

12

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 29.12.00.

30 Priorité :

43 Date de mise à la disposition du public de la demande : 05.07.02 Bulletin 02/27.

56 Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : *Ce dernier n'a pas été établi à la date de publication de la demande.*

60 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

71 Demandeur(s) : MWANZA CHABUNDA CHRISTOPHE
— FR.

72 Inventeur(s) : MWANZA CHABUNDA CHRISTOPHE.

73 Titulaire(s) :

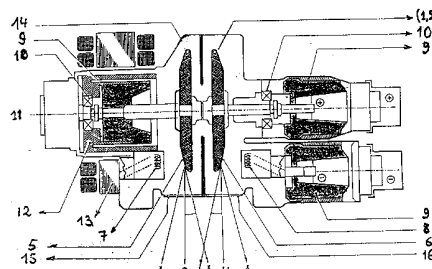
74 Mandataire(s) :

54 DISPOSITIF SOURCE PRODUISANT UN DOUBLE FAISCEAU SIMULTANÉ DES RAYONS X ISOSPECTRAUX.

57 L'invention concerne une source de rayons X, caractérisée en ce qu'elle dispose d'un double faisceau de rayonnement (3 et 4), configurée de façon à projeter deux faisceaux coniques en éventail; et un procédé de sa mise en oeuvre pour un rayonnement en continu et/ ou en mode pulsé. Le dispositif est caractérisé par une enceinte à vide (14); une double cible (5 et 6) formant anode tournante, disposant dans sa première variante d'un double disque (1 et 2), ou après rotation complète de 180° sur eux-mêmes des deux disques en fonction de leurs grands axes pour se retrouver avec les deux pistes focales sur leurs faces internes; ou encore la troisième version d'un seul disque épais, en forme de poulie (17) pour augmenter sa surface de convection thermique, supportant ses deux pistes focales plutôt sur les faces externes. Ces faisceaux X en éventail (3 et 4) sont caractérisés en ce qu'en acquisition en 3-D la distance interfocales optiques de 2k cm, fonction du rendement quantique de détection du système récepteur (19) utilisé. Tandis que, dans un tube stéréographique destiné à une acquisition 2-D, l'exigence est celle d'une coïncidence parfaite de la projection des deux faisceaux en éventail sur la surface du récepteur utilisé.

Dans la même enceinte à vide (14), un ensemble formant cathode ayant deux filaments (7, 8) distincts, situés de

part et d'autre du disque ou des disques d'anode ou en position centrale, dans une des variantes, fait face aux pistes focales, pour produire par émission thermoionique des électrons destinés à être projetés sur les deux surfaces cible de l'ensemble formant anode (1 et 2), en vue d'une double émission photonique symétrique (3 et 4) desdits rayons X isospectraux, simultanés et continus et/ ou pulsés et alternés, d'ouverture de champ identique, diaphragmés pour franchir séparément l'enceinte à vide par une double fenêtre (15 et 16) en titane. Une source de courant alternatif est couplée en série auxdits filaments.



1

Dispositif source produisant un double faisceau simultané des rayons X isospectraux.

Domaine technique

5. L'invention concerne un dispositif, appelé tube à double faisceau photonique, simultané ou alterné dans le temps, ou tube stéréographique à rayons X générateur des rayons X isospectraux. Ce dispositif peut également être construit pour fonctionner non pas en rayonnement d'exposition continue et simultanée de la double source, mais également en rayonnement d'exposition des deux foyers
10. rapidement alternée, à une fréquence de l'ordre d'au moins 180 Hz. Elle s'applique, en Radiologie diagnostique, aux dispositifs d'acquisition 2 D et 3 D, en imagerie par transmission X.

État de la technique antérieure

15. Les modifications qu'a subi le tube de W.D. Coolidge, depuis la révolution de l'anode tournante, notamment l'apport qu'a constitué la technique de roulement à billes et celle sur coussin de métal liquide ont été considérable. Une série d'étapes ont en effet été depuis lors franchies. Mais, la technologie des roulements à sillons spiralés mis au point par la société *Philips* a, de ce point de vue, révolutionné
20. davantage le tube radiologique en lui supprimant la plupart des inconvénients dus au roulement à billes dans le vide poussé du tube. C'est pour cette raison que nous opterons pour cette dernière dans la construction du nouveau tube de notre invention.
Sinon, malgré les travaux d'A. Bouwers sur l'anode tournante, la durée de vie très
25. limitée du tube est demeurée pendant longtemps un problème insoluble. Ce dernier consiste, dans l'usure du support métallique de l'anode et dans l'inadéquation de son système de refroidissement (E.A. Muijderman, C.D. Roelandse, A. Vetter and P. Schreiber, 1989). La chaleur, provoquée par le choc des électrons, se forme en effet en surface, car leur pénétration en profondeur est nulle. La piste annulaire du métal

- serait donc rapidement portée à sa température de fusion (entraînant la mort immédiate du tube), si la chaleur n'était pas assez rapidement évacuée vers le "corps" sous-jacent. La rotation, dans le tube à anode tournante, entraîne pendant un temps relativement long le métal échauffé hors du bombardement cathodique.
5. Pendant la durée d'une rotation la chaleur quitte la piste focale pour gagner le cœur et le même cycle échauffement-conduction-refroidissement recommence au tour suivant. La scanographie de l'état de l'art antérieur utilise le tube à rayons X, dérive de la Radiologie conventionnelle ou de la Radiothérapie, à la tension de 80 à 140 kV; Il nécessite pour ce faire : une grande charge thermique : 600.000 à 1.800.000 U
 10. un grand pouvoir de dissipation calorique : quelques 100.000/min ; un refroidissement efficace : par huile-eau-air. L'ensemble tube-détecteurs est, pour les générations 3 et 4, disposé selon un système dit « *fan beam* » ou faisceau en éventail. Actuellement, les scanners de très haute de gamme utilisent soit le mode pulsé soit le mode continu. Et c'est pour tout constructeur un choix à faire.
 15. Or le Radiodiagnostic moderne nécessite de plus en plus des tubes à hautes performances. Le tube à rayons X est donc défini par la puissance, sur la définition de laquelle nous reviendrons plus loin, qu'il peut supporter. Celle-ci est en rapport étroit avec le diamètre et la nature du disque ainsi que la dimension des foyers et la vitesse de rotation. L'anode est la pièce maîtresse de cet ensemble métallique
 20. assurant le freinage des électrons accélérés. Il s'agit habituellement d'un disque de Tungstène en forme de tronc de cône aplati, épais de plusieurs millimètres et de 70 à 200 mm de diamètre. La surface exactement limitée de cette face du disque qui supporte le choc des électrons, accélérés sous vide, s'appelle le foyer du tube et se situe le long d'une piste en anneau sur le bord extérieur dudit disque. La piste n'est
 25. pas située sur le bord exact du disque, mais à une distance suffisante pour que le faisceau cathodique ne bombarde pas accidentellement au-delà du disque d'anode. Ce dernier est porté par un axe solidaire d'un rotor monté sur des roulements à billes. L'entraînement en rotation se fait par l'action électromagnétique d'un champ électrique "tournant", induit par un stator placé à l'extérieur du tube autour de
 30. l'appendice anodique. A cette anode est, tout naturellement associé un dispositif de refroidissement chargé de dissiper la chaleur. La vitesse de 3.000 tours/min (50 t/s) a été portée à 9.000 tours (150 t/s) minimum voire 11.000 tours/min (200 t/s), pour les tubes de grandes puissances.

- Par ailleurs, les éléments déterminant les possibilités du tube de Radiodiagnostic sont : la tension appliquée aux bornes (ou électrodes) et l'intensité du courant. Ces deux paramètres paraissent de prime abord s'opposer. Ceci du fait que, d'une part, la puissance doit être la plus grande possible afin de réaliser des radiographies rapides
5. avec un flou de mouvement minimal, et d'autre part, les dimensions du "point focal" doivent être les plus fines et les plus précises possibles. Délivrer une grande quantité de rayonnement, à partir de la plus petite surface possible de l'anode dans une période allant de quelques millisecondes à plusieurs secondes, est donc l'objectif à atteindre pour qu'un nombre suffisant d'électrons soit libéré au niveau de la fenêtre
 10. de sortie d'un tube amplificateur des rayons X, ou encore pour obtenir un noircissement suffisant, après développement, d'un film sensible aux rayons X. Le rendement de la conversion d'énergie électronique en radiation X est inférieur à 1 %. Plus de 99 % de l'énergie est donc libérée dans le matériau d'anode sous forme de chaleur concentrée sur un point focal. L'anode rotative est la solution, qui a été trouvée à l'échauffement du point focal, en répartissant ce dernier sur une surface
 15. annulaire.

- Dans certains tubes de Radiodiagnostic, la surface des anodes tournantes sont fabriquées en Tungstène allié au Rhénium, alliage dont le point de fusion se situe au-dessus de 3.600°C, permettant de charges thermiques élevées au niveau de l'anode. L'alliage Rhénium prévient la cratérisation capillaire. L'anode, sertie par un support
20. métallique, tourne et est entraîné par un moteur électrique, qui doit être un moteur à induction. L'anode, le support métallique et le rotor du moteur à induction sont situés à l'intérieur d'une enceinte à vide. Le support métallique doit donc remplir un certain nombre des conditions spéciales : le lubrifiant de ce système ne doit en aucun cas contaminer la vacuité du tube ; le support doit être capable de rester à des
 25. températures élevées et doit enfin être conducteur électrique et si possible thermique. Le roulement à billes du système lubrifié au métal liquide a toujours été utilisé par nombre des constructeurs. Mais les tubes de Radiodiagnostic à hautes charges de *Philips* sont lubrifiés à l'Argent ou au Plomb, dans un alliage spécial avec les composants de la queue d'anode.
 30. Dans les conditions de travail propres à un grand nombre de techniques spéciales (ciné, angiographie, tomographie etc.), les tubes vont devoir supporter : soit des charges instantanées importantes, mais brèves et itératives ; soit des charges

- instantanées moyennes mais longues, également itératives. Ces tubes devront disposer d'une puissance en charge instantanée très importante. Cette puissance sera surdimensionnée par rapport au générateur avec lequel ils sont couplés pour travailler à 75 à 80 % de la puissance maximale (coefficient de sécurité). L'énergie
5. appliquée sur l'anode en son foyer, dont la quasi-totalité est transformée en chaleur, définit alors sa puissance. La température instantanée du foyer ne doit pas normalement dépasser 2.000° C. La capacité thermique de l'anode est, dans la plupart des techniques actuelles, plus importante à connaître que la puissance instantanée. Elle doit être aussi élevée que possible et ne doit jamais être dépassée.
 10. La capacité thermique ou calorique d'un tube est donc la quantité de chaleur (d'énergie) qui porte la masse entière de l'anode à une température telle, que le gradient de température entre le foyer et le cœur du métal devient insuffisant pour permettre un écoulement assez rapide de la chaleur formée. Le gradient de température doit permettre, à chaque tour de l'anode, l'écoulement total de la chaleur
 15. formée pour donner au métal la possibilité de recevoir un nouvel apport de chaleur sans dépasser la température instantanée permise (2.000° C). La capacité thermique d'une anode n'est jamais atteinte avec une seule exposition même à pleine puissance. Par contre, des poses itératives rapprochées ou des poses longues et répétées peuvent l'atteindre. Le facteur temps est donc très important.
 20. Un effort considérable a donc été déployé, en vue de la recherche d'une alternative à la production de support métallique de l'anode. La raison principale étant la durée de vie limitée du système basé sur les roulements à billes, qui opère sous vide dans des conditions extrêmes, avec des forces tout aussi élevées que celles dans les coussins des stabilisateurs utilisés dans les véhicules de l'espace, qui eux aussi opèrent dans le
 25. vide. Un autre problème est posé par les méthodes usuelles de calcul de durée vie d'un roulement à billes qui ne sont utilisables que si ces derniers sont lubrifiés par de la graisse ou de l'huile. Les deux ne sont pas, selon E.A. Muijderman et coll., possibles dans le vide. A cause de la limite de vie des roulements à billes, l'anode ne tourne que durant l'exposition effective. L'anode est donc, à chaque fois, lancée très
 30. rapidement, en une à trois secondes, à une vitesse maximum. La vitesse maximum doit être d'environ 3.000 à 9.000 tours par minute, en fonction du type de tube, pour une fréquence principale (de croisière) de 50 Hz. Une fois la vitesse maximale atteinte, l'exposition effective est réalisée, un courant électrique intense passe dès

lors brièvement et la chaleur est développée. L'anode est alors décélérera très rapidement.

Le moteur électrique doit être capable, en raison de son moment d'inertie élevé, de développer un très grand couple d'entraînement ou de décélération et doit avoir

5. accéléré et décéléré très rapidement. Le "vide d'air" entre le rotor et le stator se trouve partiellement à l'extérieur du tube effectif, en raison du haut voltage entre le rotor et le stator. Ceci signifie que le moteur électrique a également des exigences à satisfaire : l'accélération et la décélération de l'anode pour chaque exposition. Donc un temps mort et par conséquent des délais d'attente pour le Radiologue et le patient.
10. Ce handicap pouvant se révéler parfois inconfortable pour le patient. Le temps requis pour accélérer l'anode est également un problème, si l'exposition doit être faite à une phase particulière d'un mouvement périodique, tel que le mouvement péristaltique du tractus digestif ou l'activité cardiaque. Un autre désavantage des roulements à billes est qu'ils sont bruyants, puisqu'ils ne contiennent pas de graisse
15. ou d'huile pour atténuer le son produit par les roulements.

Le désavantage énorme des roulements à billes est, dans l'article de E.A. Muijderman et coll., le fait qu'ils présentent une résistance thermique élevée à la chaleur pour que cette dernière soit évacuée de l'anode vers l'extérieur. Le flot de chaleur qui quitte le tube par conduction à travers les roulements à billes est donc

20. virtuellement négligeable. Ceci signifie que le reste du flot de chaleur doit quitter l'anode par radiation. Il en résulte ainsi une augmentation de la température de l'anode. Et enfin les roulements à billes présentent une résistance variable au courant d'anode.

Aussi a-t-on suggéré de répondre à ces exigences et de mettre en exergue la délicatesse du problème, en adoptant d'autres solutions techniques possibles comme

25. l'utilisation d'un support d'anode sur coussin magnétique. L'avantage ici est qu'aucun lubrifiant n'est nécessaire, puisque l'axe est flottant. De ce fait, un circuit compréhensible de contrôle électronique et, par conséquent, onéreux s'avère indispensable. Puisqu'un tel circuit peut tomber en panne, lorsque par exemple l'alimentation électrique chute brutalement, ceci peut causer un dommage. Des
30. roulements spéciaux doivent être associés pour le cas échéant remplacer dans son rôle le coussin magnétique. Lorsque ces derniers roulements à billes sont

soudainement mis en route, ils subissent une grande accélération trop brutale, à tel point que leur durée de vie se trouve de ce fait énormément compromise. En pratique ceci signifie que l'électronique de contrôle du coussin magnétique ne devrait jamais tomber en panne. Une autre difficulté des coussins magnétiques est

5. l'impossibilité d'écouler la chaleur par conduction. De plus, les lits d'anneaux en relation avec les brosses de carbone doivent être utilisés pour l'alimentation en courant de l'anode (Il est également possible d'utiliser le principe de diode thermoionique, pour le passage de courant du mur stationnaire du tube vers la tige rotative de l'anode).
10. A cause non seulement de tous ces problèmes mais aussi en raison de la difficulté de construction des coussins magnétiques, il n'y a pas encore, à notre connaissance, de tubes radiologiques avec supports magnétiques sur le marché. L'alternative présentée a été entre-temps proposée par *Philips* : des roulements à rainures spiralées, SGB, lubrifiés au métal liquide. L'application de ces roulements résout les problèmes
15. mentionnés ci-dessus : la durée de vie ; le bruit mécanique ; le transfert de chaleur et l'alimentation en courant. On sait, par ailleurs, que la capacité thermique d'un tube dépend : du diamètre de l'anode ou de son poids. Plus le diamètre est élevé, plus la capacité thermique est grande ; et de la construction même de l'anode. Pour les tubes à grande capacité thermique il est d'ordinaire utilisé : soit une anode classique en
20. Tungstène-Rhénium-Molybdène, anode épaisse (15 à 20 mm) dont la capacité thermique oscille autour de 200 à 300 kJ. ; soit une anode graphite à très haute chaleur spécifique pouvant atteindre 1.200 kJ.

La conduction calorique d'un roulement SGB est d'environ 100 fois plus grande que celui du roulement à billes. Un autre avantage extrêmement important est le fait

25. qu'une anode ayant des roulements à rainures spiralées puisse tourner continuellement, puisque sa durée de vie est virtuellement illimitée. L'accélération et la décélération périodique ne sont plus du tout nécessaires. Ceci signifie que le radiologue et le patient ne sont plus assujettis aux délais d'attente, et que le moteur peut être beaucoup plus simple dans sa conception, puisqu'il devrait fournir
30. uniquement assez d'énergie pour maintenir continuellement la rotation de l'anode. De plus un roulement à rainures spiralées (SGB) peut supporter une charge calorique beaucoup plus grande qu'un roulement à billes, de sorte qu'une anode d'un diamètre beaucoup plus grande pourrait être utilisée. Puisque l'anode doit être entraînée à

tourner seulement une fois chaque jour, le matin, le moment d'inertie élevée ne constitue plus un problème.

Un roulement à rainures spiralées est un roulement auto-entretenu, c'est-à-dire qu'il ne requiert pas de source extérieure de pression, et dans lequel il y a des rainures sur

5. les deux surfaces portantes du roulement. Si le mouvement relatif des surfaces portantes du roulement se fait dans la bonne direction, les rainures font en sorte que le lubrifiant soit retenu dans le roulement. Puisque l'espace entre les 2 surfaces cylindriques est cunéiforme et en raison de l'action propulsive de sillons, un excès de pression est créé dans le lubrifiant. Lorsque l'excès de pression devient suffisant, le
10. lubrifiant écarte les surfaces du roulement. Le principe de roulement à sillons spiralés est connu depuis déjà 30 ou 40 ans, à telle enseigne que des formes diverses de ces roulements ont été étudiées de fond en comble dans les Laboratoires de Recherche de *Philips*.

L'application des roulements SGB dans le tube de radiodiagnostic a nécessité de

15. trouver un alliage qui soit liquide ou presque à la température ambiante et qui puisse être utilisé comme lubrifiant. L'alliage devait également avoir un point de vaporisation, à des températures très élevées, tel que le vide du tube ne soit pas contaminé par le métal vaporisé. Le Mercure était donc inutilisable comme lubrifiant dans le vide. Après des expérimentations menées par J. Gerkema et J.B. Peltzer, un
20. alliage de Gallium a éventuellement été trouvé comme susceptible d'agir en tant que lubrifiant. Les travaux de E.A. Muijderman et coll. ont conduit à la réalisation d'un tube de Radiodiagnostic, dont un lot de quelques prototypes a été produit et testé à Hambourg et destinés à la Radiocinématographie. La désignation du type MRC 200 est en relation avec le diamètre externe de l'anode : 200 mm. Dans la dernière
25. version de 1989 l'anode tourne à environ 3.000 révolutions par minute. La puissance intrinsèque mesurée du tube était de 85 kW (E.A. Muijderman, C.D. Roelandse, A. Vetter and P. Schreiber, 1989).

Il doit exister un certain temps de repos avant la reprise d'une pose ou d'une série de poses. Ce temps de repos est bien défini pour un tube ordinaire dans des conditions

30. d'une seule pose à charge maximale. Il existe aussi un temps de refroidissement parfaitement connu pour un type donné de tube (temps de refroidissement total après une pose maximale). A ce temps de refroidissement correspond une charge

permanente correspondant à l'énergie qui, développée pendant la durée du temps de refroidissement, maintient l'anode à sa charge maximale sans jamais la dépasser. Il y a équilibre entre l'énergie apportée et l'énergie dissipée. Cette charge thermique peut être maintenue : c'est la charge permanente. Il est important de la connaître,

5. notamment quand le tube peut être soumis à des régimes de scopie intermittente, comme c'est le cas en angio-cathéterisme. Pour des séries longues, il doit y avoir une pose ou une variation de cadence au fur et à mesure que la série est effectuée. La Radiocinématographie en série pulsée utilisée à l'heure actuelle doit travailler à des cadences fixes représentant la fréquence du secteur (50 I/s ou 60 I/s). Les indications
10. d'images plus rapides, comme ce sera le cas en stéréoscanographie ultra-rapide, demeurent encore rares avec des fréquences de l'ordre de 100 ou 120 I/s.

Ce tube de *Philips* a en effet été spécialement conçu pour faire des expositions ciné. Ils sont intéressants dans les explorations vasculaires (Angiographie coronarienne). A une dose d'irradiation relativement basse pour chaque pose, 6 à 10 séries

15. d'expositions chacune comprenant 300 à 600 poses, sont faites pour chaque patient à un rythme de 25 à 100 expositions par seconde. Jusqu'alors il était nécessaire d'attendre entre les séries d'expositions jusqu'à ce que la chaleur emmagasinée dans l'anode soit dissipée par radiation. Le grand avantage d'une anode ayant un grand diamètre combiné aux roulements à sillons spiralés métal-lubrifiés ne consiste pas
20. seulement en la grande capacité thermique de l'anode (multiplié par 3 par rapport aux anciens tubes), mais aussi dans le fait que cette chaleur peut être écoulee par conduction. Le Radiologue n'est pas dès lors obligé d'attendre plus longtemps, au cours de l'exploration radiologique, pour obtenir la chute de la température de l'anode. Ceci veut dire que le patient ne devrait pas être inutilement exposé à des
25. procédés d'investigation longs. Il pourrait en résulter un certain avantage particulièrement lors des explorations par cathéter, puisque plus de puissance serait alors requise au tube. Il ne serait pas non plus nécessaire d'utiliser beaucoup de produit de contraste. Un avantage économique important est, bien sûr, le fait que plus de patients puissent en bénéficier dans un même temps donné, du fait de la
30. réduction importante du temps d'occupation machine.

Outre la version de ciné-expositions, d'autres versions de ce tube ont également été développées pour d'autres applications où l'excellent refroidissement et la rotation continue de l'anode seront avantageux. Une autre caractéristique du tube MRC 200 –

- SGB serait la stabilité spatiale du foyer. Comme la température demeure basse, la position du foyer ne change jamais de plus de 50 μm , selon E.A Muijderman et coll. La stabilité du foyer serait dès lors d'un intérêt certain pour la digitalisation des images radiologiques et répond mieux à l'exigence de parallélisme de la stéréo-
5. scanographie. Par exemple dans les méthodes de "soustraction", les vaisseaux sanguins peuvent être visualisés en "prélevant" une image réalisée sans un agent de contraste de celle avec agent de contraste. D'autre part, on utilise l'interface amplificateur de brillance, les kV sont choisis dans la bande la plus favorable à ce dernier dans l'intervalle de 60 et 80 kV. Le calcul de la charge thermique montre, par
10. ailleurs, l'influence prépondérante du facteur temps. Cette influence doit être connue et va se retrouver : 1°) en Angiographie pour les poses itératives en série ; 2°) en radioscopie télévisée et en radiocinématographie ; 3°) et enfin, en tomographie en série.

Les étapes successives de progrès se résument dans les perfectionnements suivants

15. de l'anode tournante :

- augmentation du diamètre du disque d'anode que des problèmes d'inertie limitaient souvent à 150 mm. 200 mm, soit 50 mm de plus pourrait être considéré effectivement comme révolutionnaire sans entrave aucune de la part des forces d'inertie, ceci dans la mesure où la rotation est continue.
- augmentation de la capacité thermique de l'anode par le jeu de l'accroissement du diamètre déjà signalée mais aussi par majoration de l'épaisseur de l'anode. La cible restant en Tungstène avec modification du corps selon la loi de Dulong et Petit qui veut que la chaleur spécifique des métaux soit inversement proportionnelle au poids atomique. Des anodes dites "compound" sont constituées d'un corps de molybdène, sur lequel est soudée une piste de tungstène. Des corps d'anode en Graphite ont aussi été réalisés avec beaucoup de difficulté de soudure tungstène-graphite. Quel que soit le système proposé la conduction de la chaleur n'allait pas au-delà des roulements à billes de l'axe de l'anode. Ce que réalise le MRC 200 – SGB, avec un rendement de 100.
- modification du métal cible avec l'alliage tungstène-rhénium pour prévenir les microfissures et la cratérisation ; le noircissement de l'anode pour améliorer la diffusion de la chaleur. Ces caractéristiques sont retrouvés sur le MRC 200 - SGB.

- augmentation de la vitesse de rotation pour améliorer le gradient avec lequel la chaleur s'évacue rapidement vers le métal sous-jacent, mais dans le MRC 200 - SGB, la vitesse est ramenée à 3.000 afin d'éviter les pertes en frictions au niveau du rotor à 40 W avec un stator tournant continuellement. Ceci mérite qu'on s'y attarde dans la mesure où l'on sait qu'une vitesse de rotation élevée, le gradient de température n'a pas le temps de s'abaisser et l'écoulement de chaleur demeure à un niveau élevé ; c'est donc une possibilité d'accélérer l'écoulement d'une plus grande quantité d'énergie depuis la piste superficielle jusqu'au cœur de l'anode. La charge de l'anode tournante étant proportionnelle à la racine carrée de la vitesse de rotation de l'anode. Et puisqu'en plus l'argument selon lequel il y a moins de restriction des forces d'inerties bute un peu sur la compréhension.

Ce qu'on peut attribuer exclusivement au MRC 200 - SGB concerne la réduction importante de l'intervalle de répétition des charges. On sait que toute charge

15. détermine une certaine énergie, calculée par le produit : $kV \times mA \times s = J$ (joules).
Mais pour assurer une répartition homogène de la chaleur dans le disque d'anode, un temps de repos est nécessaire. Cet intervalle entre deux charges est d'autant plus long que la charge est plus forte. Ceci se conçoit très bien quand on imagine qu'un écoulement continue s'effectue au niveau du cœur avec les roulements SGB, capable
20. de contrôler toute augmentation très en déca de la capacité thermique maximale de l'anode. Cette dernière varie entre 70.000 à 90.000 joules pour les anciens tubes en Tungstène massif, jusqu'à 300 à 1.200 kilojoules (kJ) pour celles des tubes modernes à anodes compound de molybdène ou de graphite. Aucun chiffre sur le MRC 200 - SGB ni sur sa vitesse de charge, ni non plus sur la charge permanente autorisée
25. notamment en Radiocinématographie où un lot des tubes ont déjà été testé à Hambourg. Mais des auteurs, comme E.A. Muijderman et coll. signalent tout de même que la différence de potentiel la plus élevée entre les deux isolateurs en céramique est d'environ 75 kV ; soit, à travers le tube, la moitié du voltage maximum à travers le tube. Le connecteur haut-voltage, HV + et HV -, sont localisés
30. aux deux extrémités de la gaine. Ces connecteurs sont respectivement reliés à des roulements à rainures spiralées et au filament de la cathode et sont isolés de la gaine par des isolants en plastique.

- Au total, les roulements à rainures spiralées SGB tombent à point nommé pour remplacer le roulement à billes dans le vide du tube de radiodiagnostic à anode tournante. Puisqu'ils sont présentés par E.A. Muijderman et coll. comme augmentant la charge maximum que le tube peut emmagasiner et résolvant de nombreux de
5. problèmes, à savoir la durée de vie limitée de roulement, les difficultés liées au refroidissement de l'anode et le bruit émanant des ces roulements. Le roulement SGB est lubrifié au métal liquide à base de Gallium, dont la pression de vapeur serait très basse, et dont la conduction de courant d'anode est bonne. Au cours d'une exploration radiocinématographique complète, le MRC 200 Philips avec ses SGB,
 10. emmagasinerait trois fois plus d'énergie qu'un tube SRM 100 de la génération antérieure. Ceci revient, pour les auteurs, à une exploration de ce type avec ce nouveau tube, pour moitié moins de temps que de coutume. Il en découlerait des avantages économiques ainsi qu'une réduction du stress des patients. Toutefois, pour un usage en scanographie ultra-rapide, le nouveau tube devrait, pour ne pas être
 15. trop encombrant, se contenter d'un diamètre discal d'anode de 150 mm.

- Nous avons pensé que le tube ne doit pas constituer indéfiniment un facteur limitatif. Pour toutes ces raisons les dispositifs de l'art antérieur ne permettent pas d'aligner en CT helical un nombre de barrettes de détecteurs supérieur à huit. L'utilisation du tube à rayons X à double faisceau de balayage, dans le cadre précis de l'imagerie
20. clinique, permet d'envisager de nouvelles fonctionnalités, sur les dispositifs de scanographie et de scanoscopie, comme pour faire l'acquisition de plusieurs coupes à la fois. Le tube stéréographique à rayons X peut également être utilisé dans tout procédé de numérisation avec potentialisation stéréotaxique d'échantillonnage des voxels, dans la mesure où la mémoire informatique n'est plus rédhibitoire, sur la
 25. route du progrès.

Exposé de l'invention

- L'invention concerne un procédé et un dispositif améliorés générateur d'un double faisceau en éventail parallèle, simultané ou rapidement alterné, des rayons X ou tube
30. stéréographique à rayons X, caractérisé en ce que qu'il peut fonctionner en monde continu avec rayonnement simultané et ininterrompu des deux foyers ou, en mode pulsé à très haute fréquence avec alternance rapide (p. ex. 180 Hz) de rayonnement

- des deux foyers du tube ou encore passer à volonté d'un mode à un autre de fonctionnement, et se constitue d'une enceinte à vide, d'une double cible formant anode tournante, disposant dans sa première variante d'un double disque ou dans sa deuxième variante d'un seul disque épais, disposé dans ladite enceinte vide et creusé
5. en forme de gorge de poulie, pour augmenter sa surface de convection, et supportant deux pistes focales à chaque face latérale, dont les foyers optiques sont ici à 20 mm, l'un de l'autre, surplombant une double fenêtre de titane ; un ensemble formant cathode, disposé également à l'intérieur de ladite enceinte à vide afin de produire deux faisceaux cathodiques distincts destinés à percuter deux surfaces également
 10. distinctes de la dite cible formant anode, situées de part et d'autre des ou du disque(s) en face dudit ensemble formant cathode ; la troisième variante de l'invention dispose les deux disques d'anode de façon à ce qu'ils tourne de 180° autour de leur grand axe et présentent leurs pistes focales sur les faces les plus internes et les filaments qui doivent leur faire face en position plus centrale ; l'axe de
 15. rotation de l'ensemble formant anode, serti à l'enceinte par un isolateur en céramique d'un système de sillons SGB, en lieux et places des roulements à billes (ou coussin magnétique) ; est entraîné par un système à induction rotor-stator, situé à une extrémité de l'enceinte, et à l'autre extrémité se trouve la connexion d'anode + et une connexion excentrée de cathode - ; une source de haute tension pour
 20. maintenir un potentiel entre lesdites cibles formant anode et ledit ensemble formant cathode pour amener lesdits faisceaux d'électrons à percuter les cibles et produire deux faisceaux coniques isospectraux, simultanés ou rapidement alternés, des photons X d'ouverture de champ symétrique, qui franchissent l'enceinte par deux fenêtres de titane distinctes et également diaphragmés et symétriques, de profil ; et
 25. enfin une source de courant alternatif couplée auxdits filaments pour amener ces derniers à la température requise par l'émission thermoionique.

Ce dispositif est surtout caractérisé en ce que la distance entre les deux éventails photoniques, dont la formule est donnée par $2k \text{ cm}$. Le facteur k étant le coefficient de l'efficacité du rendement quantique de détection du récepteur des données

30. d'acquisition d'images, dans les conditions d'une stéréoscanographie.

Brève description des dessins

La figure 1 illustre schématiquement le dispositif de l'invention dans sa première variante à double disque d'anode, disposé dans une enceinte à vide.

La figure 2 illustre côte à côte les deux variantes des disques d'anode du nouveau tube à rayons X.

5. La figure 3 représente schématiquement une vue de profil des deux faisceaux en éventail avec leur projections sur le réseau des détecteurs.

Exposé détaillé de mode de réalisation

- L'invention concerne un tube à rayons X, caractérisé en ce que l'innovation réside
10. dans une anode bifocale spéciale, constituée d'un double disque de graphite-molybdène 1 et 2 ou d'un disque unique creusé d'une gorge en forme de poulie 17, qui est un dispositif d'émission continue et simultanée de rayonnement X ou d'émission pulsée par alternance des deux foyers d'émission ou à la fois continue ou pulsée, à la demande. Pour simplifier la présentation ci-après, la mise en situation
 15. évoque toujours en premier l'émission continue et simultanée des deux faisceaux X en éventail et parallèles, comme référence compatible avec l'acquisition 3 D, et accessoirement les deux autres modalités de construction du tube stéréographique.

- Sur la figure 1, les disques 1 et 2, espacés, selon la formule de distance interfocale est égale à $2k$ cm, au moins de 2 cm d'intervalle entre les deux axes des faisceaux
20. photoniques respectifs 3 et 4, sont caractérisés en ce que sur leurs surfaces focales 5 et 6 respectives sur lesquels sont projetés les électrons des deux faisceaux cathodiques simultanés ou alternés, de sens opposé. Ce qui nous amène à préciser le facteur k , qui est en situation d'acquisition 3 D le *coefficient de l'efficacité du rendement quantique de détection*, répondant à la formule suivante :

$$k = \frac{\text{Largeur du réseau de détection (en cm)} \times 2}{(\text{Nombre de faisceaux X} + 1) \times 2 \text{ cm}}$$

Ce rapport tient en réalité compte de l'ouverture respective des champs respectifs des faisceaux des rayons X, de la symétrie de leur projection sur les récepteurs et

surtout de la distribution spatiale de la fréquence d'échantillonnage, dont on sait qu'elle est faible à la périphérie de volume de balayage de l'objet. D'où la notion de rendement quantique de détection du réseau, utile en acquisition tridimensionnelle ou 3 D. Ce dernier facteur est en acquisition bidimensionnelle ou 2 D remplacé par

5. la convergence des axes optiques des deux faisceaux X sur la surface du récepteur pour bénéficier de l'échantillonnage stéréotaxique du tube à double faisceau, notamment dans des modalités telle que par exemple la mammographie plein champ, dont les exigences radiostéréologiques sont celles d'une coïncidence parfaite des surface de projection des deux faisceaux sur la surface du récepteur.
10. L'axe 11 de rotation de l'anode de type MRC 200 (*Philips*) est sertie à l'enceinte, avec en lieux et places des roulements à billes ou d'un coussin magnétique, un système SGB 10 de *Philips* disposé à ses deux extrémités. Les deux foyers répondent à la géométrie classique de l'anode tournante (9.000 à 11.000 tours/minute au moins soit 150-200 t/s). Sur les disques 1, 2 et 17, les foyers 5 et 6
15. sont décalés vers les bords extérieurs de ces derniers, portés par un seul axe 11 solidaire à un rotor 12 entraînant l'axe sous l'effet d'induction du stator 13. Le diamètre du disque du système MRC 200 est de 200 mm. Mais, pour des raisons d'encombrement, notamment dans un statif scanographique, celui-ci peut être avantageusement réduit à 150 mm, dans le nouveau tube stéréographique.
20. L'ensemble étant refroidi à l'huile. Le dédoublement des foyers thermiques est pour nous un sujet de préoccupation, qu'il sied de régler au mieux avec un corps discal carbonique 18, en raison de la grande charge thermique attendue.

Puisqu'il faut s'attendre à une déperdition calorifique double, c'est pourquoi le système d'anode MRC200-SGB est souhaité pour le nouveau tube. Un disque

25. métallique peut, par ailleurs, subir une diminution de la pente, lorsqu'il est surchauffé, l'idéal serait un disque en graphite-métal, le graphite-molybdène par exemple, indéformable ; car le graphite peut casser mais il ne se déforme pas.

La puissance conventionnelle d'un foyer étant le produit de la tension par l'intensité qu'il peut supporter en 1/10 s., ce produit est éventuellement corrigé par un facteur

30. de forme. La puissance instantanée est, par ailleurs, également fonction de la vitesse de rotation de l'anode ; plus la vitesse de rotation est grande plus la puissance instantanée est grande, puisque la puissance est proportionnelle à la racine carrée de

la vitesse de rotation. C'est la raison du choix d'un entraînement d'anode de 9.000 à 11.000 t/mn pour le nouveau tube à rayons X.

La figure 2 montre avantageusement deux modèles différents 1, 2 et 17 par la forme du même dispositif de l'ensemble formant anode de l'invention. Le troisième non

5. représenté fait se retourner sur eux-mêmes de 180° autour de leurs grands axes les disques 1 et 2. On sait que pour un diamètre de disque fixé, la capacité calorifique de l'anode sera proportionnelle à l'épaisseur du disque. Beaucoup de modèles de tubes ont évolué dans le temps pour présenter une capacité calorifique de plus en plus grande, le diamètre de l'anode restant le même. Pour ce faire, les constructeurs ont
10. donc monté des anodes de plus en plus lourdes. Les constructeurs qui n'utilisent pas d'anode en graphite produisent de ce fait des tubes, dont les anodes sont en effet très lourdes et donc difficiles à mettre en rotation. La température du foyer thermique étant, en général, limitée à 2.500° C. Puisque l'anode graphite est très performante en disponibilité, grâce à sa capacité calorifique élevée et de sa forte dissipation de
15. chaleur, c'est le choix pour lequel il faut opter pour les disques d'une épaisseur d'environ 5 mm, au niveau exact du point focal du foyer optique, pour le nouveau tube stéréographique.

- La Cathode, dans le nouveau tube à deux faisceaux simultanés des rayons cathodiques, est, comme toute cathode d'un tube à rayons X, destinée à fournir deux
20. faisceaux distincts d'électrons, tel qu'à une distance donnée de la cathode, la section de chaque faisceau possède une longueur et une largeur fixées ; que l'intensité dudit faisceau soit suffisante à faible tension d'accélération ; et que la normalisation internationale sur la dimension des foyers soit respectée. Une source de courant alternatif accouplée en série aux filaments situés dans l'ensemble formant cathode
 25. pour produire une émission thermique et un capot d'autopolarisation contenant un multiplicateur de tension. La figure 1 illustre, dans le nouveau tube, un ensemble formant cathode dont l'émission des faisceaux cathodiques est simultanée, les deux filaments source 7 et 8 étant disposés de part et d'autre des deux disques 1 et 2 ou d'un disque unique 17, dont les pistes focales 5 et 6, de pente égale, sont implantées
 30. sur les faces externes du double dispositif discal 1 et 2 ou 17. De telle sorte que la balistique électronique s'opère dans des directions respectives opposées.

La mise en forme du faisceau d'électrons ou « focalisation » des tubes à rayons X est en général effectuée à partir du champ électrique existant entre la cathode et l'anode. Les trajectoires des électrons émis sont, en première approximation, perpendiculaires aux lignes équipotentielles. Mais, on peut s'attendre à ce que les

5. trajectoires électroniques soient tracées, dans cette invention, à l'aide d'un logiciel informatique destiné à déterminer les formes géométriques de la pièce de concentration et du filament qui donnent la largeur exacte de cette double focale.

Les gaines sont en général construites comme des enceintes métalliques reliées à la terre dont la paroi intérieure est, en général, recouverte de plomb. Nous avons opté

10. pour le type métal-céramique 18 pour le nouveau tube. L'isolement du tube est, en général, obtenu par des écrans en matériaux appropriés : araldite ou polysulfite et de l'huile de transformateur traitée sous vide qui remplit toute l'enceinte. Pour augmenter la dissipation de la chaleur, on dispose à chaque extrémité de la gaine deux échangeurs parcourus par de l'eau froide. Un échangeur est constitué par un

15. serpentín de cuivre soudé sur une plaque de cuivre. Avec les échangeurs internes, la dissipation calorique des gaines est de 1.100 W environ.

En coupe transversale le MRC 200 - SGB possède dans sa gaine un espace entre le tube et la gaine, rempli d'huile, qui procure, comme dans les tubes antérieurs, une isolation de haut voltage. L'huile prend également part au processus de refroidisse-

20. ment, en prélevant de la chaleur quittant l'anode par radiation et conduction à travers le support de roulement à rainures spiralées. La différence entre la température au point focal et la température moyenne de l'anode est approximativement inversement proportionnelle à la VnD , où n est la vitesse de rotation et D le diamètre extérieur de l'anode. Pour concevoir un tube radiologique avec une anode tournante il est indis-

25. pensable de trouver un compromis correct entre la vitesse de rotation et le diamètre extérieur de l'anode. Dans ce tube, spécialement destiné aux expositions en ciné, il a été décidé de faire une vitesse suffisamment lente et un diamètre d'anode grand.

Dans les tubes précédents un grand diamètre d'anode était indésirable, puisque l'entraînement à la vitesse et la décélération pouvait prendre trop longtemps en

30. raison du moment d'inertie élevée. Dans le nouveau ce problème ne pose plus, puisqu'il n'intervient qu'une fois par jour de travail. L'anode MRC 200 a donc aussi bien un moment d'inertie élevé qu'une capacité thermique élevée. Ceci veut dire

qu'une grande quantité de chaleur peut être stockée temporairement dans les environs de la piste circulaire du point focal. Cette chaleur peut alors être dissipée rapidement par conduction à travers le roulement du support. Le nouveau tube est, comme ses prédécesseurs de chez *Philips*, est fabriqué entièrement en métal et

5. céramiques, et ne contient pas de verre du tout pour éviter l'effet des charges. Les composants de la céramique peuvent être plus exactement dimensionnés. L'enveloppe en métal est mise à la terre.

La différence entre la température au point focal et la température moyenne de l'anode est approximativement inversement proportionnelle à VnD , où n est la vitesse

10. de rotation et D le diamètre extérieur de l'anode. Pour concevoir un tube radiologique avec une anode tournante, il était nécessaire de trouver un compromis correct entre la vitesse de rotation et le diamètre de l'anode. Dans ce tube, spécialement conçu pour les expositions en cinéscanographie et scanoscopie, il a été décidé de réaliser une vitesse suffisamment grande et un diamètre d'anode de 15 cm.

15. Une description technique de la construction du tube est détaillée dans l'article de E.A. Muijderman et coll., particulièrement celle du SGB, construit comme un roulement ayant un axe stationnaire 11 et un manchon tournant du roulement. Puisqu'il est possible d'utiliser le tube à rayons X dans toutes les orientations possibles, le système SGB est constitué de deux butées de roulement et de deux

20. tourillons d'arbre. L'action de pompe des différents composants s'annule, et de ce fait il n'y a pas de lubrifiant à expulser en dehors du roulement. Ceci est concrétisé par l'utilisation des motifs des rainures en arête, qui donnent la plus grande montée de pression au centre de chaque dessin. Puisqu'il existe des motifs de rainure pour l'action de poussée du roulement sur ses deux versants, supérieur et inférieur, les

25. forces axiales peuvent être prélevées dans les deux directions. Les deux bagues de roulement ont leurs propres motifs de rainures hélicoïdales, qui sont nécessaires pour produire des couples aussi bien que des forces.

Une étude a été également réalisée sur la stabilité dynamique de l'anode tournante et son instabilité secondaire éventuelle au mouvement tourbillonnant de l'axe de

30. symétrie. Ce "tourbillon semi-oméga" a une fréquence angulaire de la moitié environ de la vitesse de rotation. Encore que cette instabilité peut être explorée en utilisant un programme informatique, les résultats obtenus dans cette voie sont d'un

apport minime pour améliorer la compréhension physique du problème. La recherche sur des dispositions correctes des divers paramètres devant intervenir dans un nouveau concept de stabilité en dénombre 32.

Toutefois, dans les investigations antérieures, une condition de stabilité simple,

5. avait été appliquée, sous la forme d'une expression analytique d'un rotor dont le roulement était fixé à l'environnement par des supports rigides. Et puisque la connexion entre le roulement SGB, via l'enveloppe, vers l'extérieur n'est pas rigide, cette condition de stabilité simple ne peut être utilisée. Heureusement, cependant, l'anode tournante d'un tube radiologique a un nombre de symétries qui simplifie
10. grandement le problème de stabilité avec supports de roulement flexibles. Il est donc possible, pour Muijderman et coll., de trouver une expression analytique pour ce cas de la manière suivante : une relation simple pour la "vitesse critique", qui est la vitesse à laquelle aucun accroissement de vitesse ne peut produire l'action tourbillonnante mentionnée ci-dessus. Les différences entre les calculs informatiques
15. et les résultats utilisant cette simple relation seraient globalement encore moins élevés de quelques pour-cent. Il apparaît également que l'assertion familière selon laquelle la vitesse critique est le double de la fréquence résonante la plus basse du rotor n'est en aucune façon vraie dans tous les cas.

La condition de stabilité analytique susmentionnée, appliquée au test de stabilité de

20. l'anode MRC 200 aurait donné satisfaction aux expérimentateurs avec des résultats positifs en accord complet avec les tests pratiques. Il serait également possible d'utiliser la même méthode pour la prédiction rapide et précoce de la probabilité d'instabilité des rotors dans l'avenir. Ils ont déduit de cette application une interprétation physique de la relation précédente susceptible de déboucher sur des
25. modalités permettant de dépister les éventuelles instabilités.

Dans les tubes de l'art ancien, à roulements à billes, la chaleur accumulée dans le métal ne peut être évacuée par la queue d'anode, ni par les roulements à billes, mais par le seul phénomène de rayonnement thermique, sous forme de lumière visible et infrarouge à travers la paroi de verre de l'ampoule. Ce rayonnement augmente com-

30. me la quatrième puissance de la température absolue, donc aux très hautes températures des corps incandescents selon la loi de Stefan-Wien. Puisqu'il semble établi, comme les montrent E.A. Muijderman et coll., que le MRC 200 fonctionne

très en deçà de sa capacité calorique (3 fois moins), il est logique que la marge de sécurité soit très importante, mais est-elle suffisante pour en faire un tube, selon les termes de ces derniers auteurs d'une durée de vie "virtuellement éternelle".

Références

- E.A. Muijderman, C.D. Roelandse, A. Vetter and P. Schreiber : A diagnostic X-ray tube with spiral-groove bearings – Philips Research Topics, n° 1 ; 1989 : 1-7.
- R. Schmidt : Imagerie radiologique conventionnelle. Production de l'image radiologique. Tube à rayons X. – Éditions Techniques – Encycl Méd Chir (Paris, France), Radiodiagnostic VI, 35050 A10, 12-1990, 12 p.
- J. Ecoiffier et R. Schmidt : Les tubes de Radiodiagnostic. In Précis de Techniques spécialisées en Radiodiagnostic par J. Ecoiffier, J.P. Tessier, A. Roche et H. Fischgold. Masson (Paris) ; 1979 : 31-40.

Revendications

1. Tube à rayons X, caractérisé en ce qu'il comporte : une enceinte à vide (14) ; une
 5. double cible formant anode tournante (3 et 4), disposé au sein de l'enceinte ; un ensemble formant cathode, également disposé dans l'enceinte à vide pour produire deux faisceaux distincts d'électrons destinés à produire sur les cibles (5 et 6) où ils sont projetés, situées en face dudit ensemble formant cathode, un double faisceau en éventail parallèle, simultané ou rapidement alterné, des
 10. rayons X (3 et 4) en percutant un double disque (1 et 2) d'anode tournante de type MRC 200 ou un disque plus épais de même diamètre (17), monté sur un axe (11), entraîné par un système rotor (12) – stator (13), placé à une des extrémités de l'axe posé sur des sillons spiralés (10), les dites cibles formant anode étant constituée de deux pistes focales (5 et 6) de mêmes caractéristiques
 15. physiques sont disposées latéralement sur les disques respectifs, surplombant deux fenêtres (15 et 16) pratiquées dans une gaine (14) en métal-céramique ; une source de haute tension pour maintenir un potentiel entre lesdites cibles formant anode et ledit ensemble formant cathode pour amener lesdits faisceaux d'électrons à heurter assez violemment ladite cible formant anode que pour
 20. produire des rayons X ; une source de courant alternatif couplée auxdits filaments (7 et 8) pour chauffer ces derniers, de façon simultanée et continue ou rapidement alternée à la fréquence de l'ordre de 180 Hz, à la température requise pour l'émission thermoionique.
2. Dispositif selon la revendication 1 et la revendication 2, caractérisé en ce que les
 25. deux faisceaux simultanés des rayons (3 et 4), destinés à l'acquisition en 3 D, ont leurs axes optiques parallèles et, en fonction du coefficient de rendement quantique de détection k, distants de $2k$ cm.
3. Dispositif, selon la revendication 2, caractérisé en ce qu'un facteur k, qui est le

coefficient de l'efficacité du rendement quantique de détection, répond à la

 30. formule suivante : $k = \frac{\text{Largeur du réseau de détection (en cm)} \times 2}{(\text{Nombre de faisceaux X} + 1) \times 2 \text{ cm}}$,

rapport qui tient compte de l'ouverture respective des champs respectifs des faisceaux des rayons X, de la symétrie de leur projection sur les récepteurs et surtout de la distribution spatiale de la fréquence d'échantillonnage, dont on sait qu'elle est faible à la périphérie de volume de balayage 3 D de l'objet.

4. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'en acquisition 2 D, les exigences des projections des deux faisceaux coniques des rayons X doivent être en coïncidence parfaite de la Stéréoradiologie ; d'où la nécessité de la convergence des axes optiques des deux faisceaux photoniques X sur le point de centrage du récepteur 2 D.
5. Dispositif selon la revendication 1 ou la revendication 2, caractérisé en ce qu'un ensemble formant cathode dispose, de part et d'autre de l'anode tournante sur ses faces latérales et face aux pistes focales, de deux filaments thermoioniques (7 et 8), sources des deux faisceaux cathodiques distincts mais de mêmes caractéristiques physiques.
6. Dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que les deux faisceaux des rayons X, isospectraux et simultanément ou alternativement produits, présentent de profil un recouvrement central de leur projection conique, sur au moins $\frac{1}{2}$ de la surface de projection, dans le cas précis des deux faisceaux parallèles en éventail, en balayage 3 D.
7. Dispositif selon la revendication 2 et la revendication 3, caractérisé en ce que l'axe de centrage de ces deux faisceaux X, continus et simultanés ou pulsés et alternés, se situe sur la perpendiculaire tracée au point médian de la distance entre les deux axes optiques parallèles des faisceaux en éventail des rayons X,
25. dans le cas d'une utilisation 3 D, ou au point de convergence des axes optiques sur le récepteur, dans conditions d'acquisition 2 D.
8. Dispositif selon la revendication 5 caractérisé en ce que les deux filaments (7 et 8) de l'ensemble formant cathode sont montés en série et reçoivent exactement, en mode simultané ou en mode alterné rapide, la même intensité de courant
30. alternatif.

9. Dispositif selon la revendication 5 et la revendication 11, caractérisé en ce que les filaments (7 et 8) de l'ensemble formant cathode ont exactement les mêmes caractéristiques physiques.
10. Procédé selon les revendications 1 à 5, caractérisé en ce que l'ensemble formant cathode délivre un bombardement alterné, d'une fréquence de l'ordre du sous multiple de 360, 180 Hz par exemple, sur des cibles focales.
11. Procédé selon les revendications 1 à 6, caractérisé en ce que le rayonnement simultané et continu des deux faisceaux de rayons X constitue le fonctionnement en mode continu du tube stéréographique.
12. Procédé selon les revendications 1 à 7, caractérisé en ce que le rayonnement du tube à rayons X peut passer, à la demande, du mode continu simultané au mode pulsé intermittent dans un seul et même tube, dont l'ensemble formant cathode aura été construit dans cette optique d'alternance.

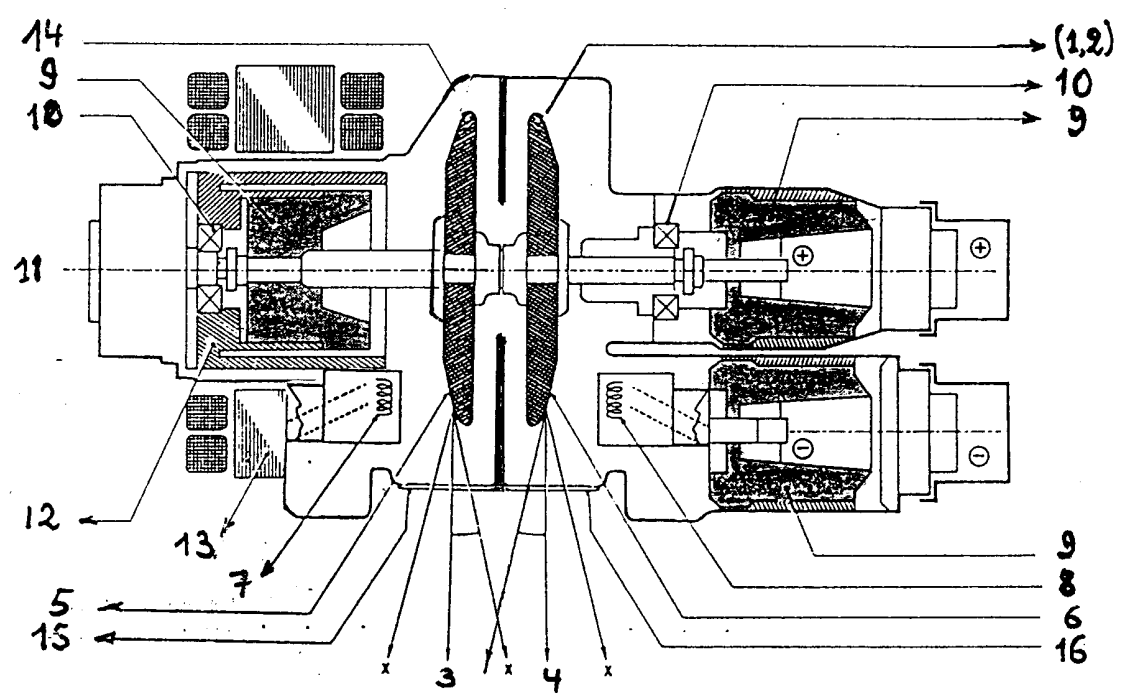


Figure 1 : tube stéréographique à rayons X

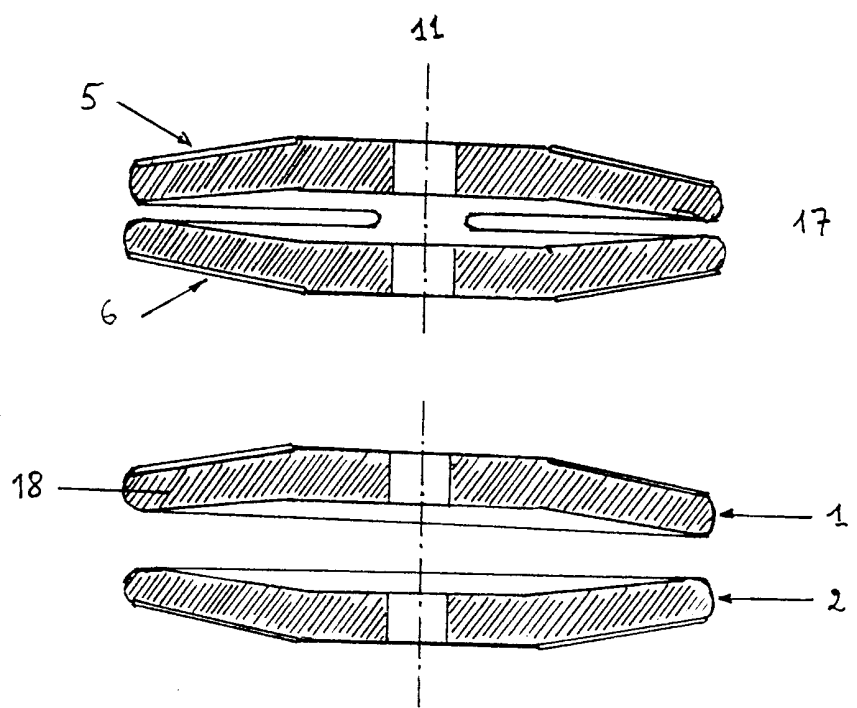


Figure 2 : variantes de l'anode bifocale

2/2

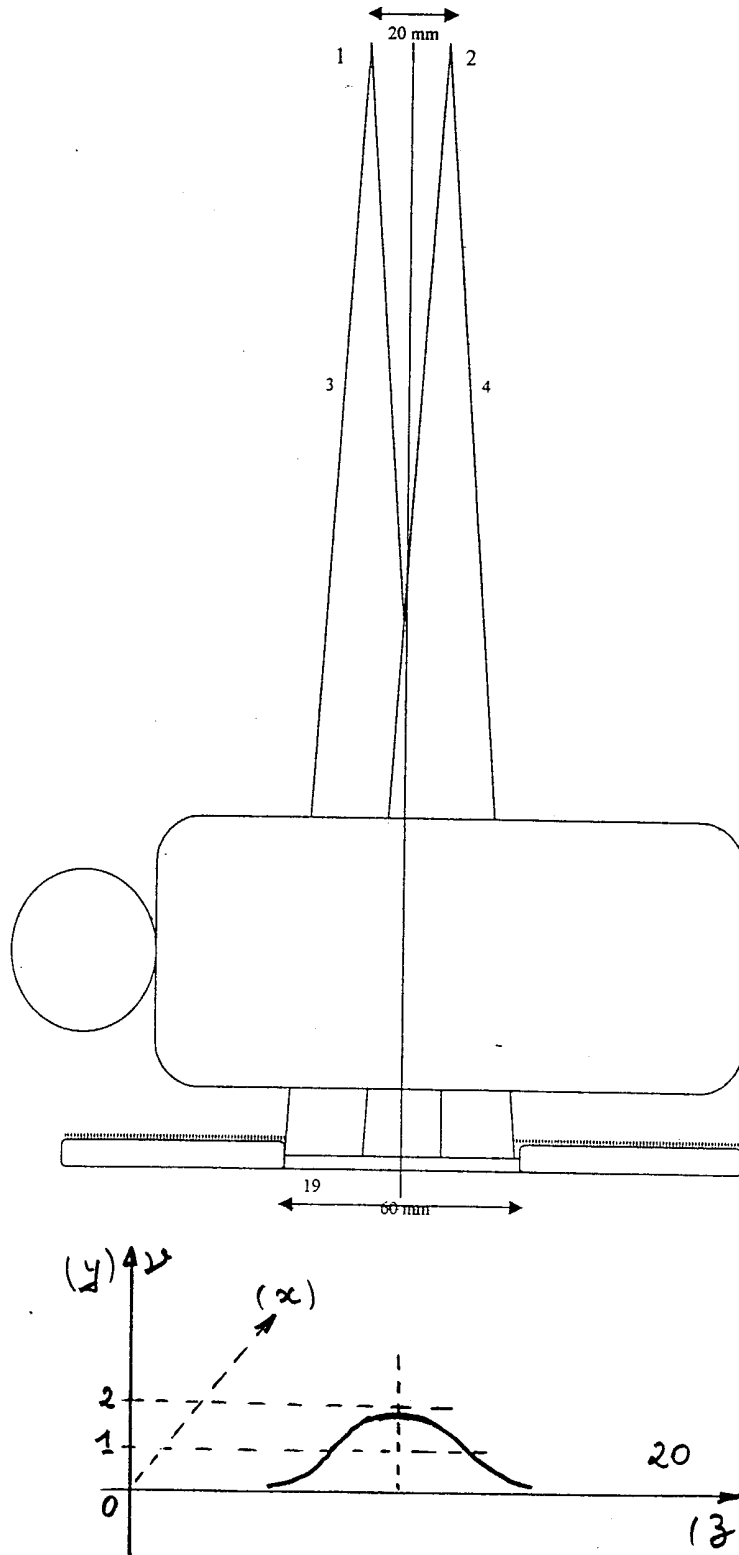


Fig. 3 - Les deux faisceaux en éventail, simultanés ou alternés, vus de profils et leur échantillonnage