



MINISTRE DES AFFAIRES ECONOMIQUES

NUMERO DE PUBLICATION : 1013614A3

NUMERO DE DEPOT : 09800591

Classif. Internat. : G01T

Date de délivrance le : 07 Mai 2002

Le Ministre des Affaires Economiques,

Vu la Convention de Paris du 20 Mars 1883 pour la Protection de la propriété industrielle;

Vu la loi du 28 Mars 1984 sur les brevets d'invention, notamment l'article 22;

Vu l'arrêté royal du 2 Décembre 1986 relatif à la demande, à la délivrance et au maintien en vigueur des brevets d'invention, notamment l'article 28;

Vu le procès verbal dressé le 06 Aout 1998 à 14H00 à l'Office de la Propriété Industrielle

ARRETE :

ARTICLE 1.- Il est délivré à : SUMITOMO HEAVY INDUSTRIES, Ltd.
9-11, Kitashinagawa 5-chome, Shinagawa-ku, TOKYO 141-8686(JAPON)

représenté(e)(s) par : OVERATH Philippe, CABINET BEDE, Boulevard Lambert 140 - B
1030 BRUXELLES.

un brevet d'invention d'une durée de 20 ans, sous réserve du paiement des taxes annuelles, pour : APPAREIL DE DETERMINATION DE LA DISTRIBUTION DANS L'EAU D'UNE DOSE DE TYPE FANTOME.

INVENTEUR(S) : Kan Toru, c/o Niihama Works, Sumitomo Heavy Industries, Ltd. 5-2, Soubiraki-cho, Niihama-shi, Ehime 792-0001 (JP); Nonaka Hideki, c/o Niihama Works, Sumitomo Heavy Industries, Ltd. 5-2, Soubiraki-cho, Niihama-shi, Ehime 792-0001 (JP)

PRIORITE(S) 11.08.97 JP JPA 9216472

ARTICLE 2.- Ce brevet est délivré sans examen préalable de la brevetabilité de l'invention, sans garantie du mérite de l'invention ou de l'exactitude de la description de celle-ci et aux risques et périls du(des) demandeur(s).

Pour expédition certifiée conforme

L. WUYTS
CONSEILLER

Bruxelles, le 07 Mai 2002
PAR DELEGATION SPECIALE :

L. WUYTS
CONSEILLER

DESCRIPTION

APPAREIL DE DETERMINATION DE LA DISTRIBUTION DANS
L'EAU D'UNE DOSE DE TYPE FANTOMEArrière-plan de l'invention*1. Domaine de l'invention*

5 Cette invention concerne un appareil de détermination de la distribution dans l'eau d'une dose de type fantôme, en particulier un appareil de détermination de la distribution dans l'eau d'une dose de type fantôme permettant une détermination rapide et précise de la distribution de la dose dans l'eau, qui est utilisé de manière appropriée
10 pour prédire à l'avance la distribution de la dose du faisceau de rayonnement avant que la thérapie par irradiation dépendant de l'utilisation d'un appareil de traitement par irradiation par protons ou similaire ne soit entreprise.

15 2. Description de l'état antérieur de la technique

La thérapie conventionnelle du cancer basée sur l'irradiation par des rayons actifs fait appel aux rayons X, rayons gamma, faisceaux d'électrons, faisceaux de neutrons rapides, etc. Ces
20 rayons actifs, comme montré à la figure 6, sont les plus puissants à des sites proches de la surface d'un patient, et peuvent donc infliger des dommages aux tissus normaux proches de la surface du corps lorsque ces rayonnements sont dirigés vers un cancer dans une partie plus profonde du corps. A ce sujet, un proton ou une particule, qui se

forme lorsqu'on a enlevé son électron à un atome d'hydrogène, a une charge positive et a une masse qui est 1836 fois celle de l'électron, peut être accéléré sous application d'un champ énergétique élevé par un accélérateur pour donner un faisceau de protons. Le faisceau de
5 protons est caractérisé par ce qu'il a un pic de dose maximum ou pic de Bragg P à une certaine profondeur de la surface du corps, pour décliner ensuite rapidement vers zéro.

La raison en est que, comme la force électrique qu'un
10 proton exerce sur les électrons est d'autant plus grande qu'il est plus proche de ceux-ci, lorsque le proton a une énergie cinétique élevée et se déplace à vitesse élevée, le temps disponible pour le proton pour interagir avec les électrons avoisinants est court, et l'ionisation est faible en magnitude, mais, lorsqu'il perd son énergie cinétique pour
15 marquer pratiquement un arrêt, le temps d'interaction devient long et l'ionisation augmente rapidement en magnitude.

Grâce à cette nature propre aux protons, il est possible d'appliquer des faisceaux de protons à la thérapie du cancer
20 maintenant les cellules normales autres qu'un cancer comparativement exemptes de dommages, même si le cancer réside dans une partie plus profonde du corps. De plus, lorsque l'effet biologique dû au rayonnement (EBR) d'un faisceau de protons est pratiquement égal à celui de rayons X, la thérapie par faisceau de protons est avantageuse
25 en ceci qu'elle peut profiter au maximum des connaissances et de l'expérience accumulées dans le domaine de la thérapie d'irradiation classique par rayons X. Avec ces caractéristiques, l'appareil de thérapie par irradiation avec des protons est introduit comme moyen thérapeutique pour traiter un cancer sans enlever d'organes
30 fonctionnels ni diminuer la qualité de la vie.

Dans la thérapie du cancer par irradiation, il est idéal de concentrer une dose létale de rayons actifs sur le cancer uniquement, sans infliger de dommages irréversibles aux tissus normaux
35 avoisinants. La thérapie d'irradiation par protons, comme montré à la figure 6, exploite la caractéristique propre aux protons qu'un faisceau

de protons arrivant sur une substance donne la dose maximum ou pic de Bragg P juste avant de cesser de se déplacer. A savoir la thérapie en question vise à atteindre cet idéal en couvrant uniquement la lésion cancéreuse avec ce pic de Bragg.

5

A ce sujet, les protons obtenus à l'aide d'un accélérateur sont sous la forme d'un faisceau élané, dont l'énergie est constante (la profondeur du pic de Bragg est donc constante). D'un autre côté, les lésions cancéreuses varient en taille et ont des formes complexes et leurs profondeurs dans le corps ne sont pas constantes. De plus, la densité des tissus qu'un faisceau de protons doit traverser n'est pas constante non plus. Par conséquent, pour obtenir une énergie de rayonnement efficace, il est nécessaire (1) d'élargir le faisceau de protons pour avoir une largeur suffisante pour couvrir entièrement la lésion cancéreuse en une séance d'irradiation; (2) d'ajuster l'énergie du faisceau en fonction de la profondeur de la lésion; (3) de donner une distribution en profondeur suffisante d'énergie, de sorte que l'entièreté de la lésion cancéreuse ayant une certaine profondeur puisse subir une irradiation uniforme; et (4) de faire des corrections en fonction des irrégularités de contour de la lésion et de la densité des tissus que le faisceau de protons doit traverser.

Afin de répondre à ces exigences, un dispositif tel que montré à la figure 7 est procuré, pour lequel un champ d'irradiation est formé conformément à la forme de la lésion à irradier. De manière plus spécifique, un faisceau de protons élané 20 transmis à une section d'irradiation traverse un corps diffuseur 22 en plomb d'une épaisseur de plusieurs millimètres pour être converti un faisceau large 24 s'étendant transversalement. Le faisceau large 24, qui s'élargit suivant un cône ayant son sommet au corps diffuseur 22, comporte une partie, capturée par un collimateur décrit plus bas, qui est proche de l'axe central et comparativement uniforme en ce qui concerne la distribution de la dose. Ce faisceau donne un champ d'irradiation d'environ dix plus plusieurs centimètres en diamètre nécessaire pour la thérapie sur une plate-forme thérapeutique située plus bas (non illustrée ici).

Le faisceau élargi 24 arrive sur un dégradateur fin 26, qui ajuste la profondeur maximum accessible en fonction de la profondeur d'une lésion à traiter (par exemple une tumeur 12 dans le corps 10 du patient). Le dégradateur fin 26 est constitué, par exemple, de deux blocs acryliques en forme de coin 26a et 26b placés l'un en face de l'autre et l'ajustement du recouvrement des deux blocs 26a et 26b permet une modification continue de l'épaisseur que le faisceau de protons doit traverser. Le faisceau de protons perd de l'énergie en fonction de l'épaisseur qu'il doit traverser et donc la profondeur qu'il peut atteindre varie en fonction de celle-là. Donc, le réglage au moyen de ce dégradateur fin 26 permet au pic de Bragg P montré à la figure 6 de tomber à la même profondeur que celle où se trouve la tumeur qui rend la thérapie nécessaire.

15

Le faisceau de protons, après avoir traversé le dégradateur fin 26, arrive sur un filtre réseau 28, qui est introduit pour conférer au faisceau de protons une distribution énergétique en profondeur ΔP fonction de l'épaisseur de la tumeur 12. Le filtre réseau 28 est constitué de tiges métalliques placées en parallèle comme une série d'échelons ayant chacun une épaisseur différente. Les faisceaux de protons traversant les tiges métalliques de différentes épaisseurs ont des pics de Bragg P à différentes profondeurs. Donc, l'élargissement de la plage de pics ou ΔP peut être réalisé en ajustant la largeur et la hauteur de ces "échelons" pour donner des recouvrements appropriés.

20

Le faisceau de protons, après avoir traversé le filtre réseau 28, arrive sur un bloc collimateur 30, qui ajuste grossièrement la forme planaire du faisceau de protons. La raison pour laquelle le bloc collimateur 30 est introduit ici pour le réglage de la forme du faisceau en plus du collimateur final décrit plus loin est d'empêcher le rayonnement secondaire dû au bloc collimateur de se produire près du corps du patient.

30

Le faisceau de protons, après avoir traversé le bloc collimateur 30, arrive sur un bol 32 ou un filtre en résine de forme

35

irrégulière, par exemple, et reçoit des corrections fonction de la forme de la section transversale de la tumeur 12 à la profondeur maximale et des irrégularités des tissus impliqués. La forme du bol 32 est déterminée sur la base des densités d'électrons des tissus avoisinants déterminées à partir du contour de la tumeur 12 et, par exemple, des données de tomographie par ordinateur de rayons X de cette tumeur.

Le faisceau de protons, après avoir traversé le bol 32, arrive sur un collimateur final 34, fabriqué en laiton par exemple, et reçoit une correction finale fonction du contour de la forme planaire de la tumeur 12 et atteint le patient 10 en tant que faisceau de protons thérapeutique 36.

Avant le traitement, premièrement, afin de contrôler que le champ d'irradiation est formé comme il a été conçu à l'origine, il est nécessaire de prédire la distribution réelle de la dose à l'aide d'un appareil de détermination de la distribution dans l'eau d'une dose de type fantôme tel que montré à la figure 8, lequel comprend un réservoir d'eau 42 équipé d'un capteur 46 et rempli d'eau 44 afin de simuler l'absorption des rayons actifs par le corps humain.

L'appareil conventionnel de thérapie par irradiation à l'aide de protons est basé sur un rayonnement statique horizontal ou vertical et, lorsque le dispositif entier incluant la section d'irradiation 120 est fixé de manière rigide, le positionnement du dispositif est déterminé manuellement chaque fois que l'expérience est effectuée: le réservoir d'eau 42 est ouvert à sa partie supérieure et est placé sur le lit de traitement ou est placé sur un chariot sur roues 48.

Avec le dispositif conventionnel, cependant, il est compliqué d'effectuer un positionnement correct et de maintenir correctement le niveau de l'eau 44 et de l'eau peut également être répandue pendant le transport du réservoir d'eau, provoquant une modification du niveau de l'eau. Lorsque le dispositif de thérapie par irradiation est utilisé pour un traitement réel, il sera probablement utilisé à la fréquence d'une fois toutes les 20 minutes. Donc, vérifier

la distribution de la dose au moyen d'un appareil déterminant la distribution dans l'eau d'une dose de type fantôme doit se faire rapidement. De plus, lorsque le dispositif est manipulé par un médecin ou un technicien radiologue au lieu d'un ingénieur, il ne doit pas
5 requérir de technique spéciale et sa manipulation doit être aisée. Avec la section d'irradiation 120 telle que montrée à la figure 1 (non révélée publiquement), que la demanderesse a conçue afin d'irradier au moyen un faisceau de protons de forme appropriée, la section d'irradiation
10 120 est montée sur une chambre d'irradiation tournante (à désigner comme une structure) qui peut tourner autour d'un lit de traitement 200, sur lequel un patient est fixé et la section d'irradiation tourne de 360° autour du patient pendant le fonctionnement. Donc, comme le montre la ligne brisée de la figure 8, l'angle d'incidence Θ du faisceau de protons par rapport à la surface de l'eau 44 dans le réservoir d'eau
15 42 varie durant la rotation, mais le dispositif doit être construit de façon à ne pas permettre que ces angles modifiés affectent les résultats des mesures de distribution de la dose.

Résumé de l'invention

20

Cette invention vise à procurer un appareil de détermination de la distribution dans l'eau d'une dose de type fantôme respectant les exigences ci-dessus et appliqué de manière appropriée à un appareil de thérapie par irradiation par protons pour usage médical.

25

Cette invention résout le problème ci-dessus en procurant un appareil de détermination de la distribution dans l'eau d'une dose de type fantôme pour la détermination de la distribution de la dose dans l'eau d'un faisceau de rayonnement irradiant à partir de la section
30 d'irradiation d'un faisceau de rayonnement utilisant un capteur placé dans l'eau, lequel comprend: un réservoir d'eau fermé rempli d'eau à ras bord et contenant le capteur en son sein; un moyen de montage pour attacher le réservoir d'eau fermé à la section d'irradiation du faisceau de rayonnement; et un moyen de déplacement pour déplacer
35 au moins le capteur par rapport au moyen de montage.

Le moyen de montage peut déplacer le capteur en même temps que le réservoir d'eau fermé dans la direction perpendiculaire à la direction de rayonnement du faisceau de rayonnement, tandis qu'il déplace seulement le capteur dans des directions parallèles à la direction de rayonnement du faisceau de rayonnement.

Conformément à cette invention, il est possible de déterminer rapidement et aisément la distribution de la dose du faisceau de rayonnement avant le traitement. En particulier, lorsqu'on emploie le réservoir d'eau fermé rempli d'eau, la distance entre la surface de l'eau et la position du capteur reste constante même lorsque la section d'irradiation du faisceau de rayonnement est montée sur une structure tournante et mise en rotation pour répondre à une condition réelle d'irradiation, et il est donc possible de déterminer avec précision la distribution de la dose conformément à la lésion d'un patient à traiter. De plus, il n'y a pas d'épanchement d'eau lorsqu'on déplace le réservoir d'eau; le niveau de l'eau reste dès lors constant; et aucune surveillance de la surface de l'eau n'est nécessaire. De plus, l'appareil est avantageux en ceci qu'il est facile à attacher à la section d'irradiation du faisceau de rayonnement et à détacher de celle-ci et il est donc simple à manipuler.

Brève description des dessins

Les formes de réalisation préférées seront décrites ci-dessous avec référence aux dessins, dans lesquels des éléments similaires portent des chiffres de références semblables dans l'ensemble des figures et dans lesquels:

la figure 1 est une vue en perspective illustrant comment la section d'irradiation du faisceau de rayonnement, à laquelle est attaché l'appareil de détermination de la distribution dans l'eau d'une dose de type fantôme, est montée sur la structure rotative;

la figure 2 est une vue frontale illustrant comment une forme de réalisation de cette invention est attachée à l'extrémité de la section d'irradiation du faisceau de rayonnement;

5 la figure 3 est une vue frontale agrandie de l'appareil de détermination de la distribution de la dose de la forme de réalisation ci-dessus;

la figure 4 est une vue latérale agrandie du même
10 appareil;

la figure 5 est une vue en coupe transversale du même
appareil;

15 la figure 6 donne des graphiques expliquant le principe sous-jacent à la thérapie par irradiation par protons;

la figure 7 est une vue en perspective illustrant le principe
sous-jacent à la formation d'un champ d'irradiation dans la thérapie
20 par irradiation par protons;

la figure 8 est une vue en coupe transversale illustrant la
composition d'un appareil classique de détermination de la distribution
dans l'eau d'une dose de type fantôme et les problèmes inhérents à
25 celui-ci.

Description des formes de réalisation préférées

Des formes de réalisation de cette invention seront
30 détaillées ci-dessous avec référence aux figures qui sont appliquées à un appareil de thérapie par irradiation par protons ayant une structure rotative 100, une section d'irradiation 120 d'un faisceau de protons 36 pouvant tourner autour d'un lit de traitement 200 tel que montré à la figure 1.

35

A la figure 1, 150 représente une chambre de préparation prévue devant la structure rotative 100; et 160 un mécanisme d'entraînement d'un lit afin de déplacer le lit 200 librement suivant six axes (x, y et z et Θ_x , Θ_y et Θ_z) de la chambre de préparation 150 vers
5 la structure rotative 100.

La figure 2 montre comment un appareil 50 de détermination de la distribution dans l'eau d'une dose de type fantôme de cette forme de réalisation comprend un réservoir d'eau cylindrique fermé 52 rempli d'eau à ras bord et recevant un capteur 46 inséré par
10 le fond; un cadre de montage 54 afin d'attacher le réservoir d'eau fermé 52 à la section d'irradiation 120; et un mécanisme de déplacement 60 qui déplace le capteur 46 en même temps que le réservoir d'eau fermé 52 par rapport au cadre de montage 54 dans des
15 directions perpendiculaires à la direction de rayonnement du faisceau de protons 36 (directions latérales et directions perpendiculaires à la surface de la figure 2) et déplace uniquement le capteur 46 dans le réservoir d'eau fermé 52 dans des directions parallèles à la direction de rayonnement du faisceau de protons 36 (directions vers le haut et
20 vers le bas de la figure 2).

Comme montré en détail à la figure 3, le cadre de montage 54 possède des broches de positionnement 56, qui établissent un positionnement correct en pénétrant dans des trous (non illustrés à la
25 figure 3) prévus sur la surface de montage de la section d'irradiation 120, et des leviers à effleurement 58, par exemple, au nombre de quatre, qui fixent le cadre de montage 54 à la section d'irradiation 120 par serrage au cours d'opérations simples à sens unique.

30 Comme montré en détail aux figures 3 à 5, le mécanisme de déplacement 60 comprend un dispositif 62 de déplacement suivant la direction X afin de transporter un cadre 64 mobile dans la direction X le long de l'axe X (directions latérales de la figure 3) par rapport au cadre de montage 54; un dispositif 72 de déplacement suivant la
35 direction Y afin de transporter un cadre 80 mobile dans la direction Y le long de l'axe Y (directions perpendiculaires à la surface de la figure

3) par rapport au cadre 64 mobile dans la direction X et un dispositif
90 de déplacement suivant la direction Z afin de transporter le capteur
46 de la surface du fond du réservoir d'eau fermé 52 attaché au cadre
80 mobile dans la direction Y jusqu'à une profondeur spécifiée (par
5 exemple jusqu'au même niveau que la position de l'isocentre).

Comme montré en détail à la figure 3, le dispositif 62 de
déplacement suivant la direction X possède un moteur électrique 65
contenant, par exemple, un ralentisseur et, fixé au cadre de montage
10 54, une vis d'avance 66 qui est entraînée en rotation par le moteur
électrique 65; et un écrou 68 pour déplacer le long de l'axe X le cadre
64 mobile dans la direction X en l'engageant avec la vis d'avance 66.

Comme montré en détail à la figure 4, le dispositif 72 de
15 déplacement suivant la direction Y possède un moteur électrique 74
fixé au cadre 64 mobile dans la direction X et contenant, par exemple,
un ralentisseur, une vis d'avance 76 qui est entraînée en rotation par le
moteur électrique 74 et un écrou 78 qui déplace le long de l'axe Y le
cadre 80 mobile dans la direction Y en l'engageant avec la vis
20 d'avance 76.

Comme montré en détail à la figure 4, le dispositif 90 de
déplacement suivant la direction Z possède un moteur électrique 92
fixé au cadre 80 mobile dans la direction Y et contenant, par exemple,
25 un ralentisseur, une vis d'avance 94, qui est entraînée en rotation par
le moteur électrique 92; et un écrou 96 pour déplacer le capteur 46
dans la direction de l'axe Z en l'engageant avec la vis d'avance 94.

A la figure 3, 98 représente un vérin pour régler le
30 volume d'eau dans le réservoir d'eau fermé 52, qui varie en fonction de
la profondeur à laquelle le réservoir est déplacé le long de l'axe Z.

Avant la mesure de distribution de la dose, le cadre de
montage 54 est positionné correctement par rapport à la section
35 d'irradiation 120 au moyen des broches de positionnement 56 et

ensuite le cadre de montage 54 est attaché à la section d'irradiation 120 par le travail des leviers à effleurement 58.

5 Ensuite, les moteurs électriques 64, 74 et 92 d'entraînement des dispositifs respectifs 62, 72 et 90 de déplacement suivant les axes X, Y et Z sont mis en rotation afin de déplacer le capteur 46 aux positions désirées et la mesure de distribution de la dose est entreprise.

10 Dans cette forme de réalisation, grâce aux broches de positionnement 56, le cadre de montage 54 peut être attaché avec précision à la section d'irradiation 120 et on peut donc obtenir des résultats hautement reproductibles.

15 De plus, comme le cadre de montage 54 est fixé à la section d'irradiation 120 par le travail de leviers à effleurement 58, attacher le cadre de montage 54 à la section d'irradiation 120 et l'en détacher est facile à réaliser.

20 De plus encore, comme le capteur 46 peut être déplacé librement jusqu'à une profondeur désirée dans le réservoir d'eau fermé 52 au moyen du dispositif 90 de déplacement suivant l'axe Z, il est assez facile de modifier la distance entre la surface de l'eau et le capteur, ou la distance correspondant à celle-ci depuis la surface du
25 corps d'un patient jusqu'à la lésion à traiter de celui-ci.

 De plus encore, comme les dispositifs 62 et 72 de déplacement suivant les axes X et Y sont introduits pour déplacer le réservoir d'eau fermé 52 lui-même, la construction des dispositifs
30 d'entraînement suivant les axes X et Y est simple. De plus, il est également possible de déplacer librement le capteur 46 à travers le réservoir d'eau fermé 52 le long des trois axes de coordonnées X, Y et Z.

35 Dans la forme de réalisation décrite ci-dessus, cette invention est appliquée à un système de thérapie par faisceau de

protons incluant une section d'irradiation installée dans une structure rotative 100, mais le champ d'application de cette invention ne se limite pas à ce qui précède, mais peut apparemment être appliqué avec les mêmes bénéfices à une section d'irradiation fixée rigidement à une
5 chambre de rayonnement fixe ou à d'autres systèmes de thérapie par rayonnement basés sur l'utilisation de rayons X, de faisceaux d'électrons ou similaires.

REVENDEICATIONS

1. Appareil de détermination de la distribution dans l'eau d'une dose de type fantôme pour la détermination de la distribution dans l'eau de la dose d'un faisceau de rayonnement irradiant à partir d'une section d'irradiation utilisant un capteur placé dans l'eau, comprenant un réservoir d'eau fermé rempli d'eau à ras bord et le capteur étant inséré dans celui-ci, un moyen de montage pour attacher le réservoir d'eau fermé à la section d'irradiation et un moyen de déplacement pour déplacer au moins le capteur par rapport au moyen de montage.

2. Appareil de détermination de la distribution de la dose tel que défini dans la revendication 1, caractérisé en ce que le moyen de déplacement déplace le capteur en même temps que le réservoir d'eau fermé dans des directions perpendiculaires à la direction de rayonnement du faisceau de rayonnement et déplace le capteur seul dans des directions parallèles à la direction de rayonnement du faisceau de rayonnement.

3. Appareil de détermination de la distribution de la dose tel que défini dans l'une quelconque des revendications 1 et 2, caractérisé en ce que le réservoir d'eau fermé est attaché à l'extrémité de la section d'irradiation et le capteur est inséré dans le réservoir d'eau fermé par le côté opposé.

4. Appareil de détermination de la distribution de la dose tel que défini dans l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que le moyen de montage possède un moyen de positionnement.

5. Appareil de détermination de la distribution de la dose tel que défini dans l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que le moyen de montage possède également un mécanisme de serrage possédant des leviers à effleurement.

6. Appareil de détermination de la distribution de la dose tel que défini dans l'une quelconque des revendications 2 à 5, caractérisé en ce que le moyen de déplacement déplace le réservoir d'eau fermé dans deux directions dimensionnelles perpendiculaires à la direction de rayonnement des faisceaux de rayonnement.

7. Appareil de détermination de la distribution de la dose tel que défini dans l'une quelconque des revendications 3 à 6, caractérisé en ce qu'il comprend en plus un vérin pour ajuster le volume de l'eau, qui varie en fonction de la profondeur d'insertion du capteur.

FIG.1

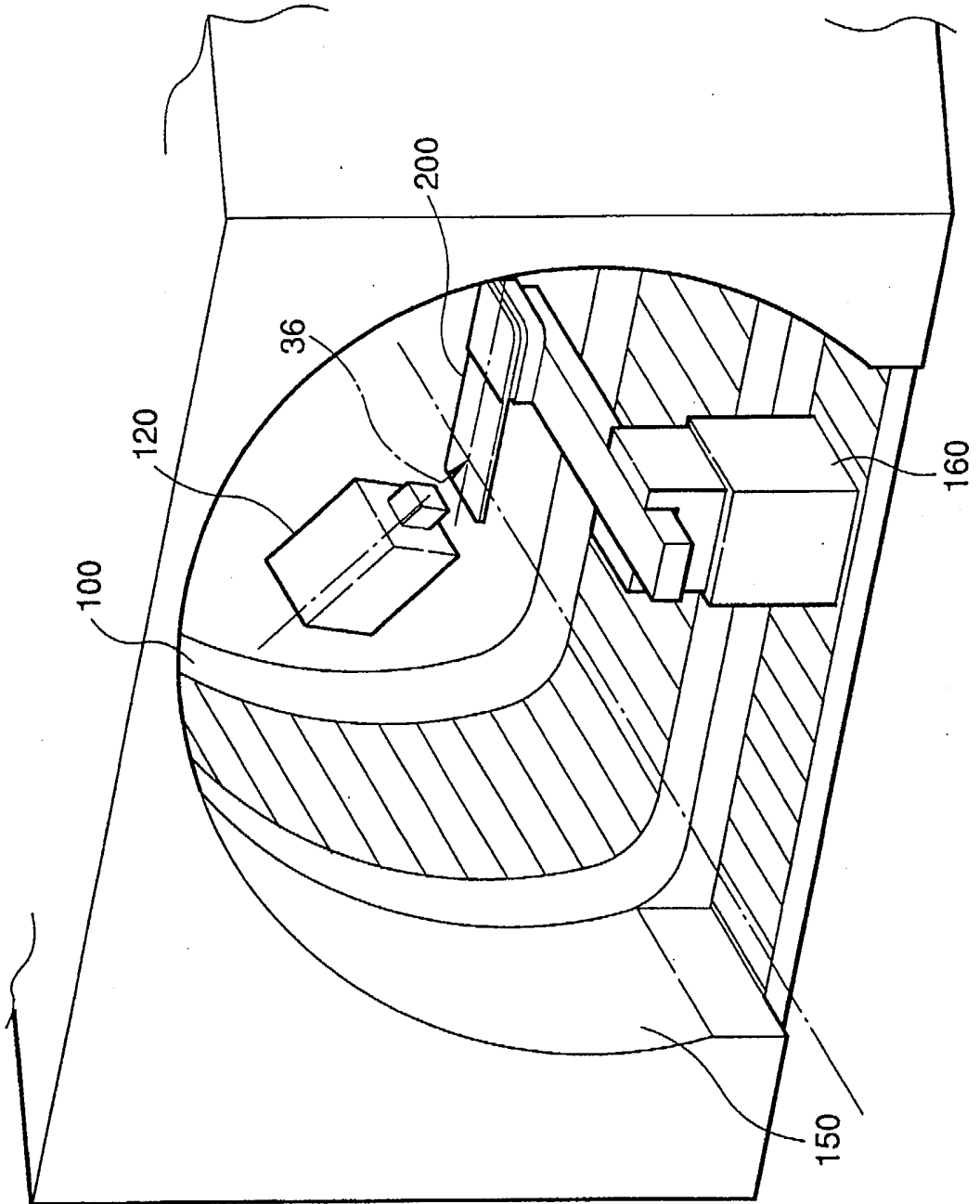


FIG.2

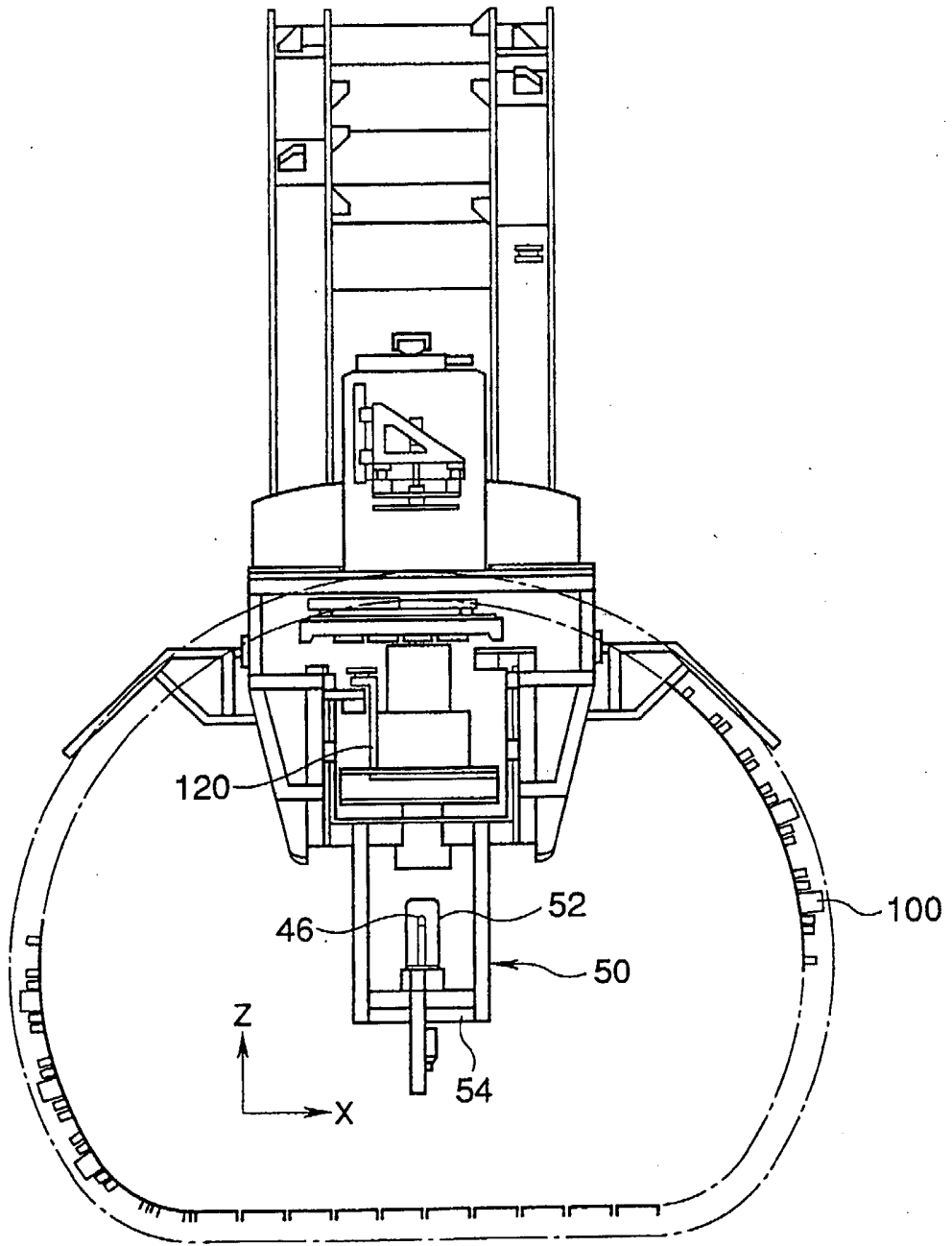


FIG.3

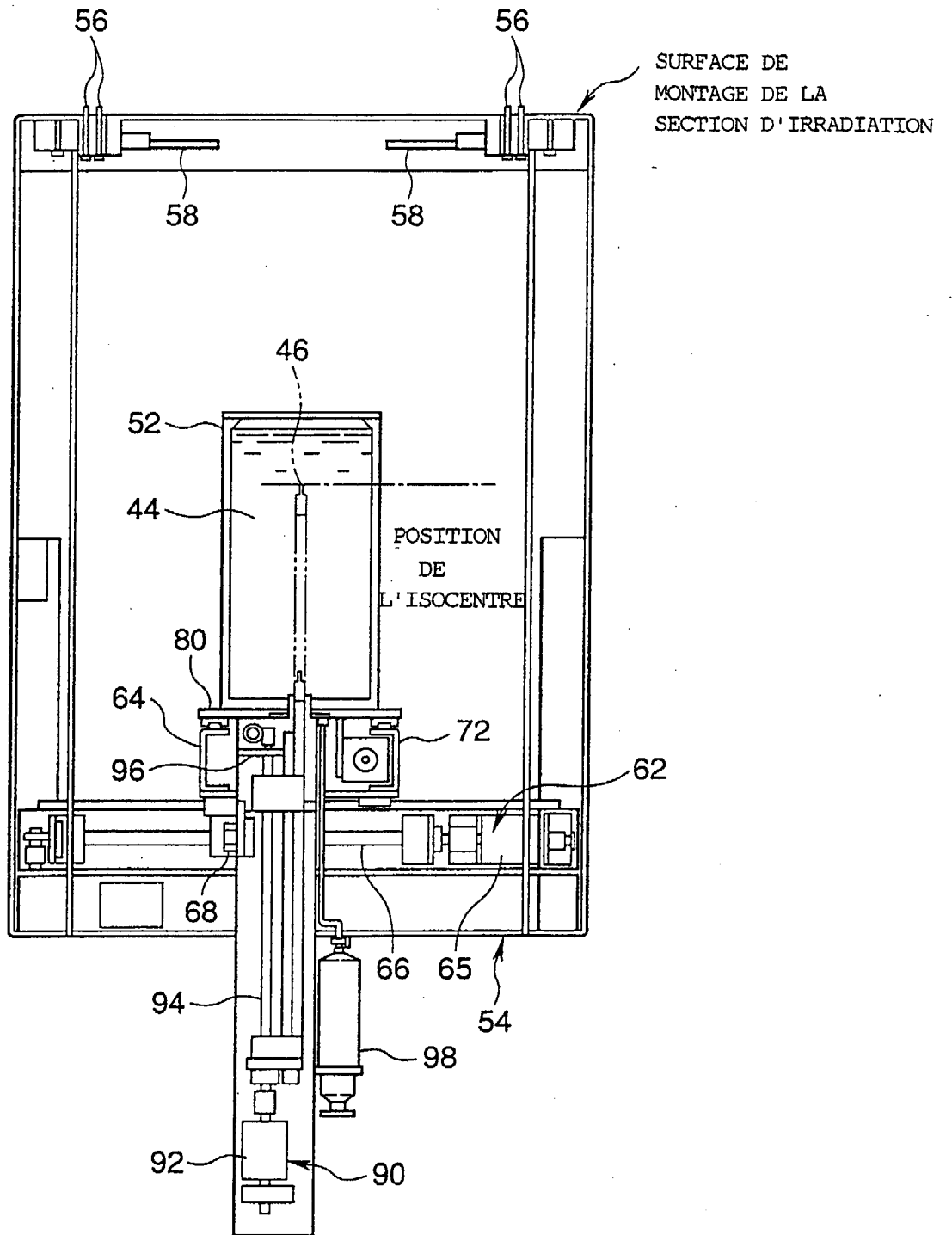


FIG.4

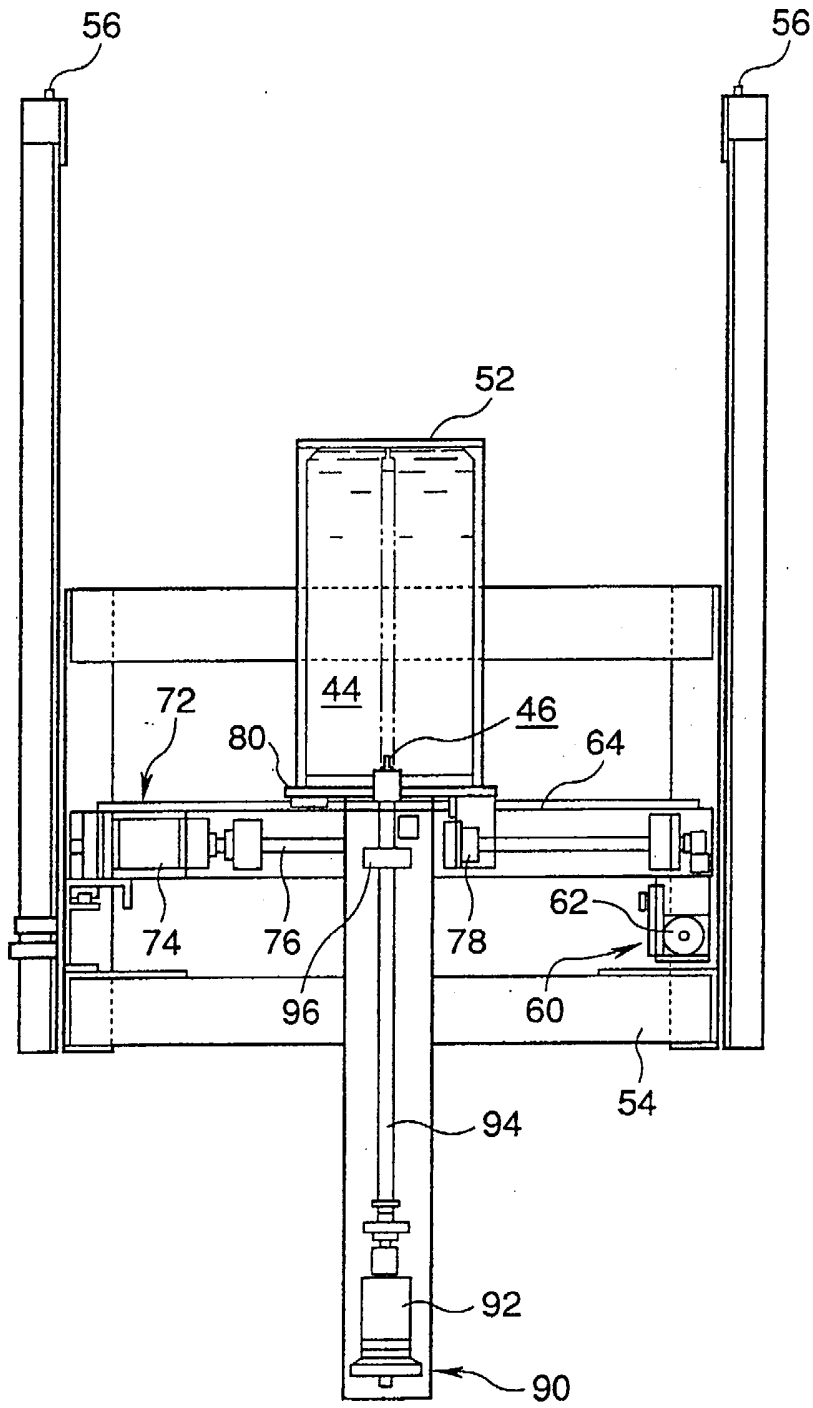


FIG.5

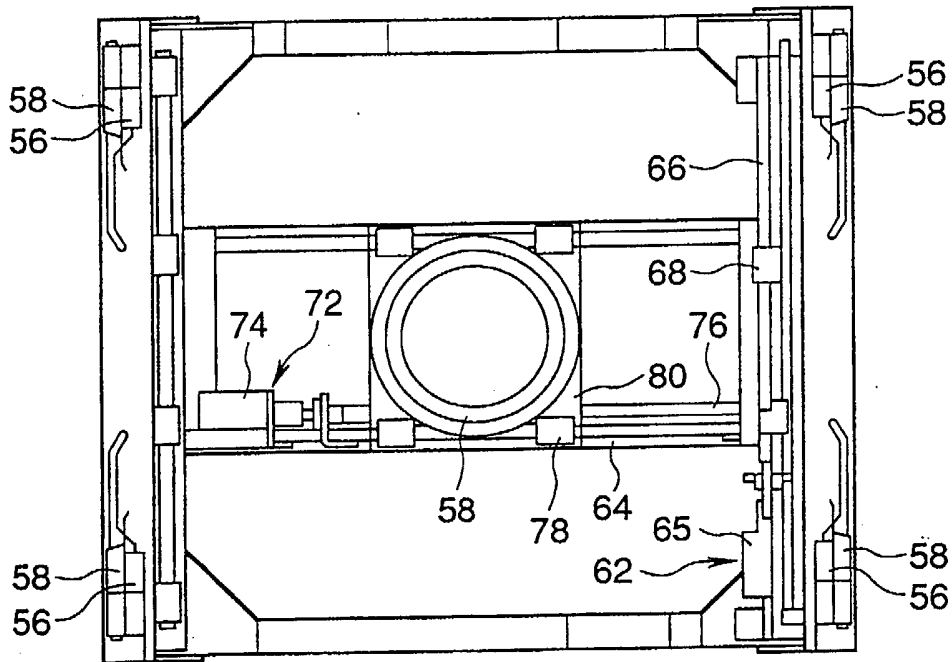
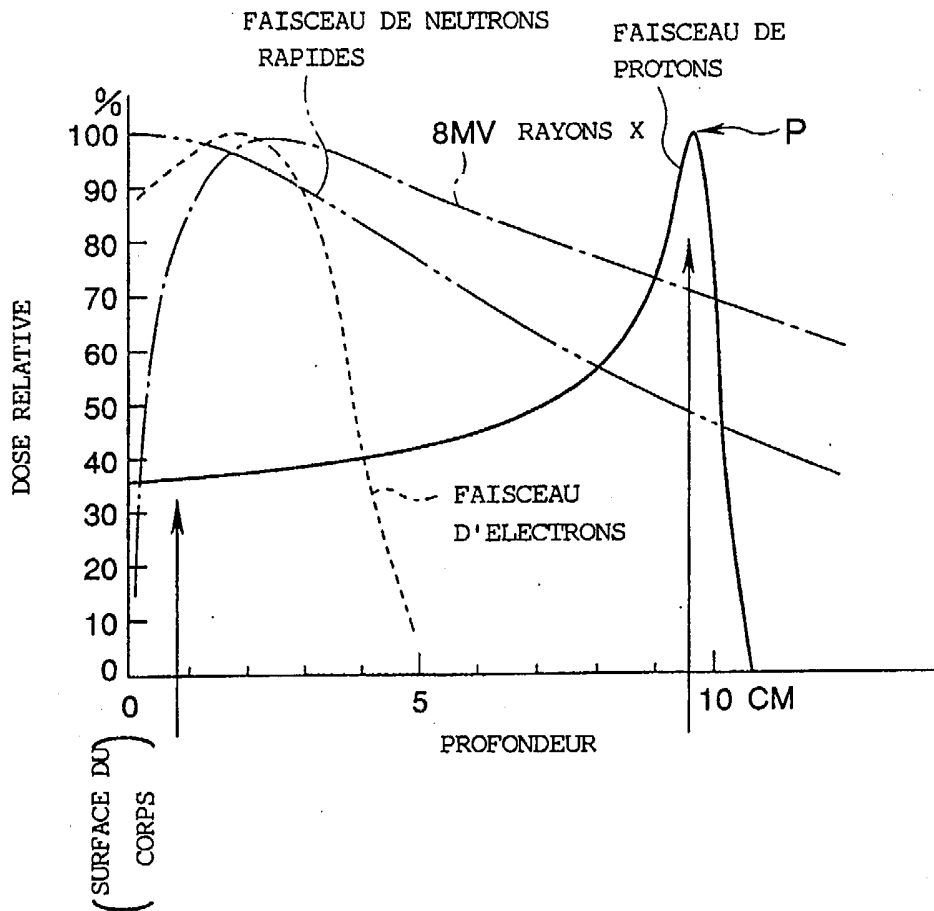


FIG.6



MAGNITUDE D'IONISATION	FAIBLE	GRANDE
VITESSE DES PROTONS	RAPIDE	LENTE
TEMPS D'INTERACTION	COURT	LONG

FIG. 7

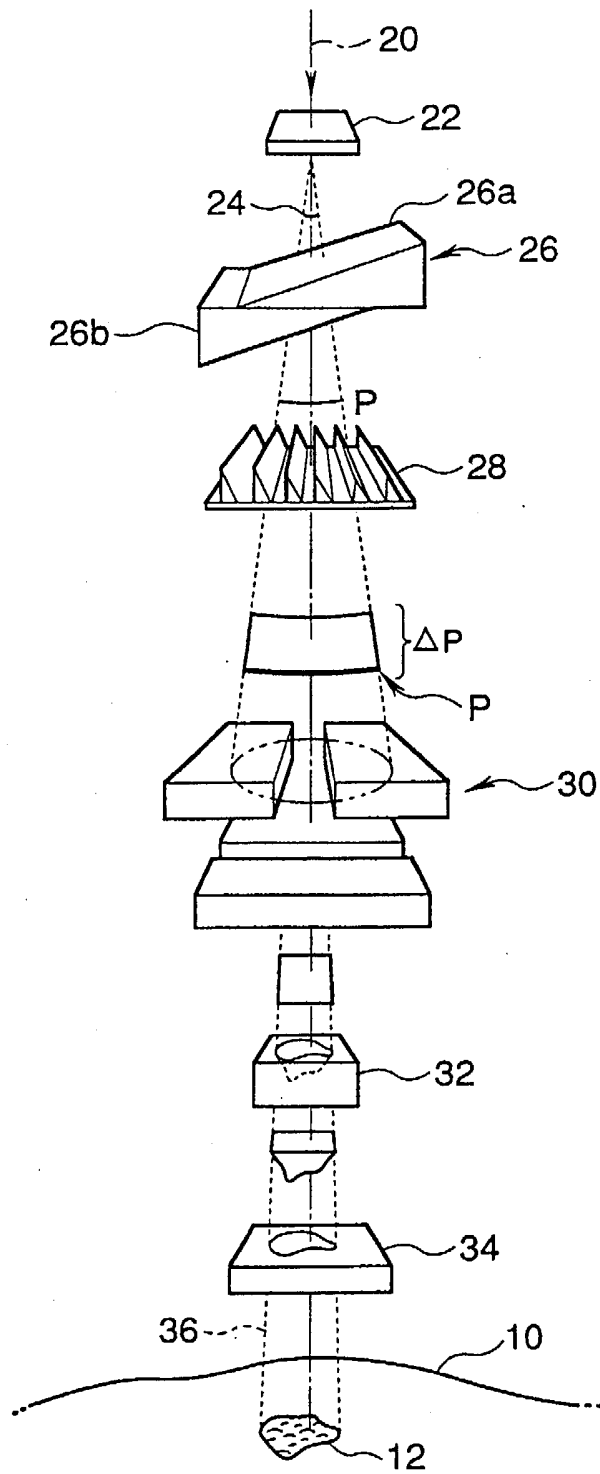
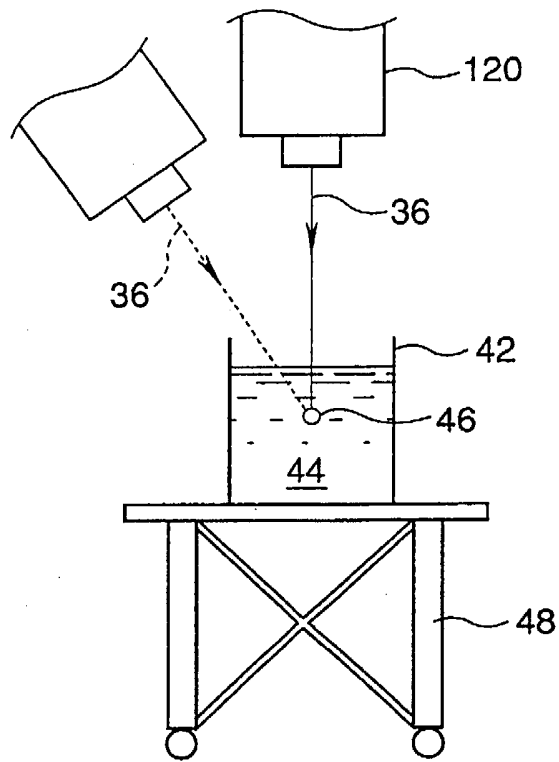


FIG.8



ABREGE

**APPAREIL DE DETERMINATION DE LA DISTRIBUTION DANS
L'EAU D'UNE DOSE DE TYPE FANTOME**

5

Un capteur (46) est inséré dans un réservoir d'eau (52) fermé rempli d'eau à ras bord et le réservoir d'eau fermé est fixé directement à une section d'irradiation (120) d'un faisceau de rayonnement et le capteur (46) se déplace librement par rapport à un cadre (54) monté utilisé pour la fixation. Dès lors, une prévision rapide et précise de la distribution réelle de la dose du faisceau de rayonnement peut être réalisée avant la thérapie par rayonnement, même lorsque la section d'irradiation est attachée à une structure rotative.

15

(Figure 2)



Office européen
des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE
établi en vertu de l'article 21 § 1 et 2
de la loi belge sur les brevets d'invention
du 28 mars 1984

Numero de la demande
nationale

B0 7148
BE 9800591

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.7)
A	HARLING O K ET AL: "HEAD PHANTOMS FOR NEUTRON CAPTURE THERAPY" MEDICAL PHYSICS, AMERICAN INSTITUTE OF PHYSICS. NEW YORK, US, vol. 22, no. 5, mai 1995 (1995-05), pages 579-583, XP000518756 ISSN: 0094-2405 * page 582, colonne 1, ligne 11 - ligne 30; figure 3 *	1	G01T1/169
A	DE 31 45 262 A (GUENTHER HANS MICHAEL) 19 mai 1983 (1983-05-19) * page 8, ligne 21 - page 10, ligne 2; figure 1 *	1,2,6	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.7)
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 1995, no. 09, 31 octobre 1995 (1995-10-31) -& JP 07 148278 A (HITACHI MEDICAL CORP), 13 juin 1995 (1995-06-13) * abrégé *	1,2,6	
E	US 6 225 622 B1 (NAVARRO DANIEL) 1 mai 2001 (2001-05-01)	1	G01T
A	* colonne 4, ligne 52 - colonne 5, ligne 59; figure 1 *	2,4,6	
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
17 octobre 2001		Anderson, A	
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES		T : théorie ou principe à la base de l'invention	
X : particulièrement pertinent à lui seul		E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date	
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie		D : cité dans la demande	
A : arrière-plan technologique		L : cité pour d'autres raisons	
O : divulgation non-écrite		
P : document intercalaire		& : membre de la même famille, document correspondant	

1

EPO FORM 1503 03/82 (P/4C/4B)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET BELGE NO.**

BO 7148
BE 9800591

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche visé ci-dessus.

Lesdits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du

Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets.

17-10-2001

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
DE 3145262	A	19-05-1983	DE 3145262 A1	19-05-1983
JP 07148278	A	13-06-1995	AUCUN	
US 6225622	B1	01-05-2001	AU 1371299 A	21-02-2000
			WO 0007037 A1	10-02-2000