

2015年12月18日

# 原子炉BNCTにおける 医学物理学・工学

京大原子炉実験所  
放射線生命科学研究部門  
放射線医学物理学研究分野

櫻井 良憲

## 中性子捕捉療法とは

- Neutron Capture Therapy; NCT  
**中性子 捕獲 療法**
- 中性子吸収断面積の大きい核種をあらかじめ腫瘍細胞に取り込ませておき、その核種と中性子との反応により発生する重荷電粒子により、がん細胞を破壊する療法。

## 硼素中性子捕捉療法とは①

- $^{10}\text{B}$ を用いる場合、特に「**硼素中性子捕捉療法 (Boron Neutron Capture Therapy; BNCT)**」と呼ぶ。
- BNCTにおいては、発生する重荷電粒子は**高LET**でその飛程は**細胞レベル (5~10 μm)**である。腫瘍細胞にのみ $^{10}\text{B}$ が取り込まれていれば、**高い治療選択性**が期待できる。

## 硼素中性子捕捉療法とは②

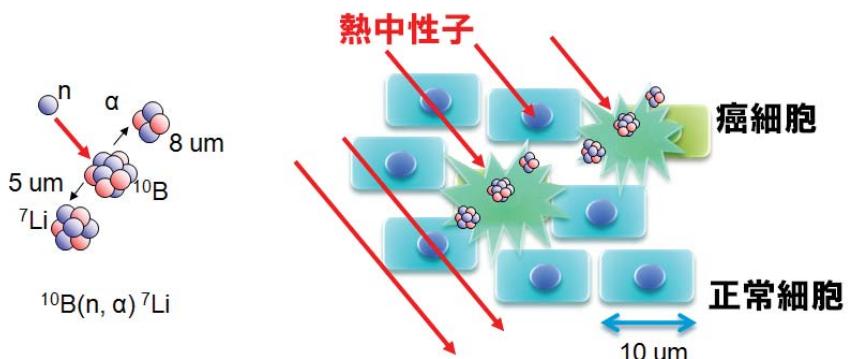
- 特に、腫瘍細胞と正常細胞が混在している悪性度の高い脳腫瘍等に対してQOL (Quality of Life) の高い療法として期待されている。
- 従来、**脳腫瘍**と**悪性皮膚黒色腫 (メラノーマ)**に適用されてきたが、近年は**難治性頭頸部腫瘍**、**多発性肝腫瘍**、**胸膜中皮腫**等も対象としている。

# 硼素中性子捕捉療法の原理

- BNCTでは、以下の反応を利用する。

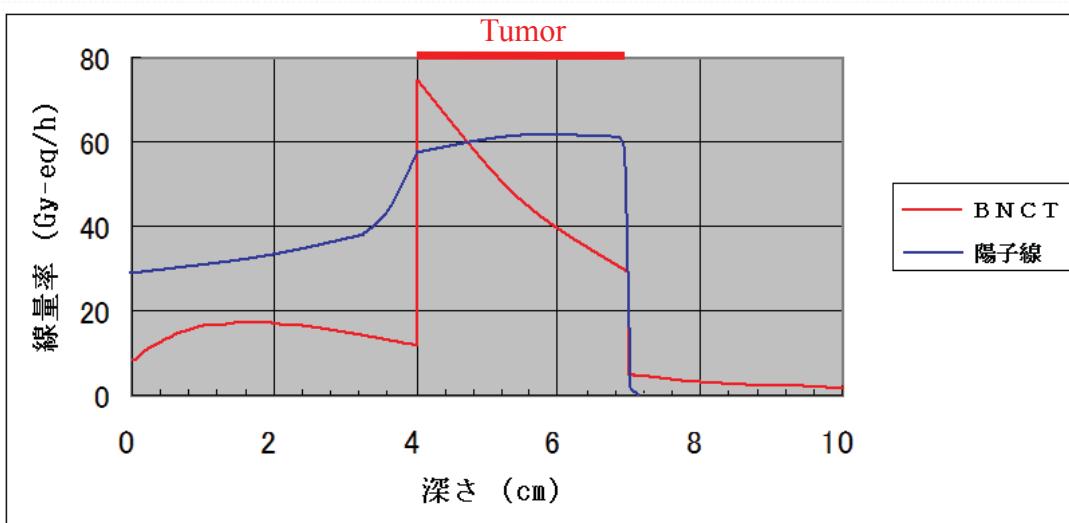


- 上記 ${}^{10}\text{B}(n, \alpha){}^7\text{Li}$ 反応 (Q値2.79MeV) により発生する $\alpha$ 粒子および ${}^7\text{Li}$ 核の生体内での飛程はそれぞれ約10 μmおよび5 μmであり、細胞の直径約10 μmと同程度である。



## 陽子線治療との線量分布の比較

- 以下に、陽子線治療との線量分布の比較を示す。
- 陽子線治療では**プラックカーブ**というエネルギー付与特性を利用しているのに対して、BNCTでは、**核反応**によるエネルギー付与を利用している。



## BNCTの歴史－京大原子炉実験所編①

- ・ 原理は1936年にLocherにより提唱。Chadwickによる中性子の発見(1932年)のわずか4年後。
- ・ 1951年には、BNL (Brookhaven National Laboratory)で世界初のBNCT。
- ・ 1974年5月、KUR重水設備において初のBNCT臨床を実施。以後10数年の基礎研究を踏まえ、**1990年2月**より、臨床が定期的に行われるようになった。
- ・ 当時は、**熱中性子照射のみ**しか利用できず、**メラノーマ**および**開頭手術を伴う悪性脳腫瘍**を対象。1995年11月までの**6年間**で**61例**のBNCT臨床。

## BNCTの歴史－京大原子炉実験所編②

- ・ 1995年から1996年にかけて、BNCTの高度化の観点から、重水設備が改修。
- ・ 改修後は、「重水中性子照射設備 (Heavy Water Neutron Irradiation Facility: HWNIF)」。
- ・ **ほぼ純粋な熱中性子**から**熱外中性子**まで**様々なエネルギー**スペクトルを持つ照射が可能。
- ・ 1997年1月には**熱中性子**および**熱外中性子**の**混合照射**が開始。

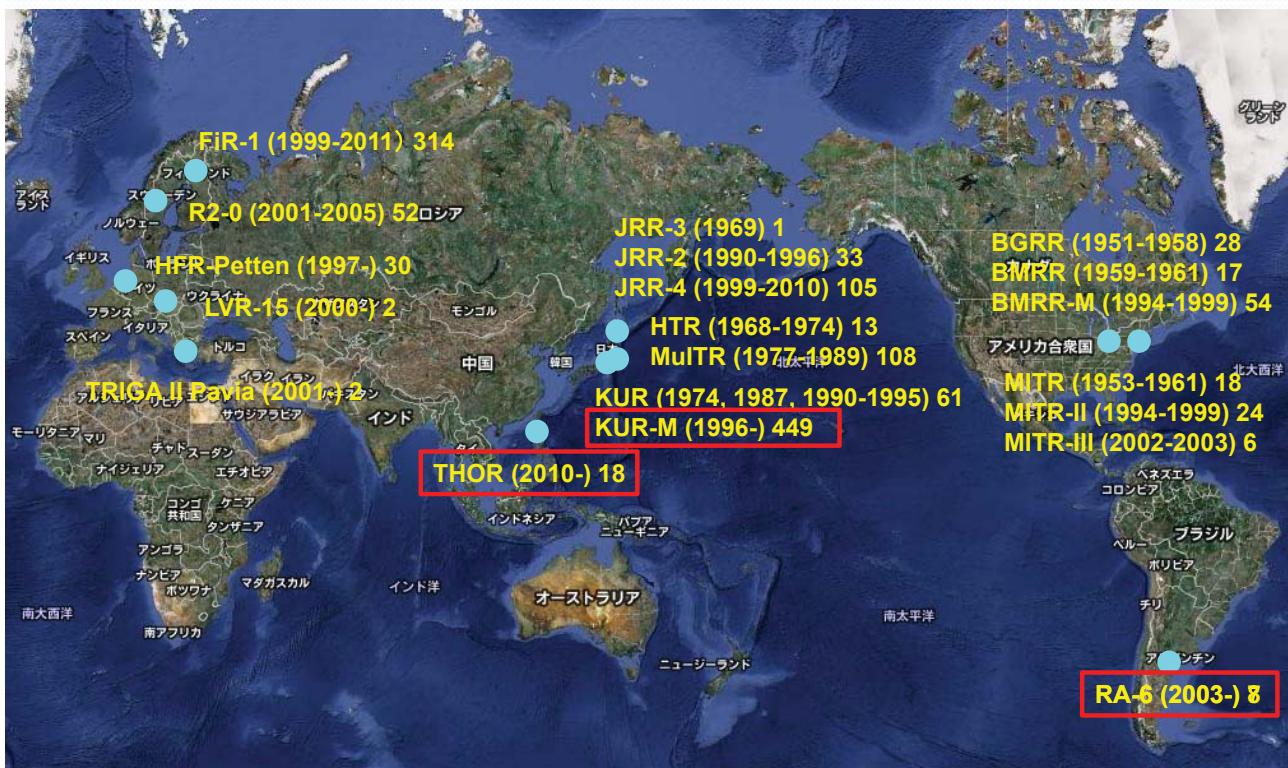
## BNCTの歴史－京大原子炉実験所編③

- ・ 2001年12月より熱外中性子照射が開始。この日本初の熱外中性子照射BNCTは、難治性頭頸部腫瘍に対するものであり、頭頸部に対するBNCTとしては、世界初の試み。
- ・ 以後、肝臓、肺等の体幹部腫瘍への適応拡大。
- ・ 2006年2月より、燃料低濃縮化のためにKURが休止。休止までの**10年間で214例**のBNCT臨床。
- ・ 2010年5月の再開後、現時点で**235例**。

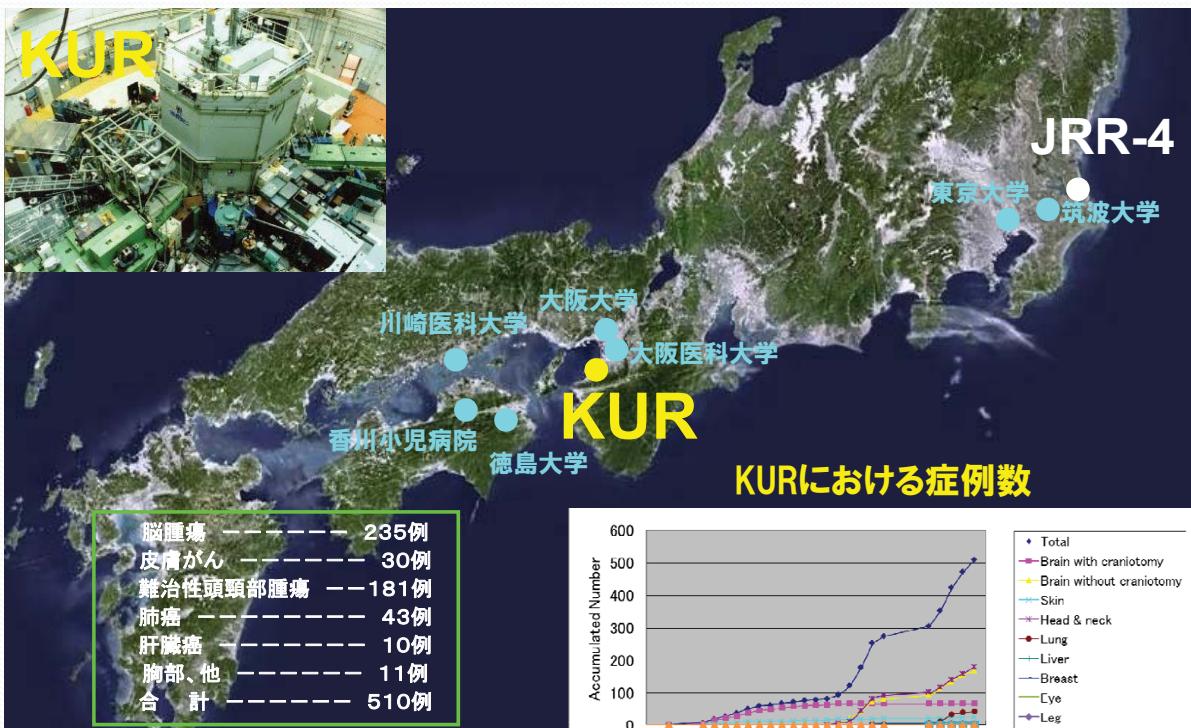
## BNCTの歴史－京大原子炉実験所編④

- ・ 原子ベース照射場での臨床と並行して、1990年代初頭より、加速器ベースシステムの検討。
- ・  $^7\text{Li}$  (p,n)  $^7\text{Be}$ 、 $^9\text{Be}$  (p,n)  $^9\text{B}$ 、W核破碎等の中性子発生核反応を対象に様々な検討。
- ・ **2009年初頭、世界初の臨床用加速器ベースシステムである「Cyclotron-Based Epi-thermal Neutron Source; C-BENS」が完成。2012年より治験開始。**

# 世界のBNCT施設



## BNCT施設



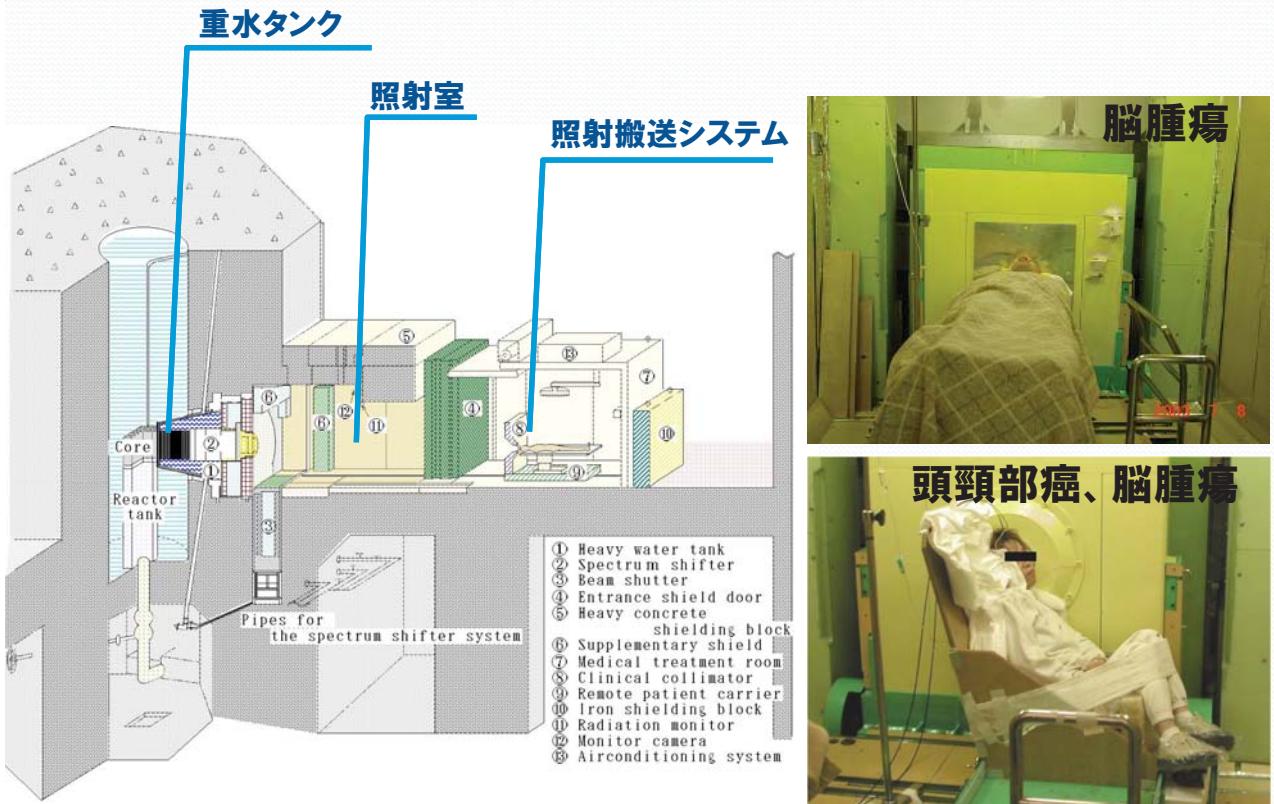
## BNCT用照射装置の概要①

- BNCTに適した中性子は、**熱中性子 (0.5eV以下)** および**熱外中性子 (0.5eV~10keV)** である。
- これらの中性子を単色、かつ、治療に利用できる強度で直接得ることは困難である。
- ある中性子源で発生する**高エネルギー中性子**を、ある物質を介して、エネルギーを低くしたり(**減速**)、不必要的成分の混在を低減(**フィルター**)。
- 高エネルギー中性子の発生源は、**原子炉**、**加速器**、放射性物質、等。

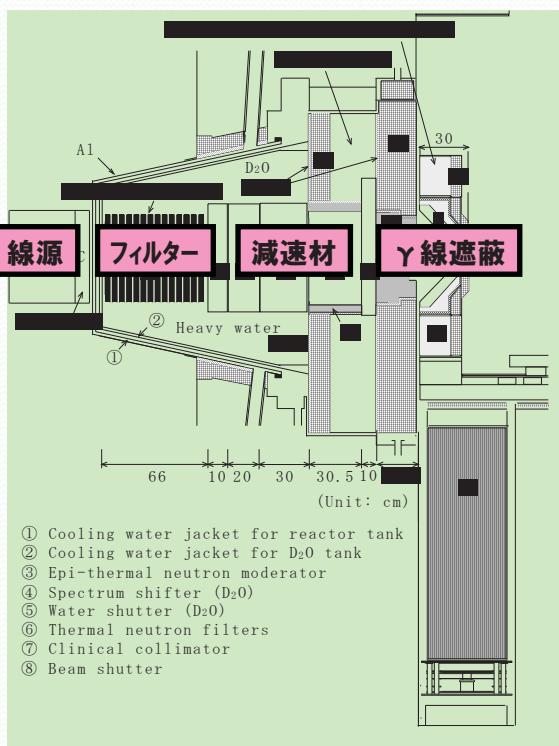
## BNCT用照射装置の概要②

- 2012年まで、BNCT臨床が行われているのは、**研究用原子炉**に設置した装置だけであった。
- 現在、日本1施設、アルゼンチン1施設、台湾1施設で臨床が行われている。
- 日本では、**京都大学研究炉 (KUR)**のみ。
- 京大原子炉実験所には、**世界初の加速器BNCT照射システム**(サイクロotron、30MeVプロトン+ベリリウムターゲット)が設置され、2012年より治験が開始。

# KUR重水中性子照射設備



## KUR重水中性子照射設備 「重水タンク部」の詳細



### 「熱外中性子減速領域」

アルミニウムおよび重水（体積比80%/20%）で構成。原子炉炉心で<sup>235</sup>Uの核分裂反応により発生した高エネルギー中性子を低減し、かつ、熱外中性子成分の割合を増やす。

### 「スペクトルシフター」

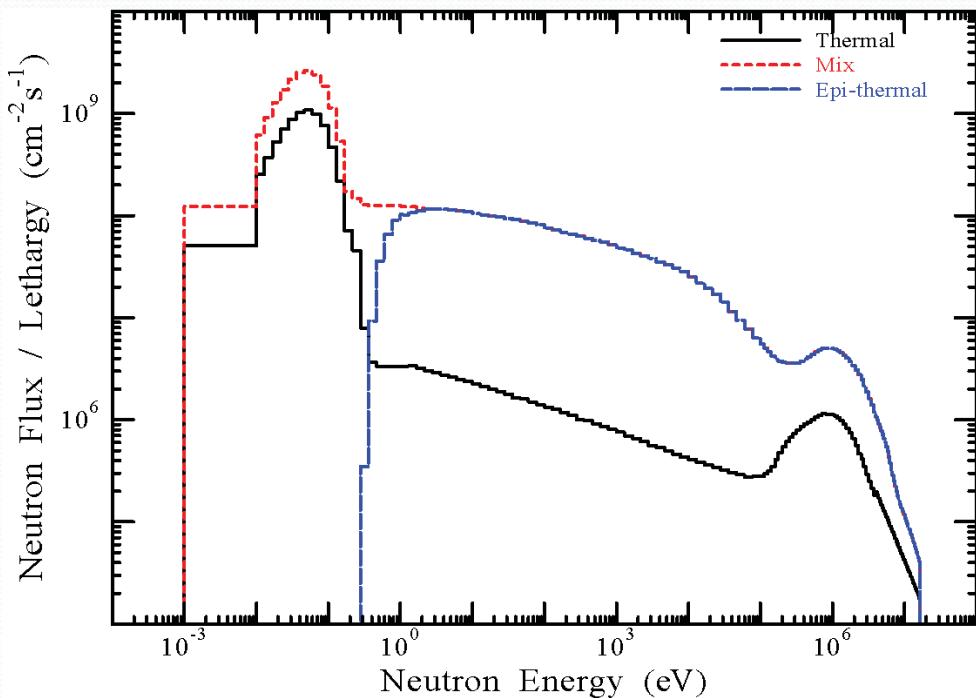
4つの「重水」小タンクで構成。熱中性と熱外中性子の割合を調整。

### 「熱中性子フィルター」

カドミウム製。熱中性子の割合を調整。

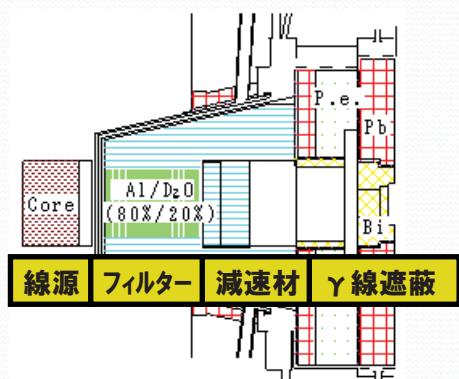
- スペクトルシフターの重水の出し入れ、および熱中性子フィルターの開度調整により、様々なエネルギースペクトルを持つ中性子照射場が可能。

# KUR重水中性子照射設備の中性子エネルギースペクトル

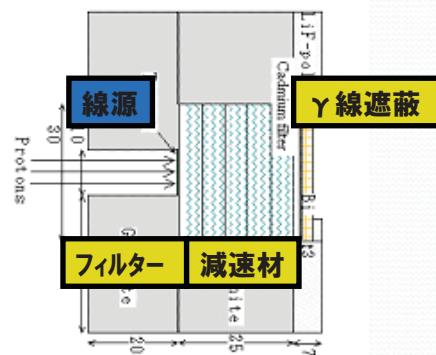


## 加速器BNCT照射装置の概要①

- 加速器を用いる照射装置では、中性子の発生源が原子炉炉心からターゲットに置き換わるだけで、基本的な考え方は原子炉ベースのものと同じである。
- ターゲット部すなわち**利用する核反応ならびに加速粒子の種類およびエネルギーの選択**が加速器ベース設備の設計の「鍵」となっている。



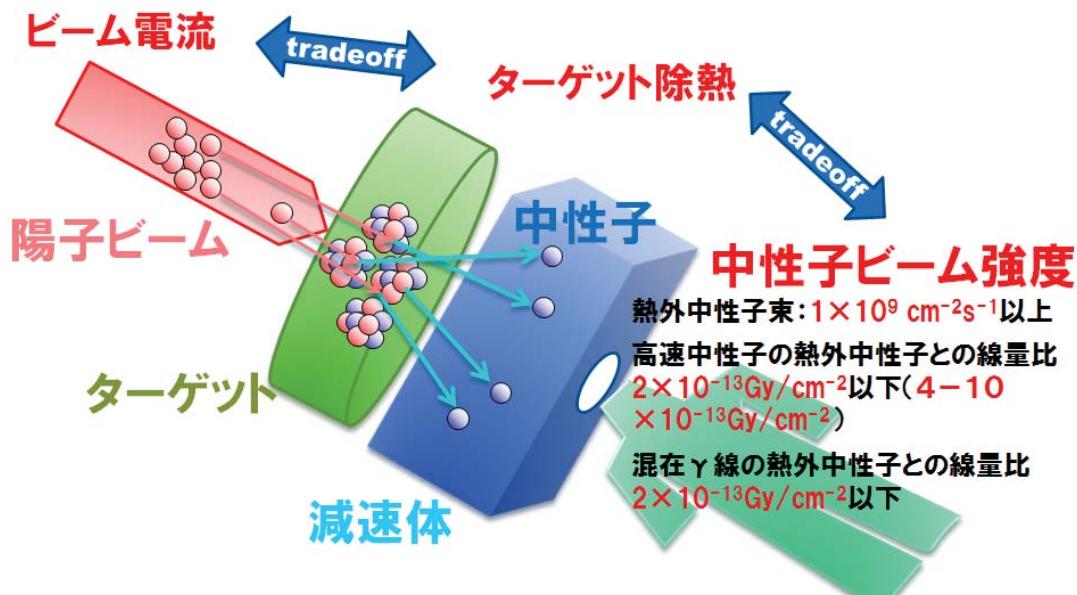
KUR重水中性子照射設備



加速器ベース中性子照射設備の一例

## 加速器BNCT照射装置の概要②

- 加速器照射装置の設計においては、「ビーム電流」、「ターゲット除熱」、「中性子ビーム強度」の間のトレードオフを考慮する必要がある。



## 加速器BNCT照射装置のために 検討されている核反応

| Nuclear reaction   | Q-value (MeV) | Threshold energy (MeV) | Accelerated particle | Accelerated energy (MeV) | Neutron yield ( $\text{s}^{-1}/\text{mA}$ ) | Maximum neutron energy (MeV) |
|--|---------------|------------------------|----------------------|--------------------------|---|------------------------------|
| $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$                                  | -1.64         | 1.88                   | proton               | ~2.5                     | $9 \times 10^{11}$                          | 0.8                          |
| $^9\text{Be}(p,n)^9\text{B}$                                   | -1.85         | 2.06                   | proton               | ~4.0                     | $9 \times 10^{11}$                          | 2.2                          |
| $^9\text{Be}(p,xn)^9\text{B}$                                  | -----         | -----                  | proton               | ~30                      | $2 \times 10^{14}$                          | 30                           |
| $^2\text{D}(d,n)^3\text{He}$                                   | +3.27         | -----                  | deuteron             | ~0.15                    | $7 \times 10^8$                             | 2.4                          |
| $^3\text{T}(d,n)^4\text{He}$                                   | +17.59        | -----                  | deuteron             | ~0.15                    | $5 \times 10^{10}$                          | 14                           |
| $^2\text{D}(x,n)^1\text{H}$<br>x: bremsstrahlung from W target | -2.23         | -----                  | electron             | ~6.0                     | $\sim 6 \times 10^{11}$                     | ~1.2                         |
| Spallation W target  | -----         | -----                  | proton               | ~70                      | $1 \times 10^{15}$                          | 72                           |

# 線量測定項目①

## (1) 照射場のビーム特性

- ①中性子エネルギースペクトル
  - ②中性子束あるいは中性子線量率(熱、熱外、高速)
  - ③ $\gamma$ 線線量率
  - ④ビームプロファイルの測定
  - ⑤距離による減衰の評価
- ※コリメータの種類ごとに、無い場合についても評価。

# 線量測定項目②

## (2) 生体内線量率分布特性

- ①中性子束分布(熱、熱外、高速)
  - ②線量率分布(熱、熱外、高速、 $\gamma$ 線)
- ※特に、中心軸上深部方向分布が重要

## (3) 全身被曝特性

- ①中性子束(熱、高速)
  - ② $\gamma$ 線線量率
- ※京大炉では6点(喉、胸、腹、鼠径部、膝、踝)

## BNCT用照射場の特徴①

- BNCTでは**熱中性子**(~0.5eV)および**熱外中性子**(0.5eV~40keV)を利用する。これらの中性子を单一エネルギー(単色)で作ることは不可能である。
- 原子炉を利用しても加速器を利用して、線源で発生する高エネルギー中性子を適度に減速する必要がある。そのため、BNCT用照射場には、**高エネルギー中性子**が**残存**している。また、**γ線**の混在も避けられない。
- BNCT用照射場は、**熱**および**熱外中性子**に加え、**高速中性子**(40keV~)および**γ線**が混在する**混合照射場**となっている。

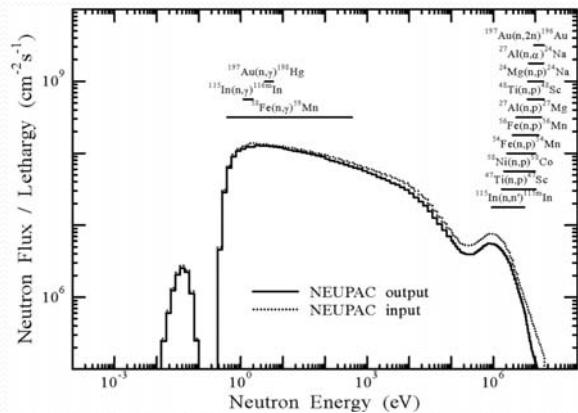
## BNCT用照射場の特徴②

- BNCT用照射場では、完全に平行なビームを得ることが出来ない。むしろ、**等方**に近い。
- 中性子、特に高エネルギー中性子の**コリメーション**は**困難**である。上述のように、ビームの**方向性**が等方的であるため、コリメーションを行うことによるビーム強度の減少が大きい。
- コリメータが、新たな**γ線**の発生源にもなる。
- コリメータ通過後もビームの**等方性**が大きいため、コリメータ出口からの距離による**ビーム強度の減衰**が大きい。

# 中性子スペクトルに関する測定手法

## (1) 多重放射化箔法

- ・中性子による核変換反応を利用する
- ・中性子のエネルギーに対して使用する核種を選択
- ・小型で場を乱さない

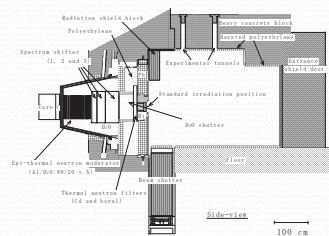


## (2) ボナーボール

- ・検出器の周りに置いた減速体により、減速された中性子を測定
- ・複数の厚みの減速体を使用
- ・大型のため、場を乱す
- ・熱外中性子領域の評価を補うため



# 多重放射化箔法による測定



初期スペクトルの評価  
(シミュレーション計算)

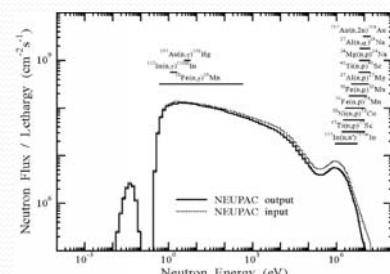
放射化箔の照射

放射化量の測定

飽和放射能の算出

アジャスティングあるいはアンフォールディング

中性子エネルギースペクトル



# ボナーボールによる測定

- ・多重放射化箔法ではkeV領域の評価が困難なため、それを補足するため**ボナーボール**が用いられる。異なった壁材および壁厚を組み合わせる。
- ・体積的に大きいので、**場の乱れ等を考慮**する必要がある。シミュレーション計算を行い、**応答関数を予測**しておく必要がある。
- ・検出器にはHe-3カウンターや放射化箔(熱領域)を用いる。
- ・多重放射化箔法同様に、アジャスティングを行う。



# γ線線量率の測定

- ・中性子エネルギースペクトル評価と同様に、「あるポイント」で評価しておく必要があるため、**小型で場を乱さない検出器**を用いる評価手法が望ましい。
- ・熱ルミネッセンス線量計(TLD)およびガラス線量計が用いられる。
- ・なお、TLDは中性子にも感じるため補正が必要。
- ・京大炉では、TLDとして、**石英ガラスにBeO粉末を封入したもの**を用いている。



# 電離箱による線量率の測定①

- ・エネルギースペクトルより求めた線量率を、他の手法により確認することが望ましい。→電離箱による線量率測定
- ・空間および深部分布に対する線量率評価にも有効
- ・熱 ( $\sim 0.5\text{eV}$ )、熱外 ( $0.5\text{eV} \sim 40\text{keV}$ )、高速中性子 ( $40\text{keV} \sim$ ) に  $\gamma$  線を加えた**4成分の分離評価**が必要となる。
- ・京大炉では4種類の電離箱を用いた「**多重電離箱システム (MICS)**」の構築を進めている。
- ・MICSにより、各成分を分離したリアルタイムな線量率測定が可能となる。→ビームモニターとしての利用

# 電離箱による線量率の測定②

- ・中性子のエネルギースペクトルや  $\gamma$  線の混在割合等を参考に、使用する電離箱を選定
- ・例えば、①壁：窒化珪素 ( $\text{Si}_3\text{N}_4$ )、ポリエチレン、黒鉛、マグネシウム、必要に応じては、濃縮 $^6\text{LiF}$ カバーを用意。  
②ガス： $\text{CO}_2$ 、 $\text{N}_2$ 、組織等価、 $\text{CH}_4$ 、 $\text{Ar}$ 等
- ・電位計と組み合わせて使用

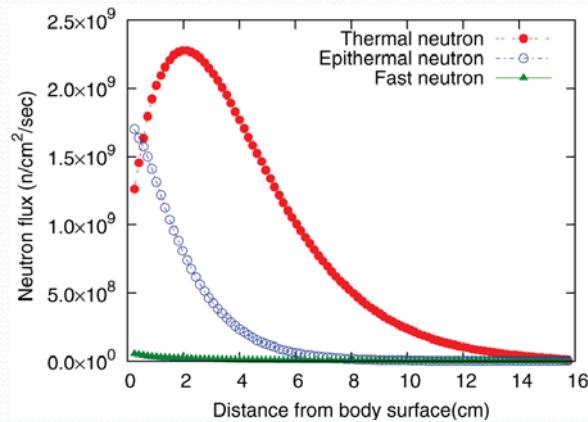


# ファントム内中性子束および γ線量率分布測定

- ・水あるいはアクリル製のファントムを使用
- ・頭部の場合：直系20cm×高さ20cmの円筒、20cmの立方体、人頭型、等



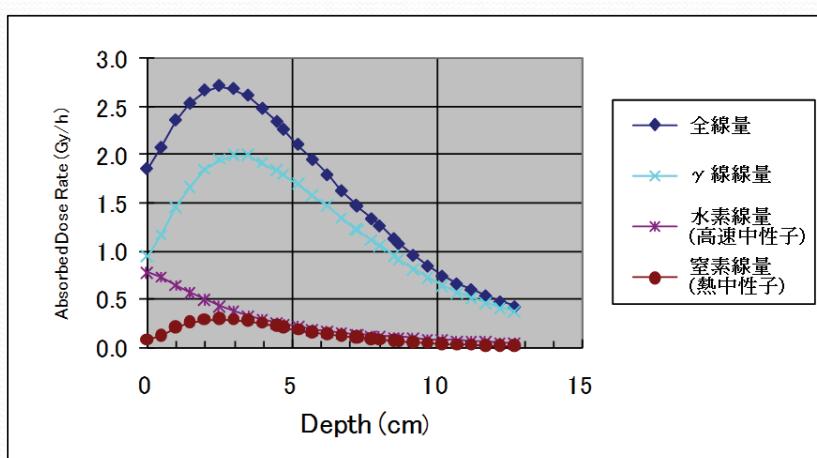
水ファントム



深部方向中性子束分布

## BNCT時の生体内の線量分布

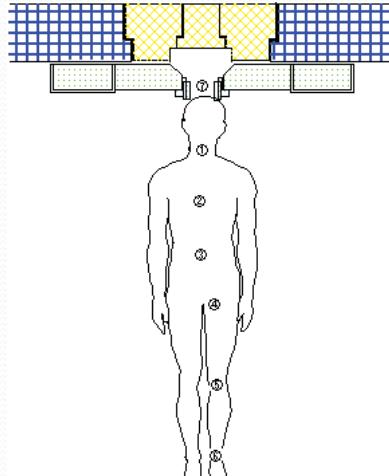
- BNCT時の生体内の線量は、硼素と中性子の反応による「**硼素線量**」以外に、バックグラウンド線量として、窒素と低エネルギー中性子との反応による「**窒素線量**」、水素と高エネルギー中性子による「**水素線量**」、そして「**γ線線量**」が存在する。
- QA活動においては、これらの線量を**オンラインで分離評価**することが要求される。シンチレーション光ファイバー(SOF)検出器等の応用が期待されている。



BNCT時の生体内での中心軸上のバックグラウンド線量率分布

# 全身被曝線量率の測定手法

- 京大炉では6点（喉、胸、腹、鼠径部、膝、踝）が測定対象



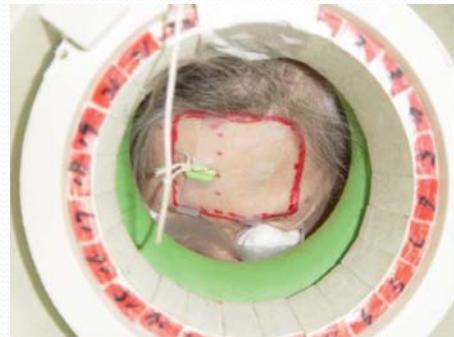
| 測定位置 | 距離 (cm) | 熱中性子束<br>( $\text{cm}^{-2}\text{s}^{-1}$ ) | $\gamma$ 線線量率<br>(cGy/h) |
|------|---------|--|--------------------------|
| ⑦患部  | 0       | $3.7 \times 10^8$                          | 150                      |
| ①首   | 20      | $7.1 \times 10^5$                          | 23                       |
| ②胸部  | 40      | $2.8 \times 10^5$                          | 11                       |
| ③腹部  | 60      | $1.9 \times 10^5$                          | 7.3                      |
| ④股   | 85      | $1.5 \times 10^5$                          | 3.7                      |
| ⑤膝   | 120     | $1.4 \times 10^5$                          | 2.6                      |
| ⑥足甲  | 155     | $1.3 \times 10^5$                          | 2.4                      |

## BNCT中の線量評価①

- 先述のように、線量計画システムが実用化されてはいるが、それでも、BNCT臨床においては線量の実測データがその照射時間の決定プロセス等で必用である。
- それは、原子炉を用いた照射設備では、炉心の燃料配置等の原子炉本体側の諸条件により、得られる中性子ビームの強度、エネルギースペクトル、 $\gamma$ 線の混在量等が影響を受けるからである。
- また、診断システムと照射システムの連携がなされていない現状では、事前の線量計画とBNCT当日のセッティング体位との整合性がとれないことがときどきある。このような点からも、患者の体位と併せて、実際の臨床時の線量を実測・評価しておくことは重要。
- 照射時間決定のプロセスにおいては、特に、表面近傍での入射熱外中性子束が重要となる。

## BNCT中の線量評価②

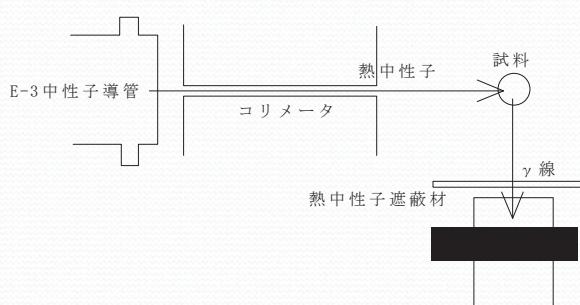
- 表面では、入射成分である熱外中性子束と体内で生成される熱中性子成分が混在している。従って、熱外中性子束の評価のためには、熱中性子成分と熱外中性子成分を分離する必要がある。
- 患部近傍に置ける線量計には、周辺の場を乱さない程度の大きさで、放射化したり周囲に影響をおよぼすほどの二次 $\gamma$ 線の発生が無い、等の制限がある。京大炉では、熱中性子に対しては金とマンガンの放射化法で線量測定を行っている。
- $\gamma$ 線の線量評価においても同様の制限があり、京大炉では熱ルミネセンス線量計TLD (Thermo-Luminescent Dosimeter) を用いている。TLD素子については、中性子に対する感度が比較的に低いMg<sub>2</sub>SiO<sub>4</sub> (Tb) をポリエチレンチューブに封入したものと、BeOを石英ガラスチューブに封入したものを使っている。



BNCT臨床時の患部近傍の状況

## BNCT中の線量評価③

- 生体内での<sup>10</sup>B化合物の濃度分布は経時に変化する。また、患者による個人差や体調による変動が大きい。従って、患者ごとに照射中の<sup>10</sup>B濃度を測定・評価する必用がある。
- 化合物投与後からBNCT医療照射開始直前の間の何点かで患者の血液サンプルを採取し、即発 $\gamma$ 線測定法PGA (Prompt Gamma-ray Analysis) により測定評価を行う。
- BSHはBNCT医療照射の半日前に、BPAは数時間前に投与されることが多い。



即発 $\gamma$ 線測定法の原理



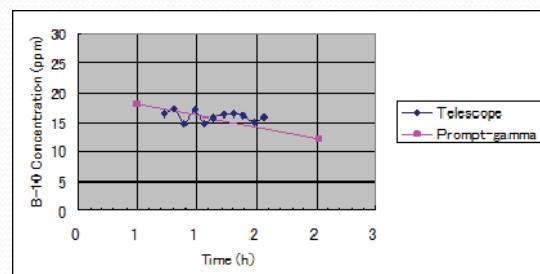
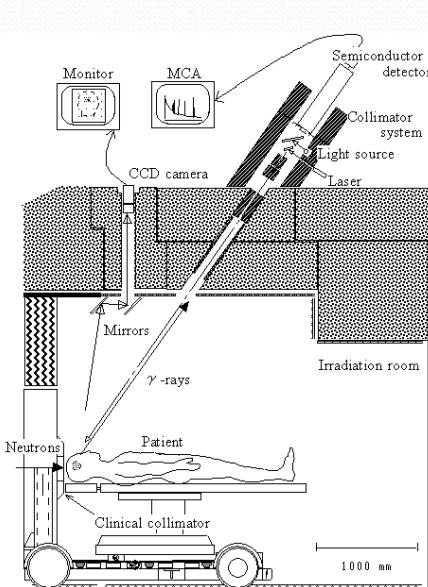
KURの即発 $\gamma$ 線測定装置

# BNCT中の線量評価④

- 京大炉におけるBNCT医療照射中の照射線量評価の一連の手順を以下にまとめます。
- (1) 事前に行う治療計画やファントム実験により生体内線量分布を評価する。
  - (2) 採取した血液サンプル中の<sup>10</sup>B濃度をPGAにより測定する。
  - (3) 照射開始後5~10分の間に金線を用いて患部での熱中性子束を測定する。
  - (4) これらのデータから全治療時間中の線量分布を推量し、照射時間を決定。

## γ線テレスコープ

- 患部近傍のB-10濃度を直接測定する。
- 検出器の配置状況により、位置的分解能、測定必要時間が異なる。



## BNCTにおける線量計画①

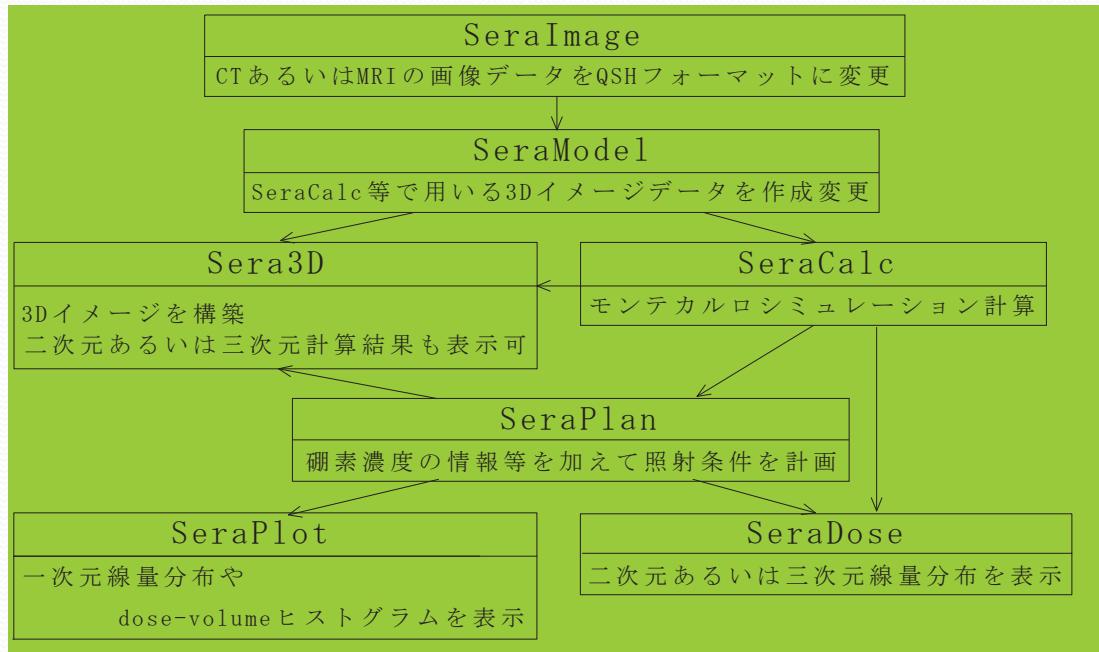
- BNCT臨床が1951年から行われていたにかかわらず、線量計画技術は未熟であった。
- その最大の理由は、中性子の生体内での挙動は極めて複雑であり、また、扱う対象も、**熱中性子**、**熱外中性子**、**高速中性子**、**一次γ線**、そして、**二次γ線**と多岐に渡っており、線量分布は単純な数式で表せないことにあつた。
- コンピュータ技術の発達する1990年代まで、実用的な線量計画システムは存在しなかつた。
- その間の線量計画は、BNCT前に行うファントム実験や体系を単純化したシミュレーション計算に頼っていた。

## BNCTにおける線量計画②

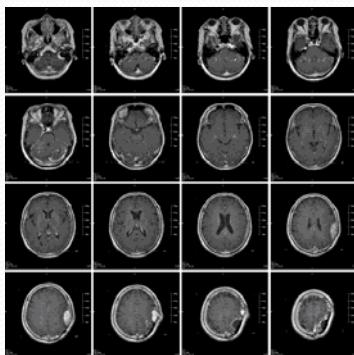
- 1990年代になり、二つの実用的な線量計画システム、MITによる「NCTPLAN」と、INEELとMSU (Montana State University)との共同開発による「BNCT\_Rtpe」が開発。
- モンテカルロ計算を採用したシステム。前者は計算コード "MCNP" を適用し、後者は独自の計算モジュール。
- 1998年には、INEEL-MSUグループは、BNCT\_Rtpeに他の放射線療法用線量計画システムの技術を取り入れて改良した新システム「SERA」を完成。
- 日本でも、日本原子力研究所がMCNPを中心とした「JCDS」を、筑波大学がPHITS (Particle and Heavy Ion Transport Code System) を中心としたシステム "Tsukuba Plan"を開発。

# BNCT照射線量計画システム「SERA」

- Simulation Environmental for Radiotherapy Applications
- 米国アイダホ国立技術環境研究所 (INEEL) とモンタナ州立大学 (MSU) の共同開発
- 硼素中性子捕捉療法 (BNCT) 以外にも高速中性子療法 (FNT) にも適用可能



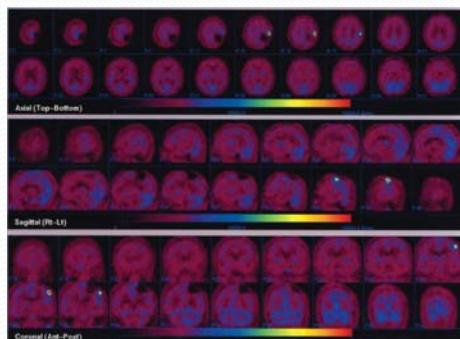
## 「SERA」による線量計画の流れ①



オリジナルCT or MRI



SERAImage

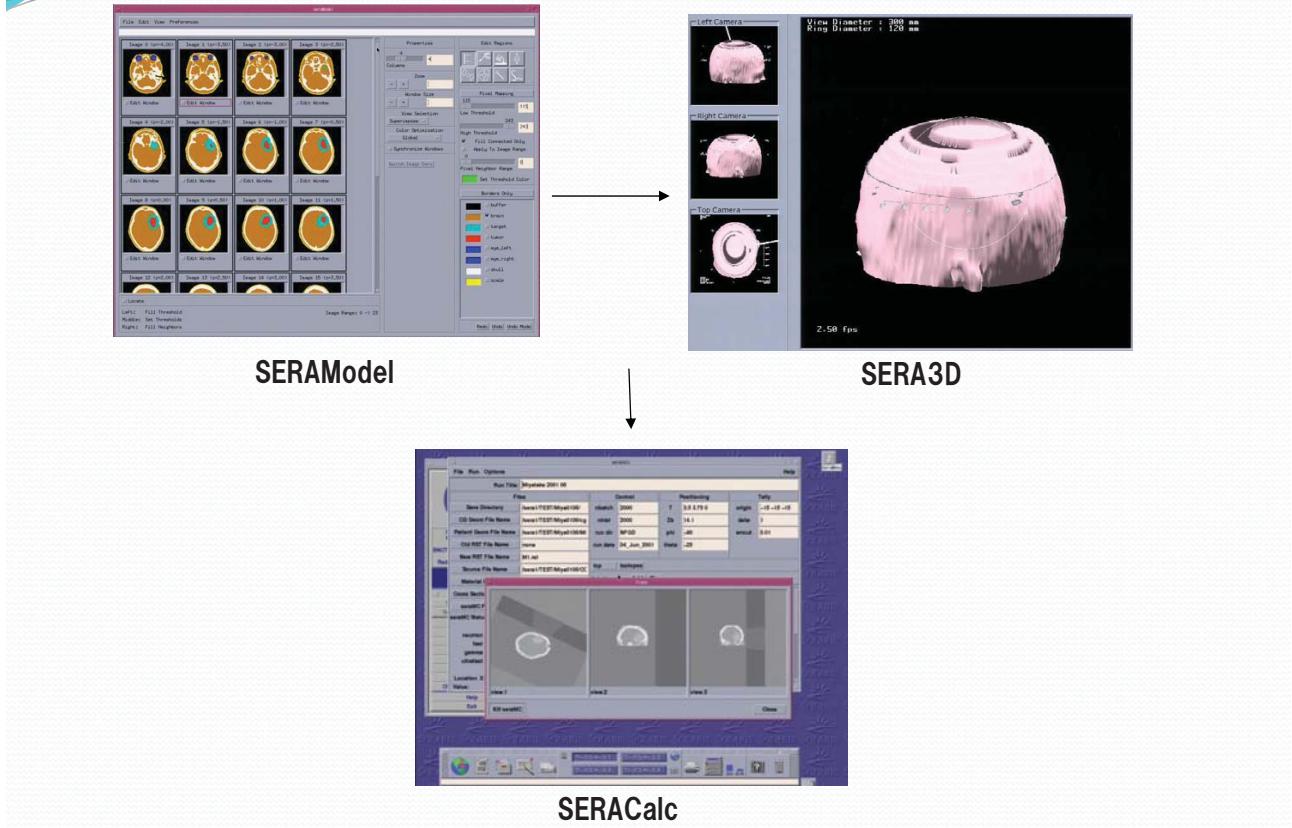


オリジナルPET (BPA-<sup>18</sup>F)

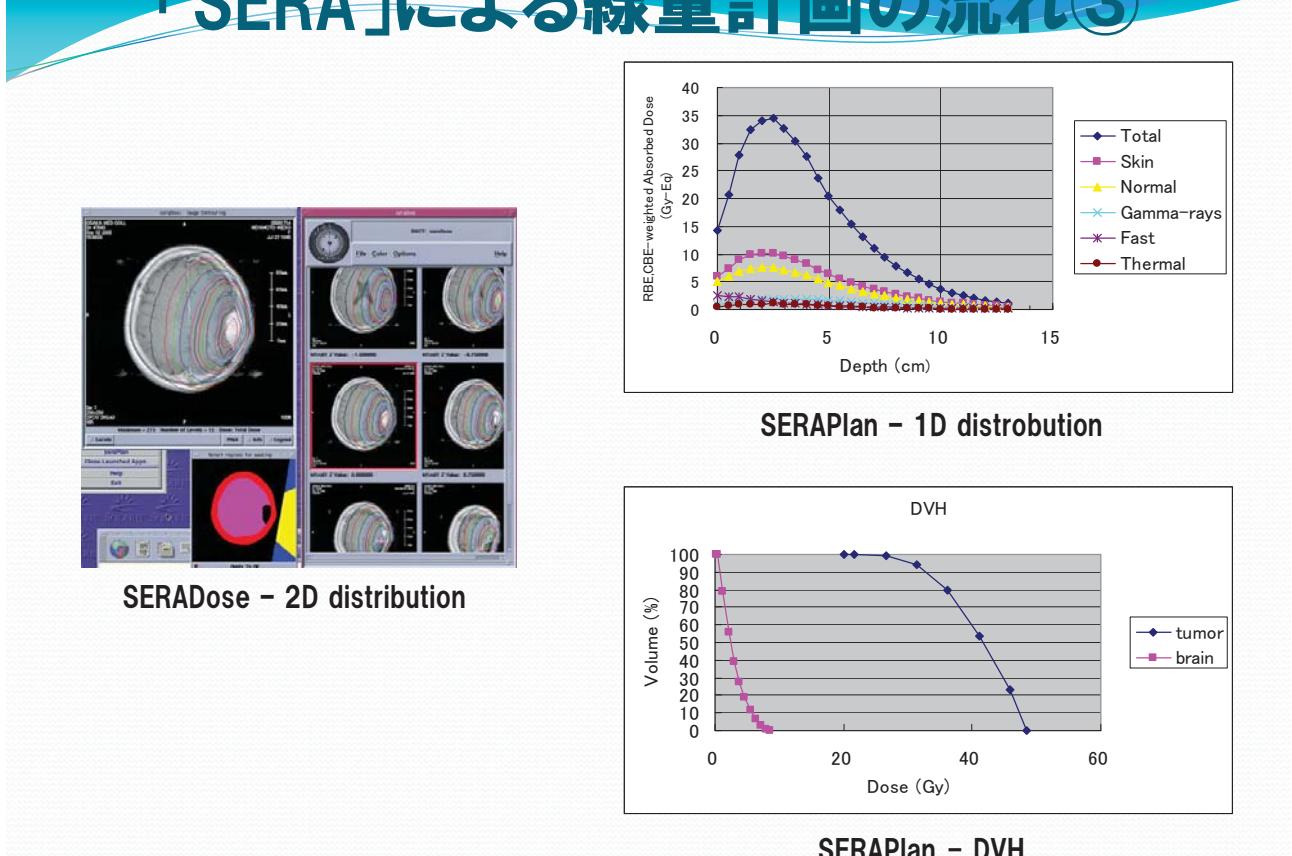


SERAModel

## 「SERA」による線量計画の流れ②



## 「SERA」による線量計画の流れ③



## BNCTにおける品質保証・品質管理

- 2010年5月にKURにおけるBNCTが再開し、2012年よりC-BENSにおいてもBNCTが開始されている。
- このように、本実験所では、**原子炉照射システムおよび加速器照射システムの双方でBNCTが行われている。**
- この背景を踏まえて、BNCTのための品質保証・品質管理(QA/QC)の整備を行っている。
- 特に、**KUR重水中性子照射設備およびC-BENS間で整合性のとれたQA/QCの確立を目指している。**

## 放射線治療におけるQA／QC

### ・ 目的

- (1) 治療に伴う事故を防止し、安全な放射線治療を担保する。
- (2) 治療レベルを確保・維持する。

照射技術については、線量や位置に関する不確定さを国際的に受け入れられる範囲内に維持する。

- (3) 治療実施条件および状況を明確にし、関連事項を記録する。
- (4) 潜在的エラー、系統的エラーを評価する。
- (5) エラーおよびミスを解析し、その対策を講じる。

### ・ 臨床的QA、物理的QA、技術的QA、に分類

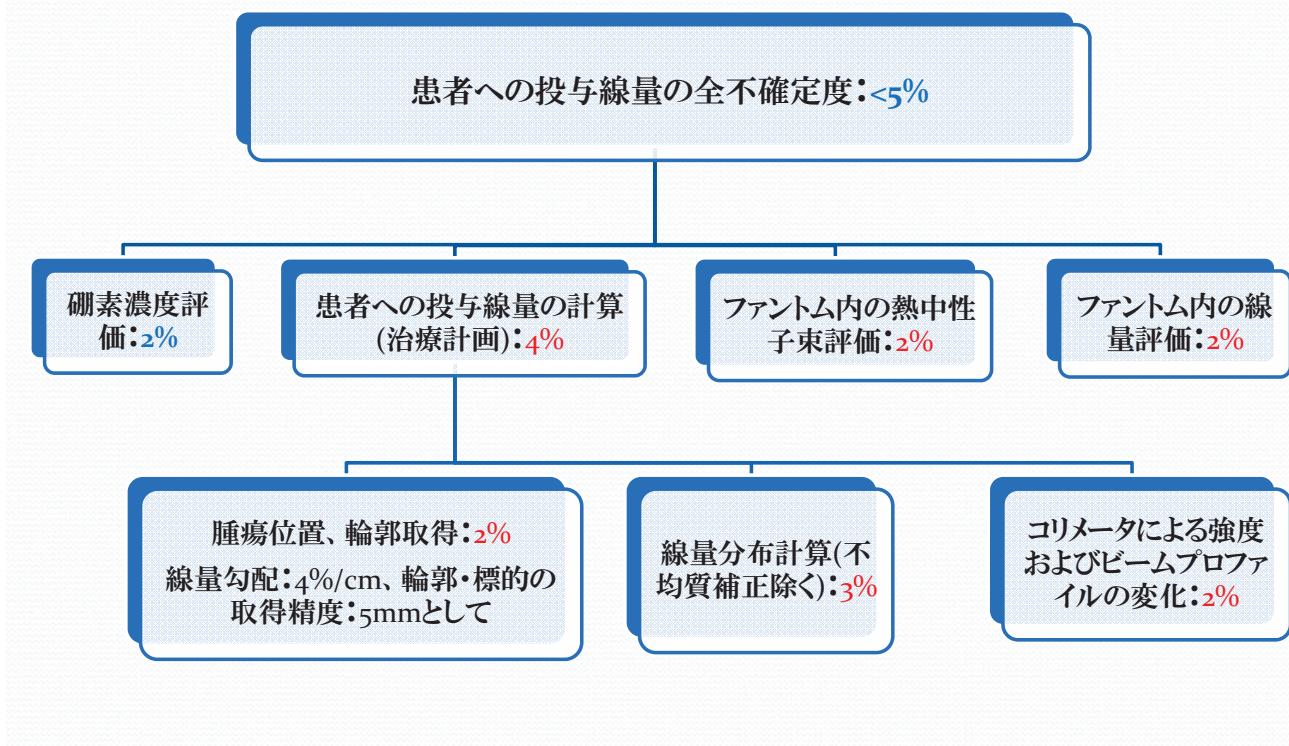
# BNCTの線量評価に関するQA/QC

- BNCTにおいては、以下の点を新たに考慮する必要がある。
  - (1) 中性子エネルギーは単色ではなく広範囲にわたっており、 $\gamma$ 線が混在。  
→ 中性子エネルギースペクトルを評価。熱(0.5eV以下)、熱外(0.5eV~40keV)、高速中性子(40keV以上)、 $\gamma$ 線の4成分を評価。
  - (2) ビームの平行性・平坦性が良くない。  
→ コリメータ出口だけでなく、ある距離にあるいくつかの面でもビームプロファイルを評価。
  - (3) フルエンス、フラックスも重要である。  
→ これらに対する深部分布特性も評価。
  - (4) 硼素化合物(B-10)の濃度分布を評価する必要がある。  
→ 時間変化も含め、B-10濃度分布の評価に関するQAの整備が重要。

## BNCTにおける線量評価に関する追加QC項目

| 線量評価に関する項目  | 許容誤差  | 評価頻度                       |
|---|---|----------------------------|
| 中性子エネルギースペクトル<br>半導体検出器の分解能の確認(半値幅, FWHM)   | ±2%<br>仕様値  | 1年                         |
| 半導体検出器の校正(標準線源)   | ±1% (統計誤差)  | 1年                         |
| 電子天秤  | 仕様値   | 1年                         |
| マイクロメータ   | 仕様値   | 1年                         |
| ノギス   | 仕様値   | 1年                         |
| ボナーボールの校正(標準場)  | ±2%   | 1年                         |
| 中性子フルエンス・フラックス<br>半導体検出器の絶対効率の確認(標準線源)<br>他は、スペクトル評価に準ずる                          | ±2%<br>±1% (統計誤差)                                 | 1週<br>1週                   |
| γ線線量の積分測定(TLDあるいはガラス線量計)<br>TLDリーダーの校正(標準線源)<br>リニアリティー・スーパーラリニアリティーの確認           | 仕様値(±5%)<br>仕様値                                   | 1年<br>1年                   |
| B-10濃度(現時点では、即発 $\gamma$ 線測定法)<br>半導体検出器の分解能等の確認<br>標準サンプルによる確認(10, 50, 100ppm)   | ±5%→±2%<br>仕様値<br>±2% (統計誤差)                      | 1週<br>1年<br>毎回             |
| γ線テレスコープ<br>半導体検出器の分解能等の確認<br>位置決めシステム(レーザーマーカーあるいは光源)<br>線源を用いた確認<br>ファントムを用いた確認 | ±5%<br>仕様値<br>±5~10mm<br>±5% (統計誤差)<br>±5% (統計誤差) | 1年<br>1年<br>1年<br>1年<br>1年 |

# KURにおける線量評価の深く程度の目標

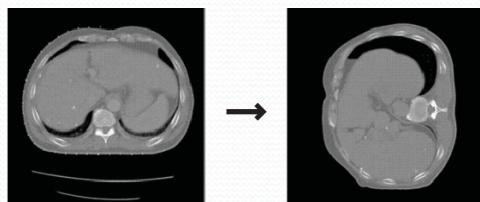


## おわりに①

- 京大原子炉実験所では、KURを用いて、**脳腫瘍、メラノーマ、頭頸部腫瘍、肝腫瘍、中皮腫等とBNCTの適応拡大を世界に先駆けて推進してきている。現在のBNCTの発展はこの適応拡大に支えられている。**
- また、加速器システムを用いた治験も順調に進められている。将来のBNCTの発展には**加速器ベースシステムへの移行が必要不可欠である。**

## おわりに②

- 適応拡大に応じて、改善すべき課題が多数残されている。特に、**線量計画システム**に関して。
- 頭頸部や体幹部の腫瘍は呼吸等による動きが大。また、照射状況に応じて患者の体位も大きく変化。体幹部では、内臓等の移動や変形が大。
- **患者の動き・変形に対応した線量計画システムの開発・改善**が急務。



## おわりに③

- 多数の加速器ベースシステムの計画が具体化しつつあるが、未だ軌道には乗っていない状況。
- 一方、**原子炉のシャットダウン**が相次いでおり、新しい原子炉が設置される見込みも少ない。
- 平成27年12月現在、BNCT実施施設はKURRI(日本)、CNEA(アルゼンチン)、NTHU(台湾)と、**世界3施設**であることは、これらのこと反映。
- **加速器ベースシステムへの速やかな移行を進めることが重要。**

## おわりに④

- 1951年に世界初のBNCTが米国で行われてから、すでに60年が経過。
- 本研究に携わる、医学、生物学、化学、薬学、物理、工学、等の各分野の研究者達の長年の努力の末、ようやく他の放射線治療・粒子線治療と比肩できるレベルに達しつつある。
- 今まさに、BNCTは特殊な粒子線治療法から、より一般的な療法へと移行を目指す重要な時期。そのためには、上述のものを始め、さまざまな課題の改善および人材の育成・確保が急務。