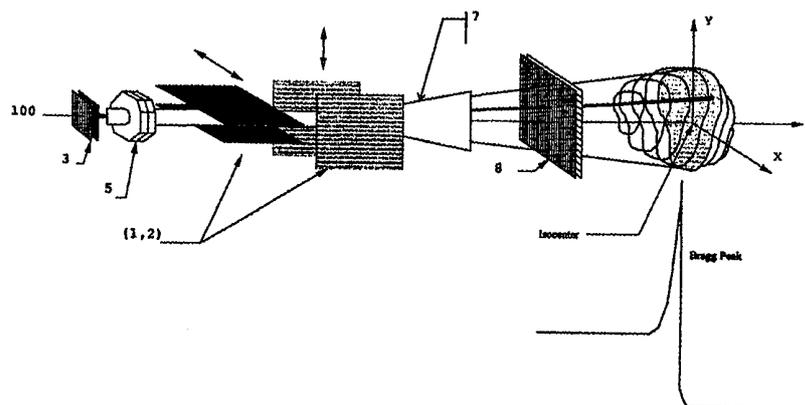


DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

<p>(51) Classification internationale des brevets <sup>7</sup> : <b>H05H 7/00, G21K 5/10</b></p>	<p><b>A2</b></p>	<p>(11) Numéro de publication internationale: <b>WO 00/40064</b></p> <p>(43) Date de publication internationale: 6 juillet 2000 (06.07.00)</p>
<p>(21) Numéro de la demande internationale: PCT/BE99/00167</p> <p>(22) Date de dépôt international: 20 décembre 1999 (20.12.99)</p> <p>(30) Données relatives à la priorité: 9800935 24 décembre 1998 (24.12.98) BE</p> <p>(71) Déposant (pour tous les Etats désignés sauf US): ION BEAM APPLICATIONS [BE/BE]; Chemin du Cyclotron 3, B-1348 Louvain-La-Neuve (BE).</p> <p>(72) Inventeur; et (75) Inventeur/Déposant (US seulement): JONGEN, Yves [BE/BE]; Avenue des Cîteaux 16, B-1348 Louvain-La-Neuve (BE).</p> <p>(74) Mandataires: VAN MALDEREN, Joëlle etc.; Office Van Malderen, Place Reine Fabiola 6/1, B-1083 Bruxelles (BE).</p>	<p>(81) Etats désignés: AE, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW, brevet ARIPO (GH, GM, KE, LS, MW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), brevet eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), brevet européen (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), brevet OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).</p> <p><b>Publiée</b> <i>Sans rapport de recherche internationale, sera republiée dès réception de ce rapport.</i></p>	

(54) Title: METHOD FOR TREATING A TARGET VOLUME WITH A PARTICLE BEAM AND DEVICE IMPLEMENTING SAME

(54) Titre: PROCÉDE DE TRAITEMENT D'UN VOLUME CIBLE PAR UN FAISCEAU DE PARTICULES ET DISPOSITIF APPLIQUANT CE PROCÉDE



## (57) Abstract

The invention concerns a method for treating a target volume with a particle beam, in particular a proton beam, which consists in generating said particle beam using an accelerator and in producing from said beam a narrow spot directed towards the target volume, characterised in that said spot sweeping speed and the particle beam intensity are simultaneously varied.

## (57) Abrégé

La présente invention se rapporte à un 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.

**FOR THE PURPOSES OF INFORMATION ONLY**

Codes used to identify States party to the PCT on the front pages of pamphlets publishing international applications under the PCT.

<b>AL</b>	Albania	<b>ES</b>	Spain	<b>LS</b>	Lesotho	<b>SI</b>	Slovenia
<b>AM</b>	Armenia	<b>FI</b>	Finland	<b>LT</b>	Lithuania	<b>SK</b>	Slovakia
<b>AT</b>	Austria	<b>FR</b>	France	<b>LU</b>	Luxembourg	<b>SN</b>	Senegal
<b>AU</b>	Australia	<b>GA</b>	Gabon	<b>LV</b>	Latvia	<b>SZ</b>	Swaziland
<b>AZ</b>	Azerbaijan	<b>GB</b>	United Kingdom	<b>MC</b>	Monaco	<b>TD</b>	Chad
<b>BA</b>	Bosnia and Herzegovina	<b>GE</b>	Georgia	<b>MD</b>	Republic of Moldova	<b>TG</b>	Togo
<b>BB</b>	Barbados	<b>GH</b>	Ghana	<b>MG</b>	Madagascar	<b>TJ</b>	Tajikistan
<b>BE</b>	Belgium	<b>GN</b>	Guinea	<b>MK</b>	The former Yugoslav Republic of Macedonia	<b>TM</b>	Turkmenistan
<b>BF</b>	Burkina Faso	<b>GR</b>	Greece			<b>TR</b>	Turkey
<b>BG</b>	Bulgaria	<b>HU</b>	Hungary	<b>ML</b>	Mali	<b>TT</b>	Trinidad and Tobago
<b>BJ</b>	Benin	<b>IE</b>	Ireland	<b>MN</b>	Mongolia	<b>UA</b>	Ukraine
<b>BR</b>	Brazil	<b>IL</b>	Israel	<b>MR</b>	Mauritania	<b>UG</b>	Uganda
<b>BY</b>	Belarus	<b>IS</b>	Iceland	<b>MW</b>	Malawi	<b>US</b>	United States of America
<b>CA</b>	Canada	<b>IT</b>	Italy	<b>MX</b>	Mexico	<b>UZ</b>	Uzbekistan
<b>CF</b>	Central African Republic	<b>JP</b>	Japan	<b>NE</b>	Niger	<b>VN</b>	Viet Nam
<b>CG</b>	Congo	<b>KE</b>	Kenya	<b>NL</b>	Netherlands	<b>YU</b>	Yugoslavia
<b>CH</b>	Switzerland	<b>KG</b>	Kyrgyzstan	<b>NO</b>	Norway	<b>ZW</b>	Zimbabwe
<b>CI</b>	Côte d'Ivoire	<b>KP</b>	Democratic People's Republic of Korea	<b>NZ</b>	New Zealand		
<b>CM</b>	Cameroon			<b>PL</b>	Poland		
<b>CN</b>	China	<b>KR</b>	Republic of Korea	<b>PT</b>	Portugal		
<b>CU</b>	Cuba	<b>KZ</b>	Kazakstan	<b>RO</b>	Romania		
<b>CZ</b>	Czech Republic	<b>LC</b>	Saint Lucia	<b>RU</b>	Russian Federation		
<b>DE</b>	Germany	<b>LI</b>	Liechtenstein	<b>SD</b>	Sudan		
<b>DK</b>	Denmark	<b>LK</b>	Sri Lanka	<b>SE</b>	Sweden		
<b>EE</b>	Estonia	<b>LR</b>	Liberia	<b>SG</b>	Singapore		

5

10 PROCEDE DE TRAITEMENT D'UN VOLUME CIBLE PAR UN FAISCEAU DE  
PARTICULES ET DISPOSITIF APPLIQUANT CE PROCEDE

Objet de l'invention

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

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).

Le document "Three-dimensional Beam Scanning for Proton Therapy" de Kanai et al. publié dans Nuclear Instruments and Methods in Physics Research (1<sup>er</sup> septembre  
15 1983), The Netherlands, Vol. 214, No. 23, pp. 491-496 décrit l'utilisation d'un synchrotron produisant un faisceau de protons contrôlé par des aimants de balayage, qui est ensuite dirigé vers un dégradeur d'énergie qui a pour but de modifier les caractéristiques en énergie du  
20 faisceau de protons. Ce dégradeur est essentiellement constitué par un bloc de matière dont l'épaisseur est variable de manière discrète. La dose de protons pour chaque volume cible est ajustée de manière dynamique par une mesure et un calcul en temps réel effectués à l'aide  
25 d'un ordinateur. Ceci permet d'obtenir une conformation de la dose à fournir en fonction du volume de la cible. On observe qu'aucune régulation du courant du faisceau n'est réalisée dans le procédé.

### 30 Buts de l'invention

La présente invention vise à proposer un procédé et un dispositif de traitement d'un volume cible par un faisceau de particules qui évitent les inconvénients des méthodes décrites précédemment tout en permettant de

délivrer une dose sur le volume cible avec le plus de flexibilité possible.

En particulier, la présente invention vise à proposer un procédé et un dispositif de traitement qui  
5 permettent d'obtenir un rapport variant de 1 à 500 pour la dose fournie pour chaque élément d'un volume cible.

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

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

15 La présente invention vise également à proposer un procédé et un dispositif qui permettent d'obtenir une protection contre une absence d'émission du faisceau (blanc ou trou) ou contre l'arrêt du déplacement dudit faisceau.

20

#### Eléments caractéristiques de la présente invention

Un premier objet de la présente invention se rapporte à un procédé de traitement d'un volume cible par un faisceau de particules, notamment de protons, dans  
25 lequel on produit ce faisceau de particules à l'aide d'un accélérateur, on réalise à partir de ce faisceau un spot étroit dirigé vers le volume cible, et dans lequel on fait varier simultanément la vitesse de balayage dudit spot et l'intensité du faisceau de particules. En outre, on modifie  
30 l'énergie du faisceau de particules de préférence immédiatement après l'extraction de l'accélérateur.

Le spot se déplace ainsi au sein du volume cible selon les trois dimensions. Plus particulièrement, le

déplacement dans les deux directions perpendiculaires à la direction du faisceau se fait de manière continue.

La commande de la vitesse de balayage dudit spot est effectuée à l'aide d'aimants de scanning. La  
5 commande simultanée desdits aimants de scanning et de l'intensité du courant du faisceau de particules est planifiée, de manière optimale, à l'aide d'un algorithme de planification des trajectoires desdites particules en y associant une boucle de régulation de haut niveau  
10 corrigeant en temps réel lesdites trajectoires optimales pour obtenir une meilleure conformation de la dose au volume cible.

On observe donc que la conformation au volume cible se fait sans l'utilisation de collimateurs variables  
15 et uniquement par un contrôle optimal du chemin de déplacement dudit spot. 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  
20 l'autre se faisant en modifiant l'énergie du faisceau de particules.

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  
25 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.

De manière avantageuse, on observe que le déplacement du spot peut s'effectuer sans interruption du  
30 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

procédé décrit ci-dessus, et qui comprend un accélérateur de particules tel qu'un cyclotron permettant d'obtenir un spot dirigé vers le volume cible associé à des moyens de balayage et en particulier des aimants de scanning  
5 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.

De préférence, ce dispositif comprend  
10 également 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.

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

Un autre objet de la présente invention réside dans un procédé de traitement d'un volume cible par un faisceau de particules, notamment de protons, issu d'un  
20 accélérateur à énergie fixe tel qu'un cyclotron, dans lequel on produit un spot étroit dirigé vers le volume cible à l'aide de ce faisceau de particules et en ce que l'on modifie l'énergie dudit faisceau de particules immédiatement après l'extraction de l'accélérateur. Ceci  
25 permet de traiter dans un environnement proche du cyclotron les problèmes de diffusion du faisceau, corrigés par exemple à l'aide de fentes, ou les problèmes de straggling corrigés directement à la sortie de l'accélérateur par un aimant d'analyse. Ceci permet également de diminuer le  
30 nombre de neutrons produits dans l'environnement proche du patient.

Brève description de la figures

La figure 1 représente une vue éclatée schématique du dispositif destiné à permettre l'irradiation pour le traitement d'un volume cible.

5

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

La présente invention vise à proposer un procédé et un dispositif de traitement d'un faisceau de protons produit par un accélérateur, de préférence à 10 énergie fixe, visant à permettre l'irradiation d'un volume cible constitué par exemple par une 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.

Dans ce but, on vise à déplacer un spot 15 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.

A la figure 1, on a représenté en partie le dispositif pour la mise en oeuvre du procédé selon la 20 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 (3, 5) permettant de modifier l'énergie du faisceau de protons immédiatement après son extraction 25 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 30 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  
5 2. Chacun de ces aimants permet d'effectuer un balayage soit dans la direction X, soit dans la direction X.

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  
10 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  
15 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  
20 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  
30 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  
5 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  
10 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.

15 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  
20 traitement. Au cours de l'irradiation, des cartes de doses sont établies en permanence à l'aide de mesures effectuées 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  
25 instantanément recalculées et réajustées de manière à assurer que la dose prescrite soit effectivement délivrée dans le volume cible.

REVENDICATIONS

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  
5 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,  
10 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  
15 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  
20 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  
25 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  
30 balayage (1 et 2) situés de préférence dans la tête d'irradiation.

7. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le

déplacement du spot s'effectue sans interruption du faisceau.

8. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que les contours des surfaces dans chaque plan d'irradiation sont  
5 contrôlées 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.

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.

15. 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 trajectoires desdites particules en y associant une boucle de régulation corrigeant en temps réel lesdites trajectoires.

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  
30 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, 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  
5 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.

10 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,  
15 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  
20 délivre audit patient une dose dont la conformation correspond au volume de la tumeur cancéreuse à traiter.

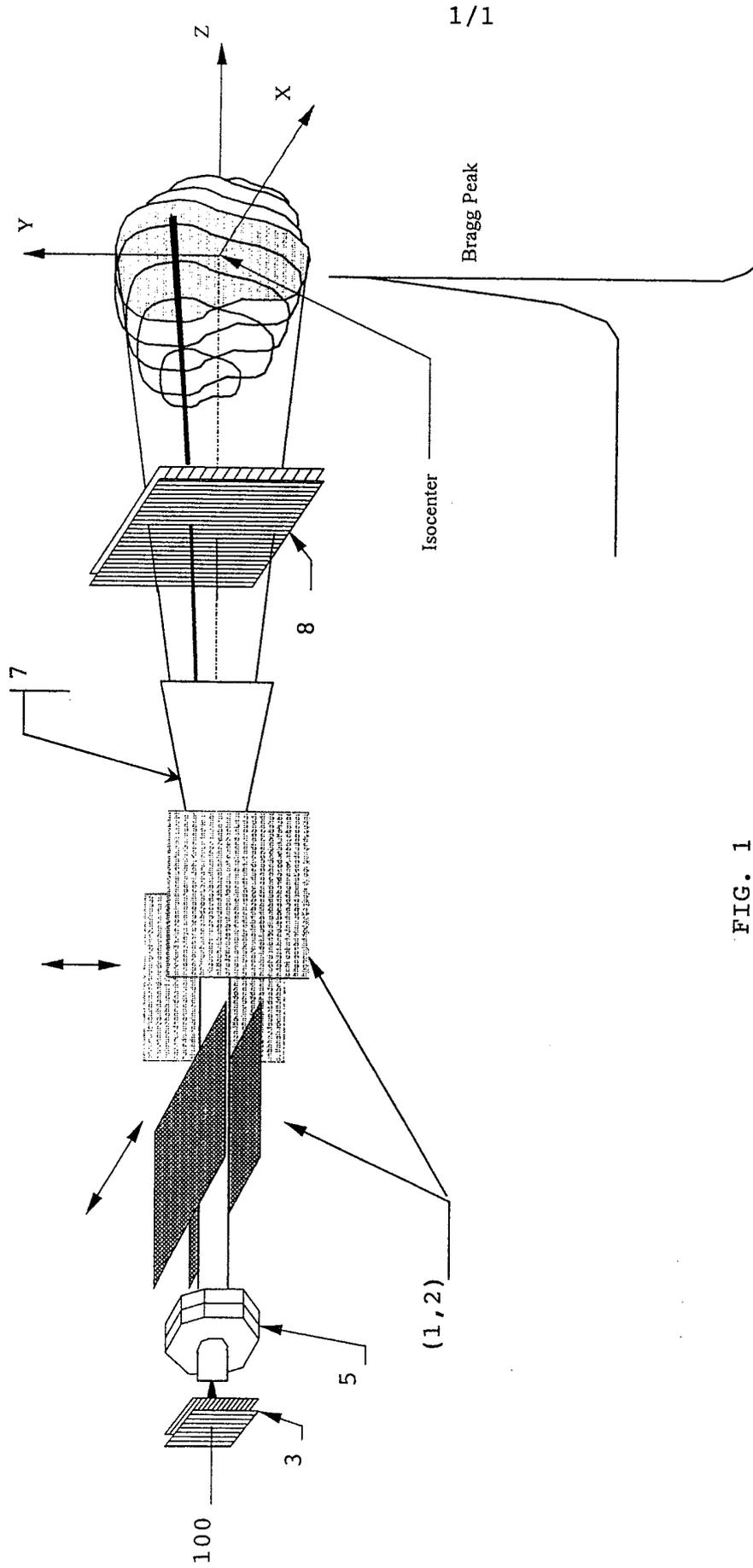


FIG. 1