

病院設置型直線加速器 BNCTシステム

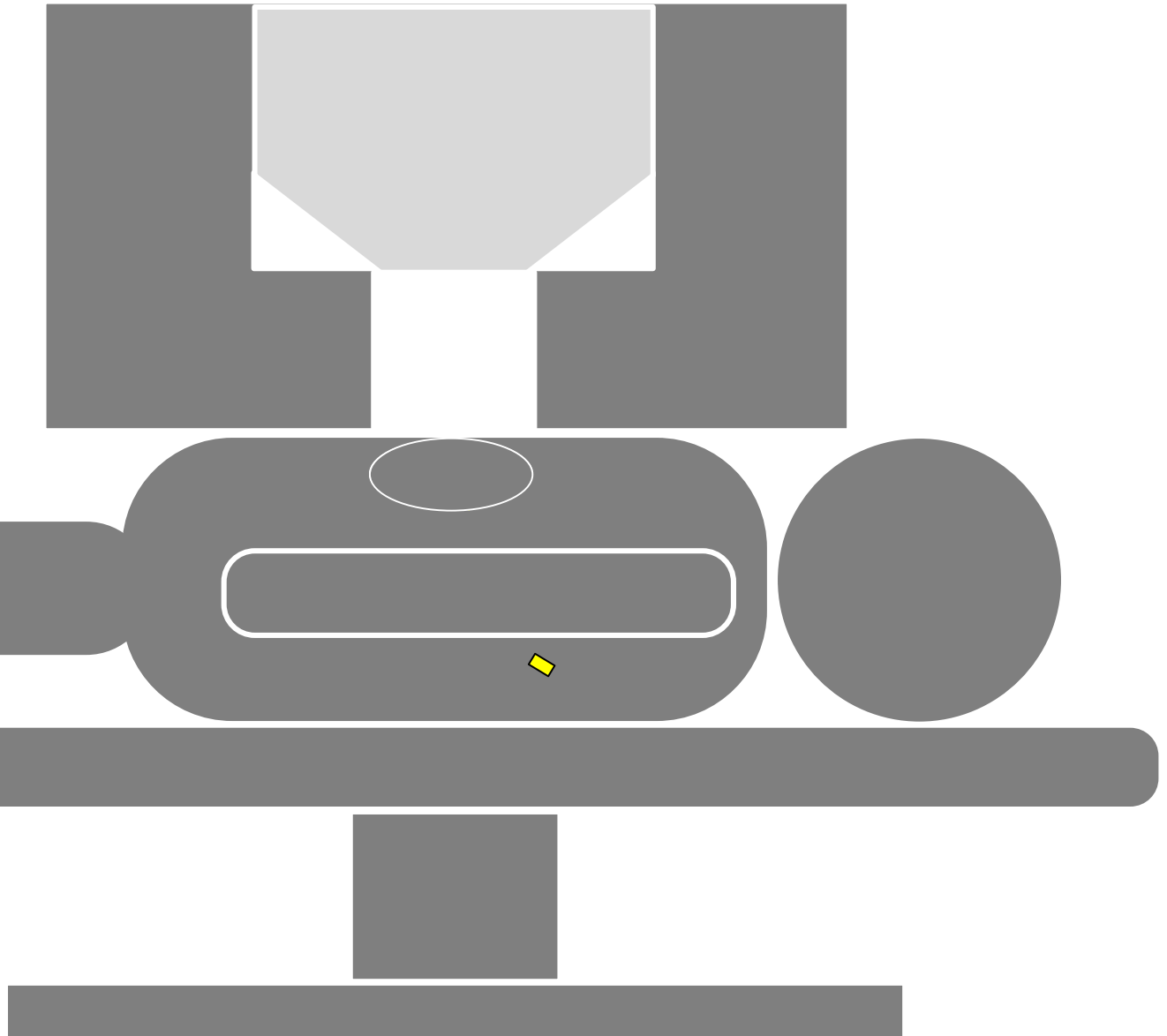
国立がん研究センター
(株)CICS

AccSys Technology, Inc

ホウ素中性子捕捉療法

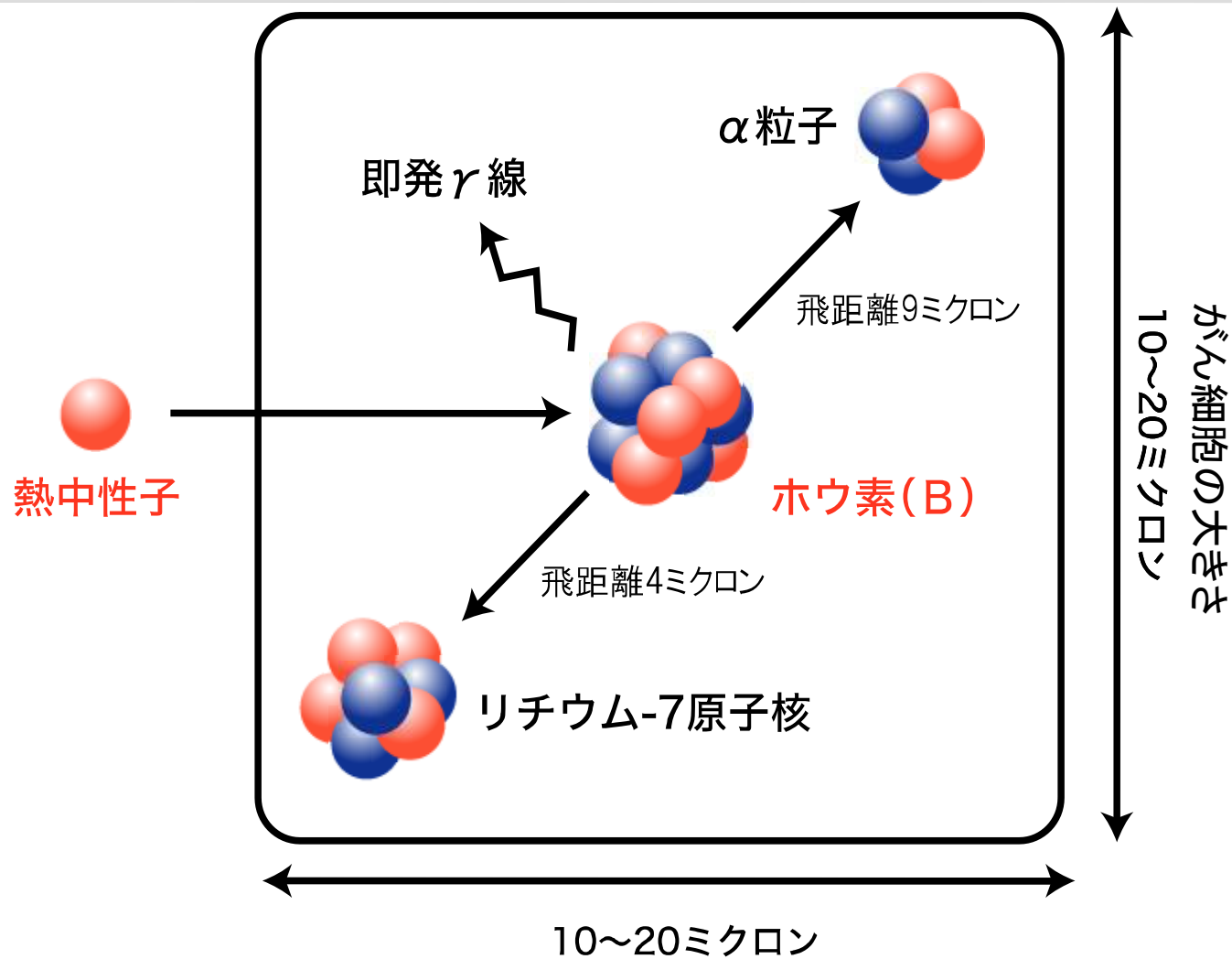
Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)

ホウ素化合物 点滴液



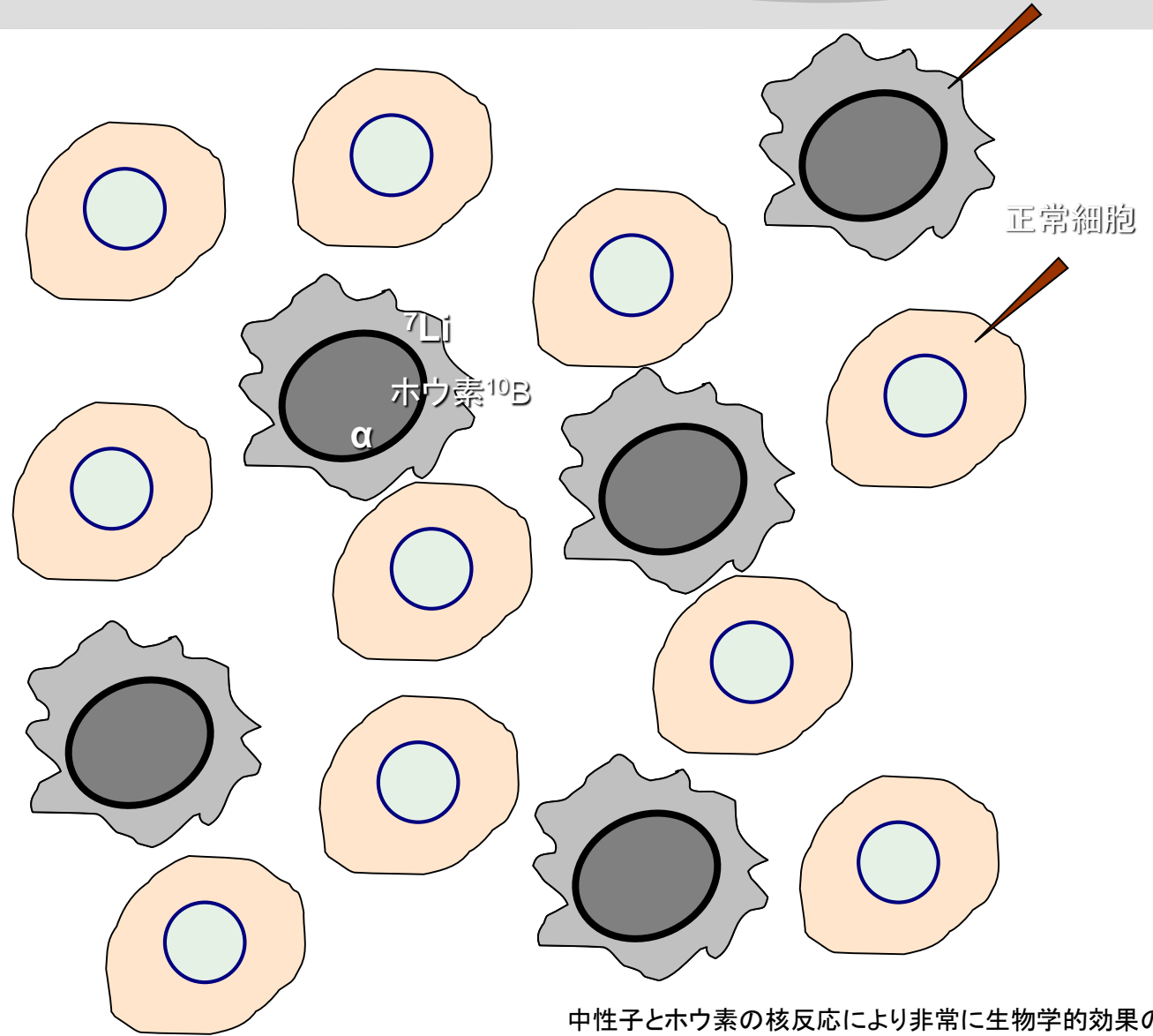
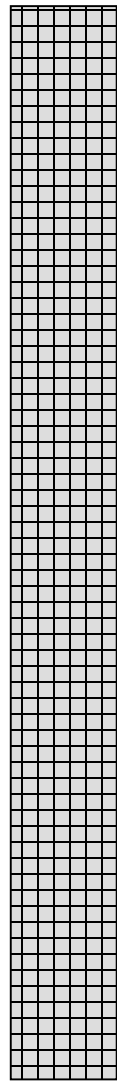
BNCTでは、がんに選択的に集積するホウ素化合物を患者に事前に投与し、ホウ素化合物が集積した段階でがんに熱外中性子を照射する。BNCTの高い生物学的効果により腫瘍は制御され、ホウ素化合物を集積しない正常組織の放射線障害は最低限に抑えられる

● がん細胞内での熱中性子とホウ素の反応



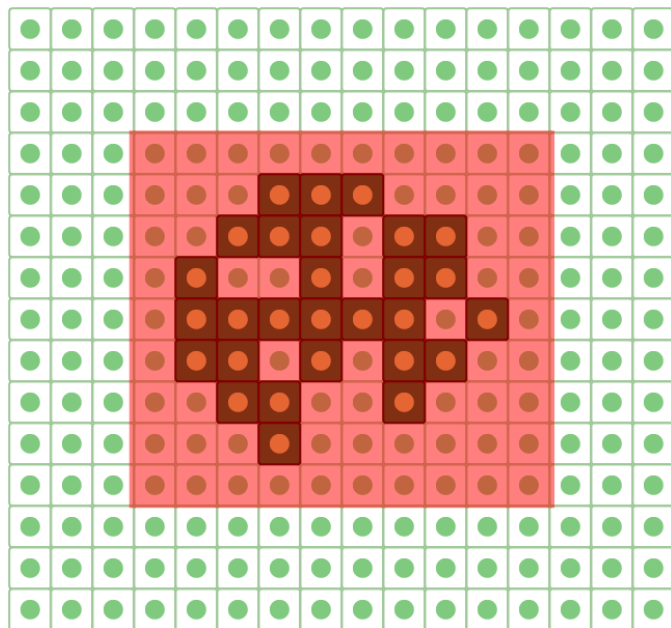
中性子とホウ素の核反応により非常に生物学的効果の高い α 線とリチウム線が発生し、がん細胞が障害される。これらの放射線の到達範囲は細胞の大きさを超えないため、BNCTの効果はホウ素を集積したがん細胞に局限される

がん細胞

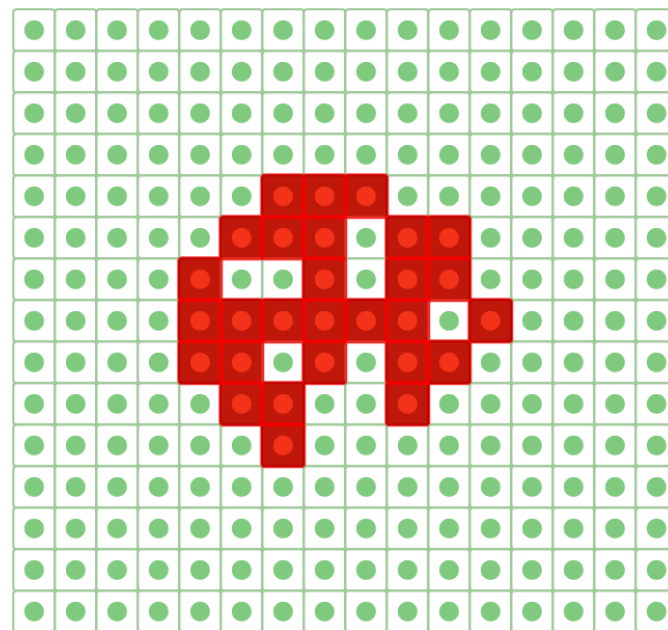


中性子とホウ素の核反応により非常に生物学的効果の高いα線とリチウム線が発生し、がん細胞が障害される。これらの放射線の到達範囲は細胞の大きさを超えないため、BNCTの効果はホウ素を集積したがん細胞に限局される

BNCTによるがん組織中のがん細胞の選択的照射



重粒子線治療を含む
今までの放射線治療

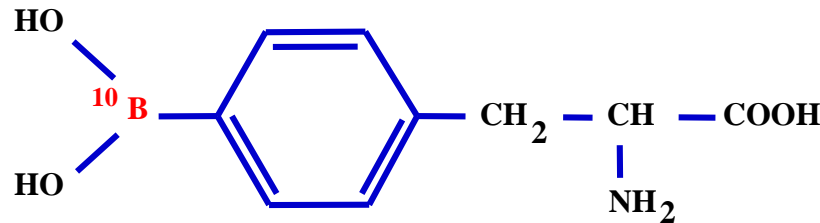


BNCT

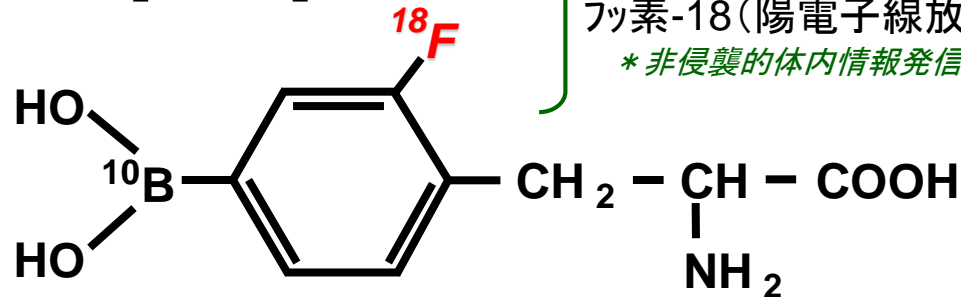
BNCTに用いられるホウ素化合物

- がん細胞により強く集積する性質を有する
- 質量数10のホウ素¹⁰Bが必須

¹⁰B-BPA ステラファーマ製
(*p*-boronophenylalanine)



¹⁸FBPA : 2-[**F-18**]Fluoro-4-**Borono-L-Phenyl**Alanine



フッ素-18(陽電子線放射)

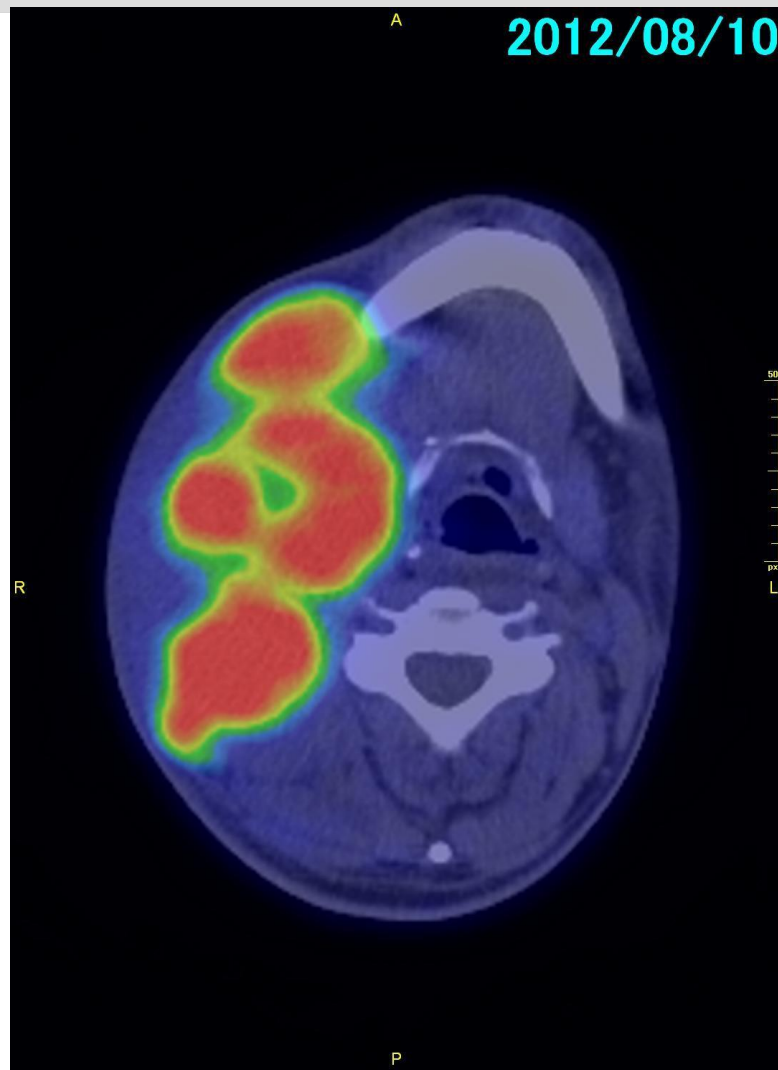
* 非侵襲的体内情報発信源

- 事前にPETによるがん細胞への集積を診断可能

BNCTにおけるFBPA-PET検査の 重要性と

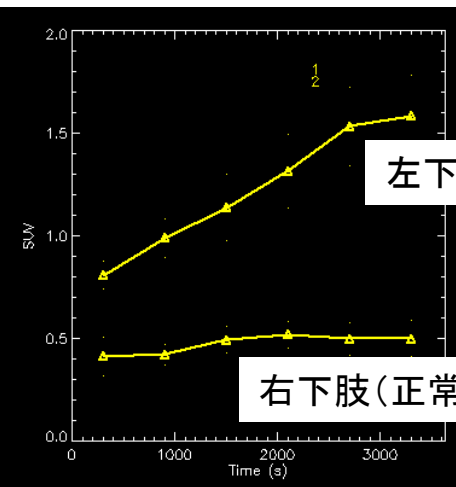
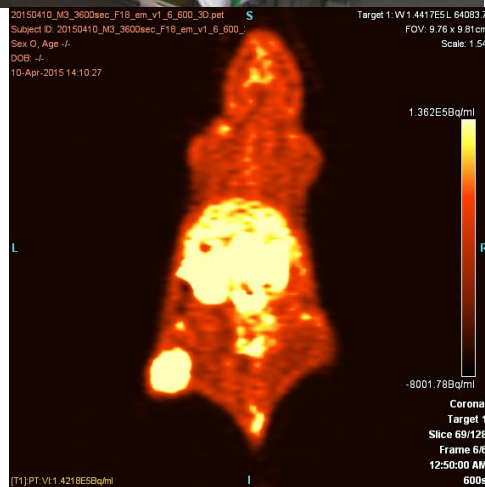
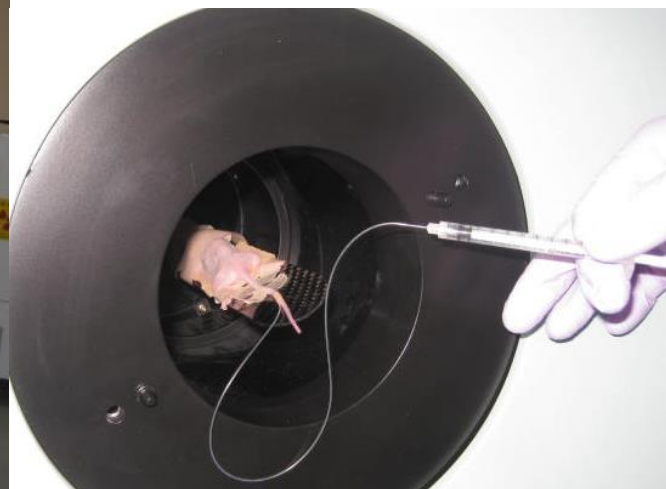
BNCT効果を評価する基礎的生物 実験

^{18}F -FBPA PET



正常組織と比較して2.5倍以上のFBPA集積があればBNCTの適応であるとされる

μ PET/CTとマウス移植腫瘍FBPA集積

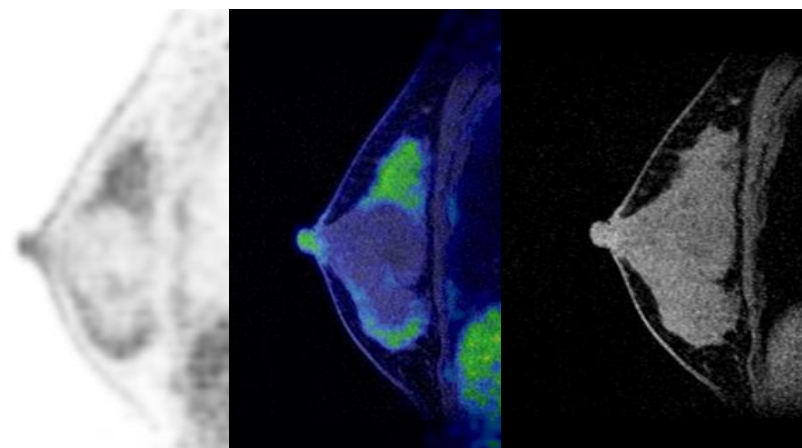
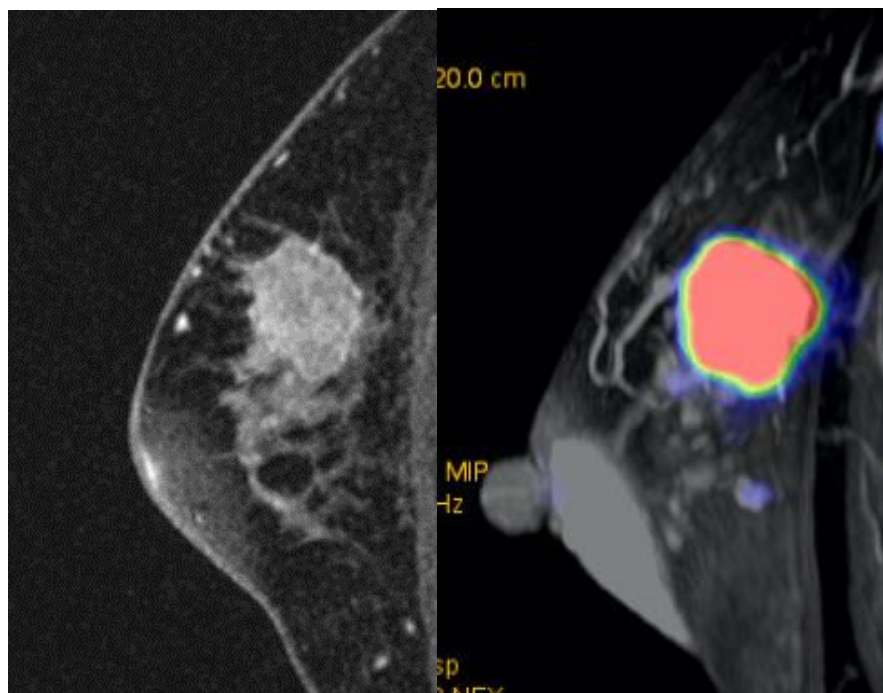


左下肢腫瘍部

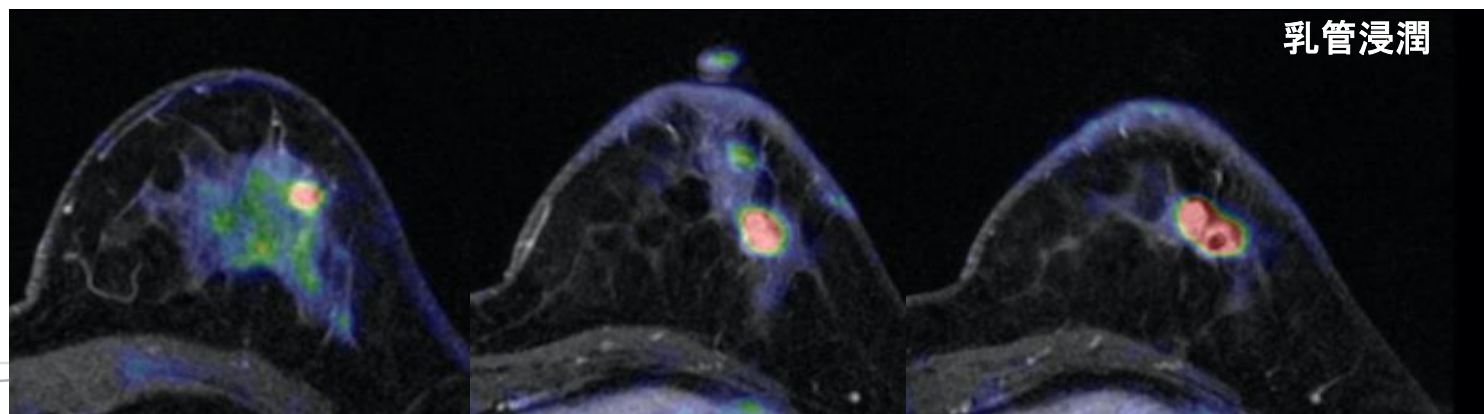
右下肢(正常組織)

ヒトメラノーマMeWo細胞株移植腫瘍への ^{18}F -BPAの集積のPET画像

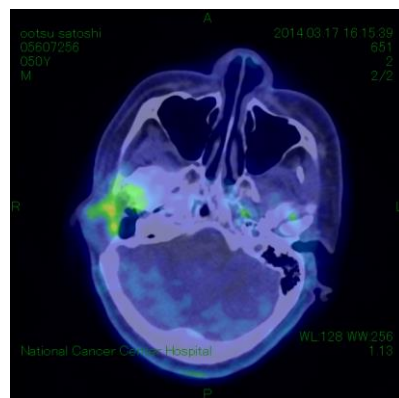
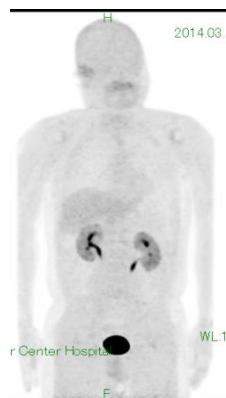
NCCではPET/MRIを用いた多角的な評価も可能



Breast image (Volunteer) 10min



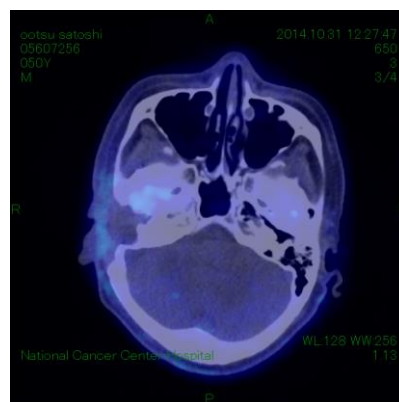
原子炉BNCTを行った再発外耳道がん



2014-3-17 BNCT前
FBPA集積
(4.08、TNR2.91)

BNCT

2014-5-22 BNCT



2014-10-31 BNCT後
FBPA集積
(SUVmax=2.96、TNR1.40、
TBR1.70)

SAS細胞への中性子線照射24時間後のDNA二本鎖損傷とアポトーシスの誘導

京大原子炉 1時間照射

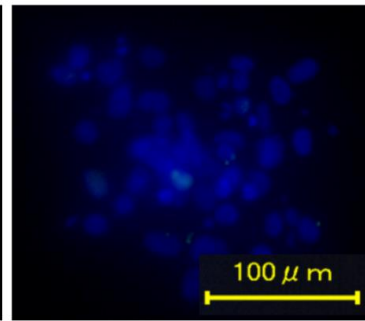
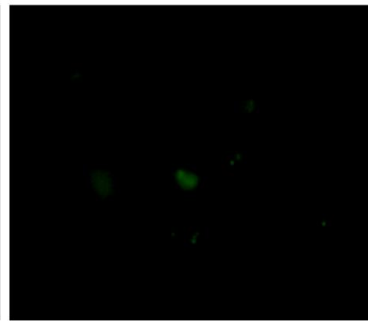
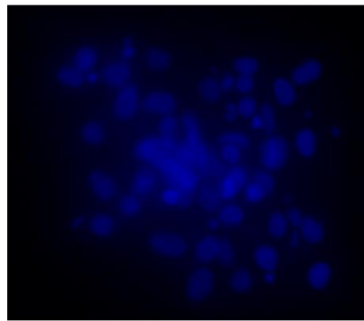
核染色
DAPI

DNA二本鎖切断
マーカー
 γ H2AX

Merge

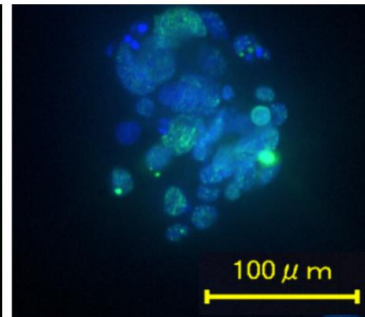
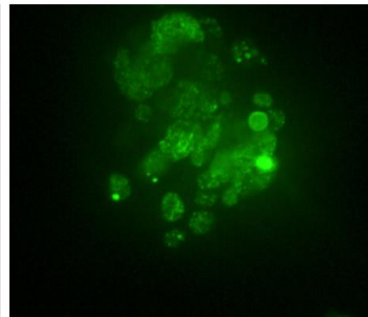
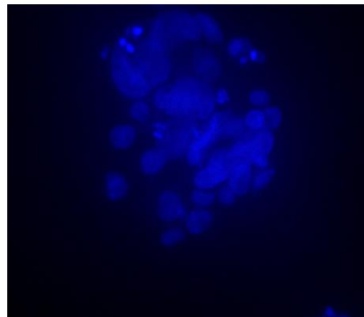
-BPA

Neutron

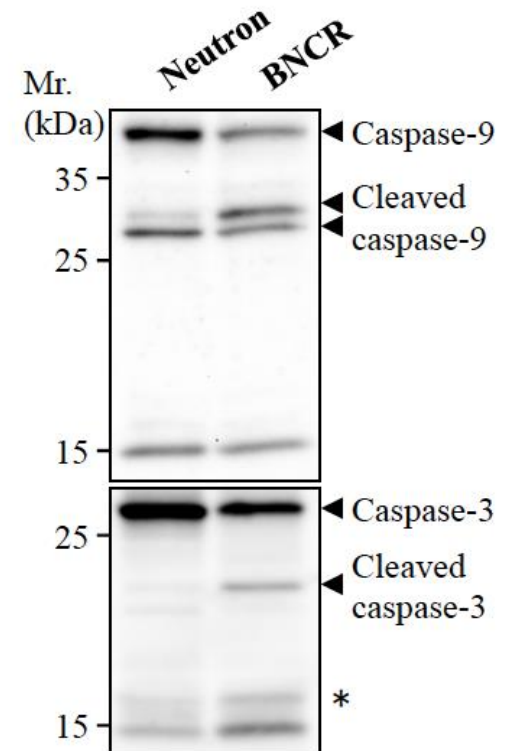


+BPA

BNCR



アポトーシスに伴う
カスパーゼの切断



Sato et al., Applied Radiation
and Isotopes 106 (2015) 213–
219

加速器BNCTについて

従来の原子炉を用いたBNCT



安定した熱外中性子供給源として原子炉は唯一だった
原子炉は医療施設ではない
患者移送の問題
核燃料の安全性の問題

医療としての
普及の限界

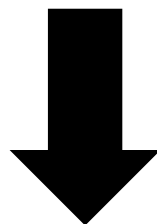
新しいBNCT

加速器を中性子源とする加速器BNCT

小型化が可能

核燃料を使用しない

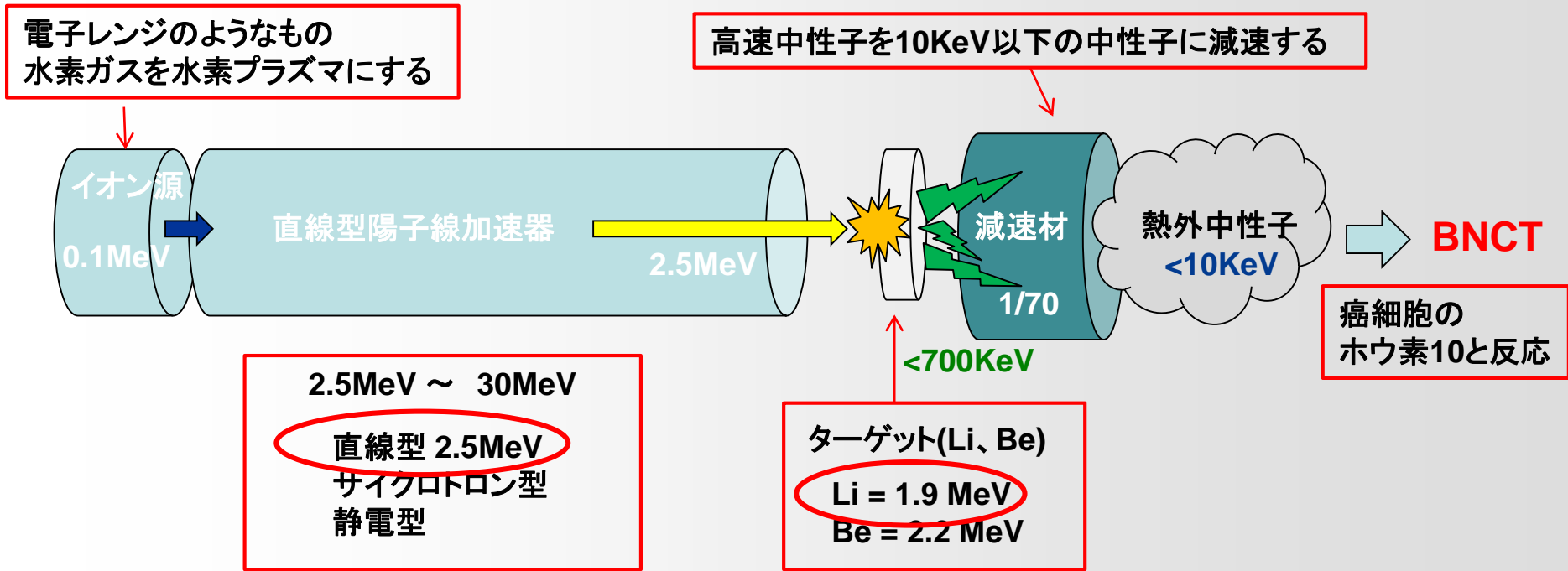
電源を切れば放射線は射出されない



病院設置型加速器BNCTの導入

医療としての普及の可能性

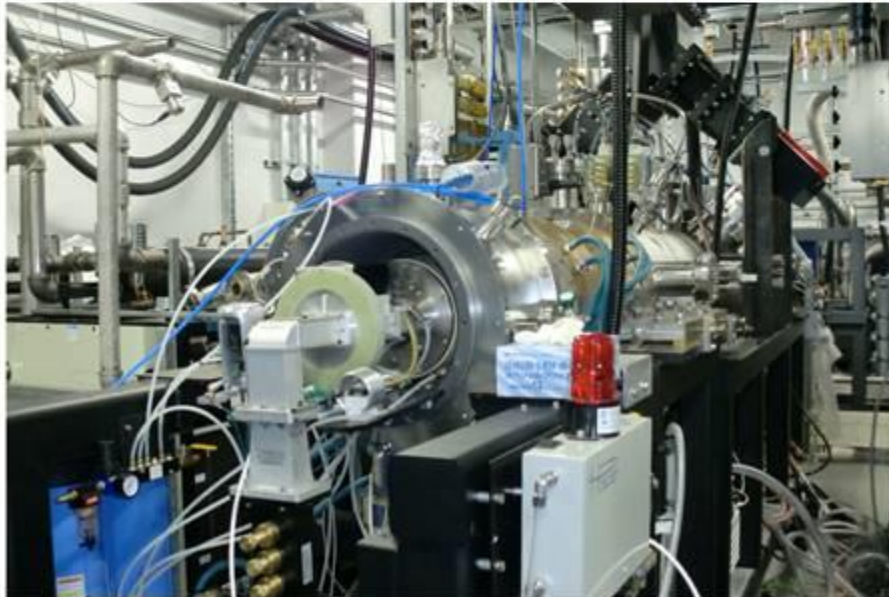
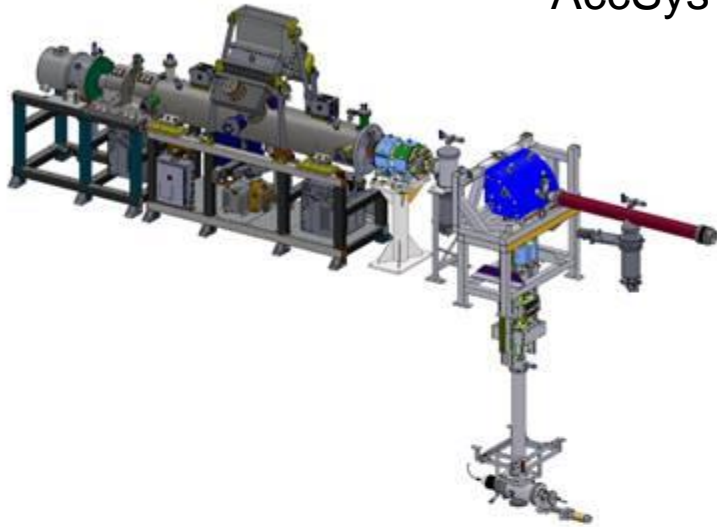
加速器BNCTの模式図



陽子線を中性子に変えるために必要な閾値エネルギー

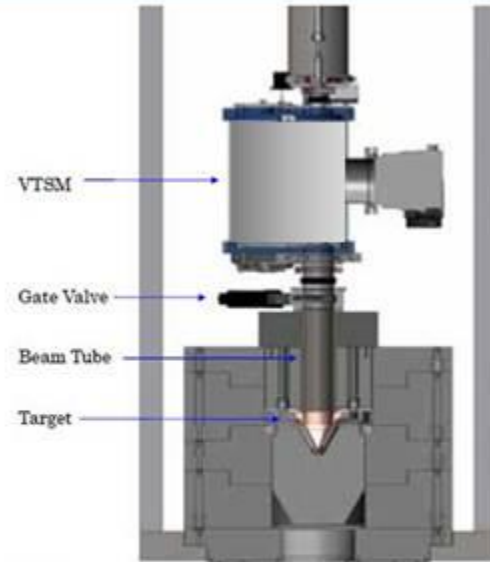
High Current Proton RFQ Linac

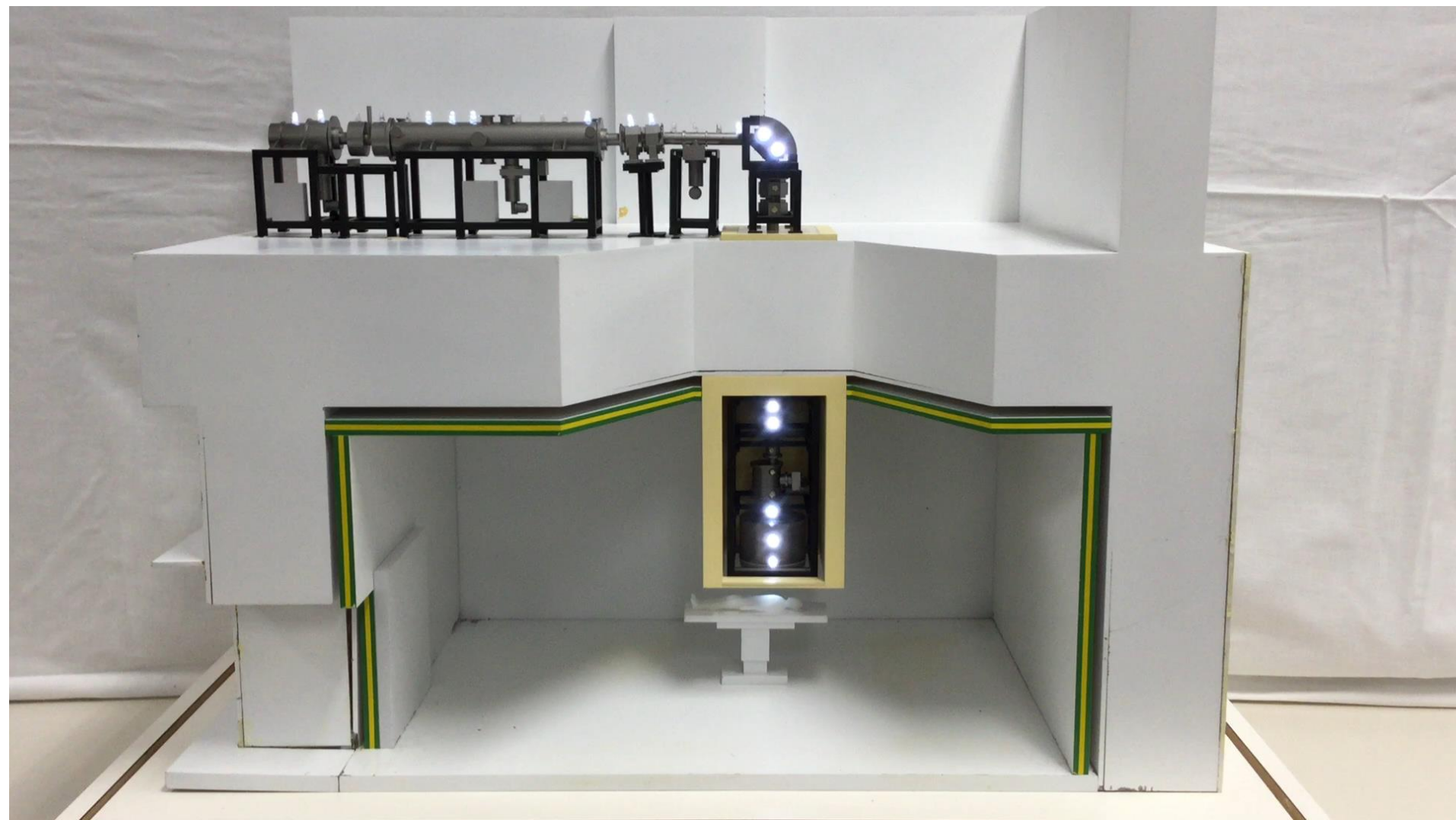
AccSys



Lithium-target system

CICS





Liターゲットの利点と欠点

Liターゲット	
低エネルギー陽子と反応して中性子発生	中性子減速が容易・人体に悪影響の高い速中性子の汚染が少ない
低い融点(180°C)	強力な冷却システム
放射化して放射性同位元素(${}^7\text{Be}$)が生成される	自動洗浄およびターゲット再生システム

中性子減速割合の比較

CICS-NCC
陽子加速2.5 MeV
Liターゲット

最大中性子
エネルギー-
0.6 MeV

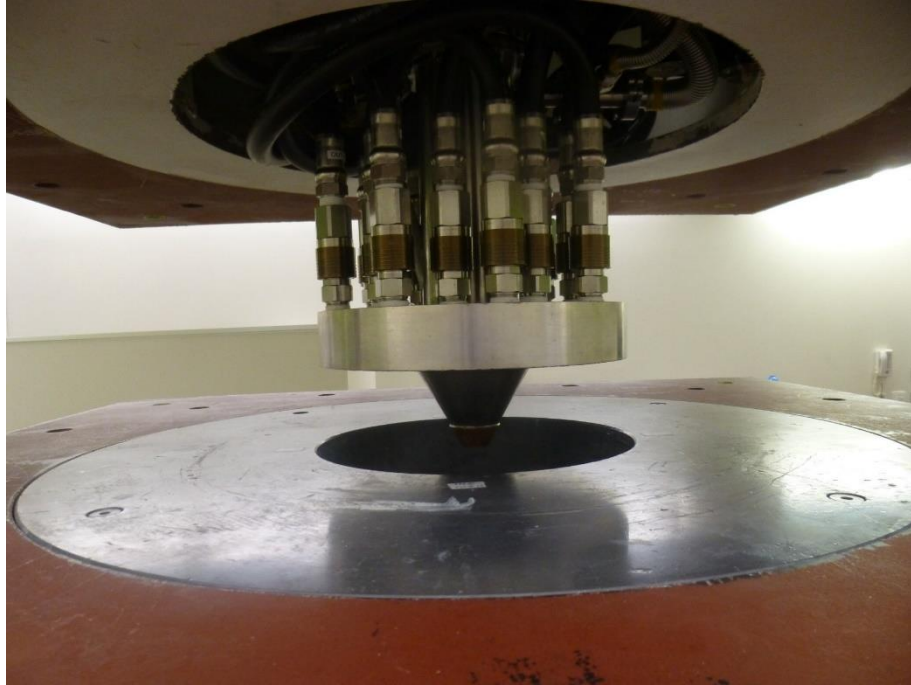
陽子加速8 MeV
Beターゲット

最大中性子
エネルギー
5.9 MeV

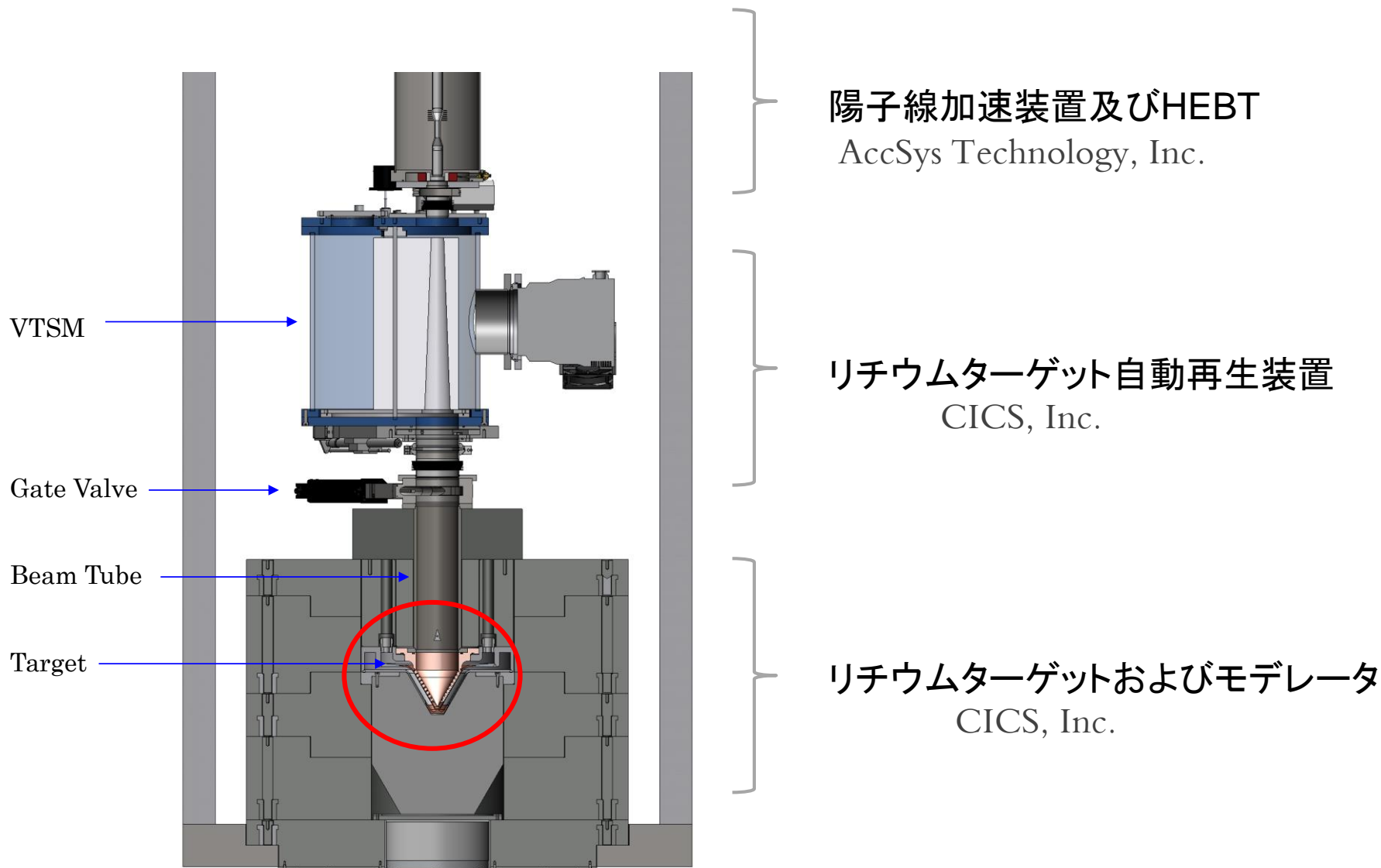
陽子加速30 MeV
Beターゲット

最大中性子
エネルギー
27.9 MeV

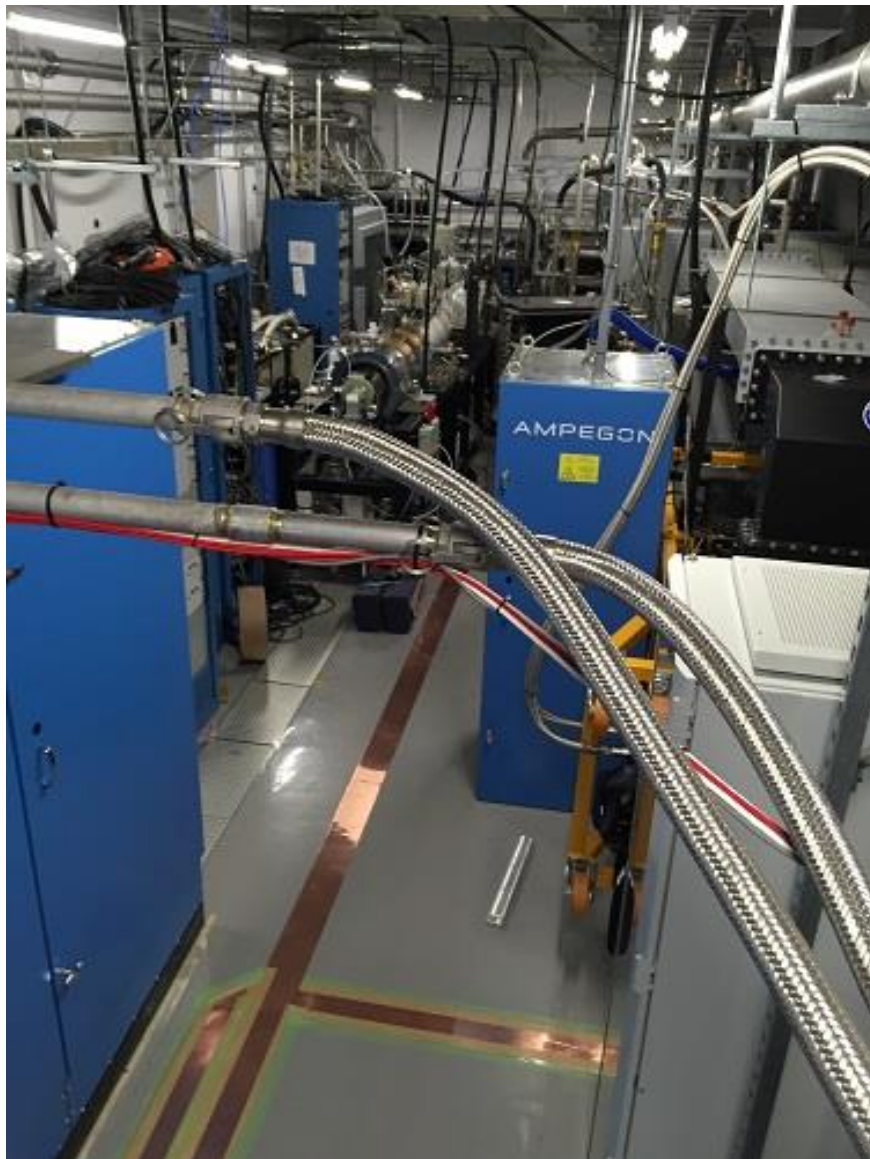
ターゲットの強力な冷却システム



リチウムターゲット・自動再生装置・減速体



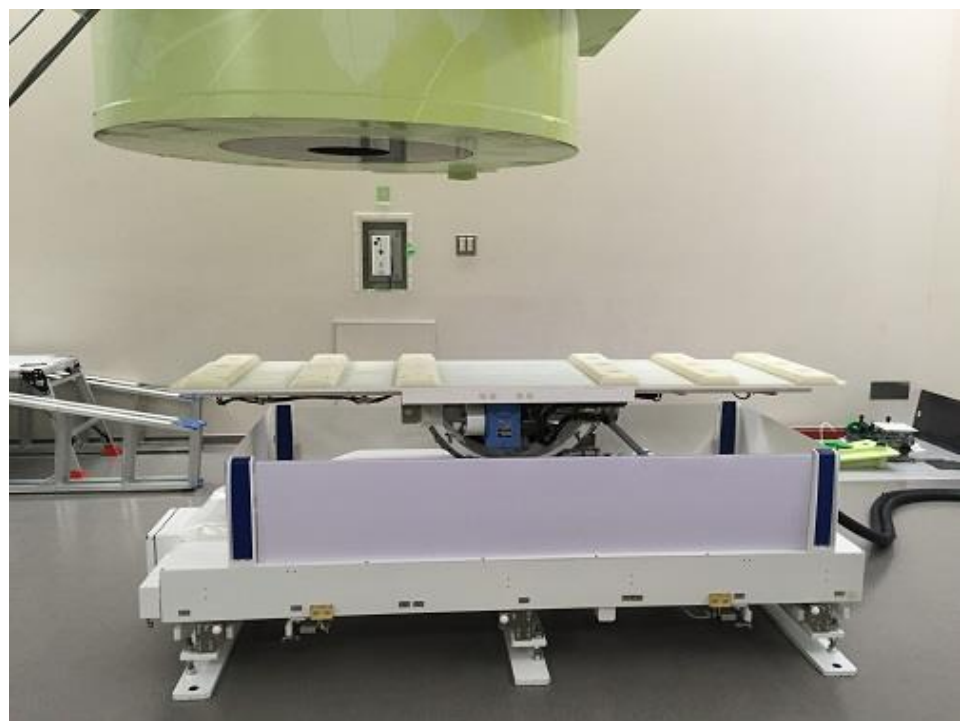
加速器と冷却装置・電源系の全貌



リチウムターゲット・自動再生装置・可動式遮蔽塔



BNCT治療室



2015年11月18日

直線加速器BNCTシステム施設検査合格



施設検査合格証番号 放検発27合第161号

施設検査合格証

平成27年11月18日



平成27年8月21日付け 国がん発260号 をもって申請のあった使用施設等について、放射性同位元素等による放射線障害の防止に関する法律第12条の8の規定に基づく施設検査を行った結果、合格と認めためたので本証を発行する。

事業所等	特定許可使用者及び許可廃棄業者の別	特定許可使用者
	名称	国立研究開発法人 国立がん研究センター 中央病院
	所在地	東京都中央区築地五丁目1番1号
合格した年月日	平成27年11月18日	
記 事	診療棟(地下1階):加速器室 診療棟(地下2階):BNCT室	

NCCが追求する理想的なBNCT戦略

世界に展開可能な
ホウ素が集積する腫瘍への超
選択的かつ強力な治療

PETによるホウ素集積の評価
DDSを用いたホウ素薬剤の開発

BNCTの医学物理的研究
加速器型BNCT装置の開発

ホウ素集積の
正確な評価

病院に設置可能な
BNCT装置

日本発の新規治療技術を
世界に発信

整備された臨床試験体制
国内最大級のがん患者数

臨床導入

加速器BNCTの今後の計画

