

# Projet ETOILE Le synchrotron\*

F. Méot<sup>†</sup>, A. Tkatchenko<sup>‡</sup>

Nov. 2002

*Report CEA DAPNIA-02-476*

---

\*Contribution au rapport d'APS - LYCEN 2002-01 (UCB Lyon 1) / DAPNIA-02-06 (CEA)

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

<sup>‡</sup>CNRS IN2P3/IPNO, 91406 Orsay cedex (*tkatchen@ipno.in2p3.fr*)

## **Table des matières**

<b>1</b>	<b>Introduction</b>	<b>3</b>
<b>2</b>	<b>Paramètres principaux</b>	<b>3</b>
<b>3</b>	<b>Injection</b>	<b>5</b>
<b>4</b>	<b>Extraction</b>	<b>8</b>
	<b>Références</b>	<b>9</b>

# 1 Introduction

Ainsi qu'il a été dit le synchrotron PIMMS constitue l'élément essentiel de l'installation de hadronthérapie ETOILE proposée pour la région Rhône-Alpes.

Etant donné le travail considérable et les nombreuses publications réalisés par l'équipe PIMMS, nous ne tenterons pas une revue de détail de toutes les considérations techniques qui ont conduit à cette machine optimisée selon l'état de l'art actuel. Cependant certains choix essentiels déterminant la philosophie de la conception et du fonctionnement de l'accélérateur sont rappelés ci-après :

- injection multitour permettant un remplissage de l'anneau avec des faisceaux d'ions carbone ou de protons qui après accélération ont des émittances transverses égales sur la quasi-totalité de la gamme des énergies d'extraction.
- utilisation de la technique d'extraction lente, dans la condition dite "de Hardt" qui minimise les pertes sur le septum d'extraction, produisant des déversements stables et réguliers sur des durées de l'échelle de la seconde.
- utilisation d'un noyau bétatron, concept inventé et développé pour le synchrotron SATURNE 2 à Saclay, pour accélérer le faisceau vers la résonance tout en maintenant inchangés les paramètres optiques de la machine pendant le processus d'extraction.

## 2 Paramètres principaux

L'anneau a une circonférence de 75.24 m et présente une configuration optique à fonctions séparées composée de cellules de type FODOF.

La structure magnétique est constituée de 16 dipôles à section en H de champ maximum conservatif 1,5 T, et 24 quadrupôles de gradient maximum modéré 3,65 T/m.

La structure optique est de superpériodicité deux de façon à présenter deux sections droites longues non-dispersives dans lesquelles sont placés la cavité accélératrice, le sextupôle résonant et les éléments d'injection et d'extraction. De ce fait, l'anneau est aussi compact que possible.

Les quadrupôles sont répartis en trois familles pour permettre l'ajustement des nombres d'onde aux valeurs requises pour l'injection ou l'extraction tout en maintenant la dispersion à zéro dans les deux sections droites longues. Outre le sextupôle résonant, quatre autres sextupôles placés dans les parties dispersives de l'anneau permettent le contrôle de la chromaticité. Ceci est important pour prévenir les instabilités du faisceau dues à la charge d'espace à l'injection ainsi que pour ajuster la condition de Hardt qui détermine la qualité de l'extraction.

Les paramètres principaux du synchrotron sont résumés en Table 1 et le plan présentant les composants majeurs est donné en Fig. 1.

Comparé à diverses autres machines de dimension équivalente le synchrotron PIMMS présente une optique relativement douce qui conduit à une faible sensibilité aux erreurs de champ. Ceci est particulièrement important pour les machines médicales, spécialement si la technique de balayage actif est utilisée car l'uniformité du déversement produit par l'extraction lente peut être affectée de façon importante par les erreurs de champ dynamiques.

Le cyclage du synchrotron (c'est à dire le cyclage du champ magnétique des aimants ainsi que de l'accélération) comporte les phases essentielles suivantes : montée en champ depuis le palier de repos jusqu'à l'énergie d'injection, palier d'injection, accélération jusqu'à l'énergie d'extraction, palier d'extraction, montée du champ jusqu'à la valeur crête du cycle d'hystérésis des aimants, retour au palier de repos. Cette procédure assure une bonne reproductibilité du champ magnétique de cycle à cycle. Les durées typiques de ces diverses phases sont données en Table 2, de leur cumul résulte un cycle de 1,5 à 5,3 secondes pour un déversement de 0,2 à 4 secondes.

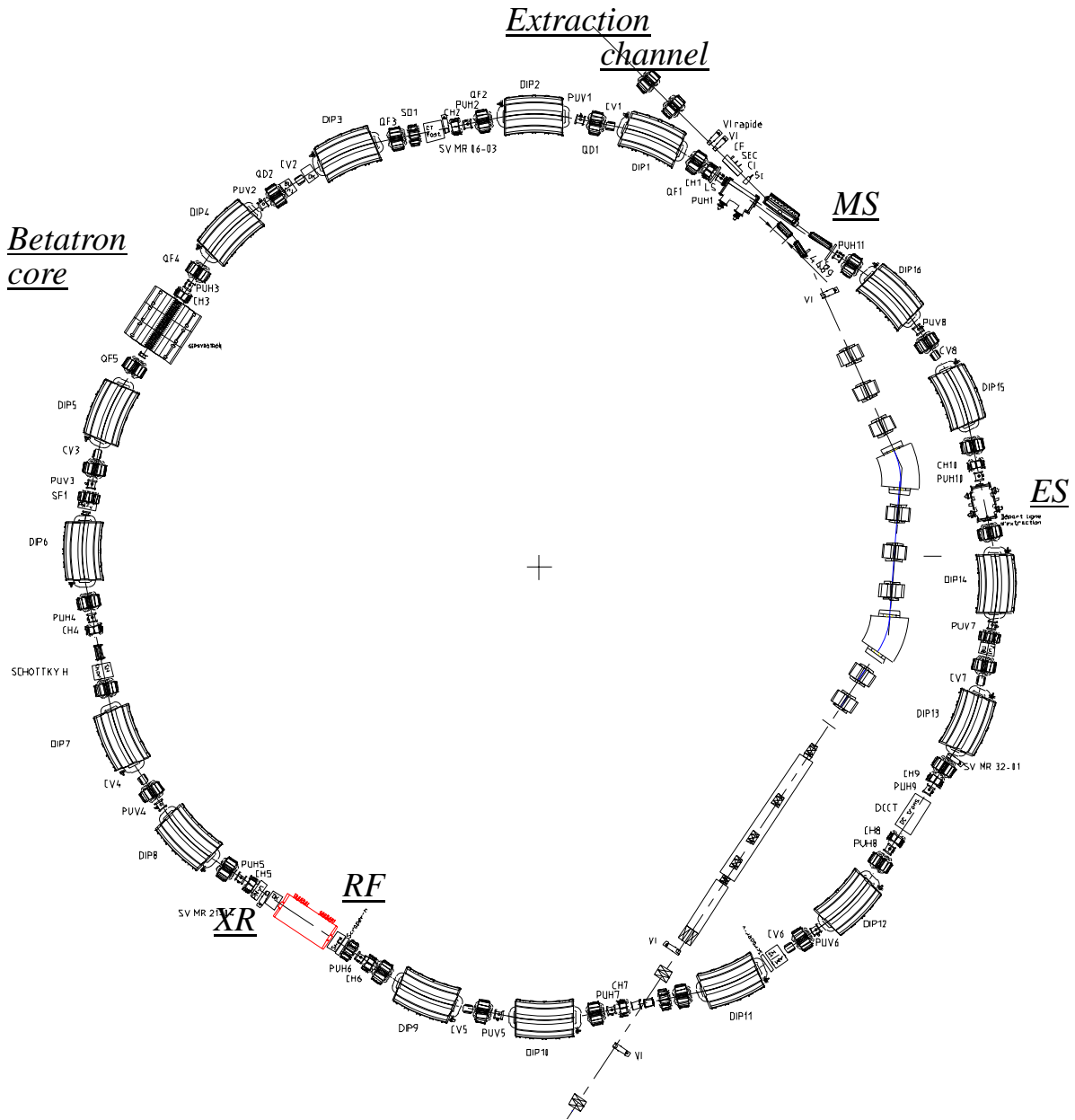


FIG. 1 – Le synchrotron PIMMS.  
 MS : aimants à septum d'extraction  
 ES : septum électrostatique  
 RF : cavité accélératrice  
 XR : sextupôle d'extraction

TAB. 1 – Paramètres machine

Energie maximum (carbone)	MeV/a	400
Energie d'injection (carbone et proton)	MeV/a	7
Circonférence	m	75,24
Superpériodicité		2
Dipôles		16
champ max	T	1,5
rayon de courbure	m	4.23
Quadrupôles		24
gradient max	T/m	3,65
longueur	m	0.35
Sextupôles		5
chromaticité/résonant, gradient max	T/m <sup>2</sup>	54/85
longueur	m	0.2
Nombres d'onde $\nu_x / \nu_z$		
injection, carbone		1,68 / 1,72
injection, proton		1,764 / 1,829
extraction		1,6666 / 1,72
$\beta_x / \beta_z$ max	m/rad	
injection, proton		17,1 / 17,2
nominal		16,1 / 14,8

TAB. 2 – Cyclage (durées en millisecondes)

Montée jusqu'à l'injection	70
Palier d'injection	50
Accélération jusqu'à l'énergie max	700
Palier d'extraction, durée max	4000
Fin de cycle d'hystérésis	500
Total	5320

### 3 Injection

Suivant l'exemple des projets italien CNAO et allemand HICAT, la décision a été prise d'utiliser pour ETOILE un unique LINAC injecteur de 7 MeV/a pour toutes les espèces d'ions, ce LINAC étant celui qui a été conçu par GSI pour le projet HICAT. Un tel choix présente des avantages évidents en termes de coûts d'équipement et de construction mais soulève de nouveaux problèmes concernant l'injection du faisceau de protons nécessaire pour l'irradiation par diffusion passive.

Deux limitations doivent être prises en compte :

- l'acceptance de l'anneau imposée par l'ouverture d'éléments magnétiques déjà définis,
- la dispersion en nombre d'onde due à la charge d'espace, qui ne doit pas excéder la valeur atteinte à 20 MeV pour  $2 \cdot 10^{10}$  particules au patient.

La première limitation est aisément surmontée car l'émittance du faisceau de protons stocké à

7 MeV qui doit être de  $21,2 \cdot 10^{-6} \pi \text{m.rad}$  (cf. Table 3) reste inférieure à celle du faisceau de carbone à l'injection ( $30 \cdot 10^{-6} \pi \text{m.rad}$ ) (Fig. 2). En effet l'émittance à 7 MeV se déduit de l'émittance à 20 MeV ( $12,5 \cdot 10^{-6} \pi \text{m.rad}$ ) par un facteur de grossissement  $\beta\gamma(20 \text{ MeV})/\beta\gamma(7 \text{ MeV}) = 1,7$  seulement (conservation des émittances normalisées) ce qui assure la règle d'égales émittances en proton et carbone sur la gamme des énergies d'extraction de PIMMS.

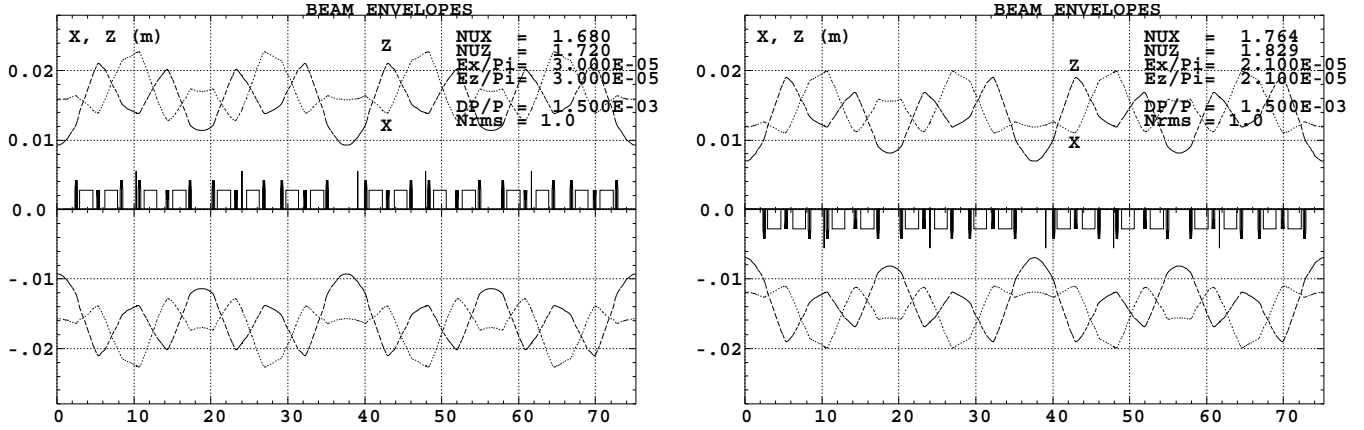


FIG. 2 – Envelopes horizontale et verticale du faisceau stocké à l'injection. Gauche : carbone,  $\epsilon_x/\pi = \epsilon_z/\pi = 30 \cdot 10^{-6} \text{ m.rad}$ , droite : proton,  $\epsilon_x/\pi = \epsilon_z/\pi = 21 \cdot 10^{-6} \text{ m.rad}$ .

TAB. 3 – Energies, moments, rigidités

	E (MeV/a)	$\beta\gamma$	$\beta\gamma/\beta\gamma _{7 \text{ MeV/a}}$	$B\rho$ (T.m)	$\epsilon_{x,z}/\pi$ ( $10^{-6} \text{ m.rad}$ )
<b>carbone</b>	7	0,123	1	0,763	30
	85	0,437	3,56	2,714	8,44
	120	0,524	4,26	3,254	7,04
	400	1,022	8,32	6,346	3,61
<b>proton</b>	7	0,122	1	0,383	21,2
	20	0,208	1.70	0,650	12,5
	50	0,331	2.70	1,040	7,84
	60	0,363	2.97	1,137	7,14
	220	0,724	5.91	2,265	3,58

La seconde limitation disparaît aussi car dans notre cas le nombre de protons au patient par déversement sera limité à  $10^{10}$ . Cette réduction d'intensité combinée à l'augmentation d'émittance conduit à un glissement de nombre d'onde presque inchangé malgré sa forte dépendance en énergie, ce qui a pour conséquence de ne pas avoir à modifier le point de fonctionnement dans le diagramme de nombres d'onde (Fig. 3). En effet, le glissement de nombre d'onde  $\Delta\nu$  est proportionnel à  $\frac{N}{S\beta^2\gamma^3} \approx \frac{N}{S(\beta\gamma)^2}$ , où  $S$  est la section du faisceau,  $N$  est le nombre de particules stockées,  $\beta\gamma = (c^2/v^2 - 1)^{-1/2}$ ,  $v$  = vitesse des particules ;

- i. en changeant  $S \rightarrow 1.7S$ ,  $\beta\gamma \rightarrow \beta\gamma/1.7$ ,  $N \rightarrow N/2 = 1.15 \cdot 10^{11}$  particules stockées à 7 MeV,

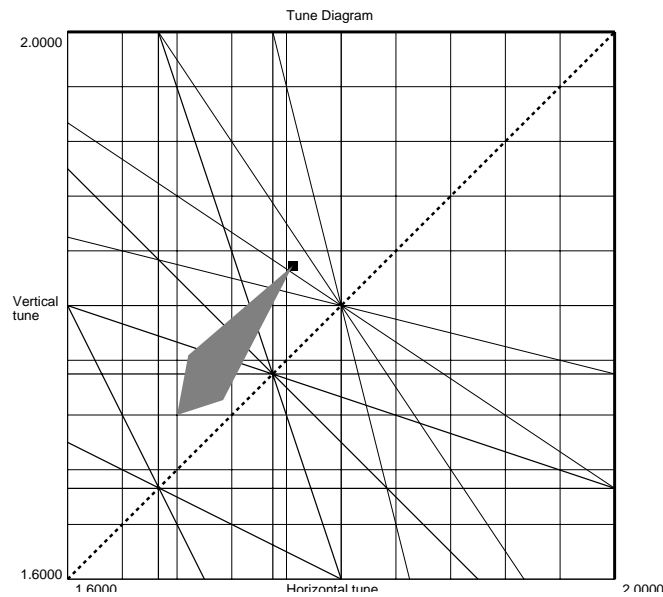


FIG. 3 – Etalement des nombres d'onde dû à la charge d'espace, proton, 7 MeV.

ii. on obtient  $\Delta\nu|_{7\text{ MeV}} = \frac{N/2}{1.75 \times (\beta\gamma/1.7)^2} \approx 0.85\Delta\nu|_{20\text{ MeV}} = 0.073$  (horizontal) et 0.093 (vertical).

On obtient ainsi à 7 MeV des nombres d'onde  $\nu_x = 1.751$ ,  $\nu_z = 1.813$ , très proches de ceux prévus à 20 MeV,  $\nu_x = 1.764$ ,  $\nu_z = 1.829$  [1, PartII,p.70].

En tenant compte de ces résultats, un nouveau schéma d'injection multitour en proton à 7 MeV a été optimisé [2, 3], sans qu'il soit nécessaire d'imposer des changements importants aux paramètres de l'injection. La Table 4 résume les résultats ainsi obtenus ; y figurent également, pour mémoire, les paramètres d'injection en carbone.

TAB. 4 – Paramètres d'injection

		carbone	proton
Energie	MeV/a	7	7
Particules au patient		$4 \cdot 10^8$	$10^{10}$
Particules stockées		$8 \cdot 10^8$	$3.4 \cdot 10^{10}$
Durée d'injection	tours	16	16
Rendement	%	23	12

Une autre réserve vis à vis de l'injection à plus basse énergie concerne la sensibilité de l'orbite fermée aux défauts de champ qui en valeur relative sont accrus. En réalité ce problème devrait être aisément surmonté si l'on se réfère à l'expérience acquise à SATURNE dans le cas du synchrotron injecteur MIMAS. Les protons polarisés étaient injectés dans MIMAS à 390 keV . Le champ dans les dipôles était de  $8 \cdot 10^{-2}$  T, le gradient dans les quadrupôles de  $4,1 \cdot 10^{-2}$  T/m. L'injection était d'une durée d'environ 1 ms ( $\approx 130$  tours). L'orbite fermée à l'injection était corrigée depuis  $\pm 10$  mm avant correction jusqu'à  $\pm 1$  mm avec correction.

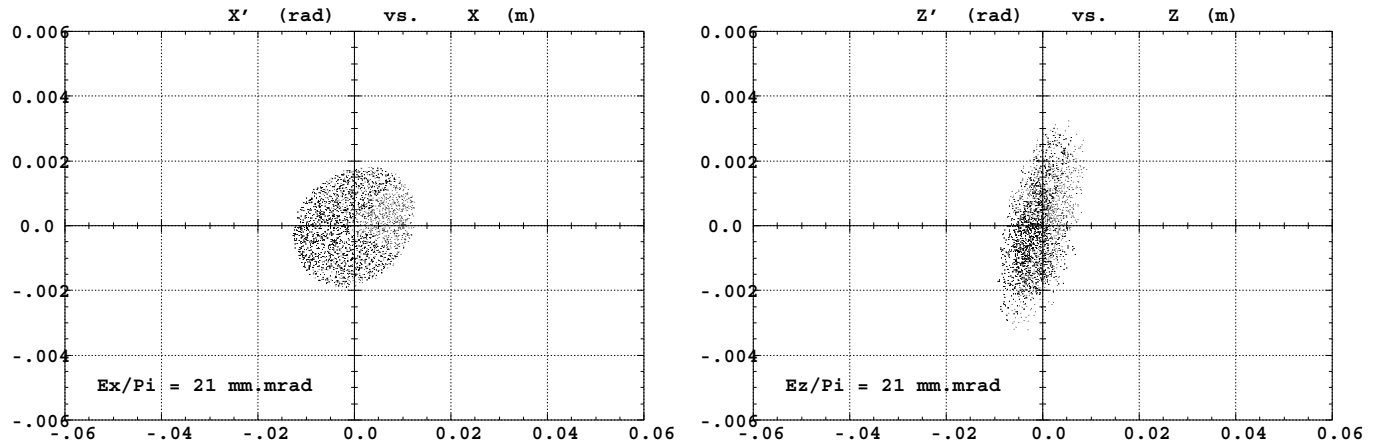


FIG. 4 – Injection en proton, 7 MeV, après scraping : espaces des phases horizontal (gauche) et vertical (droite).

## 4 Extraction

Une façon classique d’extraire le faisceau stocké du synchrotron est d’utiliser l’extraction lente qui consiste à induire un mouvement instable des particules pour une valeur rationnelle du nombre d’onde horizontal. La résonance demi-entière comme la résonance tiers-d’entier peut être exploitée. Pour les machines médicales la résonance tiers-d’entier est préférable car elle produit un déversement plus lent et mieux contrôlable. Ceci est important pour l’irradiation des tumeurs profondes par la méthode dite de balayage actif ainsi que pour la dosimétrie en ligne.

L’extraction lente nécessite un équipement spécifique tel que décrit en Fig. 1. Dans le cas du synchrotron PIMMS, un sextupôle ( $XR$ ) induit une instabilité du mouvement horizontal quand le nombre d’onde est proche de  $5/3$ , un noyau bêatron (*betatron core*) pousse lentement le faisceau dans la résonance et un septum électrostatique ( $ES$ ) dévie les particules de grande amplitude en direction du canal d’extraction qui débute au septum magnétique ( $MS$ ).

Certaines contraintes sont imposées aux fonctions optiques au droit du sextupôle et du septum électrostatique de façon à satisfaire la condition dite “de Hardt” qui améliore l’efficacité de l’extraction ainsi que la qualité du faisceau extrait.

Le concept de l’extraction forcée par accélération basée sur l’utilisation d’un noyau bêatron a été développé il y a 25 ans pour le synchrotron SATURNE 2 à Saclay [4]. Avec cette technique le processus d’extraction est plus facile à contrôler car tous les éléments optiques de la machine sont maintenus constants, le seul système dynamique est le convertisseur de puissance du bêatron.

Une autre possibilité pour réaliser l’extraction lente consiste à exciter le mouvement des particules au moyen d’un champ radio-fréquence transverse. Cette technique dénommée “RF knock-out” a été testée avec succès à GSI [5]. Elle est proposée pour le projet HICAT, et utilisée aujourd’hui de façon routinière à l’accélérateur médical HIMAC. Elle pourrait être aussi envisagée pour le projet ETOILE.

Dans le cadre d’un avant-projet détaillé, une comparaison plus fine de ces deux techniques devra toutefois être menée pour prendre en compte les critères suivants :

- régularité et homogénéité du déversement,
- possibilité de moduler l’intensité du déversement à l’intérieur d’un cycle, dans le cas de tumeurs non connexes.



## Références

- [1] Proton-ion medical machine study, Part I, CERN/PS 99-010 (DI) March 1999 & Part II, CERN/PS 2000-007 (DR) May 2000.
- [2] Projet de hadronthérapie à Lyon, Revue de l'injection dans PIMMS et variantes : protons de 7 MeV, injection extérieure, F. Méot, A. Tkatchenko, CEA DSM DAPNIA/SEA-01-09 & CNRS IN2P3 IPNO-01-06, 12 juin 2001.
- [3] Projet de hadronthérapie à Lyon, Optimisation des nouveaux paramètres d'injection en proton à 7 MeV, P.-Y. Lanfrey, CEA DSM DAPNIA/SEA-01-27, Nov. 2001.
- [4] Extraction à l'aide d'une accélération Bétatron, H. Bruck, J.-L. Laclare, G. Leleux, rapport DSS.SOC.RS.73.13, Laboratoire National SATURNE, CEA Saclay (1973).
- [5] The synchrotron of the dedicated ion beam facility for cancer therapy, proposed for the clinic in Heidelberg, A. Dolinskii, H.Eickhoff, B.Franczak, Proc. EPAC2000, p. 2509.