



MINISTERE DES AFFAIRES ECONOMIQUES

NUMERO DE PUBLICATION : 1012371A5

NUMERO DE DEPOT : 09800935

Classif. Internat. : H05H G21K

Date de délivrance le : 03 Octobre 2000

---

Le Ministre des Affaires Economiques,

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 24 Décembre 1998 à 24H00 à l'Office de la Propriété Industrielle

## ARRETE:

ARTICLE 1.- Il est délivré à : ION BEAM APPLICATIONS Société Anonyme  
chemin du Cyclotron 3, B-1348 LOUVAIN-LA-NEUVE(BELGIQUE)

représenté(e)(s) par : VAN MALDEREN Joëlle, OFFICE VAN MALDEREN, Place Reine  
Fabiola 6/1 - B 1083 BRUXELLES.

un brevet d'invention d'une durée de 20 ans, sous réserve du paiement des taxes  
annuelles, pour : PROCEDE DE TRAITEMENT D'UN FAISCEAU DE PROTONS ET DISPOSITIF  
APPLIQUANT CE PROCEDE.

INVENTEUR(S) : Jongen Yves, avenue des Cîteaux 16, B-1348 Louvain-La-Neuve (BE)

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 03 Octobre 2000  
PAR DELEGATION SPECIALE :

LE DELEGUE  
CONSEILLER

5

10 PROCEDE DE TRAITEMENT D'UN FAISCEAU DE PROTONS ET  
DISPOSITIF APPLIQUANT CE PROCEDE

Objet de l'invention

La présente invention se rapporte à un procédé de traitement d'un faisceau de protons, notamment  
15 destiné à l'irradiation d'un volume cible.

La présente invention se rapporte également au dispositif pour la mise en oeuvre dudit procédé.

Le domaine d'application est la protonthérapie utilisée en particulier dans le cas du  
20 traitement du cancer, où il est nécessaire de proposer un procédé et dispositif d'irradiation d'un volume cible constituant la tumeur à traiter.

Etat de la technique

25 La radiothérapie est l'une des voies possibles pour le traitement du cancer. Elle se base sur l'irradiation du patient, plus particulièrement de sa tumeur, à l'aide de rayonnements ionisants. Dans le cas particulier de la protonthérapie, l'irradiation est  
30 réalisée à l'aide d'un faisceau de protons. C'est la dose de radiation ainsi délivrée à la tumeur qui est responsable de sa destruction.

Dans ce contexte, il importe que la dose prescrite soit effectivement délivrée au sein du volume

cible défini par le radiothérapeute, tout en épargnant autant que possible les tissus sains et les organes critiques avoisinants. On parle de "conformation" de la dose délivrée au volume cible. En protonthérapie, on connaît différentes méthodes pouvant être utilisées à cet effet, qui sont regroupées en deux catégories : les méthodes dites passives et les méthodes dites actives.

Qu'elles soient actives ou passives, ces méthodes ont pour but commun de manipuler un faisceau de protons produit par un accélérateur de particules de manière à assurer la couverture complète du volume cible selon les trois dimensions : la "profondeur" (dans la direction du faisceau) et, pour chaque profondeur, les deux dimensions définissant le plan perpendiculaire au faisceau. Dans le premier cas, on parlera de "modulation" de la profondeur, ou encore de modulation du parcours des protons dans la matière, alors que dans le deuxième cas, on parlera de la mise en forme du champ d'irradiation dans le plan perpendiculaire au faisceau.

Les méthodes passives utilisent un dégradeur d'énergie pour ajuster le parcours des protons à leur valeur maximale, correspondant au point le plus profond de la zone à irradier, associé à une roue tournante d'épaisseur variable pour réaliser la modulation du parcours (ce dernier dispositif étant ainsi appelé modulateur de parcours). La combinaison de ces éléments avec un "compensateur de parcours" (ou encore "bolus") et un collimateur spécifique, permet d'obtenir une distribution de dose bien conforme à la partie distale du volume cible. Toutefois, un inconvénient majeur de cette méthode réside dans le fait que les tissus sains situés en aval de la partie proximale en dehors du volume cible sont eux aussi parfois soumis à des doses importantes. De plus, la nécessité d'utiliser un compensateur et un collimateur

spécifique au patient et à l'angle d'irradiation alourdit la procédure et en augmente le coût.

Par ailleurs, en vue d'élargir les faisceaux étroits délivrés par l'accélérateur et le système de transport de faisceau, et ceci de manière à couvrir les grandes surfaces de traitement exigées par la radiothérapie, ces méthodes utilisent généralement un système composé d'un double diffuseur. Cependant, les protons perdent de l'énergie dans ces diffuseurs, et de grands champs d'irradiation aux profondeurs les plus grandes sont dès lors difficiles à obtenir à moins de disposer d'une "réserve en énergie" par le biais de l'utilisation d'un accélérateur délivrant des protons d'une énergie bien supérieure à celle qui est nécessaire pour atteindre les zones les plus profondes à l'intérieur du corps humain. Or, il est bien connu que le coût de tels accélérateurs susceptibles de fournir des protons augmente proportionnellement avec l'énergie. Malgré ces inconvénients, les méthodes passives ont été largement utilisées dans le passé et le sont encore aujourd'hui. On peut citer comme exemple de méthode passive, la méthode dite de "double diffusion" bien connue dans l'état de la technique.

Les méthodes dites actives ont pour but de résoudre certains ou parfois même tous les problèmes liés aux méthodes passives. Il existe en fait plusieurs types de méthodes actives. Une première série d'entre elles utilisent une paire d'aimants pour balayer le faisceau sur une surface circulaire ou rectangulaire. C'est le cas par exemple des méthodes dites de "wobbling" et de "raster scanning". Selon certaines de ces méthodes, le faisceau balayé est modulé par un modulateur de parcours similaire à ceux utilisés dans les méthodes passives. On continue à utiliser, dans ce cas, des collimateurs fixes et des

compensateurs de parcours. Selon d'autres méthodes, le volume à traiter est découpé en plusieurs tranches successives, correspondant à des profondeurs successives. Chaque tranche est ensuite balayée par le faisceau, à l'aide des deux aimants de balayage, de manière à couvrir une surface dont les contours sont adaptés à la forme de la tumeur à traiter. Cette forme peut être différente pour chacune des tranches à traiter et est définie à l'aide d'un collimateur variable composé de multiples lames mobiles. On connaît par W. Chu, B. Ludewigt et T. Renner (*Rev. Sci. Instr.* 64, pp. 2055 (1993)) un exemple de ce type de méthode. Grâce à ces méthodes, on peut traiter de grands champs d'irradiation, même aux points les plus profonds du volume à traiter. Cependant, il est parfois nécessaire, selon certaines formes de réalisation basées sur ces méthodes, de continuer à utiliser un bolus et un compensateur. Dans le cas des méthodes qui mettent en oeuvre le découpage par tranches, une meilleure conformation est obtenue entre la dose délivrée et le volume à traiter, pour chaque tranche. Cependant, il est nécessaire, pour chaque tranche d'irradiation, d'adapter le collimateur multi-lames au contour de la section du volume à traiter. La qualité de la conformation dépendra, bien entendu, de la "finesse" du découpage en tranches.

Pour s'affranchir de la nécessité d'utiliser des compensateurs et des collimateurs, même multi-lames, et pour obtenir la meilleure conformation possible de la dose délivrée au volume à traiter, une deuxième série de méthodes actives se sert des aimants de balayage pour définir le contour de la zone à irradier, pour chaque plan d'irradiation, et réalise un découpage à trois dimensions du volume à traiter en de multiples points. Comme pour la première famille de méthodes actives, le déplacement du faisceau selon la dimension longitudinale, dans la

direction du faisceau, se fera soit en modifiant l'énergie au niveau de l'accélérateur, soit en utilisant un dégradeur d'énergie. Celui-ci pourra être situé à la sortie de l'accélérateur ou, à l'opposé, dans la tête d'irradiation, près du patient. Après découpage du volume à irradier en de nombreux petits volumes ("voxels"), chacun de ces volumes se voit délivrer la dose voulue à l'aide d'un fin faisceau balayé en trois dimensions. Les collimateurs spécifiques et autres compensateurs ne sont plus nécessaires. On connaît par E. Pedroni et al. (*Med. Phys.* 22(1) (1995)) un exemple de mise en oeuvre de ce principe. Selon cette réalisation, la dose est déposée par le balayage, selon les trois dimensions, d'un "spot" produit par un faisceau étroit. C'est la technique dite de "pencil beam scanning". La superposition d'un nombre très élevé de ces éléments de dose individuels, délivrés de façon statique, permet d'obtenir une conformation parfaite de la dose au volume cible. Selon cette réalisation, le changement de la position du spot se fait toujours avec le faisceau arrêté. Le déplacement le plus rapide du spot se fait à l'aide d'un aimant défecteur (le "sweeper magnet"). Le mouvement selon le deuxième axe de balayage se fait à l'aide d'un dégradeur ("range shifter"), situé dans la tête d'irradiation, qui permet de balayer le spot selon la profondeur. Enfin, la troisième direction est parcourue grâce au mouvement de la table qui supporte le patient. La position et la dose correspondant à chaque spot sont prédéterminées à l'aide d'un système informatique de planification du traitement. Lors de chaque mouvement du faisceau, c'est-à-dire lors de chaque déplacement du spot, le faisceau est interrompu. Cela se fait à l'aide d'un aimant qui a pour mission de dévier le faisceau vers une direction autre que celle du traitement ("fast kicker magnet").

Ce mode de mise en oeuvre des méthodes dites actives apporte une solution aux problèmes rencontrés par les autres techniques citées précédemment, et il permet d'obtenir la meilleure conformation possible de la dose  
5 délivrée au volume à traiter. Cependant, il souffre également de quelques inconvénients. Premièrement, la nécessité d'interrompre le faisceau avant chaque changement de la position du spot a pour conséquence d'allonger considérablement la durée du traitement. Ensuite, le  
10 déplacement de la table sur laquelle se trouve le patient est généralement mal perçu par les radiothérapeutes, qui préfèrent éviter toute action pouvant avoir comme conséquence le mouvement des organes à l'intérieur du corps du patient. Enfin, l'utilisation du dégradeur ("range  
15 shifter") en aval, juste avant le patient, a pour effet de détériorer certaines des caractéristiques du faisceau.

On connaît également par G. Kraft et al. (*Hadrontherapy in Oncology*, U. Amaldi and B. Larsson, editors, Elsevier Science (1994)) un autre exemple de mise  
20 en oeuvre d'une méthode active, développée particulièrement pour les faisceaux d'ions lourds. Ici aussi, le volume à traiter est découpé en une série de tranches successives. Selon cette réalisation, le balayage en profondeur du spot, pour passer d'une tranche à l'autre, est effectué en  
25 changeant l'énergie du faisceau directement au niveau de l'accélérateur, qui est dans ce cas un synchrotron. Chaque tranche du volume à traiter est parcourue une seule fois par le spot, le balayage de celui-ci étant réalisé à l'aide de deux aimants de balayage, dans les directions X et Y (la  
30 direction Z étant celle du faisceau, dans le sens de la profondeur). Le balayage se fait sans interruption du faisceau, à intensité constante. La vitesse de balayage est variable et est fixée en fonction de la dose à délivrer dans chaque élément de volume. Elle est également ajustée

de manière à tenir compte des éventuelles fluctuations de l'intensité du faisceau. Ainsi, cette méthode permet de s'affranchir de la plupart des inconvénients liés aux méthodes décrites plus haut. Cependant, cette méthode a été  
5 spécialement développée pour des ions lourds produits par un synchrotron dont l'énergie peut être variée "pulse par pulse". De plus, ce système irradie une seule fois chaque tranche du volume à traiter, ce qui peut poser des problèmes en cas de mouvement d'organes en cours  
10 d'irradiation (par exemple lorsque le volume cible est affecté par la respiration).

#### Buts de l'invention

La présente invention vise à proposer un  
15 procédé et un dispositif de traitement d'un faisceau de protons qui évite les inconvénients des méthodes décrites précédemment tout en permettant de délivrer une dose avec le plus de flexibilité possible.

En particulier, la présente invention vise à  
20 proposer un procédé et un dispositif qui s'affranchissent d'un grand nombre d'éléments auxiliaires tels que collimateurs, compensateurs, diffuseurs ou même modulateurs de parcours.

La présente invention vise en outre à  
25 proposer un procédé et un dispositif qui permettent de s'affranchir du mouvement du patient.

#### Eléments caractéristiques de la présente invention

La présente invention se rapporte à un  
30 procédé de traitement d'un faisceau de protons notamment destiné à l'irradiation d'un volume cible, caractérisé en ce que l'on produit un faisceau de protons à l'aide d'un accélérateur en vue d'obtenir un spot étroit dirigé vers le volume cible, et en ce que l'on fait varier simultanément

la vitesse de balayage dudit spot et l'intensité du faisceau de protons. En outre, on modifie l'énergie du faisceau de protons de préférence immédiatement après l'extraction de l'accélérateur.

5 Le spot se déplace ainsi au sein du volume cible selon les trois dimensions.

Le volume cible est découpé en plusieurs plans successifs perpendiculaires à la direction du faisceau, correspondant à des profondeurs successives, le  
10 déplacement du spot selon la profondeur d'un plan à l'autre se faisant en modifiant l'énergie du faisceau de protons.

De préférence, les mouvements dans un plan d'irradiation sont effectués à l'aide de deux aimants situés de préférence dans la tête d'irradiation. Le  
15 mouvement du spot d'un plan d'irradiation à l'autre s'effectue en modifiant l'énergie du faisceau de protons à l'aide d'un dégradeur d'énergie.

De manière avantageuse, on observe que le déplacement du spot peut s'effectuer sans interruption du  
20 faisceau. En outre, les contours des surfaces dans chaque plan d'irradiation sont contrôlés par des éléments de balayage.

La présente invention se rapporte également au dispositif de traitement pour la mise en œuvre du  
25 procédé décrit ci-dessus, et qui comprend un accélérateur de particules tel qu'un cyclotron en vue d'obtenir un spot dirigé vers le volume cible associé à un moyen permettant d'obtenir une variation de l'énergie dudit faisceau en vue d'obtenir un déplacement du spot selon la profondeur, et à  
30 des moyens de balayage, et en particulier des aimants de scanning, permettant d'obtenir un balayage du spot selon les deux directions perpendiculaires à ladite direction du spot.

Ce dispositif comprend en outre des dispositifs de détection tels que des chambres d'ionisation et/ou éléments de diagnostic permettant d'effectuer des mesures en vue de vérifier la conformation au volume cible.

5

#### Brève description des figures

La figure 1 représente les diverses méthodes utilisées selon l'état de la technique en protonthérapie et qui sont soit de type passif, soit de type actif.

10

La figure 2 représente le dispositif destiné à permettre l'irradiation pour le traitement d'un volume cible.

#### 15 Description d'une forme d'exécution préférée de l'invention

La figure 1 représente les diverses méthodes de l'état de la technique décrites dans le chapitre précédent, et qui peuvent être soit de type passif, soit de type actif.

20

La présente invention vise à proposer un procédé et un dispositif de traitement d'un faisceau de protons visant à permettre l'irradiation d'un volume cible constituant la tumeur à traiter dans le cas d'un cancer et qui présentent des améliorations par rapport à l'état de la technique décrit à la figure 1.

25

Dans ce but, on vise à déplacer un spot produit à l'aide de ce faisceau de protons selon les trois dimensions directement dans le corps du patient afin de parcourir dans les trois dimensions le volume cible.

30

A la figure 2, on a représenté en partie le dispositif pour la mise en oeuvre du procédé selon la présente invention. Selon une forme d'exécution préférée, un cyclotron (non représenté) est utilisé pour produire un faisceau de protons générant un spot 100 à déplacer. On

prévoit des moyens (également non représentés) permettant de modifier l'énergie du faisceau de protons immédiatement après son extraction de l'accélérateur pour permettre le déplacement du spot selon la dimension longitudinale, c'est-à-dire dans la direction du faisceau, afin de définir les différents plans successifs Z d'irradiation au sein du volume cible.

En effet, le volume cible est découpé en plusieurs tranches successives correspondant à des profondeurs différentes. Chaque tranche ou chaque plan d'irradiation est ensuite balayé à l'aide des aimants 1 et 2 de nombreuses fois par ledit spot, ligne par ligne, de manière à couvrir une surface dont les contours seront généralement différents pour chaque tranche.

Les contours des surfaces à irradier sur chaque plan sont contrôlés par les aimants de balayage 1 et 2. Chacun de ces aimants permet d'effectuer un balayage soit dans la direction X, soit dans la direction Y.

En vue de modifier l'énergie du faisceau émis, on utilise de préférence un dégradeur d'énergie, et plus particulièrement un dégradeur d'énergie présentant des caractéristiques similaires à celles décrites dans la demande de brevet déposée par le Titulaire à ce sujet.

On observe ainsi de manière particulièrement avantageuse que le procédé et le dispositif selon la présente invention n'utilisent pas des éléments tels que des collimateurs, des compensateurs, des diffuseurs ou des modulateurs de parcours, ce qui allège particulièrement la mise en oeuvre dudit procédé.

En outre, on observe que selon la présente invention, aucun mouvement du patient n'est prévu. La procédure d'irradiation qui en résulte en sera allégée, plus rapide et plus précise. De ce fait, elle sera également moins coûteuse. On obtiendra ainsi une meilleure

En outre, on observe que selon la présente invention, aucun mouvement du patient n'est prévu. La procédure d'irradiation qui en résulte en sera allégée, plus rapide et plus précise. De ce fait, elle sera également moins coûteuse. On obtiendra ainsi une meilleure conformation de la dose délivrée au volume à traiter, et ceci en un temps minimum.

Selon une caractéristique particulièrement avantageuse, on observe que le déplacement du spot sur chaque plan d'irradiation se fait sans interruption du faisceau, ce qui permet un gain de temps considérable et diminue le risque de sous-dosage entre deux points d'irradiation consécutifs.

Selon la méthodologie mise en oeuvre, on prévoit de parcourir chaque plan à plusieurs reprises afin de limiter la dose délivrée point par point lors de chaque passage, ce qui augmente la sécurité tout en limitant les problèmes dus aux mouvements des organes à l'intérieur du corps comme la respiration.

De manière préférée, la dose délivrée lors de chaque passage représente environ 2% de la dose totale à délivrer.

En prévoyant de faire varier simultanément la vitesse de balayage du spot et l'intensité du faisceau de protons, on permet d'obtenir un ajustement de la dose à délivrer pour chaque élément de volume avec une flexibilité accrue.

En outre, on augmente également la sécurité de cette manière, En effet, tout problème lié à une imprécision de l'un des deux paramètres sera automatiquement corrigé par l'autre.

La méthodologie mise en oeuvre consiste à déterminer la dose correspondant à chaque spot en prédéterminant l'intensité du faisceau et la vitesse de

balayage pour chaque volume d'irradiation (ou voxel), ceci à l'aide d'un système informatique de planification et de traitement. Au cours de l'irradiation, des cartes de doses sont établies en permanence à l'aide de mesures effectuées  
5 par des dispositifs de détection tels que des chambres d'ionisation 3 et autres éléments de diagnostic. L'intensité du faisceau et la vitesse de balayage seront instantanément recalculées et réajustées de manière à assurer que la dose prescrite soit effectivement délivrée  
10 dans le volume cible.

5

REVENDEICATIONS

1. Procédé de traitement d'un volume cible par un faisceau de particules, en particulier des protons, dans lequel on produit ce faisceau de particules à l'aide d'un accélérateur et on réalise à partir de ce faisceau un spot étroit dirigé vers le volume cible, caractérisé en ce que l'on fait varier simultanément la vitesse de balayage dudit spot et l'intensité du faisceau de particules.

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'on déplace le spot au sein d'un volume cible selon les trois dimensions.

3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que le déplacement dans les deux directions perpendiculaires à la direction du faisceau s'effectue de manière continue.

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le volume cible est découpé en plusieurs plans successifs perpendiculaires à la direction du faisceau, correspondant à des profondeurs successives, le déplacement du spot selon la profondeur d'un plan à l'autre se faisant en modifiant l'énergie du faisceau de particules.

5. Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que l'on modifie l'énergie du faisceau de particules immédiatement après l'extraction de l'accélérateur.

6. Procédé selon la revendication 4 ou 5, caractérisé en ce que les mouvements dans un plan

d'irradiation sont effectués à l'aide de deux aimants de balayage (1 et 2) situés de préférence dans la tête d'irradiation.

5 7. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le déplacement du spot s'effectue sans interruption du faisceau.

10 8. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que les contours des surfaces dans chaque plan d'irradiation sont contrôlés par des aimants de balayage (1 et 2).

9. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le spot balaie de nombreuses fois chaque plan d'irradiation.

15 10. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le mouvement du spot d'un plan d'irradiation à l'autre s'effectue en modifiant l'énergie du faisceau de particules à l'aide d'un dégradeur d'énergie.

20 11. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que la commande simultanée des aimants de balayage (1, 2) et de l'intensité du courant du faisceau de particules est exécutée à l'aide d'un algorithme de planification des  
25 trajectoires desdites particules en y associant une boucle de régulation corrigeant en temps réel lesdites trajectoires.

30 12. Dispositif de traitement d'un volume cible par un faisceau de particules, notamment de protons, comprenant un accélérateur de particules tel qu'un cyclotron permettant d'obtenir un spot dirigé vers le volume cible associé à des moyens de balayage (1 et 2) et en particulier des aimants de scanning permettant d'obtenir un balayage dudit spot dans les deux directions

perpendiculaires à la direction du spot et des moyens permettant d'obtenir une variation de l'intensité dudit faisceau de particules.

13. Dispositif selon la revendication 12, 5 caractérisé en ce qu'il comprend des moyens permettant d'obtenir une variation de l'énergie dudit faisceau en vue d'obtenir un déplacement du spot selon la profondeur du volume cible.

14. Dispositif selon la revendication 12 ou 10 13, caractérisé en ce qu'il comprend au moins un dispositif de détection tel qu'une chambre d'ionisation (3) et/ou un élément de diagnostic permettant d'effectuer des mesures en vue de vérifier la conformation de la dose d'irradiation au volume cible.

15 15. Procédé de traitement d'un volume cible par un faisceau de particules, notamment des protons, dans lequel on produit le faisceau de particules à l'aide d'un accélérateur à énergie fixe, on réalise à partir de ce faisceau un spot étroit dirigé vers le volume cible, 20 caractérisée en ce que l'on modifie l'énergie dudit faisceau de particules immédiatement après l'extraction de l'accélérateur.

16. Procédé de traitement d'une tumeur cancéreuse affectant un patient, caractérisé en ce que l'on 25 délivre audit patient une dose dont la conformation correspond au volume de la tumeur cancéreuse à traiter.

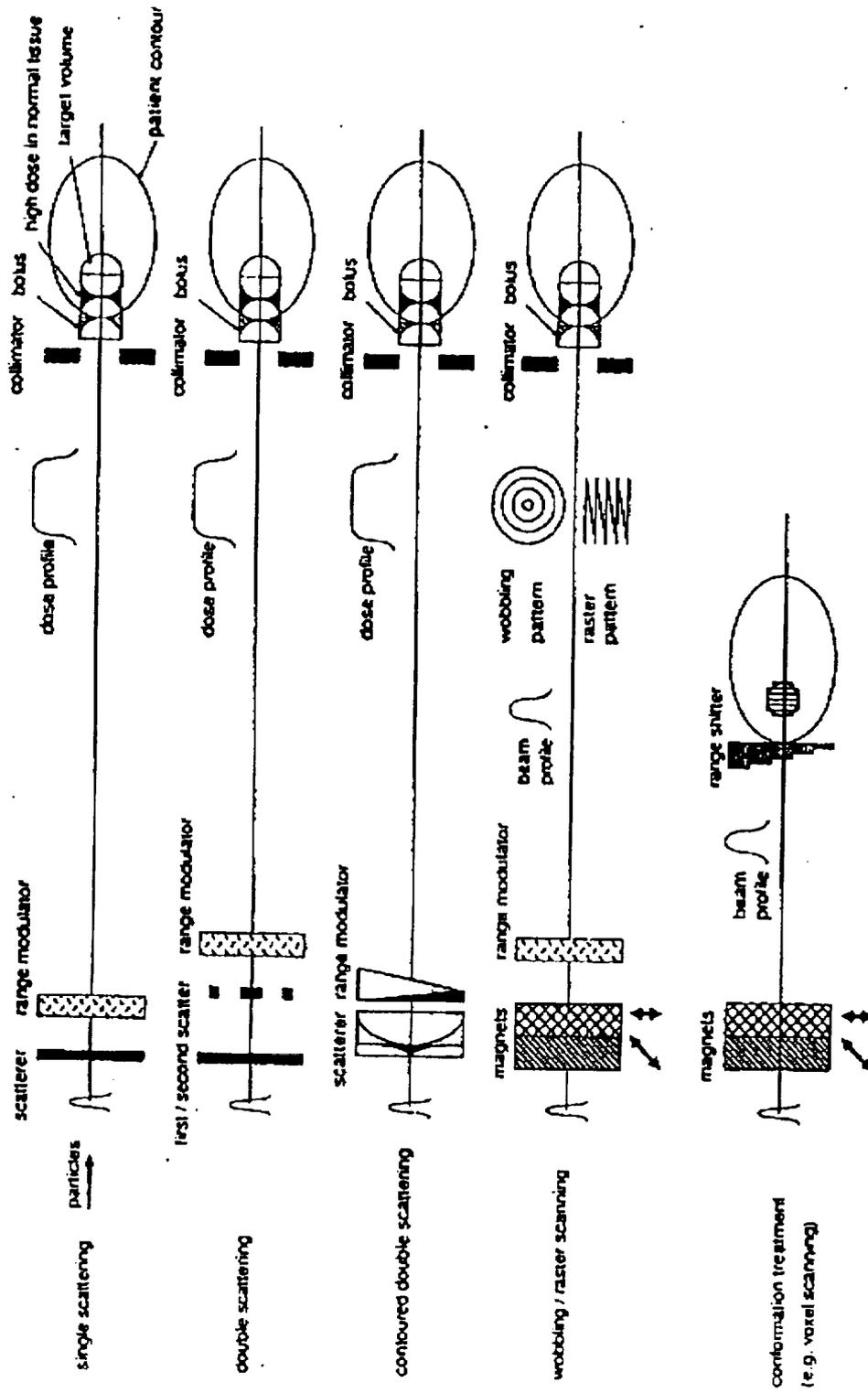


FIG. 1

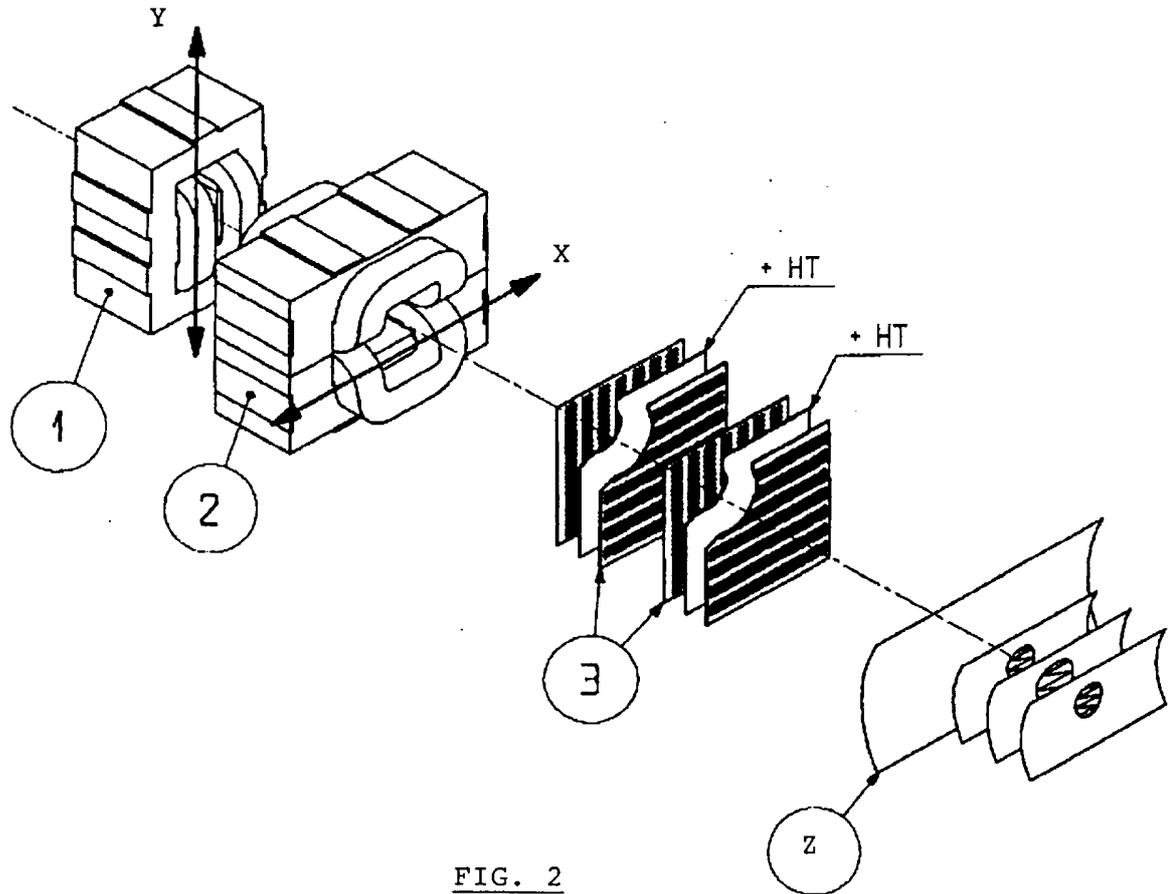


FIG. 2



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 7311  
BE 9800935

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.6)
	ABSENCE D'UNITE D'INVENTION voir feuille supplémentaire B ---		H05H7/00 G21K5/10
X	KANAI T ET AL: "Three-dimensional beam scanning for proton therapy" NUCLEAR INSTRUMENTS AND METHODS IN PHYSICS RESEARCH, 1 SEPT. 1983, NETHERLANDS, vol. 214, no. 2-3, pages 491-496, XP002114346 ISSN: 0167-5087	1,3-7, 9-12	
Y	* page 492, colonne de gauche, alinéa 2 - colonne de droite, alinéa 1; figure 1 * * page 493, colonne de droite, alinéa 2 *	8	
D,Y	PEDRONI E ET AL: "The 200-MeV proton therapy project at the Paul Scherrer Institute: conceptual design and practical realization" MEDICAL PHYSICS, JAN. 1995, USA, vol. 22, no. 1, pages 37-53, XP000505145 ISSN: 0094-2405 * page 39, colonne de droite, dernier alinéa - page 40, alinéa 1 * -----	8	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.6)
			H05H G21K
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
9 septembre 1999		Capostagno, E	
<p>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>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</p> <p>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</p> <p>..... &amp; : membre de la même famille, document correspondant</p>			

"A PRIORI"

**ABSENCE D'UNITE D'INVENTION  
FEUILLE SUPPLEMENTAIRE B**

Numéro de la demande

BO 7311  
BE 9800935

La division de la recherche estime que la présente demande de brevet ne satisfait pas à l'exigence relative à l'unité d'invention et concerne plusieurs inventions ou pluralités d'inventions, à savoir :

1. revendications: 1, 3-12

Traitement d'un faisceau de protons caractérisé par la variation simultanée de la vitesse de balayage et de l'intensité du faisceau

2. revendication : 2

Traitement d'un faisceau de protons avec modification de l'énergie du faisceau immédiatement après l'extraction de l'accélérateur

3. revendication : 13

Traitement d'un cancer avec une conformation de dose correspondant au volume à traiter

La recherche a été limitée au premier sujet.