_s sur sa sortie de la valeur de la tension U_m mesurée pour la commande de la tension d'exposition du tube à rayons X en valeur justement correspondante à l'absorption de rayonnement mesurée et au groupe des organes donné.

La relation entre les valeurs U_s et U_m peut être simplifiée :

$$\frac{U_s}{U_m} = \left(\frac{D'_s}{D'_m} \right) \frac{1}{4,65}$$

où D'_s représente le débit d'exposition de rayonnement au cours de la radiographie et D'_m représente le débit de seuil d'exposition de rayonnement.

Au moment de l'achèvement de la mesure de la tension U_m par l'amplificateur-modulateur 11 et de la transmission de cette tension par la première non-linéarité 12 sur l'entrée du premier étage de commutation 13 comme la tension U_s , le premier étage de commutation 13 affaiblit son impédance de sortie et transmet la tension d'entrée U_s sur sa sortie et sur la borne de commande 6.

Maintenant l'appareil radiodagnostic 5 continuera à augmenter la tension du tube à rayons X 4 seulement jusqu'à la valeur U_s .

Le débit d'exposition de rayonnement nécessaire D'_s pour la réalisation du radiogramme peut être calculé de la relation : $D'_s = \frac{D}{t_e}$, où D représente la dose du rayonnement nécessaire pour le noircissement demandé du radiogramme D_{os} et t_e représente la durée de l'exposition du radiogramme.

Si on peut mesurer le courant I sur le tube à rayons X sous la tension donnée U_s , la durée de l'exposition du radiogramme nécessaire pour accomplir les conditions pour la valeur de la charge électrique donnée Q doit être :

$$t_e = \frac{0}{I} = \frac{D}{D_s}, \text{ d'où provient } D'_s = D_s \cdot \frac{I}{Q}.$$

L'allure du courant I nécessaire peut être assurée à l'aide du choix de régime de réglage du courant I du tube à rayons X 4 en fonction de la tension d'exposition U_s . En plusieurs cas, il peut être plus avantageux d'ajuster la tension radiographique indirecte U_s , dont l'allure est représentée sur la figure 1 par le trait interrompu. Dans ce cas, la tension U_m mesurée sur la sortie de l'amplificateur-modulateur 11 est transmise sur l'entrée de la deuxième non-linéarité 14, dont la sortie fournit le signal de la valeur demandée du débit d'exposition D'_s au cours de la réalisation du radiogramme selon la réalisation simplifiée :

$$D'_s = D'_m \left(\frac{U_s}{U_m} \right)^{4,65}$$

25

Car la sortie de la deuxième non-linéarité 14 est accouplée avec la première entrée 151 du comparateur de brillance 15 sur la deuxième entrée 152 duquel la valeur réelle du débit d'exposition de rayonnement est transmise du détecteur 2, et après la transmission de la sortie du comparateur de brillance 15 par le premier étage de commutation 13 sur la borne de commande 6 arrive le couplage de la réaction de commande. En ce moment, le comparateur de brillance 15 augmente la tension d'exposition du tube à rayons X 4

9.

jusqu'à la valeur U_s , où la sortie de la deuxième non-linéarité 14 sera la même que la valeur réelle du débit d'exposition D_s et les relations précédentes recommandent à fonctionner.

5 Au commencement de l'action du signal du débit d'exposition du détecteur 2, l'intégrateur 17 se met à intégrer la dose de rayonnement. La tension croissante sur la sortie de l'intégrateur 17, accouplée avec la première entrée 181 du comparateur 10 de la dose 18, est comparée avec le signal de la dose demandée U_d de la deuxième entrée 182 qui est donné par le produit combinatoire $U_d = U_{dp} \cdot \eta_s$ où U_{dp} représente le signal de noircissement demandé du film radiographique sur la borne de commande 20 de noircissement 15 et sur la première entrée 211 du multiplicateur 21 et η_s représente l'efficacité spectrale relative de la combinaison des feuilles amplificatrices utilisées, du film radiographique dans la cassette 1 sous la tension d'exposition U_s .

$$20 \quad \eta_s = \frac{D_s}{D_{so}}$$

où D_s représente la dose du rayonnement nécessaire pour le noircissement demandé sous la tension d'exposition 25 U_s et où D_{so} représente la dose de rayonnement nécessaire pour le même noircissement sous la tension d'exposition de 80 kV.

Le produit combinatoire :

30 $U_d = U_{dp} \cdot \eta_s$ est pratiqué par le multiplicateur 21, le signal U_{dp} est accouplé avec la première entrée 211 de la borne 20, le signal de la valeur η_s qui est formé par la troisième non-linéarité 22 en fonction de la valeur de la tension d'exposition U_s est accouplé avec la deuxième entrée 212. Le dispositif selon l'invention 35 permet de pratiquer la radiographie automatique dans

toute la gamme de l'absorption de rayonnement par le patient dans le cadre des valeurs d'exposition utilisées selon les tables, en respectant les valeurs réelles d'absorption, y compris la valeur réelle du rendement rayonnant du tube à rayons X 4.

5 Ce dispositif n'a besoin d'aucune correction à l'égard de la masse du patient, la dimension de l'organe radiographié et la distance : le tube à rayons X - la cassette.

R E V E N D I C A T I O N S

1°) Dispositif de la commande automatique de la radiographie comprenant la cassette, le détecteur avec le dépouillement du débit d'exposition, le tube à rayons X et l'appareil radiographique multi-pulsé, caractérisé en ce que la borne d'alimentation est accouplée au réseau du secteur, la borne positive de sortie est accouplée avec l'anode du tube à rayons X, la borne de sortie négative avec la cathode du tube à rayons X, repéré par le fait que la sortie du détecteur (2) est accouplée en même temps avec l'entrée de tension (172) de l'intégrateur (17) et avec l'entrée du comparateur à seuil (10), dont la sortie est accouplée à l'entrée de temps (111) de l'amplificateur-modulateur (11), l'entrée de tension (112) de l'amplificateur-modulateur (11) est en même temps accouplée à la borne de mesure (7) et l'entrée de la troisième non-linéarité (22), la sortie de l'amplificateur-modulateur (11) est accouplée à l'entrée de la première non-linéarité (12), la sortie de la première non-linéarité (12) est accouplée à l'entrée de tension (131) du premier étage de commutation (13), l'entrée de blocage (132) du premier étage de commutation (13) est en même temps accouplée à la borne (9) du démarrage de l'exposition par le commutateur (16) du démarrage de l'exposition et à l'entrée de remise à zéro (171) de l'intégrateur (17), la sortie du premier étage de commutation (13) est accouplée à la borne de commande (6), la sortie de l'intégrateur (17) est accouplée à la première entrée (181) du comparateur de la dose (18), la deuxième entrée (182) du comparateur de la dose (18) est accouplée à la sortie de multiplicateur (21), la sortie du comparateur de la dose (18) est accouplée à l'entrée du deuxième étage de commutation (19), la sortie du deuxième étage de commutation (19) est accouplée à la borne pour l'achèvement de radiogramme, la

borne de commande (20) de noircissement est accouplée à la première entrée (211) du multiplicateur (21), la troisième sortie de non-linéarité (22) est accouplée à la deuxième entrée (212) de multiplicateur (21).

5 2°) Dispositif de commande automatique de radiographie selon la revendication 1, caractérisé en ce que la sortie de l'amplificateur-modulateur (11) est accouplée à l'entrée de la deuxième non-linéarité (14), la sortie de la deuxième non-linéarité 10 (14) est accouplée à la première entrée (151) du comparateur de brillance (15), la deuxième entrée (152) du comparateur de brillance (15) est accouplée à la sortie de détecteur (2), la sortie du comparateur de brillance (15) est accouplée à l'entrée de tension (131) 15 du premier étage de commutation (13).

FIG. 1

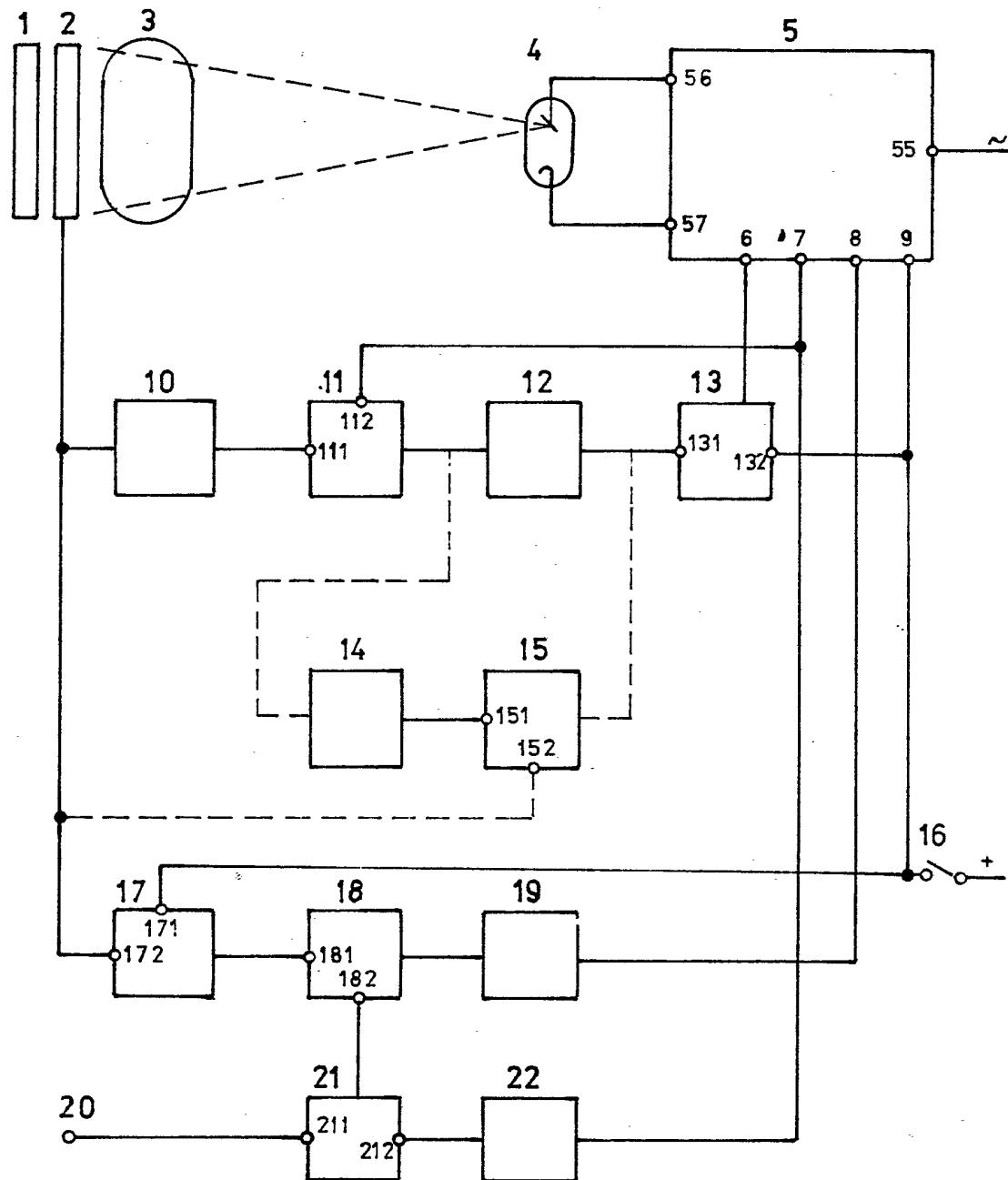


FIG. 2

