

JAERI-Tech
2003-002



JP0350056



ホウ素中性子捕捉療法のための
BNCT線量評価システム(JCDS)の開発
(協力研究)

2003年3月

熊田 博明・山本 和喜・鳥居 義也・松村 明*・山本 哲哉*
能勢 忠男*・中川 義信*・影治 照喜*・内山 順三

日本原子力研究所
Japan Atomic Energy Research Institute

本レポートは、日本原子力研究所が不定期に公刊している研究報告書です。

入手の間合わせは、日本原子力研究所研究情報部研究情報課（〒319-1195 茨城県那珂郡東海村）あて、お申し越してください。なお、このほかに財団法人原子力弘済会資料センター（〒319-1195 茨城県那珂郡東海村日本原子力研究所内）で複写による実費頒布をおこなっております。

This report is issued irregularly.

Inquiries about availability of the reports should be addressed to Research Information Division, Department of Intellectual Resources, Japan Atomic Energy Research Institute, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki-ken 〒319-1195, Japan.

©Japan Atomic Energy Research Institute, 2003

編集兼発行 日本原子力研究所

ホウ素中性子捕捉療法のための BNCT 線量評価システム(JCDS)の開発
(協力研究)

日本原子力研究所東海研究所研究炉部

熊田 博明・山本 和喜・鳥居 義也・松村 明*1・山本 哲哉*1・
能勢 忠男*1・中川 義信*2・影治 照喜*3・内山 順三

(2003 年 1 月 10 日受理)

JRR-4 に整備した中性子ビーム設備によって、熱外中性子ビームを用いたホウ素中性子捕捉療法(BNCT)を実施することが可能となった。熱外中性子ビーム BNCT の実施に必要な治療計画を作成するためには、患者への吸収線量を事前に評価することが不可欠である。患者頭部内の線量分布を数値シミュレーションによって評価し、治療計画作成を支援する BNCT 線量評価システム (JCDS) の開発を行った。

JCDS は、医療画像である CT、MRI データを基に患者の頭部モデルを作成し、頭部内の中性子及び γ 線の線束分布をモンテカルロ・コード MCNP で計算するための入力データを自動作成して線量計算を行い、この計算結果を医療画像上に表示させることのできるソフトウェアである。JCDS の特徴として、(1)CT データと MRI データの両方を取り扱うことにより、患者の正確な頭部モデルを簡便に作成する機能、(2)日本で実施されている開頭手術を伴った BNCT に対応し、頭部モデルの形状を編集する機能、(3)計算によって導かれた照射位置に患者を正確にセッティングするための情報を入力する機能などを有している。

本報告は、JCDS の基本設計と各処理機能、及び JCDS の計算性能を検証した結果について記述したものである。

本研究は筑波大学との協力研究のもと実施された。

東海研究所：〒319-1195 茨城県那珂郡東海村白方白根 2-4

*1 筑波大学

*2 国立療養所香川小児病院

*3 徳島大学

Development of the JAERI Computational Dosimetry System (JCDS)
for Boron Neutron Capture Therapy
(Cooperative Research)

Hiroaki KUMADA, Kazuyoshi YAMAMOTO, Yoshiya TORII,
Akira MATSUMURA*¹, Tetsuya YAMAMOTO*¹, Tadao NOSE*¹,
Yoshinobu NAKAGAWA*², Teruyoshi KAGEJI*³ and Junzo UCHIYAMA

Department of Research Reactor
Tokai Research Establishment
Japan Atomic Energy Research Institute
Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki-ken

(Received January 10, 2003)

The Neutron Beam Facility at JRR-4 enables us to carry out boron neutron capture therapy with epithermal neutron beam. In order to make treatment plans for performing the epithermal neutron beam BNCT, it is necessary to estimate radiation doses in a patient's head in advance. The JAERI Computational Dosimetry System (JCDS), which can estimate distributions of radiation doses in a patient's head by simulating in order to support the treatment planning for epithermal neutron beam BNCT, was developed.

JCDS is a software that creates a 3-dimensional head model of a patient by using CT and MRI images, and that generates a input data file automatically for calculation of neutron flux and gamma-ray dose distributions in the brain with the Monte Carlo code MCNP, and that displays these dose distributions on the head model for dosimetry by using the MCNP calculation results. JCDS has any advantages as follows;

- By using CT data and MRI data which are medical images, a detail three-dimensional model of patient's head is able to be made easily.

This research was performed by cooperative research which with University of Tsukuba.

*1 University of Tsukuba

*2 National Sanatorium Kagawa-Children's Hospital

*3 The University of Tokushima

- The three-dimensional head image is editable to simulate the state of a head after its surgical processes such as skin flap opening and bone removal in the BNCT with craniotomy that are being performed in Japan.
- JCDS can provide information for the Patient Setting System which can support to set the patient to an actual irradiation position swiftly and accurately.

This report describes basic design of JCDS and functions in several processing, calculation methods, characteristics and performance of JCDS.

Keywords: BNCT, Epithermal Neutron Beam, Treatment Planning, JCDS, JRR-4, MCNP, Computational Dosimetry, Patient Setting System, Malignant Glioma

This is a blank page.

目 次

1. はじめに.....	1
2. BNCT の線量評価への要求事項.....	2
2.1 BNCT の線量評価に関する定義事項.....	2
2.2 開頭術を伴った BNCT.....	3
2.3 線量計算結果の表示方法.....	4
2.4 医療画像データ.....	5
2.5 BNCT での再現精度.....	5
2.6 線量計算ソフトウェア.....	6
3. JCDS の基本設計.....	7
3.1 システムの全体構成.....	7
3.2 線量評価項目.....	7
3.3 中性子輸送計算コード.....	8
3.4 画像処理ソフトウェア.....	8
3.5 頭部モデルの材質.....	9
3.6 ROI の設定.....	10
3.7 医療画像データ.....	10
3.8 医療画像フォーマット.....	10
3.9 IOBNCT への対応.....	11
3.10 JCDS の開発環境.....	11
4. JCDS の機能と特徴.....	12
4.1 プレ処理部分.....	12
4.2 材質の領域データ作成.....	12
4.2.1 CT データによる材質の自動領域設定.....	12
4.2.2 材質の領域データの編集.....	13
4.3 ROI の設定.....	14
4.3.1 MRI データによる ROI 設定.....	14
4.3.2 シングル ROI とマルチ ROI.....	15
4.3.3 腫瘍領域とターゲット領域の設定.....	15
4.3.4 リチウムヘルメットへの対応.....	17
4.3.5 腫瘍とリチウムヘルメットの材質の領域設定.....	17
4.4 詳細頭部モデルの作成.....	18
4.4.1 CT データと MRI データの重ね合わせによる詳細頭部モデル作成.....	18
4.4.2 重ね合わせ処理.....	19
4.4.3 重ね合わせ基準点用マーカー.....	21
4.5 ボクセルモデル.....	21
4.5.1 ボクセルモデルの作成方法.....	21

4.5.2	ボクセル内の材質.....	23
4.5.3	固定ボクセルモデル.....	23
4.6	MCNP 入力データの作成.....	25
4.6.1	MCNP の線量計算設定.....	25
4.6.2	計算条件設定.....	25
4.7	MCNP 計算.....	26
4.7.1	つなぎ計算.....	26
4.8	ポスト処理.....	28
4.9	内挿補間.....	29
4.10	線量値への変換.....	30
4.11	複数の吸収線量の評価.....	32
4.12	計算結果の表示と出力.....	32
4.12.1	2次元断面画像上への等線量曲線表示.....	32
4.12.2	3次元モデルへの等線量曲線表示.....	34
4.12.3	線量体積ヒストグラム.....	35
4.12.4	スプレッドシート.....	36
4.13	患者セッティングシステムへの対応.....	37
5.	JCDS の検証.....	39
5.1	ファントム実験.....	39
5.2	JCDS によるシミュレーション.....	39
5.3	結果と考察.....	41
6.	まとめ.....	46
謝 辞	46
参考文献	47

Contents

1.	Introduction	1
2.	Requirement for Dosimetry of BNCT	2
2.1	Definition for Dosimetry of BNCT	2
2.2	Intraoperative BNCT	3
2.3	Output Method for Calculation Results	4
2.4	Medical Image Data	5
2.5	Repeatability in Actual BNCT Operation	5
2.6	Software for BNCT Dosimetry	6
3.	Basic Design of JCDS	7
3.1	System Architecture	7
3.2	Dosimetry Items	7
3.3	Dose Calculation Code	8
3.4	Image Processing Environment	8
3.5	Material Data for Head Model	9
3.6	Definition of Region Of Interest	10
3.7	Medical Image Data for Using in JCDS	10
3.8	Dose Calculation Code	10
3.9	Medical Image Format	11
3.10	Environment of JCDS Development	11
4.	Functions and Characteristics of JCDS	12
4.1	Pre-processing	12
4.2	Creating of Region Data of Materials	12
4.2.1	Automatic Region Definition of Materials by Using CT Data	12
4.2.2	Editing of Region Data of Materials	13
4.3	Definition of Region OF Interest	14
4.3.1	Definition of ROI by Using MRI Data	14
4.3.2	Single ROI and Multi ROI	15
4.3.3	Tumor Region and Target Region	15
4.3.4	Responding to Lithium Helmet	17
4.3.5	Definition of Region of Tumor and Lithium Helmet	17
4.4	Creating of Detailed Head Model	18
4.4.1	Creating of Detailed Head Model by Matching CT Data and MRI Data	18
4.4.2	Processing of Image Matching	19
4.4.3	Basement Marker for Image Matching	21
4.5	Voxel Model	21
4.5.1	Creating Method of Voxel Model	21

4.5.2	Materials in Voxel Cells	23
4.5.3	Fixed Voxel Model	23
4.6	Creating of MCNP Input Data	25
4.6.1	Definition for Dose Calculation of MCNP	25
4.6.2	Definition of Calculation Conditions	25
4.7	MCNP Calculations	26
4.7.1	Connecting Calculation Method	26
4.8	Post-processing	28
4.9	Interpolating	29
4.10	Converting to Dose Values	30
4.11	Evaluation of Multiple Doses	32
4.12	Displaying and Outputting of Calculation Results	32
4.12.1	Contour Charts Drawn on Two-dimensional Images	32
4.12.2	Contour Charts Drawn on Three-dimensional Images	34
4.12.3	Dose Volume Histogram	35
4.12.4	Spread Sheet	36
4.13	Responding to Patient Setting System	37
5.	Verification of JCDS	39
5.1	Phantom Experiments	39
5.2	Simulation with JCDS	39
5.3	Results and Discussions	41
6.	Conclusions	46
	Acknowledgment	46
	References	47

1. はじめに

ホウ素中性子捕捉療法(Boron Neutron Capture Therapy: BNCT)は、腫瘍細胞に選択的に集まるホウ素化合物を患者に投与し、患部に中性子ビームを照射することにより、 $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 反応を起こし腫瘍細胞のみを破壊する治療法である⁽¹⁾。これまで日本では、熱中性子ビームによる開頭術を伴った BNCT が実施されてきたが、近年欧米において熱外中性子ビームを用いた BNCT の研究、臨床照射が開始されている⁽²⁾⁽³⁾。熱外中性子ビームを用いることにより、脳内のより深部まで熱中性子を与えることが可能となり、深部にある悪性腫瘍の治療に効果があると期待されている⁽⁴⁾。また、患者の患部の症状によっては開頭術を伴わない無開頭での照射も可能となり、患者と医師らの負担が軽減できると期待されている。

JRR-4 に整備した中性子ビーム設備⁽⁵⁾⁽⁷⁾は、重水タンク内の重水層の厚さを変更し、またカドミウムシャッターを On/Off することにより、種々のスペクトルのビームを取り出すことができる照射設備である。この JRR-4 中性子ビーム設備を用いることにより、これまで JRR-2 で行われてきた熱中性子ビームによる BNCT を継続するとともに、熱外中性子ビームによる BNCT を実施することが可能となった。この JRR-4 中性子ビーム設備を使って、1999 年 10 月から熱中性子ビームによる BNCT が実施されており、将来の熱外中性子ビームによる BNCT 実施に向けて、臨床及び物理データを集積⁽⁸⁾⁽¹³⁾しているところである。

熱中性子ビームによる BNCT では、脳表面近傍に配置した金線及び TLD によって、熱中性子束、 γ 線量をそれぞれ実測し、この測定結果を基に患部への吸収線量を評価している。しかし熱中性子が脳内深部まで達する熱外中性子ビーム BNCT では、(1)従来の測定手法では直接測定が困難であるため、吸収線量を正確に把握することができない、(2)速中性子の吸収線量への寄与も無視できなくなる、などの問題がある。このため熱外中性子ビーム BNCT では、頭部内線量を事前の計算によるシミュレーションによって評価し、この評価結果に基づいて作成した治療計画に従って照射を実行することとなる。

本研究は、熱外中性子ビームによる BNCT の実施を支援することを目的とし、治療計画作成に不可欠な数値シミュレーションによって患者頭部内の線量分布を求める BNCT 線量評価システム (JAERI Computational Dosimetry System、以下 JCDS と称す)⁽²⁾⁽¹⁴⁾⁽¹⁷⁾の開発を行ったものである。JCDS は患者の医療画像から頭部モデルを作成し、このモデルを基に頭部内の線量分布をモンテカルロ・コード MCNP⁽¹⁸⁾で計算するための入力ファイルを自動作成する。さらに、この入力ファイルを使って MCNP で計算した結果を再び JCDS に読み込み、頭部モデル上に線量分布を重ねて表示を行うなどにより、BNCT の線量評価に必要な情報を出力するものである。

本報告では、第 2 章に BNCT の線量評価に関連する定義事項と要求される事項をまとめ、第 3 章と 4 章に JCDS の基本設計と各処理、機能と適用されている様々な手法を、第 5 章に JCDS の計算性能を検証した結果と考察を示し、最後のまとめを行う。

2. BNCT の線量評価への要求事項

本章では、BNCT の線量評価に関連する定義事項、治療計画作成を支援するシステムの開発に要求される事項について説明する。

2.1 BNCT の線量評価に関する定義事項

(1) ホウ素線量

BNCT は、腫瘍細胞に選択的に集まるホウ素化合物を患者に投与し、患部に中性子ビームを照射することにより、腫瘍細胞内のホウ素同位体 ^{10}B と熱中性子との反応によって放出される ^4He 粒子 (α 線) と ^7Li 粒子を利用して腫瘍細胞のみを破壊する治療法である⁽¹⁾。従って BNCT の線量評価においては、 ^{10}B の吸収線量 (ホウ素線量と定義する) の評価が最も重要となる。

現在日本で実施されている悪性脳腫瘍に対する BNCT では、ホウ素化合物として sodium borocaptate ($\text{Na}_2^{10}\text{B}_{12}\text{H}_{11}\text{SH}$ 、BSH という) が使用されている⁽²⁾⁽⁸⁾⁽¹¹⁾。この BSH を使った BNCT では、照射時の患部周辺の腫瘍細胞内に約 30ppm 程度の ^{10}B が集まり、正常細胞にはその 1/20 程度の ^{10}B が存在していると考えられている⁽¹⁹⁾。また、血管内にも腫瘍細胞と同程度の ^{10}B が存在している。従って、BNCT 照射の対象となる頭部内照射野周辺領域のホウ素線量を評価するためには、腫瘍細胞に対するホウ素線量と他の正常細胞に対するホウ素線量をそれぞれ分けて評価を行うことが要求される。

(2) バックグラウンド線量

中性子ビームの照射によって生じる患部周辺の線量は、ホウ素線量だけではなく頭部組織の窒素、水素等との反応によって生じる各吸収線量、炉心からの直接 γ 線、頭部内で中性子と水素との反応等により 2 次的に発生する γ 線の吸収線量等が考えられる。Table 2.1 に BNCT 照射時の主な線量成分を示す。これらホウ素線量以外の線量は、正常細胞、腫瘍細胞に関係なく発生する線量であり、バックグラウンド線量と呼ぶ。BNCT の線量評価では、ホウ素線量とバックグラウンド線量を組み合わせて評価を行うことが要求される。Fig. 2.1 にこの線量評価の概略を示す。

(3) 腫瘍領域とターゲット領域

医療画像などを使って悪性腫瘍の部位であると確認できる領域を腫瘍領域と定義する。BNCT の対象となる悪性脳腫瘍は、腫瘍細胞が腫瘍領域周辺の正常組織内にも浸潤しており、この浸潤している腫瘍細胞は、視認することも外科的に切除することも困難である。Gasper らの研究⁽²⁰⁾によると、腫瘍領域の外側 2cm の範囲内で 96% の再発があり、3cm 以内で 98%、4cm 以内で 100% の再発があると報告している。BNCT では浸潤している腫瘍細胞も照射の対象となるため、腫瘍細胞が浸潤している領域までをターゲット領域と定義する (ターゲット領域は、腫瘍領域を含んだ領域である)。Fig. 2.2 に照射野周辺の腫瘍領域とターゲット領域の概略を示す。

(4) 荷重線量 (Weighted Dose)

ホウ素線量と他の吸収線量 (バックグラウンド線量) を組み合わせて評価を行うためには、線量のそれぞれの元素に対応した生物学的効果比 (Relative Biological Effectiveness :RBE) を乗じた荷重線量値 (Weighted Dose という) を算出し、このそれぞれの Weighted Dose を加算して評価を行う。

Table2.1 BNCT 照射時の主な線量成分

線量成分	主な反応
ホウ素(^{10}B)線量	$^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$
水素線量	$^1\text{H}(n, n')\text{p}$
窒素線量	$^{14}\text{N}(n, p)^{14}\text{C}$
γ 線量	core γ 、 $^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$

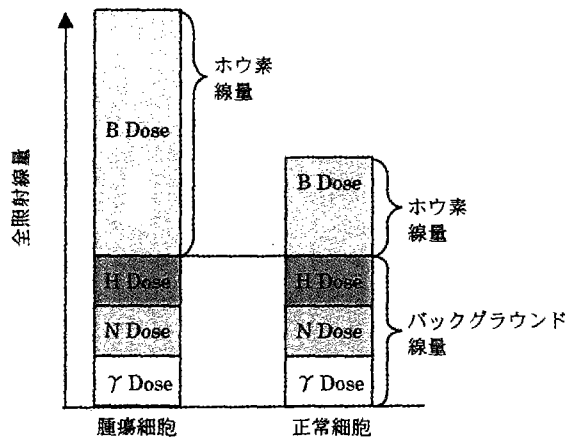


Fig.2.1 ホウ素線量とバックグラウンド領域

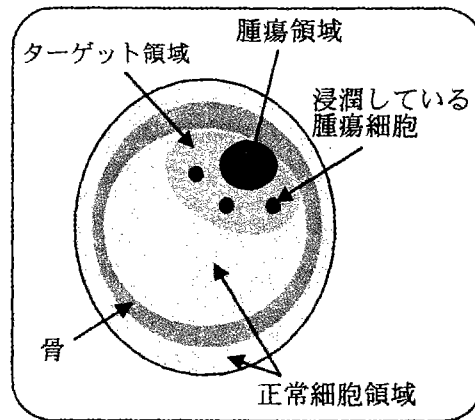


Fig.2.2 腫瘍領域とターゲット領域

2.2 開頭術を伴った BNCT

日本で実施している BNCT は、ビームを脳内のより深部まで到達させるため、照射直前にビーム照射範囲の頭皮、頭蓋骨等を除去する開頭手術を伴っている(Intraoperative BNCT、IOBNCT という)⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾⁽¹²⁾⁽¹³⁾。さらに、最初の外科手術によって腫瘍細胞を摘出してできた空洞に空気の風船(ポイドという)を挿入している。また、頭部の患部周辺には、照射野外の線量を抑える目的で熱中性子遮へい材であるリチウム入り熱可塑性プラスチック(リチウムヘルメットという)を取り付けている。Fig.2.3 は、開頭術によって頭皮と骨を取り除き、腫瘍摘出領域にポイドを挿入し、さらに頭部周辺にリチウムヘルメットを取り付けたときの商社や周辺の様子を示している。この照射野周辺が複雑な形状となる IOBNCT に対しても線量評価できることが必要である。

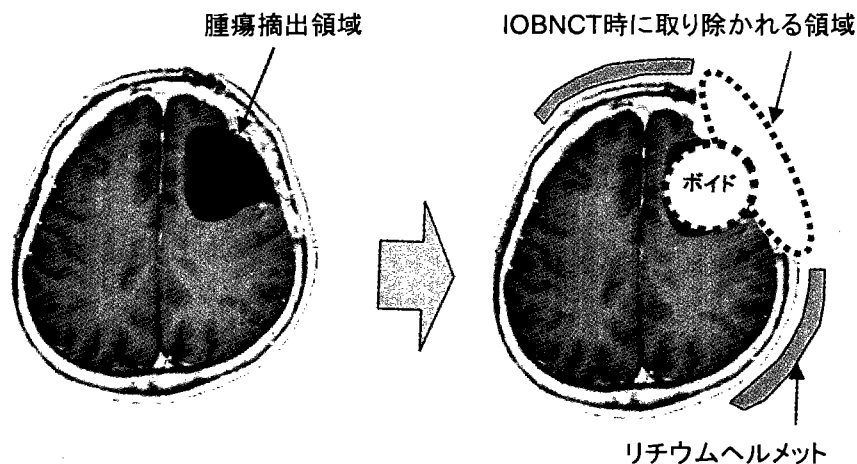


Fig.2.3 開頭術を伴った BNCT

2.3 線量計算結果の表示方法

放射線治療では、計算によって求められた吸収線量分布の表示方法として、等線量曲線、線量体積ヒストグラム、スプレッドシートなどが用いられている⁽²¹⁾。等線量曲線は医療画像を使って患部周辺の断面で表示し、その断面における吸収線量の分布を等線量曲線として表示するものであり、ターゲット領域に必要な線量が照射されていることを直接確認する目的に用いる。Fig.2.4 に等線量曲線の例を示す。

線量体積ヒストグラム(Dose Volume Histogram、DVH という)は、ある 3 次元空間内の線量分布計算結果に対して、任意の線量の範囲がどの程度の体積を有しているか、ということを経度分布 (ヒストグラム) として表示するものである。Fig.2.5 に DVH の表示例を示す。

BNCTにおいても、等線量曲線、DVH、スプレッドシートを使って線量評価を行うため、各線量の評価結果をこれらの手法を使って表示することが要求される。

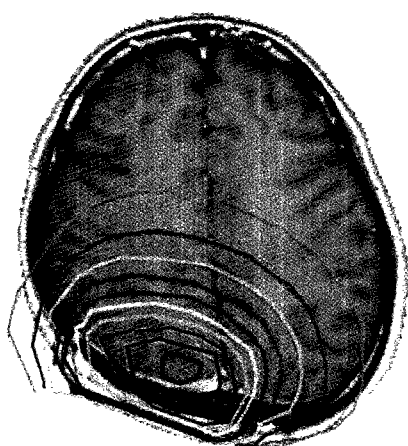


Fig.2.4 等線量曲線

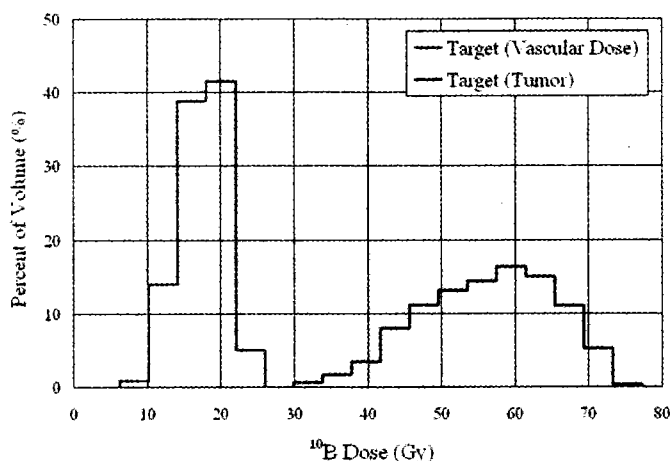


Fig.2.5 Dose Volume Histogram

2.4 医療画像データ

患者の頭部内吸収線量を計算によって評価するためには、精密な患者の頭部モデルを作成することが要求される。この頭部モデルの作成には患者の医療画像データを用いる。医療画像として一般的である CT 画像と MRI 画像の特徴について以下に説明する。

(1) CT 画像

Fig.2.6(a)は、脳の CT(Computerized Tomography(コンピュータ断層撮影法))のスライス画像である。CT データの各ピクセルにもつ値 (CT 値) は、その点の組織の X 線に対する吸収係数に比例し、ほぼ電子数密度あるいは物質密度に比例する値であるため、CT データは物理的意味も確かであり、また画像歪みもすくない。従って、骨と軟組織の区別を容易に行うことができ、患者の頭部モデルを作成する目的には適している。しかし、軟組織内の区別 (例えば正常組織と腫瘍組織など) を鮮明に識別することは困難である。また、撮影時に骨、金属からのアーチファクト (偽像) に注意しなければならない。

(2) MRI 画像

Fig.2.6(b)は、MRI(Magnetic Resonance Imaging(磁気共鳴映像法))のスライス画像である。MRI の基本原理は「核磁気共鳴」という現象を用いている。MRI は水素原子からの信号で画像化するため、『水』を多く含む脳、脊髄などの軟組織の描出に優れている。また腫瘍に集まりやすいガドリニウム化合物などの造影剤を投与すると、腫瘍領域を強調して撮影することが可能である。これらの特長により MRI は正常組織と腫瘍領域の領域分けや、線量評価の対象となる関心領域 (Region of Interest:ROI という) の選別には非常に有効である。しかし、MRI 値は周囲の値の相対値であること、骨が写らないなどから、軟組織、骨、空気領域を選定することは難しい。また、MRI データは画像に歪みも含まれてしまうという特性も持っている。

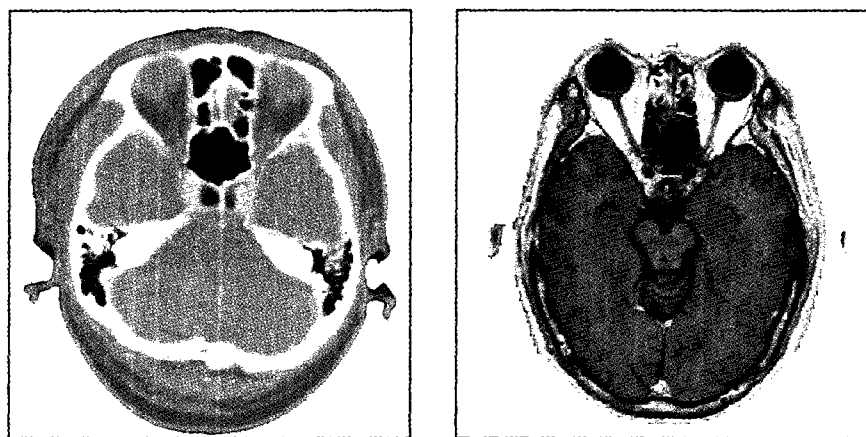


Fig.2.6 (a) CT 画像データ

(b) MRI 画像データ

2.5 BNCT での再現精度

国際放射線単位測定委員会(ICRU)のレポート⁽²²⁾⁽²³⁾では、治療計画に対する放射線治療の精度を 5%以内の誤差に抑えることを勧告している。これを踏まえ、BNCT の線量評価を実行するソフトウェアの開発において、再現精度 5%以下を達成することを目標とする。この再現精度を達成するためには、綿密な線量計算に基づく照射条件の設定とともに、その条件を忠実に実施する

ことが必要である。特に患者の照射位置条件（ビームに対する頭部照射野までの距離、角度、ビームの照射範囲）は、患者の患部領域、正常組織、脳内深部にある要注意臓器の吸収線量を評価して決定するため、BNCT 照射時にこの位置条件を正確に再現しなければならない。

2.6 線量計算ソフトウェア

BNCT の線量評価を実行するソフトウェアには、以下に示す機能が要求される。

- (1) 患者の医療画像データの読み込み機能
- (2) 2次元断面の医療画像から患者の頭部3次元モデルを作成する画像処理機能
- (3) 中性子、光子の輸送計算機能
- (4) 開発したソフトウェアを実際に使用する研究機関、医療機関に導入するための汎用性

3. JCDS の基本設計

第2章のBNCTの線量評価に要求される事項を踏まえ、JCDSの基本設計をまとめた。本章では、JCDSの基本設計について述べる。

3.1 システムの全体構成

Fig.3.1は、数値シミュレーションによって線量評価を実行する処理の流れを示している。この図に示すように線量評価を実行するJCDSは、大別して3つの処理体系から成る。すなわち、①患者の医療画像データを基に材質の領域データ、ROIデータなどを設定し、これらのデータから患者の頭部3次元モデルを作成して核計算コードで線量分布計算を実行するための入力データを作成する“プレ処理部分”、②プレ処理が作成した入力データを核計算コードに読み込ませ線量分布計算を実施する“計算処理部分”、そして③プレ処理で作成した材質の領域モデルとROIデータ及び、核計算コードの計算結果を処理して、BNCTの治療計画作成に必要な情報を整理して表示、出力する“ポスト処理部分”で構成される。②の計算処理部分で実際に線量分布計算を実行する核計算コードは、本システムに内装されていないが、“プレ処理→核計算コードによる線量分布計算→ポスト処理”の一連の処理によってBNCTの線量評価を実施することが可能となる。

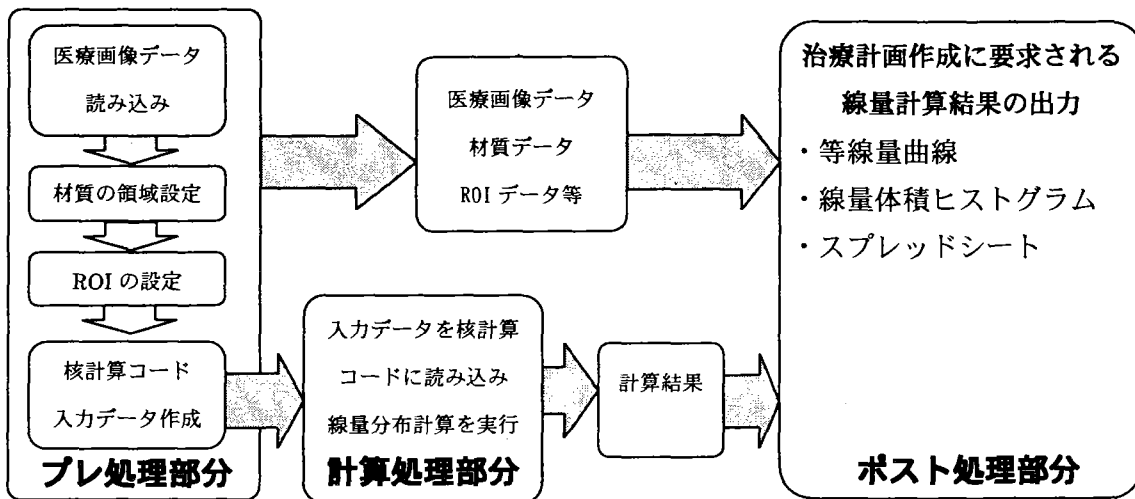


Fig.3.1 線量評価を実行する処理の流れ

3.2 線量評価項目

2.1節のBNCTの線量評価の必要事項を踏まえ、JCDSが評価する対象項目は、以下に示す中性子束及び、各吸収線量とした。また、算出した各吸収線量から荷重線量 (Weighted Dose) を算出する方法も合わせて示す。

(1) 中性子束

- ・熱中性子束 (～0.53eV)
- ・熱外中性子束 (0.53eV～10keV)

- ・高速中性子 (10keV~20MeV)
- ・ユーザーの要求するエネルギー範囲の中性子束

(2) 吸収線量

- ・ホウ素線量 : ホウ素(¹⁰B)と中性子との反応による吸収線量
- ・窒素線量 : 窒素と中性子との反応による吸収線量
- ・水素線量 : 中性子と水素の反跳陽子による吸収線量
- ・γ線量 : γ線総吸収線量 (炉心からの直接γ線と頭部内で発生する二次γ線の総量)
- ・その他のユーザーの要求する元素の吸収線量

(3) 荷重線量 (Weighted Dose)

ホウ素線量とバックグラウンド線量(窒素線量、水素線量、γ線量)を組み合わせた全吸収線量の評価方法は以下の式(3.1)を用いる。

$$WD_{Total} = D_B \times W_B + D_N \times W_N + D_H \times W_H + D_\gamma \times W_\gamma \quad (3.1)$$

WD_{Total} : 全吸収線量

D_B : ホウ素線量

W_B : ホウ素線量に対する荷重値

D_N : 窒素線量

W_N : 窒素線量に対する荷重値

D_H : 水素線量

W_H : 水素線量に対する荷重値

D_γ : γ線量

W_γ : γ線量に対する荷重値

3.3 中性子輸送計算コード

BNCTの線量評価を行うためには、高い計算精度と信頼性及び、複雑な3次元形状に対応する計算機能が要求される。これを踏まえJCDSの計算コードには、中性子、光子の3次元計算が可能な粒子輸送汎用モンテカルロ・コードMCNP⁽¹⁸⁾を適用した。MCNPは、①中性子、光子及び電子の輸送をランダムウォークシミュレーションする、②エネルギーの取り扱いが連続である、③種々の断面積ライブラリが用意され利用することができる、④計算体系を二次(一部四次)曲線にて定義し、詳細な3次元モデルの定義が可能である、等の特徴を持ち、米国ロスアラモス国立研究所で開発され、長期にわたり改良を重ねられたコードであり、放射線輸送問題に対する信頼性が高いことから原子力分野で広く用いられている。MCNPはMITで開発・運用されているBNCTの治療計画作成ソフト:NCT-Plan⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾にも適用されており、BNCTの線量評価計算に対する実績もある。MCNPによる線量計算に必要な核データには、ENDF/B-VI⁽²⁶⁾及び、JENDL-3.2⁽²⁷⁾などを用いることができる。

3.4 画像処理ソフトウェア

2.6節で説明した線量評価を実行するソフトウェアに要求される基本機能を踏まえ、JCDSの医療画像取り扱い処理、画像処理及び、ユーザー・インターフェイス部分は米国AVS社製

AVS/Express Developer⁽²⁸⁾ (以下 AVS という)を用いて製作した。AVS はさまざまな処理単位をモジュール化し、このモジュールを組み合わせることで、簡単に画像処理アプリケーションを構築することができるソフトウェアである。また、AVS は Unix、Windows、Linux 上で動作し、これらの OS に対応したプログラムを作成することができる。

AVS によって作成したプログラムは、開発環境から切り離し、ランタイム・プログラムとライブラリーファイルをインストールすることにより、独立した環境で使用することができる。

3.5 頭部モデルの材質

MCNP を用いて線量計算を行うためには、頭部モデルの形状とその材質を正確に設定しなければならない。生体組織に対する中性子輸送計算に主に寄与する元素は水素である。MIT の Zamenhof らの研究⁽²⁵⁾では、頭部内の各組織中の水素の含有率の変動幅は小さく⁽²⁹⁾、全ての組織を軟組織に代表して中性子、光子の輸送計算を実行できている。従って頭部の材質は、軟組織、骨及び腫瘍の3種類で構成するものとした。腫瘍領域の材質は基本的に軟組織と同じ材質であるが、BNCT 照射時には腫瘍領域にホウ素化合物が多く集まるため、中性子輸送計算において ¹⁰B の影響⁽²⁵⁾を考慮し、腫瘍の領域に ¹⁰B を含む軟組織の材質として分けて設定できるものとした。

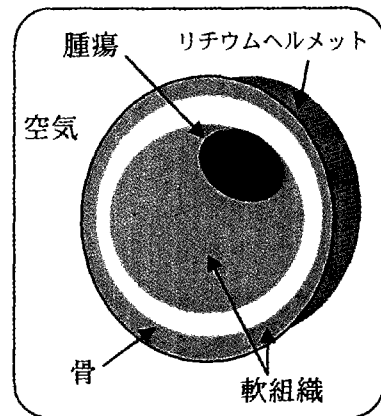


Fig.3.2 材質領域分け

頭部内のこの3つの基本材質に加え、頭部領域外側の空気と照射野周辺に取り付けられるリチウムヘルメットを加えた5種類の材質で計算モデルを構成し、MCNP で線量計算するものとした。材質に関する計算モデルの概略を Fig.3.2 に示す。

軟組織、腫瘍及び骨の組成はそれぞれ、ICRU-46⁽³⁰⁾の成人・脳組織及び成人・頭蓋骨のデータを用いることとした。Table3.1 に ICRU-46 で定義されている成人・脳組織及び成人・頭蓋骨のデータを示す。MCNP による計算では、ICRU-46 のデータを基に Table3.2 に示す成分の元素のみを設定して計算を行う。Table3.2 に、MCNP 計算で使用する各材質の成分の元素とその個数密度を示す。なお、腫瘍の材質には、¹⁰B が 30ppm 含まれるものと仮定して ¹⁰B の個数密度を設定している。

Table 3.1 ICRU-46 による頭部材質の組成一覧

	質量割合 (%)										
	H	C	N	O	Na	P	S	Cl	K	Mg	Ca
脳・成人	10.7	14.5	2.2	71.2	0.2	0.4	0.2	0.3	0.3		
頭蓋骨・成人	5.0	21.2	4.0	43.5	0.1	8.1	0.3			0.2	17.6

Table 3.2 MCNP 計算のための各材質の設定元素と個数密度

MCNP 計算の 材質	各材質の成分とその個数密度 (atoms/cm ³)								
	H	⁶ L	¹⁰ B	⁷ L	C	N	O	P	Cl
軟組織	6.649e+22				7.591e+21	9.838e+20	2.787e+22		
腫瘍	6.649e+22		1.878e+18		7.591e+21	9.838e+20	2.787e+22		
骨	3.286e+22				1.169e+22	1.892e+21	1.801e+22	1.732e+21	2.909e+21
空気						3.909e+19	1.043e+19		
Li ヘルメット	4.458e+22	1.484e+22		7.811e+22	2.360e+22		3.933e+21		

3.6 ROI の設定

2.3 節で説明したように、線量体積ヒストグラム(DVH)、スプレッドシートを使った表示方法に対応するため、JCDS による線量評価では、腫瘍領域や注目すべき組織などの評価を行いたい領域を ROI (Region Of Interest) として設定し、MCNP による計算結果を ROI 毎に整理して出力、表示するものとした。特に BNCT の線量評価に重要な“腫瘍領域”と“ターゲット領域”については、それぞれ分けて ROI の設定を行い、評価できるものとした。Fig.3.3 は、ROI 設定の概略を示している。

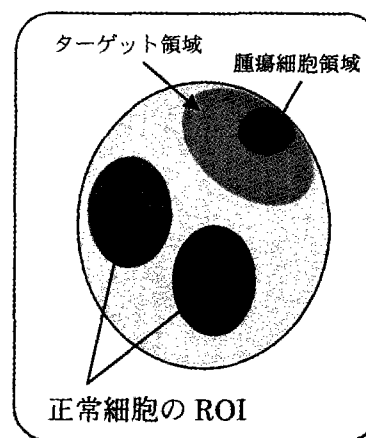


Fig.3.3 ROI の設定

3.7 医療画像データ

2.4 節で説明した CT、MRI データの特徴を踏まえ、JCDS は CT データと MRI データの両方を取り扱い、それぞれの長所を利用して患者の頭部モデルを作成する。軟組織、骨、空気の材質の領域設定には、CT データに記録されている CT 値を利用する。一方 ROI の設定には、各組織の選別が明確にできる MRI データを使用する。

3.8 医療画像フォーマット

様々な医療機関、研究機関で JCDS を使用するためには、各研究機関の医療画像データを取り扱うことが要求される。以前の CT、MRI 装置によって出力される医療画像データの記録フォーマットは、メーカー毎、もしくは同一メーカーであっても機種毎に異なっている場合があり、それぞれ互換性の無い独自のフォーマットで記録されており、これら全ての医療画像を取り扱うことは困難であった。しかし近年では、医療画像のデータフォーマットの国際的な標準化が進められており、DICOM⁽³¹⁾などの標準規格が提唱され、この DICOM 規格に対応した医療画像データを出力できる CT、MRI 装置が増えてきた。この DICOM フォーマットは一般に公開されており、

DICOMフォーマットに対応した医療画像を取り扱うソフトウェアも増えている。これを踏まえ、JCDSが取り扱う医療画像データ形式は、DICOM3.0フォーマットを採用した。

3.9 IOBNCTへの対応

2.2節で説明したとおり、現在日本では開頭術を伴ったBNCT (IOBNCT) が実施されている。このIOBNCTでは、照射直前に照射野周辺の頭皮と頭蓋骨を取り除き、さらにボイドを脳内に挿入しているため、事前に撮影した医療画像データでは開頭状態の頭部モデルを作成することができない。また、照射野外の線量を抑える目的で頭部周辺に取り付けるリチウムヘルメットも医療画像データに撮影されていない。よってJCDSは、基の医療画像データ (CT、MRIデータ) を編集し、頭皮、骨を取り除き、ボイドを設定することのできる機能を持たせることとした。また、リチウムヘルメットを追加して設定できることとした。

3.10 JCDSの開発環境

JCDSの動作環境としては、①MCNPによる計算が可能であること、②AVSによる画像処理プログラムが実行できること、③実際に使用する各施設、研究機関で運用が可能であること、などが要求される。これらを踏まえJCDSは、Table3.3に示す計算機環境で開発を行った。また、Table3.4に開発したJCDSを実行させるための動作環境を示す。

Table 3.3 JCDSの開発環境

CPU	UltraSPARC II 360MHz ×2CPU
OS	日本語 Solaris2.60
グラフィックカード	Elite3D m6 24bit Color Double Buffer
HDD	9.1GB 7200rpm UltraSCSI hard disk RAID5 4×9GB 7200rpm,Cache64MB
メモリ	2GB

Table 3.4 JCDSの動作環境

OS	日本語 Solaris2.60
HDD Space	200Mbyte 以上 (推奨 1Gbyte 以上)
System Memory	512Mbyte 以上 (推奨 1Gbyte 以上)

4. JCDS の機能と特徴

本章では、第3章の基本設計に基づいて開発した BNCT 線量評価システム (JCDS) の各処理、各機能、これらに適用している手法及び、MCNP による線量計算方法等について説明する。

4.1 プレ処理部分

プレ処理部分は、患者の医療画像データから頭部の詳細な3次元モデル（詳細頭部モデルという）を作成し、この詳細頭部モデルを MCNP で計算可能なモデル（ボクセルモデルという）に変換して MCNP 入力データを作成する処理である。このプレ処理部分の処理の流れの概略を Fig.4.1 に示す。

- (1) 医療画像である CT、MRI データを読み込む。
- (2) CT データを使い、軟組織、骨、空気の各材質の領域を設定する。（材質の領域データの作成）
- (3) MRI データを使い、腫瘍領域、ターゲット領域等の ROI を設定する。またリチウムヘルメットの設定も行う。（ROI データの作成）
- (4) CT データと MRI データを重ね合わせ、材質の情報、ROI の情報等をピクセル単位で持つ詳細頭部モデルを作成する。
- (5) 詳細頭部モデルのデータを基に、形状と材質の情報を $10 \times 10 \times 10 \text{mm}$ のボクセル単位に分割したボクセルモデルを作成する。
- (6) MCNP で計算を実行するための各計算条件（ビームの線質、コリメータ径、材質データ、計算項目、計算時間等）を設定する。
- (7) MCNP 入力データを作成し、ファイル出力する。

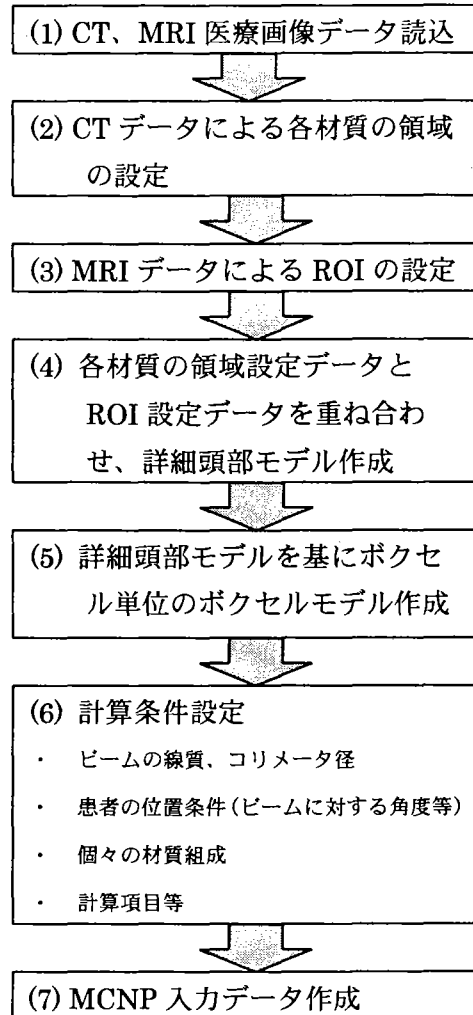


Fig.4.1 プレ処理による MCNP 入力ファイル作成手順

4.2 材質の領域データ作成

本節では、頭部内の各材質の領域を設定し、材質の領域データを作成する方法について述べる。

4.2.1 CT データによる材質の自動領域設定

3.5 節で説明したとおり、MCNP を使って線量計算を実施するための頭部モデルの材質は、軟組織、腫瘍、骨、空気及びリチウムヘルメットの5種類である。JCDS は、2.4 節で説明した CT データの特徴を利用し、軟組織と骨の CT 値の範囲を設定することにより、軟組織、骨、空気の

3種類の材質の領域を簡便に設定することができる（腫瘍とリチウムヘルメットの材質の領域設定については4.3節で説明する）。Fig.4.2は、軟組織、骨、空気のCT値の範囲設定の概略を示している。軟組織のCT値の最大値は、骨のCT値の最小値である。空気領域は、軟組織と骨を除いた範囲が自動的に設定される。1枚のCTのスライスデータに対して、CT値の範囲設定を行うことにより、全てのスライスデータに対して自動的に各材質の領域を自動的に設定することができる。Fig.4.3は、1枚のCTデータに対して軟組織、骨及び空気の材質の領域を設定し、全スライスに対して各材質の領域を設定する流れを示している。

なお、ユーザーの環境によってはCTデータを準備できない場合もあるため、JCDSはMRIデータを使って材質の領域設定を行うことも可能である。この場合、軟組織、骨、空気の領域を自動的に分けることが不可能であるため、各スライス毎に手入力で各材質の領域を囲んで設定を行う。

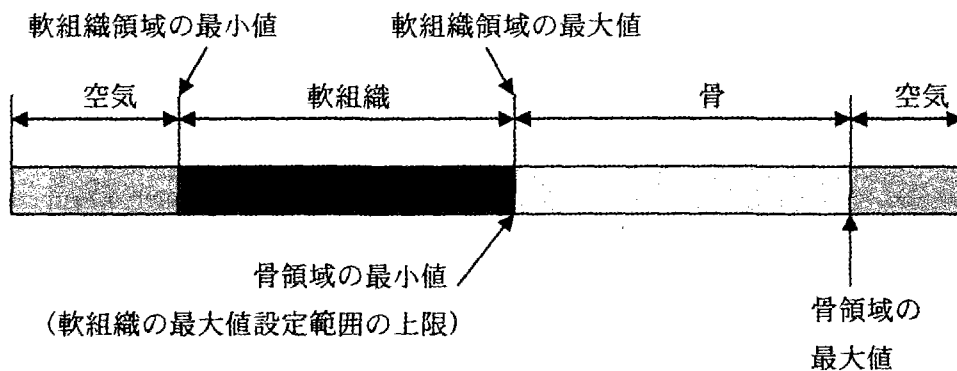


Fig.4.2 CTデータによる各材質の範囲設定

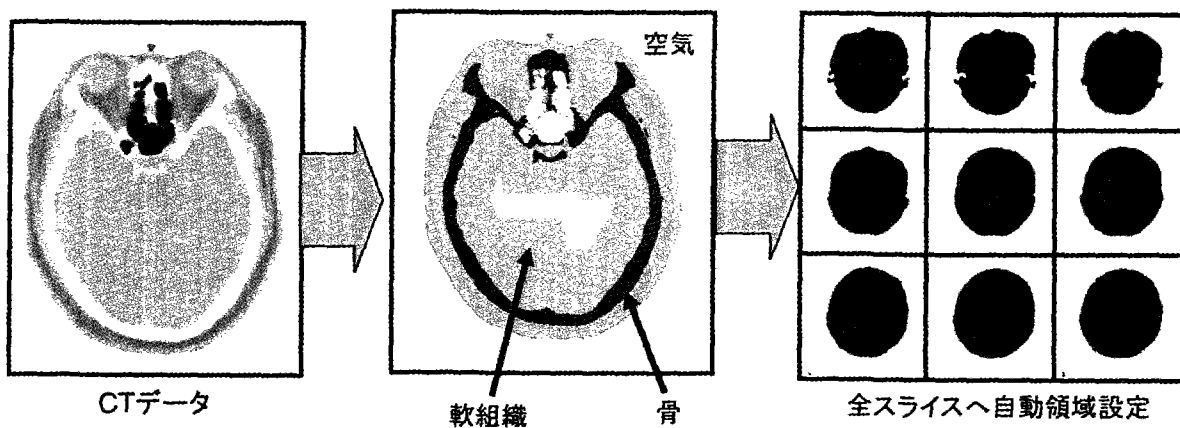


Fig.4.3 CTデータによる材質領域分け

4.2.2 材質の領域データの編集

事前に撮影したCTデータとは頭部形状が異なるIOBNCTの頭部形状を模擬するため、JCDSは、CT値を基に設定した軟組織、骨、空気の各材質の領域に対して、手入力で各材質の追加、削除（空気に置き換え）を行うことのできる編集機能を有している。Fig.4.4は、この編集機能を

使用して開頭状態の頭部形状を模擬する流れを示している。(a)オリジナル CT データから(b) CT 値を設定して軟組織、骨、空気の領域分けを行い、(c)このデータに対して開頭術によって取り除かれる頭皮と骨の領域を空気に置き換え、(d)この編集されたデータを積み重ねることによって、開頭状態の頭部モデルを作成している。この編集機能により IOBNCT に対応した線量評価を実施することができる。

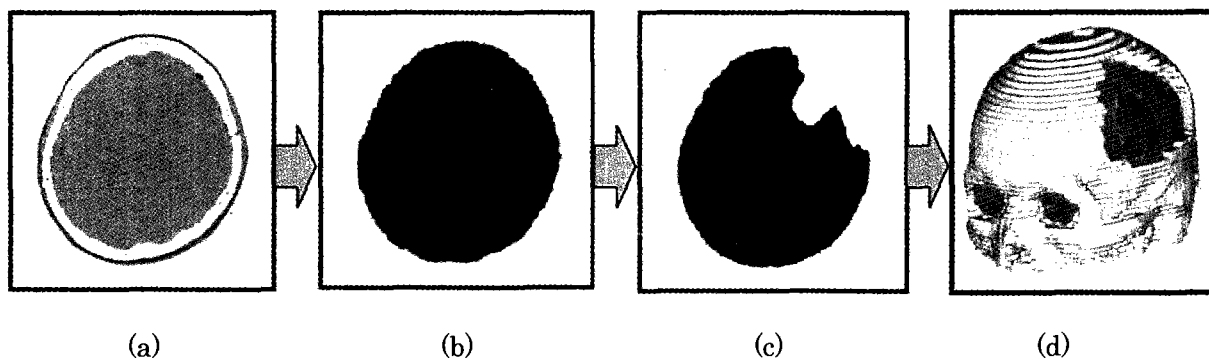


Fig.4.4 材質の領域データ編集機能による IOBNCT への対応

4.3 ROI の設定

本節では、腫瘍領域、ターゲット領域等の ROI の設定方法と ROI 機能を使った腫瘍とリチウムヘルメットの材質の領域設定方法について述べる。

4.3.1 MRI データによる ROI 設定

ROI の設定は、各組織の選別が明確にできる MRI データの個々のスライスデータに対して、ROI として評価したい範囲を手入力で設定する。Fig.4.5 は、(a)1枚の MRI のスライスデータに対して、(b)右脳、左脳、脳幹、小脳、眼、海面静脈洞を ROI として設定したものである。この ROI の設定を各スライスに対して行い、全てのスライスデータを積み重ねることにより、(c)のような ROI の 3次元モデルを作成することができる。なお JCDS は、CT データでも ROI の設定を行うことが可能である。

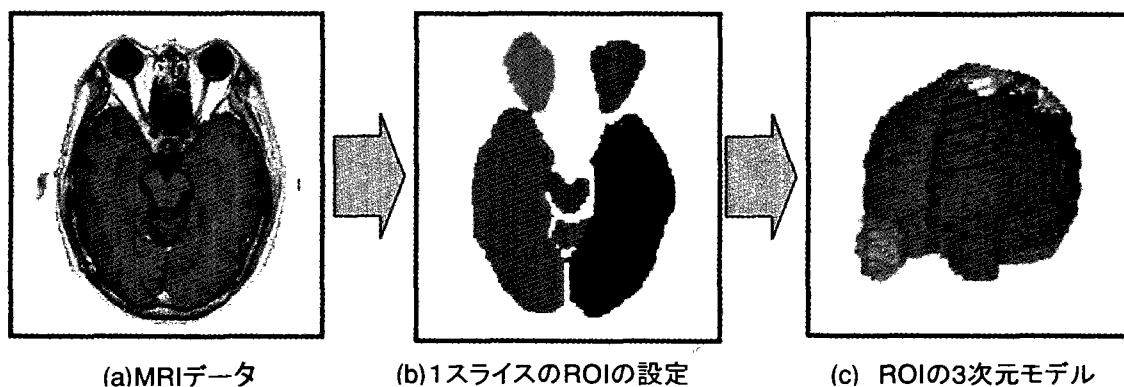


Fig.4.5 MRI データによる ROI の設定

4.3.2 シングル ROI とマルチ ROI

JCDS は画像データに割り当てるメモリ処理の関係から、1つの領域に対して1つの ROI しか設定することができない（次項で説明する“Target”領域の ROI は別のメモリ空間を持つ）。従って、Fig.4.6(a)に示すように ROI を設定する場合は、それぞれの ROI が相互に混じり合わないように分けて設定しなければならない(図中の“ROI3”の ROI には“ROI4”の領域は含まれていない)。この独立した ROI をシングル ROI と呼ぶ。

DVH、スプレッドシートを使って線量評価を行う場合、各吸収線量値は ROI 単位で算出して評価するため、ROI の領域を自由に設定することが必要であり、また複数の ROI をまとめて評価することも要求される。この評価方法に対応するため、JCDS は複数のシングル ROI を組み合わせて1つの ROI として評価する機能を有している。この組み合わせた ROI をマルチ ROI という。例えば Fig.4.6(a)のシングル ROI に対してマルチ ROI 機能を使うことにより、(b)図に示すように ROI1 と ROI2 の合わせた領域を ROI12 (ROI1+ROI2)、ROI3 の内側全ての領域を ROI34 (ROI3+ROI4) として評価することができる。シングル ROI を細かく設定しておき、評価目的に合わせて種々のマルチ ROI を設定することにより、目的に応じた線量評価を行うことができる。

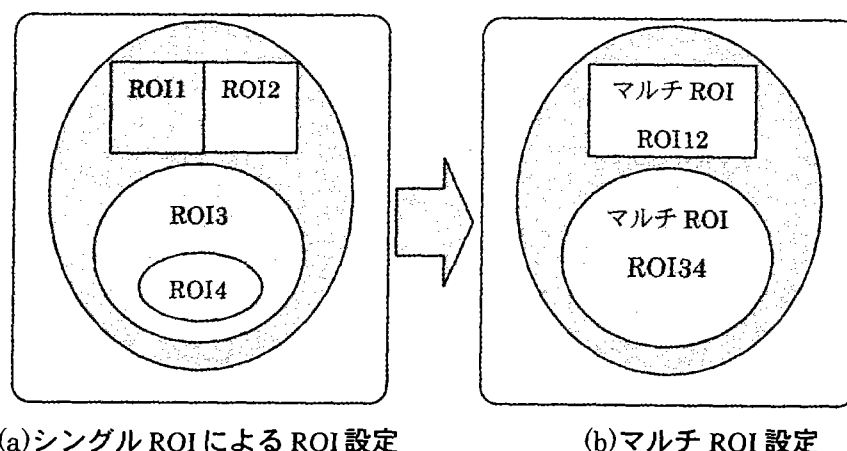


Fig.4.6 シングル ROI とマルチ ROI の設定

4.3.3 腫瘍領域とターゲット領域の設定

2.1 節で説明したとおり、腫瘍領域とターゲット領域は、BNCT の線量評価において重要な領域であるため、JCDS はこの2つの領域を以下の ROI 機能を使って特別に扱う。

(1) 腫瘍領域

腫瘍細胞内のホウ素濃度は他の正常細胞組織内のホウ素濃度と異なるため、腫瘍領域のホウ素線量の評価は、他の領域とは異なったホウ素濃度を設定して評価できなければならない。また、腫瘍領域は後述するターゲット領域の基準となる領域でもある。この腫瘍領域を他の領域と分けて評価するため、ROI の設定機能に“Tumor”というカテゴリーを設けている（通常の ROI は“Normal”カテゴリーに設定される）。この“Tumor”カテゴリーに指定した ROI は、後述のポスト処理によって他の“Normal”カテゴリーの ROI とは異なったホウ素濃度を設定することができる。

(2) ターゲット領域

ターゲット領域は BNCT の照射の対象となる領域であるため、線量評価に重要な領域である。ターゲット領域内には、ホウ素濃度の異なる腫瘍領域（及び浸潤した腫瘍細胞）と正常組織が混在しているため、それぞれの吸収線量（Fig.2.1 の腫瘍細胞の線量と正常細胞の線量）を評価しなければならない。浸潤している腫瘍細胞を ROI として定義して評価することは不可能であるため、JCDS ではターゲット領域を1つの ROI（ターゲット ROI という）として定義し、このターゲット ROI に対するホウ素濃度を、腫瘍細胞の濃度値と正常組織の濃度値とに切り替えて設定することにより、それぞれの吸収線量を算出することとした。

ターゲット ROI の設定方法は、ターゲット領域として評価したい範囲を腫瘍領域の辺縁からの距離（デフォルトは 20mm）を指定することにより、前述の“Tumor” ROI の辺縁から自動的に領域を算出し、この領域をターゲット ROI として設定することができる。このターゲット ROI は、“Tumor” カテゴリーの ROI 領域を含む領域であり、また“Tumor” の ROI の外側に設定しているシングル ROI の領域と重なる可能性があるため、ターゲット ROI の情報は通常のシングル ROI とは別のメモリ空間に格納する。これにより、シングル ROI 設定時にターゲット領域を考慮して領域設定する必要がなく、またターゲット領域の各吸収線量を単独で評価することができる。ターゲット ROI は、自動的に範囲設定されてしまうため、線量評価に必要な頭部外側の空気領域や骨なども含んでしまう可能性があるが、JCDS はターゲット ROI を編集して、評価に適切な範囲に変更する機能を合わせて持っている。

Fig.4.7 (a)図は、シングル ROI として“右脳” ROI、“左脳” ROI、“腫瘍” ROI を設定し、“腫瘍” ROI を“Tumor” カテゴリーに設定している（右脳、左脳は“Normal” カテゴリー）。(b)図は、(a)図で設定した“腫瘍” ROI に対して、その外側 2cm をターゲット ROI として自動設定したものである。(c)図は、自動設定したターゲット ROI を編集し、ターゲット領域の評価に関係ない骨、ボイド、頭皮部分を削除したものである。ターゲット ROI は他の ROI とは別のメモリ空間に定義されているため、周辺の“右脳”、“左脳”、“腫瘍” の ROI 領域とは区別されている。

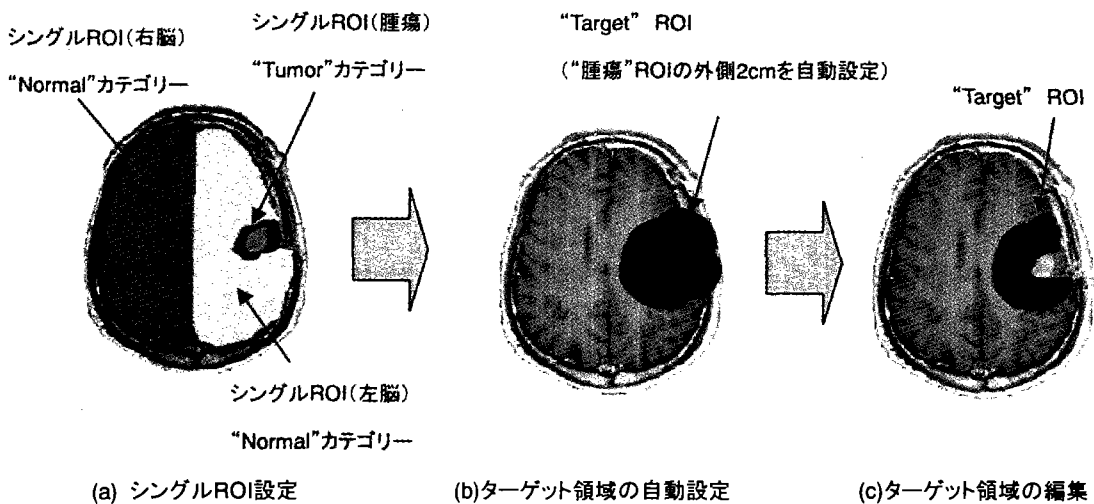


Fig.4.7 腫瘍領域とターゲット領域の設定

4.3.4 リチウムヘルメットへの対応

ROIのカテゴリー項目には、前述の“Tumor”、“Normal”カテゴリーとは別に、“Lithium”カテゴリーがあり、これはROIの設定機能を使用してリチウムヘルメットを頭部モデルに設定するものである。Fig.4.8は、(a)個々のMRIのスライスデータに対してリチウムヘルメットが取り付けられる範囲をROIとして作成し、このROIを“Lithium”カテゴリーに定義し、(b)このスライスデータを積み重ねて、リチウムヘルメットを取り付けた頭部の3次元モデルを作成したものである。

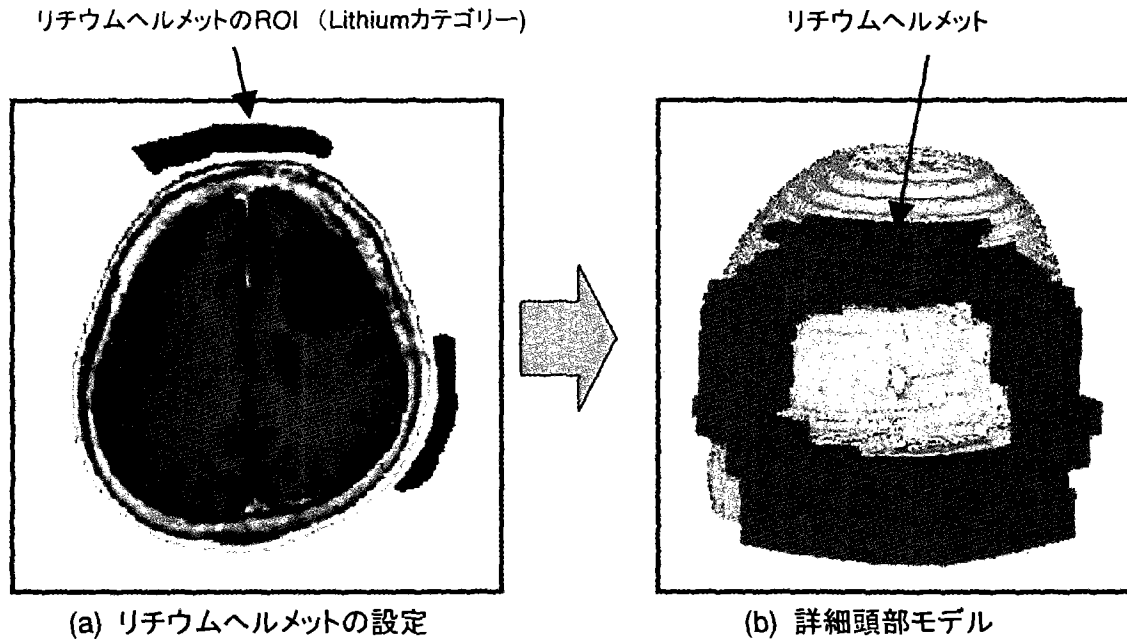


Fig.4.8 リチウムヘルメットの設定

4.3.5 腫瘍とリチウムヘルメットの材質の領域設定

3.5節で示した頭部モデルを構成する5種類の材質に対して、軟組織、骨、空気の3種類の材質の領域についてはCTデータを使って設定することができる。残りの“腫瘍”と“リチウムヘルメット”の材質の領域は、“Tumor”カテゴリーに設定した腫瘍のROIの領域と“Lithium”カテゴリーとして定義したリチウムヘルメットのROIの領域の情報を利用する。この2つのROIの領域の情報は、4.4節で説明するCTとMRIデータの重ね合わせ処理によって、材質の領域データに重ねられ、3.5節で示したそれぞれの材質の個数密度が定義される。Fig.4.9は、CTデータとMRIデータの重ね合わせ処理によって5種類の材質で構成される領域設定データを作成する概略を示している。

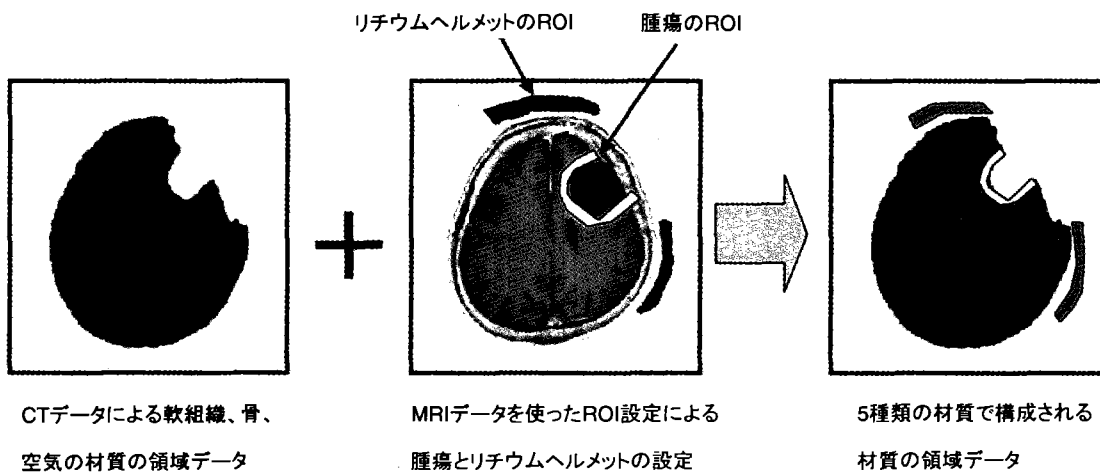


Fig.4.9 重ね合わせ処理による5種類の材質の領域データの作成

4.4 詳細頭部モデルの作成

本節では、詳細頭部モデルの作成方法について説明する。

4.4.1 CTデータとMRIデータの重ね合わせによる詳細頭部モデル作成

CTデータとMRIデータを重ね合わせるにより、Fig.4.10(a)に示すような詳細頭部モデルの基となるスライスデータ（詳細頭部モデルデータという）を作成する。この詳細頭部モデルデータを積み重ねることにより、Fig.4.10(b)のような頭部3次元の詳細頭部モデルを作成する。この重ね合わせは、MRIの画像に含まれる歪を抑えるため、CTデータを使って設定した材質の領域データ上にMRIデータを使って設定したROIデータを重ね合わせる。よって詳細頭部モデルの形状は、材質の領域データの形状が基準となる。この処理によって作成された詳細頭部モデルデータは、全スライスのピクセル毎に材質情報、ROI情報、頭部の位置情報等が格納されている。Table4.1に、詳細頭部モデルデータのピクセル内に格納される情報を示す。

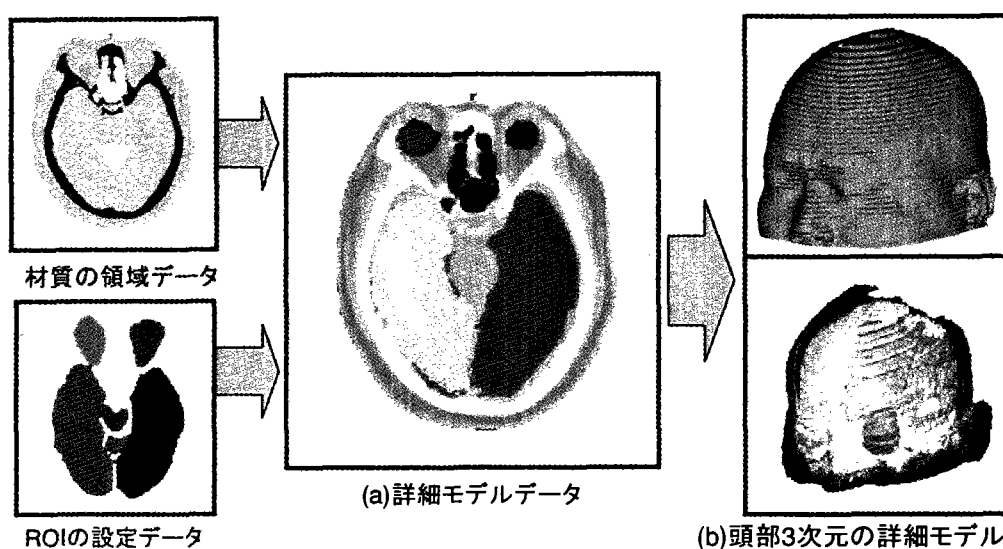


Fig.4.10 詳細頭部モデルの作成

Table4.1 詳細頭部モデルデータのピクセル内に格納されている情報

材質情報	材質の種類（軟組織、腫瘍、骨、リチウムヘルメット、空気のいずれか）とその個数密度
ROI 情報	シングル ROI 名、所属するマルチ ROI 名、カテゴリー（Tumor、Normal、Lithium のいずれか）、ターゲット ROI 情報、
位置情報	スライス番号、スライス内のピクセル位置、ビーム孔に対するピクセルの位置座標等
線量評価情報	各群の中性子束値、各吸収素線量値、ホウ素濃度、

*線量評価情報は、MCNP の計算値とポスト処理によって記録される。

4.4.2 重ね合わせ処理

詳細頭部モデルデータを作成するためには、基準となる CT データに対して、正確に MRI データを重ね合わせなければならない。この 2 つの画像データを重ね合わせる方法は、鼻根部、目、鼻尖、耳等の CT データと MRI データの両方の画像上に撮影されていて、かつ同一点であると認識できる点（重ね合わせ基準点、以下基準点という）を CT と MRI のそれぞれの画像上に 3 点以上指定し、それぞれの基準点が一致するように座標系を変換して重ね合わせ処理を行う。この基準点は 3 点あれば重ね合わせ処理は実行可能であるが、基準点が多いほど重ね合わせの精度は向上する。なお、重ね合わせ処理の関係から、この基準点は必ず複数のスライス画像にまたがるように設定しなければならない。基準点を基にして重ね合わせ処理を行う座標変換行列を求める方法を以下に示す。

(1) 重ね合わせ基準点が 3 点の場合

重ね合わせ基準点が 3 点しか指定されていない場合、MRI データ側と CT データ側のそれぞれの基準点は、全くの同一点であることが前提となる。Fig.4.11 に座標変換を実行する座標系の概略を示す。MRI データの座標系を“MRI 座標系”、MRI データ上に指定した 3 点の基準点によってできる座標系を“基準座標系 1”とし、同様に CT データの座標系を“CT 座標系”、CT データ上に指定した 3 点の基準点によってできる座標系を“基準座標系 2”とする。前提条件として MRI 側の基準点と CT 側の基準点はそれぞれ同一点であるため、基準座標系 1 と基準点座標系 2 は同じ座標系（“基準座標系”と呼ぶ）となる。MRI 座標系から基準点座標系への変換行列を K_1 、基準点座標系から CT 座標系への変換行列を K_2 とすると、この変換行列 K_1 、 K_2 を求めることにより、MRI 座標系上の点 $P_i(x, y, z)$ に対応する CT 座標系上の座標 $P_i(X, Y, Z)$ を求めることができる⁽¹⁵⁾。MRI 座標系から CT 座標系への変換行列を“ K ”とすると、変換行列“ K ”は、

$$K=K_1 \cdot K_2 \quad (4.1)$$

となる。MRI データと CT データに定義した 3 点の基準点から座標変換行列 K を求め、MRI 側のデータを CT 側に重ね合わせる。

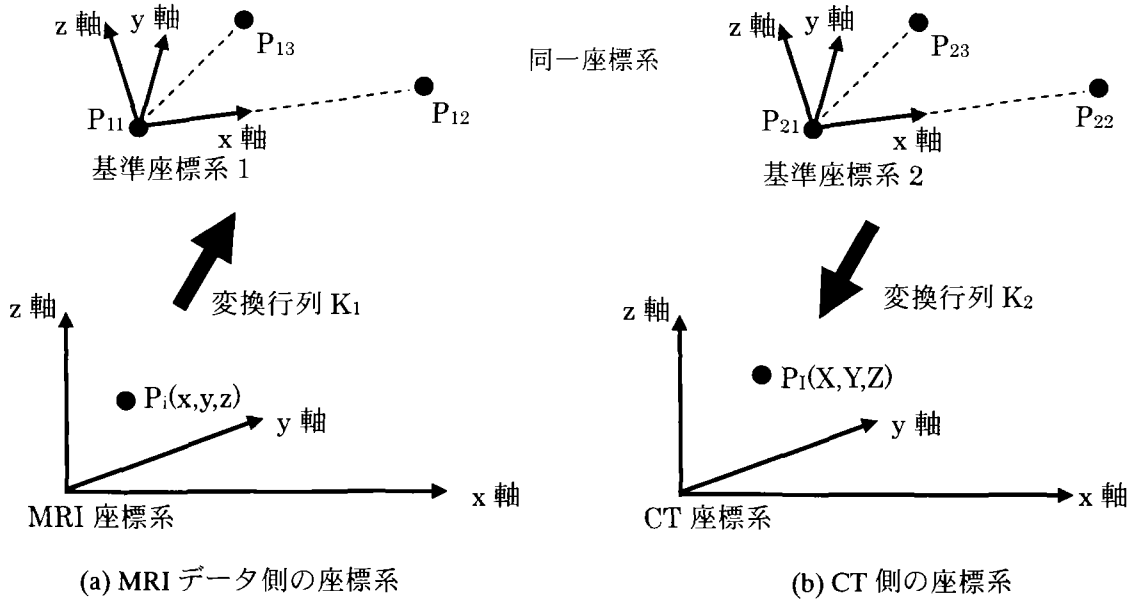


Fig.4.11 MRI データ上と CT データ上の座標系の概略

(2) 重ね合わせ基準点が4点以上の場合

重ね合わせ基準点が4点以上設定できる場合、2つの座標系の重ね合わせは、最小二乗法により座標変換行列を作成して行う。MRI データの座標系の各点の座標値：P_{1i}を CT データの座標系の座標値：P_{2i}に変換する行列を K とすると、式(4.2)が成り立つ。

$$P_{2i} = KP_{1i} \quad (4.2)$$

ここで、

$$K = \begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} & K_{13} & K_{14} \\ K_{21} & K_{22} & K_{23} & K_{24} \\ K_{31} & K_{32} & K_{33} & K_{34} \\ 0. & 0. & 0. & 1. \end{bmatrix}, \quad P_{1i} = \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{bmatrix}, \quad P_{2i} = \begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \\ 1 \end{bmatrix},$$

であるから、これらの式から以下の行列式(4.3)となる。

$$\begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \\ 1. \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} & K_{13} & K_{14} \\ K_{21} & K_{22} & K_{23} & K_{24} \\ K_{31} & K_{32} & K_{33} & K_{34} \\ 0. & 0. & 0. & 1. \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1. \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

以上の処理に基づき、MRI データと CT データに定義した基準点から座標変換行列 K を求めて、MRI 側のデータを CT 側に重ね合わせる。

4.4.3 重ね合わせ基準点用マーカー

前述の CT データと MRI データの重ね合わせ処理で指定する基準点は、CT、MRI データ上の同一点を指定しなければならない。しかし、実際の CT、MRI データは、別々の装置で撮影されるため患者の体位や撮影角度、スライス間隔が異なり、同一条件のスライス画像を撮影することは困難である。そこで CT、MRI の撮影時に患者の任意の部位に CT と MRI の両方に撮影可能なビタミンカプセルをマーカーとして取り付けて撮影を行う。このマーカーを重ね合わせ基準点として指定することにより、的確に同一点を指定することができる。なお前述の重ね合わせ処理の関係から、重ね合わせ基準点は必ず複数のスライスにまたがるように設定しなければならないため、マーカーを取り付ける位置もこれを考慮した位置に取り付けなければならない。

Fig.4.12 は、患者の両耳内と鼻根部にビタミンカプセルのマーカーを貼り付けて撮影を行い、このマーカーを重ね合わせ基準点として指定し、重ね合わせ処理を実行して詳細頭部モデルデータを作成したものである。

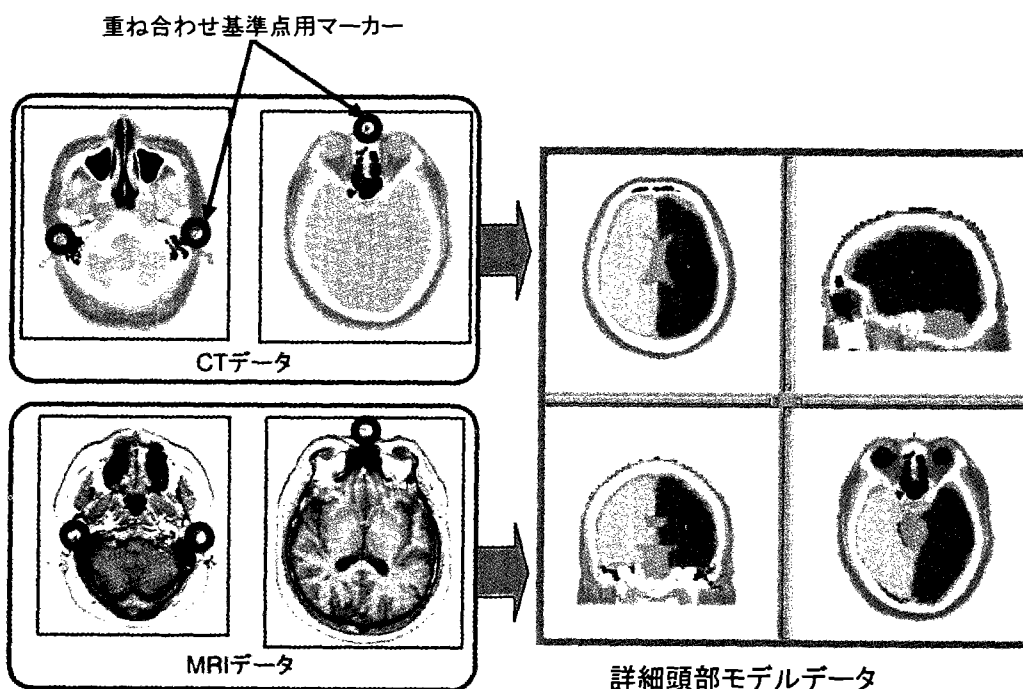


Fig.4.12 CT データと MRI データを重ね合わせるためのマーカー

4.5 ボクセルモデル

前述の CT データと MRI データを使って作成した詳細頭部モデルを基に、MCNP で線量計算を行うためのモデル（ボクセルモデルという）を作成する。本節ではこのボクセルモデルの作成手法について説明する。

4.5.1 ボクセルモデルの作成方法

詳細頭部モデルを基に頭部内の線量評価を実行するためには、①詳細頭部モデルの情報を的確に反映して線量計算ができること、②効率的な計算ができること、③MCNP の機能を使用して

MCNP 用入力データを作成できること等が要求される。MCNP は、平面、球形状等の幾何学形状を組み合わせて任意形状の計算モデルを定義することが可能ではあるが、人間の頭部のような複雑な 3 次元形状を自動的に設定して効率的な計算を実行することは困難である。これらを踏まえ JCDS の作成する計算モデルは、詳細頭部モデルを $10 \times 10 \times 10\text{mm}$ の立方体（ボクセルという）に分割し、個々のボクセル内に適切な材質を割り当てた頭部モデルを構築するものとした。このモデルをボクセルモデルと呼ぶ。Fig.4.13 は、詳細頭部モデルからボクセルモデルを作成する概略を示している。また Fig.4.14 は、(a)詳細頭部モデルを(b)ボクセルモデルに変換したものである。ボクセルモデルを MCNP の機能を使って定義するために、MCNP のラティス (LAT: lattice Card) ⁽¹⁸⁾機能を用いる。ラティスは、6 個の面によって構成される直方体（ボクセル）を FILL card ⁽¹⁸⁾によって X、Y、Z 方向に任意の数を積み重ねることによって、任意の大きさの直方体のボクセルモデルを定義する機能である。

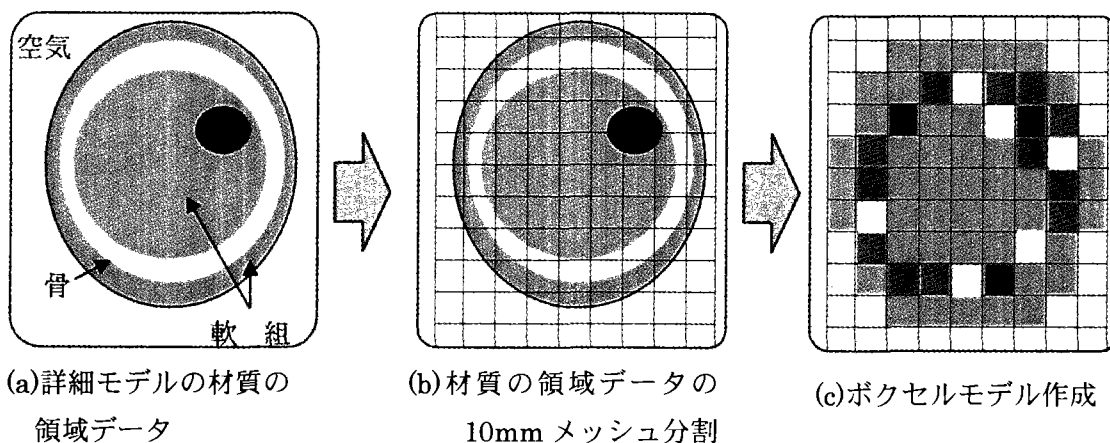


Fig.4.13 詳細頭部モデルからボクセルモデルの作成方法

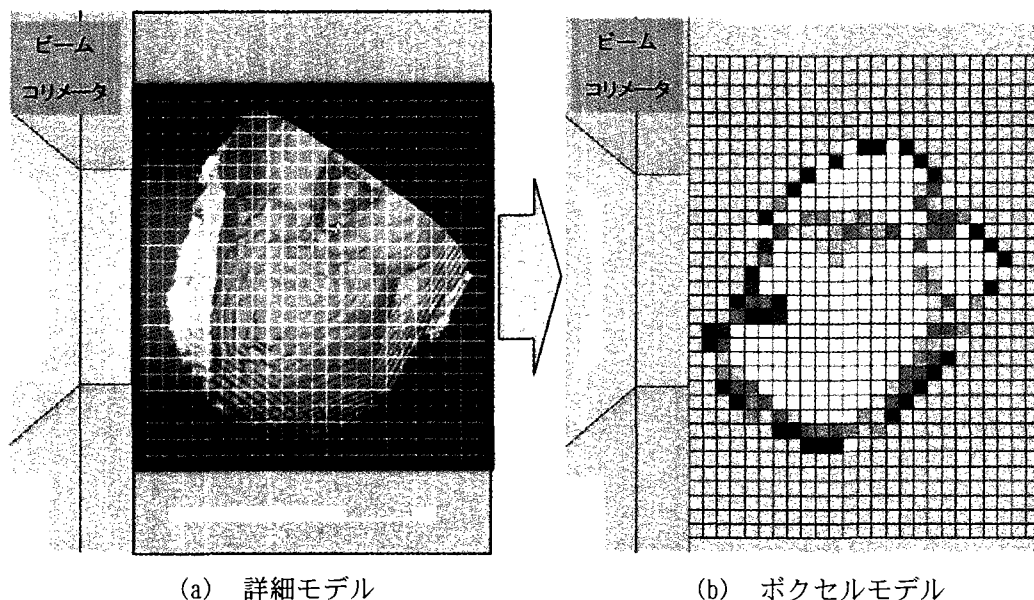


Fig4.14 詳細頭部モデルからボクセルモデルへの変換

4.5.2 ボクセル内の材質

ボクセルモデルを作成するためには、個々のボクセル内の材質を基の詳細頭部モデルに対応した材質の個数密度を設定しなければならない。このボクセルの材質の設定方法は、ピクセル単位で構成される詳細頭部モデルを 10mm ボクセルに分割したときの (Fig.3.13(b)参照)、ボクセルに存在する各材質 (軟組織、腫瘍、骨、リチウムヘルメット、空気) の個数密度の混合割合を 20% 刻み (0,20,40,60,80,100%) に分割化を行い、その分割化した個数密度をそれぞれのボクセルに設定するものとした(Fig.4.13(c)参照)。各材質の分割化の条件を Table4.2 に示す。

Table 4.2 ボクセル内の材質の分割化基準

個数密度割合(%)	分割値 (%)
10%未満	0%
10%以上30%未満	20%
30%以上50%未満	40%
50%以上70%未満	60%
70%以上90%未満	80%
90%以上	100%

4.5.3 固定ボクセルモデル

JCDS の開発当初では Fig.4.15 に示すように、(a)ビーム孔に対する頭部の位置条件に合わせて詳細頭部モデル全体を回転させ、この詳細頭部モデルと図中のビーム孔壁面(a-a)とを接続させ、(b)最後に詳細頭部モデルをボクセルモデルに変換して MCNP 入力データを作成する手法を検討していた。しかし、ビーム孔壁面 (a-a) と接続するボクセルモデルの角度によっては、MCNP 計算時に粒子のロストが起きてしまい、計算できないケースがあった。ビーム孔に対する患者頭部の角度や距離が患者毎に異なる BNCT の線量評価を実行するためには、どのような計算条件を設定しても常に実行可能な MCNP 入力データを作成することが要求される。そこで Fig.4.14 と Fig.4.16 に示すように、ボクセルをビーム孔壁面 (a-a) に対して常に固定しておき、頭部の角度変化に応じて個々のボクセル内の材質組成を変化させる手法を適用した。この手法により患者の照射角度、位置が変更されても常に計算を実行できる MCNP 入力ファイルを作成することが可能となった。

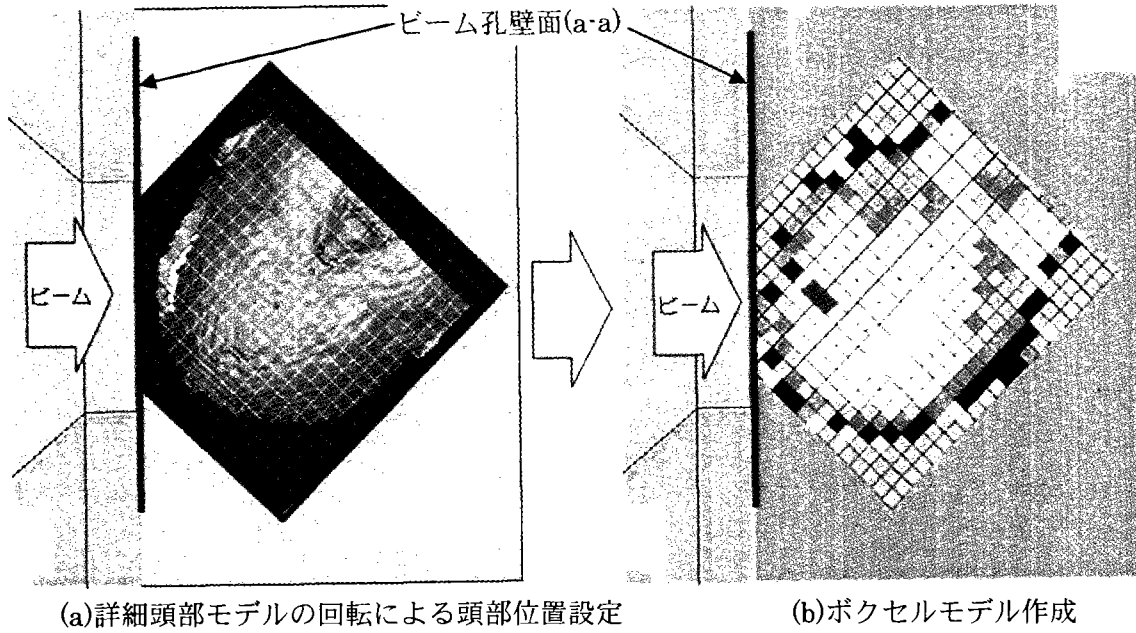


Fig.4.15 ボクセルモデル回転によるモデリング手法

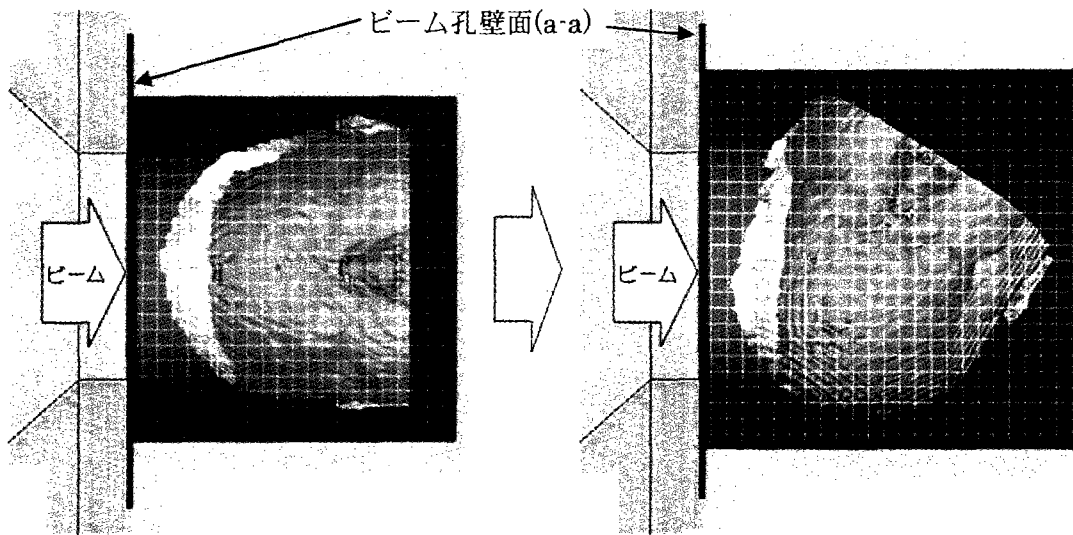


Fig.4.16 ボクセルモデルを回転させないモデリング手法

4.6 MCNP 入力データの作成

ボクセルモデルに様々な計算条件を設定し、頭部内の吸収線量を MCNP で計算するための MCNP 入力データを作成する。本節では MCNP 入力データの作成に適用されている MCNP の線量計算の設定方法と計算条件の設定項目について説明する。

4.6.1 MCNP の線量計算設定

3.2 節で示した中性子束と各吸収線量を MCNP で計算する方法として、ボクセルモデルの全てのボクセルに対して MCNP の F4 型セルタリー⁽¹⁸⁾を設定して計算を実行する。F4 型セルタリーは、評価対象のセルについて平均化した中性子束もしくは光子束を算出するものである。この F4 型セルタリーを使って中性子束及び、各吸収線量の算出方法を以下に示す。

(1) 中性子束

全てのボクセルに対して F4 タリーを定義し、計算対照粒子を“中性子 (mode n)”に設定して計算を実行する。計算結果として、ボクセル毎の平均化した中性子束[neutron/cm²]が算出される。

(2) γ 線吸収線量

全てのボクセルに対して F4 タリーを定義し、計算対照粒子を“光子 (mode p)”として計算を実行する。この F4 タリーに対して吸収線量変換係数を計算内部で乗ずる設定 (DE/DF 項⁽¹⁸⁾を設定) を施し、ボクセル毎の 1 中性子当たりの γ 線吸収線量値[Gy/neutron]が算出される。

(3) 各元素 (ホウ素(¹⁰B)、窒素、水素) の吸収線量率

全てのボクセルに対して F4 タリーを定義し、計算対照粒子を“中性子”として計算を実行する。この F4 タリーに対して average heating number⁽¹⁸⁾ を乗じる設定 (FM 項に“-4”を設定⁽¹⁸⁾) を施す。さらにボクセル内の材質 1 g 当たりに評価対照元素が 1×10^{24} 個存在すると仮定した場合の係数を FM 項に設定し、ボクセル毎の評価対照元素の 1 中性子当たりの吸収線量[Gy/neutron]を算出する。

これらの MCNP 計算結果は、後述するポスト処理部分によって、線量評価に適切な中性子束値、各吸収線量値に換算する。

4.6.2 計算条件設定

ボクセルモデルに対してビームの線質、コリメータ径などの計算条件の設定を行い、MCNP 入力データを作成する。Table 4.3 に主な設定項目を示す。各材質領域の個数密度、腫瘍内及び正常軟組織のホウ素濃度は、デフォルト値が設定されており、これらを変更することも可能である。Fig.4.14 は、ビーム・コリメータ径：10cm、ビーム孔からのターゲット点までの距離：5cm、ビームに対する照射角度：水平方向に 45° として設定した MCNP のモデル図である。

Table 4.3 計算条件設定項目

項目		設定方法及びデフォルト値	備考
頭部照射位置	ビーム孔からの距離	ターゲットまでの距離設定	詳細頭部モデル時に設定
	ビーム孔に対する角度	ビームに対する頭部の角度設定	詳細頭部モデル時に設定
計算モデル	つなぎ計算モデル	“Continue”を選択	つなぎ計算用 MCNP 入力データ作成
	全体系モデル	“Start”を選択	全体系の MCNP 入力データ作成
ビームの線質	重水層厚さ	A,B,C,D 層選択	モード選択した場合、自動設定される
	カドミウムシャッター	On/Off 選択	
	ビームモード	3 モードから選択	
コリメータ径	既存の円形コリメータ	φ 10,12,15cm から選択	ユーザーによる設定
	マルチリーフ可変コリメータ	形状の任意設定	
材質組成	軟組織	ICRU-46 脳	各成分の元素の個数密度値の変更と新たな元素の追加と削除が可能
	骨	ICRU-46 頭蓋骨	
	腫瘍	ICRU-46 脳+ ¹⁰ B(30ppm)	
	空気	窒素+酸素	
	リチウムヘルメット	フッ化リチウム+線状ポリエステル	
計算項目	中性子束	熱、熱外、高速の3群	追加及び、変更可能
	吸収線量	γ, B, N, H から選択	追加及び、変更可能
MCNP 計算条件	ヒストリー数(NPS)	30,000,000	変更可能
	計算時間(ctme)	1000min	変更可能

4.7 MCNP 計算

JCDS のプレ処理部分によって作成した MCNP 入力データを用いて、MCNP による中性子束と各吸収線量の計算を実行する。MCNP の計算コード自体は JCDS 本体に内装されていないため、MCNP 入力データを MCNP の実行環境に入力して実行することとなる。

4.7.1 つなぎ計算

Fig.4.18 は、JRR-4 の炉心から照射室のビーム孔まで 2.5m ある中性子ビーム照射設備に、頭部のボクセルモデルを組み合わせた MCNP 計算モデルの断面図である。JRR-4 で実施される BNCT の線量計算を行う場合、この図に示すように計算体系が非常に大きなものとなり、多くのメモリと計算時間が必要となる。Fig.4.18 の計算体系を MCNP で実行したときの動的記憶領域は、約 1000 万 words、使用するメモリ量は約 40MB であった。

より効率的な MCNP 計算を実行するため、Fig.4.19 に示すような頭部ボクセルモデルとコリメータ周辺部分だけで構成されるモデル(つなぎ計算モデルという)を使って計算する手法を用いる。炉心からコリメータ手前までの照射設備体系は、患者の計算条件変更に伴う頭部内線量分布に影響しないため(ビームモードの変更に関しては後述する)、事前に全体系の MCNP 計算を実行しておき、炉心からの粒子情報を蓄積しファイルに保存する。この蓄積したデータ(線源データ⁽³²⁾)という)とつなぎ計算モデルとをつないで線量計算を実行する手法を適用した。Fig.4.17 につなぎ計算の手順を示す。

- (1) 炉心から照射室までの全体系の MCNP 計算モデル (Fig.4.18 のボクセルモデルの無いモデル) を使用し、中性子と光子の計算 (mode n p) を実行する。このとき MCNP の面線源ファイルを書き出すために使用する“Surface Source Write Card : SSW”⁽¹⁸⁾ を適用し、つなぎ計算を行う接続面 (Fig.4.18 の A-A 面) の粒子情報を蓄積し、線源データを作成する。

重水タンク内の重水層厚さを変更し、カドミウムシャッターの ON/OFF させることによって中性子ビームのスペクトル(ビームモード)を変化させることができる JRR-4 中性子ビーム設備⁽⁵⁾⁽⁷⁾の場合、各ビームモードの線源データを作成し、ライブラリ一化している⁽³²⁾。

- (2) JCDS によって、つなぎ計算モデルの MCNP 入力データを作成する。このつなぎ計算モデルの線源データの接続面 (Fig.4.19 の B-B 面) を頭部ボクセルモデル直前のビーム孔出口面ではなく、コリメータ部分を含めた炉心寄りの面に設定しているのは、ビームを照射したときに頭部からの後方散乱による粒子の挙動を考慮しているためである。

- (3) JCDS が作成したつなぎ計算モデルの MCNP 入力データに対して、SSW で書き出された線源データを使うための“Surface Source Read Card : SSR”を設定し、事前に作成した線源データを接続面 (Fig.4.19 の B-B 面) に接続して、頭部内の線量計算を実行する。

JRR-4 中性子ビームを使った BNCT の線量計算では、患者の患部の状況に合わせて最適なビームモードを選択し、そのビームモードの線源データをライブラリから呼び出して計算を実行する。

Fig.4.19 の計算モデルで MCNP 計算を実行した場合、動的記憶領域は約 500 万 words、メモリ使用量 23MB 程度まで効率化することができた。

(1) 照射設備の全体系モデルの MCNP 計算を実行する。このとき“SSW”設定を施し、線源データを作成する。JRR-4 中性子ビーム設備の場合、ビームモード毎の線源データをライブラリ化する。

(2) JCDS によりつなぎ計算モデルを作成する。

(3) JCDS の作成したつなぎ計算モデルに対し“SSR”設定を行い、線源データを接続してつなぎ計算を実行する。JRR-4 中性子ビームに対しては、適切な線源データをライブラリから呼び出して計算を実行する。

Fig.4.17 MCNP のつなぎ計算の手順

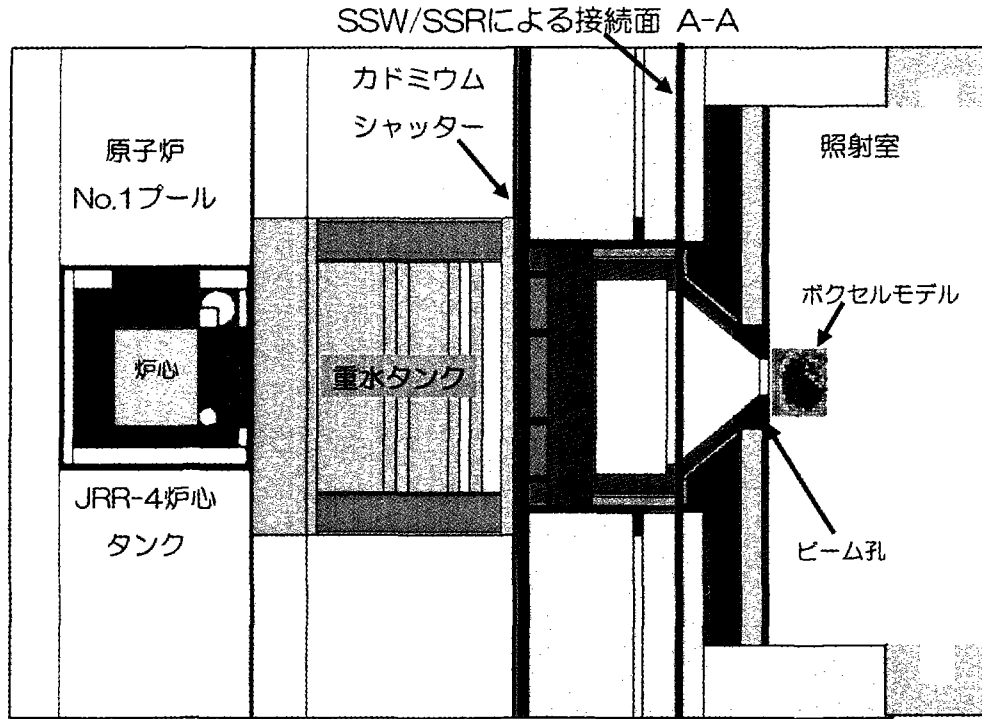


Fig.4.18 JRR-4 の全体系設備モデルに頭部のボクセルモデルを組み合わせたモデル

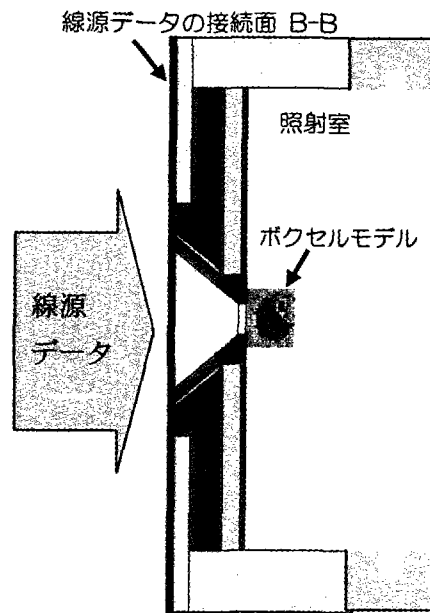


Fig.4.19 JCDS が作成するつなぎ計算用 MCNP 計算モデル

4.8 ポスト処理

ポスト処理部分は、プレ処理で作成した MCNP 入力データのファイル (INP ファイル) と MCNP による計算終了時に作成される出力ファイル (MCTAL ファイル) を JCDS に取り込み、プレ処理部分で作成した詳細頭部モデルのデータを使用して BNCT の治療計画作成に必要な情

報を出力する。Fig.4.20 は、線量計算結果を表示、出力する一連の処理の概略を示している。

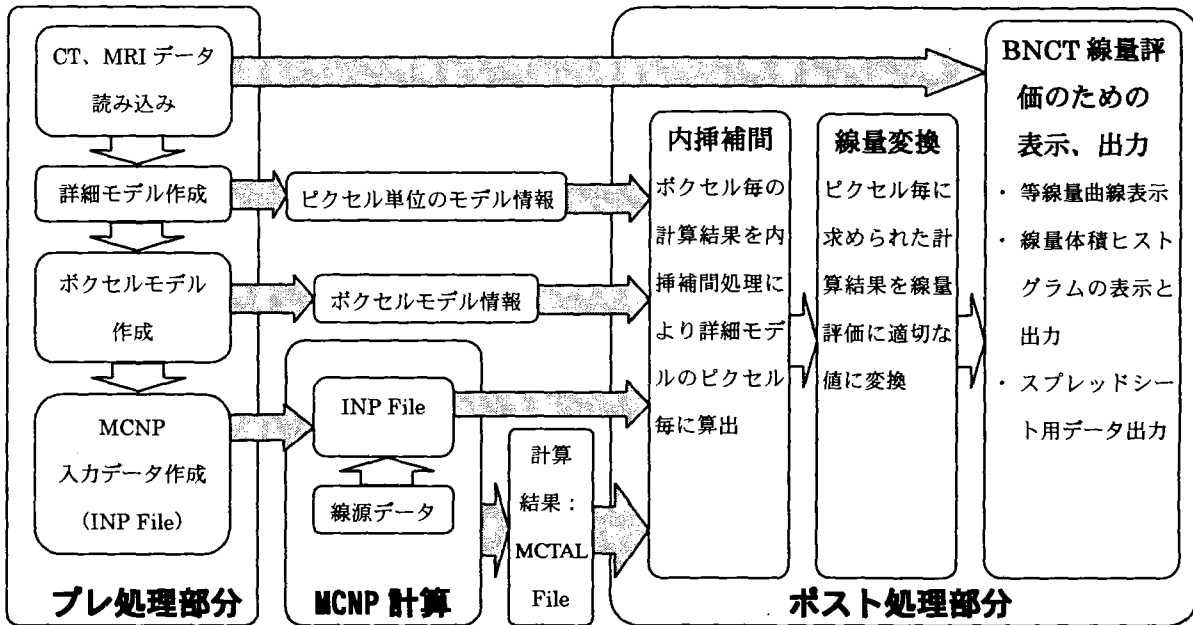


Fig.4.20 JCDS による線量評価結果の表示、出力の流れ

4.9 内挿補間

4.6 節で説明したように、MCNP が出力する計算結果は、中性子束及び各吸収線量をボクセル単位で算出している。このボクセル単位の計算結果では、詳細な線量分布に基づいた評価を行うことができないため、ボクセル単位の計算結果をプレ処理で作成した詳細頭部モデルのピクセル単位で持つように内挿補間を行う。この内挿補間の方法を以下に説明する。

ボクセル単位のデータをピクセル単位に補間する方法として、1次補間を用いている。Fig.4.21 に示すように、評価しようとする点を取り囲む MCNP 計算点によって作られる直方体を仮定する。

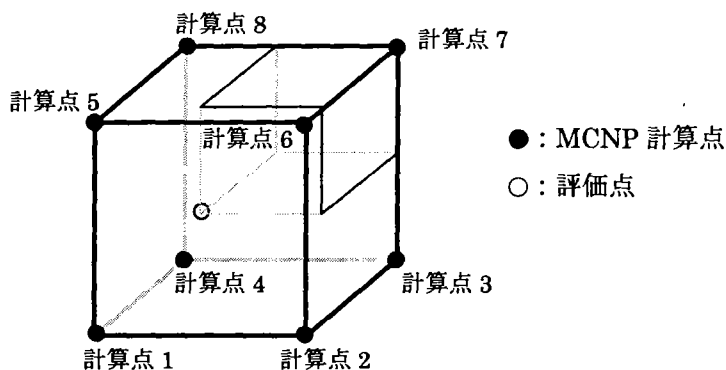


Fig.4.21 JCDS の補間手法概略図

評価点での値は、各 MCNP 計算点における計算値を重み付けして総和をとって求める。この評価点における値は次式により評価される。

$$V = \sum_{i=1}^8 V_i \cdot W_i \quad (4.4)$$

V : 評価点の補間値

V_i : 各 MCNP 計算点における計算値

W_i : 各計算点の重み

ここで、重み W_i は、MCNP 計算点によってできる直方体内の、MCNP 計算点の評価点をはさんで対角側の体積率を用いる。Fig4.21 において計算点 1 の重み W_1 は、内側の細線で表示された部分の体積と外側の太線で表示された直方体の体積の比である。

4.10 線量値への変換

4.6 節で説明したように、MCNP で算出する計算結果は、1 中性子当たりの反応率を算出しているため、前節の内挿補間によってピクセル単位に算出されている計算値を線量評価に適切な値(単位)に変換する。以下に中性子束、 γ 線吸収線量及び、各元素の吸収線量の換算方法を示す。

(1) 中性子束

MCNP の中性子束の計算結果は、1 中性子あたりの中性子束を算出しているため、BNCT 実施時の原子炉出力に合わせてビームの中性子束値を算出する。核分裂によって発生する中性子は、平均で約 2.44 個であり、このとき発生する中性子の発熱量は約 200MeV である⁽³³⁾。これを踏まえ、原子炉出力に対する中性子束値は、以下の方法で算出する。

watt の式より炉心内で毎秒当たり発生する中性子の個数は、以下の式となる。

$$N = \frac{RP \times 2.44}{200 \times 1.602 \times 10^{-19}} = 7.615 \times 10^{16} \times RP \quad (4.5)$$

N : 毎秒当たり発生する中性子の個数 (neutron/sec)

RP : 原子炉出力 (MW)

2.44 : 1 回の核分裂で発生する中性子の平均個数

200 : 1 核分裂当たりの発生熱量 (MeV)

1.602×10^{-19} : 1 eV から 1J への単位換算係数値 (J/eV)

従って、任意の原子炉出力に対する中性子束は、式(4.6)に示すように式(4.5)に MCNP の中性子束計算結果を乗じて求める。

$$\text{Neutron Flux} = 7.615 \times 10^{16} \times RP \times N_0 \quad (4.6)$$

Neutron Flux : 中性子束 (neutron/cm²·sec)

N_0 : MCNP 計算値 (neutron/cm²)

JRR-4 の定格出力 3.5MW の場合では、式(4.5)より $N=2.665 \times 10^{17}$ (neutron/sec) を MCNP 計算結果に乗じることにより中性子束が算出される。JCDS のポスト処理で中性子束を評価する場合は、原子炉出力値: RP を入力することにより、ピクセル毎の中性子束値が算出される。

(2) γ 線吸収量率

γ 線吸収量の MCNP による計算結果の出力は、1 中性子あたりの γ 線吸収量 (Gy) が算出されている。よってポスト処理では、原子炉出力に対する単位時間 (h) 当たりの γ 線吸収量率 (Gy/h) に換算して出力を行う。

$$\text{Gamma Dose Rate} = 7.615 \times 10^{16} \times \text{RP} \times G_0 \times 3600 \quad (4.7)$$

Gamma Dose Rate	: γ 線量率 (Gy/h)
G_0	: MCNP 計算値 (Gy/neutron)
RP	: 原子炉出力 (MW)

ポスト処理では、中性子束と同様に原子炉出力値を設定することにより、ピクセル毎の γ 線量率値 (Gy/h) を算出する。

(3) ホウ素を除く各元素の吸収線量

MCNP によるホウ素(^{10}B)、窒素、水素の吸収線量の計算結果は、材質 1 g 当たりに評価対象元素が 1×10^{24} 個存在した場合の、1 中性子当たりの吸収線量 (Gy/neutron) が算出されている。従ってポスト処理では、詳細頭部モデルデータのピクセル毎に設定されている材質に対して、材質 1 g 当たりに存在する評価対照元素の個数を求め、 1×10^{24} 個に対する比によって線量計算を行う。計算方法は以下のとおりである。ただしホウ素に関しては、基の材質組成に存在しないため計算方法が異なるため、次項で分けて説明する。ピクセル毎に設定されている材質組成 1g 中の評価対照元素の個数は、式(4.8)より求める。

$$\text{MN} = \text{EW} \times 6.022 \times 10^{23} / \text{AW} \quad (4.8)$$

MN	: 材質 1 g 中の評価元素の原子核の個数 (atoms)
EW	: 材質 1 g 中の評価元素の質量 (g)
AW	: 評価元素の原子量 (u)
6.022×10^{23}	: アボガドロ数 (1/mol)

MCNP の計算結果は、1g 当たり 1×10^{24} 個として計算されているため、評価元素の線量率値は式(4.9)で算出される。

$$\text{Element Dose Rate} = (\text{MN}/1 \times 10^{24}) \times E_0 \times 7.615 \times 10^{16} \times \text{RP} \times 3600 \quad (4.9)$$

Element Dose Rate : 評価元素と中性子の反応による吸収線量率 (Gy/h)

E_0 : MCNP 計算値 (Gy/neutron)

RP : 原子炉出力 (MW)

(4)ホウ素の吸収線量

ホウ素 (^{10}B) の吸収線量率に関しては、頭部領域に存在するホウ素 (^{10}B) の量に応じて吸収線量率を算出する。また、腫瘍領域と他の領域はホウ素濃度が異なるため、それぞれのホウ素濃度に応じた吸収線量率を算出する。

ポスト処理において、腫瘍領域と他の領域のホウ素濃度を ppm 単位を入力し、この値を基に材質 1g 中のホウ素含有量(g)を算出し、式(4.8)、式(4.9)を基にホウ素線量を算出する。例えば腫瘍領域中にホウ素 30ppm が存在する場合、式(4.8)において材質 1g 中のホウ素質量 $\text{EW}: 3 \times 10^{-5} \text{ g}$ として線量計算を行う。

4.11 複数の吸収線量の評価

3.2 節で説明したホウ素線量とバックグラウンド線量を組み合わせた荷重線量値(Weighted Dose)を算出するために、個々の吸収線量値に対して任意の重み付け値 (Weight) を設定し、それぞれの Weighted Dose を算出することができる。さらに組み合わせて評価を行いたい元素を選択し、その組み合わせの総吸収線量を算出することができる。

4.12 計算結果の表示と出力

これまでに説明した一連の処理によって、詳細頭部モデルデータの全てのピクセルに対して、線量計算結果が格納されている。これらの膨大なデータを治療計画作成に必要な情報に整理して出力、表示を行う。本節では計算結果の出力、表示方法について説明する。

4.12.1 2次元断面画像上への等線量曲線表示

各組織、各 ROI に対する線量分布を視覚的に確認するため、各エネルギー群の中性子束分布、もしくは各吸収線量分布の等線量曲線を様々な2次元断面画像上に重ねて表示することができる。

(1) 重ね合わせる下地の画像

線量の2次元分布を重ね合わせる下地の画像は以下のものを選択できる。

- ・ CT 画像上 (Fig.4.22-a 参照)
- ・ MRI 画像上 (Fig.4.22-b 参照)
- ・ 材質の領域データの画像上 (Fig.4.22-c 参照)
- ・ ROI データの画像上 (Fig.4.22-d 参照)

Fig.4.22-a,b から分かるとおり、CT、MRI スライス画像上に表示を行うことにより、その組織、部位の線量分布を直接見ることができる。Fig.4.22-c に示すように、材質の領域データ上に分布を重ね合わせることにより、実際の開頭術に伴う頭部形状に対して、軟組織、骨、頭皮に対する

線量分布を評価することができる。また、Fig.4.22-d の ROI データに対する分布表示では、各 ROI に対する線量分布を評価することができる。

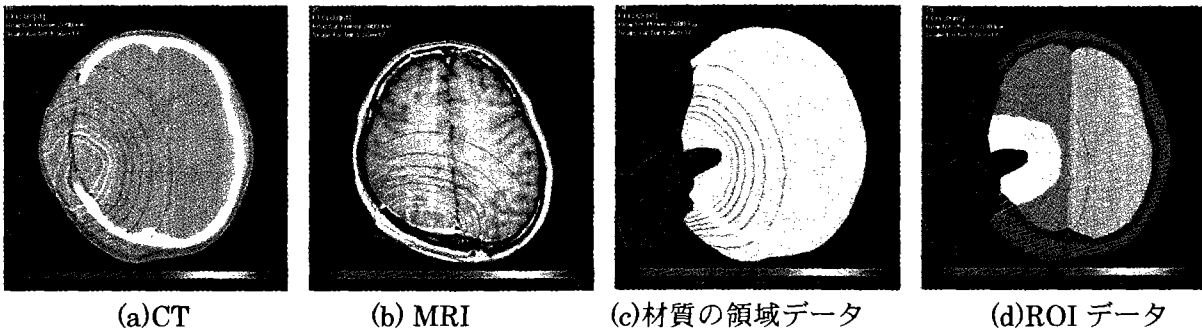


Fig.4.22 各下地画像に描いた熱中性子束分布

(2) 等線量曲線の表示方法

前述の下地画像上に描かれる等線量曲線は、以下の4種類の方法によって表示できる。

- ・ 基の断面画像の断面上に表示 (Fig.4.22a~d)
- ・ 任意の断面上に表示 (Fig.4.23 参照)
- ・ 4面スライス画像上 (Fig.4.24 参照)

Fig.4.22a~d に示す表示方法は、CT、MR データとそれを基に設定した材質の領域データ、ROI データ上に等線量曲線を描いている。Fig.4.23 に示す分布図は、詳細頭部モデルデータを基に構築した任意の断面に対して等線量曲線を重ね合わせたものである。この機能により、ユーザーが注目して評価したい断面、例えば照射しているビームと平行な断面上の線量分布を表示することができる。Fig.4.23 は、ROI データの画像上に対してビームの照射方向に沿った2つの断面上に熱中性子束の分布を表示させたものである。

Fig.4.24 は、4面スライス画像上に等線量曲線を表示したものである。この表示機能は、マウスで指示した注目して評価したい点に対して①Axial面(軸状断面)、②Coronal面(冠状断面)、③Sagittal面(矢状断面)の三方向から見た2次元分布を表示するものである。(右下の④に表示される等線量曲線は、任意断面上の分布である。)。Fig.4.24 では、MRI データの下地画像に対して熱中性子束の等線量曲線を、腫瘍領域を中心に3面表示させた様子である。また、右下④の任意断面はビーム照射軸に平行な面の分布を表示している。

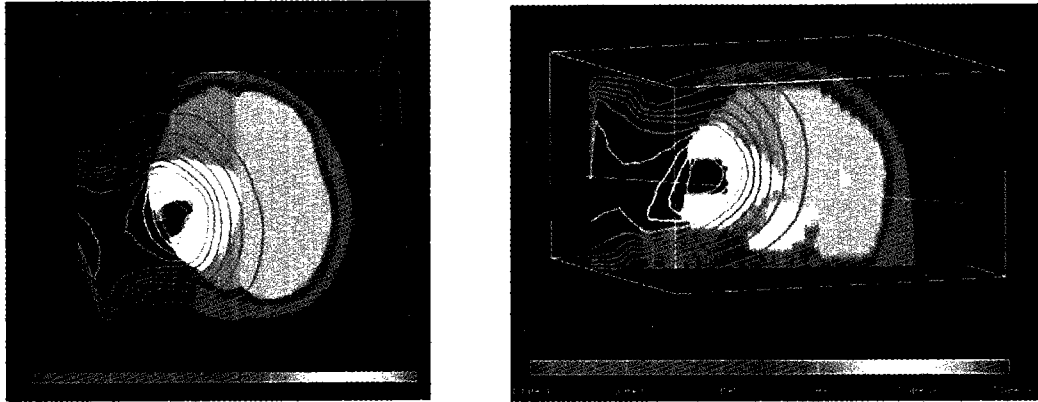


Fig.4.23 任意断面への線量分布表示

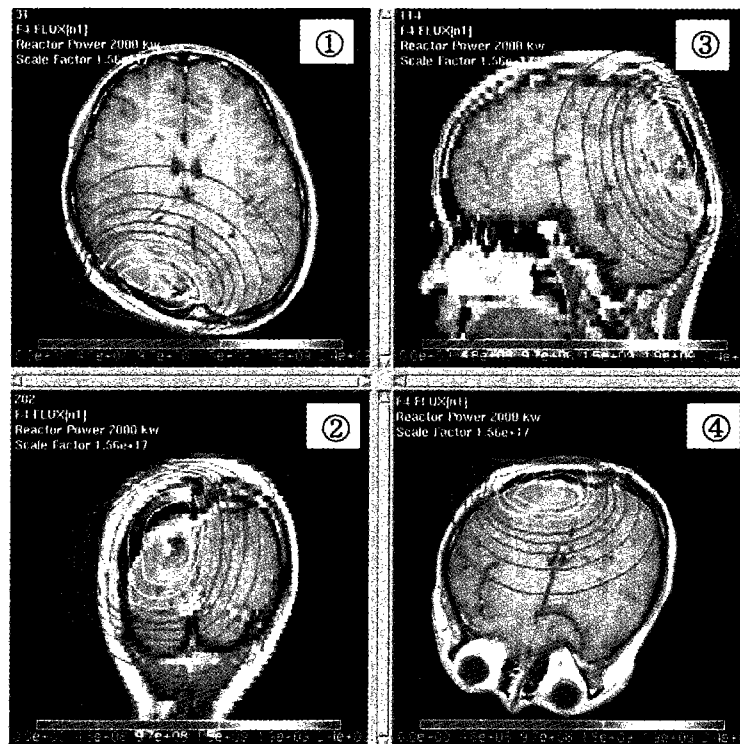


Fig.4.24 4面スライス画像上への分布表示

4.12.2 3次元モデルへの等線量曲線表示

患者の頭部表面やビーム照射面の線量分布を視覚的に評価するため、3次元表示されている詳細頭部モデルに対して、等線量曲線を重ねて表示することができる。Fig.4.25は詳細頭部モデル上に対して熱中性子束分布を表示したものである。右図は、ビーム照射方向から見た照射面の熱中性子束分布を表示したものである。

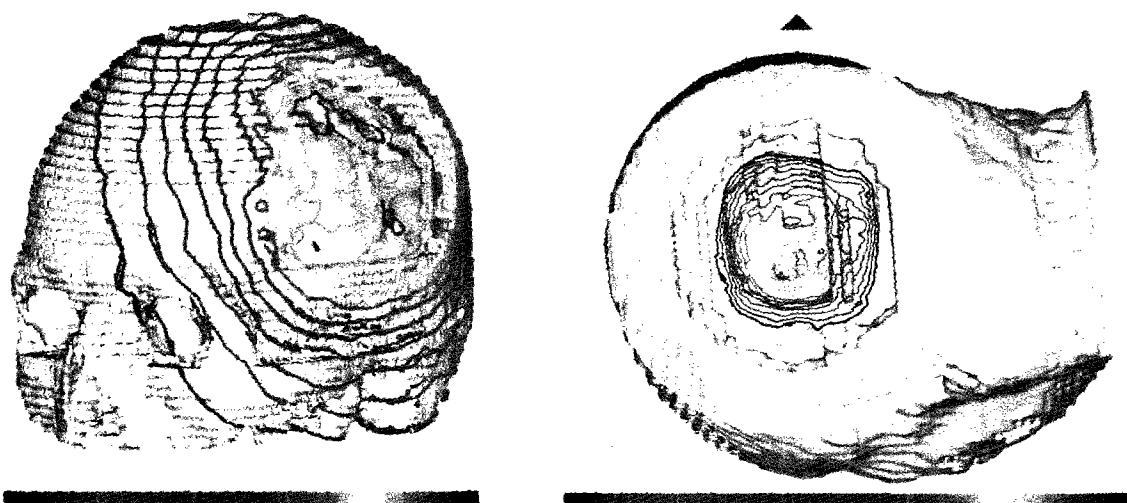


Fig.4.25 頭部 3次元の詳細頭部モデルに対する等線量曲線表示

4.12.3 線量体積ヒストグラム

2.3節で説明したようにBNCTの線量評価では、線量体積ヒストグラム(DVH)を使ってROI毎の吸収線量の評価を行う。JCDSは、このDVHによる線量評価方法に対応するため、個々のROIのDVHを算出して表示する。

Fig.4.26は、照射野周辺の領域を囲んで作成したシングルROI“IrraField”と腫瘍領域のシングルROI“Tumor”の2つを合わせたマルチROI“IrraField+Tumor”のDVHを表示したものである。“IrraField”ROIはNormalカテゴリー、“Tumor”ROIは、Tumorカテゴリーとして設定している。このときの評価では、TumorカテゴリーのROIに対してはホウ素濃度を30ppm、NormalカテゴリーのROIには10ppmのホウ素濃度を設定している。図内の右の小さな分布が“Tumor”ROIのヒストグラムであり、左側の大きな分布が“IrraField”ROIのヒストグラムである。

JCDSでは、複数のROI(シングルROIもしくはマルチROI)のDVHを一度に区別して表示することができない。これを補うため、個々のROIのDVHのデータをCSV形式のファイルに出力する機能を持っている。この出力されたDVHのデータをPCの表計算ソフトなどを使って複数のDVHを重ねて表示することにより、それぞれのROIの線量値を比較し詳細な線量評価を行うことができる。Fig.4.27は、“R Brain”(右脳)、“L Brain”(左脳)、“Cerebellum”(小脳)、“Target”(ターゲット領域)、“Tumor”(腫瘍領域、Tumorカテゴリー)のROIを作成し、Tumorカテゴリーに30ppm、Normalカテゴリーに10ppmのホウ素濃度を設定したときの、それぞれのROIのDVHを重ねて表示したものである。

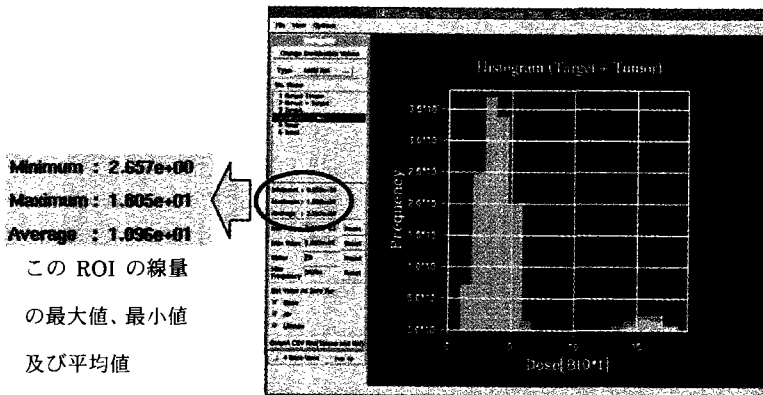


Fig.4.26 JCDS による各 ROI の DVH 表示と最大値、最小値、平均値表示

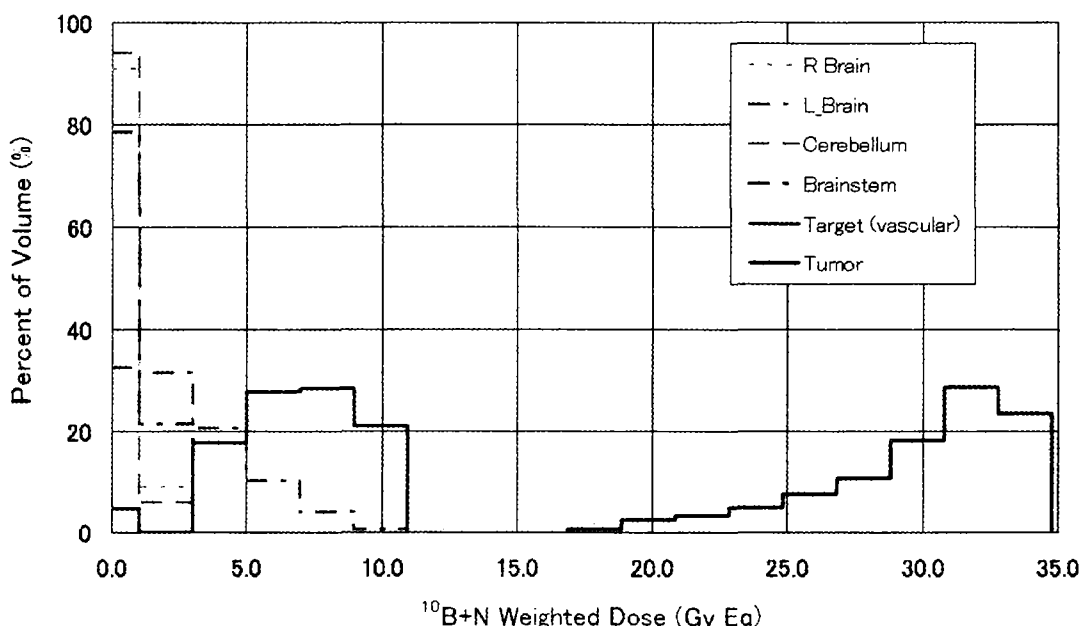


Fig.4.27 JCDS の出力したヒストグラムデータを基に作成した DVH

4.12.4 スプレッドシート

BNCT の線量評価には、前述の DVH を使った評価方法と合わせて、個々の ROI 毎の線量値を整理したスプレッドシートによる評価方法が用いられる。JCDS はスプレッドシートを使った線量評価に対応するため、ROI 毎の吸収線量の最大値、最小値、平均値を算出し、CSV 形式のファイルとして出力することができる。また、Fig.4.28 の DVH 表示をしている左側に、その ROI の最大値、最小値、平均値の計算結果を表示することもできる。Table 4.4 は、JCDS によって出力された個々の ROI の最大値、最小値、平均値を基に、PC の表計算ソフトを使ってスプレッドシートを作成したものである。

Table 4.4 JCDS の出力データを基に作成したスプレッドシート

Boron Irradiation Dose Estimation								
Dose Estimation	Volume (mm ³)	Boron Irradiation Dose rate (Gy/h)						
		Tumor Dose			Vascular Dose			
		Tumor Boron Const.	39.0		Tumor Boron Const.	39.0		
		Normal Tissue Boron Const.	39.0		Normal Tissue Boron Const.	13.0		
		Average	Minimum	Maximum	Average	Minimum	Maximum	
Tissue	Bone	0.00E+00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
	Soft Tissue	1.98E+06	0.00	0.00	0.05	0.00	14.83	
	Air	0.00E+00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
	Background	1.98E+06	0.00	0.00	0.02	0.00	4.91	
	Tumor	4.04E+03	13.11	9.01	14.83	13.11	9.01	14.83
	Target(Tumor)	1.21E+06	9.42	3.80	14.83	3.43	1.27	14.83
	Target(Tumor) B10=39ppm	1.21E+06	9.42	3.80	14.83	9.42	3.80	14.83
Target(Tumor) B10=39ppm	1.21E+06	9.42	3.80	14.83	3.14	1.27	4.94	
Single ROI	Bone	0.00E+00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
	Skin	7.34E+06	0.00	0.00	14.21	0.30	0.00	4.82
	R.Brain	3.73E+06	0.00	0.00	14.21	1.13	0.08	4.80
	L.Brain	5.41E+06	0.00	0.00	14.21	0.24	0.02	1.16
	Cerebellum	1.28E+06	0.00	0.00	14.21	0.57	0.03	2.93
	Brainstem	3.02E+04	0.00	0.00	14.21	0.44	0.06	1.27
	R.Eye	1.74E+04	0.00	0.00	14.21	0.15	0.02	0.47
	L.Eye	1.35E+04	0.00	0.00	14.21	0.02	0.00	0.06
	CavernousSinus	1.16E+00	0.00	0.00	14.21	0.15	0.03	0.34
	Target	1.20E+06	8.97	2.19	14.72	2.99	0.73	4.91
	Tumor	4.04E+03	13.11	9.01	14.83	13.11	9.01	14.83
	Normal Tissue	1.94E+06	0.00	0.00	14.21	0.47	0.00	4.82
	Normal + Target	1.96E+06	0.00	0.00	14.21	0.62	0.00	4.91
Target	1.20E+06	8.97	2.19	14.72	2.99	0.73	4.91	
Target + Tumor	1.24E+06	9.10	2.19	14.83	3.32	0.73	14.83	
Tumor	4.04E+03	13.11	9.01	14.83	13.11	9.01	14.83	
Total	1.98E+06	1.90	0.00	14.83	0.65	0.00	14.83	

Boron Irradiation Dose (Gy)							
Dose Estimation	Volume (mm ³)	Boron Irradiation Dose (Gy)					
		Tumor Dose			Vascular Dose		
		Tumor Boron Const.	39.0		Tumor Boron Const.	39.0	
		Normal Tissue Boron Const.	39.0		Normal Tissue Boron Const.	13.0	
		Average	Minimum	Maximum	Average	Minimum	Maximum
Tissue	Bone	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
	Soft Tissue	4.3	0.0	31.4	1.4	0.0	31.4
	Air	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	Background	4.0	0.0	31.4	1.3	0.0	10.4
	Tumor	27.8	19.1	31.4	27.8	19.1	31.4
	Target(Tumor)	20.0	8.1	31.4	7.3	2.7	31.4
	Target(Tumor) B10=39ppm	20.0	8.1	31.4	20.0	8.1	31.4
Target(Tumor) B10=39ppm	20.0	8.1	31.4	6.7	2.7	10.5	
Single ROI	Bone	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	Skin	1.5	0.0	30.7	0.6	0.0	1.6
	R.Brain	7.2	0.0	30.5	2.4	0.2	1.0
	L.Brain	1.5	0.0	7.1	0.5	0.0	2.5
	Cerebellum	3.6	0.0	1.5	1.2	0.1	6.2
	Brainstem	2.5	0.0	1.1	0.9	0.1	2.7
	R.Eye	0.3	0.0	0.1	0.3	0.1	1.9
	L.Eye	0.1	0.0	0.1	0.0	0.0	0.1
	CavernousSinus	0.3	0.0	0.3	0.3	0.1	0.7
	Target	19.0	4.0	31.2	6.3	0.0	10.0
	Tumor	27.8	19.1	31.4	27.8	19.1	31.4
	Normal Tissue	1.9	0.0	0.0	1.0	0.0	10.2
	Normal + Target	1.9	0.0	0.0	1.3	0.0	10.2
Target	19.3	4.0	31.2	6.3	1.5	10.0	
Target + Tumor	19.3	4.0	31.4	7.0	0.0	10.0	
Tumor	27.8	19.1	31.4	27.8	19.1	31.4	
Total	4.0	0.0	0.0	1.4	0.0	10.0	

4.13 患者セッティングシステムへの対応

2.5 節で説明したとおり、事前評価に基づいて BNCT を実施するためには、高精度な線量評価に基づく的確な照射条件の設定とともに、その条件の正確な再現が要求される。特に患者の照射位置条件（ビームに対する頭部照射野までの距離、角度、ビームの照射範囲）を正確に再現しなければならない。この患者の照射位置への正確なセッティングを支援するため、JCDS の開発にあわせて患者セッティングシステムを開発している^{(34)・(36)}。この患者セッティングシステムを使って患者を照射位置へ導くためには、事前評価で決定されている患者の位置情報が必要となる。JCDS は、この患者の位置情報を出力する機能を有している。頭部の詳細頭部モデルに対してビーム孔表面の中心を基点 (0,0,0) とし、炉心からビームの照射方向を X、鉛直方向を Y、水平方向を Z とした座標系が設定されている(Fig.4.28 参照)。この座標系における頭部モデル上の任意点の 3 次元座標を出力することができる。この任意点を“位置合わせ基準点”として使用して、患者セッティングシステムを使って実際のセッティングを行う。Fig.4.29 は、詳細頭部モデル上の任意点の位置情報を表示している様子である。この図では、詳細頭部モデル上の鼻根部、右目尻、右耳、鼻尖を位置合わせ基準点として設定し、それぞれの点の 3 次元座標を出力するとともに、頭部 3 次元モデル上にビームの中心軸線、鼻尖と鼻根部とを結ぶ直線、右耳と鼻根部とを結ぶ直線を表示している。

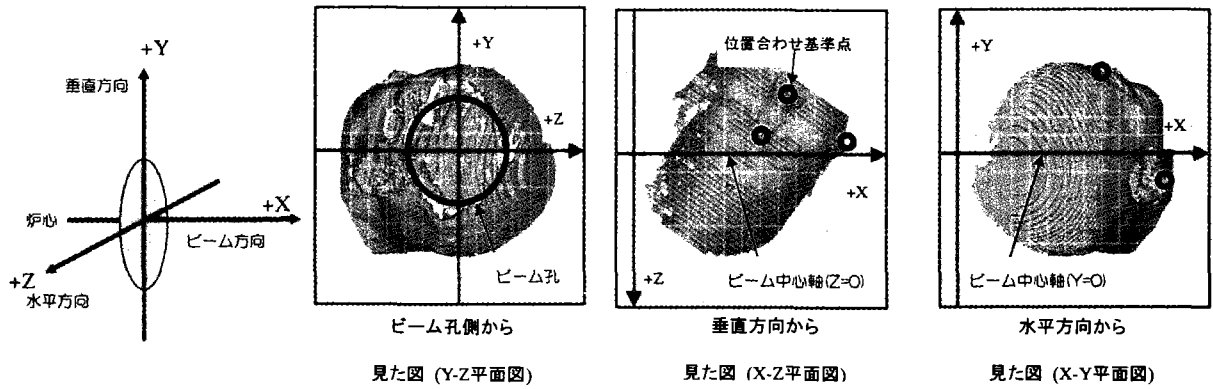


Fig.4.28 JCDS の仮想 3 次元空間と照射室内の座標系

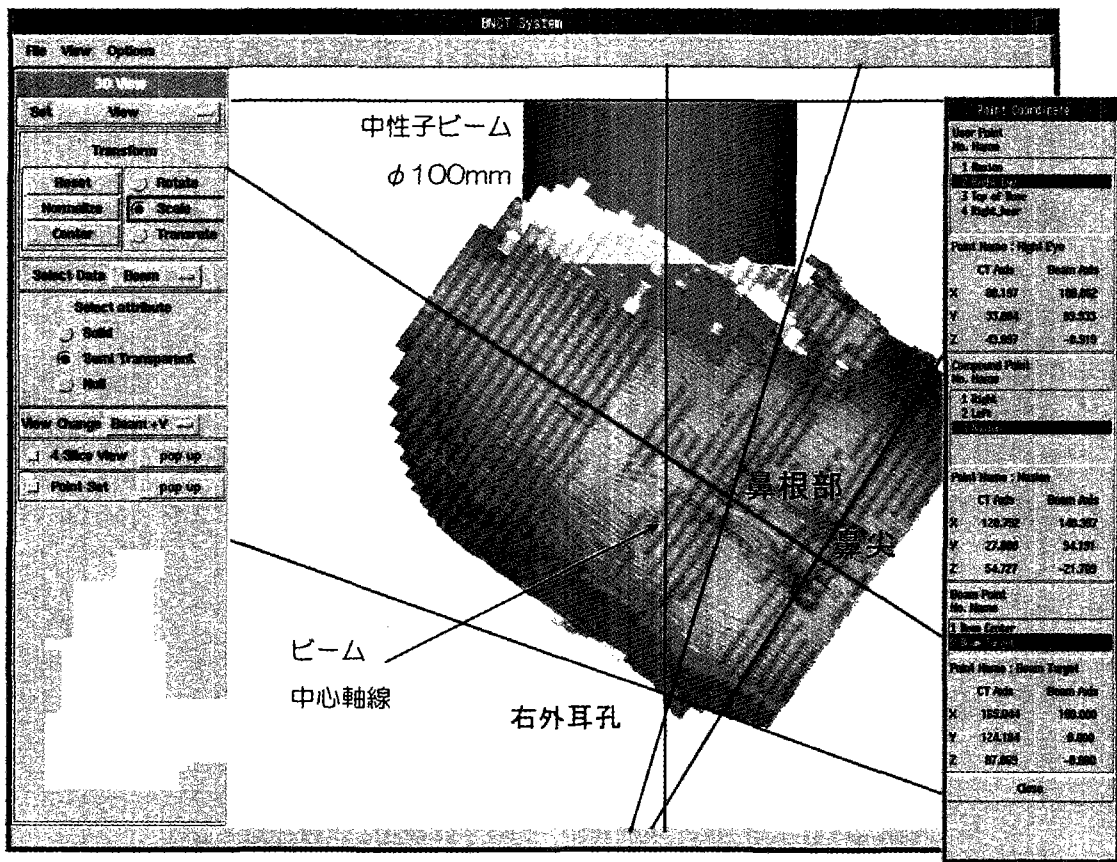


Fig.4.29 患者セッティング用の座標データ表示

5. JCDS の検証

JCDS の動作試験と計算性能を検証するため、JRR-4 中性子ビーム設備の特性測定として実施したファントム実験と JCDS によるシミュレーション計算の結果を比較した⁽¹⁴⁾。本章では JCDS の検証方法とその結果について述べる。

5.1 ファントム実験

JRR-4 中性子ビーム設備の特性測定のために円筒形水ファントムを使った実験を行った⁽³⁷⁾。実験は直径 18.6cm×長さ 24cm の円筒形状の水ファントムを使用し、ファントム内の熱中性子束分布及び γ 線量分布を測定したものである。熱中性子束の測定は、ファントム内に金線とカドミウムカバーで覆った金線を放射状に配置し、放射化法によって熱中性子束の 2 次元分布を測定した。また、 γ 線量分布の測定には、中性子感受性の小さい TLD-170LS⁽³⁸⁾をファントム内に配置し、 γ 線量の 2 次元分布を測定した。これらの実験条件を Table 5.1 に示す。

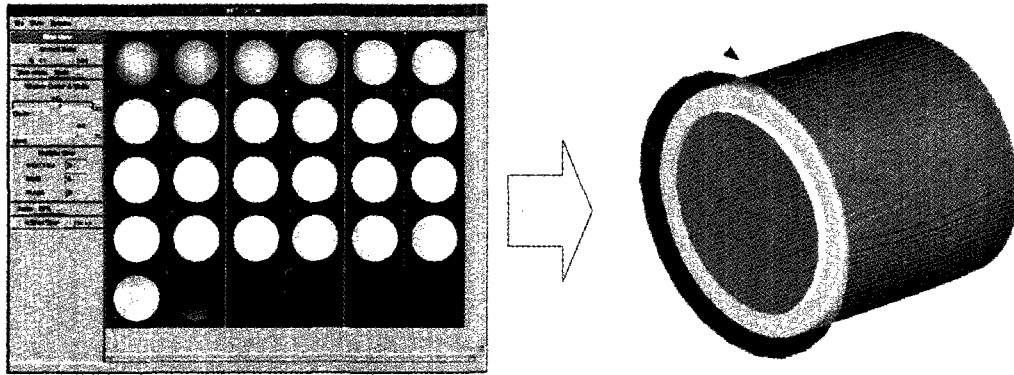
Table 5.1 JCDS の検証に用いた円筒水ファントムの実験条件

コリメータ径	ϕ 10cm 及び ϕ 15cm	
ファントム形状	ϕ 18.6cm×24cm 円筒形状	
ビーム孔からの距離	1cm	
測定項目	熱中性子束、 γ 線量	
検出器	熱中性子	裸金線及びカドミウムカバー付き金線
	γ 線量	TLD-170LS

5.2 JCDS によるシミュレーション

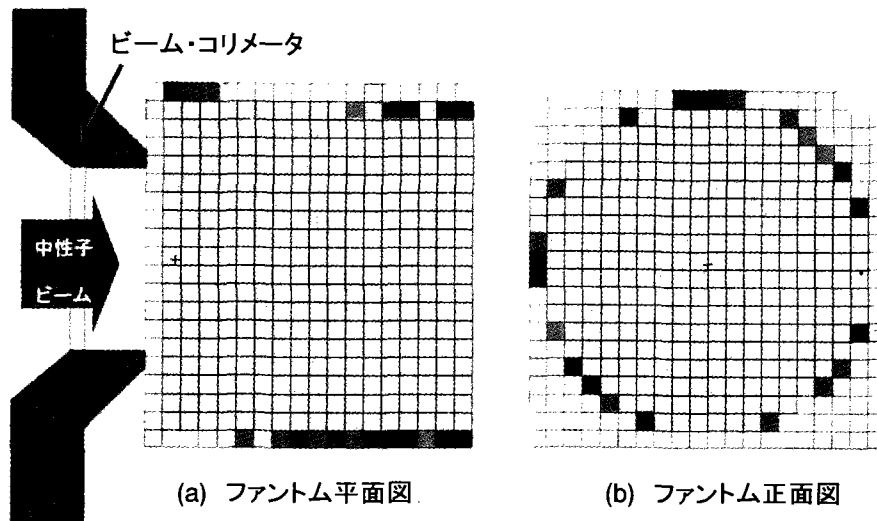
ファントム実験を JCDS による患者の線量評価と同様な処理でシミュレーションするため、実験で使用した円筒水ファントムを MRI 装置で撮影し、医療画像データを取得した。5mm のスライス間隔で撮影した MRI データを JCDS に読み込ませ、ファントムの詳細頭部モデルを作成した。Fig.5.1 は、(a)円筒ファントムの MRI データと、(b)それを基に作成したファントムの詳細頭部モデルである。この詳細頭部モデルを Fig.5.2 に示すようにボクセルモデルに変換し、実験条件と同じ条件の MCNP 入力データを作成した。図中(a)が、左側にあるコリメータにファントムを固定した様子を真上から見た図であり、(b)はファントムを正面から見た図である。JCDS の検証に使用したビーム・スペクトル (ビームモード) は、現在実施されている BNCT に適用されている“熱中性子ビームモード 1” (以下、TNB-1 モードという) と将来の熱外中性子ビーム BNCT に適用が計画されている“熱外中性子ビームモード” (以下、ENB モードという) とした。また、照射孔のコリメータ径は ϕ 10cm と ϕ 15cm の実験データを用いた。

Table5.2 にこのシミュレーションの計算条件を示す。この計算結果と実験値を比較した。



(a)円筒水ファントムの MRI スライス画像データ (b)円筒水ファントムの詳細頭部モデル

Fig.5.1 円筒水ファントムの詳細頭部モデル作成



(a) ファントム平面図

(b) ファントム正面図

Fig.5.2 円筒水ファントムのボクセルモデル

Table 5.2 JCDS によるファントム実験のシミュレーション条件

MRI データのスライス間隔	5mm	
スライス数	36 枚	
コリメータ径	φ 10cm、φ 15cm	
ボクセル数	8379 個 (19×21×21)	
計算機環境	PentiumⅢ 1.26GHz + RedHat 7.1 Linux	
ビームモード	熱中性子モード1	熱外中性子モード
線源ヒストリー数(NPS)	2,500 万	3,500 万
計算時間	約 38 時間	約 56 時間
計算項目	熱中性子束、γ線量	
MCNP 計算誤差	熱中性子束：3~5%、γ線量：4~7%	

5.3 結果と考察

Fig.5.3 は、ファントムのボクセルモデルを使って MCNP で熱中性子束分布を計算した結果をボクセル毎に等線量分布表示したものである。Fig.5.4 は TNB-1 モードでのファントム内ビーム中心軸上の深部方向に対する熱中性子束分布について、JCDS 計算値と実験値を比較したものである。左図 (a) は、コリメータ径 $\phi 15\text{cm}$ 、(b) は $\phi 10\text{cm}$ の分布である。また、Fig.5.5 は、ENB モードでのそれぞれの分布を比較したものである。ENB モードでの実験値に対する計算値のずれは $\pm 5\%$ 以下であった（表面値のずれについては後述する）。また、TNB-1 モードにおいても、深さ 1cm よりも深い領域では、実験値に対する計算値のずれは $\pm 4\%$ 以下であり、これらの領域のビーム中心軸上の計算値と実験値は分布形状、絶対値ともによく一致している。しかし、TNB-1 モードのファントム表面から深さ 1cm までの領域では、実験値に対して約 $5\sim 10\%$ 程度低い値を算出している。これは、Fig.5.4 に示すとおり TNB-1 モードでは、ファントムの表面近傍（表面から約 3mm ）で急激な熱中性子束のピークを作るのに対し、JCDS の 10mm ボクセルによる計算手法では、ボクセル内の分布が平均化されるため、このピークを算出することができず過小評価しているものと考えられる。

ENB モードのファントム表面のずれ（実験値に対して計算値が約 40% 程度高い）に関しても、熱外中性子ビームが入射するファントム表面では、熱中性子が急激にビルドアップするため、 10mm ボクセルによる計算精度が影響しているものと考えられる。また、熱中性子束の実験値は、裸金線とカドミウムカバー金線の放射化量からカドミ比を求めて熱中性子束を算出しているため、カドミ比の小さい ENB モードのファントム表面領域（実験値で 15cm コリメータのカドミ比：2.41、 10cm コリメータ：2.31）では、それぞれの金線放射化量の測定精度が熱中性子実験値に影響していることも考えられる。ファントム内のカドミ比が大きい領域（ENB モードでは深さ 2cm 以降でカドミ比は 10 以上になる）においては、金線の放射化量の測定誤差が熱中性子束実験値に大きく影響しないため、これらの領域の熱中性子束実験値は適切であると考えられる。

コリメータ径を $\phi 10\text{cm}$ 、 $\phi 15\text{cm}$ と変更させたときの評価については、TNB-1 モード、ENB モードともに同様な結果を示しており、コリメータ形状変更にもなう計算精度への影響は無いものと考えられる。

Fig.5.6 は、TNB-1 モードのファントム内の熱中性子束の 2 次元分布を比較したものである。また、Fig.5.7 は ENB モードでの比較である。これらの結果から、TNB-1 モード、ENB モードともに、実験値分布と同様な 2 次元分布を算出していることが分かる。

Fig.5.8 は、コリメータ径 $\phi 15\text{cm}$ でのファントム内のビーム中心軸上の深部方向に対する γ 線量分布について、JCDS 計算結果と実験結果を比較したものである。左図(a)は TNB-1 モード、右図(b)は ENB モードの分布である。TLD の実験値に対する JCDS 計算値のずれは、 $\pm 5\%$ 以下であった。MCNP の γ 線量の計算誤差が $4\sim 7\%$ 程度あること、TLD の測定精度等を考慮すると JCDS の計算は実験値に良く一致していると言える。Fig.5.9、Fig.5.10 はそれぞれ、TNB-1 モード及び ENB モードでのファントム内 γ 線量 2 次元分布の実験値と JCDS 計算値を比較したものであり、これらの結果から JCDS は実験値と同様な γ 線量分布の計算を実行できていることが分かる。

これらの結果から、JCDS を使ってファントム内の熱中性子束及び、 γ 線量分布を計算するこ

とができることを確認できた。計算精度については、検証を行った計算条件に対して、十分な計算精度を有していると考えられる。また、熱中性子との反応が主であるホウ素線量、窒素線量の計算に対しても、同等の計算精度によって評価を行うことができると考えられる。今後は、他のビームモード（スペクトル）に変更した場合や、マルチリーフ可変コリメータ⁽³⁹⁾を使用した場合など、さまざまな条件に対して計算を行い、その計算精度について検証する予定である。

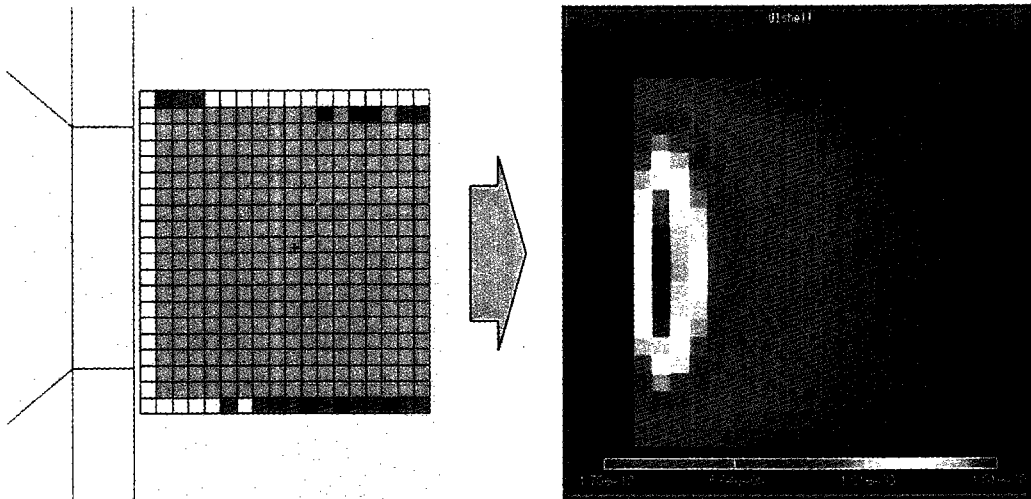


Fig.5.3 ボクセルモデルによる線量計算結果

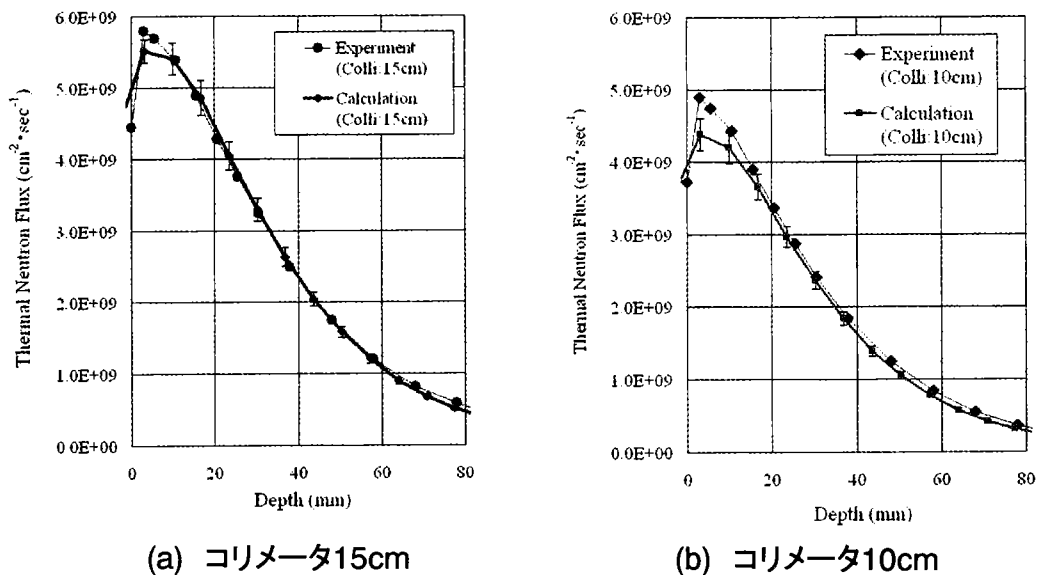


Fig.5.4 TNB-1モードでのファントム内ビーム中心軸上の熱中性子束分布の比較

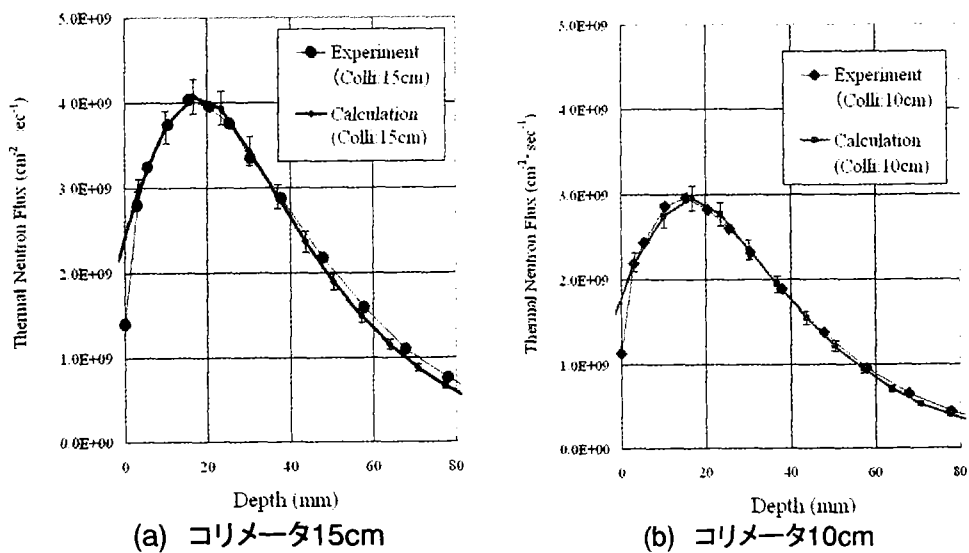


Fig.5.5 ENBモードでのファントム内ビーム中心軸上の熱中性子束分布の比較

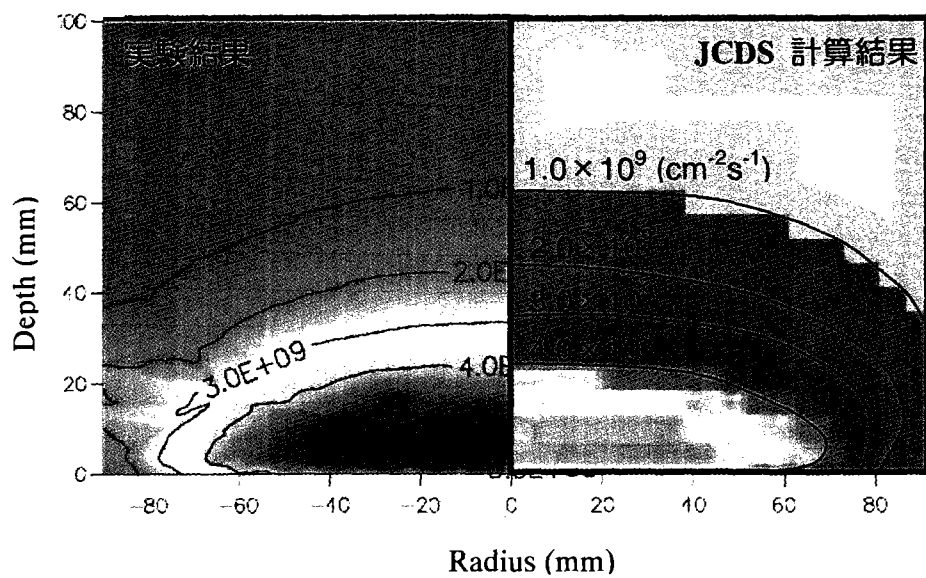


Fig.5.6 TNB-1モードでのファントム内熱中性子束2次元分布の比較

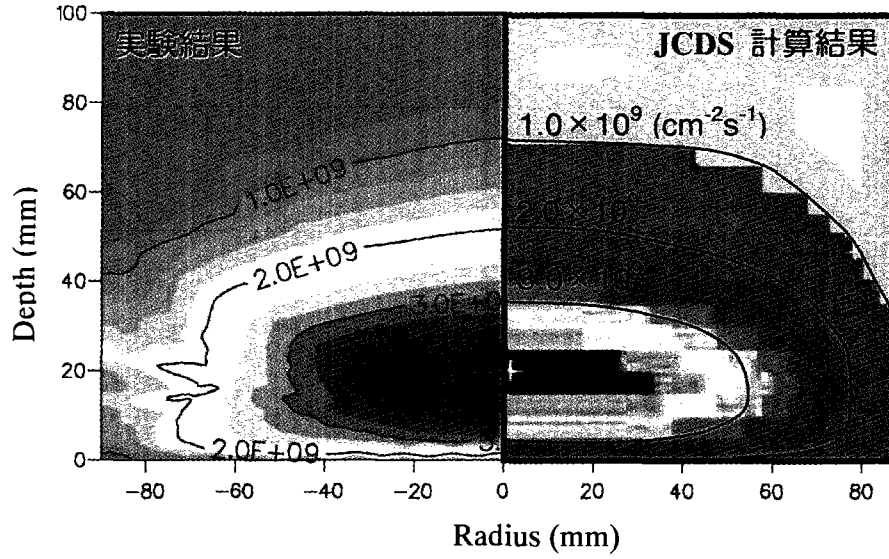


Fig.5.7 ENB モードでのファントム内熱中性子束 2次元分布の比較

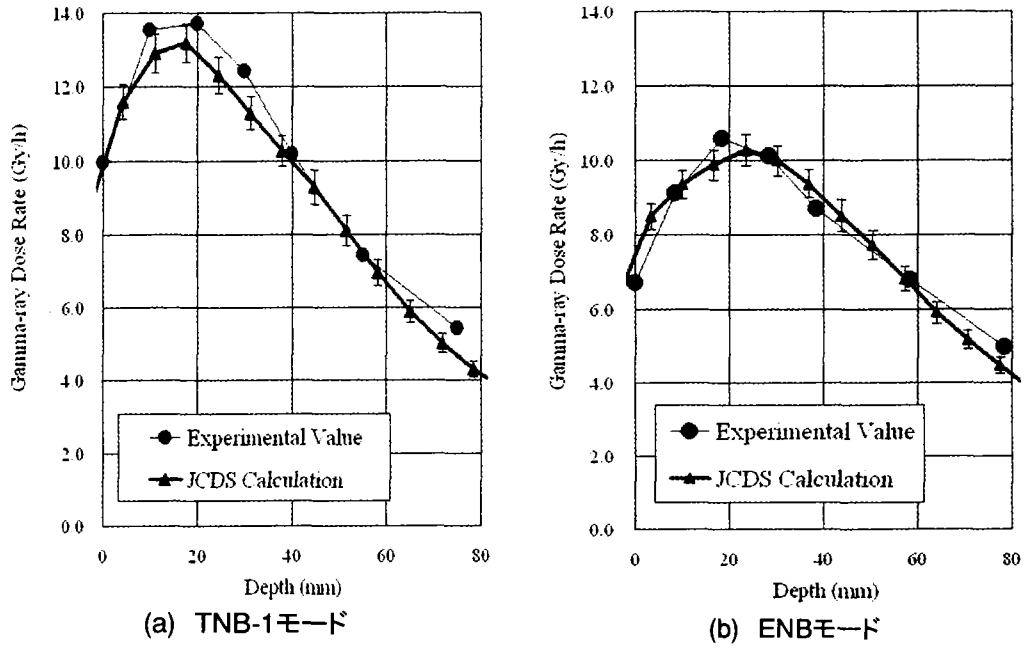


Fig.5.8 ファントム内ビーム中心軸上のγ線量分布の比較

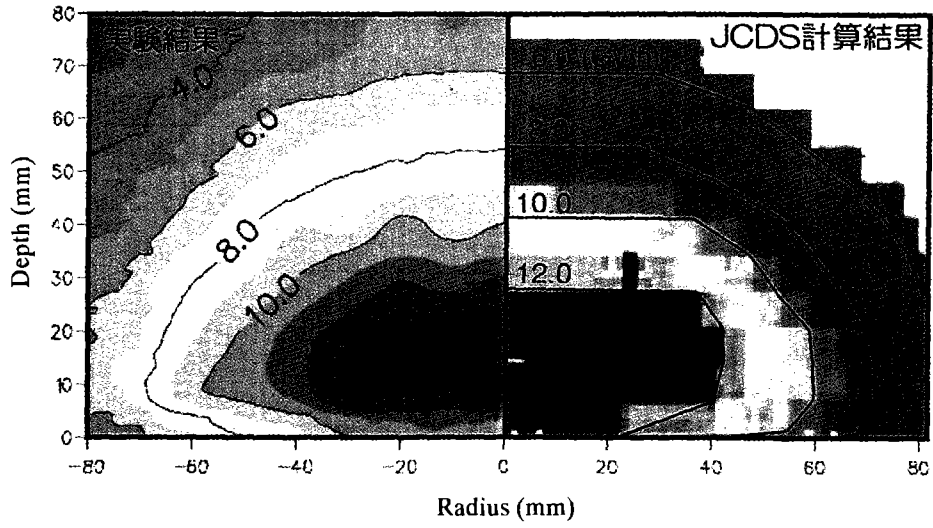


Fig.5.9 TNB-1モードでのファントム内 γ 線量2次元分布の比較

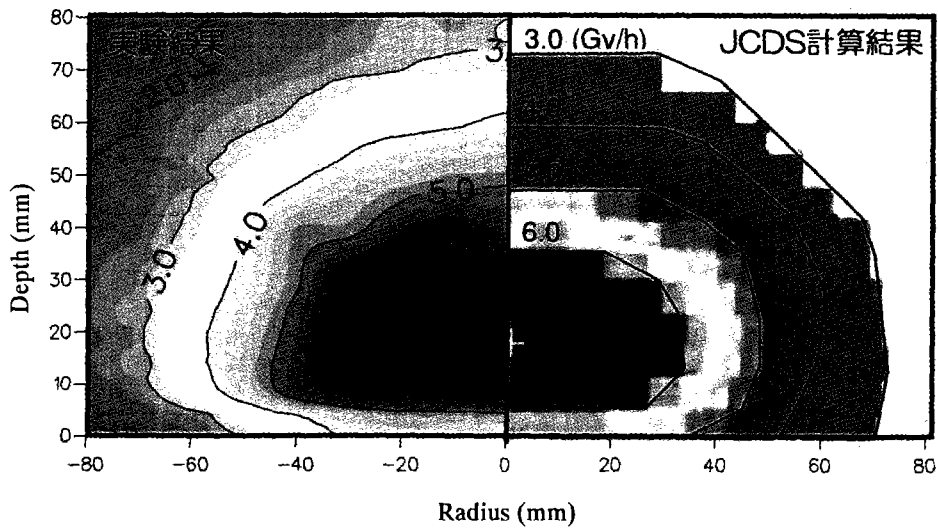


Fig.5.10 ENBモードでのファントム内 γ 線量2次元分布の比較

6. まとめ

JRR-4 中性子ビーム設備を使った熱外中性子ビームによる BNCT の実施を踏まえ、計算によって患者頭部内の線量分布を求め、治療計画作成を支援する BNCT 線量評価システム (JCDS) の開発を行った。円筒水ファントムによる JRR-4 の特性測定実験を JCDS の数値シミュレーションによって再現し、JCDS の計算性能を検証した。この結果から医療画像データを JCDS のプレ処理部分に読み込んで作成した MCNP 入力データを使って MCNP による線量分布計算を実行し、この計算結果をポスト処理で表示、出力させるという一連の処理によって線量評価が実行可能であることを確認した。JCDS は、

- ・医療画像である CT と MRI の両データを使用することによって、正確な患者頭部の 3 次元モデルを簡単に作成することができる。
- ・開頭術を伴った BNCT に対応することができる。
- ・患者セッティングシステムと連携し、患者を迅速かつ正確にセッティングすることができる。などの特徴を有している。

JCDS を BNCT に適用することにより、照射野周辺の詳細な線量分布評価に基づいた治療計画の作成が可能となり、事前評価に基づいた BNCT の実施が可能となる。今後は、様々な照射条件によるファントム実験値との比較、患者モデルファントム⁽⁴⁰⁾を使った BNCT 照射条件に近い実験値との比較を行い、JCDS の計算精度とその特性について検証を重ねるとともに、ボクセルの細分化、タリー設定の最適化などを試みて、より高精度、高効率な計算を実行するシステムを開発するものである。

謝辞

JCDS の開発に先立ち、システムの概念設計において保健物理部外部被ばく防護研究室の山口恭弘室長には MCNP の線量評価方法について、保健物理部放射線リスク研究室長の斎藤公明氏には医療画像 (CT、MRI) を基にしたモデリング方法について助言を頂きました。また、(株)デジタルリテールの梅田健太郎氏には、MCNP の適切な線源データ作成方法とボクセルモデルによる計算について助言を頂きました。また、システム検証に用いた実験データ収集において、ファントム実験を共同で行った研究炉利用課の岸敏明氏、堀直彦氏、高田準太郎氏、樫村隆則氏、大竹真一氏、ファントム実験のために JRR-4 の専用運転を行って頂いた JRR-4 管理課の運転員の方々に協力を頂きました。ここに記して、皆様方に感謝申し上げます。

本書をまとめるにあたり御指導下さった研究炉部の小林晋昇部長、中島照夫次長、高柳政二前部長及び研究炉利用課の佐川尚司課長にはここに感謝の意を表します。

-参考文献-

- (1) G.L.Locher: "Am.J.Roentgenol " 36,1-13(1936)
- (2) Nakagaw Y.:Boron Neutron Capture Therapy Since 1968 in Japan, "Research and Development in Neutron Capture Therapy", Wolfgang Sauerwein et al ed., MONDUZZI EDITOR, p1061-1064, (2002)
- (3) 研究炉利用課:欧州及び英国におけるホウ素中性子捕捉療法の実施状況に関する調査, JAERI-Tech 2000-064,(2000)
- (4) R.G.Fairchild: "Phys.Med.Biol " 10, p491-504, (1965)
- (5) Torii, Y.,et al.:Abstracts Ninth International Symposium on Neutron Capture Therapy for Cancer,Osaka,Japan,p.241, (2000)
- (6) Torii, Y.,et al.:JAERI-Conf.99-006,p.228, (1999)
- (7) Yokoo, K.,et al.:Advances in Neutron Capture Therapy, Vol. I,Lasson B.Edi.,p.326(1997)
- (8) 松村 明、他:混合熱・熱外中性子を用いた悪性神経に対する中性子捕捉療法, ポストシーケンズ時代における脳腫瘍の研究と治療, 田淵和雄、白石哲也編集、(財)九州大学出版会, p427-435,(2002)
- (9) 松村 明、他:原子炉を用いた悪性脳腫瘍の治療(中性子捕捉療法), 日本原子力学会誌, Vol.43, No.10, pp957-963, (2001)
- (10)Matsumura A.,et al:Intraoperative Boron Neutron Capture Therapy Using Thermal/Epithermal Mixed Beam, "Research and Development in Neutron Capture Therapy", Wolfgang Sauerwein et al ed., MONDUZZI EDITOR, p1073-1078, (2002)
- (11) Kageji T.,et al:Clinical Review of BNCT Using Mixed Neutron Beam in Patients with Malignant Glioma, "Research and Development in Neutron Capture Therapy", Wolfgang Sauerwein et al ed., MONDUZZI EDITOR, p1085-1091, (2002)
- (12) Nakagaw Y.,et al:Clinical Review of Boron Neutron Capture Therapy and a Proposed Strategy Using Epithermal Neutron Beams in Japan, "Research and Development in Neutron Capture Therapy", Wolfgang Sauerwein et al ed., MONDUZZI EDITOR, p1113-1116, (2002)
- (13) Nakai K.,et al:Failure Pattern in Patients Who Underwent Intraoperative Boron Neutron Capture Therapy(IOBNCT), "Research and Development in Neutron Capture Therapy", Wolfgang Sauerwein et al ed., MONDUZZI EDITOR, p1135-1138, (2002)
- (14)Kumada H. ,et al:Verification of the JAERI Computational Dosimetry System for Neutron Capture Therapy, "Research and Development in Neutron Capture Therapy", Wolfgang Sauerwein et al ed., MONDUZZI EDITOR, p529-534, (2002)
- (15)熊田博明、鳥居義也:ホウ素中性子捕捉療法の治療計画の作成を支援する線量評価システム: JCDS ユーザーズマニュアル, JAERI-Data/Code 2002-018, (2002)
- (16)Kumada H. ,et al:The Development of a Computational Dosimetry System for BNCT at JAERI, "Frontiers in Neutron Capture Therapy,Vols.1 and 2",Hawthorne et al ed.,

- Kluwer Academic/Plenum Publishers,p611-614, (2001)
- (17) 松村 明、他：“先端医療シリーズ：明日の脳神経外科。21 世紀の新領域とニューテクノロジー”，堀 智勝、平孝臣、伊関 洋編,東京,p21-30,(2000)
 - (18) Judith, F.: MCNP-A General Monte Carlo Code N-Particle Transport Code Version 4C, LA-13709-M, Manual, (2000)
 - (19) Sauerwein W.: Postoperative treatment of glioblastoma with BNCT at the Petten irradiation facility. Phase 1 clinical trial. Protocol,(1997)
 - (20) Allen JC., Walker R.,et al:Carboplatin and recurrent childhood brain tumors, Journal of Clinical Oncology 5, p459-463,(1987)
 - (21) 井上俊彦：“放射線腫瘍学”，南山堂, (2001)
 - (22) ICRU REPORT 24 (Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures), THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, (1976)
 - (23) ICRU REPORT 29 (Dose Specification for Reporting External Beam Therapy with Photons and Electrons), THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, (1978)
 - (24) 研究炉利用課:BNCT 用線量評価システムに関する各国のシステム開発及び運用状況調査, JAERI-Tech 2001-004,(2001)
 - (25) R. G. Zamenhof, E. Redmond II, G. R. Solares, D. Katz, S. Kiger, and O. Harling, Monte Carlo Based Treatment Planning for Boron Neutron Capture Therapy Using Custom Designed Models Automatically Generated From CT Data, “*Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.*”, 32:p383-397 (1996)
 - (26) neutron-induced reaction file (Comp. and Ed.) P.F. Rose: "ENDF-201, ENDF/B-VI Summary Documentation," BNL-NCS-17541, 4th Edition (1991)
 - (27) T.Nakagawa, K.Shibata, et al: "Japanese Evaluated Nuclear Data Library Version 3 Revision-2: JENDL-3.2", J. Nucl. Sci. Technol., 32, 1259 (1995)
 - (28) 株式会社ケー・ジー・ティー：“AVS/Express 日本語マニュアル:ユーザーズガイド”，(2002)
 - (29) International Commission on Radiological Protection I.C.R.U Report of the Task Group on Reference Man. New York, Pergamon Press, (1975)
 - (30) ICRU REPORT 46 (Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues),THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, (1992)
 - (31) Bidgood,W.D. and Horii,S.C.: Introduction to the ACR-NEMA DICOM Standard, “*A Special Course in Computers for Clinical Practice and Education in Radiology*”, RSNA, p37-46, (1992)
 - (32) 熊田博明、他：BNCT 線量評価システムのための JRR-4 中性子ビーム設備の MCNP 線源モデルの評価,日本原子力学会「2001 秋の大会」予稿集 F23,p249,(2001)
 - (33) J.R.Lamarsh, 武田充司, 仁科浩二郎 (訳)：原子炉の初等理論, 吉岡書店, (1974)
 - (34) 熊田博明、他：原子炉による医療照射のための患者セッティングシステムの開発, 日本原

子力学会和文論文誌, Vol.1, No.1, pp59-68 (2002)

- (35) Kumada, H., et al.:Development of the Patient Setting System for BNCT at JRR-4, *Abstracts Ninth International Symposium on Neutron Capture Therapy for Cancer*, Osaka, Japan, p.281(2000)
- (36) 熊田博明、他：術中ホウ素中性子捕捉療法(IOBNCT)のための照射位置合わせシステムの開発, *Neurologia medico-chirurgica*, 第 60 回日本脳神経外科学会総会抄録集, p299,(2001)
- (37) 山本和喜、熊田博明、他：ファントム内の 2 次元熱中性子束の分布測定と線量分布特性測定評価, *JAERI-Tech 2001-015*,(2001)
- (38) Yamamoto K. Kumada H, et al:Simple Estimation Method of Gamma-ray Dose Using Low Neutron-Sensitive TLD(UD-170LS) for Intra-Operative Boron Neutron Capture Therapy(IOBNCT), *“Research and Development in Neutron Capture Therapy”*, Wolfgang Sauerwein et al ed., MONDUZZI EDITOR, p499-503,(2002)
- (39) Kumada H. ,et al:Development of the Multi-Leaf Collimator for Neutron Capture Therapy, *“Research and Development in Neutron Capture Therapy”*, Wolfgang Sauerwein et al ed., MONDUZZI EDITOR, p115-119, (2002)
- (40) 山本和喜、熊田博明、他：光造形技術を用いた BNCT 患者ファントムの製作,日本原子力学会「2002 年春の年会」 要旨集 E8, p194,(2002)

This is a blank page.

国際単位系 (SI) と換算表

表1 SI基本単位および補助単位

量	名称	記号
長さ	メートル	m
質量	キログラム	kg
時間	秒	s
電流	アンペア	A
熱力学温度	ケルビン	K
物質質量	モル	mol
光度	カンデラ	cd
平面角	ラジアン	rad
立体角	ステラジアン	sr

表2 SIと併用される単位

名称	記号
分, 時, 日	min, h, d
度, 分, 秒	°, ', "
リットル	l, L
トン	t
電子ボルト	eV
原子質量単位	u

1 eV = 1.60218 × 10⁻¹⁹ J
 1 u = 1.66054 × 10⁻²⁷ kg

表5 SI接頭語

倍数	接頭語	記号
10 ¹⁸	エクサ	E
10 ¹⁵	ペタ	P
10 ¹²	テラ	T
10 ⁹	ギガ	G
10 ⁶	メガ	M
10 ³	キロ	k
10 ²	ヘクト	h
10 ¹	デカ	da
10 ⁻¹	デシ	d
10 ⁻²	センチ	c
10 ⁻³	ミリ	m
10 ⁻⁶	マイクロ	μ
10 ⁻⁹	ナノ	n
10 ⁻¹²	ピコ	p
10 ⁻¹⁵	フェムト	f
10 ⁻¹⁸	アト	a

表3 固有の名称をもつ SI組立単位

量	名称	記号	他のSI単位による表現
周波数	ヘルツ	Hz	s ⁻¹
力	ニュートン	N	m·kg/s ²
圧力, 応力	パスカル	Pa	N/m ²
エネルギー, 仕事, 熱量	ジュール	J	N·m
工率, 放射束	ワット	W	J/s
電気量, 電荷	クーロン	C	A·s
電位, 電圧, 起電力	ボルト	V	W/A
静電容量	ファラド	F	C/V
電気抵抗	オーム	Ω	V/A
コンダクタンス	ジーメンズ	S	A/V
磁束	ウェーバ	Wb	V·s
磁束密度	テスラ	T	Wb/m ²
インダクタンス	ヘンリー	H	Wb/A
セルシウス温度	セルシウス度	°C	
光束	ルーメン	lm	cd·sr
照度	ルクス	lx	lm/m ²
放射能	ベクレル	Bq	s ⁻¹
吸収線量	グレイ	Gy	J/kg
線量当量	シーベルト	Sv	J/kg

表4 SIと共に暫定的に維持される単位

名称	記号
オングストローム	Å
バ - ン	b
バ - ル	bar
ガ - ル	Gal
キュリ -	Ci
レントゲン	R
ラ - ド	rad
レ - ム	rem

1 Å = 0.1 nm = 10⁻¹⁰ m
 1 b = 100 fm = 10⁻²⁸ m²
 1 bar = 0.1 MPa = 10⁵ Pa
 1 Gal = 1 cm/s² = 10⁻² m/s²
 1 Ci = 3.7 × 10¹⁰ Bq
 1 R = 2.58 × 10⁻⁴ C/kg
 1 rad = 1 cGy = 10⁻² Gy
 1 rem = 1 cSv = 10⁻² Sv

(注)

- 表1-5は「国際単位系」第5版, 国際度量衡局 1985年刊行による。ただし, 1 eV および 1 uの値はCODATAの1986年推奨値によった。
- 表4には海里, ノット, アール, ヘクタールも含まれているが日常の単位なのでここでは省略した。
- barは, JISでは流体の圧力を表わす場合に限り表2のカテゴリーに分類されている。
- EC関係理事会指令では bar, barn および「血圧の単位」mmHgを表2のカテゴリーに入れている。

換算表

力	N (=10 ⁵ dyn)	kgf	lbf
	1	0.101972	0.224809
	9.80665	1	2.20462
	4.44822	0.453592	1

粘度 1 Pa·s (N·s/m²) = 10 P (ポアズ) (g/(cm·s))
 動粘度 1 m²/s = 10⁴ St (ストークス) (cm²/s)

圧	MPa (=10 bar)	kgf/cm ²	atm	mmHg (Torr)	lbf/in ² (psi)
	1	10.1972	9.86923	7.50062 × 10 ³	145.038
力	0.0980665	1	0.967841	735.559	14.2233
	0.101325	1.03323	1	760	14.6959
	1.33322 × 10 ⁻⁴	1.35951 × 10 ⁻³	1.31579 × 10 ⁻³	1	1.93368 × 10 ⁻²
	6.89476 × 10 ⁻³	7.03070 × 10 ⁻²	6.80460 × 10 ⁻²	51.7149	1

エネルギー・仕事・熱量	J (=10 ⁷ erg)	kgf·m	kW·h	cal (計量法)	Btu	ft·lbf	eV
	1	0.101972	2.77778 × 10 ⁻⁷	0.238889	9.47813 × 10 ⁻⁴	0.737562	6.24150 × 10 ¹⁸
	9.80665	1	2.72407 × 10 ⁻⁶	2.34270	9.29487 × 10 ⁻³	7.23301	6.12082 × 10 ¹⁹
	3.6 × 10 ⁶	3.67098 × 10 ⁵	1	8.59999 × 10 ⁵	3412.13	2.65522 × 10 ⁶	2.24694 × 10 ²⁵
	4.18605	0.426858	1.16279 × 10 ⁻⁶	1	3.96759 × 10 ⁻³	3.08747	2.61272 × 10 ¹⁹
	1055.06	107.586	2.93072 × 10 ⁻⁴	252.042	1	778.172	6.58515 × 10 ²¹
	1.35582	0.138255	3.76616 × 10 ⁻⁷	0.323890	1.28506 × 10 ⁻³	1	8.46233 × 10 ¹⁸
	1.60218 × 10 ⁻¹⁹	1.63377 × 10 ⁻²⁰	4.45050 × 10 ⁻²⁶	3.82743 × 10 ⁻²⁰	1.51857 × 10 ⁻²²	1.18171 × 10 ⁻¹⁹	1

1 cal = 4.18605 J (計量法)
 = 4.184 J (熱化学)
 = 4.1855 J (15 °C)
 = 4.1868 J (国際蒸気表)
 仕事率 1 PS (仏馬力)
 = 75 kgf·m/s
 = 735.499 W

放射能	Bq	Ci
	1	2.70270 × 10 ⁻¹¹
	3.7 × 10 ¹⁰	1

吸収線量	Gy	rad
	1	100
	0.01	1

照射線量	C/kg	R
	1	3876
	2.58 × 10 ⁻⁴	1

線量当量	Sv	rem
	1	100
	0.01	1

ホウ素中性子捕捉療法のためのBNCT線量評価システム(JCDS)の開発(協力研究)

R100

古紙配合率100%
白度度70%再生紙を使用しています。