

# **Balayage rectangulaire uniformisé dynamiquement ajustable, application en hadronthérapie**

**F. Méot**

DSM DAPNIA SACM  
CEA SACLAY, F-91191 GIF-SUR-YVETTE  
(*fmeot@cea.fr*)

11 septembre 2003

## **Résumé**

On décrit une méthode d'optique corpusculaire permettant la mise en forme transverse d'un faisceau de particules, de façon à obtenir un rectangle de densité uniforme 1-D ou 2-D et de dimensions variables dynamiquement, p.ex. en cours de balayage. Cette technique est susceptible d'application en hadronthérapie, domaine utilisé ici en support à l'exposé, et pour lequel ses avantages par rapport aux méthodes actuelles sont mis en exergue.

*Rapport CEA DAPNIA-03-97*

# Table des matières

<b>1</b>	<b>Introduction</b>	<b>3</b>
<b>2</b>	<b>Rappels concernant l'hadronthérapie</b>	<b>3</b>
<b>3</b>	<b>Méthode du balayage rectangulaire uniformisé</b>	<b>5</b>
3.1	Uniformisation transverse (optique non-linéaire) . . . . .	6
3.2	Balayage bi-dimensionnel à géométrie variable . . . . .	6
<b>4</b>	<b>Mérites et caractères innovants de la technique</b>	<b>8</b>
<b>5</b>	<b>Une simulation de mise en œuvre</b>	<b>10</b>
5.1	Optique d'uniformisation 1-D . . . . .	10
5.2	Balayage d'une section de tumeur . . . . .	11
5.3	Optique d'uniformisation 2-D . . . . .	14
<b>6</b>	<b>Conclusion</b>	<b>15</b>
	<b>Références</b>	<b>15</b>

# 1 Introduction

La méthode de balayage rectangulaire uniformisé (*BRU*) décrite dans la suite a fait l'objet d'un dépôt de brevet [1] dont est tiré le présent document, ce qui explique sa structure et en particulier le poids accordé à l'hadronthérapie, domaine à l'origine concerné de façon préférentielle, ainsi que la forme un peu particulière de l'exposé. Les méthodes de l'hadronthérapie sont rappelées dans un premier temps (Section 2), avec ce mérite qu'elle offrent un bon aperçu des techniques actuelles en matière de balayage.

*BRU* émane de l'"expansion-uniformisation" de faisceau telle que préconisée dans l'irradiation des cibles étendues de la transmutation nucléaire [2, 3]. Elle est basée, par le biais de développements récents [4], sur une variation conjointe des paramètres de focalisation (quadrupôles), lesquels déterminent les dimensions du faisceau à la cible, et des paramètres d'uniformisation (multipôles d'ordre impair), lesquels déterminent la forme rectangulaire et l'uniformisation de la densité transverse du faisceau.

La méthode *BRU* est décrite en Section 3, ses mérites par rapport à l'état de l'art sont développés en Section 4. Une simulation complète d'irradiation d'une coupe de tumeur est donnée en Section 5.

## 2 Rappels concernant l'hadronthérapie

L'hadronthérapie est une méthode thérapeutique qui relève des principes de la radiothérapie, avec cette spécificité qu'elle utilise des faisceaux d'ions (les hadrons) quand la radiothérapie utilise des photons ou des électrons.

Ces faisceaux d'ions dits légers (e.g., proton, Helium, Carbone) sont produits par une installation d'accélérateur (cyclotron dans le cas des protons, ou synchrotron dans le cas des ions plus lourds).

L'intérêt de l'hadronthérapie par rapport à la radiothérapie réside dans l'existence du phénomène physique du "pic de Bragg" qui veut que les hadrons perdent la quasi-totalité de leur énergie cinétique à une profondeur définie dans le corps, causant ainsi un pic de dépôt de dose à cet endroit (le "pic de Bragg", Fig.(1)). La profondeur du pic de Bragg est fonction de l'énergie cinétique du faisceau incident ( $E_1, E_2, \dots, E_n$  sur la Fig.(1)) et peut donc être réglée, typiquement de un à quelques dizaines de centimètres, en accélérant les hadrons à des énergies cinétiques allant typiquement de 50 à 450 MeV/u au moyen d'un synchrotron, ou bien en utilisant un système d'analyse en moment dans le cas de faisceaux de protons accélérés avec un cyclotron.

L'intérêt des ions légers et en particulier du Carbone par rapport aux protons réside dans leur meilleure efficacité biologique, qui crée une amplification du pic de Bragg.

La méthode *BRU* est profitable aux deux techniques de production de faisceaux de hadrons, synchrotron ou cyclotron. Basée sur un assemblage particulier d'éléments optiques conventionnels, elle est sans difficulté de principe substituable aux systèmes d'irradiation utilisés dans les centres de hadronthérapie basés sur l'un ou l'autre de ces deux types d'accélérateurs.

### Ce qui existe en matière de dispositif d'irradiation de tumeur

Les dimensions d'une tumeur peuvent atteindre plusieurs centimètres. L'irradiation du volume dans son ensemble est assurée dans les installations existantes de deux façons différentes. La première méthode en usage fut l'"irradiation passive", qui a aujourd'hui toujours cours, y compris dans des projets à base de synchrotron [5], car elle a le mérite d'être pratiquée depuis longtemps, d'être bien connue et maîtrisée. Une seconde méthode, qui est aujourd'hui en développement, par exemple à GSI et PSI [6], est celle du balayage par "pixels", ou "balayage actif", qui permet une irradiation tridimensionnelle se conformant aux contours de la tumeur (d'où la dénomination, "irradiation conformationnelle 3D").

#### Irradiation passive

Cette technique est utilisée plutôt dans le cas des cyclotrons qui sont des machines à énergie fixe, mais on la trouve aussi néanmoins auprès de synchrotrons [5]. Dans cette technique l'étalement de l'irradiation

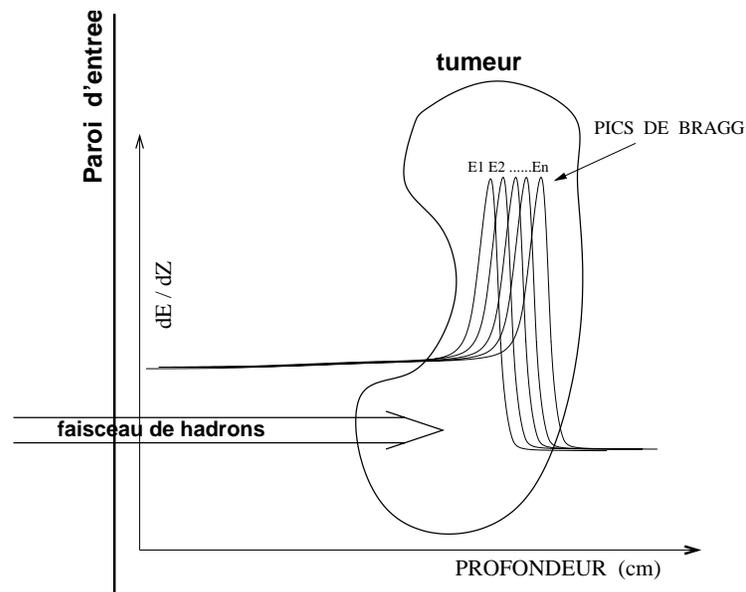


FIG. 1 – Irradiation d’une tumeur. L’étalement en profondeur du pic de Bragg est obtenu en variant l’énergie cinétique du faisceau incident  $E_1 < E_2 < \dots < E_n$ .

en profondeur est assuré par étalement du pic de Bragg, au moyen d’un matériau diffuseur qui induit une grande dispersion en énergie cinétique du faisceau de hadrons incident. L’irradiation transversale de la tumeur procède quant à elle par expansion transversale du faisceau, par exemple au moyen d’un système de balayage (dit ”wobulateur”) qui étend le faisceau sur toute la largeur de la tumeur, en associant ce système d’expansion à des matériaux diffuseurs dont le rôle est d’uniformiser la densité transversale, ainsi qu’à des systèmes de diaphragmes (par exemple le ”collimateur multilame”) dont le rôle est de définir le mieux possible les contours de la zone à irradier,

L’irradiation passive présente donc au moins trois gros inconvénients. Celui d’être basée sur le principe de dégradation du faisceau incident : d’un faisceau de qualité et quasi mono-énergétique, on fait un faisceau étendu en dimensions, et dispersé en énergie. Celui d’intercaler dans le faisceau incident des éléments interceptifs, dits ”matériaux dégradeurs”. Celui finalement, majeur, de ne pas permettre une irradiation conformationnelle 3D précise : des zones externes à la tumeur sont inévitablement irradiées.

### Balayage actif

L’utilisation de cette technique s’envisage préférentiellement dans les installations basées sur un synchrotron qui est une machine à énergie variable. Cette méthode a été mise au point à PSI (Villigen, Suisse) et fait actuellement l’objet de développements à GSI [6], elle est celle retenue pour les nouveaux projets basés sur des synchrotrons (Italien : TERA, Allemand : Heidelberg Hospital, Autrichien : MED-Austron, par exemple). Cependant l’intérêt évident de cette technique fait qu’elle est maintenant aussi développée auprès de certaines installations utilisant un cyclotron, instrument qui se voyait jusqu’à présent réserver la technique d’irradiation passive ; le balayage actif utilise alors un système magnétique de dispersion/analyse en moment qui permet d’induire une gamme en énergie étendue et de choisir précisément l’énergie requise à l’intérieur de cette gamme, au prix entre autres d’une forte perte d’intensité.

Dans cette technique du balayage actif on utilise un faisceau de hadrons fin (diamètre typique de quelques millimètres). L’irradiation en profondeur est assurée par plans de section, en ajustant l’énergie du faisceau de hadrons, ce qui a pour effet de déterminer la profondeur du pic de Bragg (à une énergie correspond une profondeur d’irradiation, dispersée de quelques millimètres). L’irradiation transversale d’une section de la tumeur est assurée quant à elle par balayage du spot du faisceau à la manière d’un faisceau de

télévision, à une vitesse de l'ordre de 10 mètres/seconde.

Une variante de cette technique consiste à irradier la section de tumeur par pixels (Fig. (2)) [6] : étant donnée une profondeur (donc une section), le spot est maintenu sur un pixel (dont le diamètre est donc celui du faisceau) jusqu'à obtention de la dose requise, puis translaté au pixel suivant, et ainsi de suite.

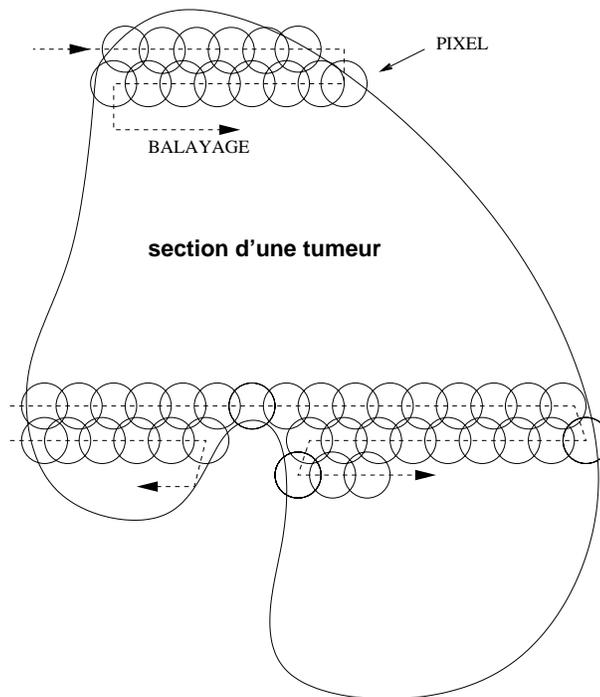


FIG. 2 – Irradiation d'une section de tumeur : balayage transverse par pixel.

L'irradiation active présente par rapport à la technique de diffusion passive l'avantage capital de la conformation 3D, ainsi que du réglage précis de la dose en tout point ("voxel", pour "volume-pixel") du volume à irradier.

### Expansion transverse optique

Une méthode alternative pour l'expansion/uniformisation transverse dans l'irradiation passive en hadronthérapie, a récemment été proposée et en est au stade de l'étude [7, 8]. Cette méthode d'expansion a en particulier fait l'objet de développements théoriques avancés à la faveur du projet TRISPAL [4].

Elle a le mérite d'être non-interceptive car basée sur un système purement optique utilisant des lentilles magnétiques non-linéaires, octupôle ou octupôle+dodécapôle (cette technique a été proposée de longue date pour la production de faisceaux à distribution d'intensité transverse de grande étendue - de l'ordre du mètre-carré - et uniforme, pour le retraitement des déchets nucléaires par irradiation [2]-[4]), évitant ainsi l'utilisation de matériaux diffuseurs qui présentent l'inconvénient, du point de vue de la hadronthérapie, de tendre à détériorer le faisceau (queues de diffusion latérales et distale). Les Figs. (3),(4) donnent une idée de sa mise en œuvre et de ce que l'on peut en attendre.

## 3 Méthode du balayage rectangulaire uniformisé

La méthode *BRU* se classe dans la catégorie de l'irradiation active, et préserve donc l'avantage capital de la conformation 3D, en apportant des améliorations.

Elle est basée sur un dispositif qui s'apparente au "balayage actif" tel que décrit ci-dessus en ce que l'irradiation par le faisceau est effectivement contrôlée en 3D au moyen d'une paire de dipôles de balayage

placés à quelques mètres en amont de la tumeur (juste en aval du quadrupôle  $Q7$  en Fig. 3), ainsi qu'au moyen du réglage en énergie du faisceau incident.

On peut éventuellement considérer qu'elle s'apparente, dans une moindre mesure, à l'irradiation passive, dans sa variante de l'expansion optique, pour ce qui concerne la distribution transverse du faisceau : la zone transversale irradiée est étendue, en une bande étroite, de densité uniforme dans l'une ou bien dans les deux directions, et de longueur en principe égale à la largeur locale de la section de tumeur en cours d'irradiation.

La technique *BRU* nécessite un dispositif optique (et donc non-interceptif) constitué d'une ou bien deux lentilles non-linéaires dites d'uniformisation intégrées à la ligne optique qui transporte le faisceau de hadrons vers la patient, et elle nécessite en outre un système de balayage du faisceau constitué de deux dipôles magnétiques rapides tels qu'utilisés en balayage actif.

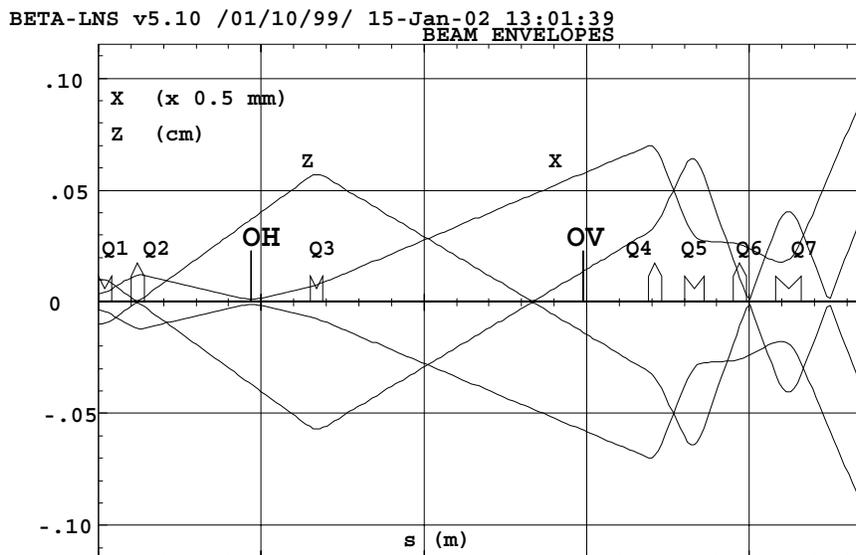


FIG. 3 – Ligne optique assurant la focalisation (par les quadrupôles  $Q4$ - $Q7$ ) du faisceau au droit du patient (situé à l'extrémité droite) ainsi que l'uniformisation transverse-horizontale (octupôle ou octupôle+dodécapôle  $OH$ ) et transverse-verticale (octupôle ou octupôle+dodécapôle  $OV$ ) (d'ap. Refs. [3, 4]). Les quadrupôles  $Q1$ - $Q3$  servent à la mise en forme du faisceau au droit de  $OH$  et  $OV$ .

### 3.1 Uniformisation transverse (optique non-linéaire)

Dans sa forme naturelle le faisceau présente une densité transverse en cloche dans chacune des deux directions orthogonales à sa direction de propagation. Dans la technique *BRU*, il faut que cette densité soit uniforme, au moins dans une direction, voire dans les deux. L'uniformisation s'obtient au moyen de lentilles non-linéaires d'ordre octupolaire et plus si nécessaire, à raison d'une lentille par direction. Le principe d'une ligne optique assurant cette uniformisation (dans les deux plans à titre d'illustration) est schématisé en Fig. (3), et les section transverse et profils de faisceau qui en résultent sont schématisés en Fig. (4).

Dans le cas d'une ligne conçue en vue de la mise en œuvre de l'uniformisation son optique est à prévoir en fonction de l'utilisation des lentilles non-linéaires. Dans le cas d'une ligne existante il peut suffire d'adapter les réglages optiques de focalisation pour tenir compte des impératifs liés au positionnement des lentilles non-linéaires ; éventuellement il peut s'avérer nécessaire de déplacer des quadrupôles.

### 3.2 Balayage bi-dimensionnel à géométrie variable

Le dispositif met en œuvre un système de guidage lent du faisceau (au sens où il est moins rapide que dans le cas du "balayage actif") au moyen de deux aimants dipôlares, disposés par exemple juste en aval du

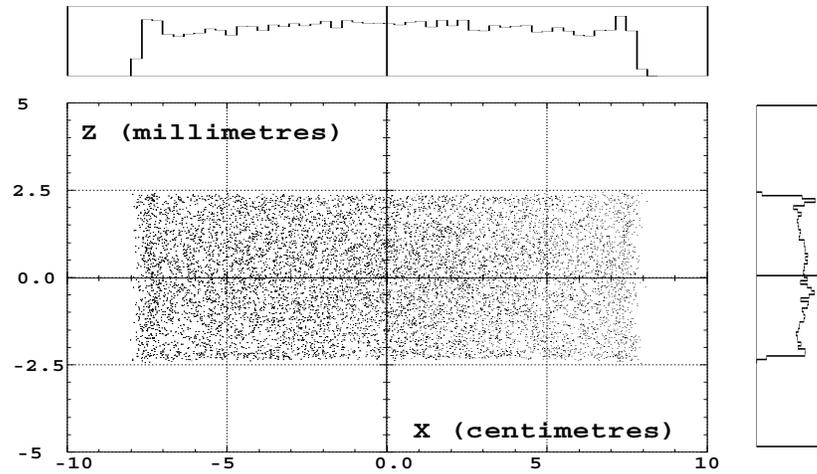


FIG. 4 – Section transverse du faisceau formant une bande rectangulaire de dimensions  $16\text{ cm} \times 5\text{ mm}$  au droit de la cible. La densité est uniformisée dans les deux directions dans cet exemple.

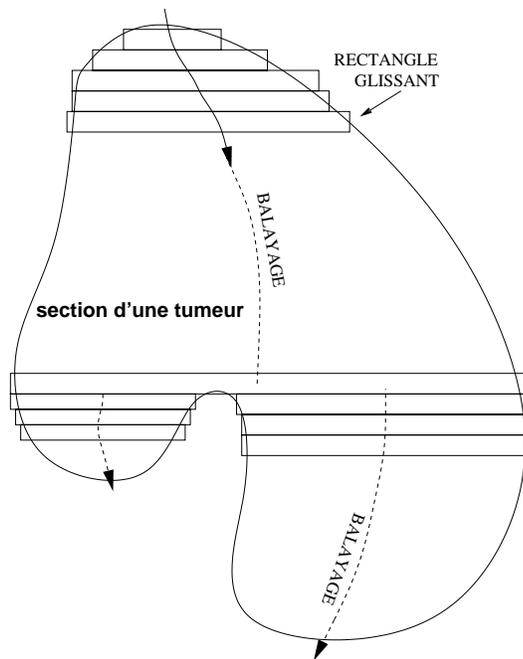


FIG. 5 – Irradiation d'une section de tumeur par balayage uniformisé bi-dimensionnel : le centre de gravité du rectangle suit une ligne médiane, en même temps que le rectangle s'allonge ou se raccourcit pour suivre les contours de la tumeur. Noter que le rectangle glisse continuellement, avec pour conséquence que les contours sont lisses, propriété mal figurée ici.

dernier quadrupôle (Q7) de la ligne optique de la Fig. (3) de sorte que l’empreinte du faisceau rectangulaire telle que schématisée en Fig. (4) balaye lentement la section de tumeur considérée, comme schématisé en Fig. (5). Dans un autre mode possible de fonctionnement, le rectangle stationne sur la surface à irradier jusqu’à obtention de la dose requise, puis passe à la bande suivante (de façon analogue au ”pixel scanning” utilisé à GSI (Fig. 2), dans lequel on stationne le temps nécessaire sur chaque pixel).

La longueur du rectangle au point courant est ajustée au moyen des quadrupôles de focalisation (par exemple Q4 à Q7), sa largeur est elle aussi ajustable à loisir avec les mêmes quadrupôles, il s’agit là de simple formation d’image sur le plan image de la ligne optique (qui est le plan de la section de tumeur irradiée). Ceci suppose un ajustement simultané de la (ou des deux) lentille non-linéaire car l’uniformisation dépend aussi du réglage des quadrupôles [4]. L’ensemble est réalisable de façon conventionnelle au moyen de “générateurs de fonctions” qui commandent les alimentations de ces divers aimants, et sont eux-mêmes pilotés par logiciel, les données de ces derniers résultant du planning de traitement.

## 4 Mérites et caractères innovants de la technique

Le balayage par rectangle uniformisé présenté ici englobe le balayage par pixel (un pixel peut être vu comme un petit rectangle). Ce dernier est par ailleurs aujourd’hui la technique préférée car il permet l’irradiation dite “conformationnelle 3D” (on peut régler le faisceau de particules en position et en énergie de façon à atteindre un pixel de position arbitraire dans le volume de la tumeur). En outre, le balayage par pixel est préféré par rapport à un balayage continu type TV.

Il est donc suffisant pour démontrer les avantages que présente *BRU* par rapport aux autres techniques, de comparer ses performances à celles du seul “balayage actif” par pixel.

### *Surintensités*

Dans certaines conditions accidentelles, le faisceau de hadrons est susceptible de présenter un pic temporel d’intensité (lequel induit immédiatement l’arrêt de l’irradiation par des systèmes de sécurité ad hoc). Il en résulte une sur-irradiation plus ou moins prononcée de la zone visée par le faisceau à ce moment-là. C’est là un problème important en hadronthérapie, qui cherche encore sa solution optimale.

Dans le cas du dispositif présenté ici, le rectangle d’irradiation a le plus souvent une surface très supérieure à celle qu’aurait un pixel de la technique de balayage actif (comparer les Figs. (2) et (5)), par conséquent dans le premier cas le pic accidentel provoque une sur-irradiation surfacique plus faible que dans le second, dans le rapport des surfaces, la nuisance est donc amoindrie, voire même éliminée sachant que l’irradiation met en jeu des effets non-linéaires présentant des phénomènes de seuil (tel le seuil à 2 Gray [8, 9]).

### *Homogénéité de dose - 1*

L’intensité du faisceau extrait de l’accélérateur doit être aussi constante que possible dans le temps (disons, en nombre de particules par seconde). En réalité cette intensité est sujette à fluctuations, dans des gammes de fréquences qui dépendent des techniques d’extraction de l’accélérateur par exemple. Le dispositif proposé intègre (i.e., moyenne en temps) ces fluctuations mieux que ne le fait le balayage actif, parce que le balayage par rectangle s’effectue à vitesse plus faible (en quelque sorte, le rectangle équivalent à N pixels stationne sur une région donnée N fois plus longtemps que l’un quelconque des N pixels).

### *Homogénéité de dose - 2*

Dans l’irradiation par pixel, l’uniformité de dose entre deux pixels juxtaposés (que ce soit d’une même ligne, ou entre deux pixels de lignes successives) est assurée par un recouvrement présumé adéquat des distributions en cloche (Figs. (2),(6)).

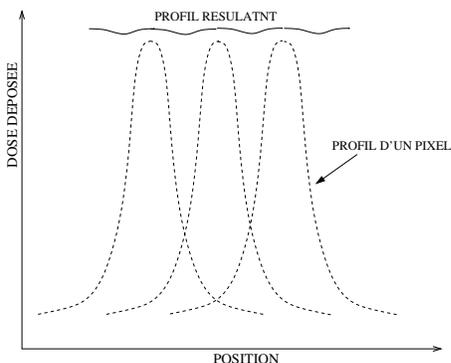


FIG. 6 – Juxtaposition des pixels pour l’uniformisation du dépôt de dose.

Le résultat n’est jamais garanti, et en outre fortement dépendant du profil transverse de la dose dans chaque pixel, laquelle n’est pas nécessairement distribuée “en cloche”, ni symétriquement [10].

Le dispositif présenté fonctionne de manière très différente. Dans la direction du balayage l’uniformité du dépôt de dose est assurée en régulant la vitesse du balayage (par asservissement au moyen des mêmes instruments de mesure qui sont utilisés dans le cas du balayage actif”). Dans la direction perpendiculaire au balayage (i.e., direction de la longueur du rectangle) l’uniformité est intrinsèque, elle résulte de l’uniformisation par les lentilles non-linéaires.

### *Tumeurs mobiles*

Le fait qu’une tumeur est susceptible de bouger est l’une des difficultés de la hadronthérapie. Le balayage par rectangle est favorable par rapport au balayage par pixel, en cas de mouvement inopiné. En effet, si l’on imagine le cas le plus défavorable où le mouvement de la tumeur éloigne la zone d’irradiation actuelle de la zone précédemment irradiée, alors dans le cas du balayage par pixel toute une bande se trouve non-irradiée, alors que dans le cas du balayage par rectangle, il n’y a pas de lacune, toute la bande a été irradiée, pendant l’intervalle de temps précédant le mouvement, aussi peu cela soit-il.

### *Précisions complémentaires*

On est libre de conserver à un rectangle d’irradiation (Figs. (4),(5)) un profil en cloche dans la direction du balayage (l’une des deux lentilles non-linéaires est donc inactive, on n’uniformise que dans l’autre direction, celle de la longueur du rectangle).

L’uniformisation éventuelle dans la direction de la largeur du rectangle rend abrupts les bords de la distribution dans cette direction (cf. histogrammes de la Fig. (5)), par rapport à une distribution “en cloche”. On est libre d’utiliser cette propriété pour une meilleure définition des contours de la zone irradiée. Inversement, si ces bords apparaissent trop abrupts, il est loisible de jouer sur leur pente, de manière contrôlable, en agissant sur l’optique. On peut aussi imaginer d’allumer/éteindre progressivement la lentille non-linéaire, aux extrémités du balayage, pour améliorer l’adaptation aux contours de la tumeur.

Dans les installations cyclotron, on développe aujourd’hui la technique d’irradiation 3D conformationnelle (à laquelle se prêtent mieux les synchrotrons) au moyen de l’analyse en moment, donc le dispositif peut alors être utilisé, il suffit pour cela de le placer en aval de l’optique d’analyse en moment.

La durée de l’irradiation d’une section est en toute rigueur plus courte avec le balayage par rectangle uniformisé, que par pixel : en effet, 1/ on économise sur le déplacement d’un pixel au suivant, 2/ le balayage par rectangle est continu, il ne présente aucune interruption sauf éventuellement à certains changements de concavité de la tumeur (comme en Fig. (5)). A priori il ne s’agit pas d’une économie significative - à voir.

Le suivi des contours d’une section à irradier est une opération délicate. Le balayage *BRU* permet de mieux s’adapter, on peut réduire la largeur du rectangle et augmenter la vitesse du balayage. Au contraire

en balayage par pixel on ne peut pas réduire autant que l'on veut le diamètre du pixel, sinon on ne maîtrise plus l'uniformité entre pixels.

## 5 Une simulation de mise en œuvre

On considère une ligne optique de géométrie classique, basée sur une installation d'accélérateur existante [11]. Cette ligne peut être vue comme une variante de celle déjà représentée en Fig. 3, avec quelques quadrupôles supplémentaires destinés à faciliter les réglages pour cette étude : Q3 est doublé (en Q3A, Q3B) et on trouve quatre quadrupôles d'adaptation du faisceau en amont de Q1 et Q2 (Q0-Qm3).

Les détails des calculs permettant d'obtenir ces réglages peuvent être trouvés en Ref. [4].

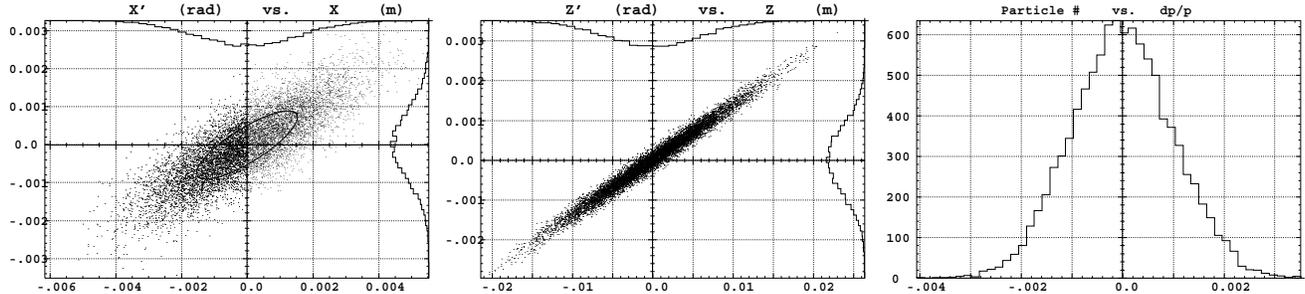


FIG. 7 – Conditions de faisceau initiales gaussiennes, à l'entrée de la ligne optique. De gauche à droite : espaces des phases  $x-x'$ ,  $z-z'$ , et écart en moment  $\delta p/p$ . Les émittances transverses ont une valeur typiquement de l'ordre du mm.mrad, la distribution en  $dp/p$  une largeur *rms* de l'ordre de  $10^{-3}$ , valeurs en général ajustables dans la ligne de distribution du faisceau.

### 5.1 Optique d'uniformisation 1-D

#### Conditions de faisceau initiales

Elles sont représentées en Fig. 7. Les densités  $x$ ,  $z$  sont prises gaussiennes, cependant il est connu que leur nature (gaussienne, parabolique ou autre) influe de façon sensible sur les conditions d'uniformisation (force de l'octupôle, modulation résiduelle de la densité transverse, etc.).

#### Principe de l'assemblage optique

Il est le suivant :

- extrémité aval de la ligne (d'après critères du projet de centre de hadronthérapie ETOILE [8]) :
  - on forme au droit de la cible un faisceau de divergence nulle et de dimensions transverses *rms* quelques millimètres typiquement, voire quelques dizaines de millimètres dans l'utilisation en uniformiseur. On prévoit pour cela 4 quadrupôles, pour 4 variables  $\alpha_{x,z}, \beta_{x,z}$
  - Un espace libre de 3 m est laissé entre le dernier quadrupôle et la cible, il contient deux déviateurs pour le balayage X-Z
- uniformisation du faisceau :
  - il faut un octupôle par direction transverse, les deux sont découplées
  - l'octupôle d'uniformisation en X (respt en Z) est placé en un waist Z à grand  $\beta_x$  (respt, waist X et grand  $\beta_z$ )
- extrémité amont de la ligne : son rôle est d'adapter à l'uniformiseur le faisceau présent à l'entrée de la ligne. On prévoit pour cela 6 quadrupôles, Qm3 à Q2 (quatre suffiraient en toute rigueur).

La Fig. 8 montre une optique de principe avec différents réglages de la dimension verticale. On a choisi de prendre  $\epsilon_x \ll \epsilon_z$  de façon à obtenir un rectangle fin en X, ce qui améliore la définition des contours de

la zone irradiée lors du balayage. En outre  $\epsilon_x$  doit être suffisamment petit si l'on veut réaliser des rectangles de largeur millimétrique (voir plus loin).

La Fig. 9 montre une simulation de faisceau avec uniformisation en Z. Caractéristiques du faisceau à l'entrée de la ligne : cf. Fig. 7, distributions de densité gaussienne, moyennes quadratiques  $\epsilon_x/\pi \leq 0.05 \cdot 10^{-6}$  m.rad,  $\epsilon_z/\pi \leq 10^{-6}$  m.rad, dispersion en moment nulle ici - les tests montrent que jusqu'à environ  $\sigma_{\delta p/p} = 10^{-3}$  l'uniformisation n'est pas perturbée.

Dans l'exemple de la Fig. 9, à la cible le réglage optique fournit au premier ordre  $\alpha_{x,z} = 0$ ,  $\beta_x = 3$  m,  $\beta_z = 500$  m; le faisceau présente une section transverse horizontale en cloche (pas d'uniformisation) de dimension  $\sigma_x = (\beta_x \epsilon_x / \pi)^{1/2} \approx (3 \times 0.05 \cdot 10^{-6})^{1/2} = 0.4 \cdot 10^{-3}$  m, et une section transverse verticale uniformisée de longueur  $z_M \approx 55 \cdot 10^{-3}$  m.

## 5.2 Balayage d'une section de tumeur

La Fig. 10 montre la mise en œuvre du balayage 2-D associé. On réalise le balayage de la cible (en quelque sorte on la "peind") en synchronisant les mouvements suivants :

- modification continue de la position  $(X_c, Z_c)$  du centre du faisceau au moyen des deux déviateurs,
- modification continue de la dimension verticale du faisceau (caractérisée au premier ordre par la grandeur  $\sigma_z = (\beta_z \epsilon_z / \pi)^{1/2}$ ) tout en maintenant  $\sigma_x$  constante, et ce par ajustement continu des cinq quadrupôles aval Q3B-Q7,
- maintien simultané de l'uniformisation transverse verticale par modification continue de la force intégrée,  $KL$ , de l'octupôle d'uniformisation verticale OV, suivant la loi [4]

$$KL = \frac{1}{12\epsilon_z\beta_l^2} \frac{\cos^3 \phi}{\sin \phi}$$

dans laquelle  $\beta_l$  est l'amplitude betatron verticale dans l'octupôle,  $\phi$  est l'avance de phase betatron de l'octupôle à la cible. Les gradients nécessaires dans les 5 lentilles finales Q3B-Q7 ne dépassent pas 10 T/m au cours de ce scan. Les gradients des lentilles amont Qm3-Q3A et QB sont constants. La force maximale atteinte dans l'octupôle est de  $41 \text{ m}^{-4}$  ce qui correspond à un champ  $B_{pôle} = 0.12 \text{ T}$  à 10 cm.

## Fonctions optiques

## Enveloppes

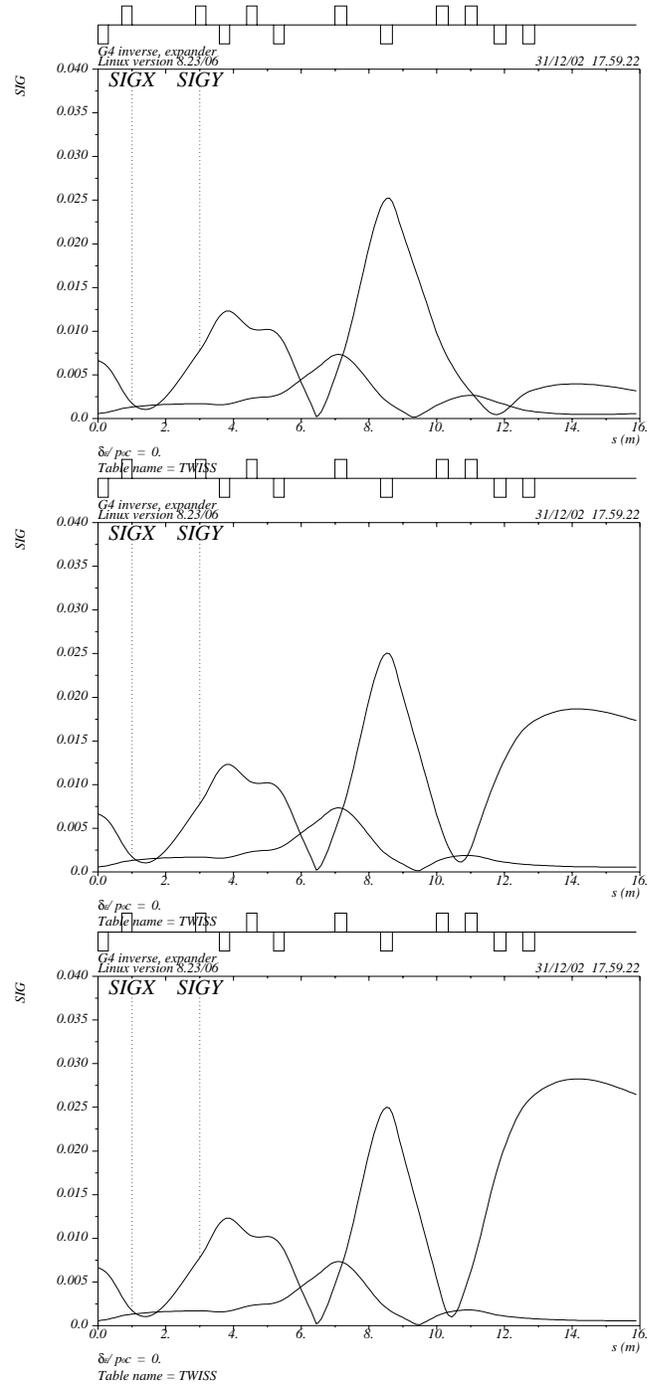
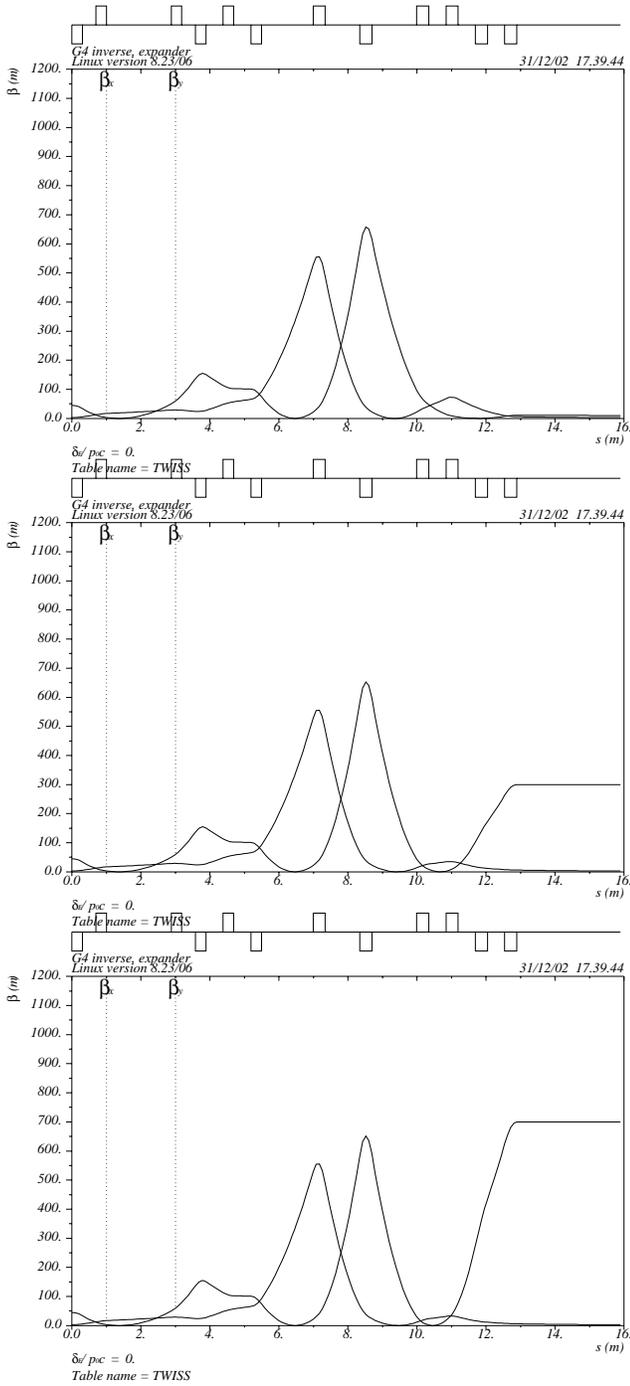
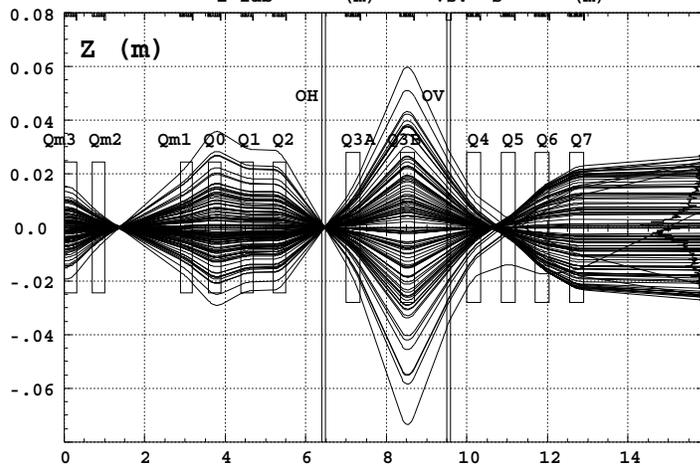
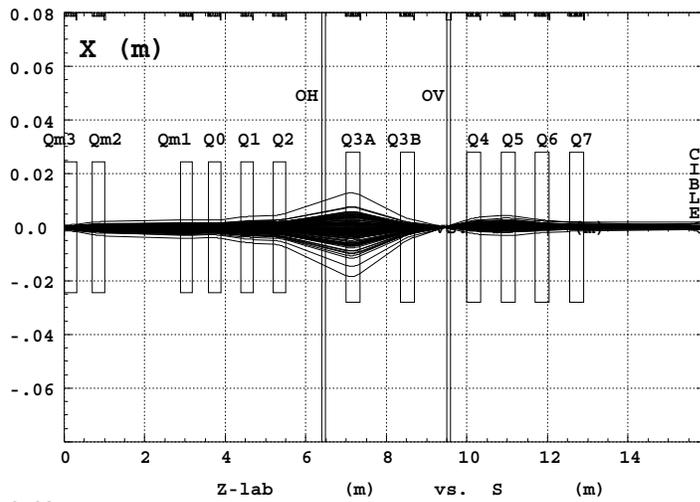


FIG. 8 – Col. de gauche : balayage des fonctions optiques avec, de haut en bas,  $\beta_z = 10, 300$  et  $700$  m au droit de la cible et  $\beta_x = 3$  m constant. Col. de droite : enveloppes correspondantes pour  $\epsilon_x/\pi = 0.1 \cdot 10^{-6}$  m.rad,  $\epsilon_z/\pi = 10^{-6}$  m.rad, dans le cas du réglage optique en expander 1-D vertical. On obtiendrait ainsi un rectangle de longueur respectivement  $\Delta Z \approx 5, 30$  et  $50$  mm et de largeur constante  $\Delta X \approx 0.5$  mm.

## Enveloppes



## Espaces des phases

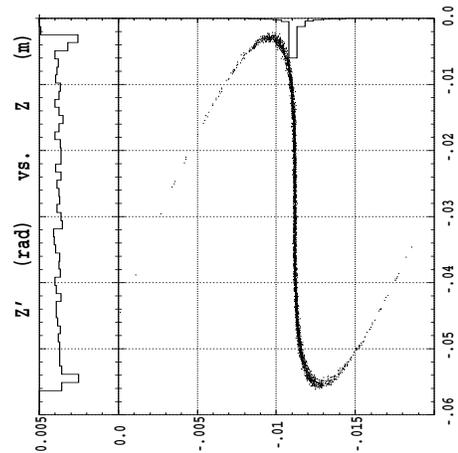
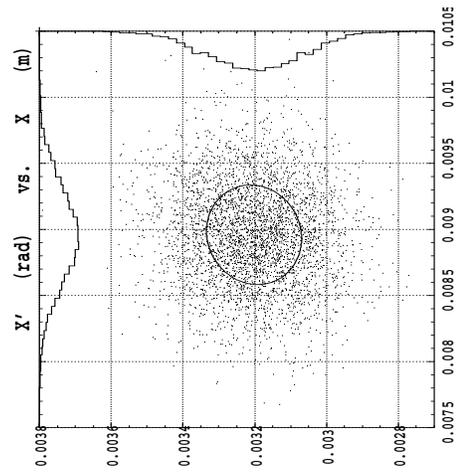


FIG. 9 – Simulation d'un faisceau avec uniformisation en  $Z$  : enveloppes  $X$  et  $Z$  et espaces des phases correspondants en fin de ligne.

L'espace des phases vertical (Fig. du bas à droite) subit une forte distortion cubique sous l'effet de l'octupôle  $OV$ , c'est ce qui entraîne l'uniformisation transverse en  $Z$  au droit de la cible.

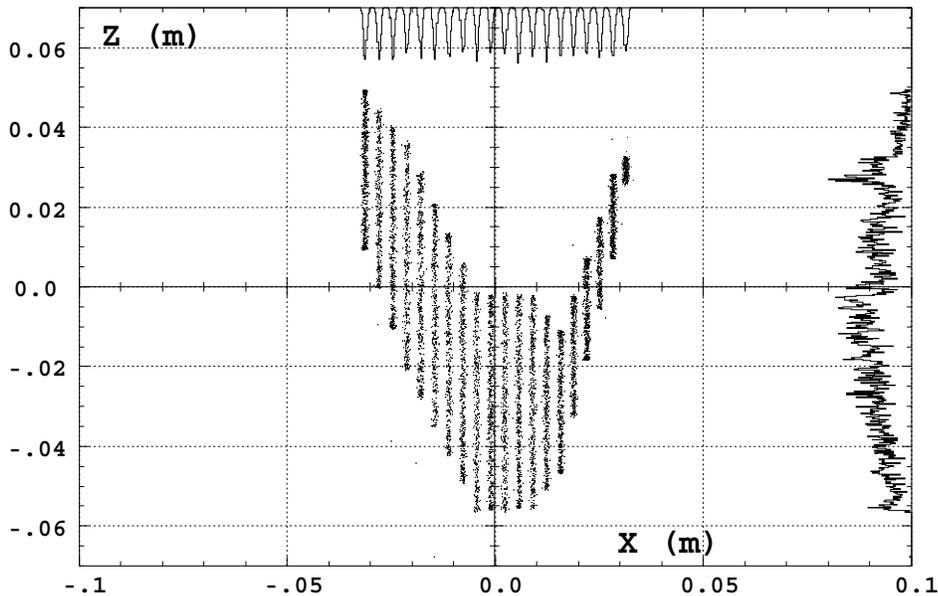


FIG. 10 – Simulation du balayage d'une section transverse de tumeur par un faisceau rectangulaire de densité uniforme dans la longueur. Une vue de détail montrerait des rectangles tels que celui présenté en Fig. 4 (page 7).

### 5.3 Optique d'uniformisation 2-D

Les conditions de faisceau initiales sont les mêmes que précédemment (Section 5.1), hormis la dispersion en moment prise ici non nulle, gaussienne d'écart-type  $\sigma_{\delta p/p} = 10^{-3}$  (cf. Fig. 7, page 10).

Les deux octupôles d'uniformisation OH et OV sont cette fois mis en jeu. Le résultat est un carré de dimensions importantes  $\approx 12 \text{ cm} \times 12 \text{ cm}$ , qui peut représenter la fenêtre d'exposition en technique d'irradiation "passive" telle que décrite en page 3.

Noter que dans le réglage présent on observe quelques défauts, qui appellent les commentaires suivants,

- la focalisation Z n'est pas très bien réglée (quads Q3B-Q7, Fig. 11-droite) : on doit pouvoir éviter la surintensité de l'enveloppe dans le dernier quad (Q7), ainsi on éviterait l'angle  $\approx 10 \text{ mrad}$  des particules extrêmes (on rappelle que cet angle est contraint par les spécifications de la hadronthérapie [8])
- la densité en X présente un peu de halo, probablement attribuable au couplage dans l'octupôle OV, qui a probablement pour origine un mépositionnement du waist X au droit de l'octupôle OV [12].
- les projections en X ou Z de la distribution 2-D présentent des pics latéraux. Par rapport au cas 1-D (Fig. 9 en bas à droite) ils sont atténués, ce qui est un effet de la dispersion en moment. En outre, il est loisible d'améliorer l'uniformité en introduisant une lentille non-linéaire d'ordre supérieur (dodécapôle, cf. Refs. [4, 12]).

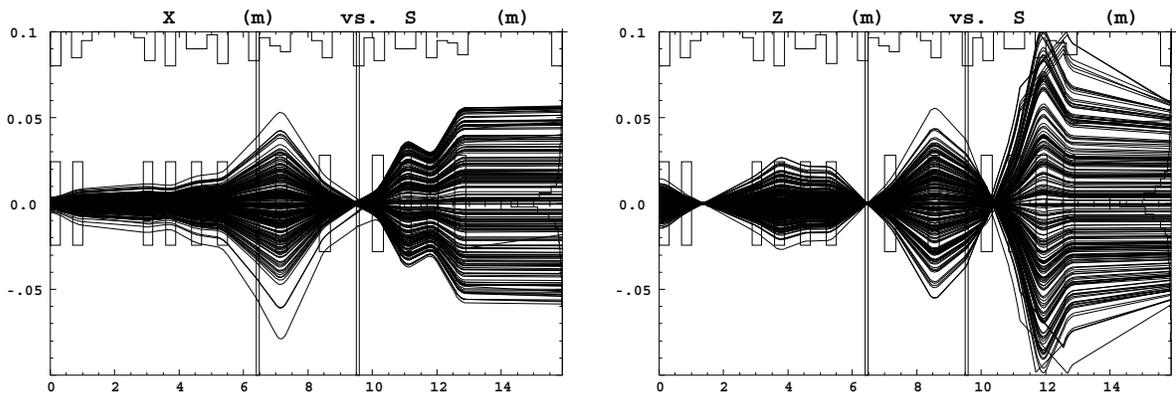


FIG. 11 – Uniformisation 2-D. Enveloppe du faisceau, à gauche : horizontal, à droite : vertical.

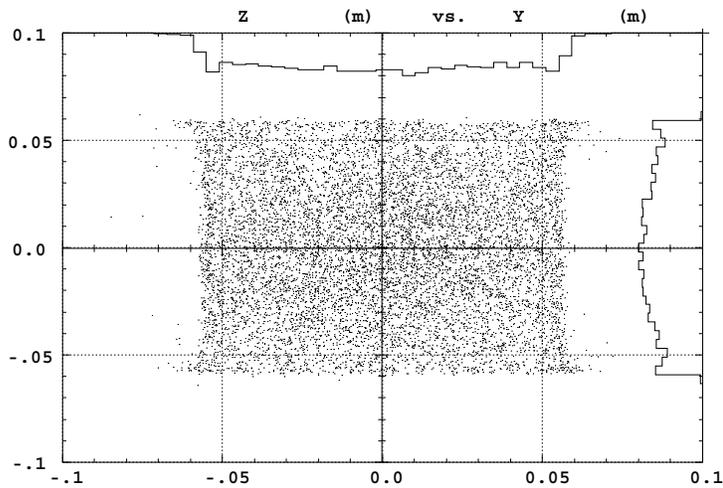


FIG. 12 – Section transverse du faisceau à la cible. La distribution est contenue dans un rectangle de dimensions  $\approx 12 \times 12 \text{ cm}^2$ .

## 6 Conclusion

Outre l'hadronthérapie, la méthode de balayage rectangulaire uniformisé à géométrie variable décrite ici peut trouver application en irradiation de cible nucléaire ou autre implantation ionique, on peut aussi envisager sa transposition à l'optique lumineuse, par exemple pour l'irradiation de cibles en rayonnement synchrotron.

### *Remerciements*

Je remercie Mr. le Dr. J. Balosso, CHU Grenoble, pour les discussions et encouragements, ainsi que Mr. M. Bajard, IPN Lyon, pour la relecture de ce document.

### **Références**

- [1] Dispositif d'irradiation d'une cible par un faisceau de hadrons chargés, application à la hadronthérapie, F. Méot, DSM/DAPNIA/SACM, brevet, dépôt "EN : 02 08240" (07/2002).
- [2] Generation of a rectangular beam distribution, B. Blind, Report MS H811, LANL, Los Alamos, NM 87545 (1991).
- [3] Schéma de ligne à haute énergie et système d'expansion de faisceau pour TRISPAL, F. Méot, report CEA DSM/LNS/GT 95-07, Saclay (1995).
- [4] Principles of the non-linear tuning of beam expanders, F. Méot and T. Aniel, NIM A 379 (1996) 196-205.
- [5] The medical accelerator HIMAC and the charged particle therapy in Japan, A. Kitagawa and F. Soga, Proc. PAC Conf. 2001, June 18- 22, Chicago, IL, USA.
- [6] Proposal for a dedicated ion beam facility for cancer therapy, Eds. K. D. Gross, M. Pavlovic, GSI, Darmstadt (Sept. 1998).
- [7] Design of a beam transport system for a proton radiation therapy facility, W. P. Jones and G. P. A. Berg, Proc. Particle Accelerator Conf., New-York, 1999.
- [8] Le projet ETOILE (Vol. II), rapport d'APS - LYCEN 2002-01 (UCB Lyon 1) / DAPNIA-02-06 (CEA Saclay) (janvier 2002).
- [9] L'hadronthérapie, S. Meyroneinc, CERN Accelerator School on medical applications of accelerators, Pruhonice, Tchek Rep., April 2001.
- [10] Hadrontherapy project ETOILE - Reconstruction of the slowly extracted beam, F. Méot, report CEA DSM DAPNIA-02-176 (2002).
- [11] D'après données GANIL, salle expérimentale "G4", communication privée B. Bru et M. Bajard (2003).
- [12] Calculation of non-linear envelopes in beam expanders, F. Méot and T. Aniel, PRST-AB, Vol. 3, 103501 (2000).