



MINISTERE DES AFFAIRES ECONOMIQUES

NUMERO DE PUBLICATION : 1012534A3

NUMERO DE DEPOT : 09800585

Classif. Internat. : A61B A61N

Date de délivrance le : 05 Décembre 2000

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 04 Août 1998 à 14H20 à l'Office de la Propriété Industrielle

ARRETE:

ARTICLE 1.- Il est délivré à : SUMITOMO HEAVY INDUSTRIES, LTD.; OBAYASHI MANUFACTURING CO., LTD.
9-11, Kitashinagawa 5-chome, Shinagawa-Ku, TOKYO 141-8686(JAPON); 7-10, Yushima 1-chome, Bukyo-KU, TOKYO 131-0034 (JAPON)

représenté(e)(s) par : de KEMMETER François, CABINET BEDE, Place de l'Alma, 3 - B 1200 BRUXELLES.

un brevet d'invention d'une durée de 20 ans, sous réserve du paiement des taxes annuelles, pour : SYSTEME DE LIT POUR THERAPIE PAR IRRADIATION.

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

PRIORITE(S) 04.08.97 JP JPA 9209217 05.03.98 JP JPA 1053282

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) demandeurs(s).

Bruxelles, le 05 Décembre 2000
PAR DELEGATION SPECIALE :

DESCRIPTION

SYSTEME DE LIT POUR THERAPIE PAR IRRADIATION

Arrière-plan de l'invention*1. Domaine de l'invention*

5 La présente invention concerne un système de lit pour
thérapie par irradiation, comprenant un lit servant à maintenir un
patient en position fixe pendant que le traitement est réalisé en
appliquant à une partie malade un rayonnement émis par une partie
10 d'irradiation ou partie irradiante, et plus particulièrement un système
de lit pour thérapie par irradiation qui convient pour être utilisé dans
un dispositif de thérapie par irradiation de protons présentant une
chambre rotative d'irradiation (appelée portique) et qui peut réaliser
sur un patient maintenu en position fixe sur un lit une irradiation dans
toute direction et à toute distance, et en particulier une irradiation non
15 coplanaire, dont la direction d'irradiation n'est pas perpendiculaire à
l'axe du patient.

2. Description de la technique antérieure

20 La thérapie classique du cancer basée sur l'irradiation par
des rayons actifs utilise des rayons X, des rayons gamma, des
faisceaux d'électrons, des faisceaux de neutrons rapides, etc. Comme
représenté dans la figure 14, ces rayons actifs sont les plus puissants à
des emplacements situés près de la surface d'un patient, et ils peuvent
25 donc infliger des dommages à des tissus normaux proches de la

surface du corps lorsqu'ils sont dirigés vers un cancer situé dans une partie plus profonde du corps. On peut indiquer ici qu'un proton ou une particule qui apparaît lorsqu'un atome d'hydrogène a été débarrassé de son électron, présente une charge positive et une masse qui vaut 1836 fois celle de l'électron, peut être accéléré à un état hautement énergétique par un accélérateur pour fournir un faisceau de protons. Le faisceau de protons est caractérisé en ce qu'il présente son pic de dose maximal ou un pic de Bragg P à une certaine profondeur de la surface du corps, pour ensuite diminuer rapidement vers zéro.

10

La raison en est que, comme la force électrique qu'un proton exerce sur des électrons est d'autant plus grande qu'il est plus proche de ceux-ci, lorsque le proton présente une énergie cinétique élevée et se déplace à vitesse élevée, le temps dont il dispose pour interagir avec les électrons voisins est court et l'ionisation est de faible grandeur. Par contre, lorsque le proton perd son énergie cinétique pour pratiquement s'arrêter, le temps d'interaction s'allonge et l'ionisation augmente rapidement de grandeur.

20

Grâce à cette nature particulière des protons, il est possible d'utiliser des faisceaux de protons pour la thérapie du cancer en maintenant des cellules normales, autres que des cellules cancéreuses, relativement à l'abri de dommages même si le cancer est situé dans une partie assez profonde du corps. En outre, comme l'effet biologique basé sur l'irradiation (radiation-based biological effect: RBE) d'un faisceau de protons est pratiquement égal à celui des rayons X, la thérapie par irradiation de protons présente l'avantage de pouvoir utiliser au mieux les connaissances et l'expérience qu'on a accumulées dans le domaine de la thérapie classique par irradiation de rayons X. Avec ces caractéristiques, le dispositif de thérapie par irradiation de protons a été introduit comme moyen thérapeutique pour traiter le cancer sans enlever aucun organe fonctionnel ni dégrader la qualité de la vie.

30

Ce dispositif de thérapie par irradiation de protons est en général constitué d'un dispositif thérapeutique A, d'une annexe B et d'un dispositif auxiliaire C, comme présenté dans la figure 15.

5 Le dispositif thérapeutique A est par exemple constitué d'un accélérateur 1 de faisceau de protons qui accélère des protons, modifie l'énergie du faisceau de protons extrait et empêche que l'énergie se disperse, un système de transport de faisceau 2 (beam
10 transport system: BTS) qui place le faisceau de protons en une orbite stable pour le transporter sans pertes vers une chambre d'irradiation, un dispositif rotatif d'irradiation (portique) 3 et un dispositif stationnaire d'irradiation 4 qui mettent le faisceau de protons en forme et le traitent pour le diriger exactement sur la position d'une lésion dans le corps.

15

L'accélérateur 1 de faisceau de protons est constitué par exemple d'un cyclotron qui constitue le corps principal d'un accélérateur et qui accélère les protons jusqu'à une énergie de 235 MeV, et un système de sélection d'énergie (energy selection system: ESS) qui, si on le souhaite, modifie l'énergie du faisceau de protons
20 émis par le cyclotron tout en limitant la dispersion de son énergie.

Le dispositif rotatif d'irradiation 3 est constitué d'une partie d'irradiation (canon) qui réalise les conditions d'irradiation
25 telles que le champ d'irradiation et la profondeur d'irradiation, une partie terminale du système de transport de faisceau (BTS) 2 qui transporte le faisceau jusqu'à une entrée de la partie d'irradiation et une structure dans laquelle le canon et la partie terminale du système de transport de faisceau 2 sont installés et qui émet le faisceau dans
30 une direction quelconque à partir du canon fixé à sa pointe, et un système de lit comportant un dispositif de positionnement de la partie malade d'un patient et situé en position contiguë au dispositif rotatif d'irradiation 3.

35

Le dispositif stationnaire d'irradiation 4 est essentiellement identique au dispositif rotatif d'irradiation 3, mais il

diffère du dispositif rotatif d'irradiation 3 en ce que le faisceau de protons émis par le canon est fixe uniquement dans la direction horizontale.

5 L'annexe B comporte un système de diagnostic, un système de programmation de thérapie pour programmer une thérapie d'irradiation et une machine de réalisation de la thérapie. Le système de diagnostic est constitué d'un scanner MRI et CT permettant d'acquérir des informations sur la partie malade du corps d'un patient
10 et un simulateur à rayons X pour confirmer la position de la partie malade dans le corps. Le système de programmation de la thérapie est constitué d'un équipement informatique et de logiciels permettant de réaliser la programmation de la thérapie par irradiation conformément aux informations sur la partie malade du corps obtenues par le
15 dispositif de diagnostic. La machine de réalisation de thérapie est constituée d'une machine à décharges électriques NC, d'un centre d'usinage NC et d'un instrument de mesure de coordonnées tridimensionnelles qui traite en ligne le collimateur et le bol du patient en fonction de la sortie du système de programmation de la
20 thérapie. A noter que l'annexe B sort de la portée de la présente invention et qu'elle ne sera pas décrite plus en détail.

Le dispositif auxiliaire C est constitué de différentes sources d'alimentation en énergie dont les composants principaux sont
25 des sources de courant continu fournissant l'alimentation de l'accélérateur et du système de transport de faisceau, et d'une installation de refroidissement et de fourniture d'eau pure pour refroidir directement un conducteur de courant électrique (bobinage). A noter que le dispositif auxiliaire C sort également de la portée de la
30 présente invention et qu'il ne sera pas décrit plus en détail.

La priorité la plus haute du dispositif de thérapie par faisceau de protons est la sécurité du patient et du personnel médical, compte tenu du fait qu'il s'agit d'un dispositif médical, mais d'autre
35 part, on recherche également sa sécurité, sa maniabilité et la facilité de sa maintenance, parce qu'il est utilisé par un petit nombre de

personnes sous les directives du personnel médical. Le système adopte un cyclotron comme accélérateur, et comparé à celles d'autres types d'accélérateur, le faisceau créé par le cyclotron présente les propriétés suivantes:

5

(1) on peut obtenir un grand courant électrique maximum (maximum 300 nA),

10 (2) les fluctuations de courte durée de la valeur du courant électrique et de la forme du faisceau sont très faibles,

(3) les fluctuations dans le temps de la position d'irradiation d'un faisceau sont très faibles, et

15

(4) on peut former différentes structures temporelles qui vont d'un faisceau continu à un faisceau pulsé.

En outre, en plus des propriétés du faisceau, le cyclotron présente les caractéristiques préférées suivantes, c'est-à-dire que le
20 cyclotron présente une configuration simple dans laquelle, lorsque l'accélérateur est en fonctionnement normal, seuls trois dispositifs sont des dispositifs d'ajustement, et il est également moins susceptible d'affecter les performances d'un simulateur MRI et CT, qui sont
25 sensibles à des fluctuations rapides d'un champ magnétique, parce qu'à la différence d'autres accélérateurs qui produisent des fluctuations d'un champ magnétique et des hautes fréquences, le cyclotron est doté d'un champ magnétique constant. Ces
caractéristiques du cyclotron entraînent que le dispositif de thérapie par faisceau de protons présente les caractéristiques suivantes:

30

(1) l'accélérateur lui-même peut réaliser l'irradiation thérapeutique dans des conditions stables dans l'espace et dans le temps, de sorte que le système en aval de l'accélérateur peut être simplifié et est fiable (par exemple, si un champ d'irradiation est d'un
35 diamètre inférieur à 20 cm, on peut utiliser un procédé de dispersion structurellement simple et stable),

(2) on peut réaliser une irradiation appropriée sans devoir retenir un patient pendant une longue durée en conséquence du fait que la position d'une partie malade varie de manière régulière et irrégulière avec la respiration du patient,

(3) il présente la capacité de correspondre de manière suffisante à une irradiation tridimensionnelle, qui deviendra la forme idéale d'irradiation thérapeutique dans un futur proche,

(4) la durée de démarrage et d'arrêt de l'irradiation est courte, le temps disponible pour la thérapie est important, le fonctionnement est simple, et il ne faut pas d'opérateur ayant une connaissance et une expérience d'un accélérateur,

(5) on peut réaliser aisément les contre-mesures dirigées contre le bruit provoqué par les fluctuations magnétiques et les fluctuations à haute fréquence sur des dispositifs électroniques médicaux.

En ce qui concerne l'ensemble du dispositif de thérapie par faisceau de protons, les dispositifs situés autour d'une partie de thérapie par irradiation à laquelle le patient et le personnel médical doivent accéder journalièrement sont plus importants que l'accélérateur lui-même, du point de vue de la sécurité, de la réalisation des irradiations et des performances en fonctionnement. Ainsi qu'on l'a décrit plus haut, l'environnement de la partie de thérapie par irradiation est constitué du dispositif d'irradiation et du dispositif de positionnement du patient, et sur ces dispositifs, il est nécessaire de donner une priorité spéciale à la sécurité.

En ce qui concerne la sécurité, et fondamentalement pour éviter tout accident, il est incontestable qu'il faut non seulement appliquer une stratégie de sécurité sur le dispositif lui-même, comme la conception de la sécurité mécanique d'une machine électrique et la sélection de matériaux qui ne soient pas détériorées par les radiations,

mais qu'il faut également prévoir des mesures pour les patients et le personnel médical en posant différentes hypothèses. Par exemple, pour simplement assurer la sécurité des patients, il est nécessaire de prévoir différents accidents et d'incorporer différentes mesures de sécurité, 5 comme la prévention d'une dose excessive d'irradiation dépassant une dose prédéterminée, la prévention d'accidents mécaniques provoqués par l'entraînement de la structure en portique, l'entraînement du tube d'image et l'entraînement du lit, l'évacuation d'urgence d'un patient lorsqu'un accident se produit sur un dispositif, la prévention des 10 chutes d'objets lorsque le collimateur et le bol d'un patient sont remplacés, la détection des accidents sur un patient et les mesures de sécurité d'urgence pendant que l'irradiation est effectuée.

Les fonctions qu'il faut remplir autour de la partie de 15 thérapie par irradiation consistent à irradier les parties malades dans des conditions d'irradiation créées à l'aide du système de programmation de la thérapie, c'est-à-dire à émettre un faisceau de protons situé à l'intérieur d'une marge d'erreur admissible, de telle sorte que l'on puisse obtenir la répartition et la valeur programmées 20 de la dose appliquée sur la partie malade d'un objet à irradier. Pour réalisation l'irradiation, il faut que la position d'irradiation des parties malades d'un patient par rapport à un faisceau soit déterminée avec une précision suffisante, et que la répartition programmée de la dose soit réalisée avec précision, en utilisant différents instruments de 25 formation du faisceau disposé dans le canon.

Pour satisfaire à la première condition, le positionnement de la partie malade d'un patient est effectué en suivant un mode opératoire permettant un positionnement précis, de telle sorte que 30 l'axe du faisceau et que le centre d'irradiation de la partie malade coïncident tout d'abord avec des marques d'évaluation placées à la surface du corps contenant la partie malade, en utilisant des pointeurs laser croisés agencés dans le canon, et avec un espace d'irradiation pour ainsi réaliser un positionnement grossier dans la direction 35 horizontale et dans la direction verticale, et on effectue ensuite un positionnement précis en déplaçant le lit de telle sorte que les

informations d'image par rayons X dans la direction horizontale et dans la direction verticale de la partie malade du patient, obtenues d'un dispositif DRR (Digital Radiography Reconstruction: Système de reconstruction numérique par radiographie) disposé dans un espace
5 d'irradiation et réalisant la reconstruction de l'image grâce à des signaux électroniques soit accordé sur la position d'irradiation prévue dans le programme de thérapie. De plus, comme condition préalable d'un positionnement précis, il faut que la précision de position soit garantie suffisamment compte tenu de la reproductibilité de l'axe du
10 faisceau (canon) et de la position du centre d'irradiation.

La plus grande partie des conditions de répartition de la dose peut être résolue fondamentalement si les propriétés du faisceau, y compris sa reproductibilité, sont suffisamment stables dans le temps
15 et dans l'espace à l'intérieur de la durée représentative d'une thérapie, et cette dernière partie dépend de la manière suivant laquelle on peut exécuter avec précision et en un laps de temps court la mesure de la répartition de la dose avant la thérapie par irradiation, en utilisant une cible fictive comportant de l'eau ou similaire, pour en dériver
20 l'absorption d'un corps humain.

Dans la thérapie du cancer par irradiation, il est idéal de concentrer une dose mortelle de rayons actifs sur le cancer seul, sans infliger aucun dommage irréversible aux tissus normaux avoisinants.
25 Ainsi qu'on l'a montré dans la figure 14, la thérapie par irradiation de protons exploite la caractéristique des protons, qui est qu'un faisceau de protons incident sur une substance fournit la dose maximale ou le pic de Bragg P juste avant qu'il cesse de se déplacer. En d'autres termes, la thérapie en question vise à atteindre cet idéal en couvrant
30 uniquement la lésion cancéreuse par ce pic de Bragg.

Par ailleurs, les protons obtenus sur un accélérateur présentent la forme d'un faisceau allongé, et leur énergie est constante (la profondeur du pic de Bragg est également constante). D'autre part,
35 les lésions cancéreuses présentent différentes tailles et des formes complexes, et leur profondeur dans le corps n'est pas constante. En

outre, la densité des tissus qu'un faisceau de protons doit traverser n'est pas davantage constante. Par conséquent, pour obtenir une thérapie efficace par irradiation, il est nécessaire (1) d'élargir le faisceau de protons pour qu'il présente une largeur suffisante pour
5 couvrir la totalité de la lésion cancéreuse en une irradiation; (2) d'ajuster l'énergie du faisceau en fonction de la profondeur de la lésion; (3) de donner une répartition suffisante de l'énergie en profondeur de telle sorte que toute la lésion cancéreuse d'une certaine
10 profondeur puisse recevoir une irradiation uniforme; et (4) d'effectuer des corrections en fonction des irrégularités du contour de la lésion et de la densité des tissus que le faisceau de protons doit traverser.

Il est nécessaire que le faisceau de protons émis soit ajusté en fonction de la forme et de la profondeur du cancer jusqu'au
15 tissu cancéreux situé à l'intérieur du patient en correspondance correcte aux conditions d'irradiation, de telle sorte que la répartition et la valeur attendues de la dose puissent être obtenues à l'intérieur de la marge d'erreur admissible.

20 Pour réaliser une telle irradiation, il est nécessaire de décider avec précision de la position d'irradiation du patient, et de réaliser avec précision la répartition programmée de la dose, en utilisant un dispositif de formation du champ d'irradiation tel qu'un bol ou un collimateur.

25 Dans un dispositif de thérapie par faisceau de protons décrit plus haut, un faisceau de protons de haute qualité est produit par le cyclotron qui sert d'accélérateur, et de même la précision de positionnement ainsi que la reproductibilité de la position de l'axe du
30 faisceau (canon) et du centre d'irradiation, peuvent être assurées de manière suffisante dans le faisceau de protons émis par le canon en direction du patient, de sorte qu'un lit utilisé comme table de traitement et qui déplace la partie malade du patient à positionner doit être doté d'un moyen d'entraînement de positionnement qui permet de
35 positionner la partie malade en déplaçant le corps d'une personne d'un poids de plusieurs dizaines de kilos, et qui ressemble davantage à un

sac d'eau mou qu'à un matériau solide tel qu'une pierre, qu'il faut placer dans la position dans laquelle le faisceau de protons émis par le canon exerce son rendement maximum de manière rapide et exacte en minimisant le retard minimum provoqué par la force d'inertie. De plus, en cas de catastrophe, comme un tremblement de terre ou similaire, l'irradiation par le faisceau de protons doit être arrêtée rapidement, et le lit recevant le patient doit également être fixé en une position prédéterminée.

10 Cependant, un lit classique utilisé en thérapie par irradiation présente des fonctions qui permettent d'insérer dans une chambre d'irradiation uniquement dans la direction d'un axe le lit sur lequel un patient est immobilisé, et à la partie d'irradiation de tourner autour du centre axial du patient, de sorte que le lit ne permet pas de réaliser une irradiation dans les directions et aux distances arbitraires nécessaires dans la thérapie par irradiation, et en particulier une irradiation non coplanaire dans laquelle la direction d'irradiation n'est pas perpendiculaire à l'axe central du patient.

20 Résumé de l'invention

La présente invention a été réalisée pour résoudre les problèmes décrits plus haut, et un objet de la présente invention est de réaliser une irradiation d'un patient immobilisé sur un lit de traitement, dans des directions et à des distances arbitraires, et en particulier de réaliser une irradiation non coplanaire.

Un autre objet de la présente invention est de fournir un lit immobilisant un patient, qui peut être transporté en une position quelconque à l'intérieur d'un espace prédéterminé, dont l'orientation peut être fixée librement et dans lequel le positionnement dans sa position de réglage peut être maintenu pendant un long laps de temps, et dans lequel des freins sont appliqués sur les parties soutenant le lit, en cas de vibrations inattendues telles que celles d'un tremblement de terre.

Selon la présente invention, dans un système de lit pour
thérapie par irradiation comportant un lit servant à maintenir un
patient immobile pendant qu'une thérapie par irradiation est réalisée
en appliquant sur une partie malade le rayonnement émis par une
5 partie d'irradiation, le système de lit est doté de moyens de rotation
permettant de faire tourner le lit indépendamment autour de trois axes
perpendiculaires l'un à l'autre et au patient, et des moyens de transfert
parallèle permettant de transférer le lit indépendamment parallèlement
aux directions des trois axes perpendiculaires à une surface de
10 plancher et l'un à l'autre, pour atteindre ledit premier objet.

De plus, le centre de ladite rotation peut être placé dans la
chambre d'irradiation lorsque le lit provenant de l'extérieur de la
chambre d'irradiation est placé à l'intérieur de la chambre
15 d'irradiation.

Les moyens de rotation peuvent être composés d'un
support articulé doté d'un moyen d'entraînement en rotation de roulis,
pour faire tourner le lit autour de l'axe central de la direction
20 longitudinale du lit, un socle de lit doté d'un moyen d'entraînement en
rotation de tangage, pour faire tourner l'extrémité de la direction
longitudinale du lit porté sur le support articulé de manière à incliner
la surface du lit, et une plate-forme de lit servant à soutenir le socle
de lit et dotée d'un moyen d'entraînement en rotation isocentrique (de
25 l'anglais : isocentric) pour entraîner le socle de lit en rotation dans les
directions du plan X-Y.

Le moyen d'entraînement en rotation de roulis peut être
doté d'un mécanisme à poignée permettant de faire tourner le lit
30 manuellement autour de l'axe central de la direction longitudinale du
lit.

Le moyen de transfert parallèle peut être constitué d'une
table coulissant suivant l'axe Y, dotée d'un moyen d'entraînement
35 suivant l'axe Y pour entraîner le lit ou la plate-forme de lit dans la
direction de l'axe Y, dans les deux sens entre l'extérieur et l'intérieur

de la chambre d'irradiation, une table de levage dotée d'un moyen d'entraînement suivant l'axe Z pour entraîner la table coulissant dans la direction de l'axe Y vers le haut et vers le bas dans la direction de l'axe Z, et une base dotée d'un moyen d'entraînement sur l'axe X pour
5 entraîner la table de levage vers la gauche et vers la droite dans la direction de l'axe X.

Les mécanismes de freinage peuvent être prévus entre un quelconque élément choisi parmi le support articulé, le socle du lit, la
10 plate-forme de lit, la table coulissant suivant l'axe Y, la table de levage, la base, et leurs parties de support respectives.

En outre, un détecteur d'accélération qui détecte l'accélération créée dans la direction des trois dimensions peut être
15 prévu dans le lit, et on peut également y prévoir un moyen de commande qui délivre une commande d'entraînement aux moyens de rotation (moyen d'entraînement en rotation de roulis, moyen d'entraînement de rotation en tangage et moyen d'entraînement de rotation isocentrique relative) et aux moyens de transfert parallèle
20 (moyen d'entraînement suivant l'axe Y, moyen d'entraînement suivant l'axe Z et moyen d'entraînement suivant l'axe X), de telle sorte que ces moyens d'entraînement soient entraînés dans la direction qui diminue la sortie du capteur d'accélération.

25 De plus, des mécanismes de freinage par friction et par blocage peuvent être prévus entre la table de levage et la base.

Un quelconque des moyens d'entraînement des moyens de rotation (moyen d'entraînement en rotation de roulis, moyen
30 d'entraînement de rotation en tangage et moyen d'entraînement en rotation isocentrique relative) et des moyens de transfert parallèle (moyen d'entraînement suivant l'axe Y, moyen d'entraînement suivant l'axe Z et moyen d'entraînement suivant l'axe X) peuvent être entraînés par une commande à rétroaction négative qui compare une
35 position de consigne et une position présente de manière à toujours maintenir la même position.

Selon la présente invention, l'irradiation d'un patient maintenu immobile sur un lit de traitement peut être effectuée dans des directions et à des distances arbitraires, de sorte que l'on puisse
5 réaliser une irradiation de haute précision pour améliorer l'effet thérapeutique.

En particulier, lorsque le lit est doté d'un mécanisme à poignée qui donne manuellement au lit une rotation de roulis autour de
10 l'axe central de la direction longitudinale du lit, le lit peut être déplacé légèrement par actionnement manuel de sorte que la partie malade puisse être ajustée finement dans la position optimale pour l'irradiation.

De plus, lorsque des mécanismes de freinage sont prévus entre un quelconque élément choisi parmi le support articulé, le socle de lit, la plate-forme de lit, la table coulissant suivant l'axe X, la table de levage, la base, et leurs parties de support, les freins peuvent être
15 appliqués sur la partie de rotation et la partie de transfert voulues, de sorte que lorsqu'il se produit une interruption de l'irradiation et que le personnel de service pénètre dans le portique pendant la durée de l'ajustement et vient frapper par inadvertance une partie quelconque
20 de la table de traitement, il ne se produise aucune modification de la position du lit, ce qui permet de reprendre la thérapie par irradiation de manière sûre et exacte.
25

De plus, lorsqu'un capteur d'accélération qui détecte l'accélération générée dans la direction des trois dimensions respectives est prévu dans le lit, de même qu'un moyen de commande
30 qui délivre une commande d'entraînement aux moyens de rotation et aux moyens de transfert parallèle de telle sorte que ces moyens d'entraînement soient entraînés dans la direction qui diminue la sortie du capteur d'accélération même lorsque le lit tend à osciller dans une certaine mesure, le capteur d'accélération détecte l'oscillation et
35 entraîne le lit dans la direction opposée de la direction d'oscillation de telle sorte que le lit puisse être maintenu en une position constante.

De plus, lorsque deux mécanismes de freinage par friction et par blocage sont prévus entre la table de levage et la base, on utilise en fonctionnement normal un frein à friction, mais lorsque la table de levage se met subitement à bouger vers la base en cas de catastrophe telle qu'un accident ou un tremblement de terre, un frein utilisant un mécanisme d'ajustement est actionné pour fixer l'ensemble de la table de traitement à la base, de telle sorte que la table de traitement ne glisse pas sur la base et ne détruise pas le mécanisme d'entraînement ou similaire.

En variante, si un moyen d'entraînement quelconque parmi les moyens d'entraînement en rotation (moyen d'entraînement en rotation de roulis, moyen d'entraînement en rotation de tangage et moyen d'entraînement en rotation isocentrique relative) et les moyens de transfert parallèle (moyen d'entraînement suivant l'axe Y, moyen d'entraînement suivant l'axe Z et moyen d'entraînement suivant l'axe X) est entraîné par une commande à rétroaction négative qui compare une position de consigne et une position présente de manière à toujours maintenir la même position, la partie malade peut être mise en une position appropriée et cette position peut ainsi être maintenue avec précision pendant un long laps de temps.

Brève description des dessins

25

Les modes de réalisation préférés vont être décrits ci-dessous en référence aux dessins, dans lesquels les éléments similaires ont été dotés des mêmes références numériques dans toutes les figures, et dans lesquels:

30

la figure 1 est une vue en perspective montrant l'entièreté de la configuration selon un mode de réalisation de la présente invention,

la figure 2 est une vue en perspective montrant un exemple d'agencement du portique rotatif et de la chambre de préparation selon le premier mode de réalisation de la présente invention,

35

la figure 3 est une vue en plan montrant les conditions d'irradiation d'un patient, selon le premier mode de réalisation,

5 la figure 4 est une vue en perspective montrant une irradiation non coplanaire en cours d'exécution sur un patient, selon le premier mode de réalisation,

la figure 5 est une vue en coupe transversale montrant le mécanisme de transfert dans la direction de l'axe X et le mécanisme de transfert dans la direction de l'axe Z selon le deuxième mode de réalisation de la présente invention,

10 la figure 6 est une vue en plan montrant le mécanisme de transfert dans la direction de l'axe Y, selon le deuxième mode de réalisation,

la figure 7 est une vue en coupe longitudinale verticale montrant le mécanisme d'entraînement en rotation de roulis et le mécanisme d'entraînement en rotation isocentrique relative selon la deuxième mode de réalisation,

la figure 8 est une vue en plan montrant le mécanisme d'entraînement en rotation de roulis et le mécanisme d'entraînement en rotation de tangage selon le deuxième mode de réalisation,

25 la figure 9 est une coupe transversale montrant les conditions de rotation de roulis selon le deuxième mode de réalisation,

la figure 10 est une coupe longitudinale verticale montrant les conditions de rotation de roulis selon le deuxième mode de réalisation,

la figure 11 est une vue en plan montrant les conditions d'irradiation d'un patient selon le deuxième mode de réalisation,

35 la figure 12 est une vue en perspective montrant les degrés de liberté

de la table de traitement selon le troisième mode de réalisation de la présente invention,

la figure 13 est une vue en perspective agrandie montrant les degrés de liberté du mécanisme d'entraînement en rotation selon le troisième mode de réalisation,

la figure 14 est une vue schématique donnant une comparaison des répartitions des doses profondes de différents rayonnements, y compris un faisceau de protons, et

la figure 15 est une vue de la configuration d'ensemble du système de thérapie par faisceau de protons.

15 *Description des modes de réalisation préférés*

La présente invention va ci-dessous être décrite plus en détail en référence aux dessins annexés. En se référant à la figure 1, on y voit représenté un dispositif de thérapie par faisceau de protons selon un mode de réalisation de la présente invention, qui est équipé d'un portique rotatif 100 dans lequel une partie d'irradiation 12 d'un faisceau de protons 14 peut tourner autour d'un lit de traitement 20 maintenant un patient en position immobile.

25 Dans un système de lit de traitement comportant un lit 20 pour maintenir un patient 10 en position immobile, utilisé lorsqu'une thérapie est effectuée en appliquant sur une partie malade un faisceau de protons 14 émis par une partie d'irradiation 12, comme représenté dans la figure 2, un premier mode de réalisation selon la présente invention est doté d'un mécanisme 30 de transfert dans la direction de l'axe X contenant une base coulissante 34 qui peut se déplacer sur des rails parallèles de coulissement 32 fixés sur le côté d'une chambre de préparation 110 (voir figure 1) devant le portique rotatif 100, de manière à permettre au lit 20 de se déplacer, comme représenté dans la figure 2 par une flèche, dans la direction horizontale S_x (direction transversale, appelée direction de l'axe X) parallèle à un plan

comportant une direction de rotation de la partie d'irradiation 12, un mécanisme 40 de transfert dans la direction de l'axe Z contenant un support de levage 42 fixé sur la base coulissante 34 de manière à permettre au lit 20 de se déplacer dans la direction verticale Sz (direction de la hauteur, appelée axe Z) perpendiculaire à la direction de l'axe X, un mécanisme 50 de transfert dans la direction de l'axe Y contenant une plate-forme de lit 54 qui peut se déplacer dans la direction Sy, vers l'avant et vers l'arrière entre la chambre de préparation 110 présentée dans la figure 1 et le portique rotatif 100 (direction longitudinale, appelée axe Y), sur un plateau de base 52 fixé à la partie supérieure du support de levage 42, de manière à permettre au lit de se déplacer dans la direction Sy, un mécanisme 60 d'entraînement à rotation isocentrique relative fixé au voisinage du sommet, sur le côté de la plate-forme de lit 54 située vers le portique, de manière à permettre au lit 20 une rotation Θ_i (appelée rotation isocentrique relative) autour d'un axe d'isocentre (axe i) 62 désignant la direction de la hauteur d'un patient, un mécanisme 70 d'entraînement en rotation de roulis qui est disposé sur un socle de lit 64 fixé à l'extrémité supérieure de l'axe i 62 du mécanisme 60 d'entraînement en rotation isocentrique relative, et qui permet au lit 20 une rotation Θ_r (appelée rotation de roulis) autour d'un axe de roulis (axe r) désignant la direction du centre axial d'un patient 10, et un mécanisme 80 d'entraînement en rotation de tangage qui est disposé sur un support rotatif 74 mis en rotation par le mécanisme 70 d'entraînement en rotation de roulis et qui permet au lit 20 une rotation Θ_p (appelée rotation de tangage) autour d'un axe de tangage (axe p) 82 perpendiculaire à l'axe central d'un patient 10.

Dans la figure 2, B désigne un centre d'irradiation (appelé isocentre).

La partie d'irradiation 12 est mise en rotation et déplacée autour du lit 20 à la surface périphérique intérieure du portique rotatif 100, ainsi que représenté dans la figure 1. Un accélérateur de protons I contenant un cyclotron et un système de sélection d'énergie (ESS) qui accélère les protons, modifie l'énergie du faisceau de protons

extrait et limite l'expansion de l'énergie, et un dispositif de transport de faisceau 2 qui assure au faisceau de protons produit dans l'accélérateur de protons 1 une orbite stable, pour le transporter vers le portique rotatif 100 avec moins de pertes, sont reliés à la partie
5 d'irradiation 12 représentée dans la figure 15.

L'axe i 62 du mécanisme 60 d'entraînement en rotation isocentrique relative peut être ajusté en n'importe quelle position par le mécanisme 50 de transfert dans la direction de l'axe Y de telle sorte
10 que l'axe i 62 puisse être disposé en position décalée par rapport à une ligne centrale de transfert (une ligne centrale 42C du support de levage 42) du mécanisme 40 de transfert à la direction de l'axe Z, et peut être disposé dans le portique 100.

15 Nous allons maintenant décrire le fonctionnement du mode de réalisation.

Lorsqu'une thérapie est effectuée sur un patient, la forme de l'organe qui fait l'objet de la thérapie, son attitude au moment de la
20 thérapie en ce qui concerne sa profondeur et son orientation et la direction et la position d'un canon duquel le faisceau de protons est émis sont calculées pendant la simulation de la thérapie, et leurs données de position sont introduites dans le système de commande d'un dispositif de positionnement du patient, en utilisant un système
25 de coordonnées (par exemples des coordonnées X, Y et Z) commodes pour l'opérateur du dispositif de thérapie par faisceau de protons. En ce qui concerne les données introduites (positions et angles), une conversion des coordonnées est effectuée sur les positions et la direction de l'axe X, de l'axe Y et de l'axe Z, des angles de rotation
30 de l'axe i (rotation isocentrique relative), de l'axe p (rotation de tangage) et de l'axe r (rotation de roulis), et la position de la partie malade du patient, et chacun des axes du lit reçoit les données converties comme données de position d'entrée et entraîne chaque axe
35 de manière à amener la partie malade du patient dans la position voulue. Lorsque la position du patient obtenue à partir de la

simulation n'est pas appropriée, la posture du patient peut être réglée finement.

La figure 3 montre que le lit 20 est tourné autour de l'isocentre B et la figure 4 montre l'exécution d'une irradiation non coplanaire dans laquelle la direction d'irradiation n'est pas à angle droit par rapport à l'axe central du patient 10.

Dans le présent mode de réalisation, l'axe i 62 de la rotation isocentrique relative est décalé par rapport à la ligne centrale 42C du support de levage 42 dans le mécanisme 40 de transfert dans la direction de l'axe Z qui doit être placé dans le portique de rotation 100, de telle sorte que le positionnement par rapport à la partie d'irradiation 12 puisse être effectué aisément. Indiquons ici que l'axe i 62 peut être disposé à l'extérieur du portique de rotation 100.

Un deuxième mode de réalisation de la présente invention, qui découle de l'incorporation du premier mode de réalisation, va être décrit plus en détail.

20

Le deuxième mode de réalisation est doté du mécanisme 30 de transfert de la direction de l'axe X, du mécanisme 40 de transfert dans la direction de l'axe Z, du mécanisme 50 de transfert dans la direction de l'axe Y, du mécanisme 60 d'entraînement en rotation isocentrique relative, du mécanisme 70 d'entraînement en rotation de roulis et du mécanisme 80 d'entraînement en rotation de tangage, similaires à ceux du premier mode de réalisation, et des parties identiques sont représentées par les mêmes références numériques, et leur explication détaillée sera omise.

30

Les rails de coulissement 32 du mécanisme 30 de transfert dans la direction de l'axe X selon le deuxième mode de réalisation représenté en détail dans la figure 5 sont fixés sur une surface de base 114 d'un puits 112 creusé dans le plancher de la chambre de préparation 110, de manière à assurer ainsi une distance suffisante de transfert L dans la direction de l'axe X (dans le présent mode de

35

réalisation, $L = 2.200$ mm). A la surface supérieure du puits 112, il est prévu un plancher d'accès 116 du type à chenilles (voir figure 1) qui est relié à un dispositif du type à bande sans fin, et transféré dans la direction S_x de la base coulissante 34 pour donné au patient et aux
5 opérateurs l'accès aisé au portique de rotation 100.

Dans la figure 5, la référence numérique 118 représente des plaques de guidage en demi-lune qui changent la direction du plancher d'accès 116 tout en maintenant les deux extrémités de la
10 direction de transfert, et les références numériques 120 désignent des rails de guidage dans la direction de l'axe X, similaire à des rails de guidage 32 disposé sur la partie supérieure du puits 112.

Un vérin d'extension 43 servant à entraîner le support de
15 levage 42 du mécanisme 40 de transfert dans la direction de l'axe Z selon la deuxième mode de réalisation dans la direction S_z de l'axe Z de la direction verticale est construit, comme représenté en détail dans la figure 5, par exemple dans le type à trois niveaux, et même si la profondeur D du puits 112 n'est pas très importante, on peut obtenir
20 une distance H suffisante de transfert dans la direction de l'axe Z (dans ce mode de réalisation, $H = 700$ mm).

Le mécanisme 50 de transfert de la direction de l'axe Y selon le deuxième mode de réalisation est constitué, ainsi qu'on l'a
25 montré en détail dans les figures 6 et 7, d'un moteur électrique 56 et d'un limiteur de couple 57 disposés au voisinage de l'extrémité arrière, à l'intérieur du plateau de base 52, d'une vis d'avancement 58 entraînée par le moteur 56 et d'un écrou 59 fixé à l'intérieur de la plate-forme 54 de lit, vissé sur la vis d'avancement 58, de sorte que
30 l'on puisse obtenir une distance E suffisante de transfert dans la direction de l'axe Y (dans ce deuxième mode de réalisation, $E = 1.600$ mm).

Le mécanisme 60 d'entraînement en rotation isocentrique
35 relative selon le deuxième mode de réalisation est doté, ainsi qu'on l'a montré en détail dans la figure 7, d'un moteur électrique 66 servant à

entraîner en rotation le socle de lit 64 autour de l'axe i 62, de manière à pouvoir obtenir des angles suffisants de rotation isocentrique (dans ce deuxième mode de réalisation, ± 90 degrés).

5 Le mécanisme 70 d'entraînement en rotation de roulis selon le deuxième mode de réalisation est, ainsi qu'on l'a montré en détail dans les figures 7 et 8, constitué d'un mécanisme à engrenage 76 et d'une poignée manuelle 78 pour mettre le lit 20 en rotation de roulis autour de l'axe r 72, de telle sorte que, ainsi qu'on l'a montré
10 dans la figure 9, il permette au lit 20 portant un patient 10 de tourner en roulis autour de l'axe r 72, avec des angles suffisants de rotation de roulis (dans ce deuxième mode de réalisation, ± 5 degrés).

Le mécanisme 80 d'entraînement en rotation de tangage
15 selon le deuxième mode de réalisation est composé, ainsi qu'on l'a montré en détail dans les figures 7, 8 et 10, d'un moteur électrique 86, d'un mécanisme à engrenage 87, d'un limiteur de couple 88, pour faire tourner le lit 20 en rotation de tangage autour de l'axe p 82 soutenu par un palier 84, avec des angles suffisants de rotation de roulis Θ_p
20 (dans ce deuxième mode de réalisation, $\Theta_p = \pm 3$ degrés).

Les conditions de transfert horizontal du lit 20 selon le deuxième mode de réalisation sont représentées dans la figure 11.

25 Un troisième mode de réalisation selon la présente invention va maintenant être décrit en détail.

Le troisième mode de réalisation est également doté du mécanisme 30 de transfert dans la direction de l'axe X, du mécanisme
30 40 de transfert dans la direction de l'axe Z, du mécanisme 50 de transfert dans la direction de l'axe Y, du mécanisme 60 d'entraînement en rotation isocentrique relative, du mécanisme 70 d'entraînement en rotation de roulis et du mécanisme 80 d'entraînement en rotation de tangage, qui sont similaires à ceux du premier et du deuxième mode de
35 réalisation, et des parties identiques sont représentées par les mêmes références numériques, et leur explication détaillée sera omise.

La figure 12 est une vue en perspective aidant à expliquer les degrés de liberté du lit 20 selon le troisième mode de réalisation. Le système de lit est doté d'une base 115 fixée à la surface du plancher 114. La base 115 est de configuration allongée et est fixée à la surface du plancher dans la direction de l'axe X. Une base coulissante 34 est prévue sur la base 115 et peut coulisser dans la direction de l'axe X. Lorsque l'on examine la structure actuelle de la base coulissante 34, on voit que deux rails de coulissement 32 sont placés sur la base 115 et que plusieurs trous 33 sont forés tous les quelques centimètres sur les rails. Les roues roulant sur les rails 32 sont prévues dans la base coulissante 34, et la base coulissante 34 se déplace sur les rails 32. De plus, deux patins de frein sont prévus sur la base coulissante 34, et les patins de frein n'agissent pas sur les roues mais sur les rails 32, pour immobiliser la base coulissante 34 sur la base 115. Indiquons ici que le mécanisme de freinage peut être doté d'une structure telle que, ainsi qu'on le connaît dans la technique, la base coulissante 34 soit fixée au rail en faisant agir les patins de frein sur le périmètre des roues. De plus, la base coulissante 34 est dotée d'un pointeau de freinage pour arrêt d'urgence, et lorsque la base coulissante 34 se déplace sur les rails dans des conditions anormales, à cause des vibrations provoquées par un accident ou un tremblement de terre bien que le frein soit actionné, un frein d'urgence est actionné de telle sorte que le pointeau de freinage soit extrait vers les rails 32 pour venir se placer dans l'un des trous 33, ce qui immobilise la base coulissante 34 sur les rails 32.

Une tige filetée 124 est mise en rotation par un moteur à impulsions 122 ancré sur la base 115 est prévue de manière à pouvoir tourner sur la base 115, et d'autre part, une vis à bille 126 vissée sur la tige filetée 124 est fixée dans la base coulissante 34. Ainsi, lorsque le moteur à impulsions 122 est mis en rotation par un signal d'instruction de position envoyé du système de positionnement commandant la position d'un patient, la base coulissante 34 peut se déplacer avec précision dans la direction de l'axe X, en proportion de son angle de rotation. De plus, lorsqu'un codeur d'impulsion 123, qui

détecte le déplacement relatif de la base 115, est prévu dans le moteur à impulsions 122 et qu'une commande de rétroaction négative est effectuée sur le déplacement relatif de la base 115 de la base coulissante 34, en utilisant comme valeur de rétroaction la valeur
5 détectée par le codeur d'impulsion 123, la position de la base coulissante 34 peut être commandée de manière plus précise.

Le support de levage 42, télescopique de la direction verticale, est fixé sur la base coulissante 34, et transfère verticalement
10 un plateau 52 couissant suivant l'axe Y et fixé au sommet du support de levage 42 (dans la direction de l'axe Z) par un signal d'instruction de position verticale émis par le système de commande du dispositif de positionnement de la partie malade commandant la position d'un patient. Le support de levage 42 est théoriquement une structure rigide
15 qui ne peut être déployée ou rétractée que dans la direction verticale. De ce fait, le support de levage 42 est ici une combinaison d'une structure en barre utilisant une construction rigide en squelette d'acier pour maintenir la valeur de la déformation provoquée par l'impact de vibration à l'intérieur d'une plage négligeable par rapport au système
20 d'entraînement dans son entier, et ces barres sont combinées en une structure à raccord à douille et tourillon, pour ajuster la hauteur totale du support de levage 42 en faisant coulisser ces barres l'une part rapport à l'autre avec un cylindre télescopique 43 entraîné par le moteur à impulsions.

25

De plus, un détecteur d'impulsions, par exemple un "inductosyn" peut être prévu sur le support de levage 42, et une commande à rétroaction de la hauteur, similaire à celle de la base coulissante 34, peut être effectuée à partir de signaux de position
30 verticale obtenus sur le détecteur de position décrit plus haut. Les parties coulissantes qui sont chacune constituées d'un raccord à douille et tourillon du support de levage 42 sont dotées de mécanisme de freinage non représenté en détail dans la figure, de sorte que le fonctionnement du support de levage 42 puisse être bloqué en cas
35 d'urgence.

Le plateau 52 de coulissement dans l'axe Y ancré au sommet du support de levage 42 présente une configuration allongée dans la direction de l'axe Y. Le plateau 52 du coulissement dans l'axe Y est orienté avec précision dans la direction de l'axe Y et est relié au
5 sommet du support de levage 42 dans sa partie centrale. Le plateau 52 de coulissement dans l'axe Y est essentiellement une structure rigide. Des rails similaires à ceux prévus sur la base 115 sont prévus sur le plateau 52 de coulissement dans l'axe Y, non représenté dans la figure et la plate-forme de lit 54 est placée sous les rails de manière à
10 pouvoir se déplacer dans la direction de l'axe Y. Un mécanisme de freinage est prévu sur la plate-forme de lit 54, et en cas d'urgence, le plateau 52 du coulissement dans l'axe Y peut être arrêté par rapport au plateau 52 de coulissement dans l'axe Y. Le signal de commande de position suivant l'axe Y émis par le système de commande du système
15 de positionnement dans la partie malade commandant la position d'un patient permet à la plate-forme de lit 54 de se déplacer dans la direction de l'axe Y. De plus, un détecteur de position, par exemple un "inductosyn", peut être prévu pour détecter la position relative du plateau 52 de coulissement dans l'axe Y et de la plate-forme de lit 54,
20 et la commande à rétroaction de la position dans l'axe Y, similaire à celle de la base coulissante 34, peut être réalisée sur base des signaux de position verticale obtenus du détecteur de position.

Ainsi que le montrent les figures 12 et 13, le petit axe isocentrique (axe i) 62 tournant autour de l'axe Z est prévu sur la
25 plate-forme de lit 54, et en plus, le mécanisme 60 d'entraînement à rotation isocentrique relative fait tourner l'axe i 62 par un moteur à impulsions et un mécanisme réducteur. La valeur de la rotation est décidée par un signal de commande de position en rotation émis par le
30 système de commande du dispositif de positionnement de la partie malade commandant la position d'un patient, qui fait tourner le socle de lit 64 installé à l'extrémité de l'axe i 62 de tourner de Θ_i degrés autour de l'axe i 62, parallèlement à l'axe Z. Un détecteur de rotation, tel qu'un encodeur de rotation, qui détecte un angle de rotation
35 relative de la plate-forme de lit 54 par rapport à l'axe i 62, peut être prévu sur le mécanisme 60 d'entraînement à rotation isocentrique

relative pour détecter l'angle de rotation de l'arbre de rotation, ce qui permet une commande à rétroaction de la rotation symétrique relative utilisant comme signal de rétroaction un signal de position en rotation provenant du détecteur de rotation.

5

Ainsi qu'on l'a montré dans la figure 12 et plus spécifiquement dans la figure 13, un mécanisme à charnière 130 est prévu sur le socle de lit 64, et un support de charnière 132 soutenant le lit 20 sur lequel un patient est placé est mis en rotation autour de l'axe de tangage (axe p) sur le socle de lit 64. La valeur de la rotation est déterminée en fonction d'un signal d'instruction de position de rotation émis par le système de commande du dispositif de positionnement de la partie malade qui commande la position du patient. La référence numérique 134 désigne un moteur d'axe p servant à faire tourner l'axe p, et constitué d'un moteur à impulsions, et il est prévu un encodeur rotatif 136 pour détecter les angles de rotation de l'arbre de rotation. Les angles de rotation de l'arbre de rotation peuvent être détectés par l'encodeur rotatif de la commande de l'axe p, et on peut ainsi réaliser une commande à rétroaction négative de l'angle de rotation de roulis, en utilisant comme signaux de rétroaction les signaux de commande de position de rotation obtenus de l'encodeur rotatif. Il est évident que l'axe p est également équipé d'un mécanisme de freinage.

10

15

20

25

30

35

Il est prévu un moteur d'axe r 140 pour faire osciller le lit 20 autour de l'axe de roulis (axe r) dans le socle à charnière 132. Un encodeur de rotation 142 qui détecte l'angle de rotation de l'axe r est fixé sur le moteur d'axe r 140. Le socle de lit 64 est équipé d'un mécanisme de freinage de telle sorte que l'on puisse arrêter le déplacement du lit 20 par rapport au socle de lit 64 en cas d'urgence. Un signal de commande de position émis par le système de commande du dispositif de positionnement de la partie malade commandant la position d'un patient fait tourner le lit 20 autour de l'axe r. De plus, la position relative du lit 20 par rapport au socle à charnière 132 est détectée sur base d'un signal émis par l'encodeur à rotation 142, et également une commande de l'angle de roulis basée sur une

rétroaction similaire à celle de la base coulissante 34 peut être réalisée en fonction du signal de position obtenu de l'encodeur rotatif.

Fondamentalement, le lit 20 tourne autour de l'axe r, mais
5 il peut également être mis en rotation autour de l'axe r par
actionnement manuel, à l'aide d'une poignée 78 prévue à l'extrémité
du lit 20. La valeur de la rotation est incrémentielle par rapport à la
valeur de la position en rotation obtenue de l'encodeur de rotation
142, et un encodeur de rotation 79 est prévu sur la tige de la poignée
10 78, pour obtenir la valeur de l'incrément. Le lit 20 est retenu en
rotation par rapport à l'axe r par un palier 22. D'autre part, un
mécanisme à engrenage 76 relie un arbre de rotation de la poignée 78
et l'axe r soutenant le lit 20, et un boîtier du mécanisme à engrenage
76 est ancré sur le lit 20. Le mécanisme à engrenage 76 permet de
15 tourner librement le lit 20 par rapport à l'axe r en tournant la poignée
78, mais la poignée 78 ne tourne pas, même lorsque l'axe r est mis en
rotation lorsque l'on utilise dans cette structure une tige filetée ou
similaire. Par conséquent, lorsque l'axe r est mis en rotation par le
moteur d'axe r 140, le lit 20 tourne sans que la poignée 76 tourne. Il
20 est prévu un capteur d'accélération 26 qui détecte l'accélération dans
les directions respectives de l'axe X, de l'axe Y et de l'axe Z.

La table de traitement est généralement constituée de
manière à être durable, et l'on peut essentiellement considérer que la
25 totalité du lit est une structure rigide, et la position du sommet du lit
20 sur lequel chaque axe est relié, et qui porte un corps humain d'un
poids de plusieurs dizaines de kilos, la position du lit 20, c'est-à-dire
la position d'une partie malade, s'abaisse par rapport à celle du lit 20
non chargé, mais la valeur de cette déformation est simulée et corrigée
30 lorsque le patient est effectivement amené dans une position
prédéterminée. En outre, les petites vibrations résultant du
déplacement provoqué par la respiration du corps humain pendant la
thérapie peuvent se produire dans l'ensemble du système de la table de
traitement, ce qui entraîne un déplacement de la partie malade. Dans
35 la table de traitement selon la présente invention, on a mesuré
préalablement et mis en mémoire comme valeur connue la constante de

temps de chaque axe non en charge. Il en résulte que le nombre total des vibrations lorsque le poids d'un corps humain est ajouté sur le lit 20 peut être calculé lors de la simulation. Lorsque le capteur d'accélération 26 détecte pendant une thérapie une accélération dans 5 les directions de l'axe X, de l'axe Y ou de l'axe Z, des signaux de vibration qui sont opposés en direction et égaux en amplitude à l'accélération détectée sont ajoutés à chaque axe pour maintenir stationnaire la position de la partie malade d'un patient.

10 Dans le présent mode de réalisation, tous les mécanismes sont actionnés électriquement, mais l'un quelconque des mécanismes peut être rendu apte à être actionné manuellement.

15 La présente invention est appliquée sur un dispositif de thérapie par faisceaux de protons dans son mode de réalisation décrit plus haut, mais on remarquera que la présente invention n'est pas limitée à ce dispositif mais peut être appliquée à d'autres dispositifs de thérapie par irradiation, tels que des dispositifs de thérapie à rayons X et à faisceau d'électrons.

20

LISTE DES MENTIONS DANS LES FIGURES

	Figure 2:
	Rotation gantry = portique de rotation
5	Preparation room = chambre de préparation
	Figure 5:
	Highest level = niveau supérieur
10	Lowest level = niveau inférieur
	Figure 14:
	Prior art = Technique antérieure
	Fast neutron beam = faisceau de neutrons rapides
	Proton beam = faisceau de protons
15	X-ray = Rayons X
	Electron beam = faisceau d'électrons
	Relative dose = dose relative
	Depth = profondeur
	Body surface = surface du corps
20	Ionisation magnitude = valeur de l'ionisation
	Small = petite
	Large = grande
	Speed of proton = vitesse des protons
	Fast = rapide
25	Slow = lente
	Interaction time = durée d'interaction
	Short = courte
	Long = longue
30	Figure 15:
	Prior art = technique antérieure
	Therapy device = dispositif de thérapie
	Attachment = annexe
35	Attendant facility device = dispositif auxiliaire

REVENDICATIONS

1. Système de lit pour thérapie par irradiation comportant un lit servant à maintenir un patient immobile lorsque le traitement est effectué en appliquant à une partie malade des rayonnements émis par une partie d'irradiation, caractérisé par :

un moyen de rotation pour faire tourner le lit indépendamment autour de trois axes perpendiculaires par rapport au patient et l'un à l'autre; et

un moyen de transfert parallèle pour transférer le lit indépendamment parallèlement en direction de trois axes perpendiculaires à une surface de plancher et l'un à l'autre.

2. Système de lit selon la revendication 1, caractérisé en ce que le centre de ladite rotation est placé dans une chambre d'irradiation lorsque le lit provenant de l'extérieur de la chambre d'irradiation est placé à l'intérieur de la chambre d'irradiation.

3. Système de lit selon la revendication 2, caractérisé en ce que le lit est placé dans un portique de rotation servant à permettre à une partie d'irradiation de tourner autour du lit.

4. Système de lit selon la revendication 3, caractérisé en ce que la base du système de lit est prévue dans une chambre de préparation, devant ledit portique de rotation.

5. Système de lit selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que ledit moyen de rotation comporte:

un support à charnière doté d'un moyen d'entraînement en rotation de roulis, pour faire tourner le lit autour de l'axe central de la direction longitudinale du lit;

un socle de lit doté d'un moyen d'entraînement en rotation de tangage, pour faire tourner une extrémité de la direction longitudinale du lit porté sur le support articulé, pour incliner une surface de lit; et

une plate-forme de lit pour soutenir le socle de lit et dotée d'un moyen d'entraînement en rotation isocentrique relative pour entraîner en rotation le socle de lit dans les directions du plan X-Y.

5 6. Système de lit selon la revendication 5, caractérisé en ce que ledit moyen d'entraînement à rotation de roulis est doté d'un mécanisme à poignée pour faire tourner le lit manuellement autour de l'axe central de la direction longitudinale du lit.

10 7. Système de lit selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que ledit moyen de transfert parallèle comporte:

 une table de coulissement dans l'axe Y dotée d'un moyen d'entraînement suivant l'axe Y, pour entraîner le lit ou la plate-forme
15 de lit en va-et-vient dans la direction de l'axe Y, depuis l'extérieur jusqu'à l'intérieur d'une chambre d'irradiation;

 une table de levage dotée d'un moyen d'entraînement suivant l'axe Z, pour entraîner la table du coulissement dans l'axe Y dans la direction de l'axe Z, vers le haut et vers le bas; et

20 une base dotée d'un moyen d'entraînement suivant l'axe X, pour entraîner la table de levage dans la direction de l'axe X, vers la gauche et vers la droite.

 8. Système de lit selon la revendication 7, caractérisé en
25 ce que ladite base est reliée à une surface de base d'un puits, et sur la surface supérieure du puits est prévu un plancher d'accès du type à chenille qui se déplace en même temps que le déplacement vers la gauche et vers la droite de la table de lit et qui recouvre une ouverture de puits lors du déplacement de la table de levage vers la droite et
30 vers la gauche.

 9. Système de lit selon l'une quelconque des revendications 7 et 8, caractérisé en ce que ledit moyen d'entraînement suivant l'axe Z est un cylindre télescopique du type à
35 plusieurs niveaux.

10. Système de lit selon l'une quelconque des revendications 7 à 9, caractérisé en ce que des mécanismes de freinage sont prévus entre un quelconque élément choisi parmi le support articulé, le socle de lit, la plate-forme de lit, la table de coulissement
5 suivant l'axe Y, la table de levage et la base, et leurs parties de support respectives.

11. Système de lit selon l'une quelconque des revendications 1 à 10, caractérisé en ce que le lit comporte un capteur
10 d'accélération qui détecte l'accélération créée dans la direction des trois dimensions, le système comportant également un moyen de commande qui délivre une commande d'entraînement auxdits moyens de rotation et auxdits moyens de transfert parallèle, de telle sorte que
15 ces moyens d'entraînement soient entraînés dans la direction qui diminue la sortie du capteur d'accélération.

12. Système de lit selon l'une quelconque des revendications 7 à 11, caractérisé en ce que deux mécanismes de freinage, à friction et à blocage, sont prévus entre la table de levage et
20 la base.

13. Système de lit selon l'une quelconque des revendications 7 à 12, caractérisé en ce qu'un moyen d'entraînement
quelconque parmi les moyens de rotation et les moyens de transfert
25 parallèle est entraîné à l'aide d'une commande à réaction négative qui compare une position de consigne et une position présente de manière à maintenir toujours la même position.

FIG.1

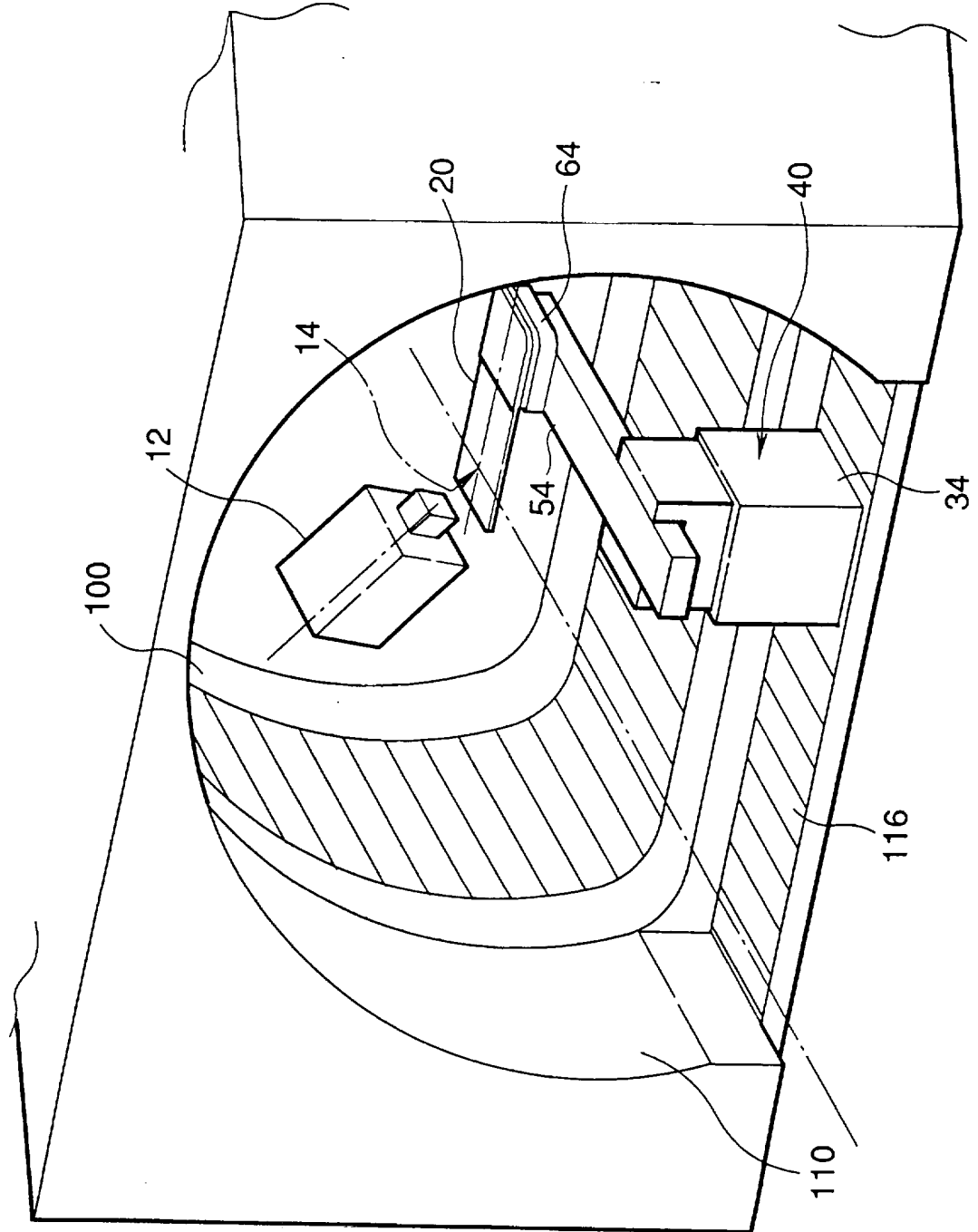


FIG.3

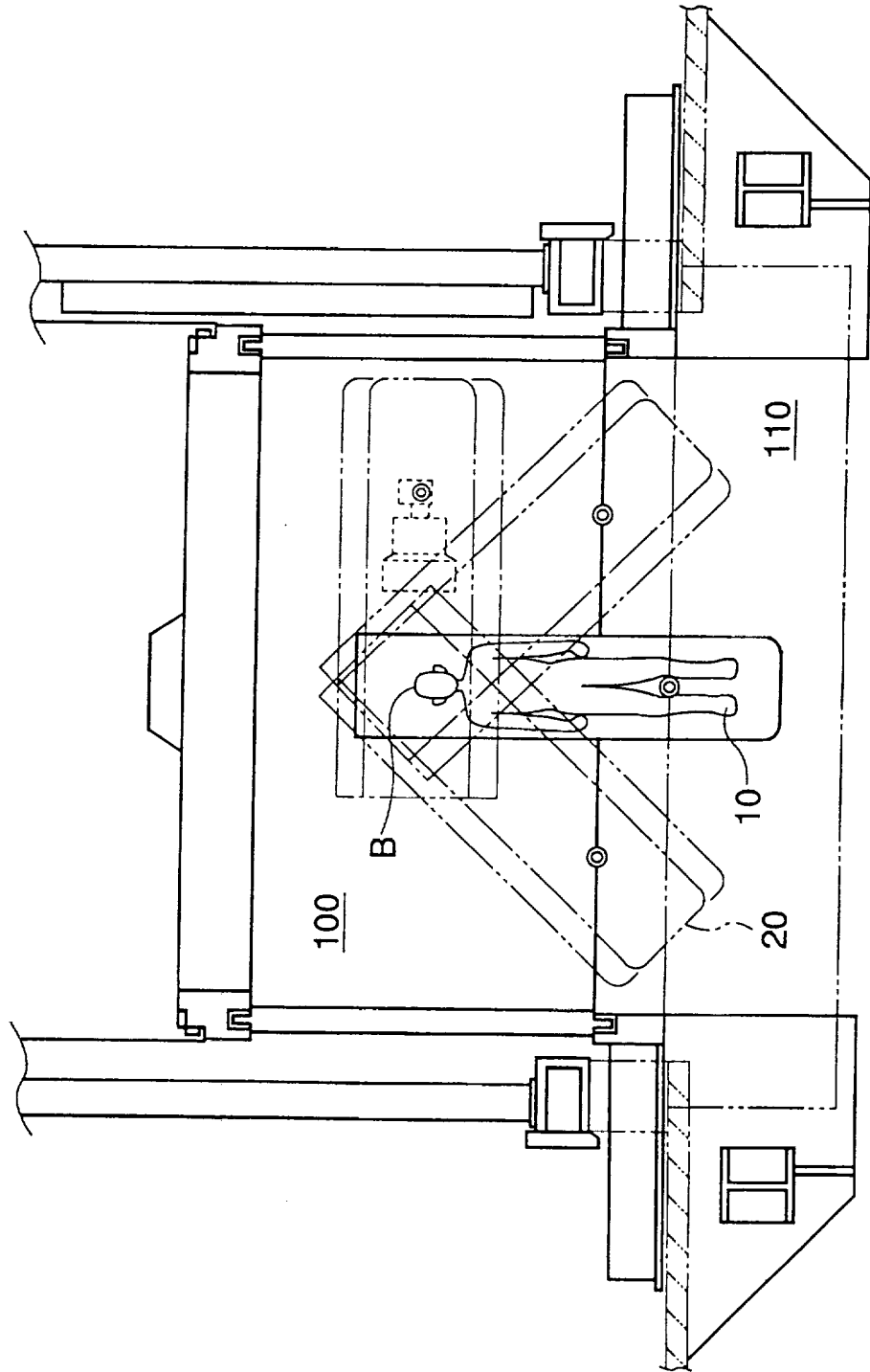


FIG.4

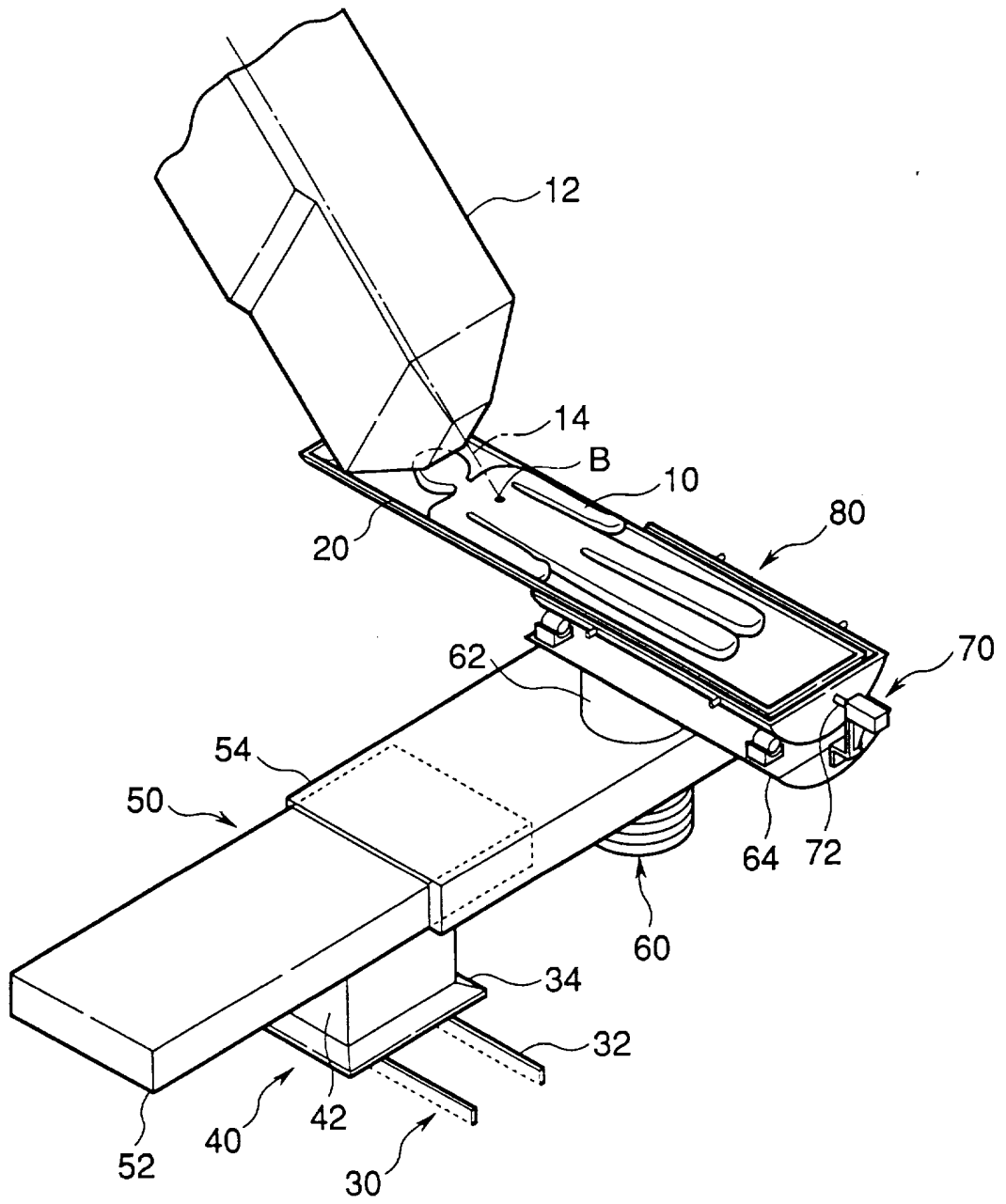


FIG.5

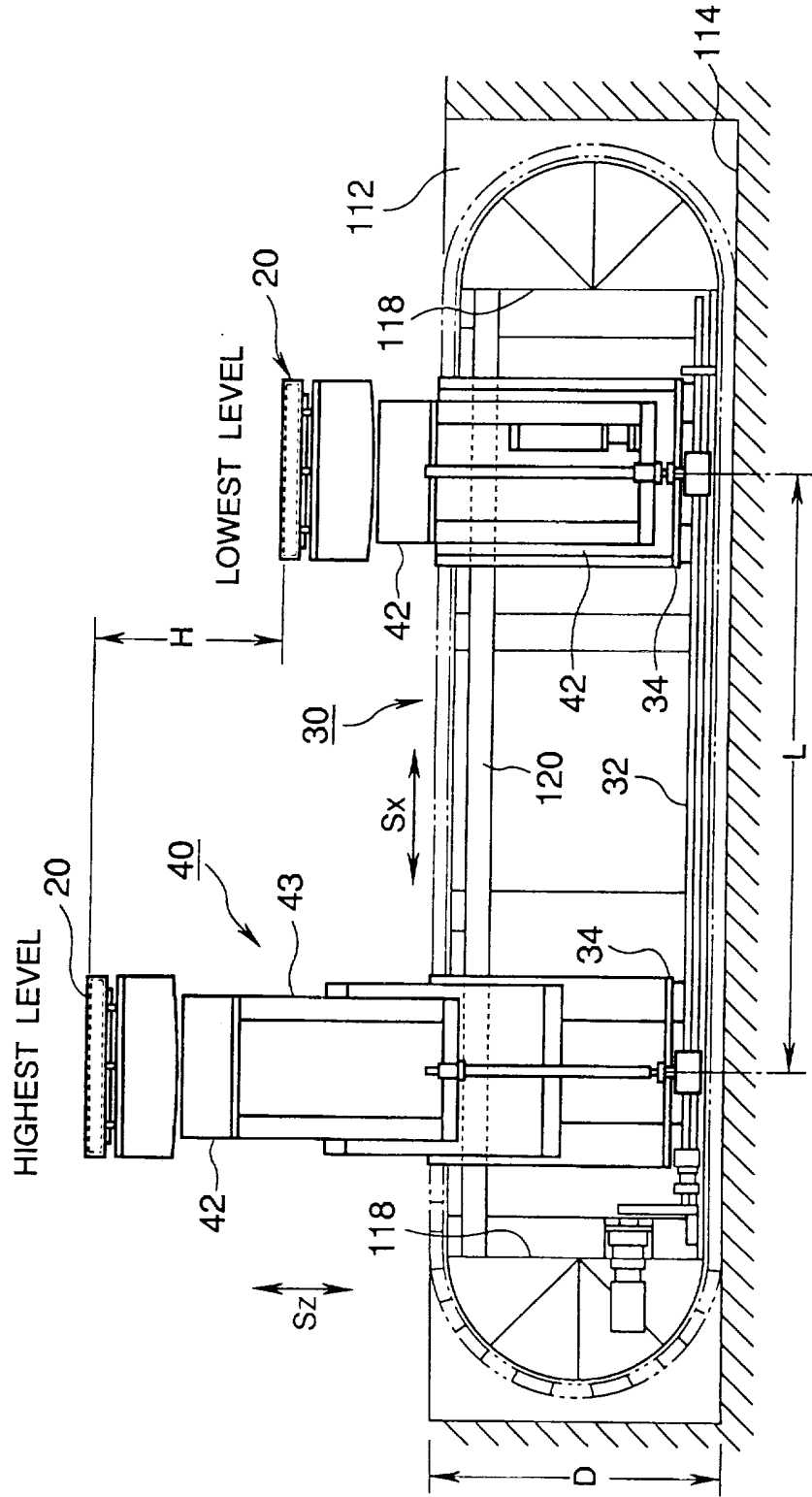


FIG.6

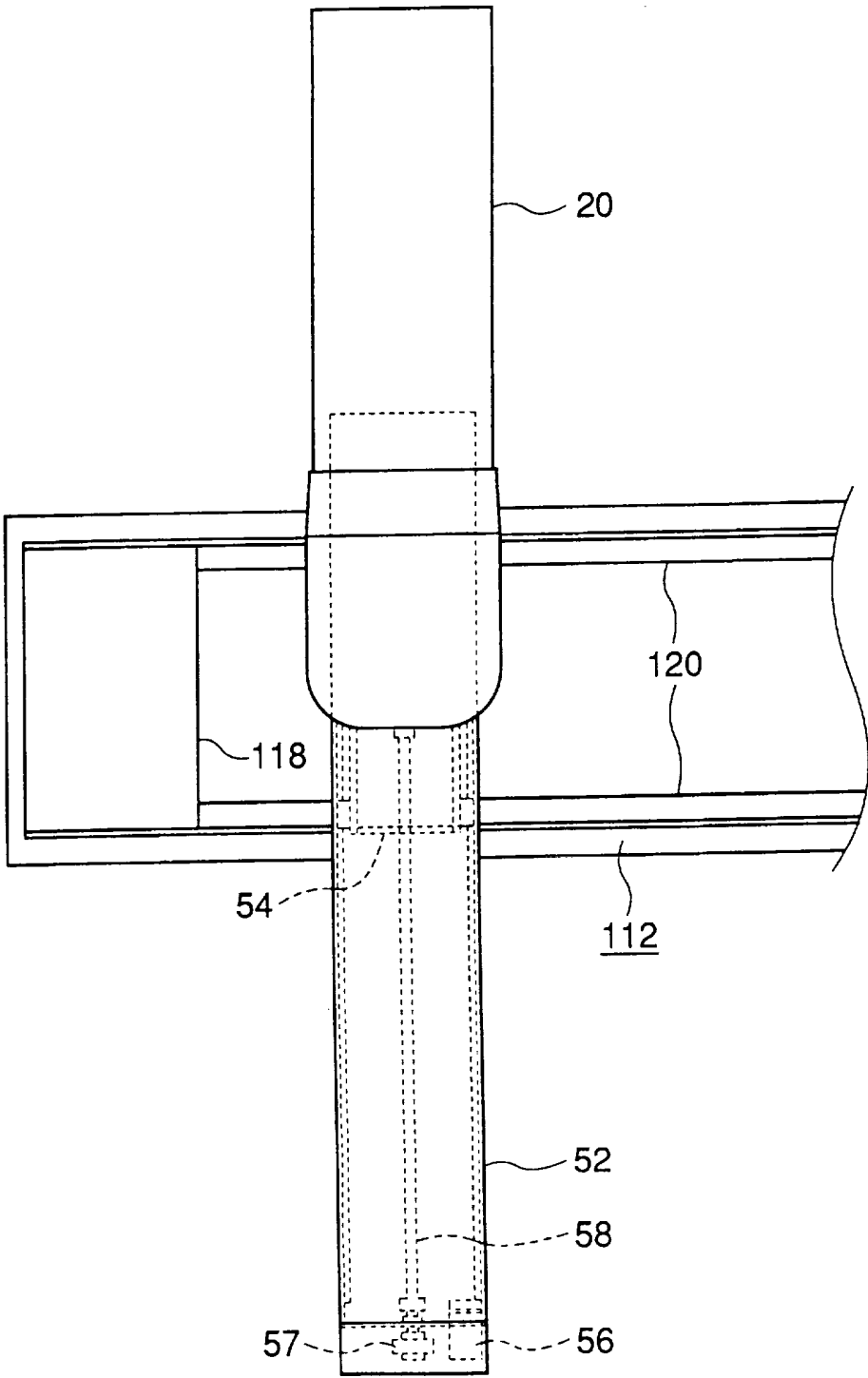


FIG.8

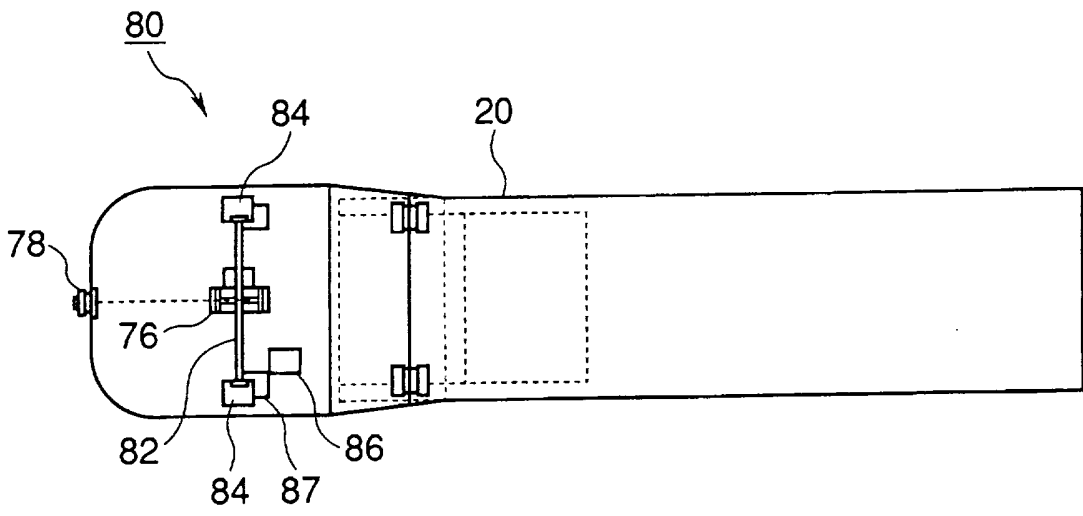


FIG.9

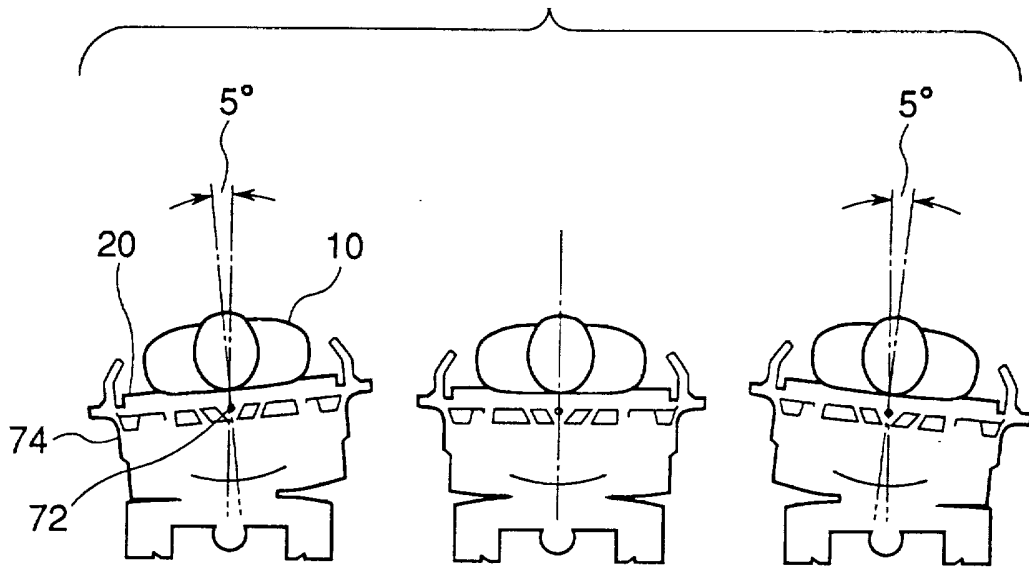


FIG.10

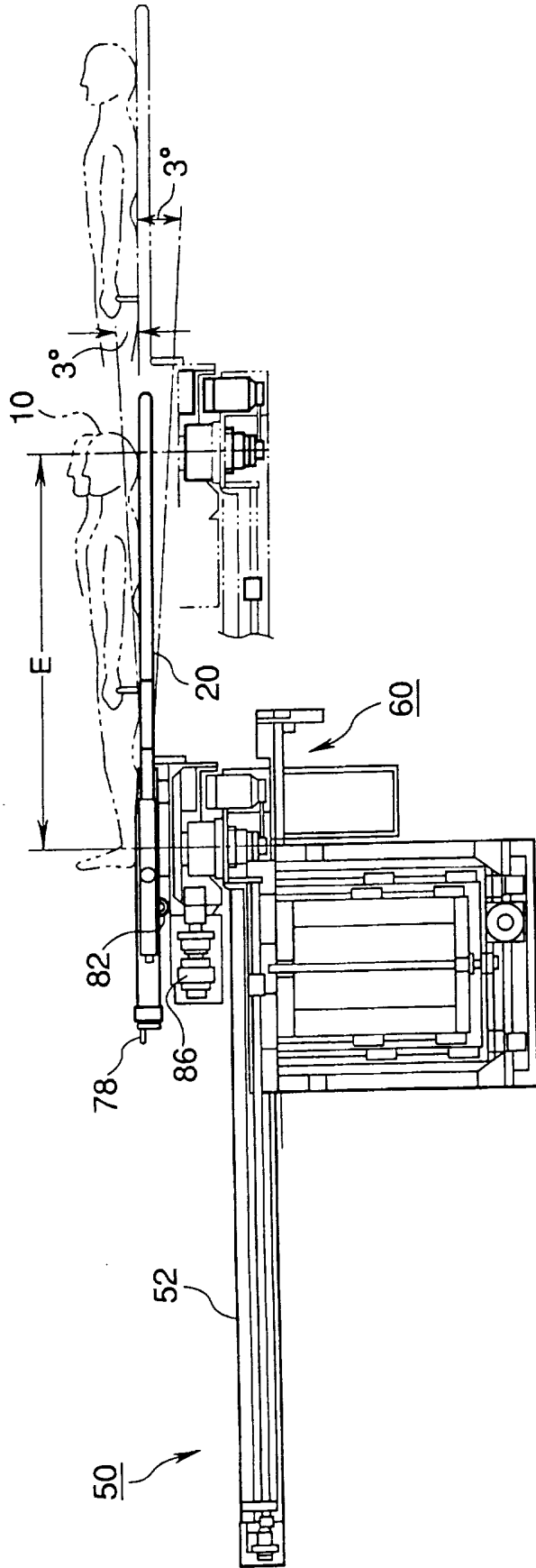


FIG.11

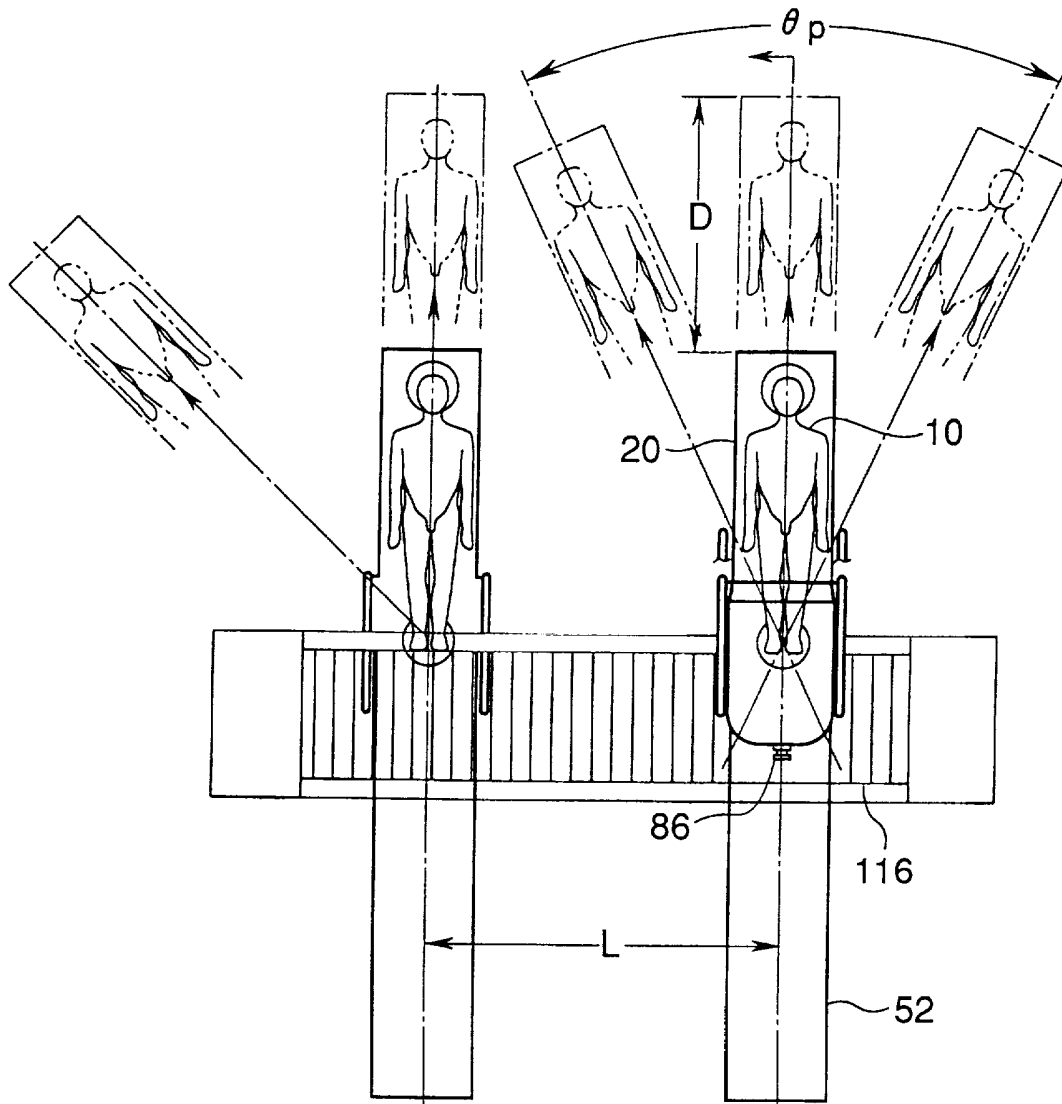


FIG.12

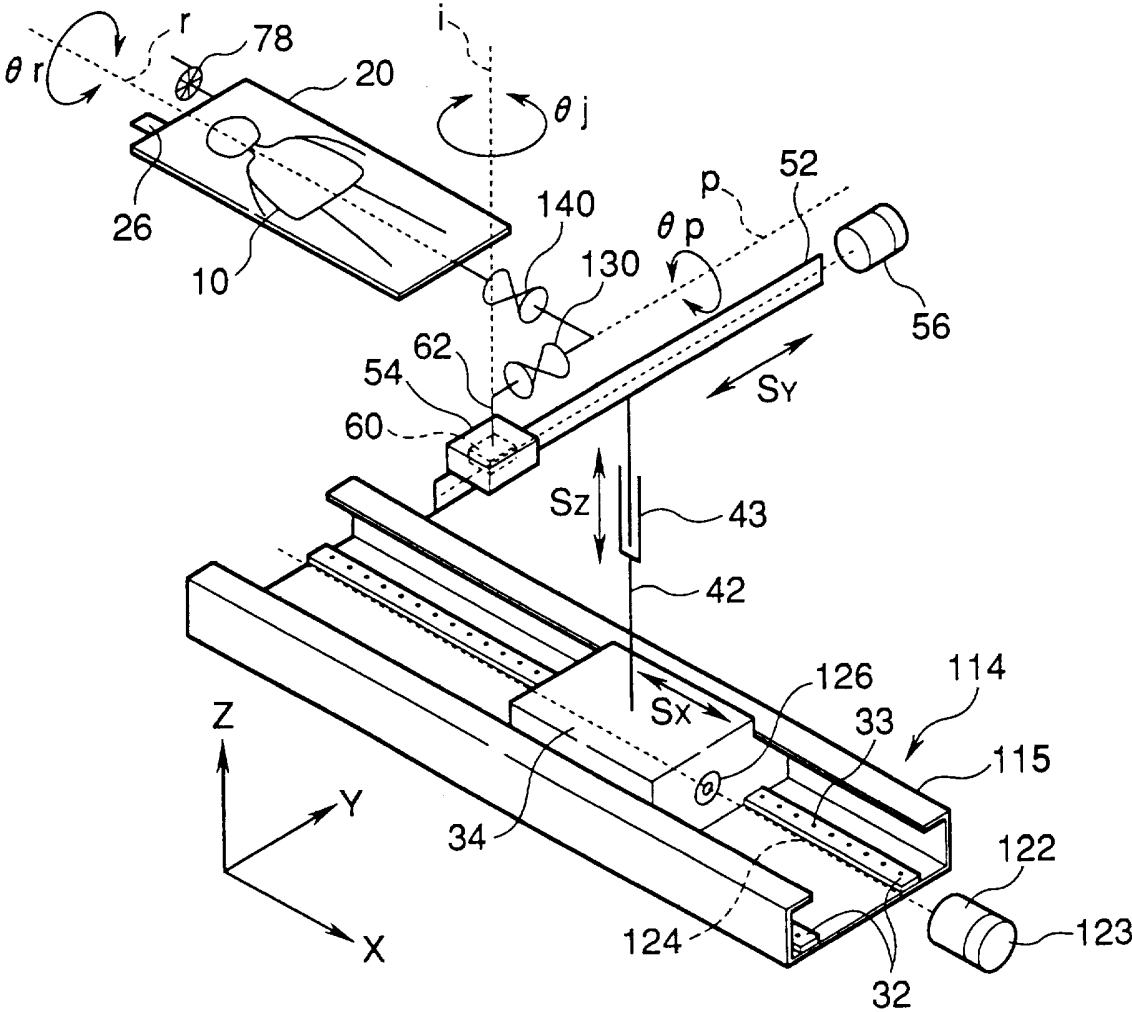


FIG.13

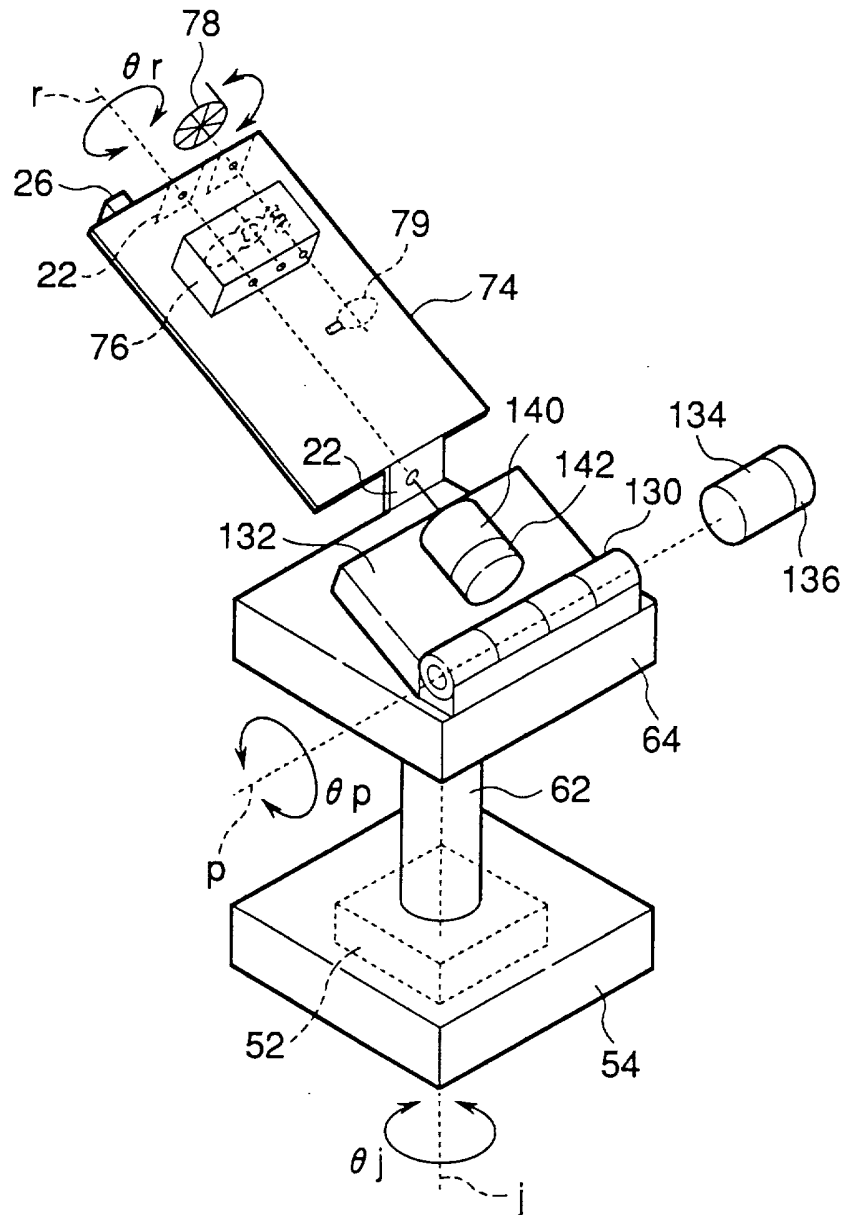
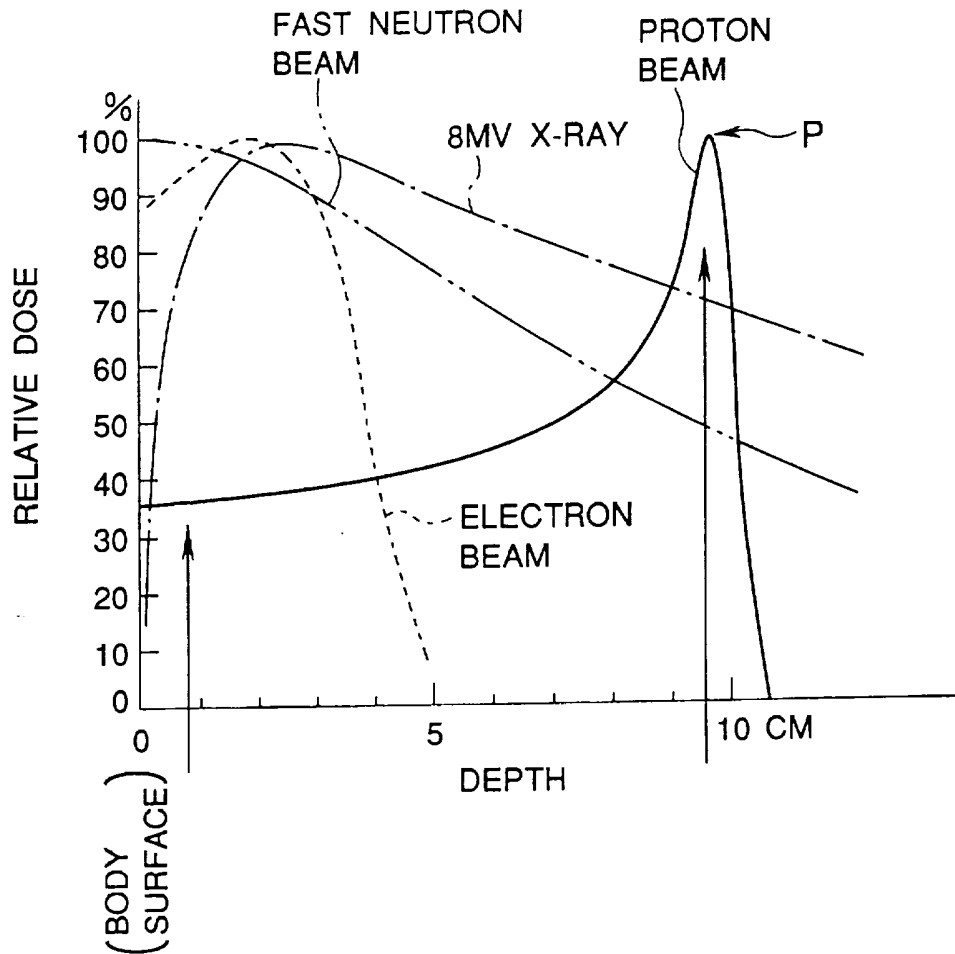


FIG.14



IONIZATION MAGNITUDE SMALL

LARGE

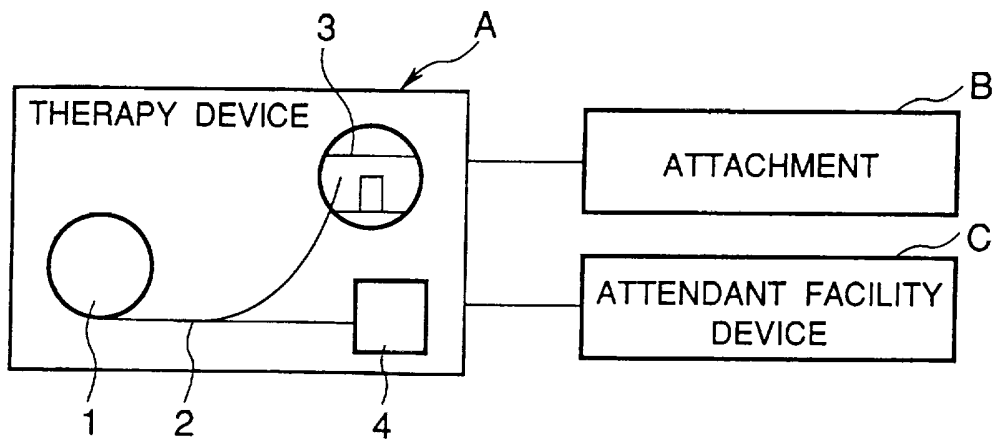
PROTON SPEED FAST

SLOW

INTERACTION TIME SHORT

LONG

FIG.15





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

BO 7145
BE 9800585

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	EP 0 283 082 A (PHILIPS NV) 21 septembre 1988 (1988-09-21) * abrégé *	1	A61B6/04 A61N5/10
A	US 4 912 754 A (VAN STEENBURG KIP P) 27 mars 1990 (1990-03-27) * abrégé *	1	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.7)
			A61B A61N
		Date d'achèvement de la recherche	Examineur
		27 avril 2000	Martelli, L
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	

1
EPO FORM 1503 03 82 (P04C48)

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

B0 7145
BE 9800585

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.

27-04-2000

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
EP 0283082 A	21-09-1988	JP 63249579 A US 4924781 A	17-10-1988 15-05-1990
US 4912754 A	27-03-1990	US 5048071 A	10-09-1991