

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 2 août 1985.

③0 Priorité :

④3 Date de la mise à disposition du public de la demande : BOPI « Brevets » n° 6 du 6 février 1987.

⑥0 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : Société dite : THOMSON-CGR (Société Anonyme). — FR.

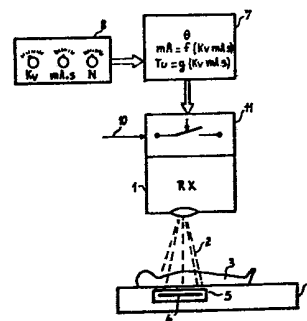
⑦2 Inventeur(s) : Claude Carbon.

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : Christian Schmit, Thomson-CSF, S.C.P.I.

⑤4 Procédé de réglage d'un dispositif de radiologie.

⑤7 Le procédé de réglage d'un dispositif de radiologie de l'invention comporte une phase d'introduction 8 de données d'image à réaliser et de données de tube 1 à rayons X à utiliser, une phase de calcul 7 des paramètres de réglage du tube et une phase de réglage 11 des paramètres conformément à ces calculs. Parmi les données d'image le nombre N d'images à réaliser est introduit, il intervient à titre principal dans l'optimisation du calcul des paramètres de réglage pour que la durée de prises des images soit la plus faible possible. De cette manière on évite le flou cinétique.



PROCEDE DE REGLAGE D'UN DISPOSITIF
DE RADIOLOGIE

La présente invention a pour objet un procédé de réglage d'un dispositif de radiologie. Ce dispositif de radiologie est plus particulièrement du type de ceux utilisés dans le domaine médical. Il comporte des moyens pour réaliser des radioscopies et/ou des radiographies avec ou sans le secours d'amplificateurs de luminance.

5

Un dispositif de radiologie comporte un émetteur de rayons X, un panneau porte-patient, et un dispositif de mesure de l'irradiation produite par le tube après qu'elle ait traversé un corps à examiner placé sur le panneau. Le dispositif de mesure peut comporter une caméra de type télévision ou un film radiosensible. Le maniement des tubes à rayons X est délicat. Leur fonctionnement comporte une transformation électronique-électromagnétique. Des électrons émis par une cathode viennent frapper à grande vitesse une anode. Sous l'effet des chocs, l'anode émet le rayonnement X attendu. Cependant le rapport de transformation ne vaut pas un. Une partie de l'énergie des électrons incidents se transforme en rayonnement électromagnétique basse-fréquence : en chaleur. Il en résulte que l'anode s'échauffe et que son utilisation doit être faite avec précaution.

10

15

20

25

30

Différentes solutions ont été imaginées pour résoudre ce problème. Dans une première solution les tubes à rayons X sont munis de dispositifs de refroidissement. Dans une autre solution l'anode des tubes est une anode tournante : elle présente au rayonnement des électrons une surface sans cesse renouvelée et qui en moyenne s'échauffe moins. Malgré ces solutions, quand la charge demandée au tube est trop forte, il est nécessaire de prévoir des suretés. Ainsi pour chaque type de tube il est mesuré un réseau de caractéristiques donnant, à puissance et à température d'anode données, la durée maximum pendant laquelle le tube peut être utilisé continûment pour que son anode atteigne une température limite. Cette température limite ne peut pas être dépassée sans qu'il

en résulte pour le tube des dégradations irrémédiables. La sureté consiste à mesurer la température d'anode en continu et à couper l'alimentation du tube quand la température limite est atteinte.

De ce fonctionnement en sureté a été déduit un ensemble de procédures ou méthodes d'utilisation des dispositifs de radiologie. Les méthodes, qui reviennent toutes à la même, consistent à calculer à partir de la haute tension du tube et de la dose à recevoir par un récepteur radiosensible, d'une part, et à partir de la température de départ de l'anode d'autre part, pendant combien de temps le tube va pouvoir être utilisé. Ou bien ce temps d'utilisation est inférieur au besoin et l'expérimentation est interdite parce qu'elle ne pourra pas être menée à terme; ou bien cette durée d'utilisation est supérieure au besoin et, dans la plupart des cas, il y a perte de temps. La température d'anode est une donnée inhérente au tube au moment où l'on veut l'utiliser : elle est calculée. La haute tension et la dose, ou sensibilité d'un film, sont des données d'images à réaliser. La haute tension du tube conditionne le spectre du rayonnement X c'est-à-dire le pouvoir de pénétration de ces rayons. On le détermine par expérience en fonction des zones à imager dans un corps humain. La dose, ou la sensibilité du film, est une conséquence directe de cette haute tension et des pratiques habituelles. Elle correspond au produit du courant de chauffage de la cathode du tube par la durée pendant lequel il émet. Cette durée est bien entendu la même que celle de l'utilisation du tube. Ce produit, donné en mA.s, est en définitive directement proportionnel à l'exposition du film. Il faut que le film ait reçu une dose de rayonnement suffisant pour qu'on puisse considérer qu'il a suffisamment été exposé. Le produit de la haute tension, les kilovolts Kv, par les milliampères-secondes, les mA.s, donne l'énergie radioélectrique dispensée par le tube, c'est-à-dire, au rapport de transformation près, la quantité d'échauffement qu'il en résulte pour l'anode.

Par exemple dans une méthode, un opérateur affiche séparément deux données radiographiques les kilovolts et les milliampères-secondes. Le temps d'utilisation est calculé en tenant compte d'un

abaque de charge du tube. Le défaut de cette méthode est que si on fait plusieurs poses successives, les temps d'utilisation s'allongent au fur et à mesure des expositions. En effet entre chaque exposition la température d'anode a évolué en s'échauffant : sa marge d'évolution vers la température limite diminue. Dans les générateurs sophistiqués pour parer à cet inconvénient un opérateur entre un coefficient k , inférieur à 1, qui permet à un microprocesseur de faire un calcul de temps de pose avec un abaque de charge homothétique que de l'abaque de charge réel dans un facteur k . Autrement dit les durées ne sont pas optimisées. Elles sont plus longues (de $1/k$). Or pour l'examen des corps humains où certaines parties sont en mouvement, pour éviter un flou cinétique, il est nécessaire de choisir des temps les plus courts. En conséquence avec cette méthode si le fonctionnement est sûr, il n'est pas le meilleur.

La présente invention a pour objet de remédier aux inconvénients cités en simplifiant par ailleurs le travail de l'opérateur. En effet, celui-ci n'est pas intéressé ni par la température de l'anode ni par le facteur de mérite k à attribuer à une expérimentation. Dans l'invention il suffit d'indiquer le nombre de poses N pendant lesquelles doit fonctionner le tube. Un microprocesseur calcule alors les durées d'exposition de manière à ce qu'elles soient les plus petites possible.

L'invention consiste en un procédé de réglage d'un dispositif de radiologie du type comportant les phases suivantes :

- on introduit dans un microprocesseur des données relatives à des images à réaliser avec le dispositif et relatives à un tube à rayons X à utiliser dans le dispositif;
- on calcule avec ces données des valeurs de réglage du tube, et,
- on règle le tube conformément à ces valeurs, caractérisé en ce que,
- dans la phase d'introduction on indique, relativement aux images à réaliser, le nombre désiré de ces images, la haute tension de fonctionnement du tube, et la dose nécessaire à un récepteur

radiosensible à utiliser pour révéler les images, et que

- dans la phase de calcul on optimise les valeurs de réglage en fonction des données d'images et des données du tube.

5 L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui suit et à l'examen des figures qui l'accompagnent. Celles-ci ne sont données qu'à titre indicatif et nullement limitatif de l'invention. Elles représentent :

- figure 1 : un dispositif pour la mise en oeuvre du procédé de l'invention;

10 - figure 2 : un réseau de courbes paramétrées montrant les abaques de charge du tube;

- figure 3 : un exemple d'organigramme d'opérations d'optimisation à réaliser par un microprocesseur.

15 La figure 1 représente un dispositif pour la mise en oeuvre du procédé de l'invention. Il comporte un tube 1 à rayons X qui irradie 2 un corps 3. Le rayonnement qui traverse le corps 3 vient impressionner, par exemple, un film radiosensible 4 situé dans un porte-cassette 5 disposé dans un panneau porte-patient 6 à l'aplomb du corps 3. Un microprocesseur 7 reçoit des données d'image : les
20 kilovolts déterminés expérimentalement par la nature du corps 3, les milliampères-secondes déterminés par la dose nécessaire pour impressionner le film 4 et un nombre N donnant le nombre d'images à réaliser. Quand le récepteur radiosensible est un film, le porte-cassette 5 comporte un dispositif changeur de film pour, à chaque
25 image, présenter un autre film 4 sous le rayonnement 2. En radiocinéma ou en application numérique, la dose nécessaire est déterminée par les caractéristiques des détecteurs utilisés. Les données d'image, appelées souvent constantes radiologiques, sont introduites au moyen d'un pupitre 8. Le microprocesseur 7 calcule par ailleurs
30 les données relatives au tube à rayons X : essentiellement la température d'anode θ . D'une manière connue, ce calcul est prévisionnel ; il tient compte de l'historique de fonctionnement du tube depuis sa mise en service. Avec ces données le microprocesseur 7 calcule le temps de pose et le courant de chauffage

pour chacune des N images. Il comporte des moyens non représentés, et classiques, pour effectuer les réglages du tube. Une commande 10 permet à un opérateur de mettre en service le dispositif de radiologie une fois que les réglages sont effectués. La durée de mise en service du tube est autorisée par un interrupteur 11 qui symbolise le fonctionnement du tube pendant sa durée de travail.

Ce qui caractérise l'invention est que, dans les paramètres introduits au moyen du pupitre 8, on indique le nombre d'images à réaliser : N. Par ailleurs le microprocesseur 7 effectue une optimisation de la durée des images pour la rendre la plus courte possible. Le fonctionnement du procédé de l'invention est maintenant expliqué au regard du réseau de courbes de la figure 2 et de l'organigramme de la figure 3. Sur la figure 2 les courbes paramétrées en degrés (800° à 1 400°) indiquent la durée maximum de pose, pour une puissance donnée du tube et pour une température initiale donnée de l'anode, au bout de laquelle la température d'anode atteindra la température limite. Pour une puissance donnée du tube, en ordonnée Kv.mA, et pour une température d'anode donnée, on peut déterminer, en abscisse, une durée maximum de pose envisageable. A puissance donnée, plus la température d'anode au départ de l'expérimentation est élevée, plus la durée possible d'utilisation du tube est courte. Pour une image à réaliser l'exposition ou la dose, les mA.s, sont imposées. Comme la haute tension l'est également, le produit Kv.mA.s est donné. Il en résulte des tracés hyperboliques en tirets sur le réseau de la figure 2. Chaque tracé hyperbolique correspond à une exposition donnée. Dans l'invention on calcule comme durée optimale la durée T_1 obtenue par l'intersection d'un abaque de charge 12 (paramétrée par la température de départ de l'anode du tube) avec une hyperbole 13 (paramétrée par une exposition à réaliser). Dans l'état de la technique décrit, la présence du facteur k conduisait en pratique à retenir un abaque de charge 14 homothétique de l'abaque 12 réel. Il en résultait le choix d'une durée T_2 plus longue et donc défavorable du point de vue du flou cinétique.

Dans un exemple préféré le procédé de l'invention est mis en oeuvre au moyen d'une suite d'opérations représentées schématiquement par l'organigramme de la figure 3. Au préalable le microprocesseur 7 enregistre la température θ initiale du tube, les données d'image introduites avec le pupitre 8 ainsi qu'une durée arbitraire T_0 et un incrément de durée arbitraire ΔT_0 . Dans un exemple T_0 vaut 100 millisecondes et ΔT_0 vaut 10 millisecondes. Le microprocesseur comporte également dans une mémoire morte les données de tube représentées schématiquement par le réseau des abaques de charge de la figure 2. Dans un premier temps, à une phase 15, une durée d'utilisation calculée est assimilée à la durée arbitraire : $T = T_0$. Dans un deuxième temps, à une phase 16, le microprocesseur calcule une puissance de marche P_m du tube. Cette puissance de marche est égale au rapport du produit $Kv.mA.s$ divisé par la durée "calculée" T . Cette puissance de marche correspond en définitive à un point de la courbe 13. Dans une troisième phase 17 on calcule une durée de marche T_m . Cette durée de marche est obtenue en reportant la puissance de marche sur l'abaque de charge considéré du tube : courbe 12. Sur la figure 2, dans l'exemple, T_m est inférieur à T_0 .

Dans une quatrième phase 18 on calcule l'écart entre la durée calculée, ici T , et la durée de marche T_m . Si cet écart est supérieur à une précision ϵ donnée on modifie la durée calculée T dans un sens convenable. Dans le cas présent T étant supérieur à T_m , il convient d'augmenter la durée calculée T choisie. La durée T est remplacée par $T + \Delta T$. On procède ainsi de suite par ajout (ou retrait) d'incrément de durée arbitraire ΔT jusqu'à ce que T_m et T soient suffisamment voisins l'un de l'autre. Dans ce cas chacun d'eux peut être considéré comme identique à la durée T_1 . Cette durée T_1 est optimum du point de vue du flou cinétique. En effet elle est la durée la plus courte pour laquelle, si l'anode est au départ à une température θ donnée, elle se retrouve en fin de durée à la température limite. La sortie OUI du test 18 permet de régler le courant cathodique : il est égal au rapport de la dernière puissance

de marche P_m à la haute tension Kv imposée pour le tube. La durée unitaire T_u de chaque image est égale à la dernière durée calculée retenue divisée par le nombre d'images qu'il y a lieu de faire. La haute tension du tube reste telle qu'imposée dès le départ. Dans ces

5 conditions le procédé de réglage de l'invention permet d'optimiser l'utilisation des dispositifs de radiologie.

REVENDEICATIONS

1. Procédé de réglage d'un dispositif (figure 1) de radiologie du type comportant les phases suivantes :

5 - on introduit (8) dans un microprocesseur (7) les données relatives à des images à réaliser (Kv, mA.s) avec le dispositif, et relatives (figure 2) à un tube à rayons X (θ) à utiliser dans le dispositif,

- on calcule avec ces données des valeurs (kv, mA, T) de réglage du tube, et,

10 - on règle (11) le tube conformément à ces valeurs, caractérisé en ce que,

- dans la phase d'introduction on indique, relativement aux images à réaliser, le nombre (N) désiré de ces images, la haute tension (Kv) de fonctionnement du tube, et la dose (mA.s) nécessaire à un récepteur radiosensible à utiliser pour révéler les images, et

15 que
- dans la phase de calcul on optimise (figure 3) les valeurs de réglage en fonction des données d'images et des données (figure 2) du tube.

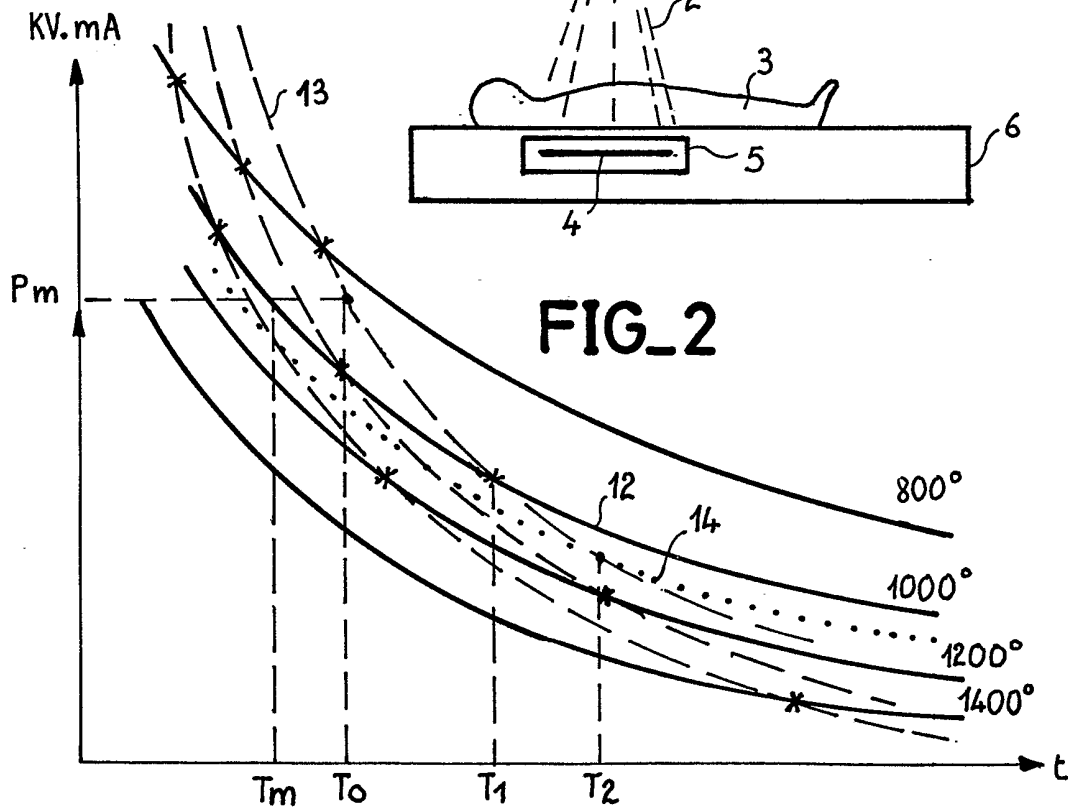
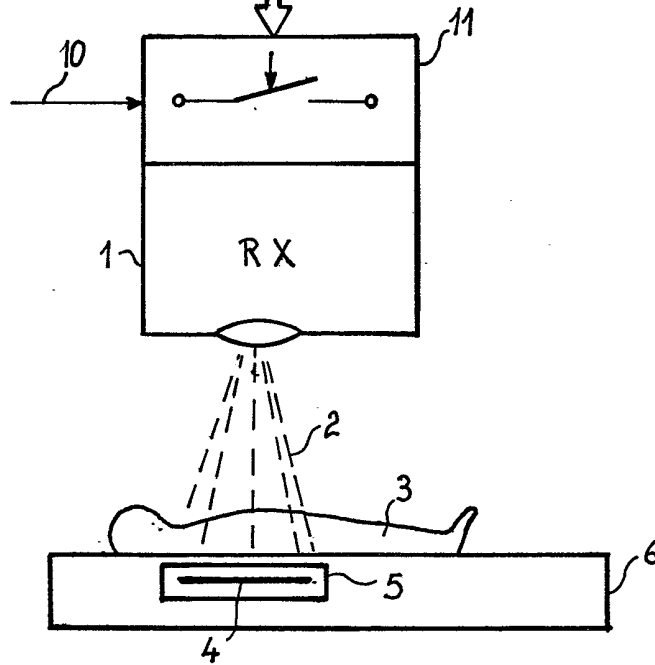
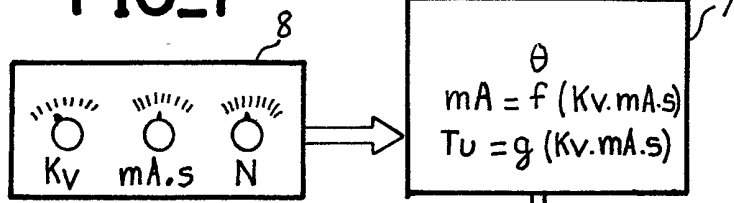
20 2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que pour optimiser on calcule les valeurs de réglage afin que les durées de prise d'image correspondent à des durées les plus courtes possible.

3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que pour optimiser les durées, on choisit une durée arbitraire (T_0) et un incrément de durée également arbitraire (ΔT_0), on calcule (16) une puissance de marche (P_m) du tube relative à cette durée arbitraire et aux données (13) d'image introduites, on calcule (17) une durée de marche (T_m) du tube relative à cette puissance de marche et aux données (12) de tube, et on optimise, par ajout ou retrait de durées incrémentales à la durée arbitraire, la durée de marche de façon

30 qu'elle soit peu différente de la durée incrémentée.

1/2

FIG_1



FIG_2

2/2

FIG. 3

