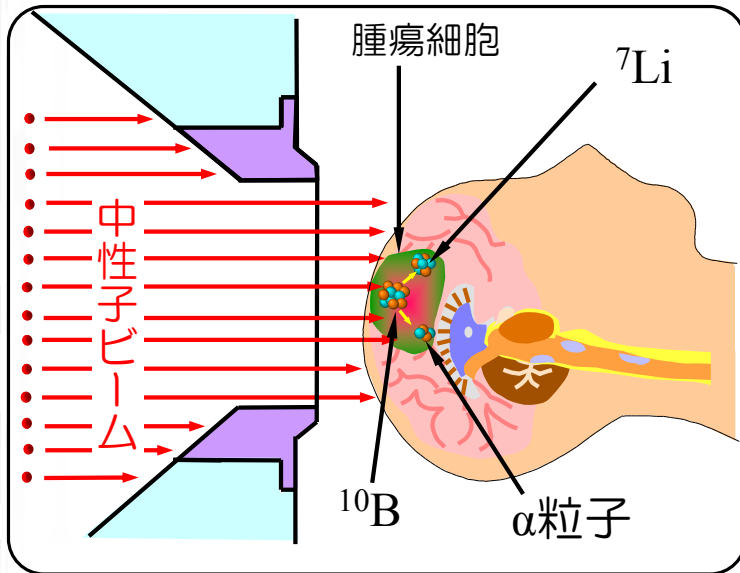


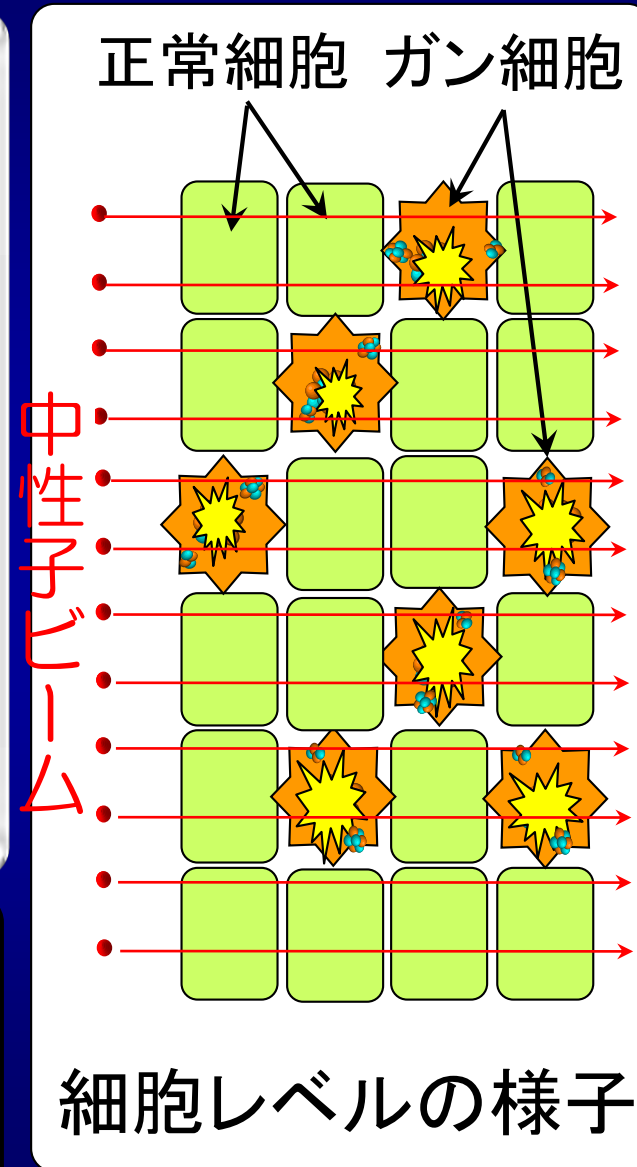
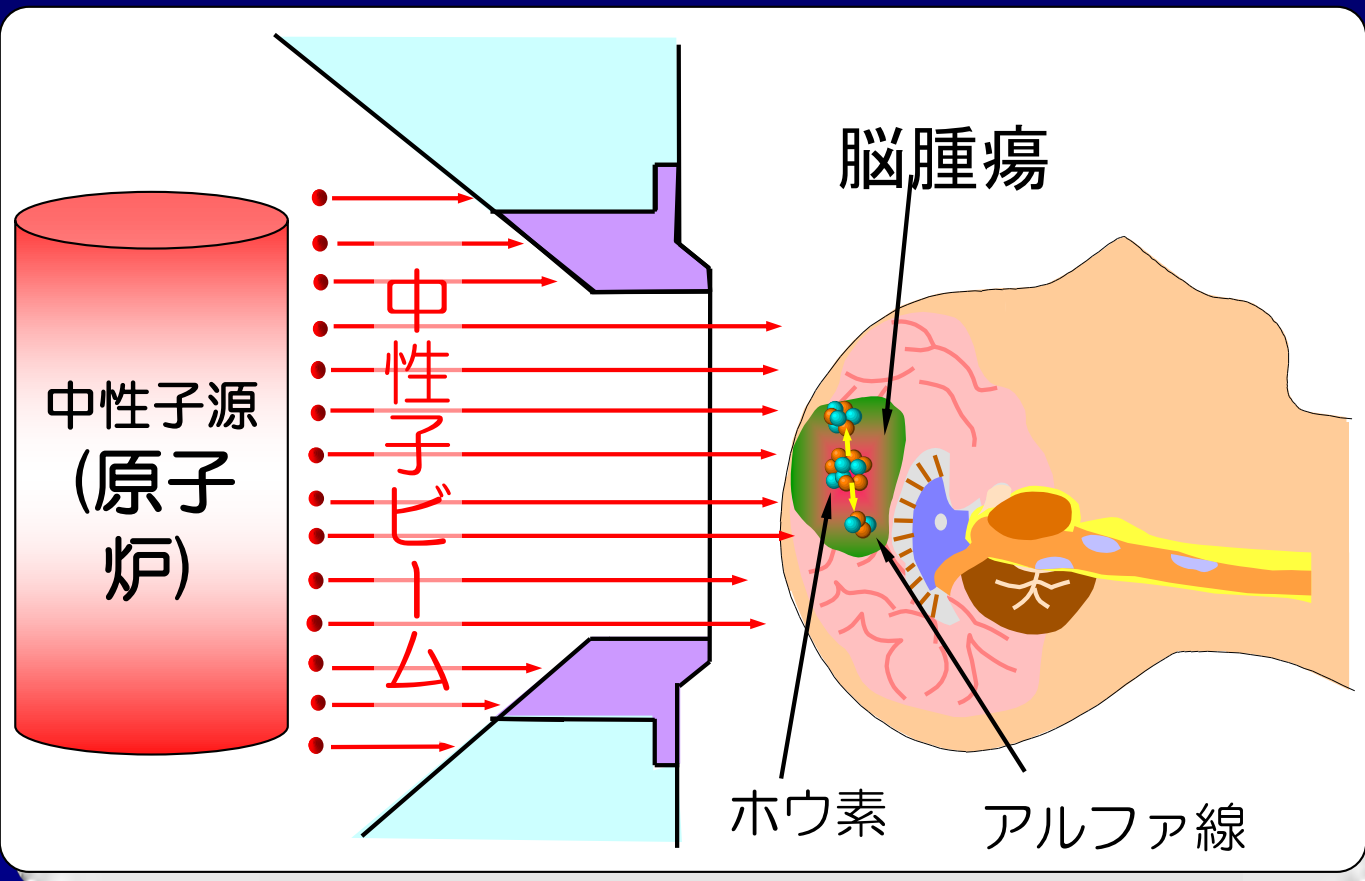
核データの新規ニーズ 2)

先端的放射線治療分野



筑波大学 医学医療系
陽子線医学利用研究センター
熊田博明

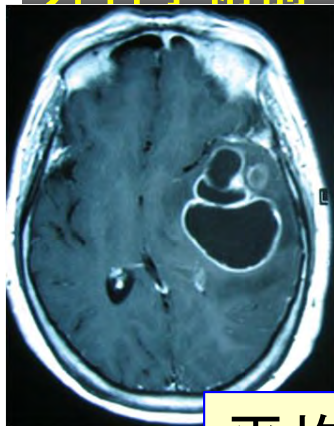
ホウ素中性子捕捉療法の原理



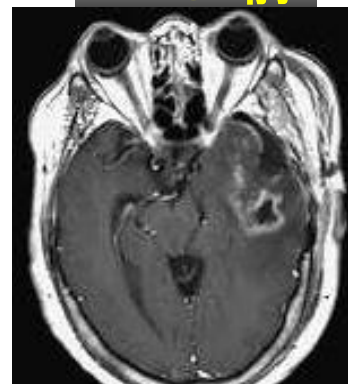
- ① ガン細胞に集まる放射薬剤を投与
- ② 患部に中性子を照射
- ③ 中性子とホウ素との核反応で放出されたアルファ線がガン細胞だけを破壊

悪性脳腫瘍

外科手術前



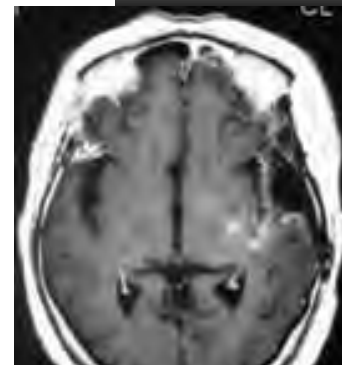
BNCT前



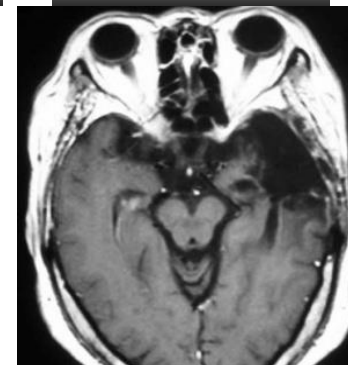
BNCT



5か月後



25か月後



平均生存期間を2倍に延長できた (欧州放射線腫瘍学会誌: 筑波大脳神経外科、2009)

頭頸部がん
(耳下腺がん)

BNCT前



BNCT



BNCT後

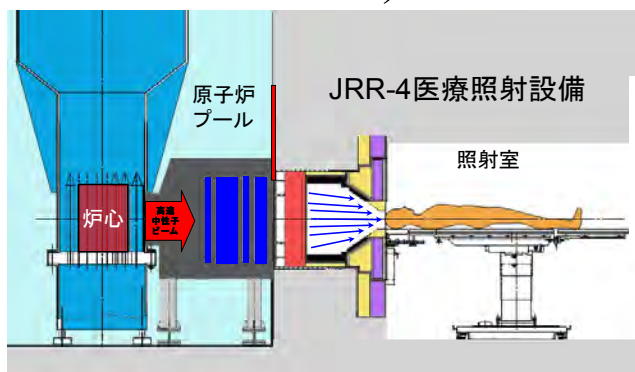


写真提供: 大阪大学

通常の放射線治療後の再発がんへの適用。
機能温存、高いQOL

再発がん、浸潤がんの切り札として期待

原子炉 (JRR-4) 1999年～



**原子炉を用いない
新しい大線量の
中性子源が必要！**

原子炉による中性子源は、技術として確立し(枯れた技術)、且つ、高強度の中性子を安定的、連続的に発生できる。

しかし・・・

- 原子炉では医療にならない(臨床研究のみ)！
- 施設検査のため1年に数か月も施設が停止する。
- 疾患・症例数が限定される。
- 治療を受けられる患者がきわめて限られてしまっている。
- 東日本大震災でJRR-4が被災

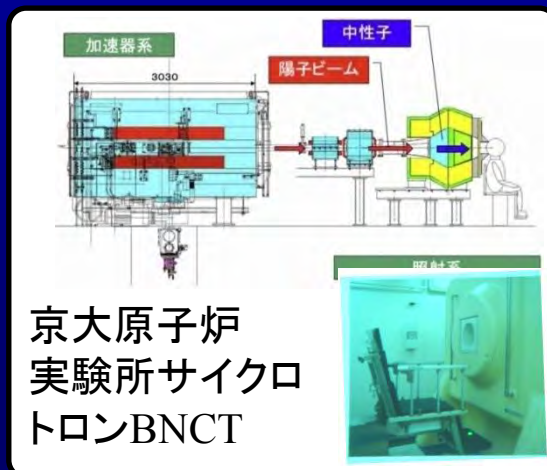
新規研究開発による病院内設置 が可能な小型加速器中性子源



- 原子炉規制法の規制を受けない
⇒年間を通して安定的に多くの患者に治療を提供できる
- 病院では分割、多門照射が可能になり治療効果・安全の向上
- 先進医療⇒保険診療へ
- 本分野で世界をリード
- 医療産業においても世界を牽引

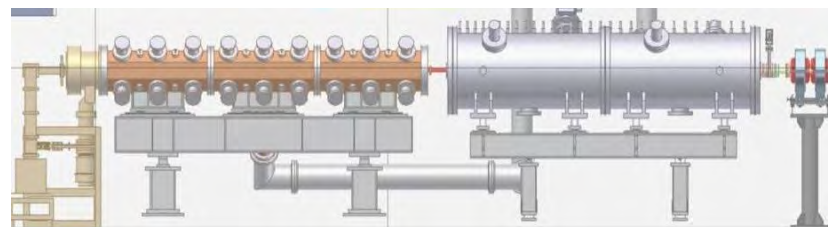
加速器を用いて中性子を発生させ、この中性子を使って BNCTを実現するプロジェクトが国内外で計画、進行している

- 京都大学原子炉実験所にサイクロトロンによるBNCT用加速器中性子源：
“C-BENS” が完成 → **世界初の加速器BNCTが開始**
- 英国バーミンガム大学ダイナミトロン加速器BNCTの開発
- イタリアINFN 直線型加速器+ベリリウム標的による熱中性子源開発
- アルゼンチンCNEA タンデム加速器ベースBNCT装置の開発
- 国立がんセンター 加速器BNCT研究に着手
- 筑波大学を中心とする産官学連携チームによる加速器治療装置開発に着手
- 福島県 総合南東北病院 住友重工製サイクロトロンベースBNCT装置導入



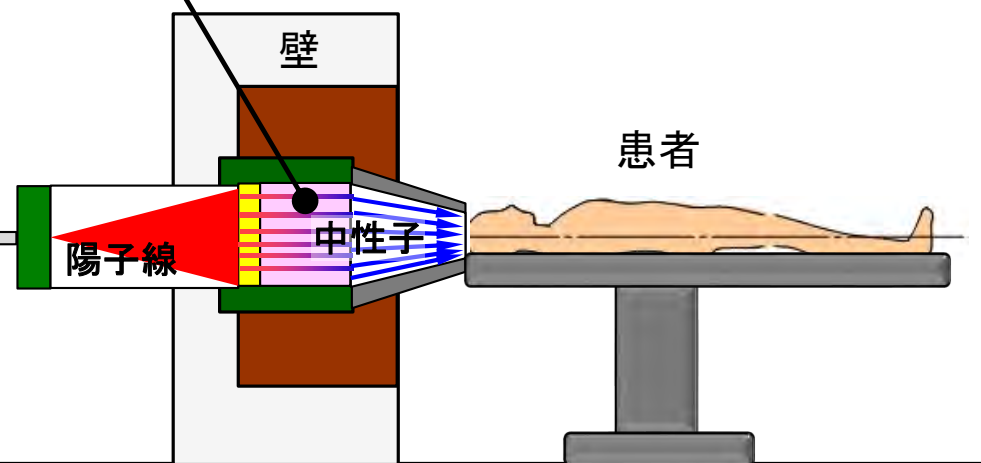
コンセプト: 病院内で安全、安定、簡便にできるBNCTの実現

- 加速器中性子発生装置によるBNCT治療装置: 全て純国産技術で製作！
 - ① 加速器: 病院内設置に適した小型で、安定的運用が簡便な直線型加速器
 - ② 中性子発生標的装置: 長寿命、低放射化を前提とした標的技術
 - ⇒ 医師・病院従事者の被ばく防止(安全)、簡便な標的交換による安定運用
- 年間数千時間運用の実績を有するJ-PARCのフロントエンドリニアック(RFQ+DTL)技術を応用し、BNCT専用小型陽子線加速器を開発。



① 加速器

② 中性子発生装置



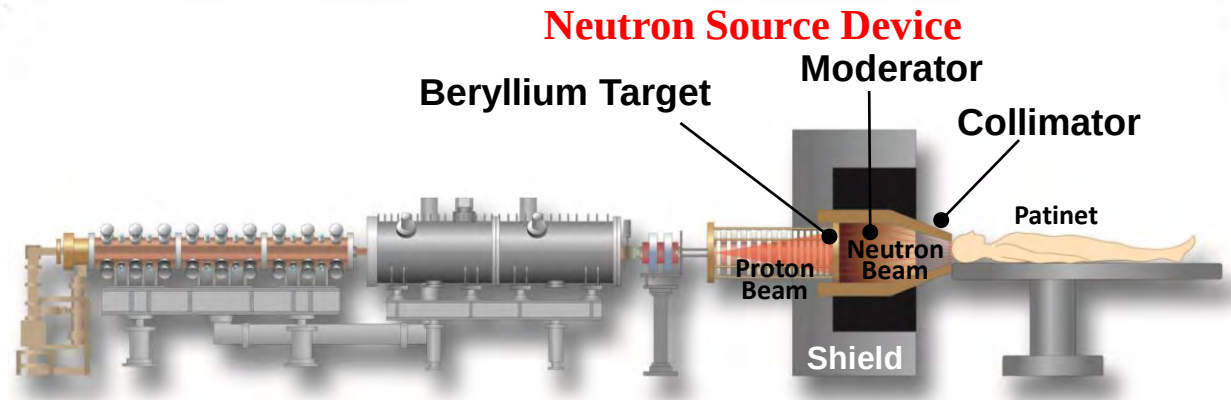
病院併設型加速器ベースBNCT治療装置



J-PARC Linac



RFQ of J-PARC: 3m



RFQ+DTL Type Proton Linac

Accelerator Type	RFQ+DTL Type Linac
Proton Energy	8MeV
Peak Current	50mA
Average Current	> 5mA (Max. 10mA)
Beam Width	1msec
Beam Duty	20%
Power to Target	> 40kW (Max. 80kW)
Dimension	Length: <7m, Footprint: <50m ²

RFQ設置の様子 : 平成24年9月上旬



所定位置に設置したリニアック(上)と
クライストロン(下)

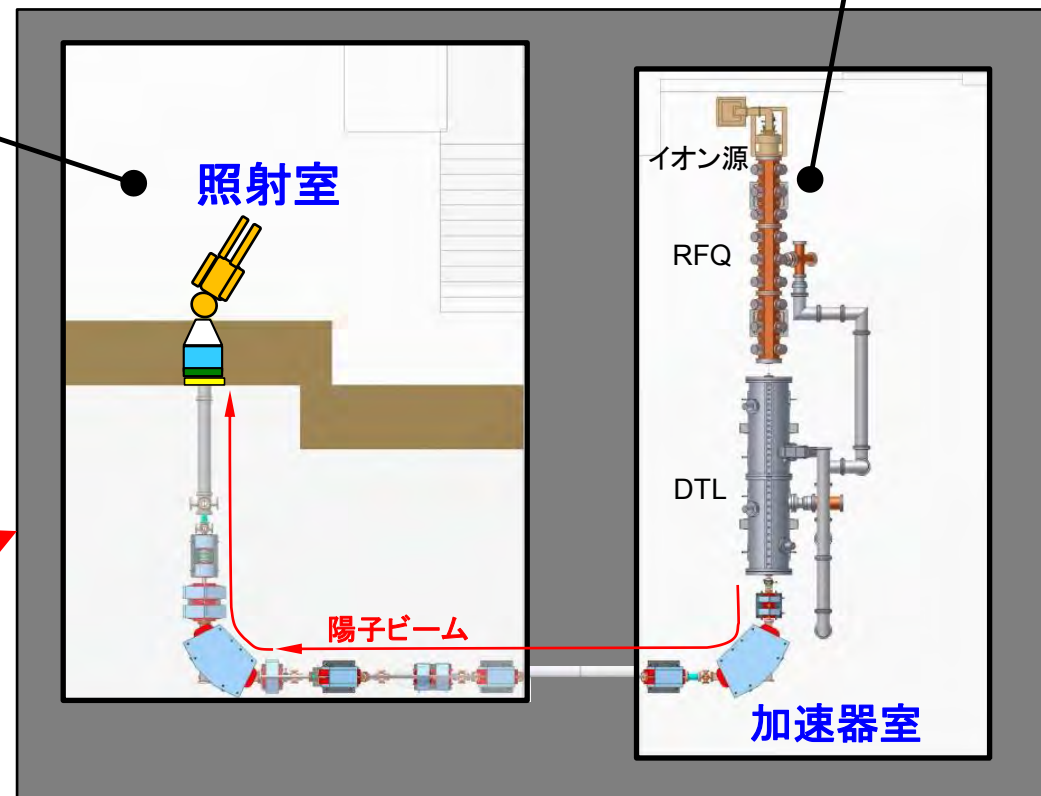


照射室



いばらき中性子医療研究センター（改修後）

加速器室内に
設置した加速器



建家内に設置した治療装置のレイアウト

平成25年4月から“筑波大学 中性子医学研究開発室”を設置

BNCT事業の実用化までのスケジュール

開発項目	2011年度 (H23)	2012年度 (H24)	2013年度 (H25)	2014年度 (H26)	2015年度 (H27)	2016年度 (H28)
	開発				運用及び開発	
(1) いばらき中性子医療 研究センター整備	建家改修整備					
(2) 加速器BNCT治療 装置の開発整備 予算項目: ①、②、④、⑨	BNCT治療装置の開発整備			改良、高度化		
(3) 中性子発生装置、 治療計画システム等 予算項目: ③、⑤、⑥、⑦、⑧	治療計画システム、患者位置合せ装置、 放射線リアルタイムモニタ等開発				実用化、商用化	
(4) 物理特性測定、 生物照射実験等 予算項目: ⑤、⑥、⑨				特性測定、	細胞照射実験等	
(5) 臨床研究、先進医療 予算項目: ⑥、⑨					臨床研究開始	先進医療開始
(6) 薬事申請 予算項目: ④、⑥						

- 中性子発生装置の設計・製作
- 中性子照射に対する線量評価/治療計画
- その他

【京都大学-住友重工業グループ】

- 加速器：サイクロトロン
- 標的材質：ベリリウム、標的材厚さ：5mm
- 陽子エネルギー：30MeV、平均電流：1mA

【筑波大学・三菱重工業グループ】

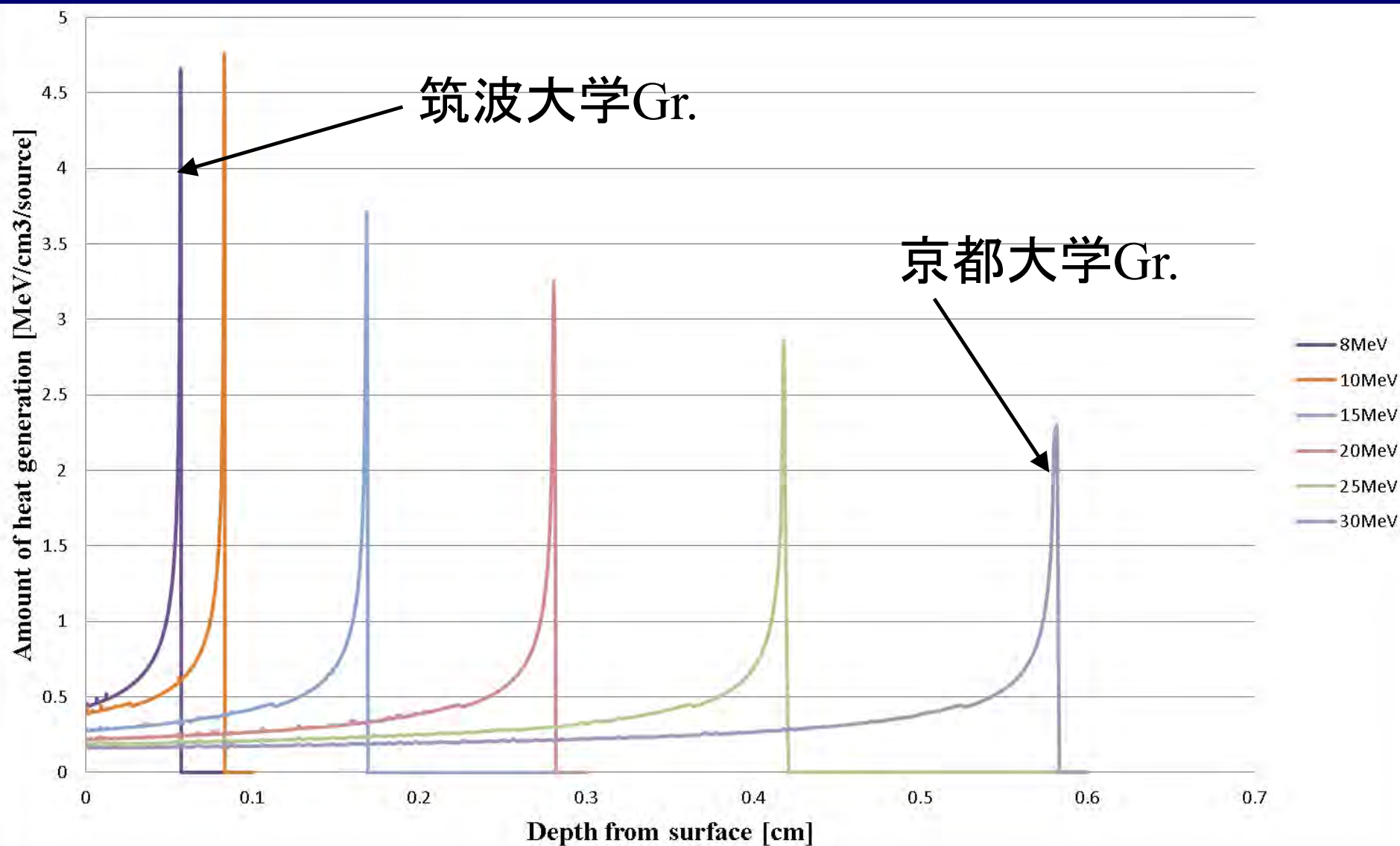
- 加速器：RFQ+DTL形式リニアック
- 標的材質：ベリリウム、標的材厚さ：0.5mm
- 陽子エネルギー：8MeV、最大平均電流：10mA

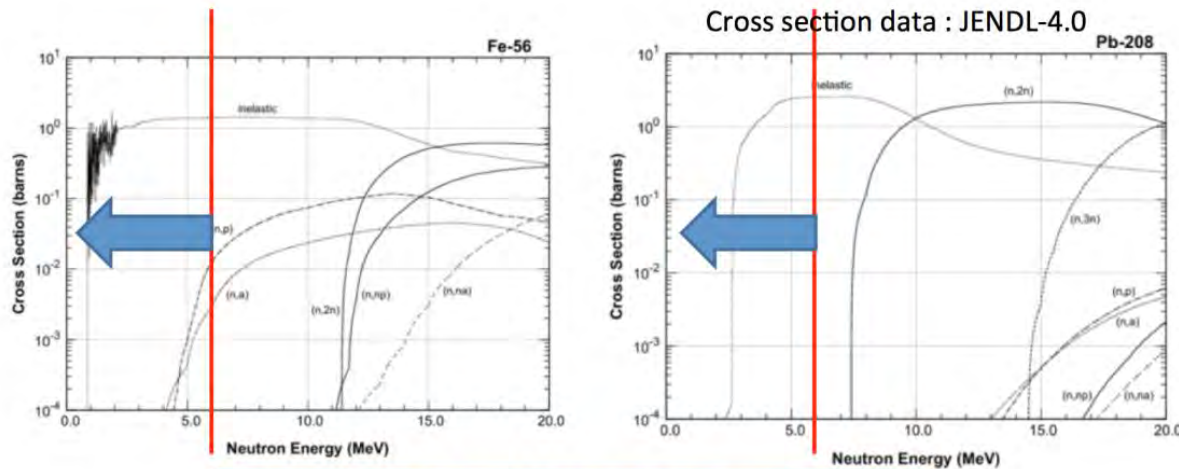
【国立がん研究センター・CICSグループ】

- 加速器：RFQ形式リニアック
- 標的材質：リチウム、標的材厚さ：??
- 陽子エネルギー：2.5MeV、最大平均電流：20mA

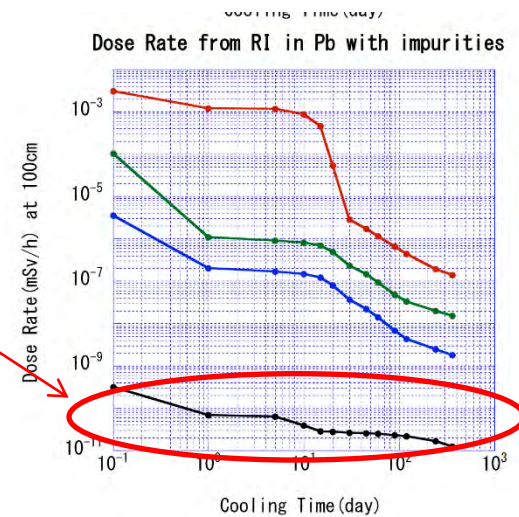
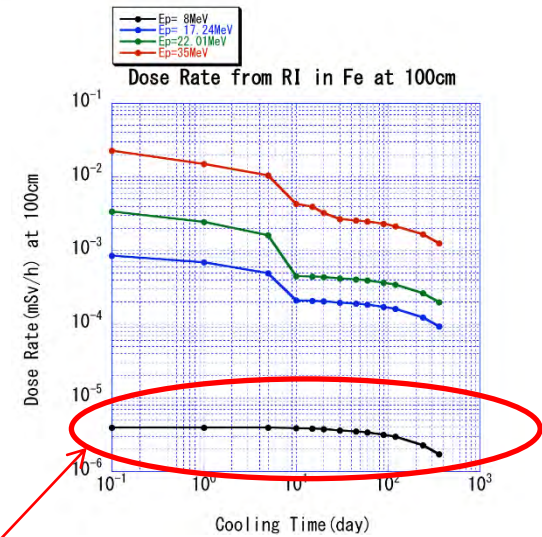
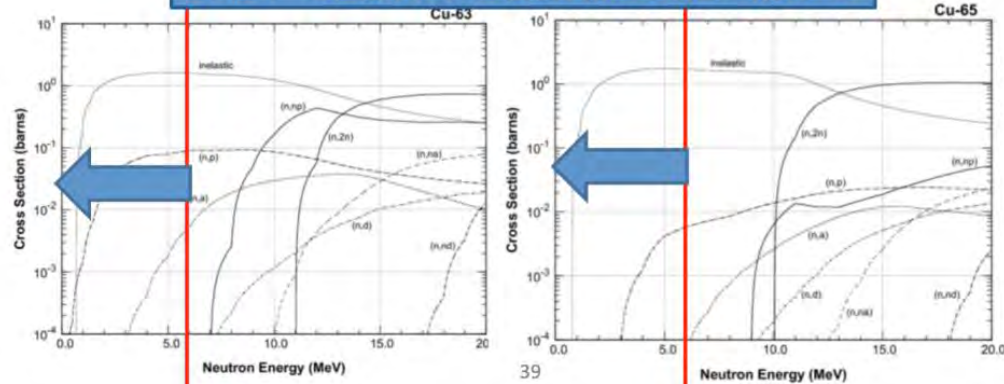
各陽子エネルギーと各標的材料との反応で発生する中性子の正確な挙動（スペクトル及び分布）の情報が必要！

各陽子エネルギーに対するベリリウム内のBragg Peak





8MeV を選択すれば放射化は大幅に防げる



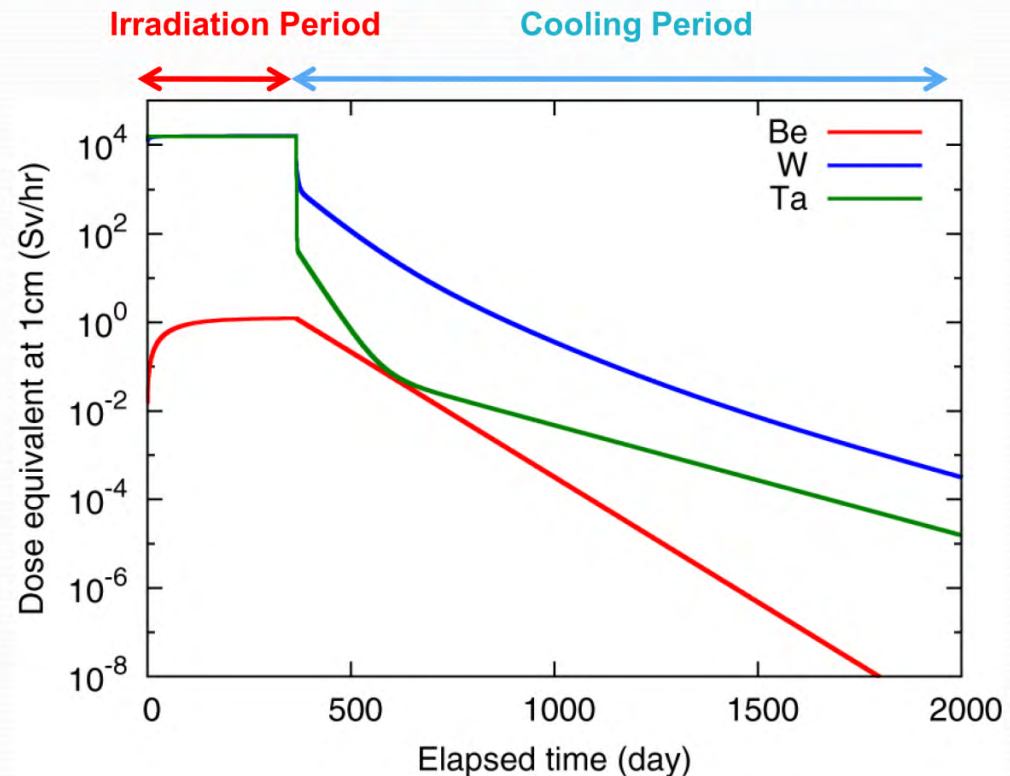
サイクロトロンを用いた BNCT用熱外中性子源の概要

京都大学原子炉実験所
放射線生命医科学研究本部
医学物理学分野
田中 浩基



平成23年6月28日 核データ研究戦略検討会@阪大RCNP

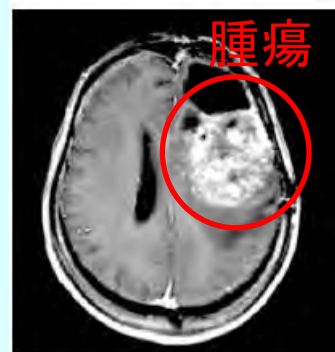
ターゲットの放射化



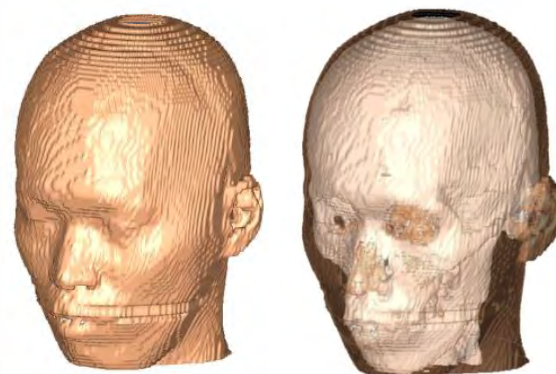
筑波大学Gr.: 中性子発生装置の概念設計モデルからMCNP-X
→ D-CHANE-SPによる放射化量評価

中性子照射に対する線量評価/治療計画

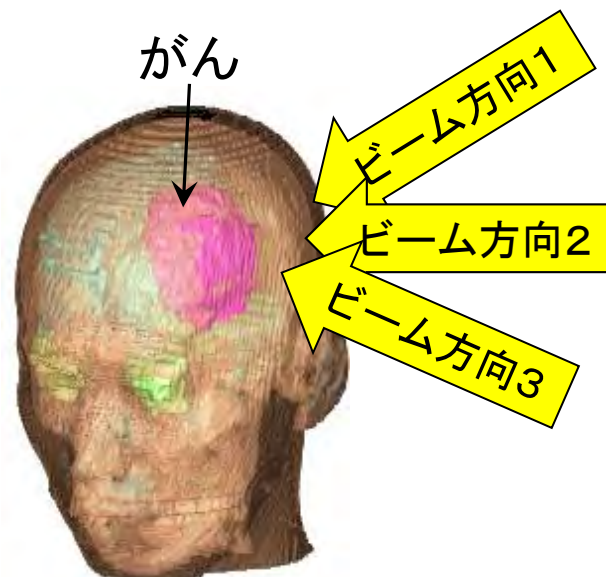
治療計画システム



医療画像

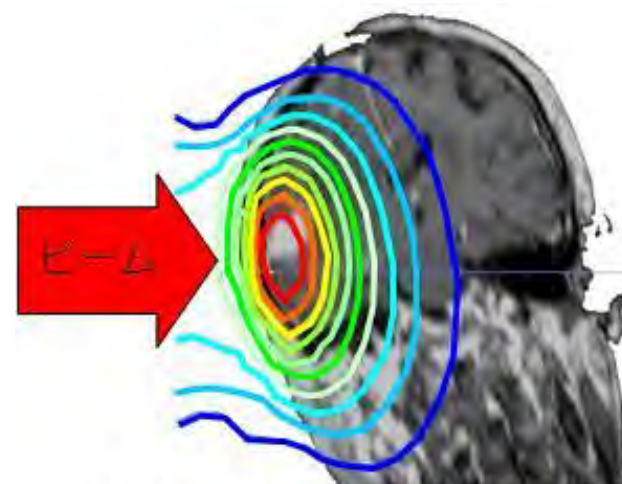


3次元計算モデル



種々の計算条件設定

モンテカルロ法
による中性子、
光子の輸送計算



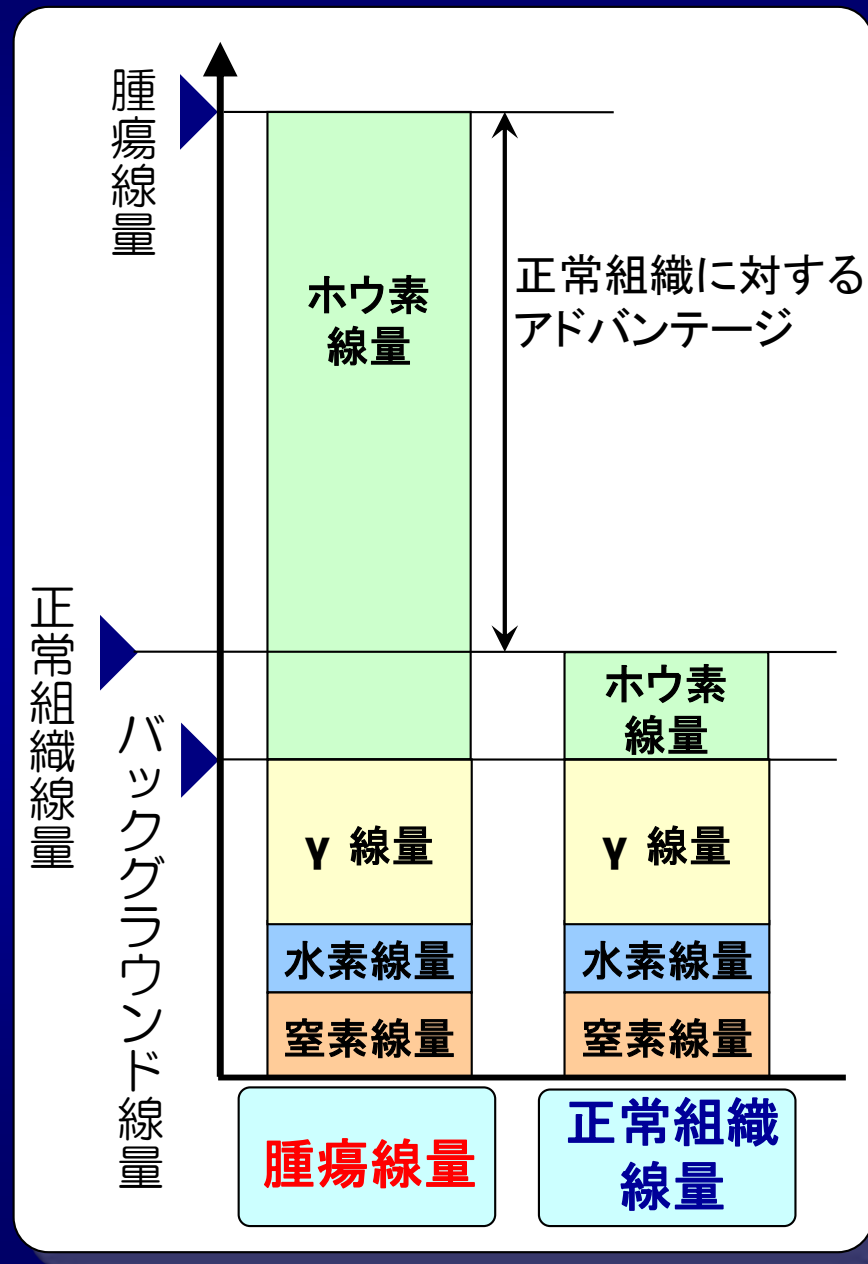
線量分布計算結果

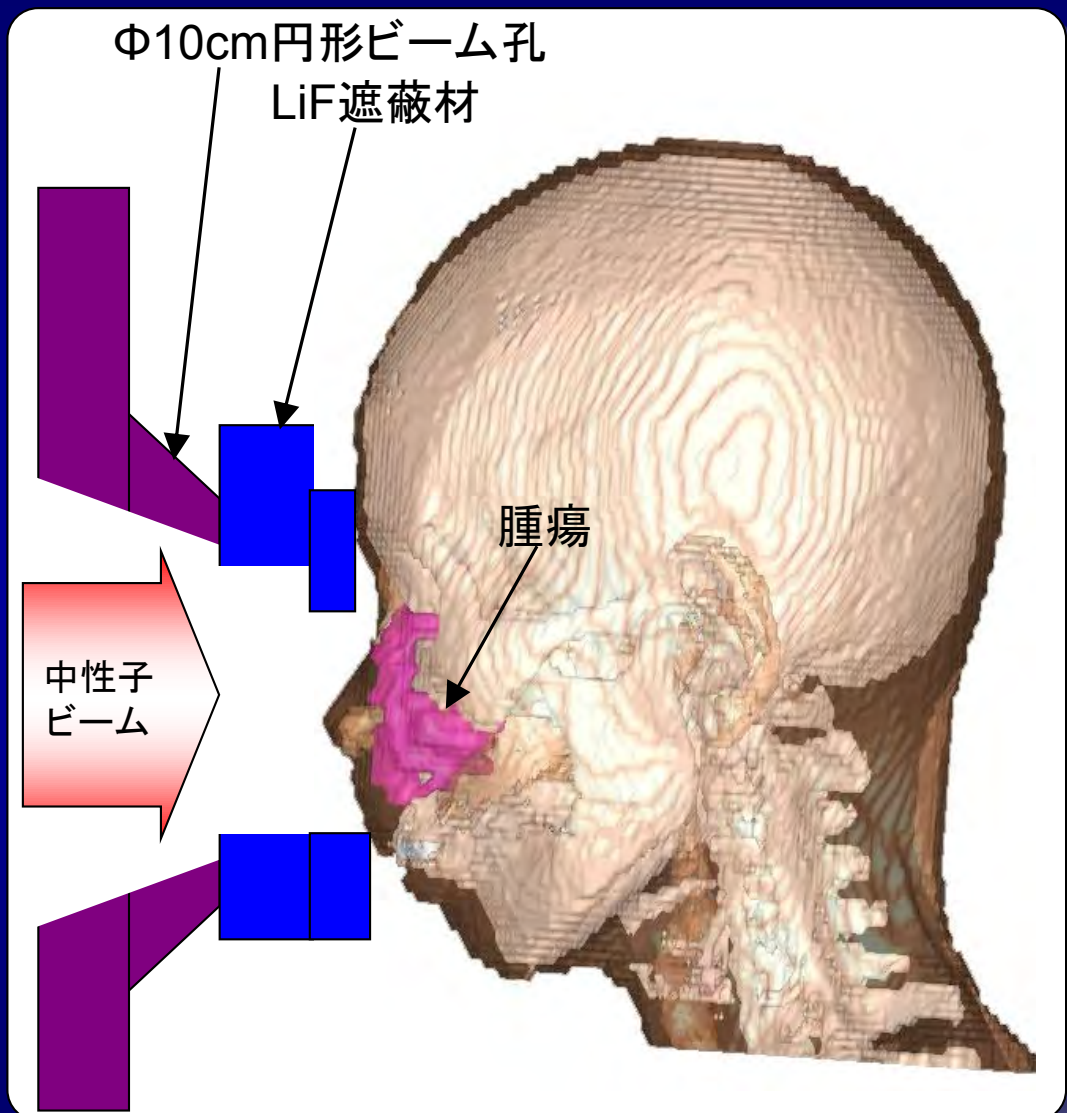
・BNCTの中性子照射で主に生じる線量は、

- ① **ホウ素線量**: $^{10}\text{B}(\text{n},\alpha)^7\text{Li}$
ホウ素濃度に依存、熱中性子との反応
- ② **窒素線量**: $^{14}\text{N}(\text{n},\text{p})^{14}\text{C}$
主に熱中性子との反応
- ③ **水素線量**: $^1\text{H}(\text{n},\text{n}')\text{p}$
主に高速中性子との反応
- ④ **γ線量**: 原子炉からの1次γ線と生体内の水素等との(n,γ)反応で生じる2次γ線
(2次γ線が支配的、正常組織線量のほぼ半分)

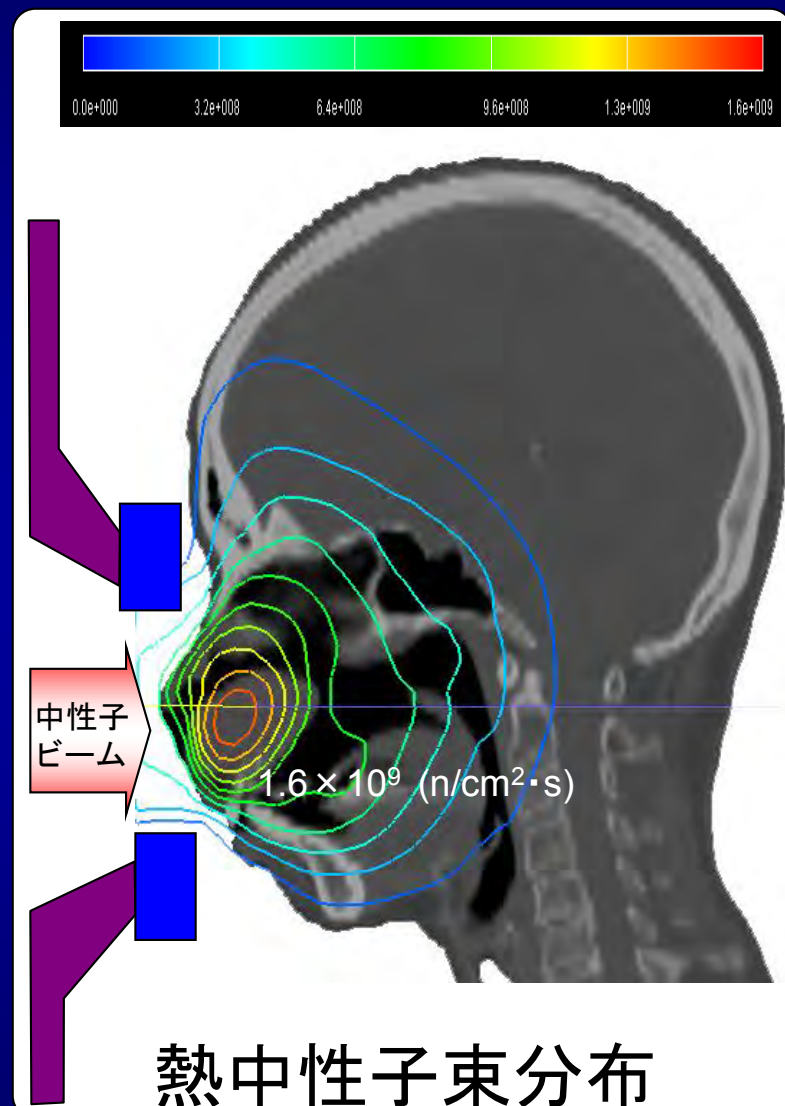
・②～④の線量は腫瘍、正常組織の区別なく双方に付与される。(バックグラウンド線量)

・BNCTの線量評価では、①～④の総線量を
腫瘍や組織毎に求める必要がある。





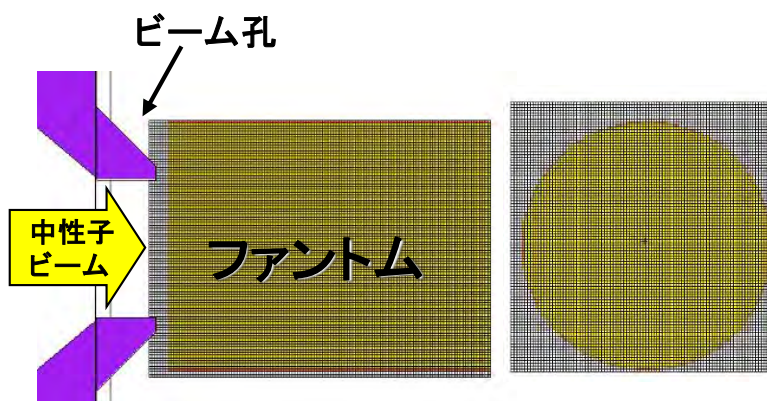
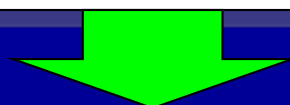
人体モデル



熱中性子束分布

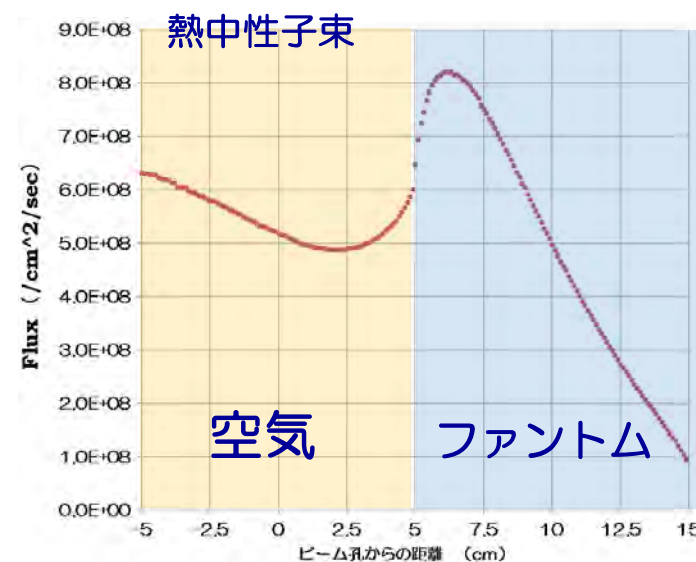


JRR-4のビーム特性評価のために
実施したファントム実験



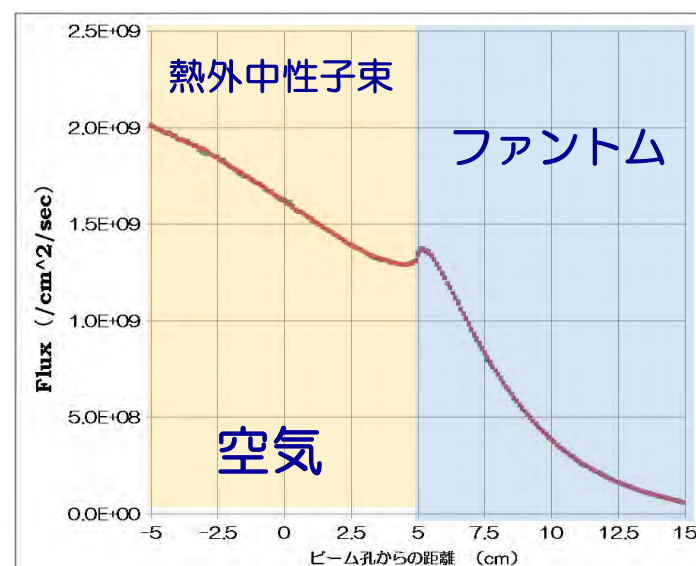
2mm Voxel Model
ファントム実験を再現

ビーム中心軸上分布の比較



● JENDL4

● ENDF-B/VII



- 中性子線を用いるBNCTの病院内治療、先進医療化が目前となってきた。
- X線治療、粒子線治療においてもモンテカルロ治療計画の導入が検討されている。



- BNCT治療装置の設計製作に、モンテカルロ解析＋核データが必要である。
特に、陽子線加速器からの陽子入射によって中性子を発生させる標的装置の設計においては、正確な(p, n) 反応のデータライブラリが必要。
- 中性子モデレータ、コリメータの設計（中性子・光子輸送、放射化解析）においても核データの精度が重要。
→ 患者に照射する中性子線の特徴を決定。
- 患者に付与される線量を正確に評価、制御するための精度が必要。
→ 患者に付与する線量を決定。



がん放射線治療の高度化に向けて核データの重要性がさらにUP!