

# Thérapies par capture neutronique auprès d'un accélérateur en France

## AB-NCT

Accelerator Based- Neutron Capture Therapies

### Daniel Santos

Laboratoire de Physique Subatomique et de Cosmologie  
LPSC- Université Grenoble-Alpes ,CNRS/IN2P3

Contributions: M. Baylac, F. Bouly, R. Delorme, D. Dauvergne, V. Ghetta, J. Giraud, O. Guillaudin, Th. Lamy, J.F. Muraz, P. Rubiolo, N. Sauzet.

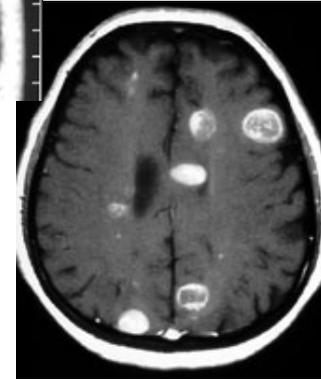
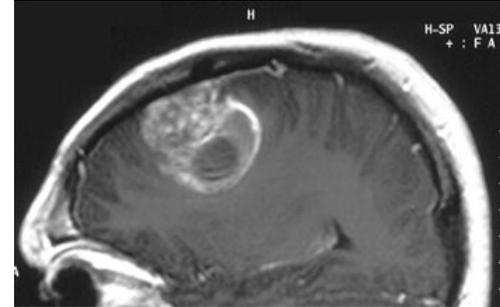
# Plan de la présentation

- ✓ Limitations actuelles des radiothérapies dans le traitement du cancer et nouvelles approches
- ✓ AB-NCT (BNCT et GdNCT) de quoi il s'agit- il ? Et implantation dans le monde
- ✓ Projet de démonstrateur pour l'AB-NCT en France :  
(accélérateur + source d'ions + (cible + modérateur) + détecteur de  $n^0$  et gamma)
- ✓ Propositions du LPSC
  - Cibles
  - Modérateurs adaptés
  - Détecteur de neutrons rapides et thermiques
  - Détecteur gamma afin de cartographier la dose
  - Etudes radio-biologiques
- ✓ Stratégie du projet AB-NCT en France

# Traitement du cancer : limitations & nouvelles approches

- *Limitations de la radiothérapie :*

- Tumeurs radorésistantes et diffuses (ex. Glioblastome)
- Tumeurs non-localisées (ex. métastases multiples) (cerveau, foie,...)

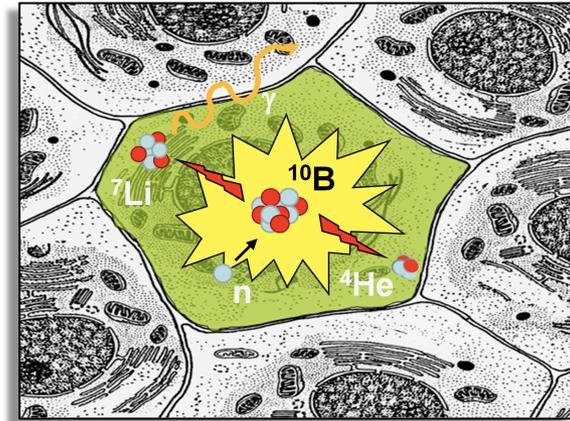


- *Nouvelles approches :*

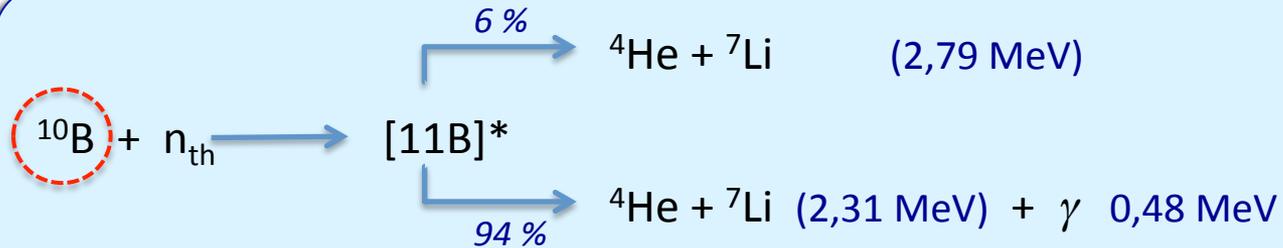
- Augmenter l'impact radiobiologique du traitement grâce aux particules de haut-Transfert d'Énergie Linéaire (TEL) produites → ions avec un faible parcours et/ou électrons de basse énergie (Auger, conversion interne)
- S'assurer de la localisation spécifique et de l'accumulation de l'élément radiosensibilisant → transport sélectif des molécules vers les cellules cancéreuses
  - ✓  $^{10}\text{B}$  ou  $^{157}\text{Gd}$  : différents composés existent sur le marché
  - ✓ Possibilité d'utiliser le gadolinium ou le bore sous forme de nanoparticules

# BNCT - Boron Neutron Capture Therapy

→ Détruire la cellule cancéreuse de l'intérieur par les fragments hadroniques ( $^4\text{He}$ ,  $^7\text{Li}$ ) provenant de la capture neutronique par le  $^{10}\text{B}$



Isotope naturel du Bore fixé sur les cellules cancéreuses



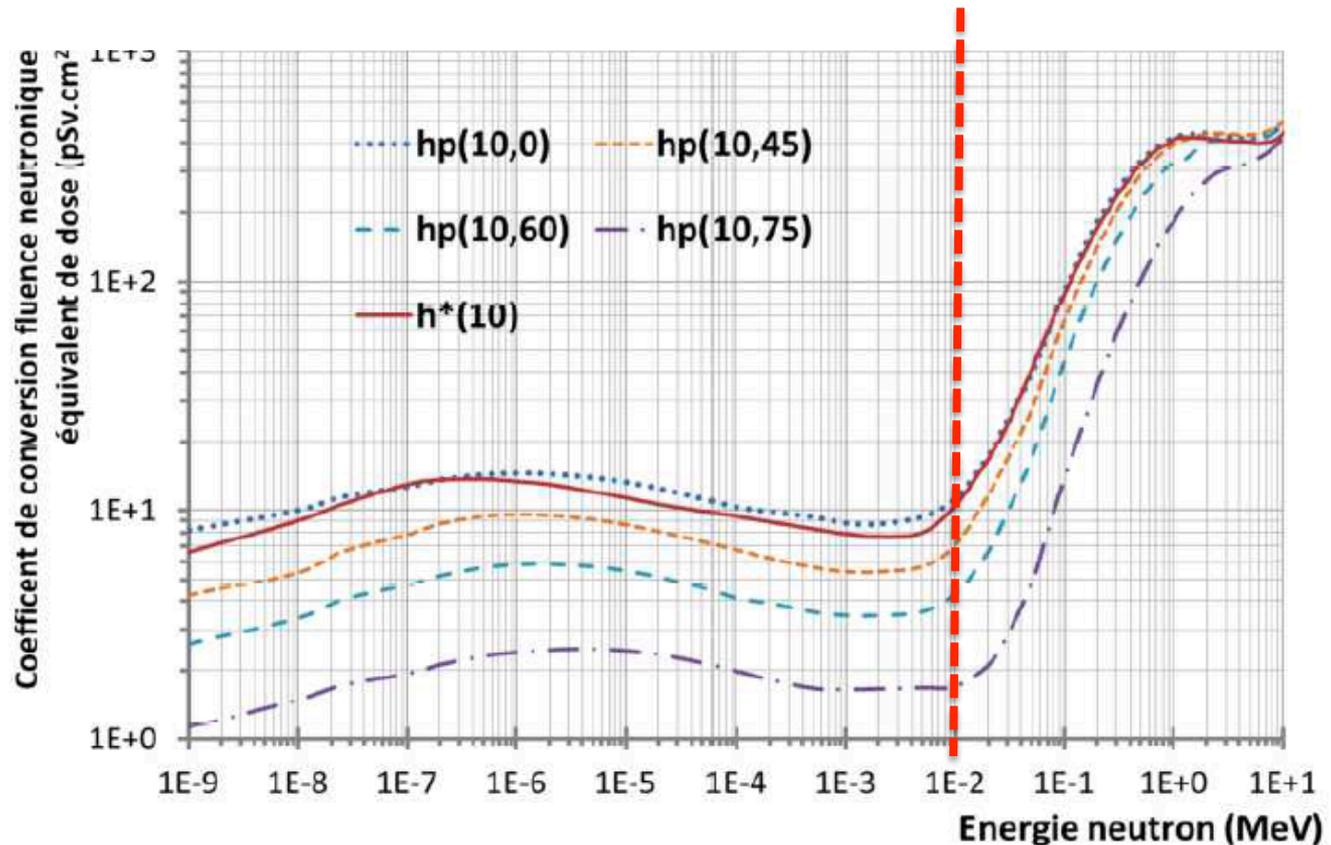
## Étapes de la BNCT :

- i) Absorption du  $^{10}\text{B}$  par les cellules de la tumeur
- ii) Irradiation de la zone par un flux important de neutrons épithermiques (0,1 eV – 10 keV)
- iii) Fragmentation du  $^{11}\text{B}$  donnant une particule alpha et un  $^7\text{Li}$  (5-8  $\mu\text{m}$ ) à faible parcours

Sur la nocivité du rayonnement incident pour le patient :

→ Importance de rester en neutrons épithermiques ( $E_n < 10$  keV)

$H_p(d)$  la dose totale reçue par un tissu à une profondeur  $d$      $h = H / \text{fluence } n^0$

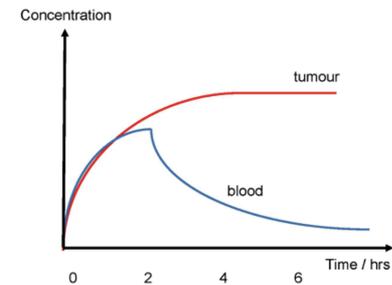
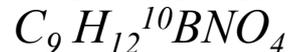
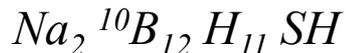


ICRP, 1996. Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. ICRP Publication 74. Ann. ICRP 26 (3-4).  
<http://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%2074>

**La BNCT : Son application peut se faire grâce à 2 porteurs du  $^{10}\text{B}$  : les molécules BPA et BSH dont la sélectivité (tissu sain/ tissu tumoral) est d'environ 3 à 4.**

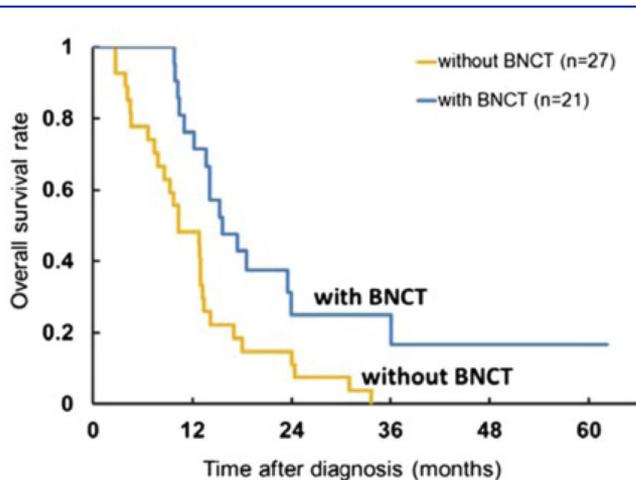
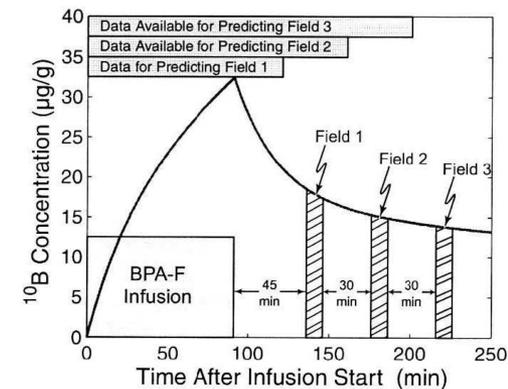
BSH : *sodium borocaptate*

BPA : *para-borophenylalanine*

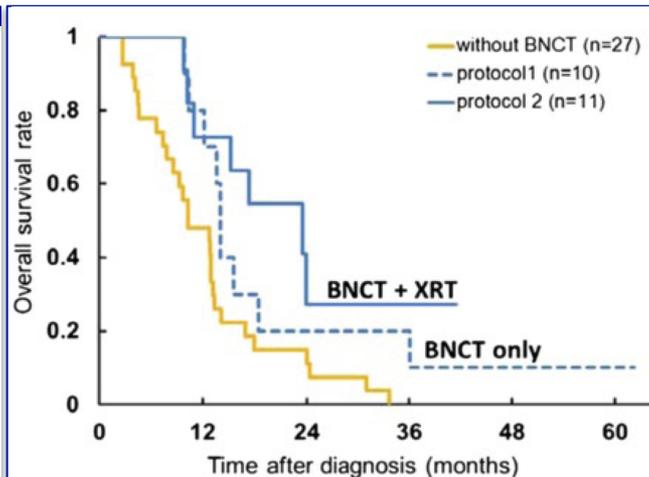


## BPA pharmacokinetics

From Kiger et al, *Journal of Neuro-Oncology* 62: 171–186, 2003.



Kaplan-Meier estimates of overall survival for all newly diagnosed glioblastoma (WHO grade 4, n = 21). The median survival time of boron neutron capture therapy (BNCT) group (blue line) is 15.6 months. There is statistical significance between both group Log-rank test ( $p = 0.0035$ )



Kaplan-Meier estimates of overall survival for all newly diagnosed glioblastoma (protocol 1 and 2). External beam X-ray irradiation (XRT) boost after boron neutron capture therapy (BNCT) was carried for the latter 11 cases. This improved the median survival time to 23.5 months (from 14.1 months for BNCT only, protocol 1, dotted line in blue).

## FIRST CLINICAL CASE OF BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY FOR HEAD AND NECK MALIGNANCIES USING $^{18}\text{F}$ -BPA PET

Teruhito Aihara, MD,<sup>1</sup> Junichi Hiratsuka, MD,<sup>2</sup> Norimasa Morita, MD,<sup>2</sup> Masako Uno, MD,<sup>1</sup> Yoshinori Sakurai, PhD,<sup>3</sup> Akira Maruhashi, PhD,<sup>3</sup> Koji Ono, MD,<sup>3</sup> Tamotsu Harada, MD<sup>1</sup>

Boron Neutron Capture Therapy

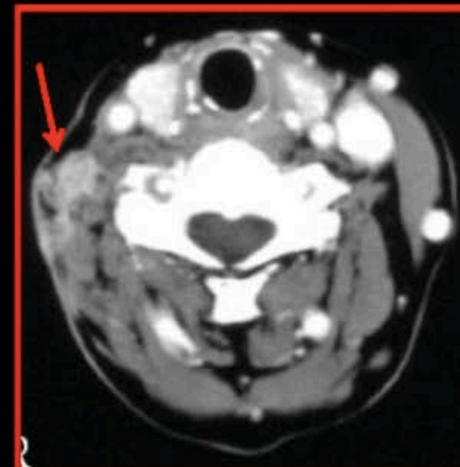
HEAD & NECK—DOI 10.1002/hed September 2006

A patient with recurrent submandibular gland cancer, underwent  $^{18}\text{F}$ - $^{10}\text{B}$ -BPA PET before and after BNCT.

The tumor/normal tissue boron concentration ratio was 2.9.

The tumor was irradiated at the Kyoto University Research Reactor with epithermal neutrons 5 MW for 90 minutes.

Results. To date there has been continuous complete regression in the tumor and no acute and chronic complications for 1.5 years.



Before BNCT



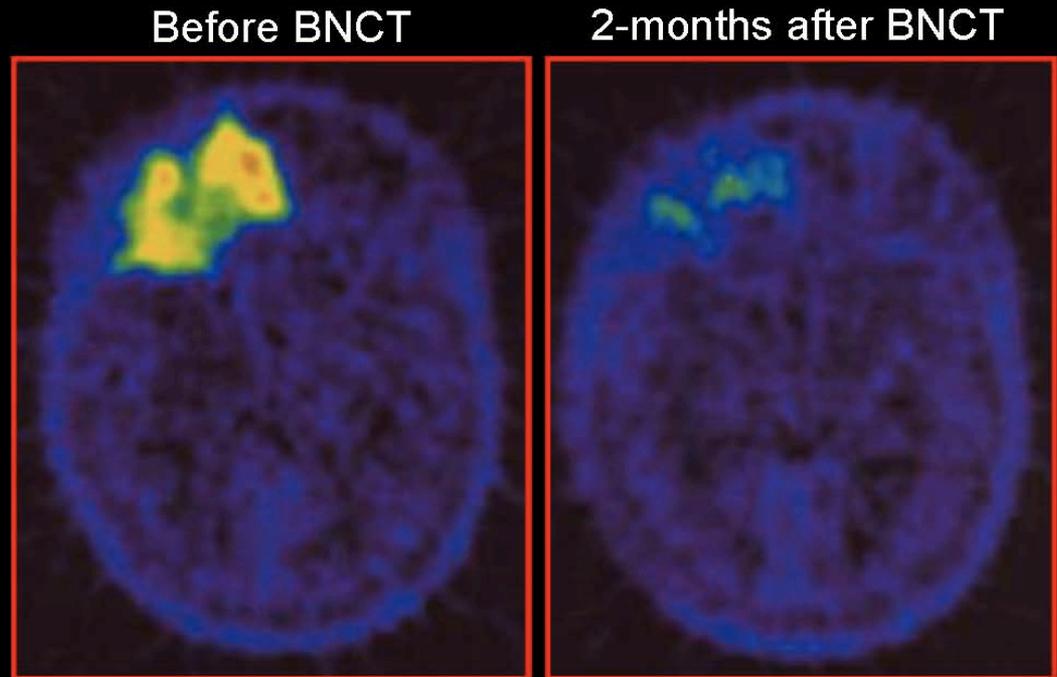
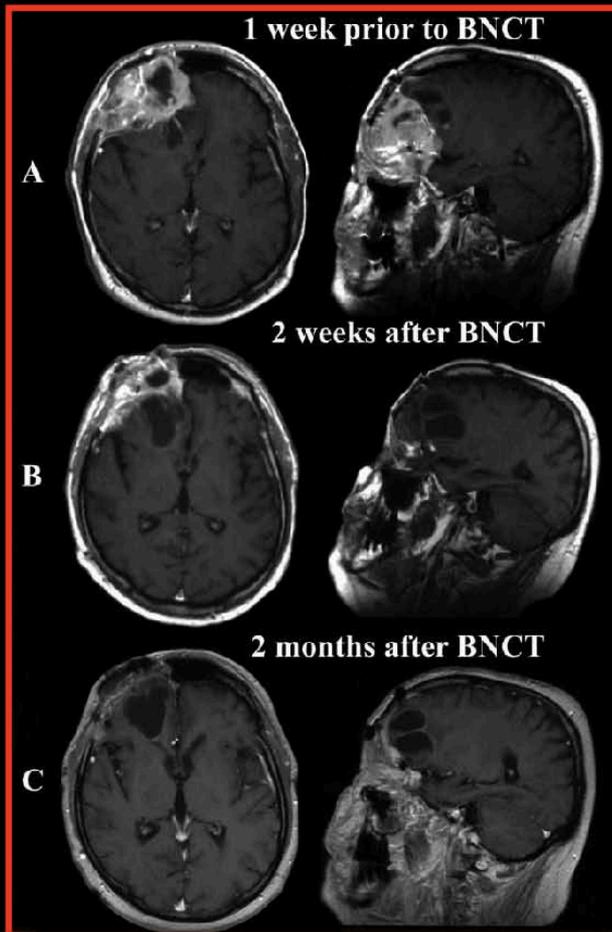
After 12 mo. from BNCT

ABNP 2014

# Undifferentiated sinonasal carcinoma may respond to single-fraction boron neutron capture therapy

Radiotherapy and Oncology 72 (2004) 83–85

Mauri Kouri<sup>a,1,\*</sup>, Leena Kankaanranta<sup>a,1</sup>, Tiina Seppälä<sup>g,1</sup>, Leena Tervo<sup>b</sup>, Merja Rasilainen<sup>c</sup>,  
Heikki Minn<sup>i</sup>, Olli Eskola<sup>j</sup>, Jyrki Vähätalo<sup>h</sup>, Anders Paetau<sup>d</sup>, Sauli Savolainen<sup>b,f,1</sup>,  
Iiro Auterinen<sup>k</sup>, Juha Jääskeläinen<sup>e</sup>, Heikki Joensuu<sup>a,1</sup>

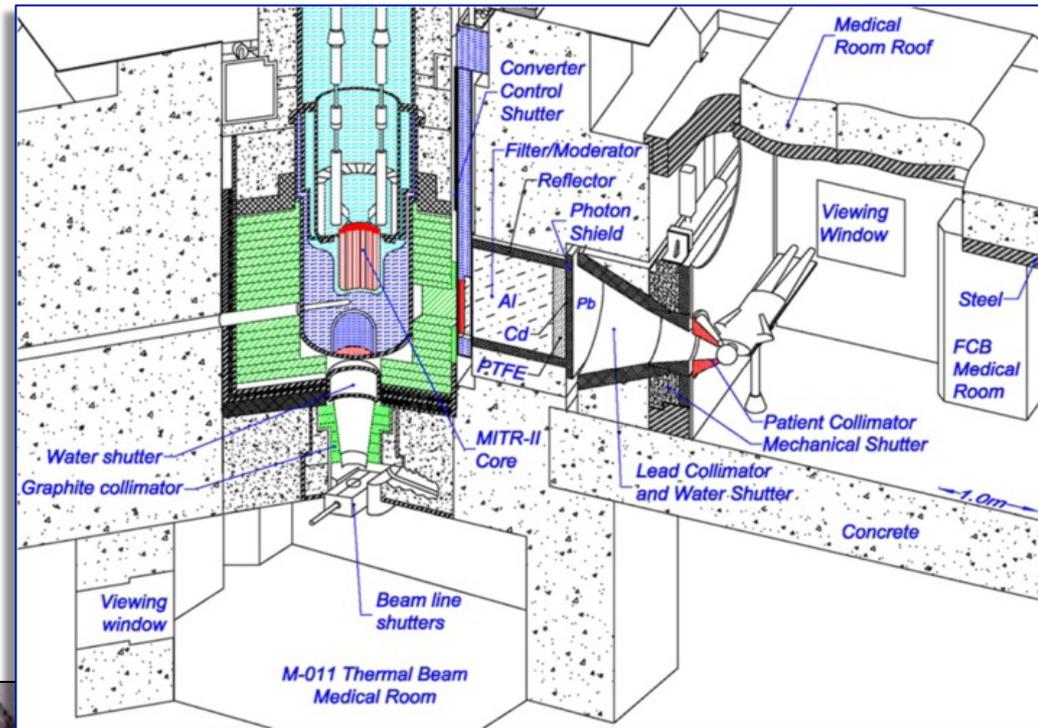


Case: a 44-yr man with recurrent poorly differentiated sinonasal carcinoma

**ABNP 2014**

# AB-NCT de quoi il s'agit- il ? Et implantation dans le monde

La BNCT existe depuis 1960 aux USA auprès des réacteurs nucléaires. Depuis les années 1990 elle a été expérimentée au Japon, UK, Russie, Finlande, Chine, Argentine... mais jamais en France

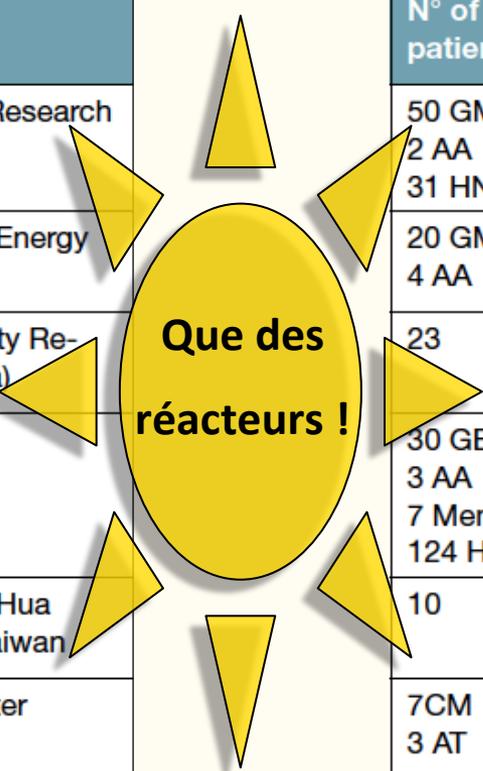


*Exemple d'implantation sur le réacteur de recherche du MIT*

Aujourd'hui, centres en activité (Rapport NuPECC 2014, *Nuclear Physics European Collaboration Committee*) :

**Table 10.1.** Operative BNCT centres

Centre	States	Neutron source	N° of treated patients*
Helsinki University Central Hospital, Helsinki, Finland	Europe	FIR-1, VTT Technical Research Centre, Espoo	50 GM 2 AA 31 HN
University of Tsukuba, Tsukuba City, Ibaraki	Japan	JRR-4, Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki	20 GM 4 AA
University of Tokushima, Tokushima	Japan	JRR-4 (Kyoto University Research Reactor, Osaka)	23
Osaka Medical College and Kyoto University Research Reactor, Kyoto University, Osaka and Kawasaki Medical School, Kurashiki	Japan	KURR	30 GBM 3 AA 7 Men 124 HN
Taipei Veterans General Hospital, Taipei, Taiwan	Republic of China	THOR, National Tsing Hua University, Hsinchu, Taiwan	10
Instituto de Oncología Angel H, Buenos Aires	Argentina	Bariloche Atomic Center	7CM 3 AT



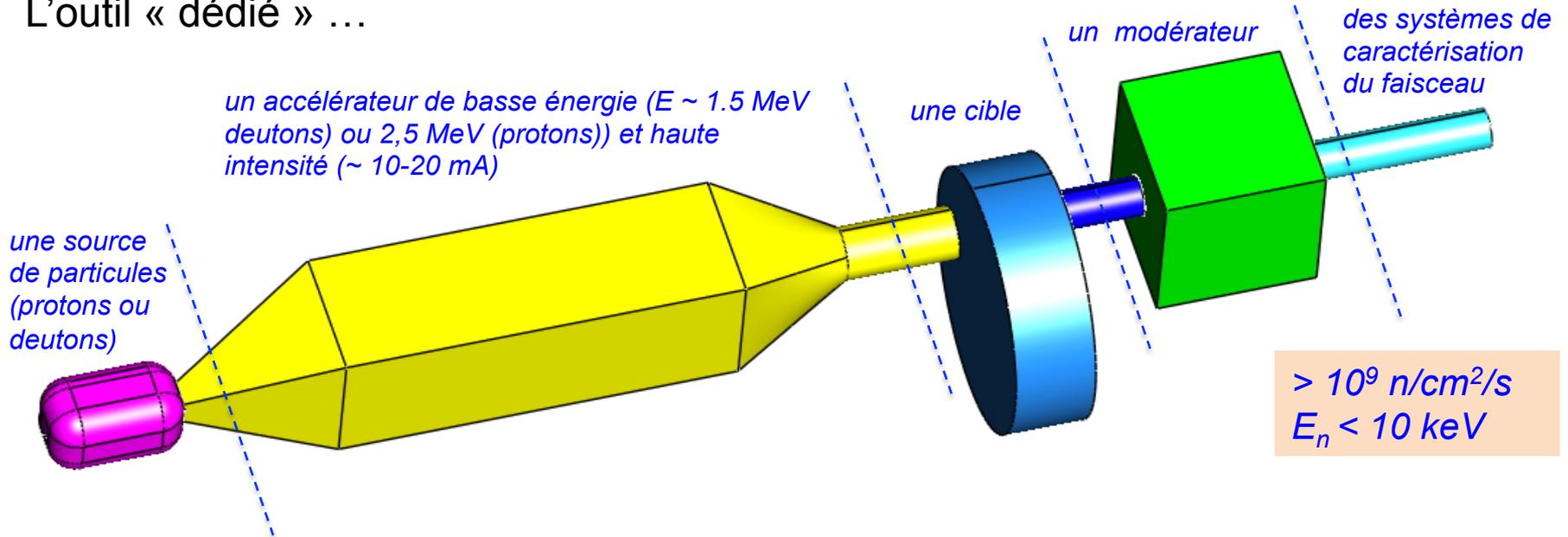
**Que des réacteurs !**

\* GM: glioblastoma multiforme; CM: cutaneous melanoma; AA: anaplastic astrocytoma; HN: head and neck cancer; Men: meningioma; AT: anaplastic thyroid cancer

Un des problèmes fondamentaux pour les études et le développement de cette thérapie est l'accès à des sources de neutrons intenses ( $> 10^9$  n/cm<sup>2</sup> s) dans un environnement médicalisé.

# De la NCT à l' AB-NCT : Accelerator Based - Neutron Capture Therapy Avec application au B ou au Gd (BNCT ou GdNCT)

L'outil « dédié » ...



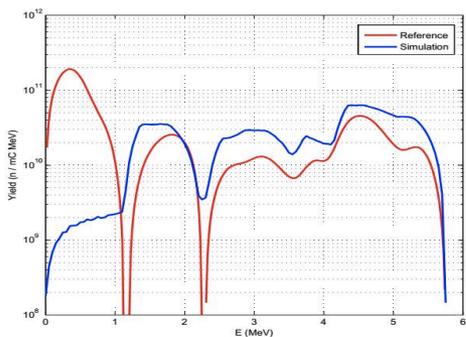
Le profil énergétique du faisceau de neutrons épithermiques, défini par le modérateur, permet une adéquation à la position de la tumeur et une optimisation de la dose relative (tumeur/tissus sains) en lien avec la concentration de  $^{10}\text{B}$  ou de  $^{157}\text{Gd}$ .

## AB-NCT : cibles de production de neutron

*D'après Halfon et al, FNDA 2011, 6-11 November, Ein Gedi, Dead Sea, Israel*

Réaction	Energie du faisceau incident (MEV)	Taux de production des neutrons (n/s.mA)	Energie moyenne des neutrons (keV)	Energie maximale des neutrons (keV)
${}^7\text{Li}(p,n)$	1,91	$2,4 \cdot 10^{10}$	34	67
${}^7\text{Li}(p,n)$	2,5	$8,9 \cdot 10^{11}$	326	786
${}^9\text{Be}(p,n)$	4	$10^{12}$	1060	2120
${}^9\text{Be}(d,n)$	1,5	$2,16 \cdot 10^{11}$	2010	5810
${}^9\text{Be}(d,n)$	1,5			
${}^{13}\text{C}(d,n)$	1,5	$1,82 \cdot 10^{11}$	1080	6770

*Nouvelle possibilité ouverte par le pic à basse énergie sur cible mince (8um)*



**PLUS L'ÉNERGIE DES NEUTRONS EST ÉLEVÉE PLUS LA MODÉRATION POSERA DES PROBLÈMES**

## Choix de cible pour les études actuelles dans le monde :

Current status and performance of the different accelerators intended for AB-BNCT facilities worldwide.

Institute-location	Machine (status)	Target and reaction	Beam energy (MeV)	Beam Current (mA)	Reference
Budker Institute Russia	Vacuum insulated Tandem (ready)	Solid ${}^7\text{Li}(p,n)$	2.0	2	Aleynik et al (2011)
IPPE-Obninsk Russia	Cascade generator KG-2.5 (ready)	Solid ${}^7\text{Li}(p,n)$	2.3	3	Kononov et al. (2004)
Birmingham Univ. UK	Dynamitron (ready)	Solid ${}^7\text{Li}(p,n)$	2.8	1	Culbertson et al. (2004)
KURRI Japan	Cyclotron (ready)	${}^9\text{Be}(p,n)$	30	1	Tanaka et al. (2011)
Soreq Israel	RFQ-DTL (ready)	Liquid ${}^7\text{Li}(p,n)$	4	1	Halfon et al. (2011)
Legnaro INFN Italy	RFQ (under construction)	${}^9\text{Be}(p,n)$	4-5	30	Ceballos et al. (2011)
Tsukuba Japan	RFQ-DTL (under construction)	${}^9\text{Be}(p,n)$	8	10	Kumada et al. (2011)
CNEA Argentina	Single ended Tandem Electrostatic Quadrupole (under construction)	${}^9\text{Be}(d,n)$ Solid ${}^7\text{Li}(p,n)$	1.4 2.5	30 30	Kreiner et al. (2011)

*NIM 2013, Kreiner et al.*

## LES Défis de l'AB-NCT :

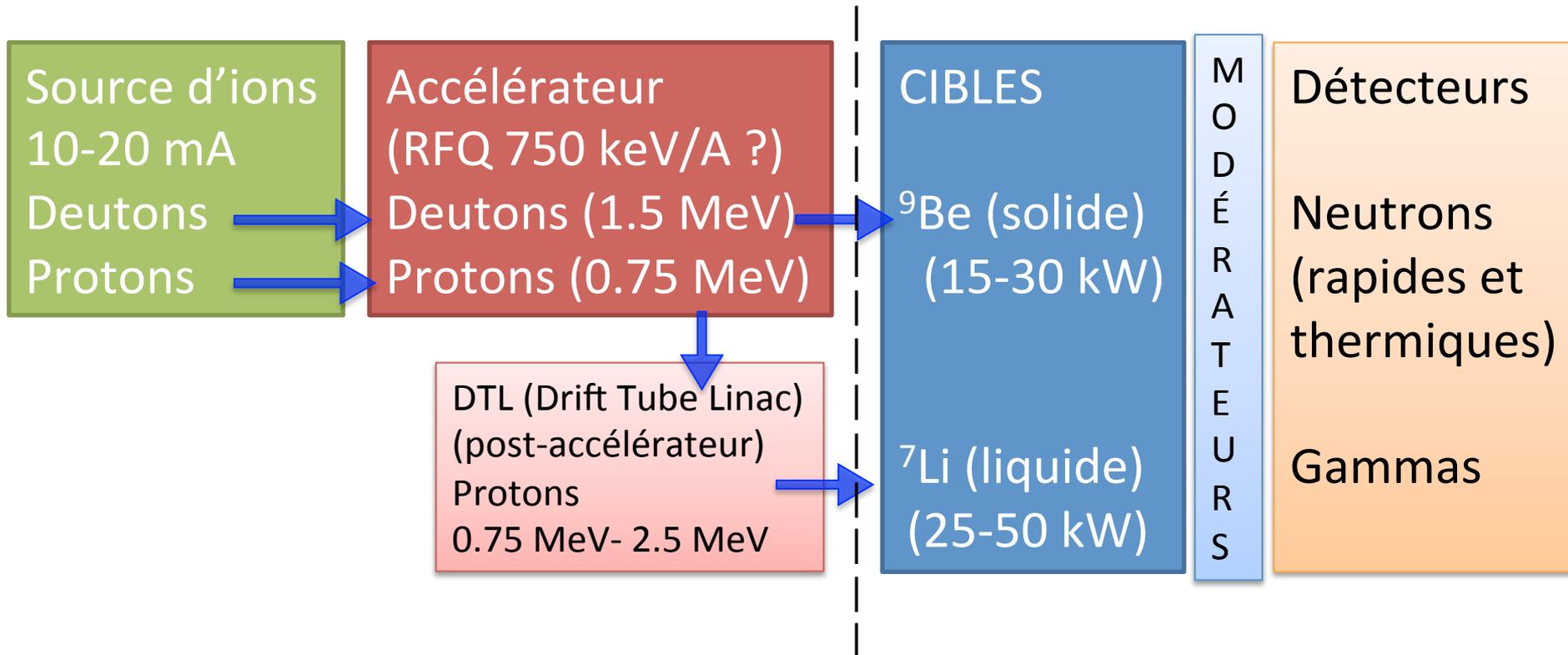
- Produire  $10^9 n_{th}/(\text{cm}^2.\text{sec})$  sur la tumeur (afin que l'irradiation ne dure pas plus de 30 minutes) avec une source compacte de neutrons qui puisse s'installer dans les hôpitaux.
- Fabriquer une cible qui puisse tenir 15-30 kW sur  $10 \text{ cm}^2$  ( $3\text{kW}/\text{cm}^2$ )
- Caractériser le champ neutronique rapide sortant de la cible et le champ neutronique épi-thermique sortant du modérateur

# Projet d'un démonstrateur AB-NCT en France

Deux voies possibles :

1) deutons (1,5 MeV) sur  $^9\text{Be}$

2) protons (2,5 MeV) sur  $^7\text{Li}$  liquide



# Types d'accélérateurs pour l'AB-NCT

- Faisceaux de protons à 2,5 MeV et/ou deutons à 1,5 MeV, intensité : 10-20 mA
- Types d'accélérateurs possibles
  - Cyclotron
  - Machine électrostatique
  - Linac : source d'ions, quadrupole radiofréquence (RFQ), post-accélérateur
- Projets opérationnels ou en développement (rapport NuPeCC 2014)
  - Kyoto univ. (Japan) : 30 MeV, 1 mA, cyclotron
  - Budker institute (Russia) : 2.5 MeV, 10 mA, tandem
  - Argentine, commission atomic energy : 2.4 MeV, 30 mA, tandem-ESQ
  - Birmingham univ. (UK) : 3 MeV, 5 mA, dynamitron
  - Soreq (Israël) : 4 MeV, 1 mA, RFQ-DTL
  - Tsukuba (Japan) : 8 MeV, 10 mA, RFQ
  - Legnaro (INFN) : 5 MeV, 30 mA, RFQ

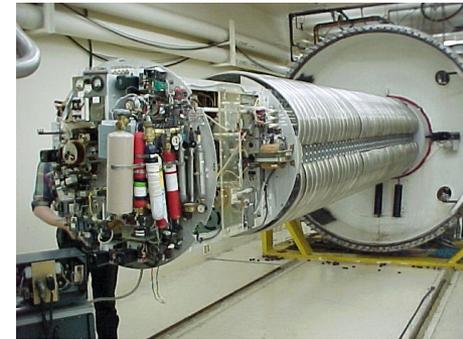
# Solutions technologiques

## • Machines électrostatiques

- Van de Graaff (Pelletron, Tandem) ou Dynamitron (Cockroft-Walton)
- Solutions industrielles (HVEE, NEC, IBA, Hyperion)
- Limitation en intensité et fiabilité (?)

## • Cyclotron

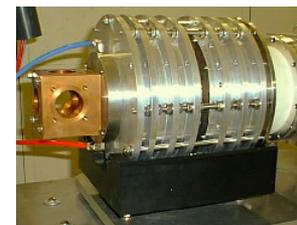
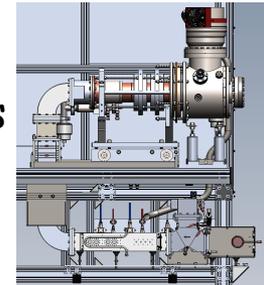
- Solution industrielle (IBA, AIMA)
- Limitation en intensité



→ Solution linac (source et RFQ) semble la plus adaptée

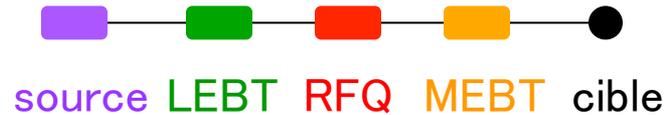
## • Source d'ions (ECR) : Multiples possibilités pour 10-20 mA protons ou deutons

- Industrielles 2.45 GHz (i.e. Pantechnik)
  - Monogam 1000 (10 mA protons garantis)
  - SILHI-CEA (40 mA protons garantis)
- Sources développées au LPSC (> 2.45 GHz, basse puissance)
  - micro-phoenix 10 GHz-300 W (8 mA protons)
  - en cours : Super-COMIC 5.8 GHz-80 W (2 mA protons)



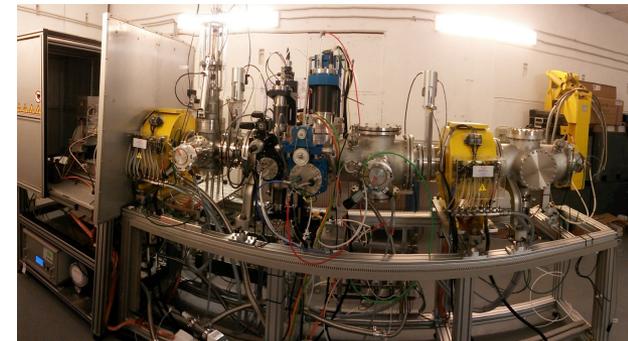
# Linac

- Injecteur type :



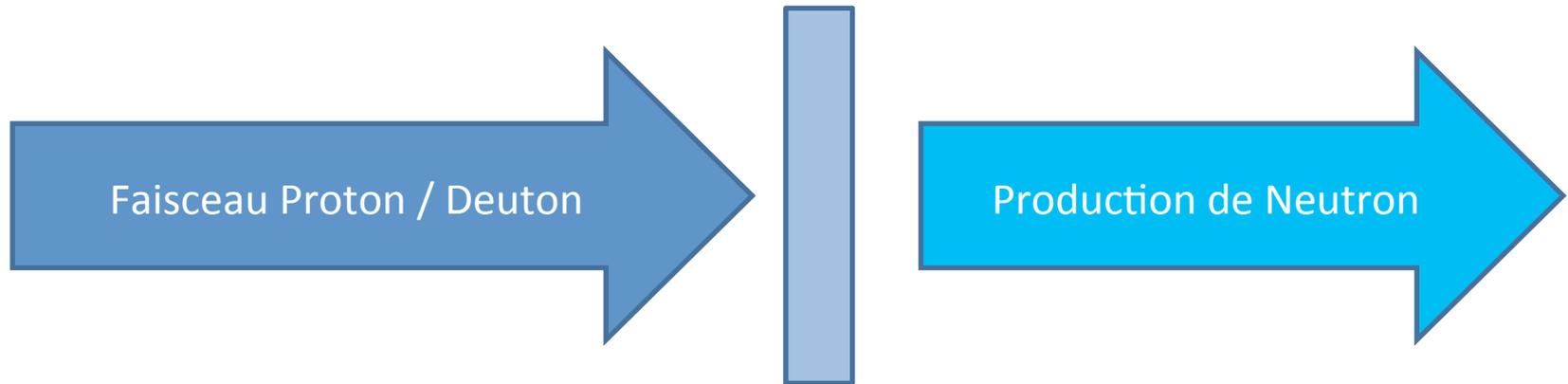
LEBT (MEBT) : Low (Medium)  
Energy Beam Transport

- Structure RFQ
  - Accélération, mise en paquet et focalisation radiale (modulation des électrodes)
  - Gamme en énergie : jusqu'à 1-2 MeV
- Exemples de RFQ
  - SPIRAL2 (CEA) : protons ou deutons (750 keV/A), 5 mA
  - SARAF : 1,5 MeV/A
  - MYRRHA (IAP Frankfurt) : 1,5 MeV, très bonnes performances  
→ prototype à étendre pour AB-NCT ?
- Au LPSC: test de l'injecteur de MYRRHA
  - Source Monogam 1000 et LEBT magnétique (fiabilité)
  - Protons 30 keV, 15 mA



## Cibles

# Thermique de la cible



Cible (Li ou Be) et son support

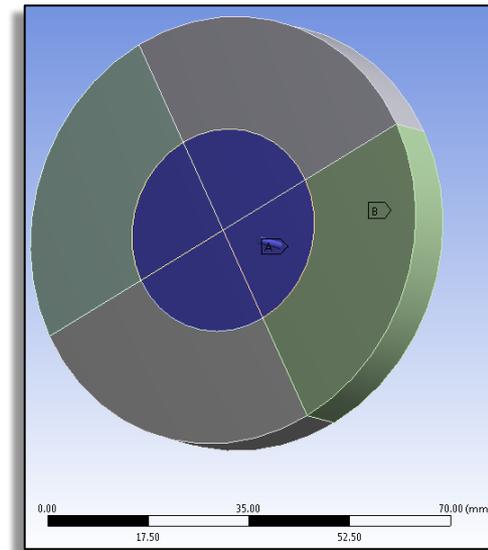
**Difficulté réside dans les ordres de grandeurs nécessaires pour la NCT :**

**Puissances de 30 kW à 50 kW**

**Diamètre du faisceau : 35 mm**

*Exemple :*  
*Echauffement d'un disque de cuivre fixe de 10 mm d'épaisseur refroidi avec de l'eau auquel on impose une puissance de 50 kW sur un diamètre de 35 mm*  
***La cible est fondue en 5 seconde environ.***

→ **Nécessité de trouver des solutions thermiques**



# Cibles NCT développées dans le monde

## ✓ **Cibles solides** (lithium ou Béryllium)

La cible est un dépôt de faible épaisseur sur un support de cible fixe refroidi par circulation d'eau

➡ Fonctionne avec des puissances faibles et problèmes de tenue du dépôt au cours du temps.

➡ Le lithium a un point de fusion à 180°C

## ✓ **Cible liquide de lithium**

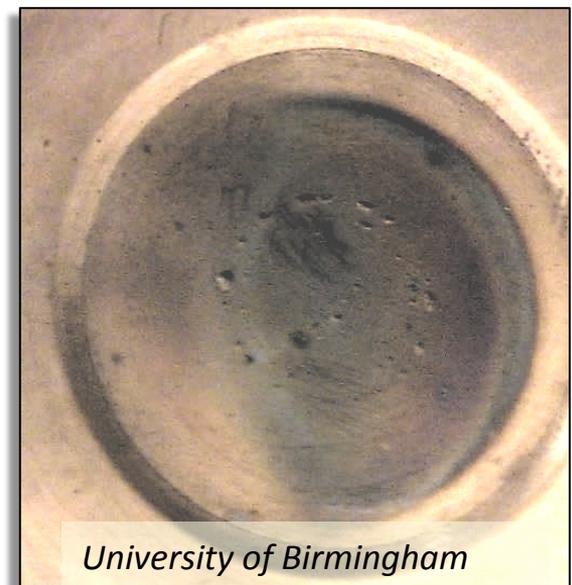
Design de cible fixe avec circulation de lithium.

➡ Fonctionnement acceptable jusqu'à 2 kW.

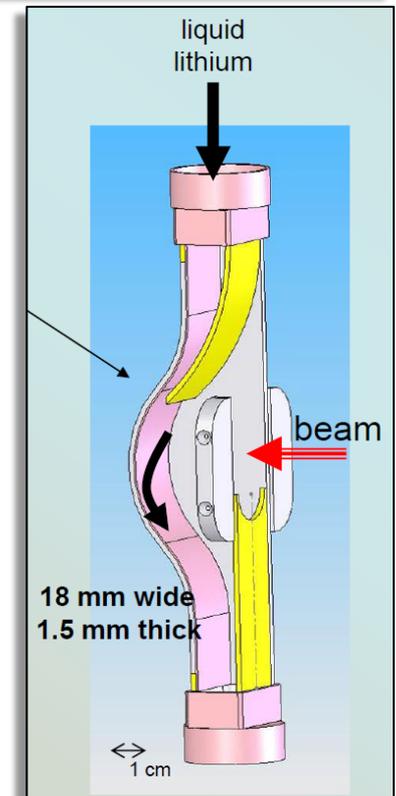
**Projets LPSC axés sur la résolution des problèmes thermiques pour viser les puissances adaptées à la thérapie**

- Dépôt de béryllium sur graphite
- Cible de lithium liquide

**Cibles tournantes**



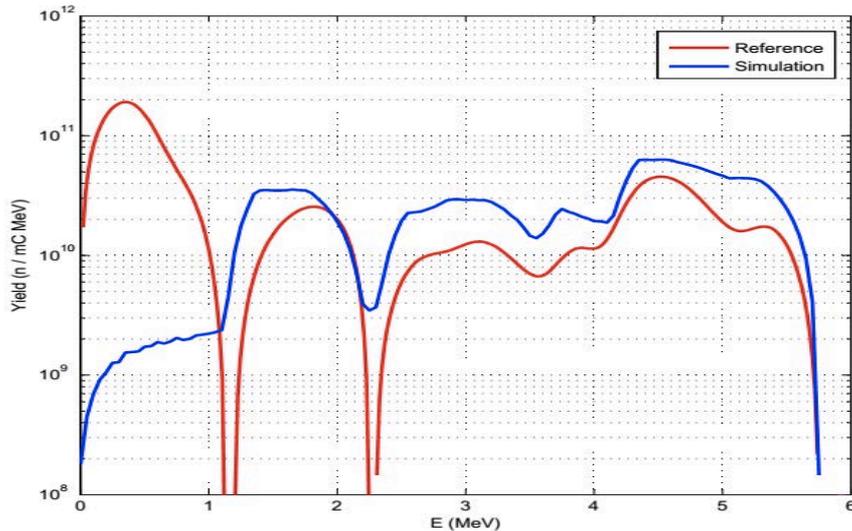
The Hebrew University of Jerusalem



## Modération et détection de neutrons rapides et thermiques

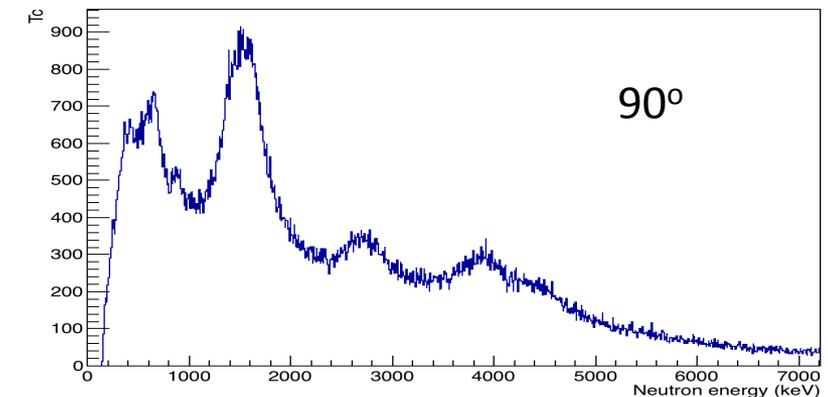
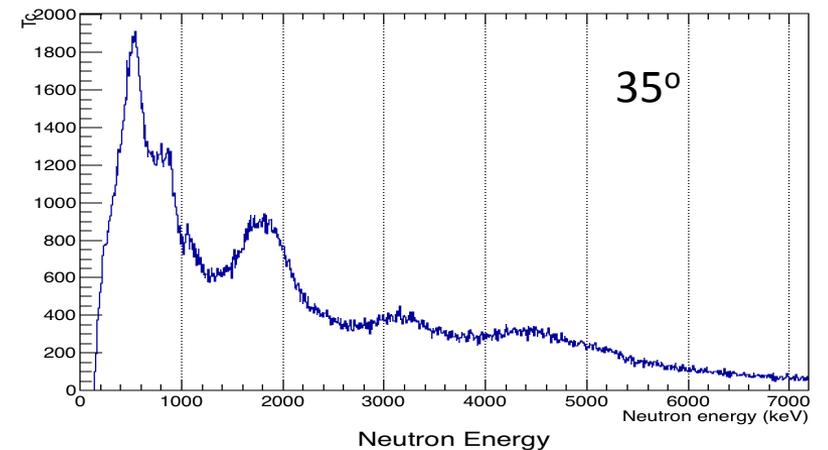
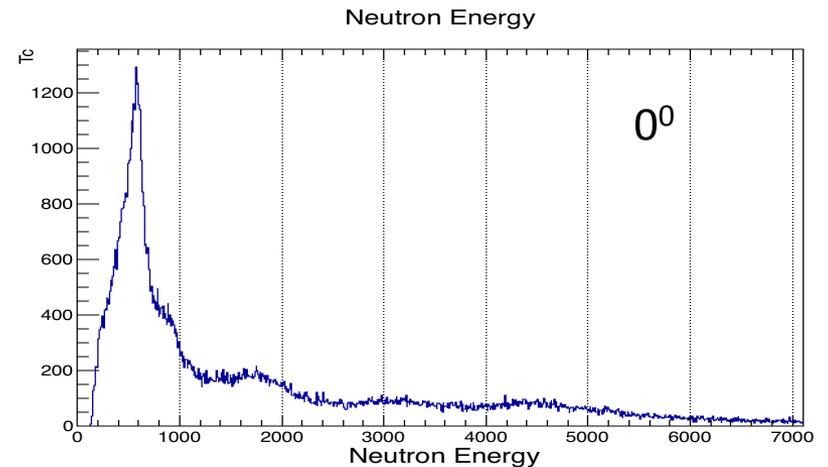
# Cas du Béryllium

Spectre neutronique à partir de la réaction  ${}^9\text{Be}(d(1.45\text{ MeV}),n)$  ( $Q=4.36\text{ MeV}$ )



**Confirmation par l'expérience à Legnaro (28/9/2015 – 2/10/2015)**

**Distribution angulaire  
Mesure de neutrons rapides avec le premier proto-MIMAC (IRSN)**

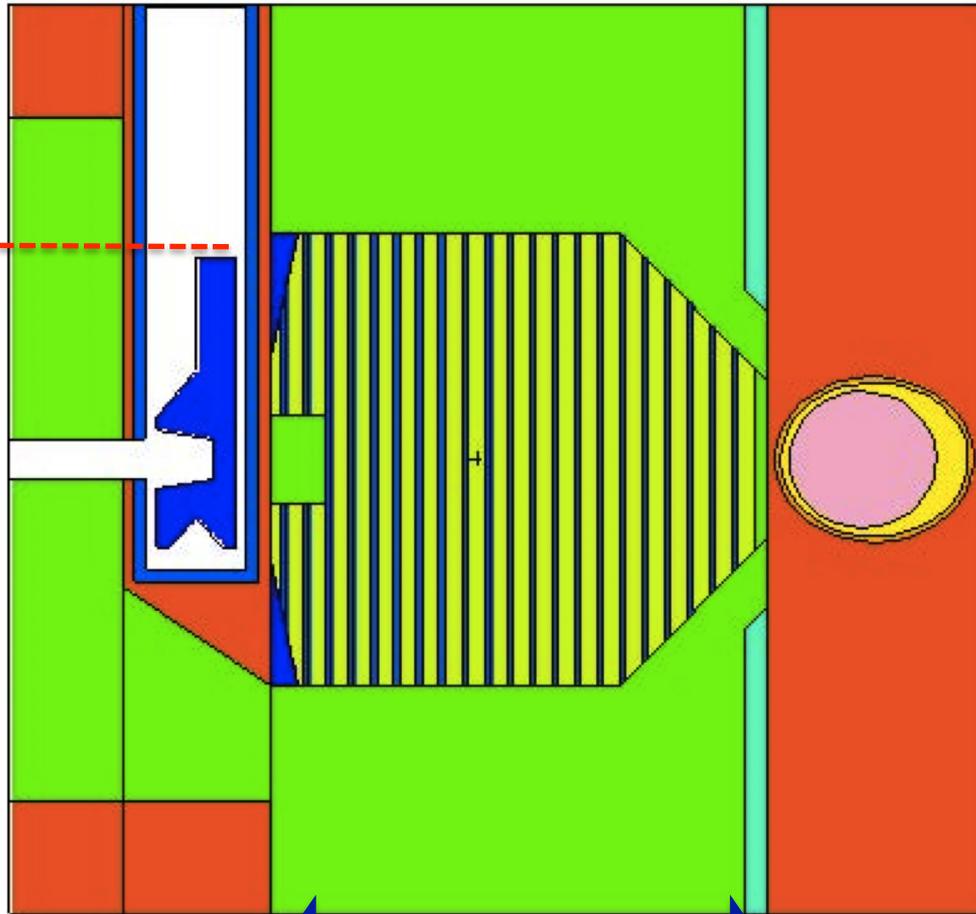


# Simulation d'un modérateur pour la cible de $^9\text{Be}$ (M.Tacca, D.S et al. (LPSC,2015))

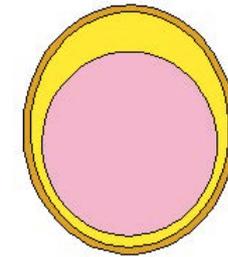
Profil de la  
Cible tournante  
de  $^9\text{Be}$



	$\text{AlF}_3$
	Al
	C
	Pb
	LI PE
	Air
	Vacuum



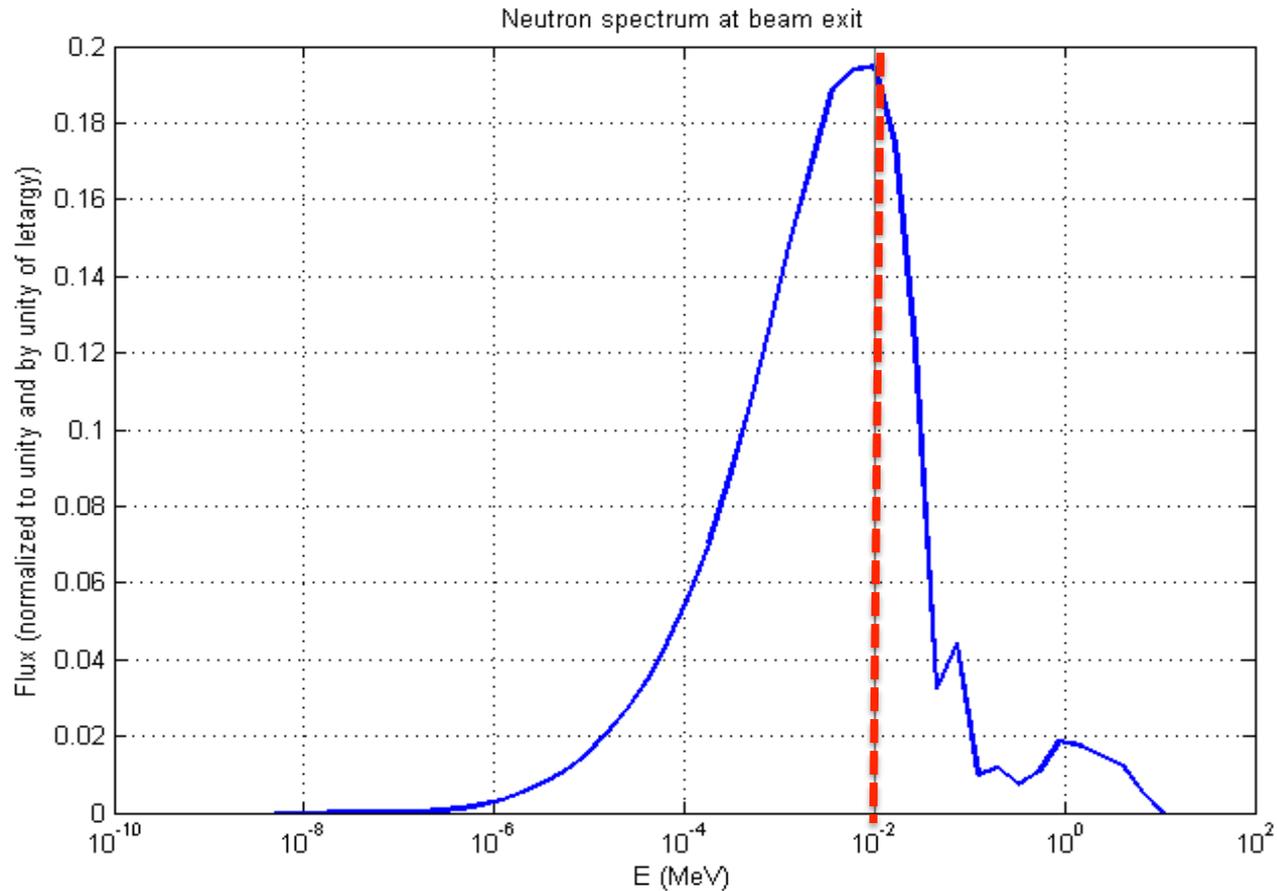
Modèle de Snyder  
(pour le patient (phantom))



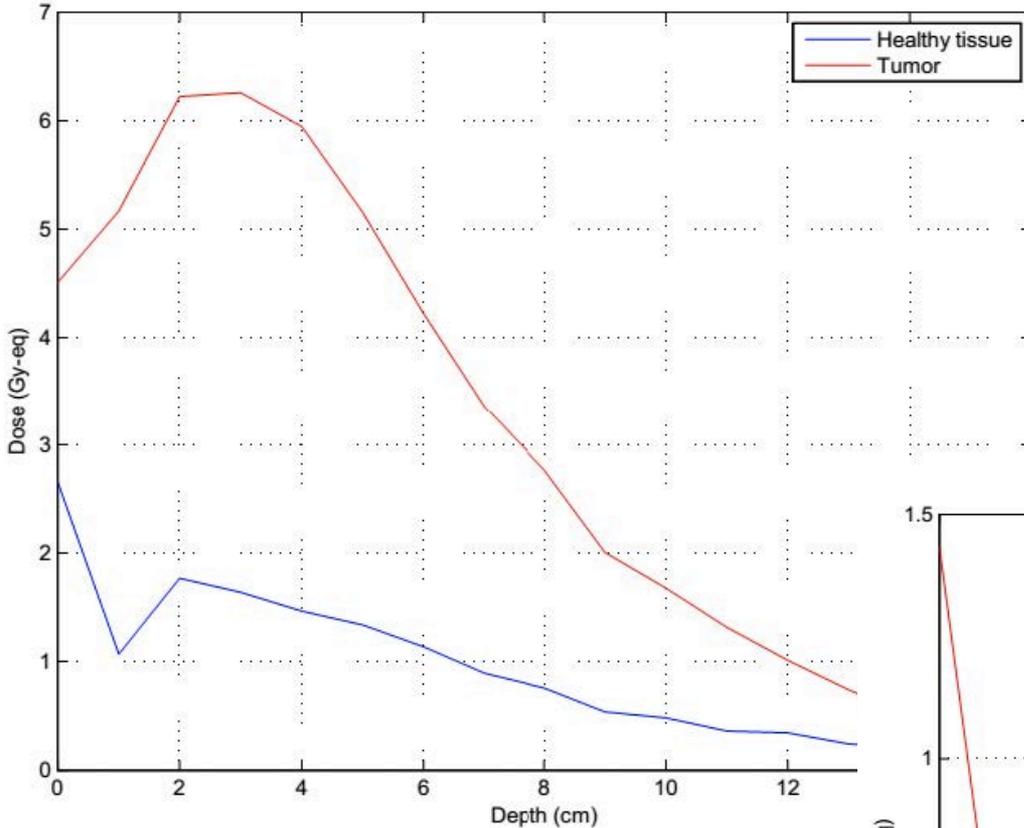
	Brain
	Skull
	Skin

40 cm

Spectre des neutrons produits sur la cible de  $^9\text{Be}$  à la sortie du modérateur simulé par Geant4 et MCNP (M. Tacca et al. LPSC,2015)  
La limite entre neutrons épithermiques et rapides de 10 keV est indiquée



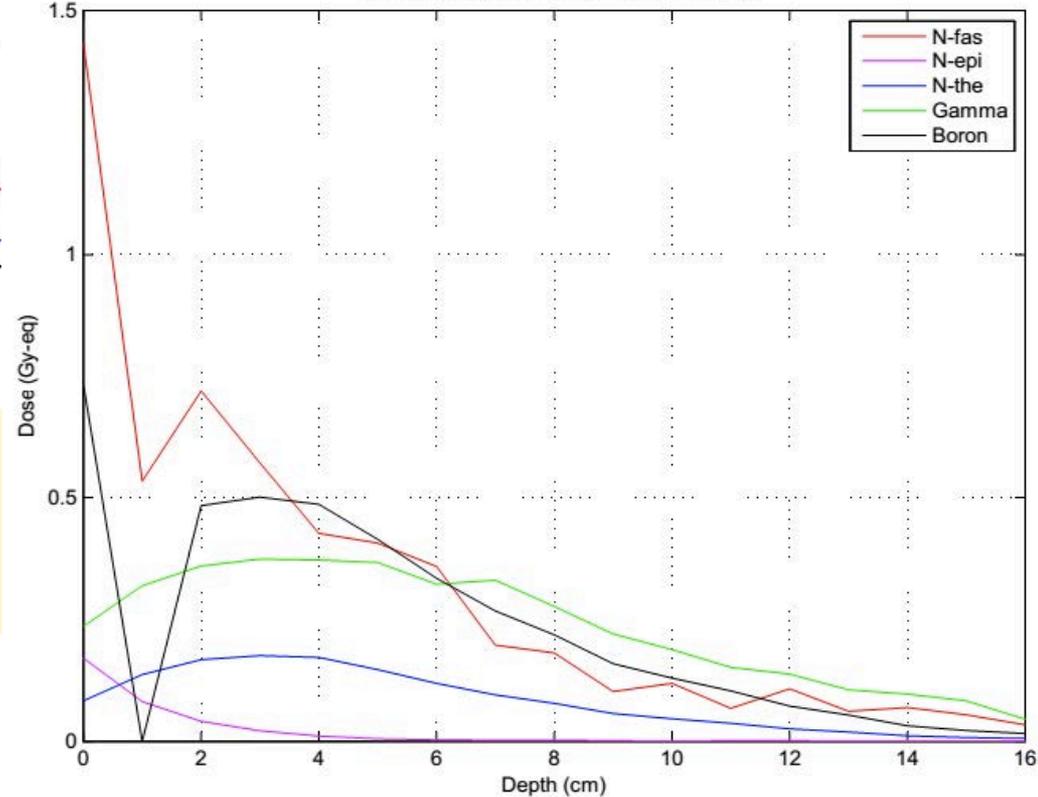
Dose in 1 hour with 10mA



Calcul de la dose sur la tumeur et sur le tissu sain en 1h avec 10 mA sur la cible de  $^9\text{Be}$  (facteur de contraste : 3,5)

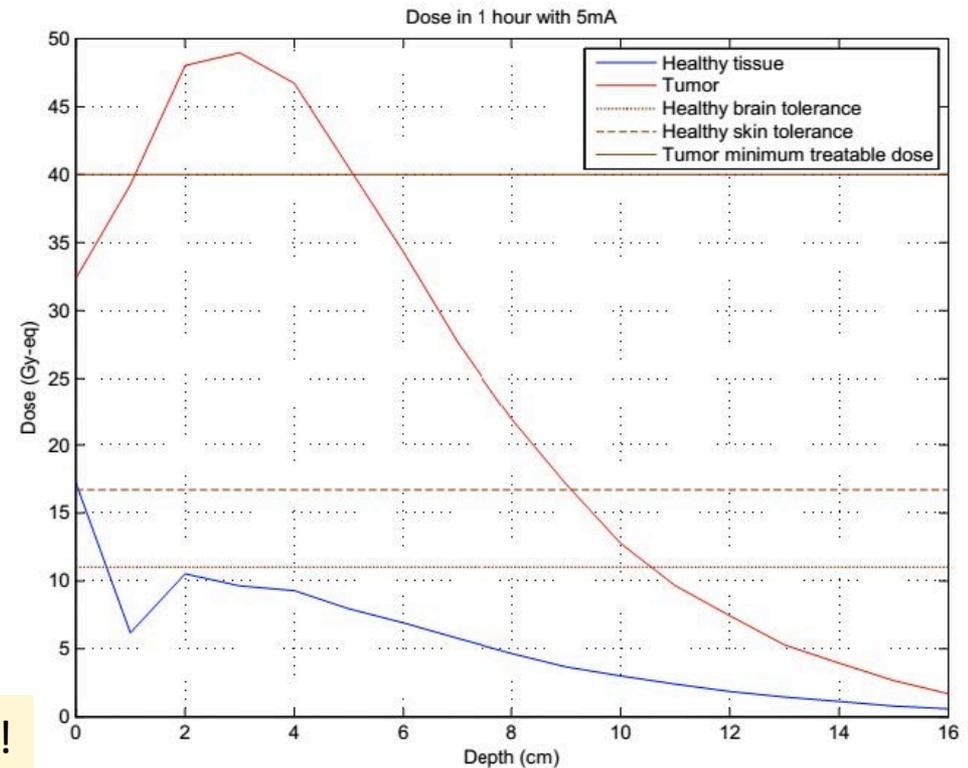
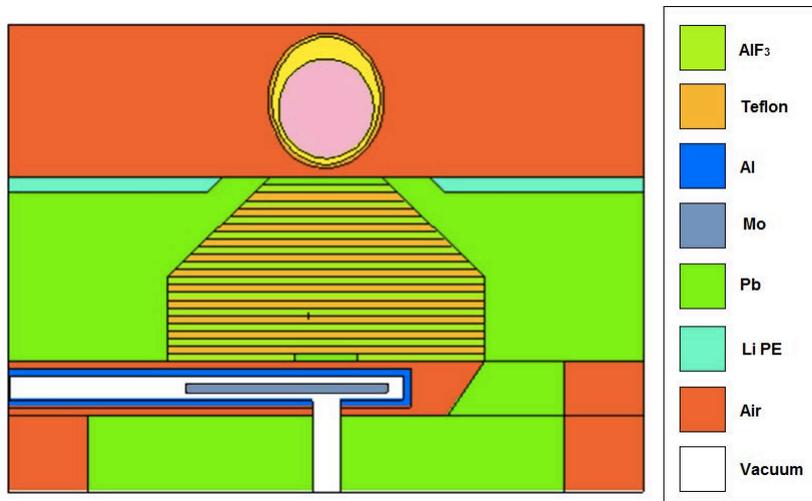
Pour la cible de  $^9\text{Be}$ , il nous manque un facteur 6,4 pour le flux de neutrons sur la tumeur...  
 Mais le design de la cible a évolué depuis...

Dose in 1 hour with 10mA in healthy tissue



# Cas du Lithium

Simulation et calcul de dose sur la cible de  $^7\text{Li}$  liquide  
(M.Tacca, D.S. et al (LPSC-2015))



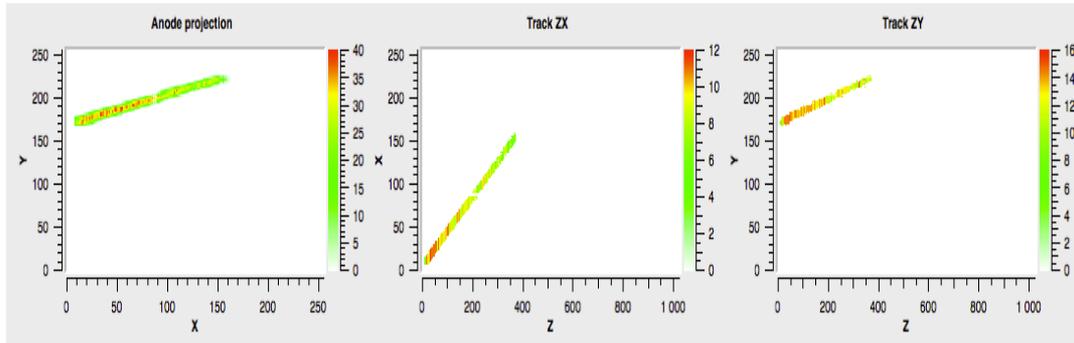
Toutes les recommandations sont remplies !!

# MIMAC-FastN (valorisation de MIMAC)

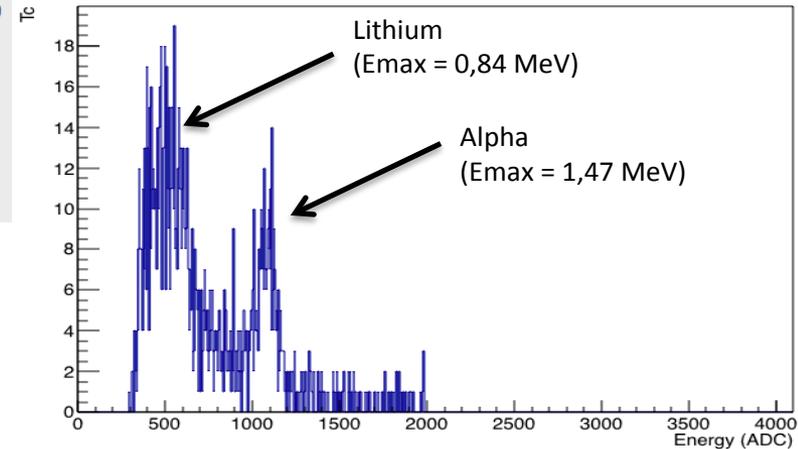
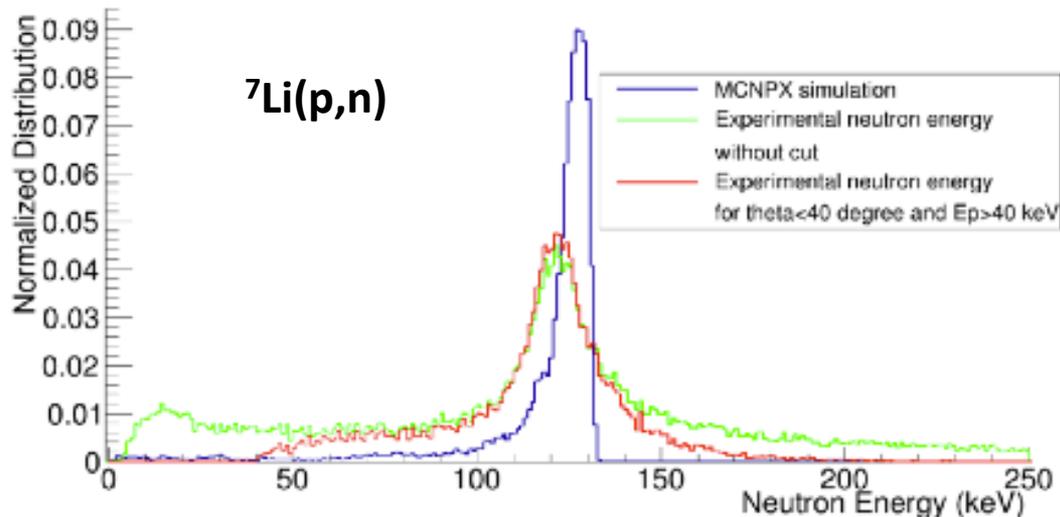
Détecteur de neutrons rapides et thermiques (à partir de la capture sur le  $^{10}\text{B}$ )

Exemple de trace d'un noyau d'hélium en 3D produit par la fragmentation du  $^{11}\text{B}$  après la capture neutronique par le  $^{10}\text{B}$

$$E_{\text{Recoil}} = 4 \frac{m_n m_R}{(m_n + m_R)^2} E_{\text{neutron}} \cos^2 \theta$$



Exemple de reconstruction de spectre à 127 keV



N. Sauzet et al, (2015)

D. Maire *et al.*, IEEE transactions on nuclear science, vol. 61, (2014)  
arXiv:1310.6837

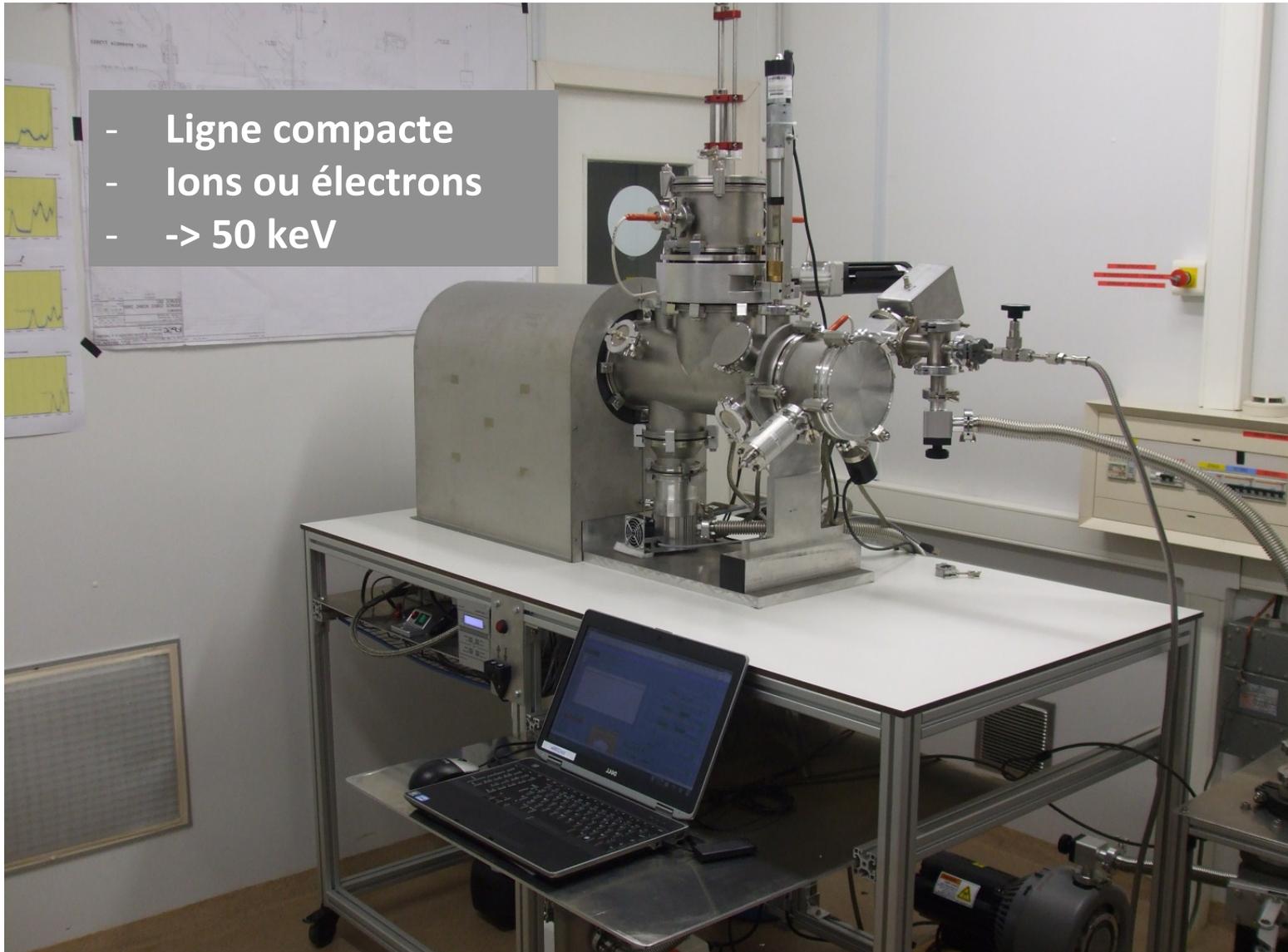
## Installation de test thermique

- La cible doit pouvoir fonctionner avec un équilibre thermique "tolérable"
  - ⇒ *dissiper la puissance thermique reçue*
- Puissance thermique reçue par la cible : 30 kW (sur 10 cm<sup>2</sup>)
  - ⇒ *Densité de puissance de 3 kW/cm<sup>2</sup>*
- Problème : Comment délivrer une telle densité de puissance ?

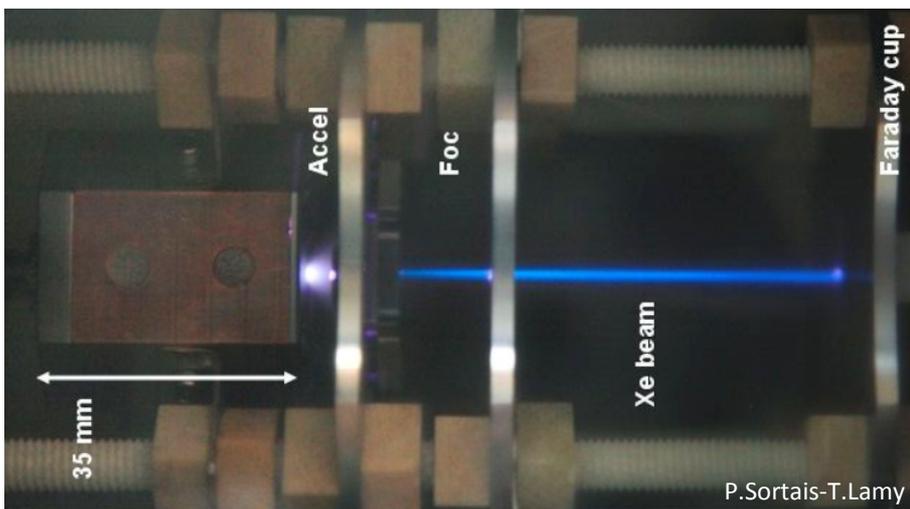


*Par faisceau d'électrons :*

- *Energie : 30 keV*
- *Courant : 100 mA*
- *Faisceau : 1 cm<sup>2</sup>*



COMIC "**CO**mpact **Mi**crowave **CO**axial" est une source ECR (**E**lectron **C**yclotron **R**esonance) optimisée et miniaturisée développée par le Service Source d'Ion (SSI) du LPSC.  
 (Patent: WO2010043831(A1)-2008)



**Energie cinétique = Tension d'extraction**  
**Courant = Courant Alimentation extraction**



TECHNIX SR-30kV-5kW -> I=167 mA

➤ Faisceau continu

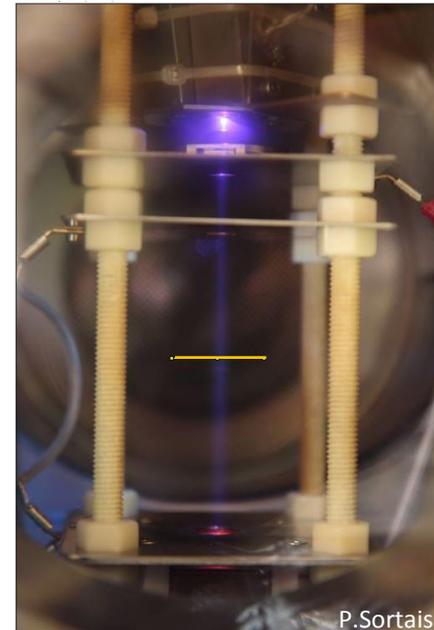
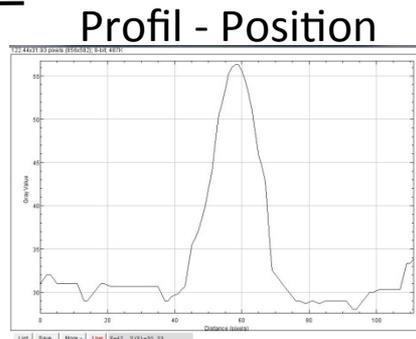
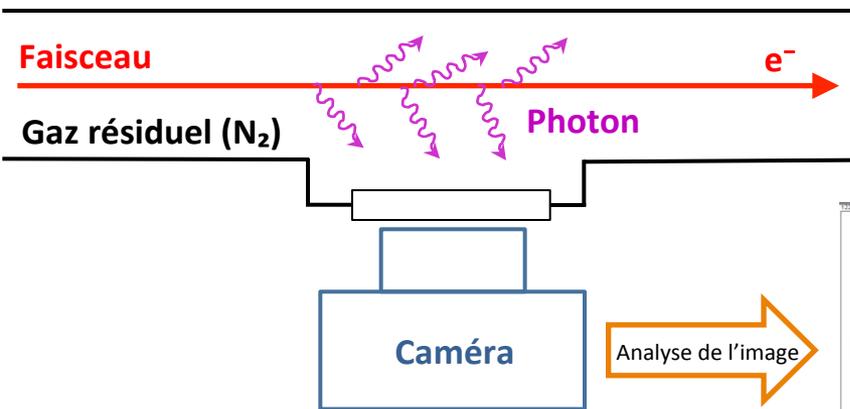
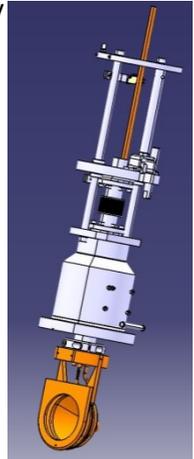
Mesure du courant:

⇒ Cage de faraday dissipative (refroidie à l'eau)

Profil du faisceau :

⇒ BIF : Beam Induced Fluorescence

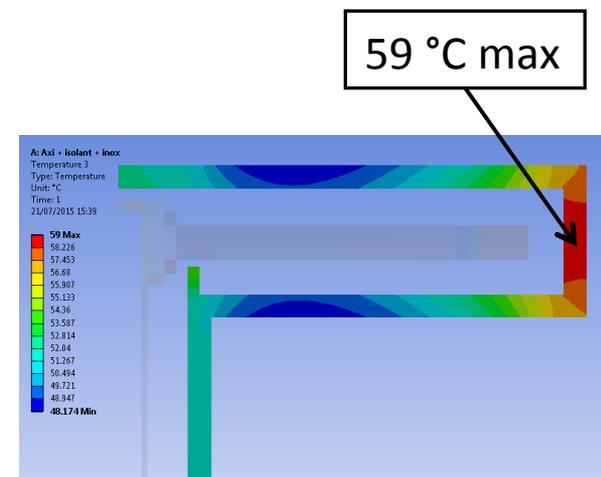
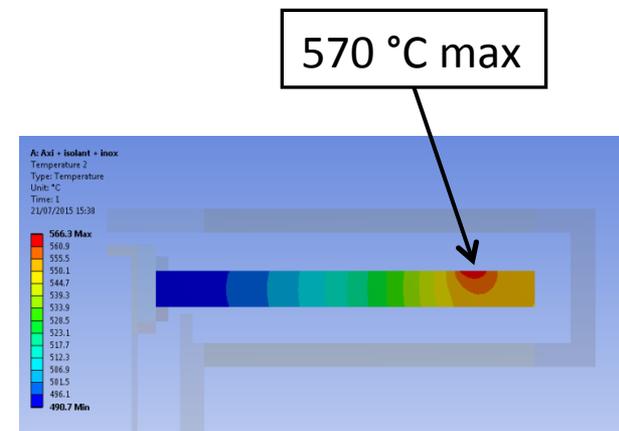
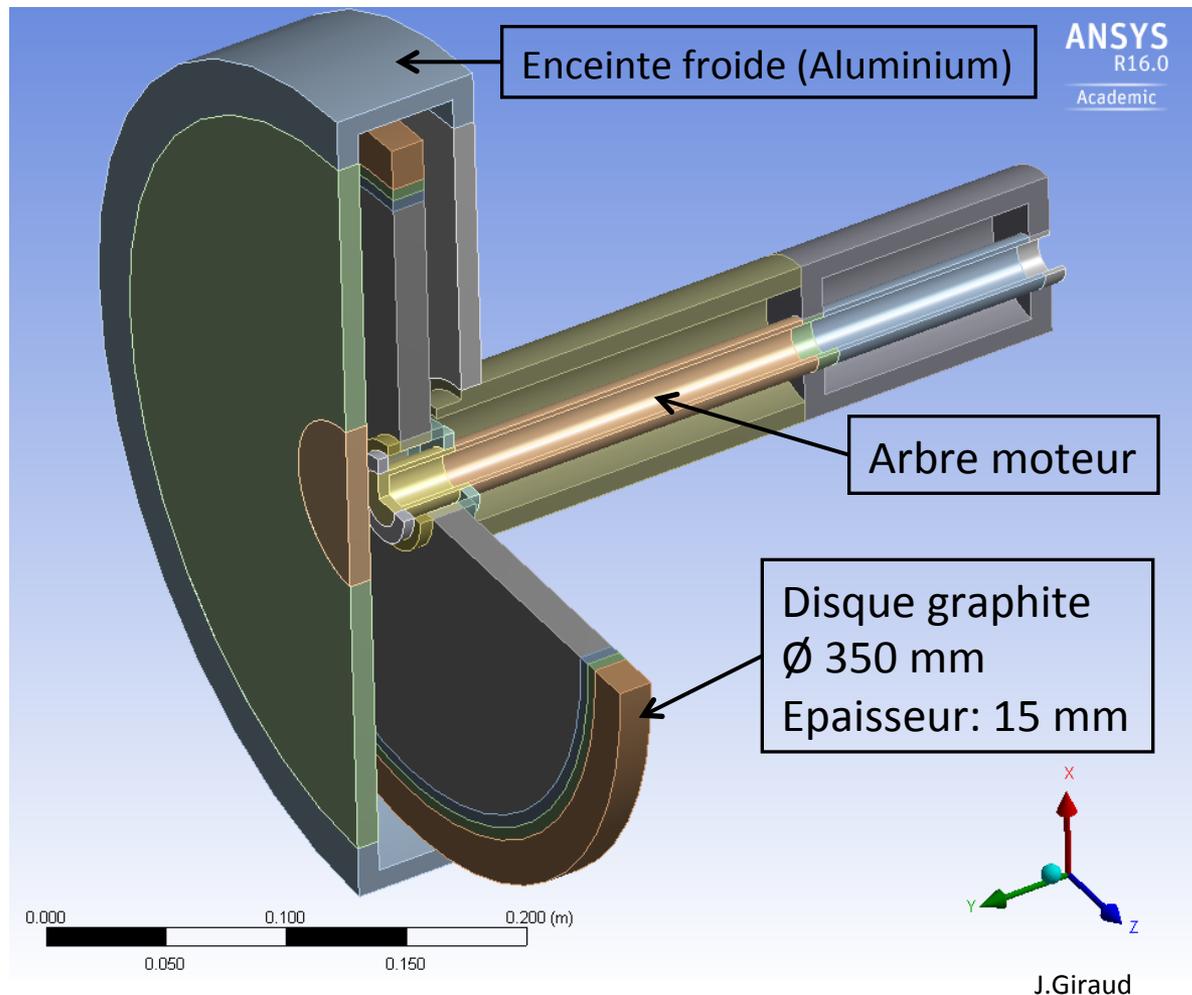
Faraday  
Spiral 2  
2,2 kW



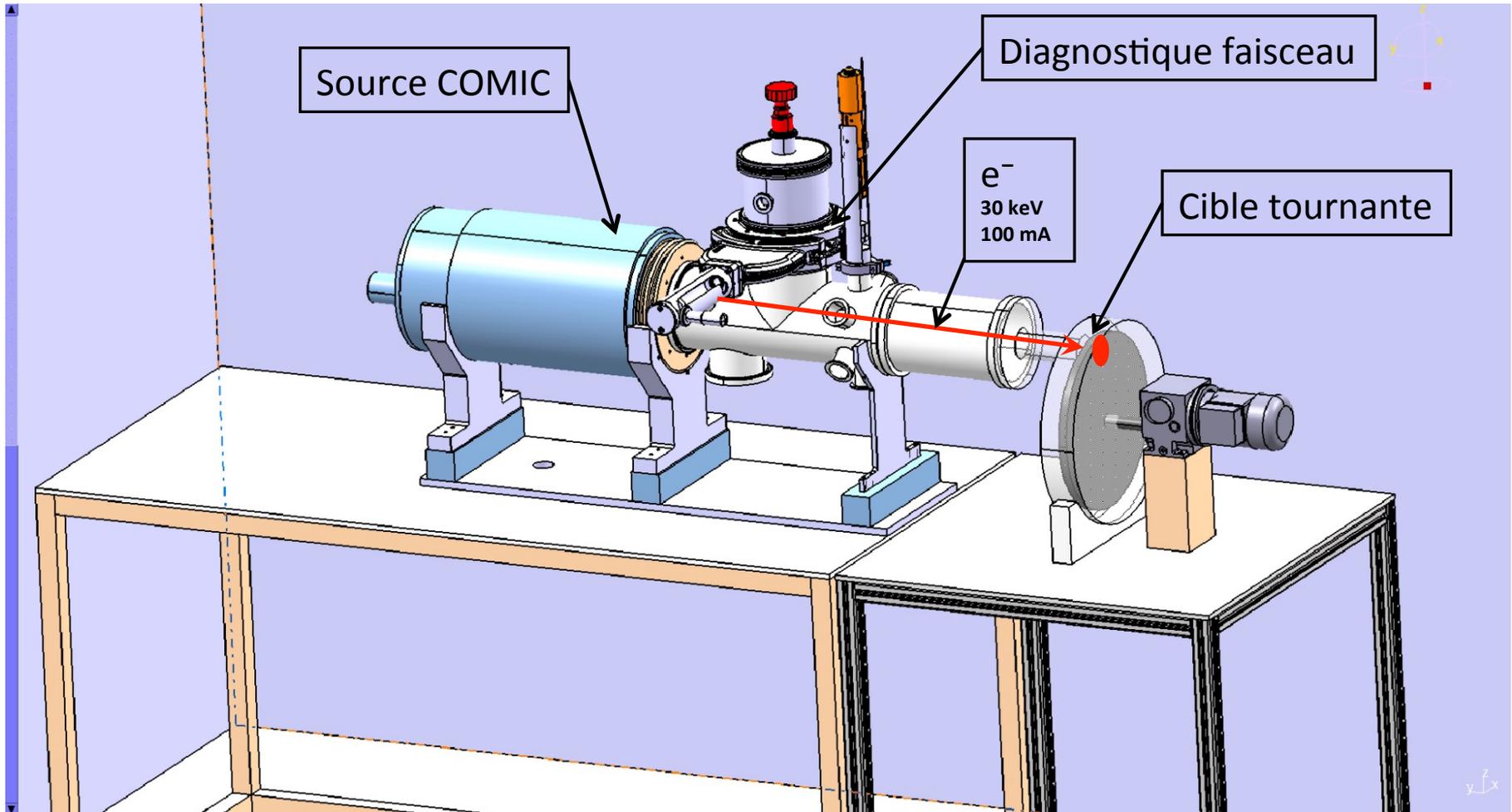
Electrons  
13 kV  
4 mA  
52 W  
Ø Ext : 1 mm  
 $3.10^{-5}$  mbar

P.Sortais

➤ Cible de taille réduite



➤ Couplage COMIMAC et Cible tournante



# Expériences en radiobiologie et simulations

- Collaboration avec l'**ESRF** (*ID-17, H. Elleaume*) et l'**ILL** (*U. Koester*) :
  - Étude expérimentale et dosimétrique des différents composés biochimiques :
    - ✓ **Expériences cellulaires** : comparaison de la radiosensibilité due à la BNCT / GdNCT (*ILL*) vs thérapie par photo-activation (*ESRF*)
    - ✓ **Etude micro-dosimétrique par simulation** des GdNP : photons vs capture de neutron
    - ✓ Test des **GdNP** avec neutrons (*ILL*)
  - **Domages hors-tumeur** :
    - ✓ étude de l'efficacité biologique relative due à l'azote présent dans l'ADN, comme source principale de la dose non-souhaitée dans les tissus environnants (*ILL*)

# Projet AB-NCT

## Au LPSC – Grenoble :

- Cibles (designs, tests thermiques). Modérateurs (simulation et design).
- Détecteurs neutrons et gammas. Simulations et calculs de doses.
- Participation aux expériences sur cellules vivantes.

## Participants :

D. Santos (*Chef de projet*)  
J-F. Muraz (*Coordination Technique*)  
P. Cavalli  
D. Dauvergne  
R. Delorme (post-doc)  
J. Giraud  
V. Ghetta  
O. Guillaudin  
P. Rubiolo  
N. Sauzet (CDD- valo)

## Evaluation du coût des installations expérimentales de validation :

Cible  $^9\text{Be}$  (Version test thermique) : 15 k€  
Source d'électrons (COMIMAC) : 30 k€  
Cible  $^7\text{Li}$  (maquette en eau) : 12 k€

# Stratégie du projet AB-NCT en France

- La NCT est un sujet de **recherche médicale** → rôle essentiel de la communauté Santé qui devra porter les études et un projet clinique à venir
- Contexte local et Régional:
  - LPSC (source d'ions + accélérateur, cibles, modérateur, détecteurs neutrons et gamma)
  - ILL (U Koester et al.) et ESRF (H. Elleaume, JF Adam et al) irradiations cellulaires
  - CHU Grenoble (J. Balosso et al)
  - LabEx PRIMES: WP1 radiothérapies innovantes, WP3 Radiobiologie
    - Rôle des nanoparticules
    - Imagerie Gamma prompts
- Contexte national:
  - Sources d'ions et RFQs (LPSC, Ganil, Saclay)
  - Soutien de France Hadron
- Objectif: Intégrer le réseau international sur l'AB-NCT
  - Rôle du workshop AB-NCT à Grenoble ( 15-16 octobre 2015)
  - Argentine: TANDAR (CNEA) A. Kreiner et al (Manip à Legnaro entre le 28/9 et 2/10)
  - Allemagne, Italie, Finlande, Royaume Uni...

# Workshop on Accelerator Based Neutron Capture Therapies (AB-NCT)

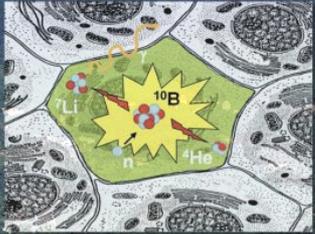
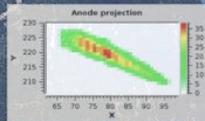
October 15-16th, 2015

Laboratoire de Physique Subatomique et de Cosmologie, Grenoble, France

<http://lpsc.in2p3.fr/ab-nct>

Neutron Capture Therapies (NCT) rely on the selective administration of carrying compound that preferentially accumulates in tumour cells. Irradiation with a neutron beam induces lethal doses delivered to tumour tissues by reaction on carriers.

Prospects of expanding NCT require the implementation of neutron sources suitable for in-hospital sitting; then Accelerator-Based (AB) neutron sources are the best choice for this purpose. The aim of this workshop is to gather specialists of scientific domains involved in these innovative therapies to discuss the opportunity to develop a dedicated project in France along with the possible strategies.



#### Local Organization Committee:

Denis Dauvergne, Véronique Ghetta,  
Julien Giraud, Jean-François Muraz,  
Jocelyne Riffault, Pablo Rubiolo, Daniel Santos

# Workshop AB-NCT au laboratoire le 15 et 16 Octobre

Intervenants non Grenoblois :

Wolfgang Sauerwein (Strahlenklinik Univ. Hospital, Essen)

Andrés Kreiner (Tandar- CNEA, Argentine)

Saverio Altieri (Pavia university)

François Lux (Univ. Lyon I)

Jérôme Schwindling (CEA Saclay)

Robin Ferdinand (Ganil, Caen)

Hanna Koivunoro (Helsinki University Hospital)

