



JP0150316

JAERI-Tech
2001-004



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(委託調査)

2001年3月

研究炉利用課

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。
入手の問合せは、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.

B N C T 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
(委託調査)

日本原子力研究所東海研究所研究炉部
研究炉利用課

(2001年1月9日受理)

現在原研では、熱外中性子によるホウ素中性子捕捉療法（B N C T）を実施するため、B N C T 線量評価システム（J C D S）を開発している。このシステム開発にあたり、J C D Sに要求される機能、今後の開発課題を的確に把握するため、各国のB N C T施設で使用されている線量評価システムについて、その開発、運用状況を調査した。現状ではアイダホ国立環境技術研究所（I N E E L）が開発した線量評価アプリケーション：S E R Aを使用している施設が多い。今回の調査より線量評価を行うためのシステムには、（1）運用開始前に行う計算値と実測値の比較検証により、システムの信頼性の確立、（2）品質の保証のための定期的なメンテナンスや評価値などの確認体制、（3）他のプログラムとの相対的な優劣に常に配慮した改良を継続して行う体制、（4）患者のセッティングまでを考慮した統合的なシステムの開発が必要であることが明らかになった。

東海研究所：〒319-1195 茨城県那珂郡東海村白方白根 2-4

本調査は財団法人 医用原子力技術研究振興財団に委託した調査結果を参考として作成されたものである。

Investigation of Development and Management of Treatment Planning Systems
for BNCT at Foreign Facilities

Research Reactor Utilization Division

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

(Received January 9, 2001)

A new computational dosimetry system for BNCT: JCDS is developed by JAERI in order to carry out BNCT with epithermal neutron beam at present. The development and management situation of computational dosimetry system, which are developed and are used in BNCT facilities in foreign countries, were investigated in order to accurately grasp functions necessary for preparation of the treatment planning and its future subjects. In present state, "SERA", which are developed by Idaho National Engineering and Environmental Laboratory (INEEL), is used in many BNCT facilities. Followings are necessary for development and management of the treatment planning system. (1) Reliability confirmation of system performance by verification as comparison examination of calculated value with actual experimental measured value. (2) Confirmation systems such as periodic maintenance for retention of the system quality. (3) The improvement system, which always considered relative merits and demerits with other computational dosimetry system. (4) The development of integrated system with patient setting.

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

This report is referred the investigation that were committed by JAERI to Association for Nuclear Technology in Medicine for BNCT treatment planning system.

目 次

はじめに	1
1. 概要	2
1.1 BNCT線量評価システム(J C D S)の開発状況と特徴	3
1.1.1 J C D Sの基本設計	3
1.1.2 J C D Sの特徴	3
1.2 海外の線量評価システムの開発状況	5
1.3 海外の開発体制	6
2. 線量評価システムの各施設での現状	8
2.1 アイダホ国立環境技術研究所 (I N E E L)	8
2.1.1 医学物理の視点	8
2.1.2 治療医の視点	10
2.2 ブルックヘブン国立研究所(B N L)	13
2.2.1 医学物理の視点	13
2.2.2 治療医の視点	14
2.3 マサチューセッツ工科大学 (M I T)、ハーバード大学病院	20
2.3.1 医学物理の視点	20
2.3.2 治療医の視点	22
2.4 ベッテン原子力研究所(J R C)	28
2.4.1 概要	28
2.4.2 線量評価システム	28
2.4.3 ベッテン独自の線量計画システム	29
2.4.4 頭部と照射孔との位置合わせシステム	29
2.4.5 その他	29
2.5 フィンランド原子力研究所 (V T T)	33
2.5.1 フィンランドのB N C Tの現状	33
2.5.2 線量評価システム	33
2.5.3 データの取得	33
2.5.4 照射角度と頭部の位置合わせの方法	34
2.5.5 S E R Aについて	34
2.5.6 その他	34
2.6 オーストラリア原子力研究機構(A N S T O)	37
2.6.1 はじめに	37
2.6.2 線量評価システムの開発体制	37
2.6.3 線量評価システムの開発・整備状況	37
2.6.4 線量評価システムの提供及び運用体制	37
2.6.5 その他の状況	38

3. 海外の線量評価システムのまとめ	39
3.1 各施設における線量評価システムの現状	39
3.1.1 I N E E Lの状況	39
3.1.2 M I Tの状況	39
3.1.3 A N S T Oの状況	39
3.2 線量評価システムの提供について	39
3.3 線量評価システムの整備状況	40
3.4 線量評価システムの運用体制	40
3.5 線量評価システムの精度	40
3.6 線量評価システムの利用状況	41
3.7 最新の照射状況	43
4. 線量評価システムの今後の課題	44
4.1 各システムの開発課題	44
4.2 医療側やユーザーの要求課題	44
4.2.1 プログラムの使いやすさ	44
4.2.2 計算時間の改善	45
4.2.3 アフターメインテナンスの問題	45
4.2.4 システムの独自性、信頼性	45
4.2.5 その他	45
5. 結論	46
あとがき	47
謝辞	48
参考文献	49

Contents

Introduction	1
1. Outline	2
1.1 Characteristics and Development Situation of JCDS	3
1.1.1 Fundamental Design of JCDS	3
1.1.2 Features of JCDS	3
1.2 Development Situation of Treatment Planning System in Foreign Country	5
1.3 Development Project in Foreign Country	6
2. Situations of Treatment Planning System in Respective BNCT facilities	8
2.1 Idaho National Engineering Environmental Laboratory (INEEL)	8
2.1.1 Angle from Medical Physicist	8
2.1.2 Angle from Physical Therapist	10
2.2 Brookhaven National Laboratory (BNL)	13
2.2.1 Angle from Medical Physics	13
2.2.2 Angle from Physical Therapist	14
2.3 Massachusetts Institute of Technology (MIT) & Harvard Medical School	20
2.3.1 Angle from Medical Physics	20
2.3.2 Angle from Physical Therapist	22
2.4 Joint Research Center of EU at Petten	28
2.4.1 Outline	28
2.4.2 Treatment Planning System	28
2.4.3 Petten Original Treatment Planning System	29
2.4.4 Patient Setting System	29
2.4.5 Others	29
2.5 VTT	33
2.5.1 Situation of Finnish BNCT	33
2.5.2 Treatment Planning System	33
2.5.3 Acquirement of Medical Data	33
2.5.4 Patient Setting Method	34
2.5.5 SERA in VTT	34
2.5.6 Others	34
2.6 ANSTO	37
2.6.1 Introduction	37
2.6.2 Development System for Treatment Planning System	37
2.6.3 Development and Maintenance Situation for Treatment Planning System	37
2.6.4 Delivery and Management System for Treatment Planning System	37
2.6.5 Others	38

3. Conclusion of Treatment Planning System in foreign Country	39
3.1 Situation of Treatment Planning System in Respective BNCT Facilities	39
3.1.1 Situation of INEEL	39
3.1.2 Situation of MIT	39
3.1.3 Situation of ANSTO	39
3.2 Delivery of Treatment Planning System	39
3.3 Maintenance of Treatment Planning System	40
3.4 Management of Treatment Planning System	40
3.5 Accuracy of Treatment Planning System	40
3.6 Utilization of Treatment Planning System	41
3.7 Current Status of BNCT Irradiation	43
4. The Future Subjects for Treatment Planning System	44
4.1 Development Subjects of Respective Treatment Planning System	44
4.2 Requirement of Medical Side and User Side	44
4.2.1 User Interface of the Application	44
4.2.2 Improvement of Calculation Time	45
4.2.3 After Maintenances	45
4.2.4 Reliability and Originality of the Application	45
4.2.5 Others	45
5. Conclusion	46
Postscript	47
Acknowledgement	48
References	49

はじめに

現在、研究炉利用課でJRR-4に整備した中性子ビーム設備を用いた熱外中性子によるホウ素中性子捕捉療法（BNCT）を実施するために必要となる照射線量評価アプリケーションを開発している。BNCT線量評価システム（JCDS）は、BNCT実施において患者の頭部3Dモデルを用いてシミュレーション計算を行い、照射線量を評価するソフトウェアである。このJCDSによって計算された照射線量を基に、BNCT実施のための照射条件を決定し、治療計画を作成する。JCDSは、3Dモデルを作成しMCNPによる計算を実施し、その計算結果を医療画像上に表示するものであり、現在プロトタイプが完成した段階にある。今後JCDS開発にあたり、現状で不十分な機能等の課題を的確に把握し、システム開発を効率的に行い、治療計画作成に最適なシステムを早期に完成させる必要がある。このため、技術的な観点より現在医療の世界で用いられている種々の線量評価システムの調査を行い、何が必要とされているのか、どこまで必要とされるなどについて調査・検討する必要があると判断した。海外の施設で開発され、いくつかのBNCT施設で使用されている線量評価システムについて、物理的な視点と医学的な視点の両方からシステムの開発、維持、運用状況等の調査を行い、これらに基づき我々のシステム開発にフィードバックするための調査を実施した。

今回の調査対象施設は、多く使用されている線量評価システム：SERAを開発・運用している米国のアイダホ国立環境技術研究所（INEL）と、このSERAを使用している米国ブルックヘブン国立研究所（BNL）、欧州のペッテン原子力研究所（JRC）とフィンランド原子力研究所（VTT）、パソコンベースの線量評価システム：NCT-Planを開発するとともに、実際に使用しているハーバード大学・マサチューセッツ工科大学連合、及び独自の線量評価ソフト：AUTOVOXを開発したオーストラリア原子力研究機構（ANSTO）の合計3地域7施設である。

各国の線量評価システムの調査は、治療的観点及び医学物理的観点からの調査が重要であることから財団法人 医用原子力技術研究振興財団に委託調査したものを基本にまとめたものである。

編集担当 熊田博明

1. 概要

原研JRR-4、京大KURを含め、欧米各原子力研究機関においても原子炉を利用した熱外中性子によるBNCT照射を実施するための照射施設が準備され¹⁾、これらの照射設備においてBNCTを実施するため、いくつかの研究施設において線量評価システムが開発、運用されている^{2),3),4),5)}。

JRR-4に整備された中性子ビーム設備は、重水層の厚さ等を変更する事により中性子エネルギーを熱中性子から熱外中性子の領域において任意に選択することができる。これにより、これまでJRR-2で行われてきた医療照射と同様の熱中性子によるBNCT照射を継続することができるとともに、脳内の深部線量を改善する熱外中性子を用いたBNCTの研究を開始することも可能となった。熱外中性子による無開頭BNCTにおいては患部の線量を実測できないため、人体内の線量分布を計算により正確にシミュレートし線量評価を行うシステムが不可欠である。また最近の知見では、熱中性子と熱外中性子の混合ビームにおいても、十分な治療計画による適切な照射が重要であることも明らかになってきている。よって原研では、BNCT照射時の頭部内の照射線量を計算、評価を行うBNCT線量評価システム(JCDS)の開発を行っている²⁾。

本システムは、BNCT実施前の治療計画作成のための支援システムとして使用するとともに、BNCT実施後の線量分布を評価して治療成績との相関関係を解析するために用いる。さらに、中性子ビーム設備の照射コリメータなどの設計解析ツールとして用いることも可能である。

JCDSは、現在プロトタイプが完成した段階にある。今後ユーザーインターフェイス等の改良を行い、より使いやすいシステムにするとともに、JRR-4中性子ビーム設備のフリービーム、物理ファントムモデルによる特性測定実験から得られる実験データ及び実際の開頭BNCTによる頭部内の実測データを基に検証及び調整を行う。またJCDSより導かれた照射条件を満たすために、患者を正確な照射位置に迅速にセッティングを行うための患者セッティングシステムも並行して開発している。

一方、海外においては熱外中性子を用いたBNCTの実施において、治療計画作成のための線量計算ソフトウェアによる事前線量計算が不可欠と判断しており、いくつかのアプリケーションが開発された³⁾。現在各施設で治療に使用されている線量評価システムは、アイダホ国立環境技術研究所(INEEL)が開発したBNCT-Rtpe(現在は、最新版のSERIAが各施設に配布されている)とマサチューセッツ工科大学(MIT)が開発しているNCT-Planがある。これらのシステムの開発研究・維持・運用などもそれぞれ独自に行っている。現在熱外中性子を用いた治療を行っている世界の4施設において、BNL、Petten、Finlandの3施設がINEELの開発したものを、またMITはMITで開発したものを使用している。現在のところ両アプリケーションとも、そのアプリケーションに関する共同研究を実施することを条件に無償で提供されている。なお、INEELの線量評価アプリケーションを人の治療に使用する場合、その使用に関する保証は、BNL以外の施設に対しては行われていない。またBNLにおいては、BNL施設の線量評価システム運用グループとINEELの計算グループが同じ患者のデータを使ってそれぞれ個別に計算し、ダブルチェック体制を取っており、計算結果の信頼性などの品質を保証する方法をとっている。

1.1 BNCT線量評価システム（J C D S）の開発状況と特徴

各国の治療計画作成のための線量評価アプリケーションの調査目的は、現在原研で開発しているBNCT線量評価システム（J C D S）に不足している機能、強化すべき機能を適確に把握するためのものある。そのため、まずJ C D Sの特徴と現在の開発状況について報告する。

1.1.1 J C D Sの基本設計

J C D Sは、中性子及びガンマ線輸送のシミュレーションを行う計算部分、そのための数値モデルの作成と入力条件を設定するプレ処理部分、中性子束及びガンマ線束分の計算結果を医療画像上にセンター表示等を行い、治療計画作成のための線量計算結果を出力するポスト処理部分の3つに大別される。

プレ処理部分で数値モデルを作成するための基礎となる医療画像は、一般的に広く使用されているCT画像を用いるとともに、各組織の診断をより明確に特定する事のできるMRI画像を用いるハイブリッド方式である。それぞれの医療画像を取り込み、患者頭部3Dモデルを作成する処理部分には、画像処理アプリケーションとしてAVS社製AVS Developerを用いている。

中性子及びガンマ線輸送シミュレーションを行う計算コードとしてモンテカルロ・コード：MCNP-4Bを採用している。

動作環境（ハードウェア）は、一般に普及しているUNIXワークステーションで動作するものとし、開発はSUN製Unixワークステーション上で行っている。BNCT線量評価システムのハードウェアは、MCNPの計算とCT、MRI画像データの処理に強力なCPU性能と描画性能を必要とする。ハードウェアの主要諸元をTable 1.1.1に示す。

1.1.2 J C D Sの特徴

J C D Sは、患者頭部3次元モデルを作成するプレ処理部分において、医療画像であるCTとMRI画像の両者を使用することができる。CT画像を使用することにより、頭部の材質分類（骨、軟組織及び空気）を自動的に行うことができ、基本的な3D頭部モデルを簡単に作成することができる。一方MRI画像は、頭部組織内の腫瘍等を鮮明に選別することができるため、適確に腫瘍領域等をROIとして指定することができる。よって、このCTとMRI画像を使って患者頭部モデルを作成することにより、詳細な数値計算モデルを簡便に作成することが可能である。

患者頭部モデルは、頭皮、骨を変更する等の材質、形状を編集することが可能である(Fig.1.1.1)。これにより現在日本で行われている開頭手術を伴う熱中性子を用いた開頭BNCTにも対応することができる。この開頭BNCTから得られたデータを使用することによりシステムの検証を行うとともに、BNCT実施後の事後評価を行うことも可能となる。またJ C D Sは、患者を実際の照射室内の照射位置に設置するためのシステム（患者セッティングシステム）への患者位置データを出力することにより、正確かつ簡便に患者を照射位置に固定することが可能である。

本システムは、一連のシステムとして動作するプロトタイプの製作を行い、ファントム照射実験、熱中性子による開頭BNCTから得られた実際の照射データ等を基に検証を実施している段階である。

Table 1.1.1 B N C T 線量評価システム開発のためのハードウェア環境

CPU	UltraSPARC II 360MHz ×2CPU
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
ディスプレイ	21インチ・カラーディスプレイ
OS	日本語 Solaris2.6
テープ・ドライブ	7-14GB 8mm InternalTape Drive

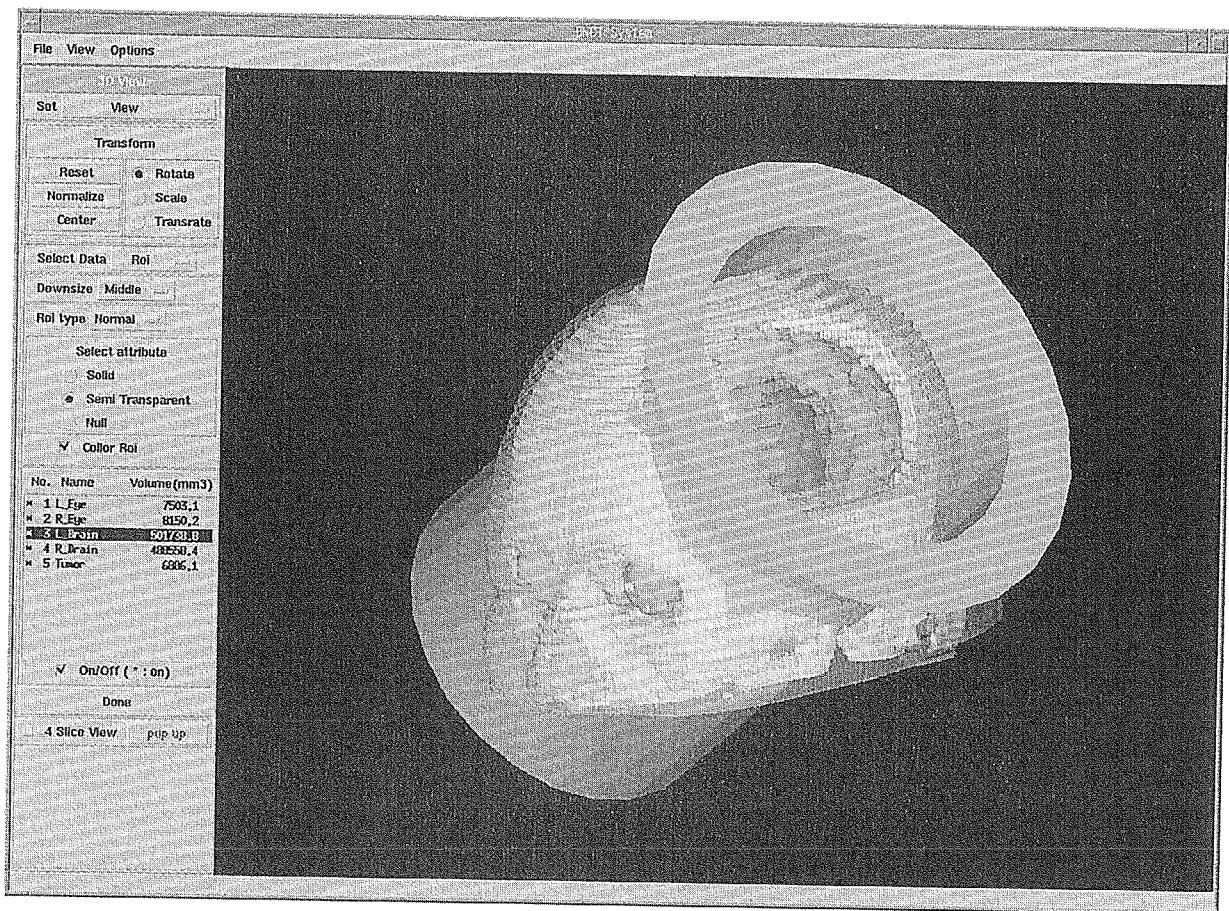


Fig. 1.1.1 J C D S による数値計算モデル作成のための患者頭部 3 D モデル

1.2 海外の線量評価システムの開発状況

アイダホ国立環境技術研究所(I N E E L)は 1 9 9 9 年 7 月に最新のプログラム「SERA: Simulation Environment for Radiotherapy Applications」の発表を行った⁴⁾。利用施設側の検討期間中であるため、まだ人の治療には使用されていないが、計算結果の 3 D 表示や体積線量分布(Dose Volume Histogram)を表示することができる。計算時間は、従来 3 時間程度かかっていたものが 1 2 分前後と大幅に短縮されている。この時間短縮は、1 週間に治療できる患者の数を増やすことに貢献する。すなわち、B N L の場合、照射角度や分割照射条件などの照射条件を変えた 9 ケースの計算結果から最適な治療条件を決めていることから、1 週間に 1 人の患者を治療することが実状である。また、一人の患者に対してより多くのケースについて計算できることにもなり、治療結果の向上にも貢献できるとのことである。形状構成単位は上下 (Z 方向) に 5mm のスライス幅で構成している。X-Y 面は 2mm ピッチであることから、頭部についての総 univels 数(大きさは全て同じ) は、2 百万個 (標準) である。使い勝手に関しては、治療のための計算ということから、放射線治療の常識となっている照射時の角度 (照射したくない所に注意するため) と線量体積頻度分布を重点的に確認出来るように工夫がされている。

M I T が開発、運用を行い治療に使われている線量評価システムは、当初パソコンで計算できることを特徴としており、使い勝手の向上など使用者側のニーズに答えるように改良が加えられてきた。現在は第二世代の「N C T - P l a n」が使われている⁵⁾。性能面では実用上十分なレベルに達している。なお、現在改造中のM I T R の新しい照射場の完成を待って医療照射が再開されることから、さらに利用しやすいように改良を加えている。プログラム提供については連絡をとれば、簡単な登録のみでソフトを無料で提供してくれるようである。

オーストラリアの「A U T O V O X」は後発だけに、十分検討がなされており、計算結果についての信頼性などの確認を実験値との比較から実施している^{6),7)}。オーストラリアの取り組みは、1 9 8 9 年 3 月に M I T で開催された線量評価に関するワークショップへの参加がきっかけであり、1 9 9 2 年頃はオーストラリアも B N C T への取り組みが意欲的に行っており、計算方法の基礎的な部分からの改良を実施してきた。計算手法は、M I T と同じ voxel 法に分類できるが、M I T が全て同じサイズの voxel であるのに対して、着目した部分を詳細に計算できるようにしているところが特徴である。開発者によれば計算時間は、必要な精度等の計算条件によって異なるが、現在の計算機の性能から言えば、他のプログラムと同程度のレベルにあるとのことであった。

このプログラムも含めて、現在治療に使われていない線量評価システムの将来性は、そのプログラムを用いて治療を行う施設が現れるかいなかによるところが大きいと考えられる。

1.3 海外の開発体制

IN EELのS E R Aの開発体制は、線量評価システムの心臓部であるM C N Pによる中性子と γ 線の計算プログラムについてはIN EELとモンタナ大学が担当した。IN EELの内部予算で1985年からBNCTプロジェクトをスタートさせて行われている。期間や予算規模等の概要をTable1.3.1に示す。

MITのN C T·P l a nの開発体制は、Zamenhofを中心に小グループで検討が始められ、学生やプログラマーの助けはあったものの、定常的な開発体制は無かったようである。線量評価システムの線量計算部分はM C N Pによる中性子と γ 線の計算プログラムはそのまま使用している。現在のN C T·P l a nは世界で6機関で利用されており、いずれもプログラムは無料で提供されている。期間や予算規模等の概要をTable 1.3.2に示す。

オーストラリアのA U T O V O Xの開発体制は、当時博士課程の学生であったS. Wallaceを中心に、プログラムの改良、実験との比較等が実施された。1994年はじめからAnatolyが参加し、シリコン検出器を用いた測定実験を通じて、このプログラムの検証に貢献している。実験はP e t t e nのH F Rの医療照射場を用いて行われた。計算プログラムはM C N Pをそのまま使用したことであった。期間や予算規模等の概要をTable 1.3.3に示す。

Table 1.3.1 I N E E Lで開発した線量評価システム

名 称	B N C T - R t p e (旧)	S E R A (新)
開発期間	1987～1994	1995～1998
予算規模	3～4 百万 米国ドル	百万 米国ドル
担当機関	アイダホ国立技術環境研究所及びモンタナ州立大学	
キーパーソン	Physicists; Floyd Wheeler, Dan Wessol, Chuck Wemple, David Nigg Medical Doctors; Gavin, Dorn III, A.Z.Diaz	

Table 1.3.2 M I Tで開発した線量評価システム

名 称	M a c _ N C T - P l a n (旧)	N C T - P l a n (現)
開発期間	1989～1994	1996～1999
予算規模	11万 米国ドル	数万 米国ドル
担当機関	マサチューセッツ工科大学	Beth Israel Medical Center
キーパーソン	Rovert Zamenhof and Matthew Palmer	

Table 1.3.3 オーストラリアで開発した線量評価システム

名 称	A U T O V O X
開発期間	1992～1996
予算規模	25万 米国ドル
担当機関	Univ. of Wollongong, ANSTO, AINSE
キーパーソン	S.Wallace, B.Allen M. Carolan, A.Rosenfeld

2. 線量評価システムの各施設での現状

各国線量評価システムを調査するため施設を訪問し、施設の様子や印象などを含め、線量評価システムの開発、維持、運営等を報告する。今回の調査は、治療的視点と医学物理的視点の2つの立場から行った。それぞれの調査結果は重複する部分もあるが、視点が異なることから線量評価システムに対して得られる情報も異なるものと考えられるため、それについて報告を行う。なお線量評価システムの開発並びにその利用が一体になっているMITとHarvard大学施設、システム開発を行ったINEL及びシステムの利用をしているBNLについては治療医、医学物理士の両視点からの報告を行う。また、Pettetn及びFinlandの報告は治療医からの視点、オーストラリアの報告は医学物理士からの視点のみの報告である。

2.1 アイダホ国立環境技術研究所（INEL）

2.1.1 医学物理の視点

医療物理からの視点では、線量評価システムの開発の動機、開発開始時期、開発期間、開発費用、開発に携わった研究者、改良のポイント、共同研究の有無、今後の方向性について技術的観点より調査を行った。

(1) INELにおける線量評価システム視察の概要

INELの新しい線量評価システム（SERA）は、計算時間が大幅に短縮されており、MCNPの計算のデモは行われなかったが、12分前後で従来と同じ内容の計算ができるとのことである。形状構成単位は上下（Z方向）に5mmのスライス幅で構成している。頭部についての総univels数は、2百万個（標準）であった。X-Y面は2mmピッチであり、治療時の空間線量評価から考えて十分な分割数であると思われる。計算領域内のunivelの大きさは全て同じであった。

放射線治療の観点からは、照射時の角度（照射したくない所に注意するため）と線量体積頻度分布を重点的に確認することであった。放射線治療の常識となっているこの2つは必ず計算結果を示す必要があるとの治療医からの確認もあった。

立ち上がったばかりのシステムということもあり、デモンストレーションはすぐには対応できない状態であった。しかし十分に対応できるレスポンス・スピードは持っていた。

線量評価システムを実用化するには、使用開始前に行う計算値と実験値の比較検討に加えて、信頼性や品質保証のための定期的なメンテナンスや実験値などとの定期的な比較検討が必要である。また、他のプログラムとの相対的な優劣に常に配慮した改良を継続して行う体制が必要であると考えられる。

(2) 線量評価システムの開発体制

INELにおいて1985年からBNCTプロジェクトをスタートさせ、線量評価システムの心臓部に当たるMCNPによる中性子と γ 線の線量計算プログラムの開発体制はINELとモンタナ大学が担当したことである。

(3) 線量評価システムの開発・整備状況

1994年9月以降、BNLで治療にも使われてきたBNCT-Rtpeは、1998年バージョンV2.2をもって開発を終了した。平行して開発してきた最新のプログラムSERAが1999年初頭に完成し、各種の特性や作動安定性を確認後、1999年8月より利用施設や共同研究施設に提供されている。計算機のハードの標準はSUNソラリス・シリーズであるが、近年の発達により、以前のワークステーションクラスの計算機から、パソコンクラスの計算機でもできるようになってきている。基本ソフトはLinuxとのことであった。特別仕様のものは必要ないようになっているとのことであるが、画像の処理スピードは構成する機種によってはまだ差があるようである。

(4) 線量評価システムの提供及び運用体制（計算精度など）

INELの線量評価システムは、現在、基礎研究や開発を利用し、共同研究を実施するという契約を結ぶことによって世界中に無償で提供されている。従って、患者への適応に関する保証はなされていない。ただし、BNLでの患者の治療への応用に関しては、BNLとINELが独立に計算を行うダブルチェック方式を基本として、正式にBNCTへの適用を認めている。なお、数年前までの話であるが、有償での提供の模索がなされたようであるが、実際に有償で導入した施設はなかったようである。

なお、計算精度については、ヒストリー数に依存する部分が多いことから特に規定はできないとのことであったが、200万ヒストリーを計算の基準にしているとのことであった。

取り扱いマニュアルはWebサイトで電子的な媒体として提供することを基本としている。紙に打ち出したものは、膨大な内容になってくるため若干部を作成している程度である。サポート体制については、簡単な質問や対応であればWebサイトを用いて無料で対応することである。多くの問題がある場合は個別の対応を考えることであった。例えば、人を派遣してのサービスも可能とのことで、そのときは人件費の負担程度でバックアップをしたいとのことであった。

(5) その他の状況

1) システム開発の動機

獣医学者のGavin(WSU)が進めてきた動物実験による熱外中性子の特性評価に必要であること、さらに人への治療にも必要との判断があった。このように線量評価の重要性と必要性が認識されたことと、利用者からの素早い線量評価を求められたことが大きな動機付けになっている。

2) プログラムの改造予定

新しいプログラムができたばかりであるため、しばらくは予定していない。将来の取組として、放射化の計算ができるようにしたいとの考えがある程度であった。

3) 入出力データ関係

画像入力データの規格は、現在、QSH(Old DICOM)がサポートされているが、将来は標準のDICOM規格に対応することであった。なお、DICOM規格自身も変化しているのでどの時点のものに対応するかは未定のことであった。線量計算結果は、 $^{10}\text{B}(\text{n}, \alpha)^7\text{Li}$ 、 $^{14}\text{N}(\text{n}, \text{p})^{14}\text{C}$ 、 $\text{H}(\text{n}, \text{n})\text{H}$ の各反応の高LET重荷電粒子によるものと γ 線の物理吸収線量、RBE線量、

C F 係数を考慮した加重線量を計算している。血中のボロン濃度に対する正常部、腫瘍部、血管細胞のボロン濃度の比は以下のようなものを使用していた。

BPA: normal 1.35 times, tumor 3.8 times, blood vessel walls 1.35 times(MIT)

BSH: normal 0 times tumor 1.1 times, blood vessel walls 0.33 times (日本)

それぞれに D V H (Dose Volume Histogram) を積分型と微分型で計算評価する等、全体の線量に対して積分曲線のみを提供することが可能である。その他、照射方向を自由に設定できることから、多門照射を想定した計算にも容易に対応できる。線量報告には標準フォーマットがある。

4) 中性子及び γ 線線量計算関係

モンテカルロ計算が基本であり計算状況に対応した改良を加えている。それぞれのモンテカルロ計算コードには、 SERA は SERA-MC、また BNCT-Rtpe は rrt-MC の名前が付けられている。使用している核データは ENDF (B4-6)のことであった。計算関係の内容をまとめて以下に列挙する。

① 形状的な線量再構成法

SERA: pixel-by-pixel uniform-volume-element("univel")3D-pixel, Pixel = 2D

BNCT-Rtpe: Surface

② 空間的な分割数の制限

SERA: several E6 Pixel by computer storage

BNCT-Rtpe: conceptually no limitation

③ 入射中性子と γ 線の記述方法

SERA and BNCT-Rtpe : 両方とも強度、角度依存中性子束など数値データで入力可能

④ 計算精度評価法 SERA、BNCT-Rtpe ともに 200 万ヒストリー

計算誤差評価 SERA、BNCT-Rtpe ともに各領域で実施

⑤ データの入出力

入射方向の変化には柔軟に対応できる。従って、多門照射時の評価にも問題はない。ホウ素の濃度の時間的な変化は、平均値にして考慮する。結果の表示は 3 次元表示など求めに応じて可能である。

2.1.2 治療医の視点

(1) 概要

I N E E L は D O E から研究費を受けて、アメリカ国内の数カ所の研究機関と共同研究を行っている。I N E E L 自体の原子炉を用いた B N C T の実施の予定はないとのこと。研究の主な枠としては新しい化合物の開発 (B10H12: Decaborane) があり、これは正常人での phase I toxicity study が行われ、現在犬の脳腫瘍にて照射実験が行われている。30mg/kg bolus injection にて投与後 10-20 分で 100ppm, 12 時間後で 12ppm の血中濃度が得られたとの報告を得た。詳しくは近々論文発表がされること。また、これに関連して Washington State University (W S U) の Gavin との共同研究で W S U の原子炉を Fluental を用いて改造して動物専用の治療装置を改造中とのことであった。Fluental は熱外中性子を得るためにこれまで最も優れた材質であると

の見解であった。

(2) SERA_MCについて

SERA_MCは以前に使用していたRtpeの使用を中止して新しく開発した計算コードである^{3),4),8)}。Rtpeがsurface based、MCNPがvoxel basedに対しSERA_MCはpixel basedの計算方法である。この新バージョンのSERA_MCは旧バージョンのBNCT-Rtpeより計算スピードが3~10倍速くなっている。使用機種にもよるが同じ計算条件で見ると1ケースの計算時間は、以前のBNCT-Rtpeで3時間かかっていたものが、SERAでは12~15分(Personal Computer Pentium III 600MHz, Linux)に短縮されており、これまでの計算時間の約10分の1で終了することが大きなメリットである。

3次元の画像処理は現状ではSUNの方が速いが、将来は変わらなくなるかもしれないとのFloyd, Chuckのコメントであった。これは医学側から見ると計算時間の速さはきわめて魅力的な点であり、治療計画を事前に検討する際にもいくつかの照射導入角度を検討するときにも使いやすいと考えられる。現在のところはこのシステムをminor revisionするものの当面はこのシステムの安定化に努力していくとの方針もユーザー側に安心感を与えるものである。

さらには1998年に第1回のUsers Workshopを開催しており、日本からも京都大学から1名参加して、講習を受けている。この講習会は、確定的ではないがこれからもニーズに応じて2年に1回程度開催される予定とのことである。対象はおもに医学物理士であるが、放射線腫瘍医などの臨床からの参加もあったとのことである。

(3) イメージ・データの取り込み

現在のところ、治療計画はMRI上で行われており、臨床医がマニュアルにて皮膚、骨、脳、腫瘍、浮腫、risk organを決めて、その上で計算を行っている。したがってCT画像は使用しておらず、ゆえにimage registration, image fusionの問題はない。将来的にはCTとMRIの重ね合わせも考えているとのことである。この点は原研で開発中のJCDSでは、CTとMRIのfusionを考慮しているので、優位に立てる可能性があると考えられる。データの採取は頭蓋底から頭頂の先2~3スライスまで行われ、3方向で撮像するときはそれぞれ直角にデータ採取を行う。ガントリーに対しての角度は特に制限はないとのことである。つまり、すべてのデータを3次元で再構成するため、どの角度でも結局はあまり影響がないとの回答を得た。この患者頭部モデル作成において任意角度の医療画像を利用できるということは、各病院からの画像を使用できることとなり、また日常の臨床で用いている画像がそのまま使えることになり、見慣れた角度で治療計画を立てられることになる。これは臨床を行う者にとって安心感があり、判断ミスを防ぐ意味でも必要な条件と考えられる。よって、この任意角度の画像を使用できることへの対応は、今後のJCDSの改良点として参考すべき点であると考えられる。

(4) データの授受

INTELではBNLの臨床データの再計算を行っており、BNL側での計算違いやシステム自体の信頼性の検討を行っている。この際のデータの受け取りはnetworkを通じてFTPで受け取っている。データのフォーマットはraw dataであり、これまでのスタンダードと彼らが主張し

ている QSH 方式で行っているとのことである。なお 1999 年 12 月に release される 1.0B Version では DICOM3.0 対応になるとのことである。このシステムの Version up などについての詳細は web page 上 (<http://www.montana.edu/~bnct/>) で検索できる。

(5) システムの供給体制

1996 年の調査時では、約 300 万円のライセンス料が必要であったが、現在では charge free で共同研究として供給しているとのことであり、臨床で BNCT を行っている施設は MIT を除いてすべての施設で本システムを導入している。また、BNCT をまだはじめていない、ポルトガル、アルゼンチンなども供給を受け、workshopへの参加を行っており、SERA は world standard としての位置をキープしようとしている姿勢がうかがわれた。MIT では Zamenhof の開発した MacNCT があり、オーストラリアの AUTOVOX、原研の JCDs がこのような中でどのような位置を保っていくかはシステムの独創性や利便性などによって決まっていくのではないかと思われる。現在独自のシステムを開発している原研ではこれらを考慮し、より使いやすいシステムを構築することを主眼としている。

(6) 線量計算

線量については MRI 画像上では中性子の分布が 3 次元で等高線あるいは wash 画像として表示される。この際 PC では若干表示されるのが遅い印象があり、graphic accelerator board の使用あるいは SUN 上での画像表示がより使いやすいのではないかと思われた。Dose Volume Histogram は 4 つまで同時に表示することができ、tumor, normal brain, target などをそれぞれ表示することができる。ただし、normal brain と tumor の histogram をそれぞれ描いて、ひとつつのグラフ上に表示することはシステム上ではできないとのことであった。Histogram には peak dose, average dose, minimum dose, reference dose がそれぞれ表示される。RBE, CF, WU などについてはそれぞれの成分ごとに設定することができ、physical dose と equivalent dose はそれぞれ表示することが可能であった。

2.2 ブルックヘブン国立研究所（BNL）

BNLの調査は、主に Aidnag Diaz, Ru Mei Ma と臨床データの結果との討論、線量計画システムのデモンストレーション等によって行われた。

2.2.1 医学物理の視点

(1) 線量評価システムの整備状況

BNLの線量評価システムは INEELで開発されたもので、ハードの計算システム構成は SUN Ultra Sparc 10 creator 3D であった。画像処理スピードに優れているとのことであり、後は CRTとプリンタがある程度である。INEELコードを使用していることから、患者の画像データは電子化された QSH (Old DICOM) でやり取りしている。計算コードは将来的には INEELの最新のプログラムである SERA=SERA-MC に切り替える予定であるが、現状は旧コードの BNCT-Rtpe= rrt-MC を使っているとのことである。SERAのデモンストレーションを画像取り込み処理から行っていたが、INEELと同様に SERAの調子が良くなく、適確に見ることはできなかった。SERAについては導入初期の調整が必要な段階である。

(2) 線量評価システムの運用体制（計算精度など）

線量評価システムの運用については、医学物理士が計算し、放射線治療医が評価し、責任を持って患者に適応する。計算データの責任はプログラムに起因するものは開発者、入力時のデータに起因するものは医学物理士が分担することであった。患者への最終責任は医師が負うとのことは日本と同じである。

従来の線量評価システムの BNCT-Rtpe は、1994年9月～1999年5月まで患者の治療に使用されてきた。INEELの最新のプログラム SERAについては 1999年初頭に試験版として提供されていたが、1999年8月の取扱講習会が開かれた後より正式に導入されることになる。

新バージョンの SERAは旧バージョンの BNCT-Rtpe より計算スピードが 3～10 倍早くなっていることから、従来の治療に用いられてきた計算条件でみると、1ケースの計算時間は、以前の BNCT-Rtpe で 3 時間かかっていたものが、SERAでは 12～15 分に短縮されることになり、今後の BNCTへの適用に期待をしているとのことである。なお、計算機のハードの標準は SUN ソラリスシリーズであるが、近年のコンピュータの発達により、以前のワークステーションクラスの計算機から、基本ソフト Linux でのパソコンクラスでもできるようになってきている。特別仕様のものは必要ないようになっているとのことであるが、画像の処理スピードは構成する機種によってはまだ差があるとのことであった。計算条件は、200万ヒストリーで評価することを基本にしている。統計精度で 5 %以下になる計算評価データを信用することであった。

(3) 線量評価システムの利用状況

INEELの線量評価システムは、現在、基礎研究への利用と、共同研究を実施するという契約を結ぶことによって世界中に無償で提供されている。ただし BNLだけには、患者への適応に関する保証もなされており、調査時点で 54 例の治療に使用されている。患者への適応では、B

N LとI N E E Lが独立に計算を行うダブルチェック方式を取っている。

取り扱いマニュアルはWebサイトで電子的な媒体としてI N E E Lから提供されている。サポート体制についても、簡単な質問や対応であればWebサイトを用いて無料で対応してくれることである。

(4) 最近の治療状況等

患部の位置決めにM R I画像を用いているが、そのマーカーに皮膚表面に両面粘着テープで固定したビタミンE剤を利用していた。5カ所にマーカーを置き、そのうち実際の患者の位置決めには最低2カ所通常3カ所で行うとのことであった。位置あわせの精度は5mm程度であり、B N C Tには十分な精度である。

S E R Aのデモンストレーションはスムーズに行われず、I N E E LでもB N Lでもうまくいかなかつたところを見ると、コード立ち上げ初期の調整が必要な状態であろう。1999年5月末を最後にしばらく治療は見合せていることと併せて、前のコードのBNCT-Rtpeが使用できることから、S E R Aの利用に対してもおおらかな対応であった。治療再開までに整備をする予定であろう。B N R Rに関しては、今年2月の調査以降で変わったことは照射室内壁の塗装をやり変えた程度であった。

放射線治療医のA.D. ChananaとD.N. Slatkinとの討論より、Chananaからは、大きな腫瘍グレイドVI患者のみ対象に治療を実施してきたが、期待していたプロトコール#5の7例の結果も、副作用が強く、また平均寿命も短く、またQOLも予想より低いとの報告があった。これらのことから基礎研究をもっとするべきであるとの結論に達したと報告された。化合物の問題を解決しない限りB P Aでは再発の問題を解決できないと強調していた。Slatkinは、B N C Tにやや悲観的な感想を漏らしていた。化合物の開発をしてきたグループにいたことから、未だに有効な新しい化合物を提示できないいらだしさの現れとも考えられる。B N Lの治療グループとしては、腫瘍部のB P Aの不均一分布があることが、治療結果があまり良くない最大の理由としているようである。特にプロトコール#5は多門照射で十分治療できる線量を与えていたにもかかわらず、結果はそれよりも線量の低いグループよりも悪かったことが、治療を見合せる直接のきっかけになったようである。1999年の10月にDiazが来日した際に、しばらく中止することを検討していると言っていたが、ここにその方針をはっきりさせたとのこと。やや否定的なニュアンスが感じられたが、うまく照射すれば良く効いていることは確認できたとのことで、ホウ素化合物のさらなる改良を期待しているとのことであった。

2.2.2 治療医の視点

(1) 線量評価システム

Diazは臨床の立場から、I N E E Lの最初のシステムからアドバイスを行っており、User's meetingでもいろいろと注文をつけて改良させたとの事である。それにより、S E R Aについて改良が行われている。S E R Aは導入されているがまだ使える状態ではなかった。まだいろいろとバグがあり、I N E E Lのsource codeにinternetから入って見に行かなければならないこともある。そのため、適切に修正が行われたバージョンのもの有待しているようである。モジュー

ル同士のコネクションがうまく行かないことが問題とのこと。SERAの利点は3次元表示などが良くなつたことである。BNLやMITのように多門照射を行う方法では、SERAの3次元表示手法は使いやすい方法であろう。Mac_NCT_Planとの比較は行っていないが現状で満足している。画像の取得はガントリーに関係ない角度で良く、通常の臨床で使う角度で行っている。古いINELシステムは治療に必要な計算に24時間から2日かかっていたが、SERAでは15-30分程度であるとのことだった。使用しているコンピュータはSUN Ultra Sparc 10 creator 3D(約10,000ドル)であり、やはり画像処理がこちらの方が早いので使っていると説明された。

(2) 照射孔と頭部位置あわせの方法

線量評価のための医療画像については、MRIを近くのニューヨーク州立大学Stonybrook病院において3Dデータセットで撮像するが、現状ではT1_Gd imageのみを参考にしている。将来はimage overlapping, image fusionを希望していた。Mac_NCT-PlanではCTに写ってくる頭部以外の構造を手動で消さなければならない。MRIを使用する場合は皮膚、骨、脳、organ at riskを手動で設定するが、結局CTでも同様の操作は行わなければならず、作業が二度手間になる可能性がある。これは、JCDsにおいてもCTとMRIの両画像を取り扱って患者モデルの設定を行う手法を使っているため、今後システムの使い易さ、ユーザーインターフェイス等を考慮した開発が必要となってくる。

患者の照射位置合わせ手法に関しては、BNLはシミュレーションの部屋を持っている。位置合わせを行うため、患者に5点のマーカー(ビタミンEカプセルか最近ではシールつきの専用のMultimodality Radiographic Markers, IZI Medical Corp Baltimore MD21208, USAのものを使っている)をつけてMRIを施行し、シミュレーションの結果をシミュレーションの部屋で位置合わせを行っている。きわめてprimitiveであるが、定規で照射孔からの位置を計算し、皮膚のisocenterを決め、そこにあった時点でレーザーマーカーを用いて線を引いて実際の照射に備える。この間にどれくらいかかるのかという問い合わせに、hours!との返答であった。この点に関しては、JCDsに患者セッティング機能を最初から考慮した開発を行っているため、大きな特徴となり得ると考えられる。彼らは現実には0.5cm程度のすれば許容範囲と考えているようである。(Fig.2.2.1)

(3) 最近の治療について

BNLグループはp-BPAによるPhase I/II trialを最近終了した。Dose escalationの段階で正常脳のaverage doseが10Gyに達したところですべての患者でneurotoxicityが出現した。これはBNCT後しばらくしてから出現し、1-2カ月の軽度意識障害が続くとのことである。また、Time to relapseも平均7カ月であり、通常のconventional therapyより優れたものではなかった。さらにPerformance scaleも初期の腫瘍の小さい例は良かったが、group5については腫瘍サイズの大きいものが含まれているため、通常の放射線治療を有意に上回るものではなかった(Fig.2.2.2)。よって、彼らは恐らくホウ素化合物がすべての腫瘍細胞に行き渡っていない可能性があるのではないかと推測している。つまり、ホウ素の入った腫瘍細胞は傷害されるが、入っていないものは正常脳と同等の線量しか入っておらず、再発の原因となっている可能性があると

考えているようである。これらの evidence から彼らはもう一度動物実験レベルでホウ素の micro distribution study に戻って、すべての腫瘍細胞をカバーできる方法を見つけだす手法にしばらくは重点を置くことである。

日本の術中照射については肯定的な見方をしており、皮膚を除けば速中性子や γ 線も治療の一部であり、ホウ素の入っていない腫瘍細胞もカバーできて、しかも高線量を与えることができる所以良い方法だろうとのコメントを行った。これは M I T の Busse も同様のコメントであった。

B P A は正常脳に入り、しかも静止期の細胞に入らないので分割照射でも正常の耐用線量に限界があり、またすべての細胞周期をカバーするためには長時間の大量投与が必要である。また、2 門照射にした場合には正常脳の線量が増加することは DVH (Fig.2.2.3) からも示されていた。

(4) その他 B N L の今後

今後 B N L は一時的に基礎研究に重点をおいて、次の臨床プロトコール体制をたて直す必要性に迫られている。一方、B S H も局所のホウ素濃度を高める工夫が研究されなければ、治癒という目標に達する可能性は低いのではないかとのことであった。

Chanaan によると、通常の放射線治療の成績を超えない限り、B N C T を続けることは正当化されないし、非倫理的であると断言していた。Slatkin によると B N L の今回のプロトコールでの B P A を用いた臨床研究は failed to prove the efficacy といっており、将来的には新しい化合物の必要性を強調していた。

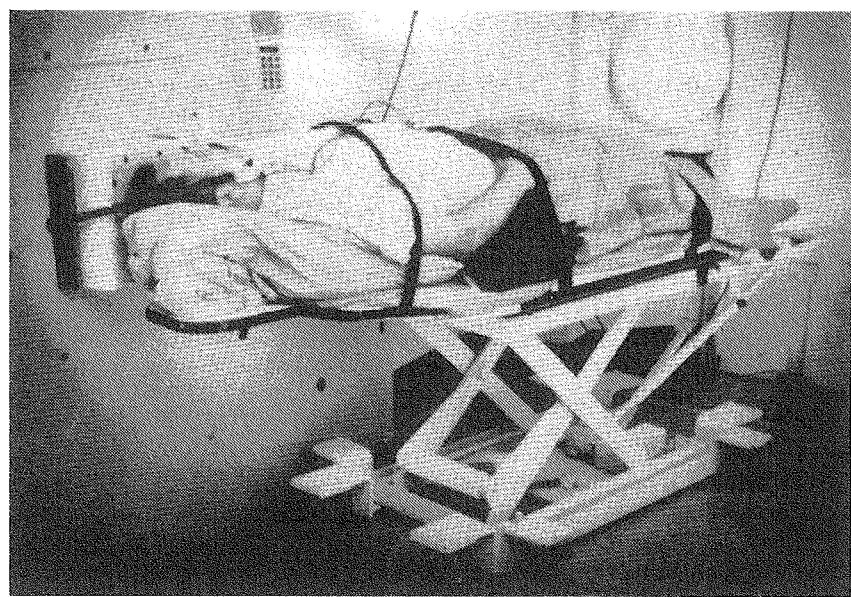
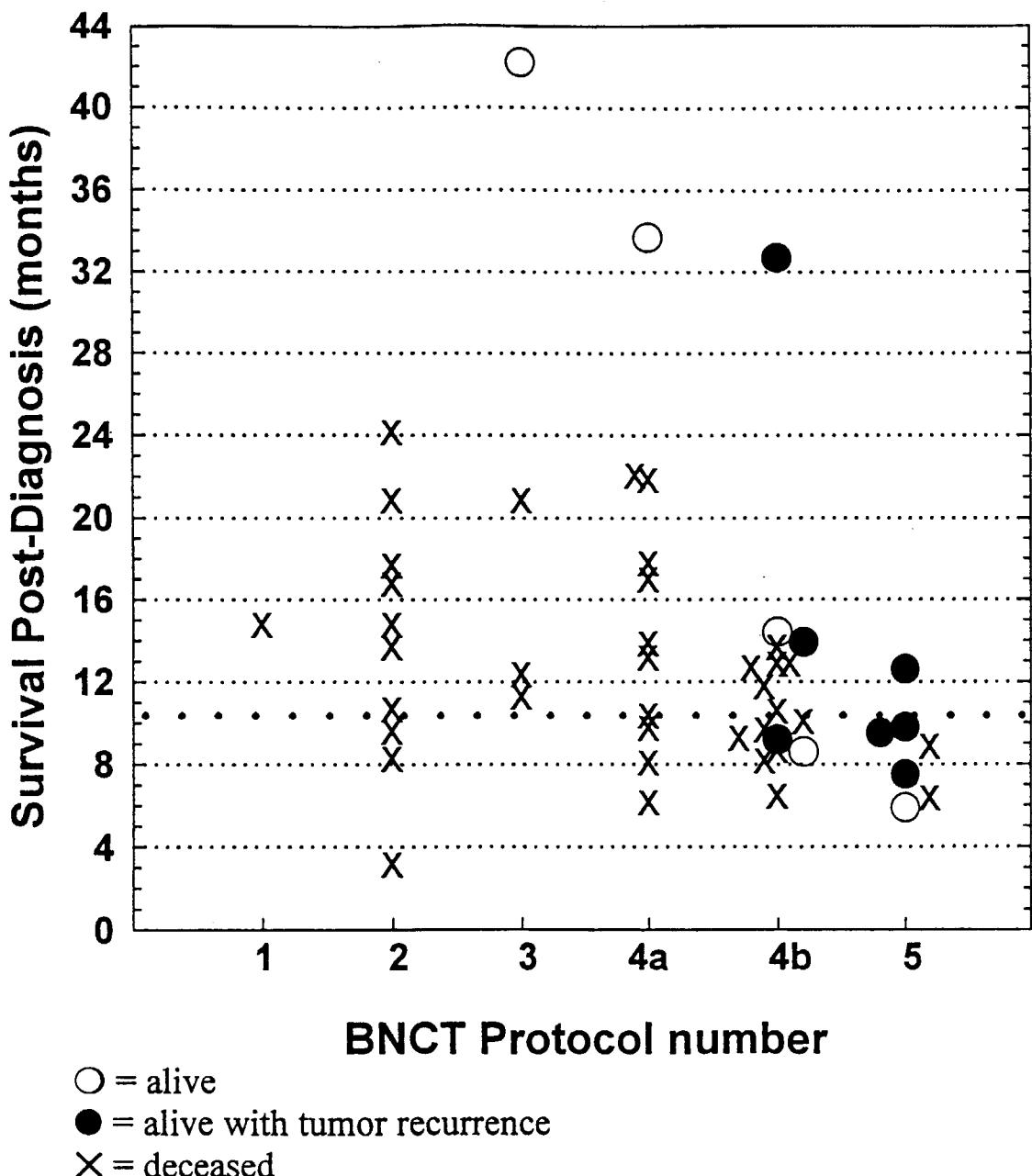


Fig.2.2.1 BN Lにおける患者照射位置固定の様子

Patient Survival

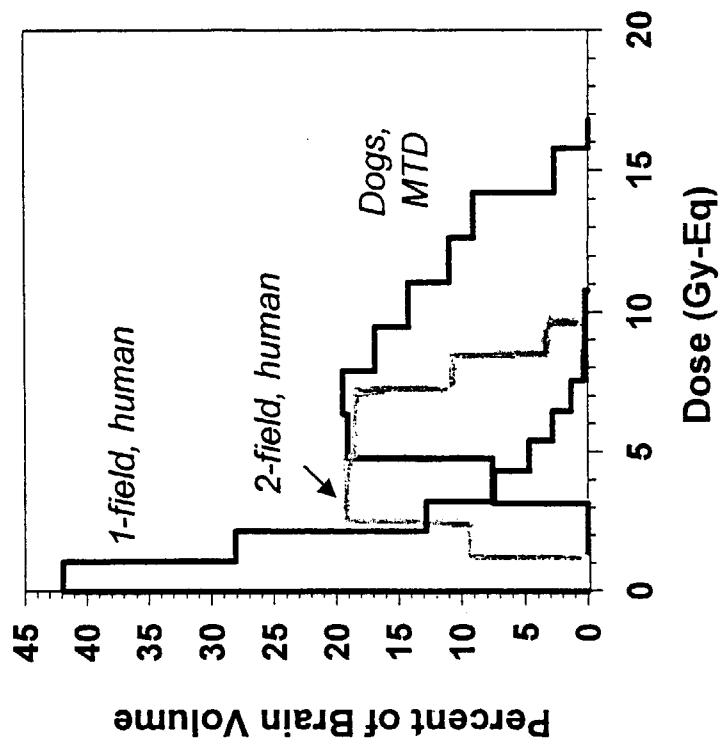


8/2/99

Fig.2.2.2 BNLにおけるPhase I/II trialをまとめたグラフ

Dose-volume histograms for normal brain

1-field and
refer to plans
currently used in the
clinical trial.



Dogs, MTD: maximum
tolerated dose ; dogs lived
3 years with no problems.

Conclusion: brain doses
used in patients, to date,
are conservative.

Fig.2.2.3 正常脳における1門、2門照射及び犬における
最大許容線量の Dose-Volume Histogram

2.3 マサチューセッツ工科大学（M I T）、ハーバード大学病院

M I Tの線量評価システムの調査にあたり、開発を行ってきた Zamenhof らとの討論とシステムのデモとともに、現在改造を行っている M I T R の新しい B N C T 照射場を視察し、その調査結果を報告する。M I T R の新しい施設に関しては、水平方向の照射場の改造中であり、照射室はほぼできあがっていたが、内装や扉関係がこれからとのこと。2 0 0 0 年 6 月使用開始目標に進めている。治療照射も新しい照射場を待つから再開する予定であった。

2.3.1 医学物理の視点

(1) 線量評価システムの開発体制

M I Tの線量評価システムの開発に関しては、Zamenhof を中心に小グループで検討を始められ、定常的な開発体制は無かった。開発体制を組易いアメリカ型のアプローチと感じられる。線量評価システムの心臓部に当たる M C N P による中性子と γ 線の計算プログラムはそのまま使用したことであった。プログラムは無料で提供され、現在、パソコンレベルのユーザーにより世界の 6 施設で使用されている。別のコンピュータシステムでの利用も可能であり、基本的な問題ではない。

(2) 線量評価システムの開発・整備状況

第二世代の N C T - P l a n が現在使われている。実用上十分なレベルに達している。10 個の CPU を 400MHz Pentium で走らせて約 15 分で計算できる。

(3) 線量評価システムの提供及び運用体制（計算精度など）

Zamenhof によると、プログラムの提供は連絡をとれば、簡単な登録をして CD でソフトを提供することであった。

運用は医学物理グループが中心になって計算を行い、その結果を放射線治療医が判断する体制である。法的にも、倫理的にも責任は医学物理グループが背負うことになっている。

線量評価計算結果は 100 万ヒストリーでの提供を基本にしている。評価精度については深さ依存性などもあるので行っていない。なお、統計誤差が 5 % 以下になる結果を信用しているが、深さ的には 5 ~ 6 cm より浅いところのことであった。現在本プログラムを導入して治療している施設は、M I Tだけである。

取り扱いマニュアルは Web サイトで電子的な媒体として提供することを基本としている。紙に打ち出したものは、膨大な内容になってくるため若干部を作成している程度である。サポート体制については、簡単な質問や対応であれば Web サイトを用いて無料で対応することである。

(4) その他の状況など

1) システム開発の動機

1994 年に熱外中性子を用いて患者の治療を計画したときに、N R C に対する責任を取るために開発した。人の治療を行う場合に不可欠との判断があった。熱外中性子照射の線量評価

では計算による事前確認の重要性と必要性が認識されたことが大きな動機付けになっている。 γ 線治療では既に線量評価システムが利用できたので、B N C Tでも必要との認識が大きい。放射線治療では常識であった。B N C Tでも当然であるとの認識である。

2) プログラムの改造予定

新しい照射場の完成を待っている段階であるとのことから、この期間を利用してさらに使いやすいように改良を加えているとのこと。現在、3次元の表示を中心に利用しやすいように改良を加えている。詳しいことは今後明らかにすること。データの入力方法の改良については、次のバージョンで DICOM standard にすることを考慮している。現在、ボロン濃度の時間依存性に対応する線量評価結果を求められていないことから、対応は考えていないとのことであった。

3) 入出力データ関係

画像入力データの規格は、将来は標準の DICOM 規格に対応することであった。計算結果の線量報告には標準フォーマットがある。

計算結果は、 $^{10}\text{B}(\text{n}, \alpha)^7\text{Li}$ 、 $^{14}\text{N}(\text{n}, \text{p})^{14}\text{C}$ 、 $\text{H}(\text{n}, \text{n})\text{H}$ の各反応の高 L E T 重荷電粒子によるものと γ 線の物理吸収線量、R B E 線量、C F 係数を考慮した加重線量を計算している。血中のボロン濃度に対する正常部、腫瘍部、血管細胞のボロン濃度の比は以下のようなものである。BPA: normal 1.35 times, tumor 3.8 times, blood vessel walls 1.35 times (MIT)

それぞれに D V H (Dose volume histogram) を積分型と微分型で計算評価する等、全体の線量に対して積分曲線のみを提供し、要求があれば微分値も出すことは可能であるとのこと。その他、照射方向を自由に設定できることから、多門照射を想定した計算にも容易に対応できる。

4) 中性子及び γ 線線量計算関係

モンテカルロ計算コード (MCNP-4B) を使用している。従って、計算モデルを立てるまでの制限は、物質の組成やその空間的な配置など基本的には制限はない。現実的な制限は、計算時間や計算の統計精度面から来る現実対応での問題である。なお、使用している核データは MCNP-4B が標準で内蔵しているものでも、ENDF (BVI)でも可能とのことであった。線量評価単位となる Voxel サイズは現在 $10 \times 10 \times 10 \text{ mm}^3$ であるが、将来 $5 \times 5 \times 5 \text{ mm}^3$ にしたいとのことであった。頭部を模擬した計算では Voxel 数は $21 \times 21 \times 25 = 11,025$ で行っている。

5) その他

現在の治療照射の状況は、新しい水平方向の照射場の完成を待っている段階でその後に医療照射が開始されるとのことから待機中である。新しい照射場ができるまで予定はない。線量評価システムの結果で判断する場合は、最も重要な判断基準は、正常部の線量であり、腫瘍部の線量は次の判断基準である。現在フェーズ I であるため、患者は最初から B N C T を行うことを見認している。将来、ルーチンになると、事前に検討して適応可能性の確認をしてから患者に知らせることになるだろうとのことであった。

他の臓器への適用の考え方(Busse の答え)：メラノーマと同様に首(Head neck)のガンへの適応を考えている。照射範囲が狭い。また、アルゼンチンの患者で、頭部の治療でありながら口の粘膜に集まる B P A の副作用が大きいことが問題とのことであった。

2.3.2 治療医の視点

(1) Harvard Medical School、BNCT & Radiation Physics Department

1) 線量評価システム Mac_NCT-Plan

システム開発においては、やはり医学物理の立場からは通常の放射線治療と同等の線量計画システムが必要であるとの動機から開始された。当時は INEL がまだシステムを開発しておらず、彼らはモンテカルロのエキスパートがいなかったため、とりあえず開発に着手し、画像の部分は NIH_image (Macintosh, PDS software) と VAX の MCNP calculation code を用いて約 24 時間かけて計算を行っていたとのことであった（1996 年ごろ）。

現在は Windows based Personal Computer への移行を進めており、近々完成することである。これも free software でもらえるとのことである。これには通常の PC 一台と 450MHz の Processor を十個並列に装備した PC を用いて約 15 - 20 分で計算ができるとの事である。これまでの 8 bytes の Mac に比べて、新しい Windows PC は 16bytes で操作でき、dynamic range も広がり、3 次元画像を含めて操作性が飛躍的に向上したとの事である。CT 画像は 2 mm で取得するが、計算は 1 cm³ の voxel で行っている。このシステムの限界、あるいは欠点は表面近くの線量評価について voxel size の制限により不正確なものになるということである。Voxel size を小さくもできるが計算時間が多くなるという trade off である。現在は 21 × 21 × 25 (Z 軸) の voxel を計算しているが、より小さいサイズの voxel での検討を行っているとの事であった。

画像の取り込みについてはスキャナーかデータとして PACS を通して得ている。現在は CT のみで治療計画を立てており、腫瘍の辺縁のマーキングも CT 上で行う。この点について MRI 画像との fusion について聞いたが、今後の課題とのことである。

2) Mac_NCT plan の操作について

実際の操作性について、Mac を使い慣れている者としては、非常に操作しやすく、簡便であり、スピードも快適であるとの印象を受けた。Windows based PC に移行してもほぼ同様の操作性であろうと考えられる。ただし、表示される画像は CT based のみであり、画質は臨床医の観点からすると物足りない。DVH histogram は cumulative なものののみ表示されるが、表示が小さく若干見にくく状態だった。この点については臨床の Busse によると、これで良いとのことで、必要な場合はデータを Excel に移動して DVH をより複雑に表示することを行っているとのことである。いずれにしても現段階 (phase I study) ではあまり重視しておらず、DVH にもとづく線量計画は今後 phase II に移行したときや retrospective analysis を行うときに用いるようである。

3) 患者と照射孔の位置あわせについて

患者の照射位置へのセッティングは、現在ごく簡便な厚紙と顔マスクで行っている (Fig.2.3.1)。他の放射線治療と比べると位置合わせがあまり critical でないこと、Mac_NCT-Plan の解像度からしてもこの程度が現状では十分であるとの認識であった。また、現在は垂直ビームであるため患者を天井に押し付けて治療するので、他の方法は取り入れにくいと

のことであった(Fig.2.3.2)。

本システムは患者が顔を動かしたときでもすぐに元に戻せるとの利点があるとのことであった。我々が行っている3Dデジタイザによる患者セッティングのアイデアを紹介したこと、彼らも同様のことを考えており、水平ビームが完成した時点で取り組むことを考えているとのことであった。この点については、原研のシステムが、初期段階からこれらの装置の導入を考慮して開発しているため、独自の特徴としてアピールできると考えられる。

(2) Beath-Isreal Deaconess Hospital

1) 概要

Busse に臨床的観点からの Mac_NCT-Plan の使い心地や考えられる改良点について調査を行った。まず、Busse も Zamenhof と同様に conventional radiotherapy で用いられている線量評価システムを導入しなければ放射線治療の世界では受け入れらないというのが基本的な姿勢であった。

具体的なシステムとしては、Busse はやはり、CT、MRI、PET の image fusion を希望していた。照射孔と患者の位置合わせについては、新しい水平ビームができるから、もう少し良い方法を考えたいと言っており、たとえば isocenter を決めた後に、テーブル自体がそれぞれ X, Y, Z 軸に対して電動で特定の角度にセットできるシステムが良いのではないかとの意見であった。

線量計画で重要視するのはまず、治療前の isodose curve とその組み合わせ（2門、あるいはそれ以上の多門、分割照射）であり、治療後は DVH であり (Fig.2.3.3) 、これは今後治療前の評価に用いていく予定である。実際には医学物理士がいくつかの方向を設定し、それを入射角度、dose weighting、isodose profile について協議して臨床医と合議で決定する。最終的な責任と決定は official には Busse であるがその前段階の計画は医学物理士に負う所が多い。その際のリクエストとしてある程度いくつかのテンプレート的な角度を設定し、簡便化することである（たとえば角度の設定は 10 度ごとにするなど）。

2) その他

開頭によるBNCTについては、彼らが問題としている皮膚の放射線障害の問題がないため、意外に評価が高く、日本での開頭によるBNCTの結果について高い興味を示していた。他の臓器の治療の可能性についても Busse 自身は Head and Neck tumor を考えており、他のモダリティーに比べて therapeutic gain が証明できるようであれば、行いたいとのことであった。アルゼンチンでは動物モデルの Head and Neck tumor で好成績をあげているところで、期待が持てる。ただし、BPA では粘膜障害が起こるので他の化合物が必要である。

(3) Massachusetts Institute of Technology

1) MITR

MIT の原子炉に関しては、垂直ビームが意外に使いにくそうであることに気づいた。頭部の位置固定などを天井で行わなければならず、大変そうである。また現在改良されている

新しいB N C T 照射施設の水平ビームも照射室の壁はできており、患者を完全に 180 度回転できるようになっていた。また、コリメータがかなり突出しており、肩にあたるなどの問題はなく使いやすそうな設計のようであった(Fig.2.3.4)。

2) L A B A : Laboratory for Accelerator Beam Application

加速器部門でB N C T を目指している Yanch の研究室を訪問し、討論を行った。線量計画はS E R A を使用するとの事であった。使い心地に関しては、まだ使っていないのでよくわからないとのことであった。現在、Web 上で仮想患者のデータを用いて、各線量計画の cross calibration は Nigg を中心に行っている。B N L 、M I T で S E R A と NCT_Plan を比較したところ結果はそれほど変わらなかつたと返答があった。

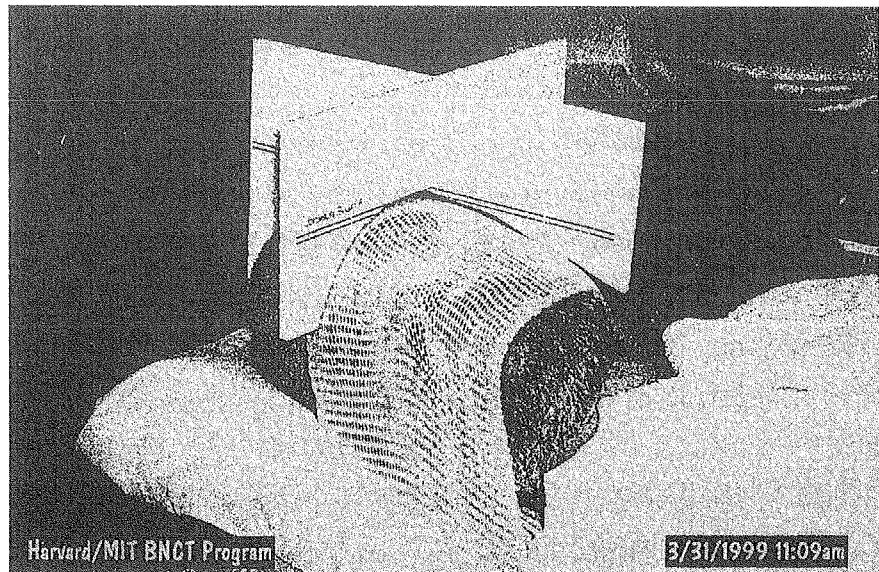


Fig.2.3.1 MITにおける中性子捕捉療法の際の患者固定用具



Fig.2.3.2 実際の照射室で垂直孔に対して位置合わせを行っている様子

99 - 2 G.J.
Dose Volume Histogram

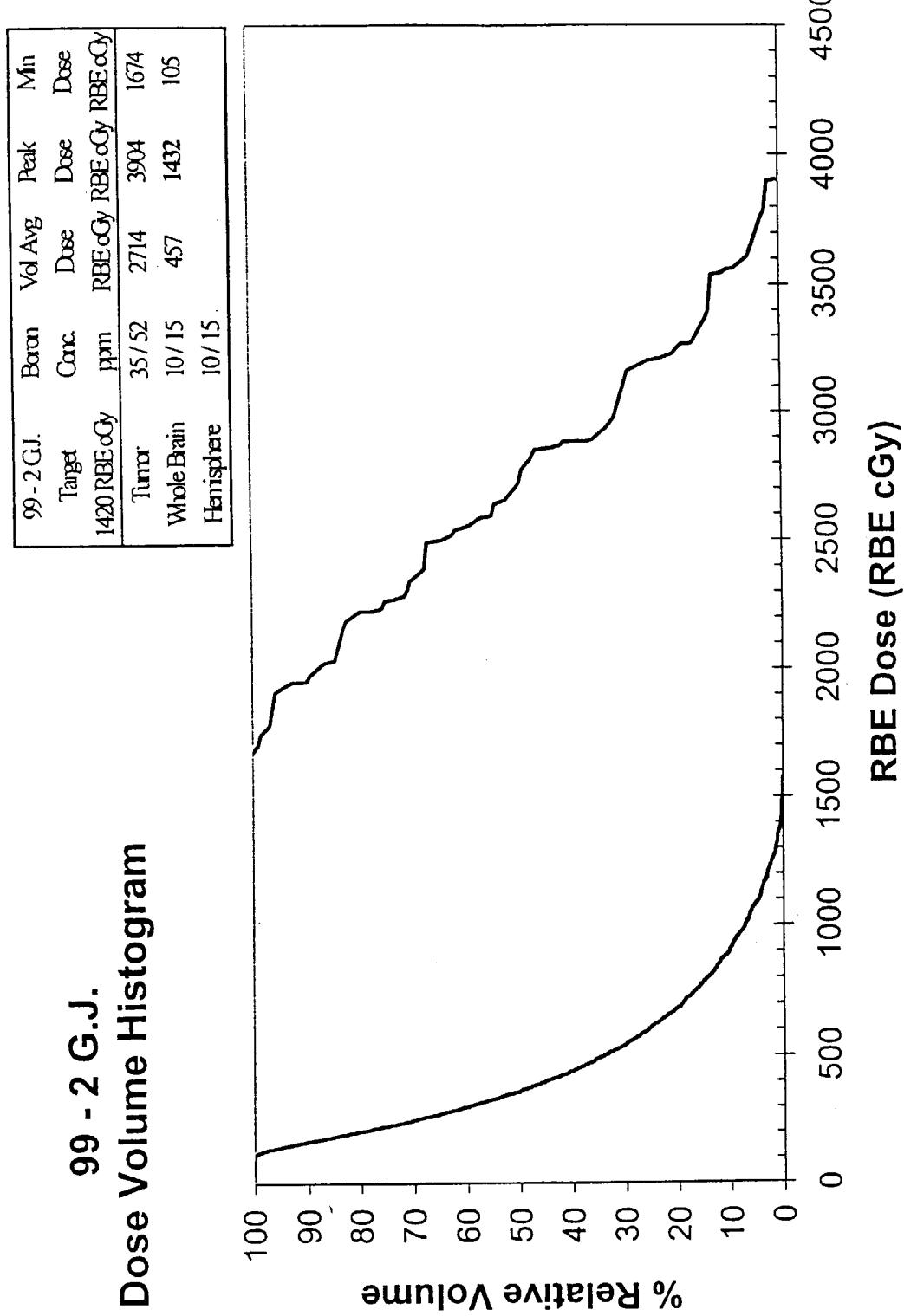


Fig.2.3.3 MIT グループの Dose-Volume Histogram (DVH)

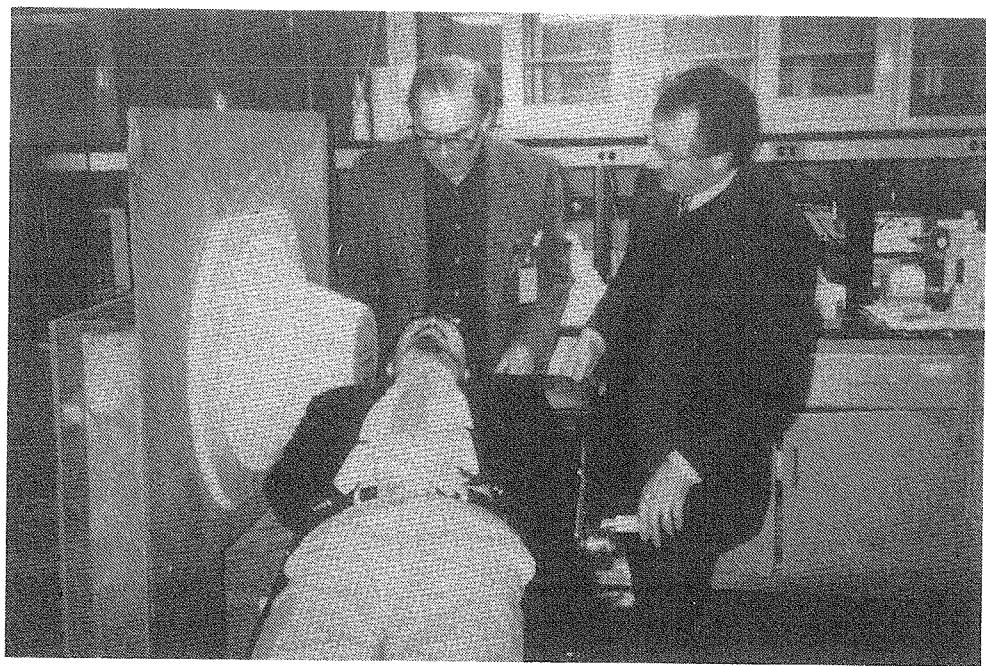


Fig.2.3.4 MITにおける新しい水平ビームのコリメータ・モデル

2.4 ベッテン原子力研究所 (JRC)

2.4.1 概要

Rasmussen は過去 10 年以上自分の研究時間の 90%を B N C T の研究にそいでいるとのことで臨床についても非常に良く理解していた。薬については Katchem 社を高く評価していた。彼は B N C T に関する物理的な標準を作るプロジェクトを進めているとのことである。

2.4.2 線量評価システム

Pettén では I N E E L の前回の version を用いていた。医療画像から患者の計算モデル作成手法は、C T 画像をガントリーに対し、垂直で撮影し、OM_line にマーカーを置いてこれにより斜めに切断される針金の位置で高さを決めている。Target, normal brain, skin, organ at risk は C T 画像のハードコピー (フィルム) と M R I 画像からおよその輪郭を放射線治療医がアウトラインし、それを C T に写すようなシステムになっている。これら一連の作業を on-line ではなく、Essen まで 3 時間位かけて自動車で行き、そこで直接放射線治療医に書き込んでもらうようにしている。かなり、primitive な方法である印象を受けたが、B N C T ではその程度の精度で良いだろうとの事である。また、M R I との fusion に関しては、M R I では歪みが出るのではないかとの意見もあったが、通常の Stereotactic radiosurgery でも用いられていることから、彼らもあらためて認識を持ち直したようである。彼らは C T 画像を通常のフォーマットで欧洲の各センターから受け取り、Peter Watkins が Q H C format に変換し、Jim に渡す仕組みになっている。D I C O M 3 . 0 には対応していないとのことである。また、C T のスライス厚は 5 mm で、手動でそれぞれの component を囲み、organ at risk として眼球、中耳、下垂体、唾液腺、視交叉、視床を入力している (Fig.2.4.1, Fig.2.4.2) 。

手動で打ち込むほうが確実であるので Auto B_spline は機能としては備わっているが、使用していないとのことである。彼らの線量計画システムでは、照射範囲に必ず皮膚を含むようにしているが、これは皮膚の局所の線量をあげないための工夫である。P e t t é n 独自の Line editing という手法で 6: buffer(air), 10: skin, 6: skin, 11: brain, 12: target というように線量計画のそれぞれの入射方向での成分分析を行い、最も適切な方向性を確かめる独自のプログラムを有している。また、これも独自のものであるが、線量に関するレポートを計算結果から Excel にデータ転送して報告書を作成している。これには Medical Physicist がサインをする (Table2.4.1) 。

Medical Physicist は 10 通りの線量計画を作成し、これを金曜日に計算開始させて、月曜日に計算結果が出力されるようにセットしているとのことで、現在のところ不自由していないとのことである。ひとつの方向が約 4 時間計算にかかるので、全部で約 40 時間を計算に用いている。新しいコンピュータを導入し、計算時間は若干短くなるようである。新しい S E R A は、持っているが、Quality assurance を行って、EORTG(NCDT0)の許可を得ないと使用できないとのことである。つまり、これまでの古いデータを新しい S E R A に入れて、同等の結果が得られるかどうか確認しなければならない。S E R A の使用開始時期はおそらく、新しいグループの臨床治験のはじまる時期と同時であろうとの予測であった。現在システムは Solaris で運用している。

2.4.3 ペッテン独自の線量計画システム

Rasmussen の下で働いている Verbakel は M C N P の専門家で独自の線量評価システムを開発している。画像部分は Mac_NCT-Plan と linkさせて使用している。彼らの特徴は計算時間の短縮(1.5倍のスピード)と $2.5 \times 2.5 \times 10\text{mm}$ サイズの計算が可能であることであり、体表の病変であるメラノーマなどへの応用の道を模索しているとのことである。また、Verbakel は γ ray telescope の研究も行っており、実際の患者でのデータも得られている。このデータを線量評価システムとリンクさせることも考えているとのことである。さらにはイタリアより線量評価システムと PET data との link を研究している Daquino Giuseppe (Principal scientist Prof. Cionini) が参画しており、欧州連合の連帯を感じさせた。また、それぞれの書類についてきっちりとしたフォーマットを作成し、それぞれの部門の責任者がサインをしてから次へ進めるという体制を作っている。

2.4.4 頭部と照射孔との位置合わせシステム

彼らは患者専用のマスクを予め作成しており、患者が到着する前にすでに entry point, exit point にマーキングし、レーザーであわせるようにベッドを固定し、回転させるようになっている (Fig.2.4.3)。基本的には患者は仰向けで頭部固定され、複雑な傾斜はつけない。これはビームの性能が良いため、無理して照射孔近くまで頭部を押し付ける必要はないためである。この固定では後頭部への照射は困難であり、将来的には患者を側臥位で照射できるように改造を予定している。この場合は現在の固定システムは改良しなければならない。Target center については、x、y、z の座標の中心を計算しており、若干見た目の中心とずれる可能性はあるとのことであった。

2.4.5 その他

欧州連合で共同研究によって行っており、必ずしも簡単には片付けられない種々の問題が内在しており、さらには EU project とは別途にオランダ国内での独自のプロジェクトを立ち上げる計画もあるようであり、今後再発の GBM、メラノーマへの応用への適応拡大を推進しているようである。また、臨床成績の結果も通常の治療とほぼ同等との感触を得ており、B P A のような副作用はみられず、今後 B S H の投与量を増やすプロトコールや照射時間を増加するプロジェクトも進行中である。

JRR-4 の生物学的特性に関して *in vitro* 系の細胞照射の結果について、P e t t e n の放射線生物学者(Huiskamp)らとも意見を交換した。

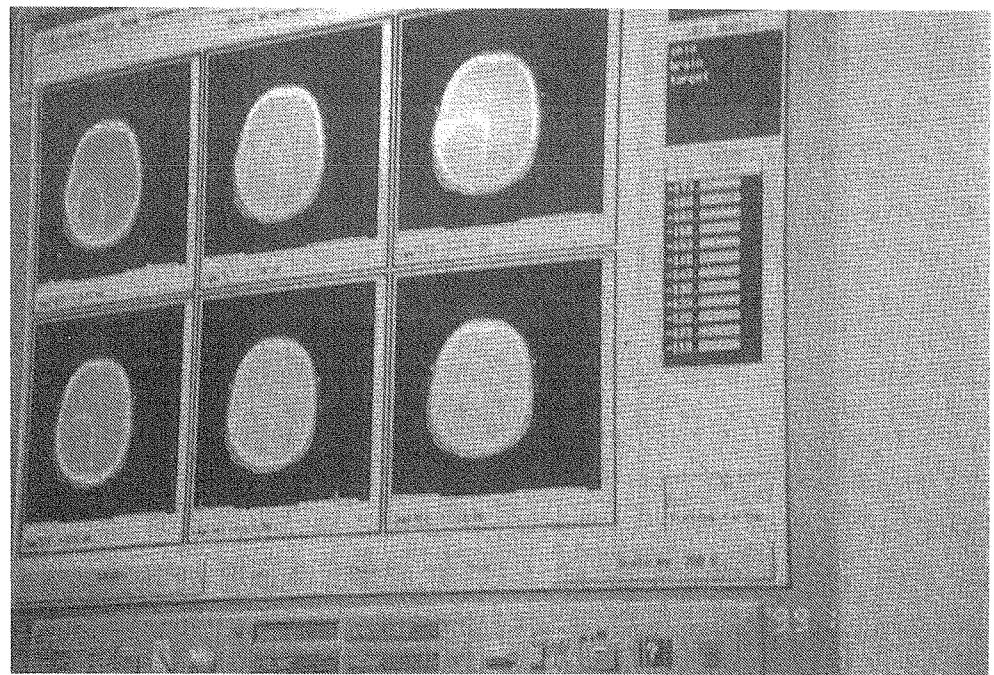


Fig.2.4.1 PatternにおけるIN EEL BNCT-Type 2、2の
ワークステーション上での実際の表示状態

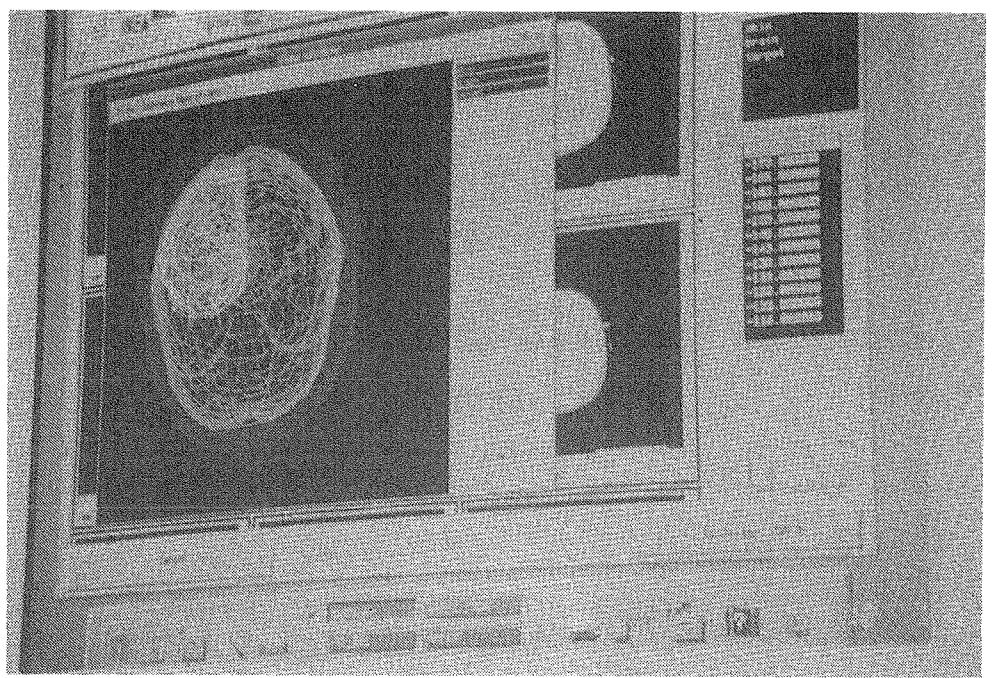


Fig.2.4.2 スライスを重ね合わせ、3次元モデルの透過画像

Table 2.4.1 Pettetにおける脳と皮膚線量とそのCoordinateの報告書

Patient name		Patient TEST		final calculation		PRE - IRRADIATION PLANNING		Spreadsheet version TP6.8	
Date of birth		01-Jan-45		Weighting factor used for D_{wU}		BNCT_Ripe version 2.2f		BNCT version 106 (5 Aug 97)	
Date of calculation		01-Jun-98		W_0		rt_MC version 106 (5 Aug 97)		source definition Oct 97	
Plan number		5		W_N		1		Florence, jrc.nl	
Planning Directory		/home4/pln/101_TP/rnl_MC/plan0		W_n		3.9		Carine Vroegeindewei	
Beams		B11 A000L73X003Y074Z2057		coll = 12 cm		WSD = 30 cm		45.00 MW	
		B17 A000R332X-11Y-37Z132		coll = 12 cm		WSD = 30 cm		30.00 ppm	
signature Planner									

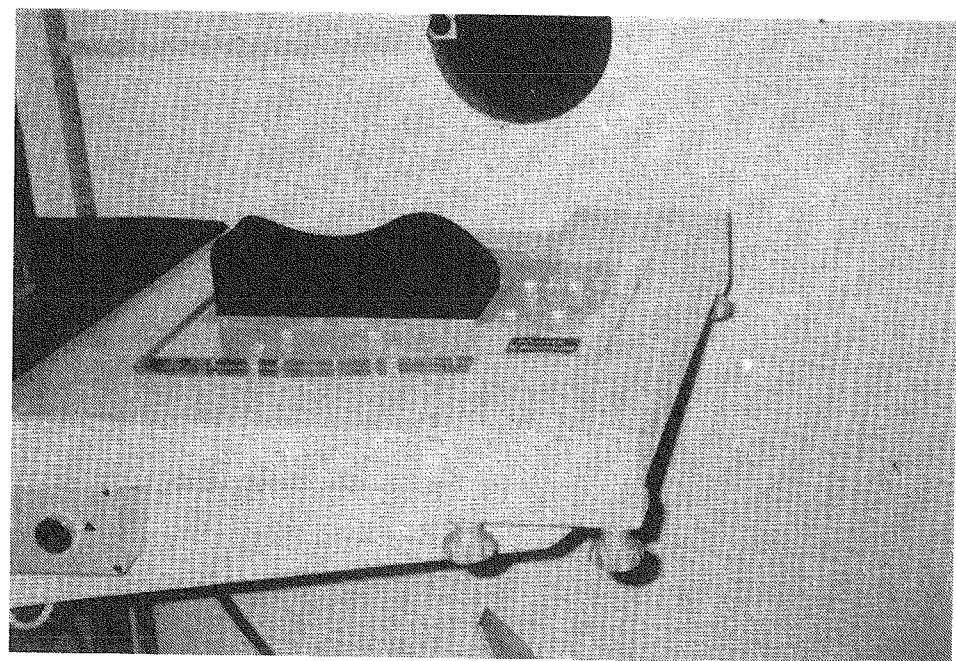


Fig.2.4.3 P e t t e nにおける照射台の頭部固定枕

2.5 フィンランド原子力研究所（V T T）

2.5.1 フィンランドのB N C Tの現状

これまでに6例の患者の治療を行い、6カ月目のM R Iを最初の患者に行ったばかりで、結果はまだ得られていない。B N Lのphase I/II trialについての結果は彼らも知っており、F i Rが γ 線、速中性子の混入が少ないとからB N Lよりはよい結果が得られることを期待している様子である。6例中2例はスエーデンからの患者であり、現地で観察している。現在は2門照射を行っており、生化学者を加えて、血中濃度などもその推移について2種類程度のプログラムを組んで、optimizationを行い、精度の向上に時間を費やしている。線量計画に限っての使用許可はないが、B N C T全体がSTUK (Radiation Nuclear Safety Authority) の許可を得ているプロジェクトであるとの位置付けで線量評価システムを使用している。

2.5.2 線量評価システム

彼らはrtt_MCを用いており、Tina SeppelaがI N E E Lに4週間の研修に行き、習得してきた。その後も、他の物理関係者を送って、システムに精通した人を養成している。彼らは現在Linuxシステムを用いているが、Solarisに乗り換えるべく新しいワークステーションを購入している。彼らもEXCELから独自のシートを作成し、peak dose, minimal dose, average dose, dose volume histogramを作成し、organ at riskについても許容線量を設定し、それを打ち出してから線量計画を決定している。V T TではSeppelaがひとつひとつの方向について細かく検討し、2門照射の場合のweighting factorについても彼女が決定し、放射線腫瘍医に提案して、協議するようである。組織別に線を囲むだけでも数時間の時間がかかるとのことである。

P e t t e nと異なり、相当の責任分担を行っている。B N C Tの照射計画についてはHeikki Joensu, Leenaa Kankaanrataが担当している。Target volumeはM R IのT2画像でedemaよりもさらに1~2cm外側を指定し、collimatorは直径14cmのものを主に使用している。眼球などの制限があるときは11cmの物を使用するが、原則は14cmである。線量評価システムの責任者はSauli Savolainenである。このシステムはV T TのMCNP, DOTコードと比較し、その妥当性を確認してから使用しているとの事である。それに加え、ファントムを用いたDosimetryを行っており、Al_Mn foilのneutron detector, TLDにて校正を行ったそうである。

これとは別にMulti_grid_tree_methodと呼ばれるコードがあり、voxel sizeをneutron fluxの強度にしたがって、ある程度の信頼性の置ける精度で自動的に判断してadaptationを行う手法を(Boltzman translation) Petri Kotelnottetという研究者が開発しているとのことであった。これはMCNPより速く、しかも精密な計算ができるとの事であった。つまり、I N E E Lの画像解析を利用しつつ、計算コードについてはP e t t e nを含めて、それぞれ独自の方法を開発中のようである。

2.5.3 データの取得

データはHUCH(ヘルシンキ大学)の放射線科にてSiemens Vision(1.5T)を用いて行われ、通常のaxial sliceで5mmスライスでgaplessを基本としている。その他に資料にあるように

coronal, sagittal, FLAIR, なども撮像している。しかし、image fusion は行われておらず今後の課題であるとのことである。データは VTT へ ftp 経由で転送される。通常の画像データもすべてフィルムレスで行われており、離れたところにある脳神経外科の病院もオンラインで接続されている。手術室の中でもモニターで画像評価を行い、カンファレンスもフィルムレスで行っている。

B N C T 用のフィルムの取得法については Savolainen がマニュアルを作成し、大学病院の放射線部に備え付けてあり、これにもとづいて放射線技師が画像を取得する。

2.5.4 照射角度と頭部の位置合わせの方法

Finland でも Vit. E のカプセルを用いて鼻根部と外耳道と頭頂部にマーカーを置く。場合によっては眼裂のところにも置く。よって、4 – 6 個のマーカーを置き、x, y, z の座標軸を形成し、その上で頭部内での 0 点の coordinate を作成する。これにもとづいて、beam entrance, beam exit をあらかじめ画像から設定し、そのラインに合わせてでているレーザー光にまず、シミュレーション室で位置合わせを行い、レーザーラインにしたがって線を引く。

照射室でふたたび、位置合わせを行う。照射台は木造で作成されている。ある一点の軸をもとに回転するように設計されており、頭部の台は左右へ約 30cm はズれるようにできている。また、頭部や体幹の固定はマジックベッドとテープにて行う。照射中の患者の頭部の動きはテレビモニターに直接、マジックで線を引いてモニターしている。頭部固定の時間は簡単な場合は数分、困難なときは時間のオーダーでかかるということである。これには reference point を用いた位置合わせのほうが簡便ではないかと思えた。基本的に 2 門照射を行っている。

2.5.5 SERAについて

表面の線量について、voxel を細かくした計算を行いたいと言っており、新しい version が入手出来次第、研究にとりかかるとのことである。現在はまだ使用しておらず、過去に用いた線量評価のデータを検証してから使用したいとのことである。

2.5.6 その他

臨床研究については最初の患者がやっと 6 カ月過ぎたところであり、まだ結果は出ていないとのことである。これまでに 6 例の照射を行った。Serious な副作用はみられなかった。これから dose escalation はまだはっきり決まっていないようである。

研究体制については、フィンランドグループはかなり人数も分野も豊富であり、Radiochemist, Biochemist を有し、B P A の血中濃度の測定(ICP_AES)やその血中濃度の推移に関する予測なども行っている。P G A は原子炉立ち上げまでにデータが出ないので設備も整備されておらず、またその必要性も感じていないとのことである。また Radiochemist の J. Vahatalo は P E T に興味を持っており、論文調査を行っているようである。さらに HUCH の工学系部門に 3 Tesla の whole body MRI が導入される予定であり、それを用いて B P A の MR spectroscopy を行う project があるとのことで、これらを線量計画システムに組み合わせて Boron 濃度を掛け合わせた線量分布を最終的には表示する目標である。

Kallioとの討論の中で、interdisciplinary research groupの必要性は、B N C T研究において他の領域に比べてはるかに複雑であり、強力なリーダーシップと協力関係の必要性を感じた。また、臨床にフィードバックできるような基礎研究の推進も必要であり、特に新しい薬剤の開発、薬剤取り込みの改善策、薬剤のコンビネーションについては早急に何らかの結果がでないと、今後の臨床プロトコールに影響が出てくるであろうとの懸念が指摘された。その意味ではフィンランドグループはうまくグループを構成している印象を受けた。

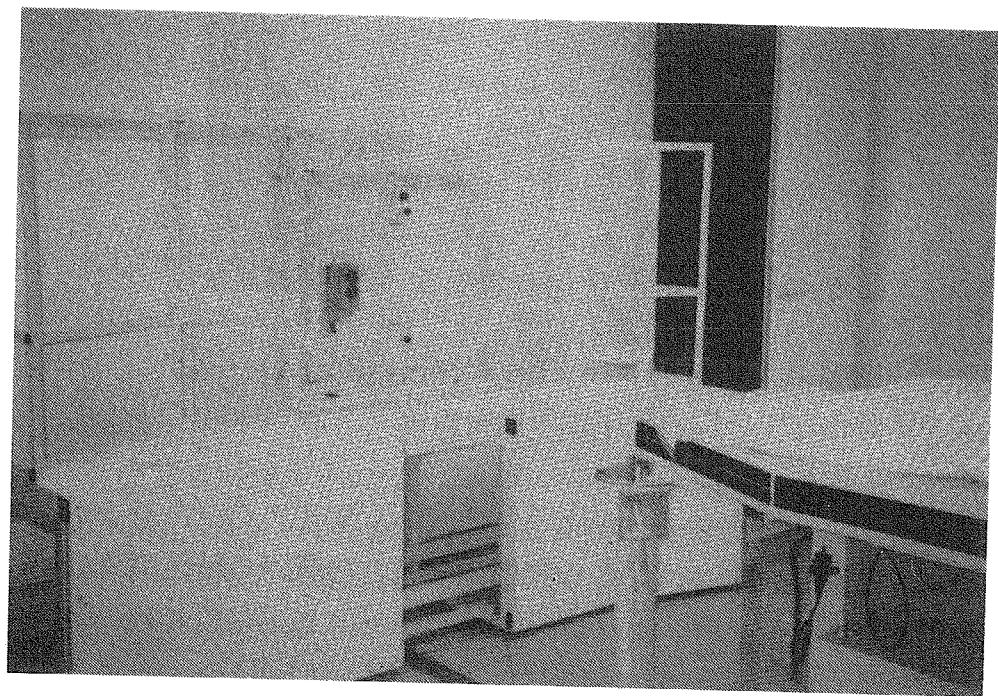


Fig.2.5.1 VTTにおけるシミュレーション照射室

2.6 オーストラリア原子力研究機構 (A N S T O)

2.6.1 はじめに

今回の目的である線量評価システムの調査は、開発者の一人である B.J. Allen と線量評価システムに関する調査項目に基づく討論によって行われた。システムは予想以上に検討がなされており、計算結果についての信頼性などの確認を実験値との比較から実施していた。

オーストラリアの取り組みは、1989 年 3 月に M I T で開催された線量評価に関するワークショップへの参加がきっかけになっている。M I T の Zamenhof が開発した線量評価システムとの対比はしていないとのことであるが、一例として R B E 吸収線量の計算では M I T の提唱している数字を使用して検討していた。

開発の背景は、1990 年当時に感じた線量評価システムの不十分さであるが、1992 年頃はオーストラリアも B N C T への取り組み意欲が旺盛であり、約 3000 万円の予算措置も行われ、計算方法の基礎的な部分からの改良も含めて実施したとのことである。計算手法は、M I T と同じ voxel 法に分類できるが、M I T が全て同じサイズの voxel であるのに対して、着目した部分を詳細に計算できるようにしているところが特徴である。計算時間は、必要な精度等の計算条件によって異なるが、現在の計算機の性能から言えば、他のプログラムと同程度のレベルにある。条件を同じにした計算を行えば比較は可能であるが、大きな特徴とはならないと思われる。

線量評価システムを実用化するには、使用開始前に行う計算値と実験値の比較検討に加えて、信頼性や品質の保証のための定期的なメンテナンスや実験値などとの定期的な比較検討が必要なことである。また、他のプログラムとの相対的な優劣に常に配慮した改良を継続して行う体制が必要である。

2.6.2 線量評価システムの開発体制

開発体制は、当時博士課程の学生であった S. Wallace を研究の中心に据え、プログラムの改良、実験との比較等を実施した。計算や実験などの補助を Martin Carolan が担当した。Rosenfeld は 1994 年はじめから参加し、シリコン検出器を用いた測定実験を通じて、このプログラムの検証に貢献した。実験は P e t t e n の H F R の医療照射場を用いて行われた。なお、線量評価システムの心臓部に当たる中性子と γ 線の計算プログラムは M C N P をそのまま使用したことであった。

2.6.3 線量評価システムの開発・整備状況

1996 年に完成した後は、それを用いた計算評価を照射場の特性評価に利用してきている程度で、オーストラリアの B N C T への関心が薄らいでいることもあり、進展しているという状況ではないようであり、開発終了時に持っていた性能から現在も変化はしていないようである。

2.6.4 線量評価システムの提供及び運用体制

本線量評価システムは、Birmingham 大学が導入を検討しているとの情報から調査することになったが、I N E E L と同様の条件で、すなわち共同研究を実施するという契約を結ぶことによつ

て世界中に無償で提供しても良いとのスタンスである。ただし、開発プロジェクトは終了していることから、サポート体制や保証体制は十分なものにはなりにくいと思われる。なお、当初、本プログラムの利用者としては、オーストラリアの国内グループを想定していたが、計画中の新しい研究炉の設備の中にも B N C T 照射施設は含まれていないことからも想像できるように、現在様々な理由からオーストラリアのこの方面的活動は停滞している。

なお、計算精度については、ヒストリー数に依存する部分が多いことから特に規定はできないが、統計精度を 5 % 以下になるように計算しているとのことであった。

2.6.5 その他の状況

(1) システム開発の動機

1990 年頃に、Allen は当時の線量評価システムが不十分であると感じたことより開始した。

(2) プログラムの改造予定

しばらくは予定していないが、行うとすればさらに使いやすさを高める方向で実施する予定である。

(3) 入出力データ関係

画像入力データの規格は、標準の DICOM 規格に対応している。

CT データによる 3 D モデルを作成する⁶⁾。

(4) 中性子及び γ 線線量計算関係

モンテカルロ計算が基本であり計算状況に対応した改良が加えられている。特に着目した領域をそれ以外の領域より細かく計算できることが特徴である⁷⁾。使用している核データは ENDF (B VI) 、ENDL 、ACTL 、NJOY のこと。

(5) その他

以下に計算関係の内容に関して列挙する。

- 1) 形状的な線量再構成法 : Voxcel
- 2) 空間的な分割数の制限 : 原理的に無制限。計算時間などの現実対応で制限する。
- 3) 入射中性子と γ 線の記述方法 : 強度、角度依存中性子束など数値データで入力可能である。
- 4) 計算精度評価法 : 現在 100 万ヒストリーで検討している。
- 5) 計算誤差評価 : 各領域で実施し、5 % 以下のデータを採用している。
- 6) データの入出力 : 入射方向の変化には柔軟に対応できる。従って、多門照射時の評価にも問題はない。ホウ素の濃度の時間的な変化は、平均値にして考慮する。結果の表示は 3 次元表示など求めに応じて可能である。

3. 海外の線量評価システムのまとめ

3.1 各施設における線量評価システムの現状

線量評価システムの開発、運用を行ってきた、INEEL、MIT、ANSTOの3カ所の現状についてまとめる。

3.1.1 INEELの状況

1994年9月以降、BNLで治療にも使われてきたBNCT-Rtpeは、1998年バージョンV2.2をもって開発を終了した。平行して開発してきた最新のプログラムSERAが1999年初頭に完成し、各種の特性や作動安定性を確認後、1999年8月より利用施設や共同研究施設に提供されている。

新バージョンのSERAは旧バージョンのBNCT-Rtpeより計算スピードが3~10倍早くなっている。同じ計算条件でみると1ケースの計算時間は、以前のBNCT-Rtpeで3時間かかっていたものが、SERAでは12~15分に短縮されている。なお、計算機のハードの標準はSUNソラリスシリーズであるが、近年の発達により、以前のワークステーションクラスの計算機から、パソコンクラスの計算機でもできるようになってきている。基本ソフトはLinuxとのことであった。特別仕様のものは必要ないようになっているとのことであるが、画像の処理スピードは構成する機種によってはまだ差があるとのことであった。

3.1.2 MITの状況

MITでは、第二世代のNCT_PLANが現在使われており、実用上十分なレベルに達している。10個のCPUを400MHz Pentiumで走らせて約15分で計算できる。

プログラムの改造予定については、新しい照射場の完成を待っている段階であるとのことから、この期間を利用してさらに使いやすいように改良を加えている。現在、3次元の表示を中心に利用しやすいように改良を加えている。データの入力方法の改良については、次のバージョンでDICOM standardにすることを考慮している。現在、ボロン濃度の時間依存性に対応する線量評価結果を求められていないことから、対応は考えていないとのことであった。

3.1.3 ANSTOの状況

1996年に完成した後は、それを用いた計算評価を照射場の特性評価に利用している程度で、オーストラリアのBNCTへの関心が薄らいでいることもあり、進展しているという状況は感じられなかった。開発終了時に持っていた性能から現在も変化はしていないとの印象であった。

3.2 線量評価システムの提供について

基本的に、INEEL、MIT、ANSTOの3施設とも、現在は共同研究を行うと言う取り決めの元に、無償で提供されている。なお、INEELとBNL及びMITとHarvardの関係以外は、基礎研究に用いることが提供の基本条件であり、患者への線量評価システムの使用は正式

に認められていない。これは、人への適用に関して保証がないことであるが、事実上は、導入した各施設の責任と判断に委ねられている。PL法の厳しい米国の状況を反映しているように思われる。

3.3 線量評価システムの整備状況

開発を行ったIN EELとMITのそれぞれの線量評価システムは、実際の治療に使用されていることもあり、実用上問題のない程度の整備が行われていると言える。ANSTOのプログラムについては、今後導入する施設が現れた場合に、整備状況が判明することになるが、開発者によると基本的には他の2つのプログラムの状況程度には整備できるとのことであった。

3.4 線量評価システムの運用体制

IN EELのシステムを導入しているBNL、Pett en、Finlandの各施設は、開発者のサポートや指導を得て整備が進められている。人への適用に関する責任体制は、各国の実状を踏まえて対応がなされている。すなわち、線量計算データに関しては各施設の医学物理グループが、また、その結果を患者へ適用する場合の責任は、各施設にいる放射線治療医が、それぞれ役割を分担している。日本の体制とは少し様子が異なっているようである。

一方、MITの場合は線量評価システム開発をした医学物理グループが、計算データなどシステムに関する責任を担っている。人への適用に関しては、他施設と同様に放射線治療医が責任を担っている。

線量評価システムの運用は医学物理グループを中心になって品質保証をはじめとする維持管理並びに計算評価をし、その結果を放射線治療医が判断する体制が自然である。米国では、法的にも、倫理的にも、計算結果についての責任は医学物理グループが背負うことになっているとZamenhofは強調した。MITでは、1994年に熱外中性子を用いて患者の治療を計画したときに、NRCに対する責任を取るために開発した。また、熱外中性子で人の治療を行う場合に不可欠との判断があった。熱外中性子照射の線量評価では計算による事前確認の重要性と必要性が認識されたことが大きな動機付けになっている。 γ 線治療では既に線量評価システムが利用できたので、BNCTでも必要との認識が大きい。従来の放射線治療では常識であったことから、BNCTでも当然であるとの認識が印象的である。

3.5 線量評価システムの精度

計算精度については、ヒストリー数に依存する部分が多いことから特に規定はできないとのことであったが、IN EELのシステムは200万ヒストリーを、またMITのシステムは100万ヒストリーを計算の基準にしているとのことであった。いずれも統計誤差5%以下のデータを信用して評価を行っている。

3.6 線量評価システムの利用状況

現在治療に使用されている線量評価システムを導入している施設とその導入時期を Table 3.6.1 と Table 3.6.2 に示す。

両システムとも、取り扱いマニュアルは Web サイトで電子的な媒体として提供することを基本としている。紙に打ち出したものは、膨大な内容になってくるため若干部を作成している程度である。サポート体制については、簡単な質問や対応であれば Web サイトを用いて無料で対応するとのことである。多くの問題がある場合は個別の対応を考えることである。例えば、INEEL の場合は人を派遣してのサービスも可能とのことで、そのときは人件費の負担程度でバックアップをしたいとのことであった。具体的な導入施設の例として、BNL の場合の経費やキーパーソンを Table 3.6.3 に示す。

Table 3.6.1 BNCT-Rtpe と S E R A の導入施設とその時期

システム名称	BNCT-Rtpe			SERA
導入施設	BNL	Petten	Finland	BNL, Petten, Finland+ α
時 期	1994	1995	1996	1999

Table 3.6.2 N C T - P l a n の導入施設とその時期

システム名称	Mac-NCT-Plan	N C T - P l a n
導入施設	MIT	
時 期	1994	1996

Table 3.6.3 I N E E L で開発した線量評価システムの導入概要

名 称	SERA (新)	BNCT-Rtpe (旧)
導入時期	1999	1994
導入予算	無 料	無 料
キー・パーソン	Ru. Mei Ma (Physicist) A.Z.Diaz(M.D.) J.A.Coderre	J. Capala(Physicist) A.D.Chanana (M.D.)

3.7 最新の照射状況

B N Lは1999年5月末以降、治療を見合させ、基礎研究を重視するスタンスになっているが、その後を引き継ぐようなタイミングで1999年5月から治療を開始したFinlandのグループに勢いがあるようであり、調査を行った12月時点既に6人の患者の治療を実施していた。2000年3月時点での治療照射を行っている施設の治療結果をTable 3.7.1に示す。

Table 3.7.1 中性子捕捉療法を実施中の施設の治療実績 (2000年3月末現在)

Period	Reactor name	Patient No.	Comments
(Thermal Neutrons)			
1996- Kyoto University Research Reactor (KUR-M)		[5]	Brain=3, Melanoma=2
(Epi-Thermal Neutrons)			
1994- Massachusetts Inst. of Techno. Reactor(MITR)		[24]	Brain=18, Melanoma=6
1994- Brookhaven Medical Research Reactor (BMRR)		[54]	Brain only
1997- Petten Research Reactor (HFR Petten)		[10]	Brain only
1999- Finland Research Reactor (FiR-1)		[6]	Brain only
(Epi-Thermal Neutrons and Thermal Neutrons)			
1996- Kyoto University Research Reactor (KUR-M)		[13]	Brain only
1999- JAERI Research Reactor (JRR-4)		[5]	Brain only

4. 線量評価システムの今後の課題

4.1 各システムの開発課題

今回の調査により、米国、欧州、オーストラリアの現在線量評価システムを開発、維持、運用を行っている現状をさらによく理解できた。主に熱外中性子を用いたホウ素中性子捕捉療法の吸収線量評価システムとして、運用されされているが、線量評価システムの中心的な中性子線量評価は、MCNPコードを利用しており、基本的な計算手法はどのコードも同じである。核データを加えたり、利用の仕方を工夫するなどすれば、装置の設計計算や特性の評価にも利用できるものである。

INELは最新の線量評価システム「SERA」を開発したばかりでその立ち上げに勢力を注いでいる状況であり、今後の課題としては、より短時間での計算を可能にすることと、利用者の信頼に耐え、かつ使いやすいプログラムにすることである。現在SERAの利用グループは、BNL、Petten、Finlandの3施設であるが、その維持とさらなる利用グループの拡大を視野に入れて活動しているようである。

MITの「NCT-Plan」は、利用グループの拡大と生き残りをかけたプログラムの開発、維持・運用など、少ない予算と少人数の体制で行なわなければならないという、大学特有の課題を抱えているようである。線量評価システム上の課題は、その使いやすさのさらなる向上と、SERAとの競争に耐えることであるように感じた。INELと同様にプログラムを人の治療に使用する場合、その使用に関する保証などの対応が必要である。

オーストラリアの「AUTOVOX」は思っていた以上に完成度が高く、性能面では、同じ計算手法に分類されるNCT-Planと同等以上のものとみることも可能であるが、実績をいかに作るかが当面の最大の課題である。利用グループを獲得する努力とあわせて、他プログラムとの競争に勝つ必要があるなかで行うことになることから、性能、使いやすさ、信頼性など、一つでも他と違う特徴を探すこととも課題となろう。このプログラムも含めて、現在治療に使われていない線量評価システムの将来性は、そのプログラムを用いて治療を行う施設が現れるかいなかによるところが大きいと思われる。医学の場合は一般的に導入時に存在する全ての線量評価システムの比較検討から優れたものが選ばれる可能性が濃厚であることから考えると、厳しいものがあることも予想される。

4.2 医療側やユーザーの要求課題

今回臨床研究を行っている世界の施設(MIT, BNL, Petten, VTT)を調査した結果、線量評価システムの現状と問題点、今後の課題について総論的にまとめる。

4.2.1 プログラムの使いやすさ

これはこの線量計画をどの職種の者が実際に使用するかによって大きく変わる。

世界の現状ではこのシステムを実際に動かしているのは物理、医学物理の専門家であり、医師が

実際に操作している施設は無い。医師側は示されたいくつかのプランに対し、その方向を検討し、最終的な方向について決定している。今後、医師側が本システムを使えるようにするためには、現状において物理研究者などが自分たちで工夫して作っている線量評価のためのプログラム(DVHや線量の表など)などをもっと使いやすように改善する必要がある。

4.2.2 計算時間の改善

どのプログラムも高速ワークステーションの導入やパソコンの並列処理などによる計算時間の短縮化をめざしている。計算はそれぞれのコンピュータ内で行われており、スパコンなどデータを転送して、また計算後の結果をパソコン等に戻すと行ったような複雑な方式では一般ユーザーに使いにくく、マーケット性も少ないと思われた。したがってシステムの高速化、簡便化、軽量化などについてのきわめて flexibility の高い、すばやい対応能力が今後必要とされるであろう。

4.2.3 アフターメインテナンスの問題

MC-Rtpe, Mac-NCT とともに数年以上前に最初のバージョンが開発されており、その後もバージョンの改良や voxel base から pixel base 計算方法への変更、あるいは Macintosh から Windows への乗り換えなど隨時改良がなされている。今後開発されるプログラムにおいてもユーザー側からみると開発を終了するのではなく、常に改良を行えるだけの研究部門・研究人員の配置、研究費の配分が必要であると思われる。一回限りのシステムの開発であれば、将来的には本研究分野、あるいは中性子捕捉療法の市場（マーケット）から消えていってしまう可能性が高く、ユーザーに不安を与える。Nigg ら、Zamenhof らのグループは、線量評価システムの開発をライフワークの一部としており、息の長い開発プランが必要である。

4.2.4 システムの独自性、信頼性

現状でもいくつかの中性子捕捉療法用の線量評価システムが release されている中で今後なんらかの独自性を持ったものでなければ後発グループとしては不利であることは明らかである。たとえば照射孔との位置合わせなどがこれまでのシステムでは時間がかかり、面倒なところでもあるが、これをきわめて簡便化できるようなシステムを組み込めば存在意義も大きく浮かび上がってくるであろう。また術中照射に対応できる信頼性の高いシステムの開発なども特徴としてあげられるであろう。

4.2.5 その他

線量評価システムのみが開発されても、その他に検討されなければならない問題点は数多く存在する。たとえばホウ素分布の計測なども Single photon computed tomography (SPECT) や Boron MRS、Positron Emission Tomography (PET)などの研究と組み合わせていく必要がある。

このような研究と線量評価システムがドッキングしていくためには強力な研究チームが必要であり、学際的な研究協力の必要性、その核となる部門、人材の配置が必要とされている。

5. 結論

中性子捕捉療法に用いられる線量評価システムの中で、大きな比重を占める各国の線量評価システムを調査した結果、現状では I N E E L が開発した S E R A が有利な位置を占めているといえる。S E R A は、現在 B N L を除いて、人への治療に使わないという内容の使用契約を結んで実質的に無料で世界中に配布されている。このことと I N E E L の開発、維持、運用体制が充実していることから、今後とも当分は優位な位置を保つものと思われる。また M I T の線量評価システムは、M I T R の利用においては過去の経緯もあり当面使われていくものと考えられる。ただ、B N L と M I T の B N C T に関する共同研究も行われるとの情報もあるため、将来、淘汰されるか、補助的なシステムとして使われる可能性もあると思われる。オーストラリアの「A U T O V O X」は、性能面では同じ計算手法に分類される N C T - P l a n と同等以上のものとみることも可能であるが、使用実績をいかに作るかが最大のポイントである。このプログラムも含めて、現在治療に使われていない線量評価システムの将来性は、そのプログラムを用いて治療を行う施設が現れるかいかによるところが大きいと思われる。

この調査より、現状の線量評価システムは原研の J C D S を含め、医療画像からの 3 D モデルを作成し、このモデルを基にした数値モデルを作成して線量計算を行うこと、この線量計算の核となる中性子や γ 線量計算は、いずれも M C N P を使用するという基本構成から成り立っていることから、あるシステムが他とは大きく異なる特徴を持っているようには見られない。これは、我々のシステム開発の方向性が間違っていないことを確証する反面、今後 J C D S など新しい線量評価システムの開発に対し、支持されるようになるには、いくつかの課題があると思われる。それはすなわち、(1) 運用開始前に行う計算値と実験値の比較検討による性能や結果の信頼性の確認、(2) 運用開始後に重要となる品質の保証のための定期的なメンテナンスや実験値などとの確認体制、(3) 他のプログラムとの相対的な優劣に常に配慮した改良を継続して行う体制(4) 患者のセッティングまでを考慮した統合的なシステムが必要である。

今後の J C D S 開発においてこれらの課題を踏まえ、J C D S の特徴を積極的にアピールするとともに、信頼性を確立するための詳細な検証を行い、B N C T 実施に最適なシステムを完成させる必要がある。またシステム完成後の維持、運用についても十分検討し、システムをスムーズに運用する体制を確立しておく必要があるであろう。J C D S 自体の今後の開発としては、線量計算精度と速度を向上させるとともに、より使いやすいユーザーインターフェイスへの改良を行い、実際の B N C T 治療計画作成に使用できるものを完成させる。また患者セッティングシステムとより密接に統合的に開発を進めることにより、B N C T 実施において治療計画作成から実際の照射までの一連の作業を統合化されたシステムとなり、より精確かつ簡便に実施することが可能となる。

最後に、線量評価システムの性能面の違いによる優劣以上に重要なことは、現在の状況では、どの線量評価システムを用いるにしても、線量データを提供する物理グループと、それを利用する医師グループとの密接な連係による開発が必要であり、それなくして責任のある治療計画の策定、効果的な治療を実現していくことは難しいように思われることである。

あとがき

世界的に実用段階を迎える本療法に対する期待は大きい。現在中性子捕捉治療は、既存の研究炉の照射場を改造して実施されており、専用できないことに加えて、構造的、また制度的な面などの制約も多い。これらを解決するには医療専用の原子炉を作ることが理想的であるが、完成に長年月を必要とするので、この実現に努力しつつも当面の具体的な目標としては、既存炉に医療専用の照射設備やそれに関連するシステムを整備することになる。米国や欧州で1988年以降熱外中性子照射場が既存の研究用原子炉を用いて相次いで整備されて来ている。京大炉は1996年、JRR-4は1998年に相次いで、深部熱中性子線量を大きくできる熱外中性子照射場も利用可能な照射設備となった。

原子炉以外の中性子源では、加速器中性子を用いた熱外中性子照射場の検討が急ピッチで進められており、熱外中性子照射の有効性が確認されるのを待って建設される可能性が高くなっている。また、²⁵²Cf中性子を用いて局所的な増感効果を上げることなども検討されている。いずれにしても、中性子照射条件と中性子増感化合物の性能とは密接に関係していることから、新しいホウ素化合物の開発や熱中性子の反応断面積が大きくベータ線を放出する¹⁵⁷Gd(n,γ)¹⁵⁸Gd反応の利用など、幅広く検討されている。

以上のような治療照射をする体制を整えることと平行して、本療法を脳腫瘍やメラノーマ以外のガンへの適用を拡大するためにも、従来行われてきている基礎的な研究を、今まで以上に実際の治療照射に關係付けてしていくことが必要である。近年、医学の進歩の中で物理、工学、生物、薬学、化学、エレクトロニクスなど多くの分野の協力が不可欠であり、各分野でそれぞれの研究課題を持っているが、医学物理学の観点からみた本療法の現在の最重要課題は、次のようなものが考えられる。

(1) 各種腫瘍に対するホウ素を初めとする中性子増感化合物の開発

患部の位置に対応した中性子増感化合物の開発。体内挙動、投与方法などの確立。中性子増感化合物の開発と中性子照射技術の研究開発は深く関係している。

(2) 深部線量の制御ができる中性子照射システムの開発整備

脳の深いところや肝臓、脾臓、肺などにできたがんに熱中性子を照射できる中性子照射場と照射技術の開発。本療法の適用を拡大する上で不可欠である。

(3) 治療照射中のオンライン線量測定及び評価法の開発

熱中性子が照射されている状態において、体内的熱中性子束分布や¹⁰B濃度分布をオンラインで、しかも三次元的に画像化して得ることが、本療法の究極的な照射技術として必要とされている。

(4) 休眠がん細胞への対応など治癒条件の確立並びに他腫瘍への適応拡大

腫瘍の大きさがある程度以上になると、その中に休眠細胞が存在するようになり、ホウ素化合物の取り込み不足などから再発してくる可能性がある。現状ではまだ因果関係ははっきりしていないが、治癒率向上の面から今後取り組みが必要。脳腫瘍及びメラノーマ以外の腫瘍への適応の拡大。

(5) 医学生物学分野における治療照射効果の機構解明及び治療手法の確立

以上のように、腫瘍を細胞レベルで選択的に治療できる本療法の適用拡大は、他の放射線の併用も含めて、放射線治療法の分野をさらに大きく切り開く可能性を持っている。これを今後一層推進していくためにも、原子炉や加速器等の中性子捕捉療法専用の中性子照射装置の開発・実現また高度な線量測定評価システムの開発が望まれる所である。

現状の線量評価システムについては、Mac_NCT-Plan (or PC_NCT-Plan)はまだ開発途上ではあるが、簡便に扱えるコンセプトで S E R A _ M C とは異なっているという印象を受けた。車にたとえれば S E R A がフル装備の高級車とすれば、N C T - P l a n はオプションでつけられる装備を敢えてはずして、軽快に走らせる事のできる大衆車であるとの印象を受けた。原研の J C D S に対し、どのような開発コンセプトを持たせるかを十分に検討して B N C T 実施に最適なシステムを開発していく必要がある。また最初のバージョンでシステムの完成を考えることは避けるべきであり、相当期間 (M I T では 10 年) をかけて十分な検証と改良を行い、完成度の高いシステムを作り上げなければ、ユーザー側から信頼してもらえないようである。そのためにも B N C T の線量評価システム開発には、医療側の協力を得ることが今後の線量評価システムの価値を決めるのではないかと感じた。

謝辞

各国の線量評価システムの調査にあたり、現地調査のために貴重な時間を割き各国の施設を視察調査して頂いた京都大学原子炉実験所 古林 徹助教授、筑波大学臨床医学系 松村 明講師と本編集に協力して顶いた医用原子力技術振興財団 川田智臣氏に心より感謝致します。また本報告書をまとめるにあたり研究炉部 高柳政二部長、小林晋昇次長、JRR-4管理課 桜井文雄課長及び海江田圭右前部長には大所高所からの指導を頂き感謝致します。

参考文献

- 1) D.W.Nigg, "Some Recent Trends and Progress in the Physics and Biophysics of Neutron Capture Therapy", Progress in Nuclear Energy, Vol. 35, No.1 (1999) 79-127.
- 2) H. Kumada, Y. Nakagawa, A. Matsumura et al., 1998 Abstract of Eighth International Symposium on Neutron Capture Therapy for Cancer. La Jolla, California, USA, September 13-18 abstract, 1998, p58
- 3) D.W.Nigg, F.J.Wheeler, D.E.Wessol, J.Capara, M.Chandha, "Computational dosimetry and treatment planning for Boron Neutron Capture Therapy" , Journal of Neuro-Oncology 33; 93-104, 1997
- 4) D.E.Wessol, M.W.Frandsen, C.L.Albright, M.T.Cohen, F.J.Wheeler, G.J.Harkin, M.B.Rossmeyer, C.A.Wemple, D.W.Nigg, "BNCT Radiation Treatment Planning Software Development", INEEL BNCT Research Program Annual Report 1998, Ed. J.R.Venhuizen, INEEL-EXT-99-00293 (1999) 5-12.
- 5) Zamenhof R, Redmond E 2nd, Solares G, Katz D, Riley K, Kiger S, Harling O, "Monte Carlo_based treatment planning for boron neutron capture therapy using custom designed models automatically generated from CT data", Int. J. Radiat.Oncol.. Biol Phys. 1996 May 1;35(2):383-397
- 6) S.Wallace, B.J.Allen, "CT Based 3D Monte Carlo Radiation Therapy Treatment Planning", Australian Physical & Engineering Sciences Medicine Vol.21 No.2 (1998) 41-50.
- 7) Steven A. Wallace, "Treatment Planning for Boron Neutron Capture Therapy for Cancer" Doctor thesis book, (1996) 117-147.
- 8) M.W.Frandsen, D.E.Wessol, F.J.Wheeler, R.S.Babcock, G.H.Harkin, J.D.Starkey, "Rapid Geometry Interrogation for a Uniform Volume Element-Based Monte Carlo Particle Transport Simulation", Proc. of the 1998 ANS Radiation Protection and Shielding Division Topical Conference -- Technologies for the New Century-- Vol.2 (1998) 84-94.

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
功率、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	ファラード	F	C/V
電気抵抗	オーム	Ω	V/A
コンダクタンス	ジーメンス	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	
光束度	ルーメン	lm	cd·sr
光强度	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

$$1 \text{ eV} = 1.60218 \times 10^{-19} \text{ J}$$

$$1 \text{ u} = 1.66054 \times 10^{-27} \text{ kg}$$

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

(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、1eVおよび1u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す場合に限り表2のカテゴリーに分類されている。
- EC開発理事会指令では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	

$$\text{粘度 } 1 \text{ Pa}\cdot\text{s}(N\cdot\text{s}/\text{m}^2) = 10 \text{ P(ボアズ)}(\text{g}/(\text{cm}\cdot\text{s}))$$

$$\text{動粘度 } 1 \text{ m}^2/\text{s} = 10^4 \text{ St(ストークス)}(\text{cm}^2/\text{s})$$

圧力	MPa(=10 bar)	kgf/cm ²	atm	mmHg(Torr)	lbf/in ² (psi)
1	10.1972	9.86923	7.50062 × 10 ³	145.038	
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 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)
	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	仕事率 1 PS(仏馬力)	
1055.06	107.586	2.93072 × 10 ⁻⁴	252.042	1	778.172	6.58515 × 10 ²¹	= 75 kgf·m/s	
1.35582	0.138255	3.76616 × 10 ⁻⁷	0.323890	1.28506 × 10 ⁻³	1	8.46233 × 10 ¹⁸	= 735.499 W	
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		

放射能	Bq	Ci	吸収線量	Gy	rad	照射線量	C/kg	R	線量当量	Sv	rem
	1	2.70270 × 10 ⁻¹¹		1	100		1	3876		1	100
3.7 × 10 ¹⁰	1		0.01	1		2.58 × 10 ⁻⁴	1		0.01	1	

(86年12月26日現在)

