

加速器ベースBNCT治療装置の開発における PHITS技術の適用

Application of PHITS technology to development of treatment devices of accelerator based BNCT

筑波大学 医学医療系 生命医科学域
熊田 博明

要約

近年、難治性がん、再発がん等の治療法として、ホウ素中性子捕捉療法：BNCTが注目されている。中性子線を用いるBNCTは、これまで研究用原子炉を使って臨床研究が行われてきた。近年の加速器技術の進展により、原子炉に代わって病院内にも設置可能な加速器ベース中性子源によるBNCTの実用化を目指した研究開発が国内外で行われている。筑波大学では、J-PARCのリニアック技術をベースにしたBNCT治療装置の開発整備を進めており、2015年内の臨床研究開始を目指している。この治療装置の開発においては、PHITSを用いたモンテカルロ輸送解析によって中性子発生装置の設計製作と、施設の遮へい評価を行っている。また、治療実施に必要となる治療計画システムについても、計算エンジンにPHITSを用いたシステム：ツクバプランの開発を行っている。本稿では筑波大学のプロジェクトを中心に加速器ベースBNCT研究の現状と、PHITSを用いたモンテカルロ解析によるBNCT治療装置の設計、遮へい評価及び治療計画技術について紹介する。

1. はじめに

日本人のがん患者数増大と超高齢化に対して、非侵襲的で患者の負担が少なく、且つ、生活の質（QOL）の高い放射線治療の重要性が高まっている。近年のコンピュータ制御技術の進展によってX線治療（強度変調放射線治療、サイバーナイフ等）や、粒子線治療（陽子線、重粒子線）などの放射線治療（外照射）技術は飛躍的に高度化し、外科手術に代わる治療として確立、普及している。しかし悪性脳腫瘍などの浸潤がんや多発性がんや、放射線治療後の再発がんに対する治療法は未だ確立できていない。これら難治がんや再発がんに対する治療法として近年注目されているのがホウ素中性子捕捉療法（Boron Neutron Capture Therapy、以下BNCT）である [1]。BNCTは、がん細胞に選択的に集まるホウ素の同位体（B-10）を含む化合物を

患者に投与し、病巣部に中性子線を照射することによってがん細胞内のB-10と中性子が核分裂反応を起こし、放出される粒子：アルファ線とリチウム原子核によってがん細胞を選択的に破壊する治療法である。図1にBNCTの原理を示す。放出される2つの粒子の飛程は10 μ m程度と短く、この距離はちょうどがん細胞径と同等であることから、2つの粒子はがん細胞の細胞核を破壊して止まり、隣接する正常細胞には届かない。発生する粒子：アルファ線とリチウム原子核は殺細胞効果の高い“重粒子線”であることから、BNCTは“がん細胞選択的重粒子線治療”とも呼ばれている。

治療に中性子線を用いるBNCTは、これまで京都大学原子炉実験所の研究用原子炉：KURや日本原子力研究開発機構（原子力機構）の研究用原子炉：JRR-4などを使って臨

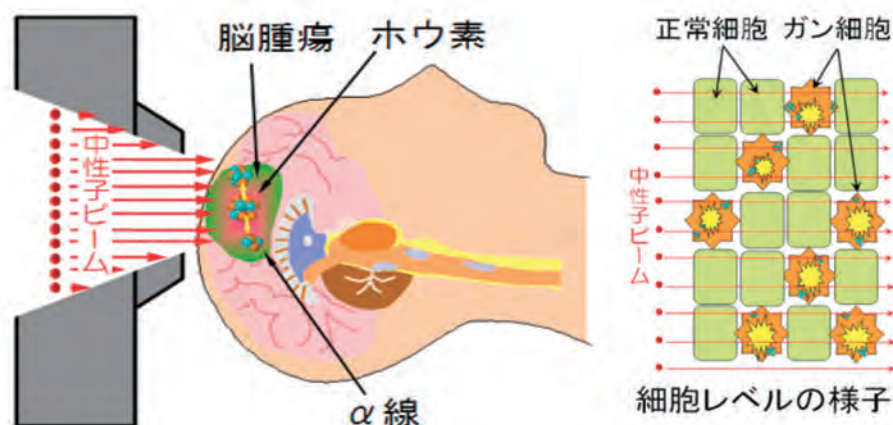


図1 BNCTの原理

床研究が実施され、悪性脳腫瘍、頭頸部がん等に対して優れた治療成績を収めている。しかし昨今の日本の原子力事情から、新たに研究用原子炉を建設し、さらにその施設を継続的に管理運用することは困難であり、特に病院に原子炉を併設することは不可能である。特にJRR-4は、東日本大震災から停止し、最近廃炉が決定した。これにより国内でBNCTを実施できる施設はKURのみとなった。

このように高い治療効果が実証されているにもかかわらず、BNCTは医療として確立、普及することができていない。この状況に対して、近年、加速器を使って大強度の中性子を発生させる技術が確立し、病院にも併設可能な小型加速器を使って中性子を発生させて治療を行う“加速器ベースBNCT”が現実的となってきた。

現在、この加速器ベースBNCTを実現するための開発研究が国内外の研究機関で複数行われている。最も先行している京都大学は、住友重機械工業（株）と共同でサイクロトロンベースのBNCT用加速器治療装置：C-BENSを開発整備した [2]。C-BENSは平均電流：1mAの陽子を30MeVまで加速し、 $30\text{MeV} \times 1\text{mA} = 30\text{kW}$ の陽子ビームをベリリウム標的に入射して中性子を発生させる。京都大学はこの治療装置を用いて平成24年度から悪性脳腫瘍に

対する臨床治験を開始している。また筑波大学も直線型加速器を用いたBNCT用加速器中性子源（後述）の開発を行っている。ほかにも国立がん研究センターや福島県総合南東北病院にも加速器ベースBNCTの整備事業が進められている。このBNCT用加速器中性子源が実用化すれば、病院内でBNCTを実施することが可能となり、難治がん、再発がんに対する有力な治療法として確立することが期待される。

本稿では、このBNCTの確立に向けて、筆者が所属している筑波大学のBNCTプロジェクトの概略を紹介するとともに、PHITSを用いたモンテカルロ解析による治療装置設計、遮へい評価及び線量評価／治療計画技術について紹介する。

2. 筑波大学グループで開発中の加速器ベースBNCT治療装置

筑波大学は、高エネルギー加速器研究機構（KEK）、原子力機構、北海道大学などの研究機関と、三菱重工業（株）や放射線関連機器を扱う複数の民間企業と連携し、さらに茨城県も加わった産学官連携チームを2010年に発足し、加速器ベースBNCT治療装置の開発整備プロジェクト（以下、iBNCTプロジェクト）を推進している [3]。

図2はiBNCTプロジェクトの加速器ベースBNCT治療装置の概略を示している。iBNCTプロジェクトでは、BNCT用加速器としてRFQ+DTL形式のリニアックを採用し、茨城県東海村に設置されているJ-PARCのフロントエンド・リニアックの技術を活用して開発を行った。このリニアックで陽子を8 MeVまで加速し、これをベリリウム標的材に入射して、中性子を発生させる。リニアックで加速する陽子のエネルギーを8 MeVに低く抑えることで、発生する中性子の最大エネ

ルギーを低く抑え、治療装置の放射化と治療ビームに混入する高速中性子の割合を低減させている。加速器の設計は、KEKが中心となっており、加速管本体等の製作は三菱重工業（株）が担当した。図3は製作したiBNCT用リニアックの加速管本体（RFQ、DTL）である。また、表1はこの加速器の主要諸元を示している。

この加速器の製作と並行して、中性子発生装置の設計、製作をKEK、原子力機構、北海道大学、筑波大学等で連携して実施している。

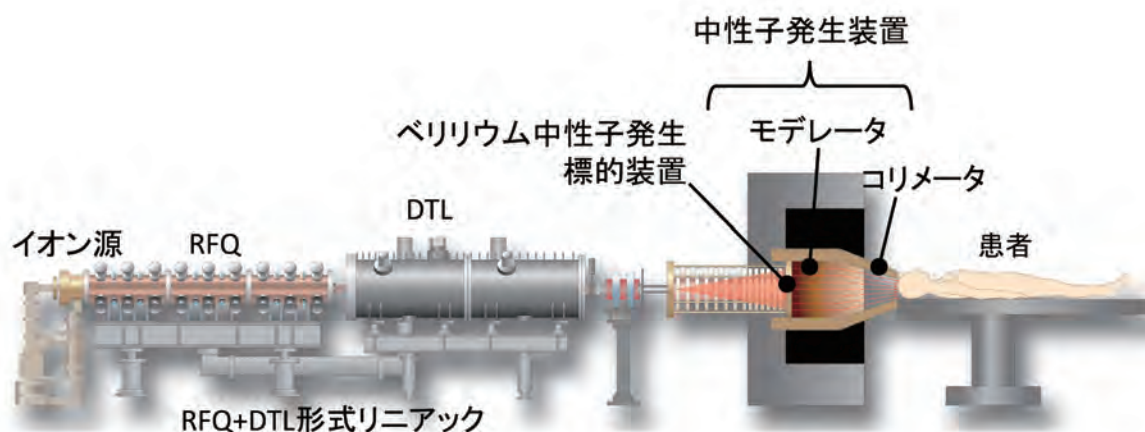


図2 iBNCTプロジェクトのリニアックベースBNCT用治療装置の概略



図3 「いばらき中性子医療研究センター」内の加速器室に設置したRFQ+DLT加速管

表1 iBNCTプロジェクトで開発しているBNCT用リニアックの主要諸元

加速器形式	RFQ+DTL 形式リニアック
陽子エネルギー	8 MeV
ピーク電流値	50mA
平均電流値	> 5 mA (最大10mA)
ビーム幅	1 msec
ビームパワー	>40kW (最大80kW)
大きさ	長さ:< 7 m, 設置面積:<50m ²

開発したリニアックベースBNCT用治療装置は、茨城県が東海村内に所管している施設：「いばらき中性子医療研究センター」内に設置しており、2013年現在、加速器を稼動するための調整等を行っている。図4に同研究センター内に設置している治療装置（加速器、照射室等）の配置の概略を示す。加速器室内に設置しているリニアックで8 MeVまで加速した陽子ビームは、リニアックから出た後すぐにベンディングマグネットによって90度曲げられ、隣のBNCT照射室（治療室）に導かれる。照射室内でもう一度90度曲げて、さらにビームを20×20cm程度の大きさまで拡大してベリリウム標的装置に入射させ、中性子を発生させる。

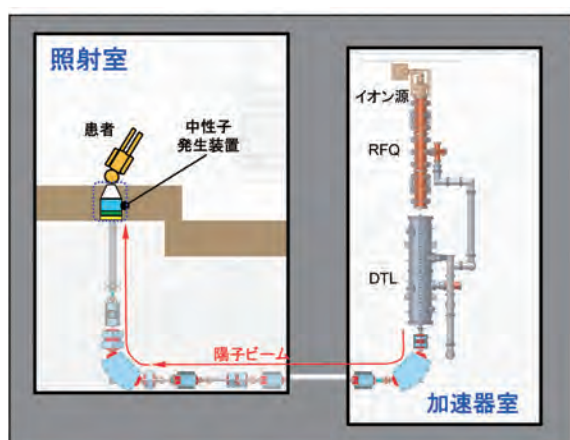


図4 いばらき中性子医療研究センター内に設置しているBNCT治療装置の配置

3. 中性子発生装置の設計

現在iBNCTプロジェクトでは、陽子線加速器の製作と平行して中性子発生装置の製作を行っている。前述のとおり当治療装置は、装置の放射化の低減、及びこれに基づく患者と医療従事者の被ばく低減を目的に、ベリリウム標的に入射する陽子エネルギーを8 MeVに低く設定している。一方、低エネルギー陽子入射に対して、ビーム孔位置で治療に十分な中性子強度を得るためには、大電流の陽子入射が必要であり、当治療装置は加速器で平均電流：5 mA以上の電流を発生して、40kW以上（最大80kW）の大パワーの陽子ビームをベリリウム標的に入射させる設計である。従ってこのベリリウム標的装置の技術は、大電流リニアックの開発と並んで当プロジェクトのキー・テクノロジーとなっている。

最大80kWの大パワー陽子ビーム入射によって中性子を発生するベリリウム標的装置の開発とともに、この標的装置で発生した中性子を治療に適用可能な中性子ビームに形成し、患者の病巣部に中性子を照射できる“中性子発生装置”の設計、製作を行っている。この設計には中性子、光子および陽子のモンテカルロ輸送解析が必要であり、この解析にPHITS [5] を用いて実施している。図5は当中性子発生装置の概略を示している。この中性子発生装置は、中性子を発生する“ベリリ

ウム標的装置”、発生した中性子を減速して治療に用いる熱外中性子 ($0.5\text{eV} < E < 10\text{keV}$) に調整する“モデレータ”、熱外中性子ビームをビーム孔に集中させる“コリメータ”、そしてビーム孔以外から漏洩する中性子と γ 線を遮へいする“遮へい体”で構成される。

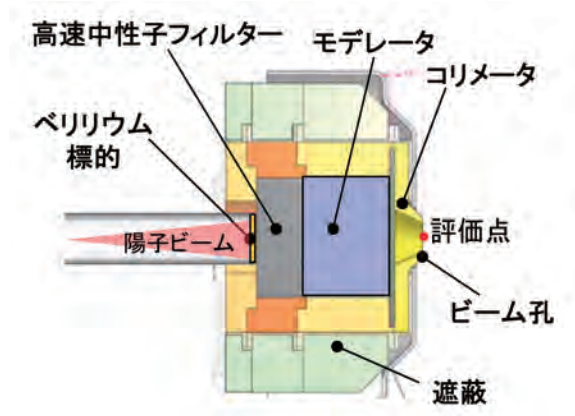


図5 iBNCT用中性子発生装置の概略

8 MeVの陽子とペリリウムとの反応によって、最大エネルギー：約6.11MeVの中性子が発生する。この中性子をモデレータ部で治療に適切な熱外中性子まで減速調整する。ここで高速中性子 ($>10\text{keV}$) は、生体組織中の水素と反応して治療において有害な線量となるため、可能な限り低減する必要がある。国際原子力機関 (IAEA) のBNCTに関する技術レポート：IAEA-TECDOC-1223では[4]、治療に用いる中性子ビームに混入する高速中性子の混入率を 2.0×10^{13} (Gy/熱外中性子束) 以下に抑えることが推奨されている。この目的からペリリウム標的装置の下流側に高速中性子のフィルター材を配置する。フィルターの材質としては一般的に1 MeV程度に非弾性散乱断面積の閾値を有する鉄、アルミニウムなどが用いられる。さらに高速中性子フィルターの下流には、高エネルギー中性子を減速するモデレータ材を配置する。この材質には、高エネルギー中性子に対して

減速効果のあるフッ素物：フッ化アルミニウム (AlF_3)、フッ化カルシウム (CaF_2)、フッ化マグネシウム (MgF_2) などが用いられることが多い。また、原子炉ベースのBNCT施設では、フルエンタル (アルミニウムとフッ化アルミニウム、フッ化リチウムの混合材) や重水なども用いられている。ここで本装置においては、病院内で設置、運用できる治療装置として開発していることから、その取扱い、管理と発生するトリチウムの遮へい等の問題からモデレータ材に重水を用いることは除外して検討した。

BNCTでは患者の負担軽減の観点から、治療時間 (中性子照射時間) は1時間以内に抑えることが1つの指標となっている。この1時間以内の治療を実現するためには、ビーム孔位置で 1×10^9 ($\text{n/cm}^2 \cdot \text{s}$) 以上の熱外中性子束を発生させる必要がある。IAEA-TECDOCにおいても少なくとも 5×10^8 ($\text{n/cm}^2 \cdot \text{s}$) 以上を発生させることが求められている。しかしその一方で、前述したようにビームに混入する高速中性子も可能な限り低減することが必要である。モデレータ部で高速中性子を減速し過ぎてしまうと、ビーム強度も低下してしまい、治療に必要なビーム強度を得られなくなる。従って原子炉よりも発生できる中性子量が少ない加速器ベースのBNCT用中性子源では、原子炉ベースのBNCT装置のビームスペクトルよりも高エネルギー側に偏ったスペクトルになる傾向がある。これを踏まえて、加速器ベースのBNCT用中性子発生装置の高速中性子フィルターとモデレータの設計においては、中性子スペクトル (高速中性子混入割合) と熱外中性子ビーム強度のトレードオフによってバランスする装置設計が必要である。

これらを踏まえ、本装置の設計においては、ペリリウム標的装置の下流側に配置する高速中性子フィルター、モデレータ材の形状：円筒、角柱と大きさ、及び材質をそれぞれ

れ変更し、PHITSを用いたパラメータサーベイを実行して、高速中性子フィルターとモデレータ材について最適な材質と形状を導き出した。

モデレータ部の下流側には、中性子と各材質との反応で発生する γ 線を遮蔽するための γ 線フィルターを配置している。ここでIAEAのTECDO-1223では γ 線の混入率を 2.0×10^{13} (Gy/熱外中性子束) 以下に抑えることが推奨されている。当装置ではこの γ 線フィルター材としてビスマスを用いることとした。さらに治療時に皮膚線量の増加の原因となってしまう熱中性子 ($< 0.5\text{eV}$) をカットするため、カドミウム製の熱中性子フィルターも配置した。なおIAEA-TECDOCでは熱外中性子束に対する熱中性子束比は0.05以下が推奨されている。

モデレータ部の下流に配置する“コリメータ”部の設計もPHITSを用いたパラメータサーベイによって実施した。コリメータ部の設計においては、前述のとおり、ビーム孔部の熱外中性子束を可能な限り高くする必要性から、モデレータで形成した熱外中性子ビームを効率よくビーム孔まで導く機構が必要である。一般的には、ビーム孔までの距離を短くすることでビーム強度の低下を抑えることができる。その一方で、BNCT用ビームとして求められる特性として、ビーム孔から放出させる熱外中性子ビームは、可能な限り直進性の高い並行ビーム ($J/\phi \approx 1$) として取り出すことが望ましい。これはビームの直進性が高いほど生体内に入射してからの熱中性子の深達度が増加し、治療可能範囲(深さ)が増加する傾向があるからである。IAEA-TECDOCでは $J/\phi > 0.7$ が推奨されている。また、コリメータ部の設計においては、治療時に患者の被ばくを抑えるためビーム孔以外からの中性子と γ 線を可能な限り遮へいする機構が求められる。一般的にモデレータ部からビーム孔までの空気層の距離を長くするこ

とで、 J/ϕ を1に近づけることができ、且つ、ビーム孔外部の遮へい厚を厚くすることができることから、遮へい効果も高くできる。しかし一方で、この距離が長くなることで、熱外中性子束が低下してしまうため、コリメータ部の設計においてもやはりビーム強度と J/ϕ 、遮へい性能のトレードオフの関係性を考慮した設計が必要である。

図6は、これまでにPHITSを用いたパラメータサーベイによって導いた中性子発生装置の概念設計モデルのビーム孔部分の中性子スペクトルを示している。同図はJRR-4の熱外中性子ビームのスペクトルも併記し、原子炉ビームとの比較を行っている。また表2は、この加速器ベースの概念設計モデルでの熱外中性子束、各混入率について、JRR-4との比較を示したものである。なお、加速器ベース中性子源の数値は、ベリリウムに最大陽子パワー：80kWを入射した場合の評価結果である。これらの結果から、当加速器ベースBNCT治療装置の熱外中性子束は、JRR-4に対して3倍以上のビーム強度を発生できている。図6で示されているように、ビームスペクトルは、JRR-4に比べてやはり高エネルギー

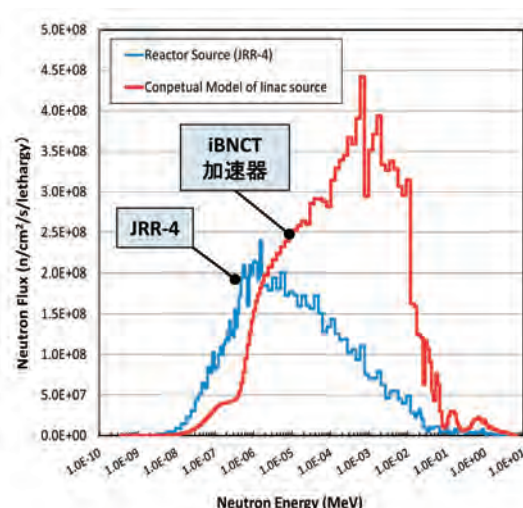


図6 iBNCT加速器ベースBNCT治療装置(設計案)のビーム孔位置のビームスペクトルとJRR-4の熱外中性子ビームモードのスペクトルの比較

側に偏ったスペクトルとなっている。この影響から高速中性子束の混入率は、約 5.5×10^{-13} (Gy/熱外中性子束)とJRR-4のそれよりも高い結果となっている。一方 γ 線の混入率は、約 2.3×10^{-14} (Gy/熱外中性子束)と、JRR-4の約1/3であり、IAEA-TECDOCに示されている推奨値も大きく下回っている。熱中性子の混入率も0.02程度と低く抑えられている。

本評価結果から当加速器中性子源は、

BNCTに十分な強度の熱外中性子ビームを発生できることを確認した。また、 γ 線量と熱中性子の混入率も低く抑えられることも確認した。高速中性子束の混入率はIAEAの推奨値に比べるとやや高いが、今後さらにPHITSによるパラメータサーベイを行って調整し、装置の最終設計を固めて中性子発生装置の製作に着手する計画である。

表2 iBNCT加速器ベースBNCT治療装置（設計案）とJRR-4のビーム性能の比較

	中性子束 (n/cm ² /s)			γ 線量率 (Gy/h)	線量混入率 (Gy・cm ² /n)	
	熱中性子束 (<0.5eV)	熱外中性子束 (0.5eV<E<10keV)	高速中性子束 (>10keV)		高速中性子混入率	γ 線混入率
iBNCT加速器 (at 80kW)	8.98×10^7	4.34×10^9	5.16×10^8	0.48	5.55×10^{-13}	3.07×10^{-14}
JRR-4 (3,500kW)	3.04×10^8	1.32×10^9	5.29×10^7	0.50	2.33×10^{-13}	1.05×10^{-13}

4. 照射室の遮蔽計算

中性子発生装置の設計と並行して、照射室及び加速器室の遮へい性能についても評価を行った。図4に示す照射室及び加速器室について、加速器をフルパワー（8 MeV×10mA）で運転した際に発生する中性子線量及び γ 線量を評価するため、両室の3次元モデルを作成して、PHITSによる輸送計算を実行して両室の3次元の空間線量分布を評価した。照射室については、80kWの陽子ビーム入射に対して、前節で紹介した中性子発生装置モデルで発生する中性子ビームをビーム孔位置に線源として設定し、照射室内の中性子線量及び γ 線量の3次元分布を算出した。図7は照射室内のビーム孔高さの中性子線量の水平断面2次元分布を評価した結果を示している。中性子発生装置で発生した中性子線量がビーム

孔部を中心に照射室全体に広がっていることが分かる。また興味深いのは、ベリリウム標的で発生した中性子は、360度方向に広がるが、特に真空容器である後方側の陽子ビーム

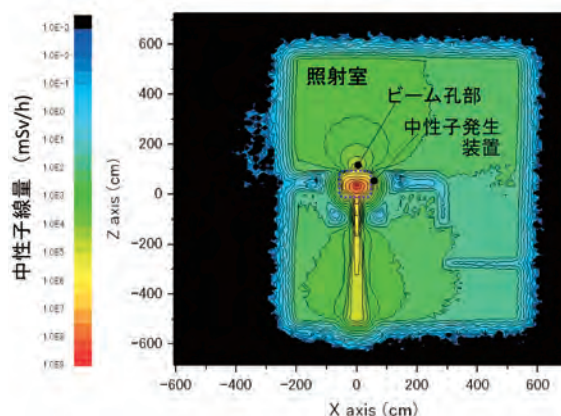


図7 照射室内のビーム孔高さの水平断面の中性子線量分布の評価結果

ダクト側に中性子線量が広がっていることが分かる。このことからビーム孔の出口方向側だけでなく、後方側の遮へいも十分に設定する必要がある。後方側は陽子ビームの輸送系装置：ビームダクト、マグネットなどを配置するため、これらの放射化についても対策を講じる必要があることが分かった。この評価結果は、施設、機器の遮へい装置の製作設計に用いるだけでなく、施設の放射線使用許諾申請にかかる評価にも用いた。

5. BNCT用治療計画システムの開発

BNCTを実施するためには、中性子照射によって患者に付与される線量を正確に評価し、この評価結果に基づいて適切な照射条件（ビームの入射角度、距離、照射時間等）を導く技術が不可欠である。この照射条件を導くソフトウェアが“治療計画システム”である。治療計画システムは、X線治療、粒子線治療などの分野ではすでに確立しており、患者のCTデータから作った3次元人体モデルに対して放射線の照射シミュレーションを実行してがん病巣及び周囲の生体組織に付与される線量を算出し、最適な照射条件を導く。ここで従来の放射線治療の線量評価では、治療に用いる放射線（X線、陽子線、炭素線）の挙動が比較的単純で、且つ、照射する放射線を直接的に治療に用いることから、病巣及び周辺組織に付与される吸収線量（物理線量）は、コンボリューション法、ペンシルビーム法といった決定論的手法に基づく輸送計算によって比較的精度よく算出することができる。一方、BNCTの場合、評価対象となる線量の元となる中性子の粒子挙動が複雑であり、また、2次的に発生する γ 線の寄与も大きく無視できないため、決定論的手法による線量評価では正確な線量評価を行うことが困難である。従ってBNCTの線量評価には治療計画システムの開発当初からモンテカルロ法（確率論的手法）が用いられている。図8は、

BNCT用治療計画システムによる照射条件決定の流れを示している。

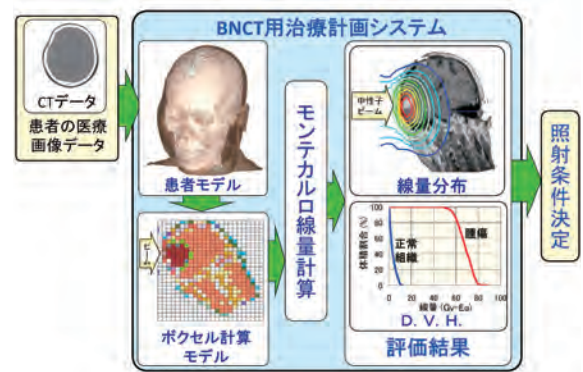


図8 BNCT用治療計画システムによる照射条件決定の流れ

表3はこれまでに実用化されたBNCT用治療計画システム及び、現在開発中のシステムを示している。原子炉ベースのBNCT用治療計画システムとしては、これまでに4つのシステムが開発、実用化されている。しかし米国の2つのシステム：SERA [6]、NCTPlanは、開発が10年以上前に終了し、開発チームも既に解散している。また、4つのシステムはいずれも原子炉ベースのBNCT用として研究用ツールとして開発されたものである。iBNCT加速器BNCT装置をはじめ、現在、国内で開発整備されている加速器ベースBNCT治療装置は、いずれも医療機器として薬事登録される計画であり、BNCTも臨床研究から先進医療に移行することが見込まれる。従って従来の4つのシステムは加速器ベースBNCTに対応することができない。これを踏まえ、筑波大学では、加速器ベースBNCTにも対応し、医療としてのBNCTの治療計画にも適用可能な新しい汎用モンテカルロ治療計画システム（開発コード：ツクバプラン）を開発している。ツクバプランは、モンテカルロ線量計算にPHITSベースの計算コードを用い、さらに、核データライブラリにはJENDL4.0を採用している。図9にツクバ

プランのユーザーインターフェイスの一部を示す。図9は、取り込んだCT画像をベースに人体の3次元モデルを構築した様子である。ツクバプランは、ピクセルベースのボクセル計算モデルも構築可能であり、従来のシステムに対して、より高精度な線量評価が可能である。モンテカルロ線量評価／治療計画の実用化に向けた最大の課題は計算時間の短縮化である。決定論的手法による線量評価法を用いるX線治療等のシステムは、1つの照

射条件当たりの線量計算を数秒～数分で完了してしまう。BNCTの線量評価においても、医療現場で実用化するためには同程度の計算時間での線量評価が求められる。現在ツクバプランは、並列計算環境を用いた計算の高速化と、効率的な輸送計算を可能にするボクセルモデリング手法 [7]などを組み合わせ、1照射条件当たり数分以下での評価を実現させたいと考えている。

表3 BNCT用治療計画システム一覧

名称	開発機関	計算コード	核データ	採用施設
JCDS	日本原子力研究開発機構	MCNP5	ENDF/B VI	JRR-4(原子力機構)
JCDS-PRT※		PHITS2		—
SERA	米国・INEEL	オリジナル	オリジナル	KUR(京都大学)、 FIR(VTTフィンランド)等
NCTPlan	米国・マサチューセッツ 工科大学(MIT)	MCNP4C	ENDF/B V	MITR(MIT)、RA-6 (CNEAアルゼンチン)
THORplan	台湾・清華大学	MCNP5	ENDF/B VII	THOR(清華大学)
ツクバプラン (開発中)	筑波大学	PHITS2	JENDL4.0	iBNCT加速器、KUR、C-BENS (京大原子炉、南東北病院)等(予定)

※JCDS-PRTは計算コードをPHITSに変更した派生システム

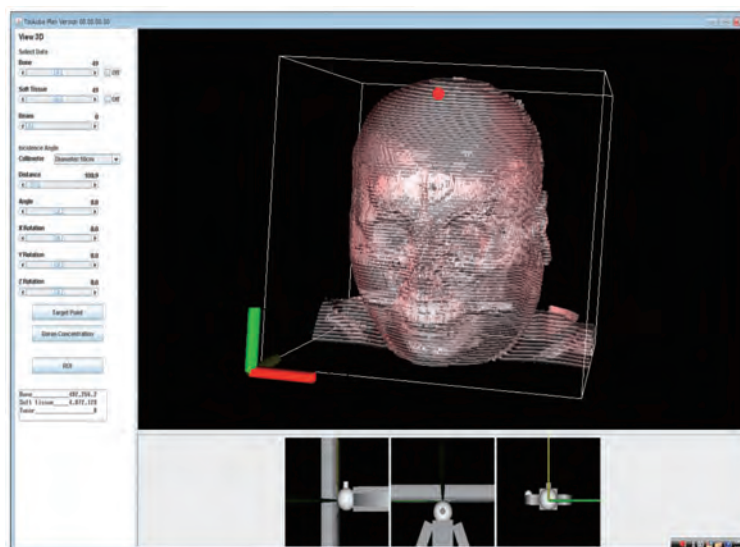


図9 開発中のツクバプランのユーザーインターフェイス

また、ツクバプランはモンテカルロコードに光子、陽子線、重イオンの輸送計算も可能なPHITSを採用していることから、将来的にはBNCTだけでなくX線治療、粒子線治療分野の線量評価／治療計画にも適用することを検討している。前述のとおりX線、粒子線治療分野では、現時点では計算時間の関係から決定論的手法による線量評価手法が用いられているが、より精度の高い線量評価に基づく治療計画立案と、放射線治療の品質保証・品質管理(QA/QC)の高度化が求められており、高精度の線量評価が可能なモンテカルロ法による線量評価／治療計画の導入が検討されている。さらに近年では、陽子線、重粒子線照射時に付随的に発生する中性子線による病巣外への計画外線量付与や患者の被ばくについても評価が求められており、これらの解析にもモンテカルロ解析が用いられている。

6. まとめ

近年の加速器中性子源技術の進展により、病院内に設置可能な小型加速器ベースのBNCT治療装置の開発が進められている。筑波大学では、J-PARC技術を応用したリニアックベースのBNCT治療装置の開発整備を進めている。当治療装置の開発においては、PHITSを用いたパラメータサーベイによって中性子発生装置の製作設計を行っている。また、施設の遮へい評価もPHITSを用いて実施している。これらの解析結果に基づいて2014年夏までに中性子発生装置の製作と施設の遮へい機器の設置を行い、これまでに製作したりニアックと組み合わせて中性子ビームを発生させる計画である。これと平行して、BNCT用治療計画システム：ツクバプランや、患者位置合わせ技術、中性子計測技術等の周辺機器も開発整備し、2015年内に同装置による臨床研究の開始を計画している。

また、線量計算エンジンにPHITSを用いているツクバプランは、BNCTの線量評価／治

療計画だけでなくX線、粒子線治療分野にも適用することを計画している。このように、今後のBNCTの確立と、X線治療、粒子線治療の高精度化、品質管理の高度化に向けては、モンテカルロ輸送計算＝PHITSの導入、実用化が不可欠と考える。モンテカルロ法の放射線治療分野への実用化は、放射線治療法の治療成績の向上、ひいてはがん治療法の確立に寄与するものと期待される。

参考文献

- [1] R. Barth, M. G. H. Vicente, O. Harling et al., Current status of boron neutron capture therapy of high grade gliomas and recurrent head and neck cancer, *Radiation Oncology*, Vol.7(146), (2012)
- [2] H. Tanaka, Y. Sakurai, M. Suzuki, et al., Experimental verification of beam characteristics for cyclotron-based epithermal neutron source (C-BENS), *Appl. Radiat. Isot.*, Vol.69(12), 1642-1645, (2011)
- [3] H. Kobayashi, T. Kurihara, H. Matsumoto, et al., Construction of a BNCT facility using an 8-MeV high power proton linac in Tokai, *Proceeding of IPAC2012*, 4083-4085, (2012)
- [4] IAEA-TECDOC-1223, "Current status of neutron capture therapy", Printed by IAEA in Austria, (2001)
- [5] H. Iwase, K. Niita, T. Nakamura, Development of general-purpose particle and heavy ion transport Monte-Carlo, *J. Nucl. Sci. Technol.*, Vol.39, 1142-1151, (2002)
- [6] D. W. Nigg, C. A. Wemple, D. E. Wessol et al., SERA -An advanced treatment planning system for

neutron therapy and BNCT, *Trans. Am. Nus. Soc*, **80**, 66-68, 1999

[7] H. Kumada, K. Sato, et al., Multistep Lattice-Voxel method utilized lattice

function for Monte-Carlo treatment planning with pixel based voxel model, *Appl. Radiat. Isot.*, Vol.69(12), 1866-1869, (2011)