

12

DEMANDE DE BREVET EUROPEEN

21 Numéro de dépôt: **88402830.9**

51 Int. Cl.⁴: **H 01 J 35/10**

22 Date de dépôt: **10.11.88**

30 Priorité: **13.11.87 FR 8715671**

43 Date de publication de la demande:
24.05.89 Bulletin 89/21

84 Etats contractants désignés:
AT CH DE ES GB IT LI NL

71 Demandeur: **GENERAL ELECTRIC CGR SA.**
13, Square Max-Hymans
F-75015 Paris (FR)

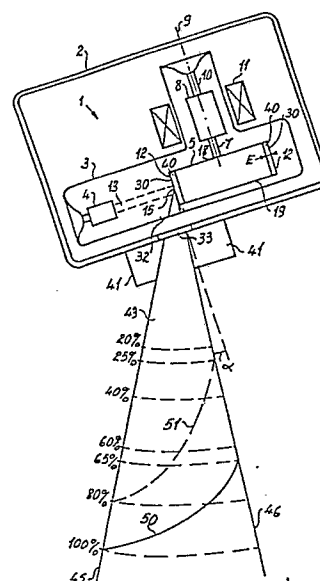
72 Inventeur: **Delair, Jacques**
Cabinet Ballot-Schmit 84 avenue Kléber
F-75116 Paris (FR)

Peyret, Olivier
Cabinet Ballot-Schmit 84 avenue Kléber
F-75116 Paris (FR)

74 Mandataire: **Ballot, Paul Denis Jacques et al**
Cabinet Ballot-Schmit 84, avenue Kléber
F-75116 Paris (FR)

54 **Tube à rayons X ayant une cible en molybdène.**

57 L'invention concerne un tube radiogène dont l'anode (5) comporte une cible (30) en molybdène. En vue d'éviter des fissurations de la cible (30) sous l'effet d'un bombardement électronique, le molybdène est allié à du vanadium.



Description

TUBE A RAYONS X AYANT UNE CIBLE EN MOLYBDENE

L'invention concerne un tube à rayons x, notamment pour mammographie, et concerne particulièrement une cible d'anode en molybdène.

Avec un tube à rayons X, le rayonnement X est obtenu sous l'effet d'un bombardement électronique d'une cible portée par l'anode, ou formée de l'anode elle-même. Sur la cible, une faible surface est soumise au bombardement électronique et constitue la source d'un rayonnement X. Les caractéristiques du rayonnement X dépendent des caractéristiques du faisceau d'électrons incidents, et de la nature du matériau dont est constituée la cible.

Les cibles en molybdène sont couramment utilisées dans les anodes de tube à rayons X destinés à la mammographie.

L'intérêt d'une cible en molybdène, dans la domaine de la mammographie, réside notamment dans le fait que le spectre en énergie du rayonnement X émis par le molybdène convient particulièrement bien à la spécificité d'un examen radiologique du sein. En effet, le sein a une absorption aux X faible, et les anomalies recherchées ont des densités très proches de celles des tissus environnants. Le contraste présenté sur une radiographie, entre ces anomalies et les tissus environnants, est amélioré de façon considérable quand le rayonnement X utilisé présente une bande étroite en énergie contenant les raies caractéristiques du molybdène.

Les cibles en molybdène sont couramment obtenues par un frittage de poudre de molybdène. Le plus souvent c'est l'anode elle-même qui est réalisée, de manière massive, par un frittage de poudre de molybdène, la cible étant constituée par une partie de l'anode ; l'anode pouvant être du type anode fixe ou du type anode tournante. D'autres méthodes classiques, telles que par exemple dépôt chimique en phase vapeur, ou encore dépôt électrolytique permettent de déposer une couche de molybdène sur l'anode afin de constituer une cible sur tout ou partie de la surface de l'anode, selon une piste focale par exemple, dans le cas d'une anode tournante.

Les bombardements électroniques répétés auxquels est soumise la cible en molybdène, créent dans cette dernière des contraintes thermo-mécaniques qui provoquent la fissuration du molybdène. Les fissures croissent en nombre et en importance avec le nombre de poses effectuées. Ces fissures entraînent une diminution du rendement en rayons X du tube radiogène. Ceci peut s'expliquer par le fait que des électrons qui tombent dans les fissures créent des rayons X qui, pour une part importante, sont absorbés dans l'anode elle-même.

La baisse de rendement en rayonnement X conduit notamment aux deux inconvénients suivants, particulièrement importants dans le cas de la mammographie :

- 1° : une détérioration de la qualité d'image qui s'explique, d'une part, par une augmentation du flou cinétique ou flou de bougé, due à l'augmentation des temps d'exposition néces-

sitée par la baisse de rendement en rayonnement X ; et qui s'explique d'autre part, par une inhomogénéité en densité du cliché, due à une accentuation d'un phénomène de variations de rendement de rayonnement X dans le champ.

- 2° : une augmentation de la dose reçue par la patiente par suite de l'écart de la loi dite de réciprocité du couple film/écran utilisé en mammographie : en effet, la non-réciprocité du récepteur (film/écran) fait que la quantité de photons, nécessaire au noircissement du film, croît lorsque les temps d'exposition augmentent.

Ainsi par exemple dans une direction voisine de celle où l'intensité du rayonnement X est maximum, cette intensité est diminuée d'environ 20% après trois mois de fonctionnement normal du tube radiogène, et elle est diminuée d'environ 40% dans un plan voisin du plan d'anode.

La présente invention concerne un tube radiogène à anode fixe ou anode tournante, particulièrement mais non exclusivement destiné à la mammographie, l'anode ayant une cible en molybdène qui ne présente pas les problèmes de fissuration ci-dessus mentionnés ou éventuellement au bout d'un temps de fonctionnement beaucoup plus long et à un degré beaucoup plus faible qu'avec une cible en molybdène selon l'art antérieur.

Ceci est obtenu par un dopage du molybdène. Nous pensons que ce dopage a pour effet de renforcer la liaison inter-granulaire et les grains eux-mêmes du molybdène et de rendre ce dernier plus élastique.

Selon l'invention, un tube radiogène comportant une anode et une cathode, la cathode délivrant un faisceau d'électrons, l'anode comportant une cible bombardée par le faisceau d'électrons sur une surface constituant la source d'un rayonnement X, la cible étant constituée en molybdène, est caractérisé en ce que le molybdène est allié à du vanadium.

Nous avons constaté en outre que le dopage du molybdène avec du vanadium présente un avantage important dans le cas d'un tube radiogène utilisé en mammographie, et qui réside en ce que les raies caractéristiques du vanadium émises sous le bombardement électronique, sont totalement éliminées par une filtration classique du rayonnement X émis par le tube radiogène, de sorte que le spectre du rayonnement X n'est pas modifié par la présence du vanadium.

L'invention sera mieux comprise grâce à la description qui suit, faite à titre d'exemple non limitatif, et à l'unique figure jointe qui montre de manière schématique un tube à rayons X conforme à l'invention.

La figure montre à titre d'exemple non limitatif, un tube radiogène 1 conforme à l'invention, particulièrement destiné à une application à la mammographie.

Le tube radiogène 1 est contenu de manière classique dans une gaine 2. Le tube radiogène 1

comporte une enveloppe 3 en verre par exemple, contenant notamment une cathode 4 et une anode 5. Dans l'exemple non limitatif décrit, l'anode 5 est une anode tournante ayant la forme générale d'un disque, et qui est portée au centre du disque par un arbre support 7 solidaire d'un rotor 8. Le rotor 8 est disposé selon un axe de symétrie 9 du disque d'anode 5 ; le rotor 8 étant lui-même porté de manière classique par un support 10 fixé à l'enveloppe 3. Un stator 11 est disposé à l'extérieur de l'enveloppe 3 et provoque la rotation du rotor 8, et par suite la rotation de l'anode 5 autour de son axe de symétrie 9. La cathode 4 est également portée de manière conventionnelle par l'enveloppe 3 en vis à vis du pourtour ou tranche 12 du disque d'anode 5.

La cathode 4 délivre un faisceau d'électrons 13 qui bombarde une cible 30 qui, dans l'exemple non limitatif décrit, est formée sur la tranche 12. L'anode 5 étant une anode tournante, la cible 30 constitue une piste focale le long de la tranche 12 et autour de l'axe de symétrie 9. Le faisceau d'électrons 13 bombarde la cible 30 sur une surface limitée 15 de cette dernière, appelée foyer et qui constitue la source d'un rayonnement X.

Selon une caractéristique de l'invention, la cible 30, bombardée par le faisceau d'électrons 13, est constituée en molybdène allié à du vanadium ou dopé avec du vanadium dans une proportion d'au moins 0,5% en poids. Ceci permet de retarder et de diminuer de manière importante le vieillissement de la cible 30 et la fissuration de cette dernière, sous l'effet du bombardement du faisceau d'électrons 13, comme il a été précédemment mentionné. On constate une amélioration importante à partir de 0,5% en poids de vanadium, l'optimum étant que le vanadium soit mélangé au molybdène dans une proportion, en poids, comprise entre 2,5 et 3,5% ; un excès de vanadium (à partir de 7% par exemple) pouvant conduire à une diminution non négligeable de l'intensité du rayonnement X après filtration, si une filtration du rayonnement X sortant du tube 1 est réalisée pour obtenir que le spectre en énergie du rayonnement X couvre une bande relativement étroite contenant les raies caractéristiques du molybdène.

Dans l'exemple non limitatif décrit, cette filtration est réalisée au niveau d'une fenêtre de sortie 33, par laquelle le rayonnement X sort de la gaine 2 après être sorti du tube 1 par une première fenêtre de sortie 32 peu absorbante du rayonnement X ; la première fenêtre de sortie 32 étant par exemple, de manière classique, en béryllium, et la seconde fenêtre 33 en molybdène.

La cible 12 peut être réalisée de différentes façons :

- la cible 30 peut être formée par exemple directement par l'anode 5 elle-même qui est alors réalisée de manière massive en molybdène dopé de vanadium dans les proportions ci-dessus précisées ; l'anode 5 pouvant être réalisée dans ce cas par exemple, par un frittage, en lui-même connu, de poudre de molybdène à laquelle est mélangé le vanadium ;

- mais la cible 30 peut être réalisée sous la forme d'une couche 40 du mélange molybdène-vanadium,

cette couche 40 étant déposée à l'emplacement désiré sur le disque d'anode 5 qui, dans ce cas, constitue un corps de base formé par exemple en molybdène. La couche 40 de molybdène-vanadium peut être déposée avec une épaisseur E de quelques micromètres par exemple, à l'aide d'une méthode en elle-même classique, telle que par exemple par un procédé de dépôt électrolytique, ou un procédé de dépôt chimique en phase vapeur dans lequel est réalisé un mélange des composés gazeux de molybdène et de vanadium dans des proportions telles que, compte tenu de la cinétique des réactions, et des conditions expérimentales (température, pression, vitesse d'introduction des gaz, etc...), les proportions voulues au niveau du dépôt soient réalisées.

Le rayonnement X sortant de la gaine 2 passe de manière classique par un collimateur 41, et constitue alors un rayonnement X utile 43 ayant des limites 45, 46. La première limite 45, qui est située du côté de la cathode 4 représente la limite du faisceau X 43 qui, en mammographie, est généralement située vers le gril costal de la patiente (non représentée) ; alors que du côté de l'anode 5, la seconde limite 46 représente la limite du faisceau située vers l'extrémité ou mamelon d'un sein à examiner. La seconde limite 46 forme avec le plan d'anode constitué par la tranche 12, un angle α relativement faible de l'ordre par exemple de 2° , et la baisse de rendement précédemment mentionnée est une caractéristique du rayonnement X 43 entre les deux limites 45, 46 ; c'est-à-dire que l'intensité du rayonnement X augmente depuis la seconde limite 46 jusqu'à la première limite 45, d'une manière qui tend à compenser les variations d'absorption du rayonnement X par le sein (non représenté) dues aux variations d'épaisseur de ce dernier entre le mamelon et le gril-costal.

Une courbe 50 illustre à titre d'exemple non limitatif, la variation en intensité du rayonnement entre les deux limites 45, 46 ; la courbe 50 exprime ses variations en pourcentage d'une intensité maximum que possède le rayonnement X le long de la première limite 45 : on observe en suivant la courbe 50, que l'intensité du rayonnement X qui est de 100% au niveau de la première limite 45, diminue avec une pente de plus en plus accentuée, jusqu'à environ 65% au niveau de la seconde limite 46.

Ceci correspond au cas où la cible n'est pratiquement pas fissurée, soit que cette cible soit constituée de molybdène dopé avec du vanadium conformément à l'invention, soit que cette cible soit en molybdène pur ayant été très peu soumise à un bombardement électronique.

Une seconde courbe 51, en traits pointillés, illustre les modifications accusées par l'intensité du rayonnement X, dans les mêmes conditions que dans l'exemple ci-dessus, mais pour une cible en molybdène selon l'art antérieur et dont le vieillissement sous l'effet des bombardements électroniques a conduit à sa fissuration : on observe que l'intensité du rayonnement X au niveau de la première limite 45 est à environ 80%, c'est-à-dire qu'il est réduit d'environ 20%, et la seconde courbe 51 montre que l'intensité du rayonnement X diminue

avec une pente beaucoup plus accentuée que dans le premier cas pour atteindre 25% au niveau de la seconde limite 46.

Ceci montre qu'une cible 30 réalisée en molybdène allié à ou dopé avec du vanadium, conformément à l'invention, permet en évitant les fissurations de la cible dues aux bombardements électroniques répétés, d'éviter une réduction importante de l'intensité du rayonnement X et de son évolution dans le champ, ces deux inconvénients étant particulièrement graves pour un tube radiogène de mammographie.

Revendications

1. Tube radiogène comportant une anode (5) et une cathode (4), la cathode (4) délivrant un faisceau d'électrons (13), l'anode (5) comportant une cible (30) bombardée par le faisceau d'électrons (13) sur une surface (15) constituant la source d'un rayonnement X (43), la cible (30) étant constituée en molybdène, caractérisé en ce que le molybdène est allié à du vanadium dans une proportion, en poids, d'au moins 0,5%.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

4

2. Tube radiogène selon la revendication 1, caractérisé en ce que le vanadium est allié au molybdène dans une proportion, en poids, comprise entre 2,5 et 3,5%.

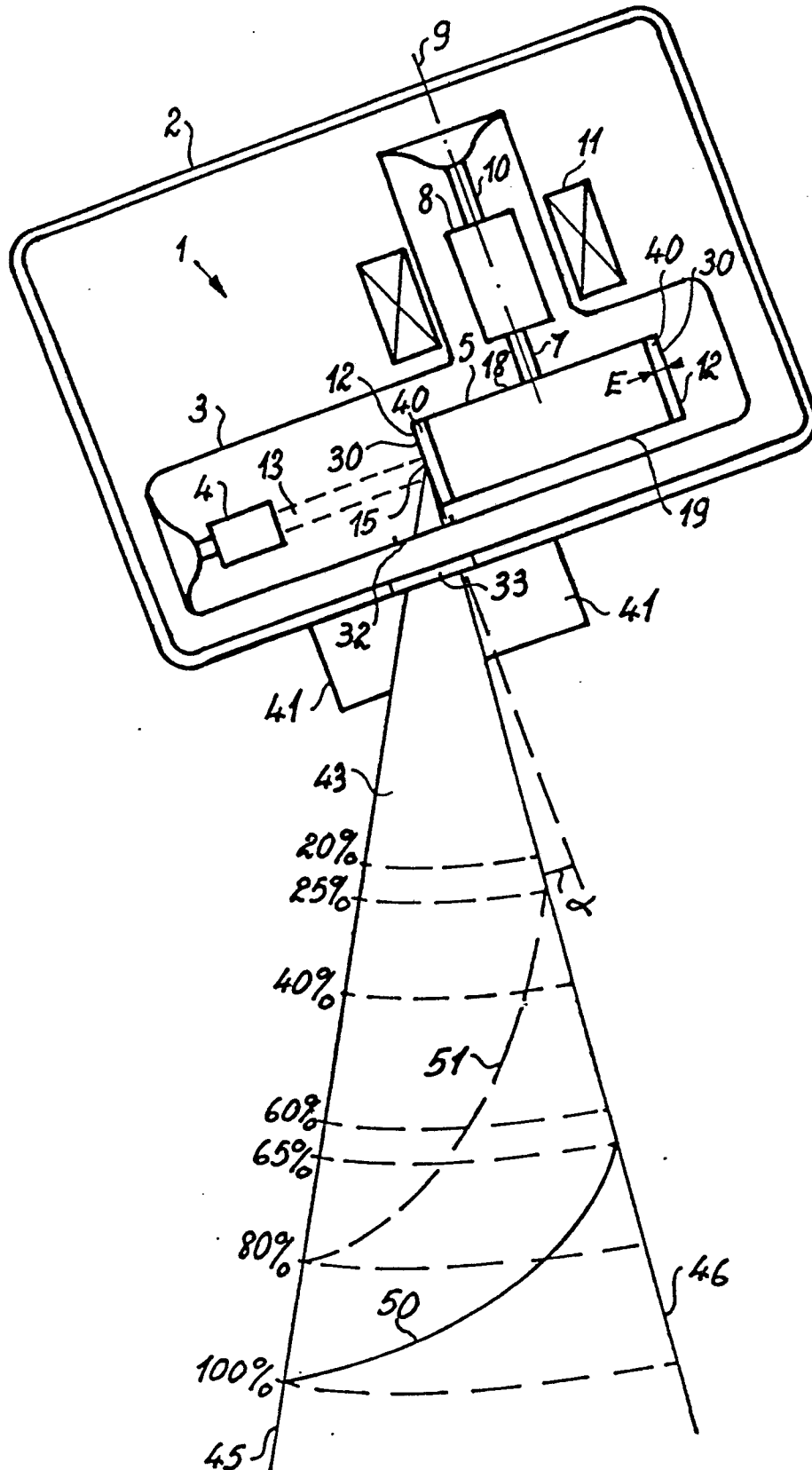
3. Tube radiogène selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que la cible (30) est formée directement par l'anode (5), l'anode (5) étant réalisée par frittage d'une poudre de molybdène à laquelle est mélangée du vanadium.

4. Tube radiogène selon l'une des revendications 1 ou 2, caractérisé en ce que l'anode (5) comporte un corps de base sur lequel la cible (30) est déposée sous la forme d'une couche (40).

5. Tube radiogène selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le dépôt (40) de la couche formant la cible (30) est réalisé par un procédé de dépôt chimique en phase vapeur.

6. Tube radiogène selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que l'anode (5) est une anode tournante.

7. Tube radiogène selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il constitue le tube radiogène d'un appareil de mammographie.





DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int. Cl.4)
Y	FR-A-2 349 953 (SIEMENS AG) * Page 4, lignes 21-33; page 8, lignes 2-9,19-24 * ---	1-3,6	H 01 J 35/10
Y	US-A-4 641 334 (T.M. DEVINE) * Colonne 4, lignes 3-26; colonne 5, lignes 9-33; colonne 5, ligne 52 - colonne 6, ligne 15 * ---	1,2,4,6	
A	FR-A-2 500 958 (SIEMENS AG) * Page 4, lignes 2-19; page 8, lignes 2-9,16-18,30-32 * ---	1,2,6	
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN, vol. 10, no. 117 (E-400)[2174], 2 mai 1986, page 14 E 400; & JP-A-60 250 546 (HITACHI SEISAKUSHO K.K.) 11-12-1985 * Résumé * -----	1,2,6	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl.4)
			H 01 J
Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche LA HAYE		Date d'achèvement de la recherche 16-02-1989	Examineur HORAK G.I.
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES			
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	