

JAERI-Tech  
2002-092



JP0350009



頭部モデルファントムの製作及び  
その脳表面熱中性子束分布測定  
(協力研究)

2002年12月

山本 和喜・熊田 博明・岸 敏明・鳥居 義也・遠藤 聖\*・  
山本 哲哉\*・松村 明\*・内山 順三・能勢 忠男\*

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。

入手の問い合わせは、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, 2002

---

編集兼発行 日本原子力研究所

頭部モデルファントムの製作及びその脳表面熱中性子束分布測定  
(協力研究)

日本原子力研究所東海研究所研究炉部  
山本 和喜・熊田 博明・岸 敏明・鳥居 義也  
遠藤 聖\*・山本 哲哉\*・松村 明\*・内山 順三・能勢 忠男\*

(2002年10月9日受理)

現在の医療照射では金線によって熱中性子束を測定し線量を決定しているため、測定ポイントに限りがあり、照射後に任意の場所の線量評価を行うことができない。これらを補うために線量評価システム等による計算シミュレーションによって線量評価が行われている。本研究では実験による線量評価方法として、人の頭部に忠実な実体ファントムの製作、及び、実際の医療照射時のデータに基づいた照射実験を実施した。実験による線量評価手法の確立には人の頭部に忠実な実体ファントムの製作が重要であり、その製作には光造形技術 (Rapid Prototyping Technique) を用いた。さらに、医療照射時の照射条件を模擬して、評価上重要である脳表面の熱中性子束分布を実体ファントムを用いて詳細に測定を行った。この実体ファントムによる実験的詳細評価手法は臨床照射条件にかなり近くすることができ、内部線量の直接測定はもちろんのこと、細胞を入れることにより生物学的効果の測定にも利用できる。

---

本実験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  
\*筑波大学

Production of A Faithful Realistic Phantom to Human Head  
and Thermal Neutron Flux Measurement on the Brain Surface  
(Cooperative Research)

Kazuyoshi YAMAMOTO, Hiroaki KUMADA, Toshiaki KISHI, Yoshiya TORII  
Kiyoshi ENDO\*, Tetsuya YAMAMOTO\*, Akira MATSUMURA\*  
Junzo UCHIYAMA and Tadao NOSE\*

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

(Received October 9, 2002)

Thermal neutron flux is determined using the gold wires in current BNCT irradiation, so evaluation of arbitrary points after the irradiation is limited in the quantity of these detectors. In order to make up for the weakness, dose estimation of a patient is simulated by a computational dose calculation supporting system. In another way without computer simulation, a medical irradiation condition can be replicate experimentally using of realistic phantom which was produced from CT images by rapid prototyping technique. This phantom was irradiated at a same JRR-4 neutron beam as clinical irradiation condition of the patient and the thermal neutron distribution on the brain surface was measured in detail.

This experimental evaluation technique using a realistic phantom is applicable to *in vitro* cell irradiation experiments for radiation biological effects as well as in-phantom experiments for dosimetry under the nearly medical irradiation condition of patient.

*Keywords: Boron Neutron Capture Therapy, Neutron Dosimetry, Rapid Prototyping, Phantom Experiment, Treatment Planning System*

---

This experiment was performed by cooperative research with University of Tsukuba

\* University of Tsukuba

## 目 次

1. はじめに.....	1
1.1 ホウ素中性子捕捉療法.....	1
1.2 光造形技術.....	2
2. ファントムの製作.....	3
3. 照射及び測定方法.....	5
3.1 検出器の測定方法及び配置.....	5
3.2 ファントムの配置及び照射.....	6
4. 結果.....	6
4.1 ファントムの製作精度.....	6
4.2 熱中性子分布測定.....	7
5. 考察.....	7
6. まとめ.....	8
謝辞.....	8
参考文献.....	9

## Contents

1. Introduction.....	1
1.1 Boron Neutron Capture Therapy.....	1
1.2 Rapid Prototyping Technique.....	2
2. Manufacture of a Patient Model Phantom.....	3
3. Irradiation and Measurement.....	5
3.1 Method and Fixed Point of Measurement.....	5
3.2 Irradiation and Phantom Position.....	6
4. Result.....	6
4.1 Precision of Realistic Phantom.....	6
4.2 Measurement of Thermal Neutron Flux.....	7
5. Discussion.....	7
6. Conclusions.....	8
Acknowledgements.....	8
References.....	9

This is a blank page.

## 1. はじめに

ホウ素中性子捕捉療法（BNCT）の原理は Locher[1]が提唱した浸潤している腫瘍細胞を効果的に破壊することのできる治療法であり、臨床応用は古くから始まっている[2]。しかし、本治療方法は中性子線を扱うこと、ホウ素濃度分布を知らなければならないことなど、通常の放射線治療より格段に複雑である。臨床研究を支えるホウ素中性子捕捉療法（BNCT）の基礎研究は現在も盛んに行われている[3][4]。

筑波大のBNCTチームは医療照射後定期的にMRI等を用いて患者の術後の経過を観察すると共に放射線の影響を評価している。現在の医療照射では金線によって熱中性子束を測定し線量を決定しているため、測定ポイントに限りがあり、照射後に任意の場所の線量について再評価を行うことができない。これらを補うために線量評価システム等を用いて計算シミュレーションによる線量評価が行われている。本研究では実験による線量評価方法を提案し、人の頭部に忠実な実体ファントムの製作、及び、実際の医療照射時のデータに基づいた照射実験による線量評価を試みた。この実験による線量評価手法では人の頭部に忠実な実体ファントム（以下、頭部モデルファントムと呼ぶ。）の製作が重要であり、CT等の断層写真から光造形技術（Rapid Prototyping Technique）を用いることで実現可能となった。また、本ファントムから得られる脳表面の線量分布は原研で開発を進めているコンピュータを用いた線量評価システム[5][6]を含め他の治療計画ソフトで用いられるボクセル手法の複雑体系に対する適応性についての検証用のデータとしても重要である。

本章では、本研究の背景にあるホウ素中性子捕捉療法及び光造形技術の概略について以下に説明する。

### 1.1 ホウ素中性子捕捉療法

中性子捕捉療法 Neutron Capture Therapy (NCT) とは、従来の放射線治療（ガンマ線やX線等を照射）とは異なり、いわゆる体外照射と細胞内照射を組み合わせたものである。その原理は、あらかじめ腫瘍選択性の高いホウ素（ボロン；Boron-10）化合物を取り込ませておき、外部よりエネルギーの低い熱中性子あるいは熱外中性子（10keV以下）の照射を行い、 $^{10}\text{B}(\text{n}, \alpha \gamma)^7\text{Li}$ 反応を利用して治療を行うものである。反応の際発生する重荷電粒子は、組織内で約 $5\mu\text{m} \sim 9\mu\text{m}$ の飛程を有しており、これは腫瘍細胞1個分の大きさに相当する[7]。さらに荷電粒子は線エネルギー付与が高い（高LET）ため、高い生物学的効果を有している。こうしたことから原理的には $\mu\text{m}$ オーダーの範囲で選択的に悪性腫瘍細胞のみを破壊することが可能であるとされている[8][9]。

最初の臨床治療研究は1951年にL.E.Farr[2]らにより始められ、米国ブルックヘブン国立研究所の医療用原子炉を用いて、19例の脳腫瘍患者に対して試みられた。続いて、W.H.Sweet[10]はMIT（マサチューセッツ工科大学）の研究炉を用いて1960年から1961年にかけて17例の脳腫瘍患者の治療を試みた。しかし、米国での研究はしばらく中止することになる。一方、わが国では畠中坦がA.H.Solowayらとともに基礎研究を続け[11][12]、BSH（ $\text{Na}_2\text{B}_{12}\text{H}_{11}\text{SH}$ ）を用いて、武蔵工業大学（MuITR）、京都大学原子炉実験所（KUR）、JRR-2を用いた研究が続けられ、

成果を挙げてきた。この成功の背景には、CT(コンピュータ断層撮影)及びMRI(磁気共鳴映像法)による診断技術、ホウ素濃度測定技術、中性子線量測定技術、照射場の整備などの技術的な課題を解決してきたからである[13]。例えば、照射時間の決め手となる血中ホウ素濃度測定においては、化学分析によって測定していたため、照射中に結果を知り得ることは不可能であり、適切な照射が困難であった[14]。1981年、古林徹らによって熱中性子を利用した即発 $\gamma$ 線分析技術がホウ素濃度測定に応用されて、この問題は解決された[15]。

BNCTの治療成績を左右する大きな要因の一つとして、正常脳組織に大きな影響を与えずに、「いかに患部に適切な照射線量を付与するか。」という熱中性子分布における課題があり、深部線量の増強が必要とされた[16]。この課題に対し米国では1994年にBNL[17]及びMITにおいて、欧州では1997年にペッテン原子力研究所(HFR)において深部まで到達可能な熱外中性子を用いた中性子捕捉療法が開始されている[18]。さらに、彼らのプロトコールの特徴はモンテカルロ法を用いた数値シミュレーションによる事前評価を行い、照射を実施するという、放射線外科(Radio Surgery)の照射手法を適用している点が新しい。彼らはコンピュータを用いた治療計画システムを用いることで照射中に頭位を変えることによる2-3方向からの照射や1週間に2-4回の中性子照射を行う分割照射も実施している。

こうした中性子分布について評価する目的で照射計画ソフトの検証と相まって、ファントム実験が現在でも盛んに行われている。

## 1.2 光造形技術

本線量評価手法では評価対象となる患者頭部に忠実なファントムの製作が不可欠となる。ここでは、それを可能とするラピッド・プロトタイピングについて紹介する。

ラピッド・プロトタイピング(RP: Rapid Prototyping)とは、設計した3次元CADデータから3次元モデルを迅速に得るための技術であり、近年注目されている[19][20]。光造形がラピッド・プロトタイピングを代表する造形技術であることから、「ラピッド・プロトタイピング」は光造形の意味に使われることが多い。光造形は、液状の光硬化性樹脂に位置制御された紫外線レーザー・ビームを照射し、平面的に硬化させ、薄膜を積層することにより目的の3次元立体物を高精度で生成していく技術である。この技術は半導体の生産技術、印刷技術、CAD技術の3分野の統合から生まれたものである。3次元光造形を行うステレオリソグラフィシステムの基本構想は、1981年小玉秀男によって初めて提唱された[21]。1984年ごろになって米国のUVP社(後の3Dシステムズ社)のC. Hullおよび大阪府立総研の丸谷洋二が、これらシステムの実用化に向けて技術開発を進め、今日の光造形技術の急進に繋がった[22]。

光造形技術がファントムへ応用されているか、データベースを用いて文献調査した。医学系のデータベース検索(PubMed)を用いて、“Rapid Prototyping”と“Stereolithography”を検索した結果をFig.1にまとめた。1990年を境に各社から光造形用のシステムが発売され、研究発表数が伸びてきている。その利用方法はMRIやCTスキャンで得られた断層データをもとに患部のモデルを作成し、腫瘍や骨の異常、その他の病気の確実な診断方法として応用されている。また、難しい外科手術の手順検討にも利用され、手術時間の短縮、患者負担の軽減、正確な手術等を可能としている。血管、心臓のモデルを製作して*in vitro*実験を行ったりしており、光造形を医学応



用した研究の裾野は基礎研究まで広がりを見せ始めている。しかし、我々が目指す個人の線量分布の測定を目的としたファントムの製作の例はなく、放射線治療としては、眼窩の小線源治療の線量分布を計画どおり行うためバイオモデルを製作したり[23]、陽子線治療のフィルタに使用したりしており[24]、いずれも照射線量改善のための道具として使用されているようである。

当初、我々は実体ファントムを製作するにあたり、切削工具を用いた従来の NC (Numerical Control) 工作盤を用いた機械加工 (以下、NC 加工と呼ぶ。) を考えていた。コンピュータ制御された NC 加工は単調な曲面であれば、精度良く、かつ、いろんな材質の加工が可能であるからである。しかし、コストや形状について妥協しなければならないなど、こちらの要求を満たすものではなかった。NC 加工と比較して、光造形技術には以下の利点がある。

- 1) 切削加工で困難な自由曲面や複雑な構造体を簡単に製作することができる。
- 2) 自動化運転が可能であり、装置を操作するために特別な知識、熟練が不要である。
- 3) 短時間でかつ経済的に所望のモデル製作が可能である。
- 4) 工具磨耗、騒音、振動、切削屑の発生がない。

頭部モデルファントムに欠かせないのは、1) であり大きな利点である。患者個人の評価方法として医療への適応性を考えると、2)及び3)はコストと評価期間に関連して重要である。NC 加工では一般に内部をくり貫くことや、刃先が入らないような入り組んだ形状の加工は不可能とされている。しかし、全てにわたり光造形が優れているわけではなく、中性子用のファントム材料の選択枝が少ない。中性子用のファントム材料としては、水、アクリル、ポリエチレン等が使われることが多く、材質を選べないところは光造形の欠点である。

## 2. ファントムの製作

頭部モデルファントムの製作に当たっては CT 画像 (5mm 毎のスライス画像×40 枚) をもとに光造形技術によって立体造形を試み、ファントムは内部に水を満たすことのできる水ファントムとした。内部に水を満たす構造は検出器を挿入し物理線量を評価することはもちろんのこと、細胞培養容器を入れて生物学的効果の測定[25]も可能である。中性子用のファントム製作において重要なことは、中性子線量の分布を決定する水素密度をいかに組織等価にするかということである。ファントム材料として使用する TSR-810 の主成分であるエポキシアクリレート (構造式を Fig.2 に示す。) の水素の密度は  $0.0799\text{g/cm}^3$  であり、脳組織(水素の密度: $0.1113\text{g/cm}^3$ )や通常ファントム材として用いられる水(水素の密度: $0.1111\text{g/cm}^3$ )と比較すると 3 割程度小さい。光造形技術を用いると形状を正確に再現できる反面、水素密度については模擬できない。本研究ではファントム形状を優先し、水素密度の違いについては、本ファントムを薄肉構造 (肉厚 3mm) にすることで対処した。採用した光造形樹脂 TSR-810 は脂環族エポキシ化合物に、嵩高い基を分子内に有する多官能アクリレート・オリゴマーやモノマーを加え、アリアルスルホニウム塩系光カチオン重合開始剤、ラジカル重合開始剤および各種添加剤を含有させたものである。TSR-810 の主な特徴として、

- 1) 皮膚に対して低刺激性
- 2) 造形性に優れた硬化深度
- 3) ほぼ ABS 樹脂の物性と同程度 (耐衝撃性を除く)
- 4) 造形物の後加工性が良好、ネジ立てが可能

が挙げられる。Table 1 に機械的性質を示す。

Fig.3 は一般の光造形の手順を示している[22]。この手順を CAD データでない CT 及び MRI の医療用データに適用するために、軟組織の輪郭を抽出し、点群データとして 3 次元デザインソフトに読み込み、STL (Stereolithography) フォーマット化した。STL フォーマットとは 3 次元自由局面を三角パッチの集合体で近似する方式で、CAD から造形装置にデータを渡す場合に現在一般的に用いられている方法である[19]。次いで、モデルの造形装置内での配置や積層方向 (モデルの置き方: 正立、倒立、横転など) を決定し、コンピュータ上で製品データを所定の等間隔にスライスしてその断面のデータを作る。そこで医療データから解読された各 CT のスライス画像上で骨、皮を取り除き (術野の再現)、画像の 2 値化、輪郭抽出を行った。

512 x 512 ピクセルで撮影された CT データから抽出される輪郭の点群データは隣接点で連なった線群データであり、これを 3 次元の面張りを行う SURFACER (Imageware 社) 側へ受け渡すと、処理可能データ数を超えて処理できないため、間引きした輪郭データを渡した。SURFACER を用いて点群データを面データへ変換し、さらに STL 形式で保存し、次の造形用ソフト Magics RP へ受け渡す。

Magics RP はベルギー・Materialise 社 (<http://www.materialise.be/>) の製品であり、STL ファイルを読み込み、RP 用に修正・編集できるソフトである。特に RP に必要なブーリアン演算によるキャビティ、コア作成機能、パーティング面の定義、ガイドピン、押し出しピンの配置、冷却用穴の作成、抜きこう配の自動付加などの機能を持っている。これらの機能を用いて、ファントム中に水を蓄えることのできる中空・薄肉 (肉厚: 3mm) 構造で、首の部分にフランジを追加したファントムの設計を行った。

光造形による立体造形は帝人製機 (株) (<http://www.teijinseiki.co.jp/>) の SOLIFORM-500B を用いて行った。Fig.4 に SOLIFORM システムのブロック図を示す。Ar レーザまたは半導体レーザを紫外線発生源に用い、機械シャッター、光変調器(AOM)、光学レンズを通し、X 方向 Y 方向の 2 つのデジタルスキャナミラーで照射位置を制御しながら容器中のテーブル上に紫外光を照射する。この紫外光により感光性樹脂薄膜層を一層ずつ硬化させ、所望の 3 次元物体を得るものである。

樹脂硬化層を極めて薄くすれば高精度の成形を行うことができ、比較的厚くすれば高速(短時間)で成形を行うことができる。積層回数を少なくするために本ファントムでは 2 分割して同時造形を行い、最終硬化の前にセメダイン・ハイスーパー (E335G30) を用いて接着し、一体のファントムを製作した。取り出された製品は完全に硬化していないので、さらに紫外線を照射し硬化度を上げた。また、内部に水を蓄えるために、防水処理として表面にアクリルニトリルゴム系接着剤であるハイボン 2047 (日立化成ポリマー (株)) を塗布した。フランジ面のシールには O リン

グを用いた。

Fig.5 に示すように造形装置に入力されるまで処理工程はすべてコンピュータ上で実施されるために、設計どおりのものが最終段階まで高精度で進めることができた。完成した頭部モデルファントムを Fig.6 に示す。

### 3. 照射及び測定方法

頭部モデルファントムの中性子照射実験を行うにあたり、医療照射時と同じ照射条件（照射位置、コリメータ径、Li ヘルメット、ビームモードなど）にあわせて照射を行った。なお、効率化のため、原子炉出力は定格出力の 3.5MW を用い、照射時間も金箔の放射化量から適切な時間に設定した。

#### 3.1 検出器の測定方法及び配置

熱中性子束分布の測定は金箔 (5mm×5mm, 厚さ 0.01mm) を用いて行う。金箔を用いた箔放射化法による熱中性子束測定法は、裸で照射した金箔の放射化量から Cd 板 (0.5mm 厚) をかぶせた金箔の放射化量を差し引き正味の熱中性子による放射化量を求め、熱中性子束を計算する方法である。箔放射化法は以下の式によって熱中性子束  $\phi_{th}$  を求めることができる。

$$\phi_{th} = \frac{A_{bare} (1 - 1/R_{cd}) P_b}{\Sigma (1 - e^{-\lambda T_b})} \quad (1)$$

$$R_{cd} = \frac{A_{bare}}{A_{cd}} \times \frac{P_b (1 - e^{-\lambda T_{ic}})}{P_c (1 - e^{-\lambda T_{ib}})} \quad (2)$$

ここで、

$\phi_{th}$  : 熱中性子束密度 (n/cm<sup>2</sup>/s)

$R_{cd}$  : カドミウム比(-)

$T_{ib}$  : 裸の金箔の照射時間 (s)

$T_i$  : カドミウムで覆った金箔の照射時間 (s)

$P_b$  : 裸の金箔の照射時の原子炉出力補正係数 (-)

$P_c$  : カドミウムで覆った金箔の照射時の原子炉出力補正係数 (-)

$A_{bar}$  : 裸の金箔の照射直後の放射能濃度 (Bq/g)

$A_{cd}$  : カドミウムで覆った金箔の照射直後の放射能濃度 (Bq/g)

$\lambda$  : <sup>198</sup>Au の壊変定数 (s<sup>-1</sup>)

$\Sigma$  : <sup>197</sup>Au のマクロ吸収断面積 (cm<sup>-1</sup>)

原子炉出力補正係数の  $P_b, P_c$  は運転パターンより決定され、今回の照射では、 $P_b=1.053$   $P_c=1.027$  であった。裸の金箔を頭部モデルファントムの脳表面に取り付けたところの写真を Fig.7 に、裸の金箔 31 枚の配置を Fig.8-a) にそれぞれ示す。一方、脳表面ではカドミウム比が大きく変

化しないと考え、Cd で覆った金箔 6 枚を Fig.8-b)のように配置した。

通常、医療照射ではコリメータに加え、患部の照射野の形状に合わせて  ${}^6\text{LiF}$  入り熱可塑性プラスチックを用いて熱中性子を遮へいする。この中性子遮へいプラスチックのことを Li ヘルメットと呼んでおり、医療照射時と同じものを頭部モデルファントムに装着した。その様子を Fig.9 に示す。医療照射のときには腫瘍を摘出したあとのキャビティにはゴム風船等が挿入され、線量分布の改善を図っている [26]。これをボイドと呼んでおり、熱中性子 BNCT では欠かせない照射技術である。これを模擬するために、医療照射当時の写真及び資料を参考に、発泡スチロールで再現して、ファントム内面に装着している。本ファントム内部は純水で満たし、フランジで閉め付けた。

### 3.2 ファントムの配置及び照射

医療照射時の位置と同じ位置になるよう患者セッティングシステム[27]の手法を用いて、頭部モデルファントムを照射孔前に配置した (Fig.10 参照)。医療照射時の位置及び本ファントムの位置の測定点は①鼻根部、②右外眼角、③右外耳孔、④鼻背最下点である。位置の測定結果を Table 2 に示す。位置決め精度について、裸の金箔照射時と医療照射時の位置データを比較すると重心間距離 (上記 4 点の重心の距離) で 4.1mm であった。

照射条件は JRR-4 医療照射設備の熱中性子モード I (重水タンクの重水厚さ 12cm) を用いて、裸の金箔について 30 分間、Cd カバーで覆われた金箔について 60 分間の照射を行った。医療照射時の原子炉出力は 2MW であったが、測定の効率化のためファントム実験では 3.5MW で照射を行った。照射された金箔の放射能測定は、JRR-4 にあるオートサンプルチェンジャ付  $\beta$ - $\gamma$  同時測定装置[28]を用いて行った。

## 4. 結果

### 4.1 ファントムの製作精度

製作の精度を左右するものは、大きく分けてレーザの位置決め精度 ( $x$ - $y$  方向) と樹脂の硬化収縮の 2 つが挙げられる。レーザ制御については近年かなりの改善がみられ、SORIFORM ではほとんど問題にならないレベルである。したがって、樹脂の硬化の際に発生する収縮に起因する内部応力による形状の歪みが問題となる。積層していくために絶えず硬化物には偏りが生じることが造形物の歪みの原因となっている。例えば、Barker ら[29]は頭蓋骨のレプリカを作成し、実際の頭蓋骨と比較し、平均誤差 0.47mm で再現できることを確認している。また、Smith ら[30]は糖尿病と末梢神経系神経障害の患者の足のレプリカを作成し、実際の足との比較を行い、誤差  $0.3 \pm 0.4\text{mm}$  であったと報告している。我々の本ファントムは薄肉形状を採用しているためか、Table 3 に示すように歪みよる誤差は小さかった。

参考のために本ファントム製作期間は Table 4 に示すとおり合計 42 日間であった。耳周りは複雑な構造であるため、点群データを読み込んで面張り作業を行った SURFACER においてバッドエッジ (三角面が裏返る、存在しないなどの欠陥のためスムーズな形状とならない) が多数発生し、Magics RP 上で 600 枚の断面を修正する必要が生じた。1 枚あたり 30 分程度の修正時間が必要であったため、大半をこの耳の部分の修正に費やされた。

## 4.2 熱中性子分布測定

Table5 に 31 枚の金箔から得られた熱中性子側を示し、Fig.11 はこれらを最大値で規格化し、2 次元補間処理したものを示す。実際の医療照射時、脳表面の熱中性子束分布は十字状に置かれた 2 本の金線を用いて測定しており、詳細な分布が分らなかったが、本ファントムを用いると、2 次元表現され、Li ヘルメット及びコリメータによって保護されているところが明瞭に判断できる。また、耳の前あたりの部分（腫瘍の中心）は Li ヘルメットの開口部が狭く、入り組んだ構造になっているが、Void 挿入により、その周辺に高線量の照射があったことが分る。頭部モデルファントムの脳表面で測定された熱中性子の最大値は  $2.17 \times 10^9$  (n/cm<sup>2</sup>/s) であった。この値は Table6 に示されている円筒水ファントム ( $\Phi 18.6 \times L24$ cm) で観察される表面値 ( $1.91 \sim 2.47 \times 10^9$  (n/cm<sup>2</sup>/s)) と比較しても、ほぼ同じ値であった。しかし、本ファントムの結果は医療照射時に測定された脳表面の最大熱中性子束値より約 22%低い値を示している。

## 5. 考察

角度依存性の強い中性子ビームが水素の多い物質に入射すると、内部で散乱され、方向性を失いながら、スカラー量である中性子束がビルドアップする。JRR-4 熱中性子モード I のビームに対して円筒水ファントムで観察されるビルドアップピークは 3mm 付近に観察され、ファントム表面に対するピークの中性子束強度比が約 1.3 倍になることが分っている[31] (Table6 参照)。しかし、この特徴が医療照射では観察されていない事実から、脳表面ードレープ間に液層等が存在していて、その間に熱中性子束はすでにピークに達し、医療照射で観察された深さ方向の分布はピーク以降の減衰部分であった可能性が高い。実際の医療照射では脳表面が露出しているわけではなく、ドレープ（脳を保護するために用いられる人工の膜）に覆われている状態にあり、脳表面ードレープ間に液層等の仮定は妥当であると考えられる。測定結果で述べた脳表面の最大熱中性子束値と比較して本ファントム実験の最大熱中性子束が 22%程度低い値になっている原因について、上記から説明可能である。つまり、空気との境界であるドレープ表面では標準ファントムで測定された値とほぼ同じであり、脳表面ードレープ間に液層の間に熱中性子束はピークに達し、脳表面の最大熱中性子束としてピークに近い値（表面より 22%高い）を観察したと解釈すべきである。こうした開頭を伴う医療照射では脳表面の血液層の存在は十分考慮しなければならず、頭部モデルファントムを用いた線量評価方法等を適用する場合、注意が必要である。脳表面上の液層厚さを知ることは現在のところ難しく、今後、3 次元モデルによる評価方法などについて検討する必要がある。

Fig.12 は頭部モデルファントムに分布を合成したものである。Fig.12 が示すように腫瘍の位置より、高い位置に広い高線量部分が見られる。Fig.13 は Li ヘルメットをつけた状態の写真と合成したものである。Li ヘルメットによって覆われている部分は中性子が遮へいされており、線量が低下していることが確認できる。側頭葉の前側を照射する場合、顎骨、耳、動脈などがあるため外科的に開頭困難な場合が多く、設定する照射野に耳、皮膚、眼球、骨などが入ってくる。今回の臨床例もその 1 例であり、この入り組んだ部位にうまく中性子を運ぶためには、ビームを頭上よりやや斜めに入射させる方法が採用された。このように中性子ビーム入射方向を検討するた

めに、シミュレータ及び位置合わせ技術が重要である。現在では熊田らによって患者セッティングシステムが開発され[27]、3次元照射野設定及び正確な固定が可能となっている。

## 6. まとめ

本研究は複雑形状内の中性子分布を実験的に精度良く再現できるかどうかの試みでもあった。最先端の光造形技術を応用して、臨床例（1例）をモデルに頭部モデルファントムの製作を行った。本研究においてCTデータの変換、輪郭抽出、面張り等の手順から製作までの頭部モデルファントムの製作に関する一連の技術を確保した。なお、今回用いたTSR-810では、水素密度が約3割低くなるため、中性子用のファントム材に適切な材料開発が必要である。

本ファントムを用いた熱中性子即測定の結果は脳表面の最大熱中性子束値より22%程度低い値であった。これはファントム側でドレープと脳表面に溜まる血液層（約3mm）を考慮できていないためであると考えられる。

総括として、頭部モデルファントムの製作技術を確保し、これを用いて臨床照射条件にあわせて照射実験における任意の場所の線量評価を行えることが確認できた。また、本ファントムは内部線量の直接測定はもちろんのこと、細胞を入れることにより生物学的効果の測定などに応用できるものである。本研究は実験的手法による確実な照射線量の評価方法と期待される。

## 謝辞

光造形に関する技術支援を頂いたひたちなかテクノセンター（株）新技術・製品開発センターの竹村 明研究員及び山口 幸男主管技師長、並びに情報収集にご協力いただいた原子力エンジニアリング（株）の那須昭彦業務課長、光造形の原理、SORIFORM等の資料提供を頂いたシーメット社（株）の荻原恒夫研究員に深く感謝致します。頭部モデルファントムの照射にあたって、JRR-4管理課の運転員の皆様には、特殊運転パターンにて運転をお願いし、研究炉利用課の樫村隆則、大竹 真一、小林末志郎氏には実験を補助していただき深く感謝致します。また、本報告書をまとめるに段には、研究炉部小林晋昇部長、中島照夫次長、佐川尚司研究炉利用課長に、ご指導いただきました。ここに感謝の意を表します。

## 参考文献

- [1] G L Locher, "Biological effects and therapeutic possibilities of neutrons", *Am J Roentgenol* 36, pp.1-13,(1939)
- [2] L E Farr, W H Sweet, J S Robertson, C G Foster, H B Locksley, D L Sutherland, M L Mendesohn, E E Stickley, "Neutron-Capture therapy with boron in the treatment of glioblastoma multiforme", *Am J Roentgenol* 71, pp.279-293, (1954)
- [3] "Frontiers in Neutron Capture Therapy", Ed. M F Hawathorne, K Shelly, R J Wiersema, Kluwr Academic/ Plebum Publishers, New York,(2001)
- [4] "Ninth International Symposium on Neutron Capture Therapy for Cancer", Edit H Utsumi,K Ono,K Kanda, KURRI-KR-54, (2000)
- [5] 熊田博明, "BNCT 線量評価システムの開発", *JAERI-Conf 2000-013*, pp.33-36,(2000)
- [6] T Kumada, Y Torii, K Saito, Y Yamaguchi, A Matsumura, Y.Nakagawa and H Sakurai, "The Development of A Computational Dosimetry System for BNCT at JAERI", *Eighth International Symposium on Neutron Capture Therapy for Cancer*, (1998)
- [7] A H Soloway, R F Barrth, R A Gahbuer, T E Bleu and J H Goodma, "The rationale and requirement for the development of boron neutron capture therapy of brain tumor", *J Neuro-Oncol* 33, pp.9-18, (1997)
- [8] Y Nakagawa and H Hatanaka, "Boron neutron capture therapy", *J Neuro-Oncol* 33, pp.105-115, (1997)
- [9] Y Mishima, "Selective neutron capture therapy of cancer cells using rtheir specific metabolic activities-Melanoma as prototype", *Sixth Symposium on Neutron Capture Therapy for Cancer*, Kobe, Japan, October 31- November 4, pp.29, (1994)
- [10]W. H. Sweet, A. H. Soloway, R. L. Wright, "Evaluation of boron compounds for use in neutron capture therapy of brain tumor, II studies in man", *J. Pharmacol Exp. Ther.*, 137 (1962) 263-266
- [11]A. H. Solway, H. Hatanaka, M.A. Davis, "Penetration of brain and brain tumor, VII tumor-binding sulfhy dryl boron compounds", *J. Med. Chem.* 10 , pp.714-714,(1967)
- [12]K. Sano, "Preface; (Boron neutron capture therapy for brain tumors)", H. Hatanaka(ed), Nishimura Co., Niigata, Japan, (1986)
- [13]Y Nakagawa, H Komatsu, T Kageji, F Tauji, "Boron neutron capture therapy for children with malignant brain tumor", *Japan Atomic Energy Research Institute (ed), Proceeding of te 5<sup>th</sup> International Symposium on Advanced Neuclear Energy Research*, pp.907-914, (1993)
- [14]W H Sweet, "Early history of development of boron neutron capture therapy of tumors", *J Neuro-Oncol* 33, pp.19-26, (1997)
- [15]K. Kobayashi, K. Kanda, T. Ebisawa, T. Akiyoshi, "Development of microanalysis system of 10-B intissue for neutron capture therapy by prompt gamma-ray spectrometry", *Ann.*

- Res. Reactor. Inst. Kyoto. Univ. 14, pp.75-84, (1981)
- [16]R L Moss, O Aizawa, D Beynon, R Brugger, G Constanine, O Harling, H B Liu and P Warkins, "The requirement and development of neutron beam for neutron capture therapy of brain", *J Neuro-Oncol* 33, pp.27-40, (1997)
- [17]A D Chanana, "Boron neutron-capture therapy of glioblastoma multiforme at the Brookhaven Medical Research Reactor; A phase I/II study(Fdind #43,317) Protocol #4"
- [18] "European Organization for Research and Treatment of Cancer (EORTC); BNCT study Group; Protocol 11961; Postoperative Treatment of Glioblastoma with BNCT at the Petten Irradiation Facility Phase I Clinical Trial", (Coordinator) W Sauerwein, EORTC protocol 11961 (1996)
- [19]"積層造形システム;三次元コピー技術の新展開",中川威雄、丸谷洋二偏、(株)工業調査会、(1996)
- [20]岸浪建史, "ラピッド・プロトタイプング技術の展望", *日本機械学会誌* 100(941),pp.362-365, (1997)
- [21]小玉秀男, "3次元情報の表示法としての立体形状自動作成法", *電子通信学会論文誌*,J64-C(4), pp.237-241, (1981)
- [22]荻原恒夫, "光硬化性樹脂を用いる光造形法とその応用", *光学* 30(4),pp.248-252, (2001)
- [23]M Poulsen, C Lindsay, T Sullivan, P D'Urso, "Stereolithographic modelling as an aid to orbital brachytherapy", *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 44(3):pp.731-735,(1999)
- [24]T Sakae, A Nohtomi,A Maruhashi,M Sato,T Terunuma,R Kohno,Y Akine,Y Hayakawa, Y Koike, "Multi-layer Energy Filter for Realizing Conformal Irradiation in Charged Particle Therapy", *Med Phys* 27(2), pp.368-373, (2000)
- [25]山本哲哉、山本和喜、松村明、熊田博明、岸敏明、堀直彦、鳥居義也、堀口洋二、能勢忠男、"JRR-4 熱外中性子ビームの in vitro 生物学的効果 - フリービーム条件ならびにファントム条件での測定",JAERI-Research 2002-011,(2002)
- [26]H.Hatanaka and Y.Urano "Eighteen Autopsy Cases of Malignant Brain Tumors Treated by Boron-Neutron Capture Therapy between 1968 and 1985", *Boron-Neutron Capture Therapy for Tumors*, ed. H.Hatanaka, p.381-416 (1986)
- [27]熊田博明, 松村明, 中川義信, "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* 1(1), pp.59-68,(2002)
- [28]横尾健司, 鳥居義也, 鯉渕薫, 市村茂樹, 大浦博文, 笹島文雄, 前島猛, 茂垣隆久, 関根勝則, 高橋秀武, "医療照射における熱中性子束測定技術", JAERI-M 94-058, (1994)
- [29]T M Barker, W J Earwaker,D A Lisle, "Accuracy of Stereolithographic Models of Human Anatomy", *Australas Radiol* 38(2),pp.106-111, (1994)
- [30]K E Smith, P K Commean,D D Robertson, T Pilgram, M J Mueller, "Precision and Accuracy of Computed Tomography Foot Measurements", *Arch Phys Med Rehabil* 82(7), pp.925-929,(2001)
- [31]山本和喜、熊田博明、鳥居義也、岸敏明、堀口洋二, "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評価”, JAERI-Tech-2001-015 (2001)

Table 1 光硬化性樹脂 TSR-800 シリーズの機械的性質

(帝人製機 ホームページ引用 <http://www.urban.ne.jp/home/hagi/>)

製品名		TSR-800	TSR-810	TSR-820	ABS 樹脂
ベース樹脂		エポキシア クリレート	エポキシア クリレート	エポキシア クリレート	
粘度 (cps,25°C)		300	557	225	
密度 (g/cm <sup>3</sup> )		1.15	1.13	1.13	
硬 化 物	引っ張り強度 (kg/mm <sup>2</sup> )	6.8	6.9	8.0	4-6
	破断伸度(%)	5.5	5.4	6.0	15-60
	引っ張り弾性率(kg/mm <sup>2</sup> )	242	254	290	160-290
	曲げ強度(kg/mm <sup>2</sup> )	10.0	10.9	11.0	5-10
	曲げ弾性率(kg/mm <sup>2</sup> )	291	291	312	200-270
	衝撃強度 (ノッチ付き) (kgcm/cm)	2.2	-	-	5-20
	表面強度(Shore D)	84	87	87	R90-114*
	熱変形温度(°C)	50	48	62	77-80
	外観	淡黄色透明	淡黄色透明	淡黄色透明	
用途		一般	一般	射出成型型	

\*) ロックウェル硬度

Table 2 医療照射時の照射位置および本ファントム照射位置 (単位: mm)

場所	医療照射時の頭部位置			裸 Au 照射時の ファントム位置			Cd カバー+Au 箔照射時 のファントム 位置		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
①鼻根部	100.6	72.4	2.1	97.3	66.7	-4.4	100.8	80.2	-4.0
②右外眼角	151.2	54.7	14.1	151.9	49.4	21.4	154.9	58.1	24.4
③右外耳孔	167.7	-30.2	-9.6	183.9	-22.3	-3.2	182.6	-12.6	-1.7
④鼻背最下点	120.1	91.2	-28.9	106.1	77.9	-38.7	112.9	92.9	-35.7

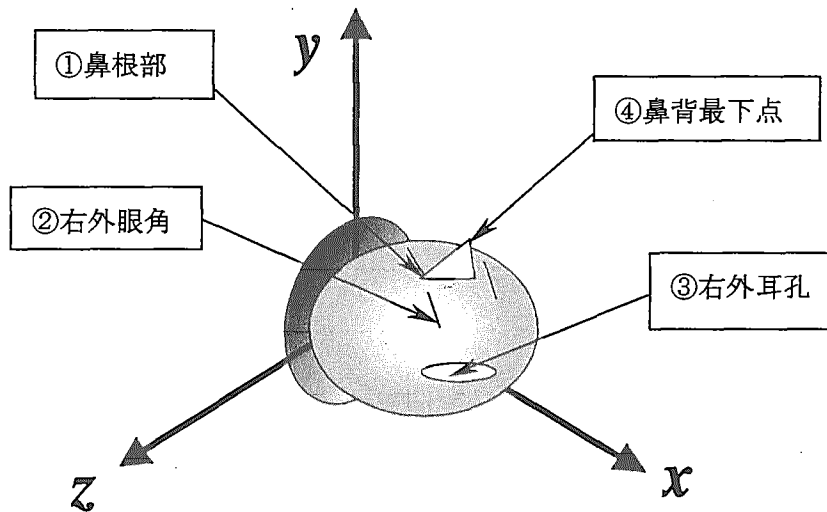


Table.3 頭部モデルファントムの主用寸法の測定結果 (単位: mm)

測定箇所	設計値	JIS 公差*	実測値	誤差
頭部前後最大寸法	192.3	0.5	192.4	+0.1
頭部左右最大寸法	171.3	0.5	171.4	+0.1
頭頂部-フランジ面	240.0	0.5	240.2	+0.2
フランジ直径	200.0	0.5	199.8	-0.2
フランジ部穴径	100.0	0.3	99.8	-0.2

\*JIS B0405-1991 公差等級m (中級)

Table 4 頭部モデルファントムの製作期間

主な作業項目	期間	備考
CT データから点群データ作成	2 日間	
SURFACER による面張り作業	10 日間	
Magics によるフランジ等の追加加工及び断面データ (0.1mm ごと) 作成及びデータ修正	20 日間	耳周りは複雑な構造であるため SURFACER ではバッドエッジが多数発生したため修正期間が延長された。
光造形装置による造形作業	7 日間	
2 分割接合作業及び硬化	3 日間	

Table 5 金箔による頭部モデルファントムの脳表面熱中性子束の測定結果 (2MW 換算)

金箔のNo.	X (mm)	Y (mm)	脳表面熱中性子束 (n/cm <sup>2</sup> /s)
			測定値
1	0	70	1.37×10 <sup>9</sup>
2	20	70	1.45×10 <sup>9</sup>
3	40	70	1.20×10 <sup>9</sup>
4	60	70	7.77×10 <sup>8</sup>
5	-20	60	1.31×10 <sup>9</sup>
6	0	60	1.70×10 <sup>9</sup>
7	20	60	1.82×10 <sup>9</sup>
8	40	60	1.63×10 <sup>9</sup>
9	60	60	9.67×10 <sup>8</sup>
10	-40	40	7.90×10 <sup>8</sup>
11	-20	40	1.80×10 <sup>9</sup>
12	0	40	2.11×10 <sup>9</sup>
13	20	40	2.13×10 <sup>9</sup>
14	40	40	2.07×10 <sup>9</sup>
15	60	40	1.35×10 <sup>9</sup>
16	80	40	5.42×10 <sup>8</sup>
17	-40	20	6.02×10 <sup>8</sup>
18	-20	20	1.87×10 <sup>9</sup>
19	0	20	2.17×10 <sup>9</sup>
20	20	20	2.13×10 <sup>9</sup>
21	40	20	2.03×10 <sup>9</sup>
22	60	20	1.09×10 <sup>9</sup>
23	0	10	1.88×10 <sup>9</sup>
24	20	10	1.84×10 <sup>9</sup>
25	40	10	1.88×10 <sup>9</sup>
26	0	0	2.11×10 <sup>9</sup>
27	20	0	2.00×10 <sup>9</sup>
28	0	-10	1.81×10 <sup>9</sup>
29	20	-10	1.46×10 <sup>9</sup>
30	0	-20	1.54×10 <sup>9</sup>
31	20	-20	1.09×10 <sup>9</sup>

X : 顔面から後頭部に向けて

Y : 首から頭頂に向けて

Table6 熱中性子モード I の中性子ビーム (2MW 換算) に対する標準ファントム (円筒形:  $\Phi$  18.6cm  $\times$  24cm) の特性

コリメータ径	Void $\Phi$ 4 x L3cm	熱中性子束 ncm <sup>2</sup> /sec		ピーク/表面 強度比
		ピーク	表面	
10cm	含	2.44 $\times$ 10 <sup>9</sup>	1.91 $\times$ 10 <sup>9</sup>	1.27
	無	2.95 $\times$ 10 <sup>9</sup>	2.27 $\times$ 10 <sup>9</sup>	1.30
12cm	含	2.61 $\times$ 10 <sup>9</sup>	1.97 $\times$ 10 <sup>9</sup>	1.33
	無	2.96 $\times$ 10 <sup>9</sup>	2.22 $\times$ 10 <sup>9</sup>	1.33
15cm	含	3.41 $\times$ 10 <sup>9</sup>	2.47 $\times$ 10 <sup>9</sup>	1.38
	無	3.37 $\times$ 10 <sup>9</sup>	2.45 $\times$ 10 <sup>9</sup>	1.38

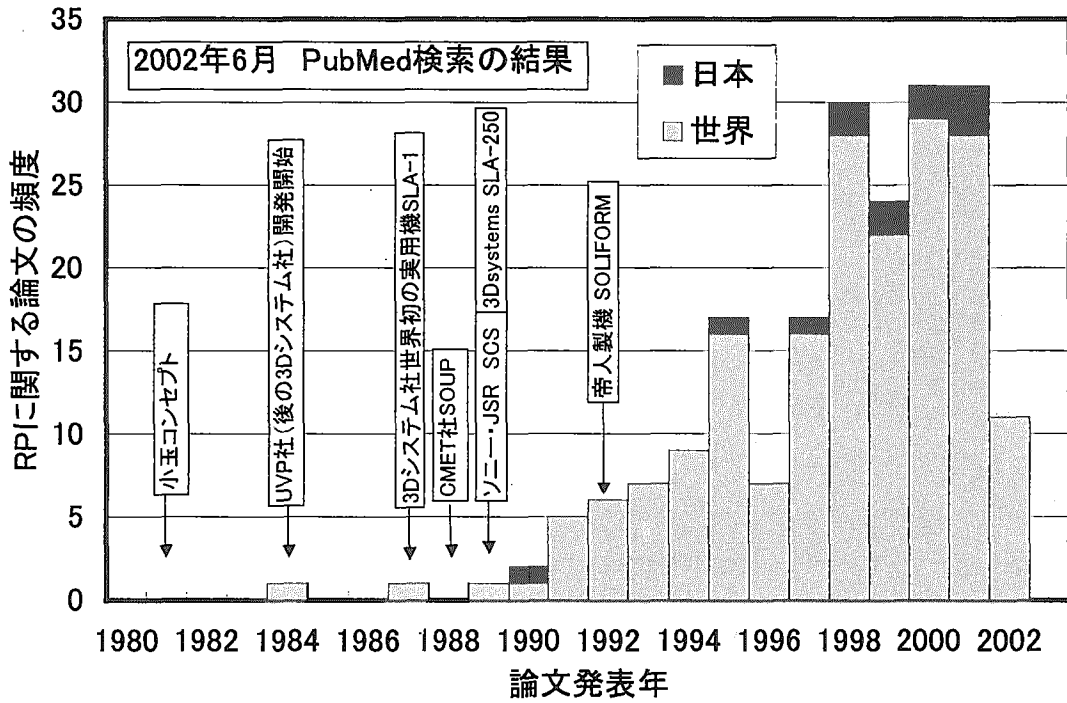


Fig.1 光造形技術が医学研究へ応用された研究論文の推移 (PubMed 検索の結果)

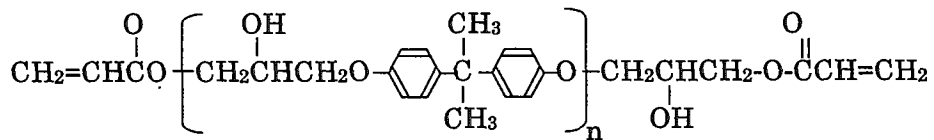


Fig.2 エポキシ・アクリレートの構造式

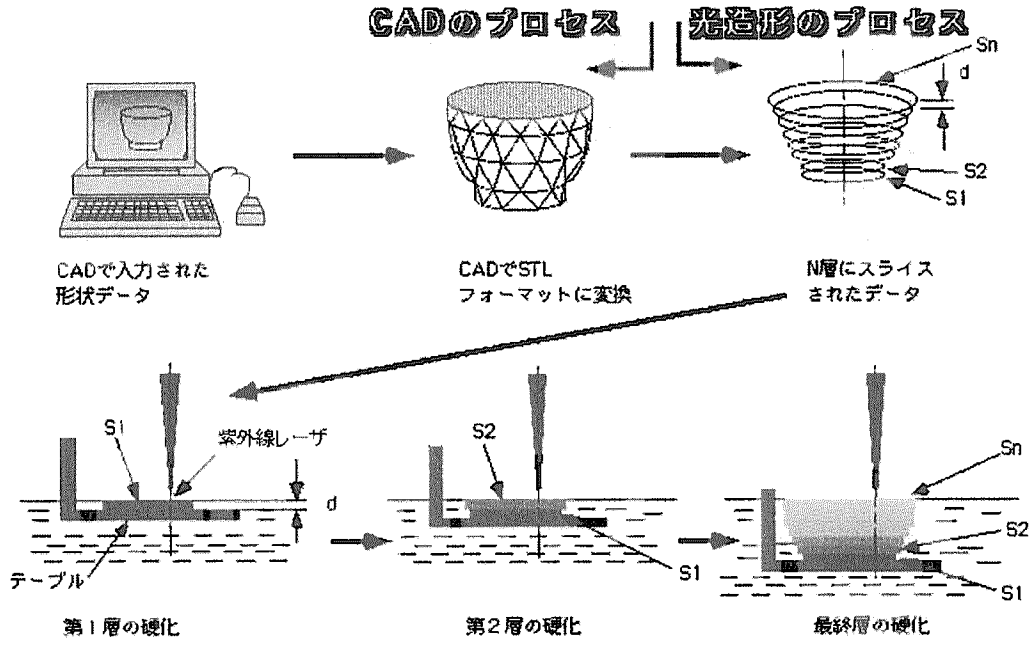


Fig.3 光造形技術 (RP:ラピッド・プロトタイピング) における立体造形の手順 (文献[22]から引用)

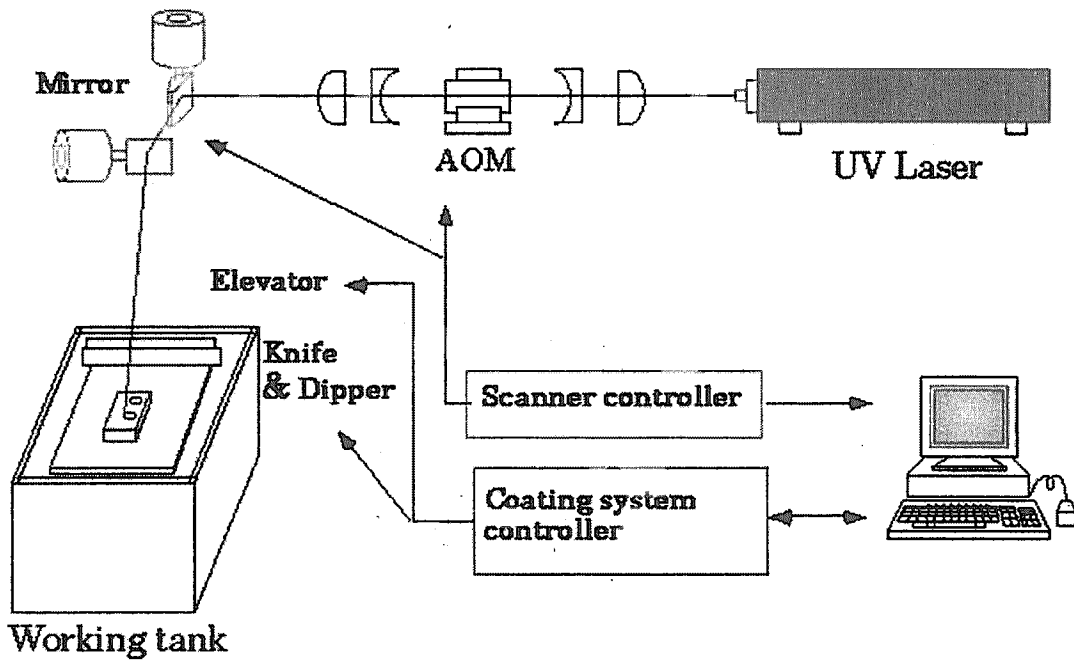


Fig.4 SOLIFORM 500B の原理

(帝人製機 ホームページ引用 <http://www.urban.ne.jp/home/hagi/>)

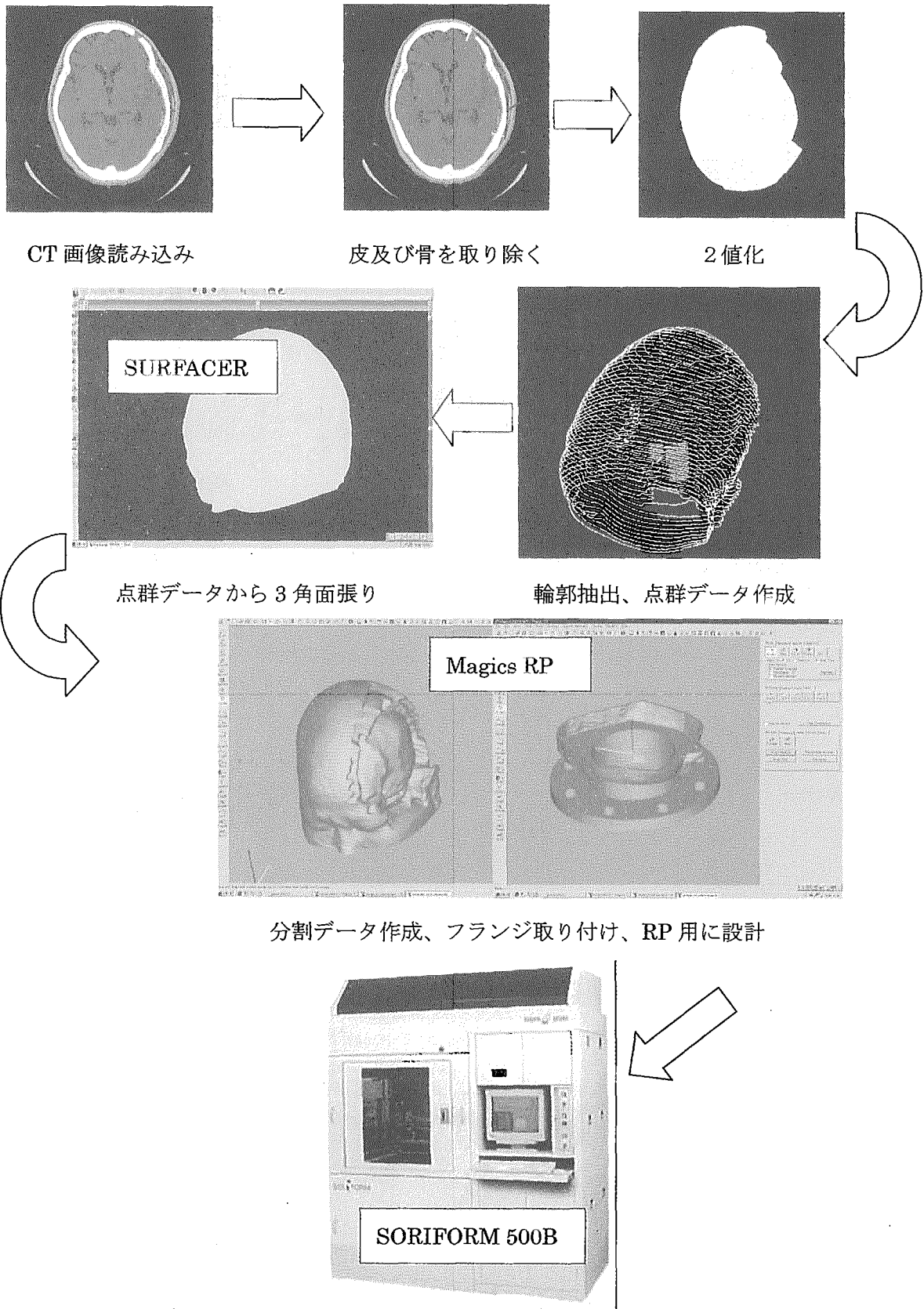


Fig.5 CTデータからSORIFORM 500Bに入力するまでの手順



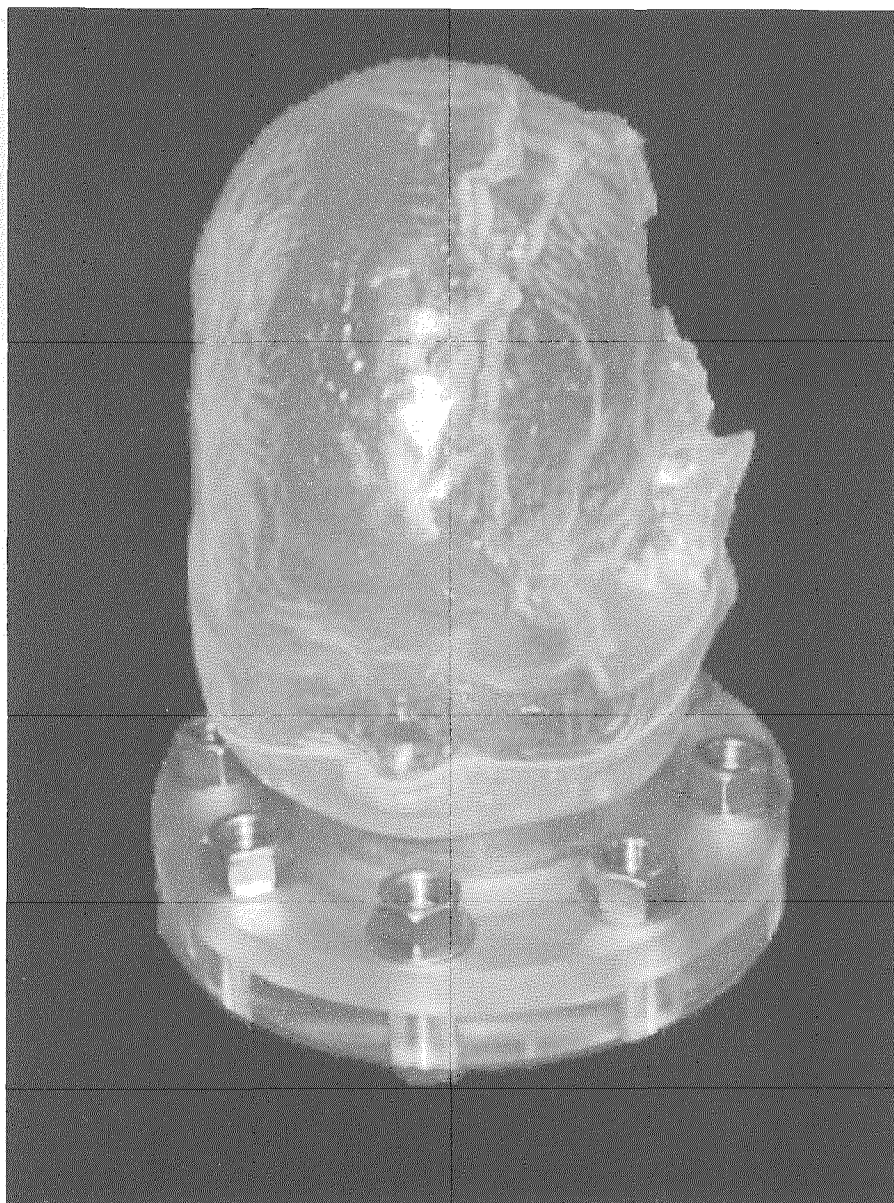


Fig.6 完成した頭部モデルファントムの写真  
樹脂：TSR-810、肉厚：3mm、内部：純水

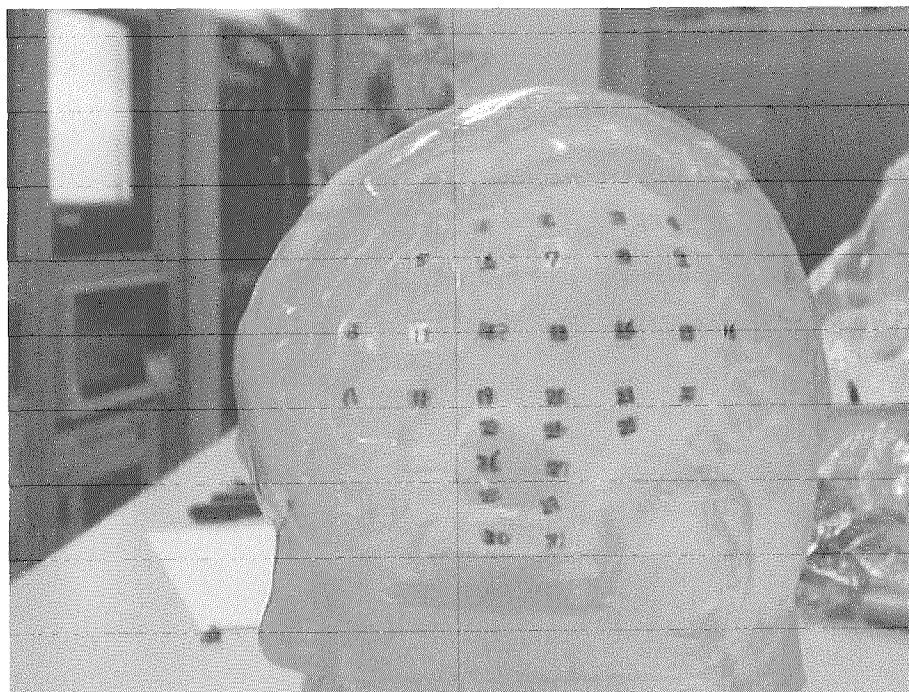


Fig.7 頭部モデルファントムの脳表面熱中性子測定のための金箔の取り付け

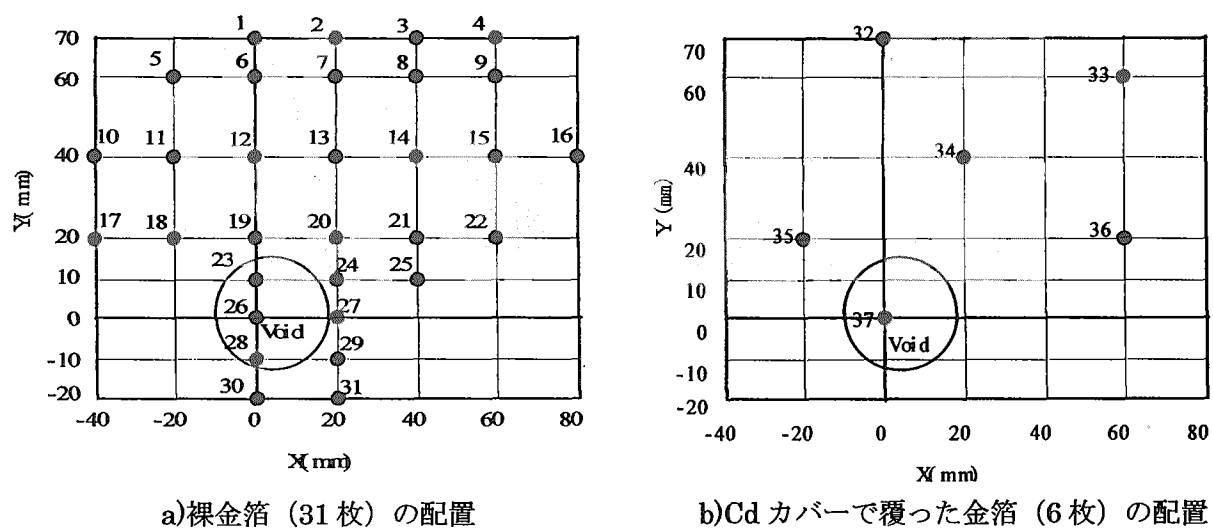


Fig.8 ファントム表面に置かれた金箔の配置 (図中の数字は金箔の番号)

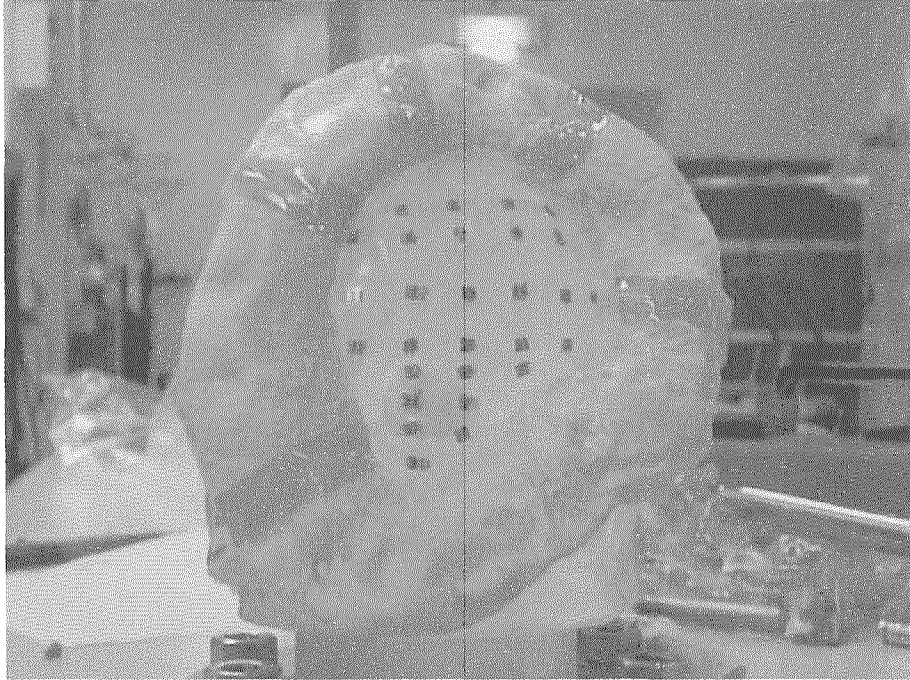


Fig.9 被ばく軽減用のLiヘルメットを装着した頭部モデルファントム

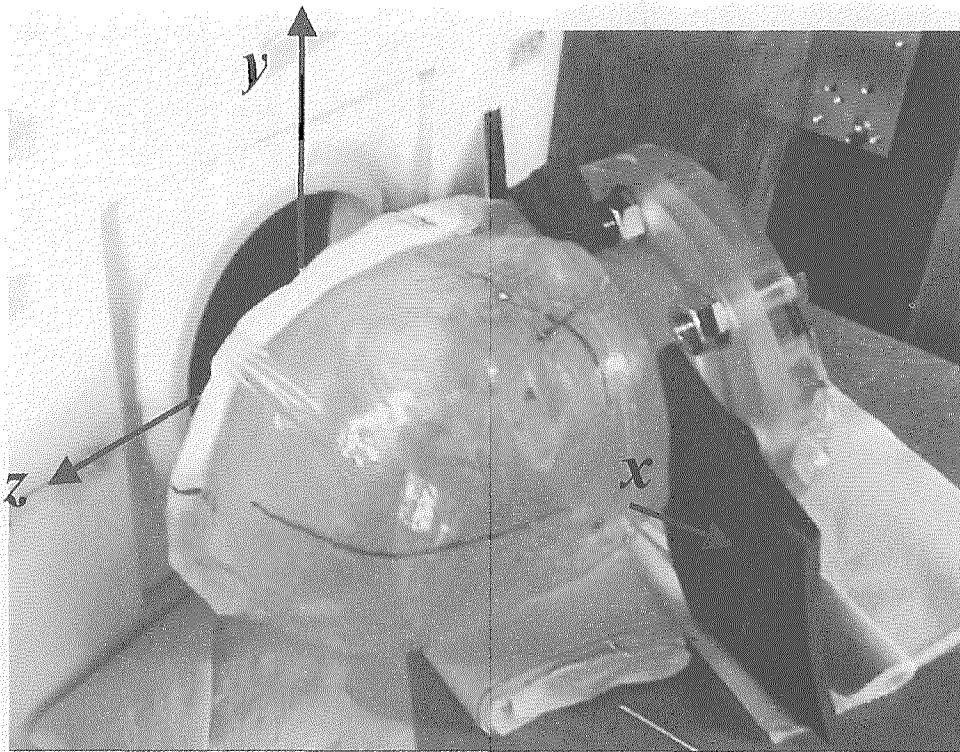


Fig.10 頭部モデルファントムの固定と照射室座標系

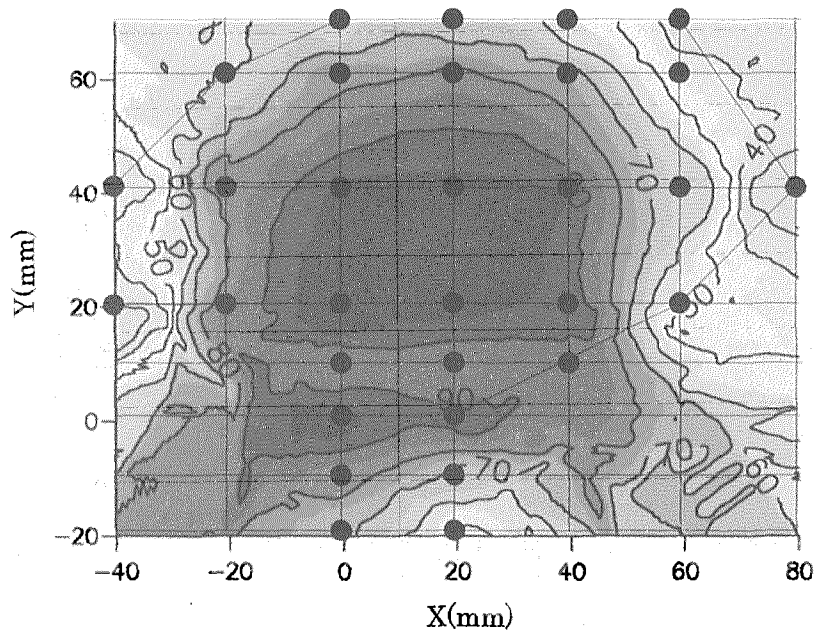


Fig.11 頭部モデルファントムの脳表面の熱中性子束分布 (最大値 :  $2.17 \times 10^9 \text{n/cm}^2/\text{s}$ )

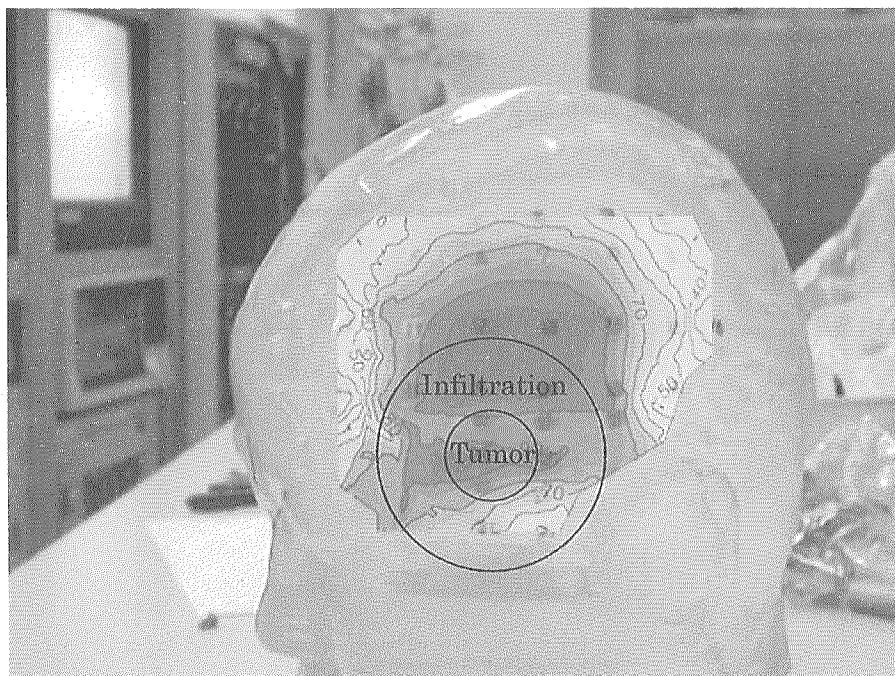


Fig.12 頭部モデルファントムと脳表面の熱中性子束分布との合成写真



Fig.13 頭部モデルファントム（ヘルメット付）と測定結果の合成写真

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 <sup>-1</sup>
力	ニュートン	N	m·kg/s <sup>2</sup>
圧力, 応力	パスカル	Pa	N/m <sup>2</sup>
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 <sup>2</sup>
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
照射	ルクス	lx	lm/m <sup>2</sup>
放射能	ベクレル	Bq	s <sup>-1</sup>
吸収線量	グレイ	Gy	J/kg
線量等量	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 eV=1.60218×10<sup>-19</sup>J  
1 u=1.66054×10<sup>-27</sup>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
バール	b
バール	bar
ガリ	Gal
キュリー	Ci
レントゲン	R
ラド	rad
レム	rem

1 Å=0.1nm=10<sup>-10</sup>m  
1 b=100fm<sup>2</sup>=10<sup>-28</sup>m<sup>2</sup>  
1 bar=0.1MPa=10<sup>5</sup>Pa  
1 Gal=1cm/s<sup>2</sup>=10<sup>-2</sup>m/s<sup>2</sup>  
1 Ci=3.7×10<sup>10</sup>Bq  
1 R=2.58×10<sup>-4</sup>C/kg  
1 rad=1cGy=10<sup>-2</sup>Gy  
1 rem=1cSv=10<sup>-2</sup>Sv

表5 SI接頭語

倍数	接頭語	記号
10 <sup>18</sup>	エクサ	E
10 <sup>15</sup>	ペタ	P
10 <sup>12</sup>	テラ	T
10 <sup>9</sup>	ギガ	G
10 <sup>6</sup>	メガ	M
10 <sup>3</sup>	キロ	k
10 <sup>2</sup>	ヘクト	h
10 <sup>1</sup>	デカ	da
10 <sup>-1</sup>	デシ	d
10 <sup>-2</sup>	センチ	c
10 <sup>-3</sup>	ミリ	m
10 <sup>-6</sup>	マイクロ	μ
10 <sup>-9</sup>	ナノ	n
10 <sup>-12</sup>	ピコ	p
10 <sup>-15</sup>	フェムト	f
10 <sup>-18</sup>	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わす場合に限り表2のカテゴリに分類されている。
- E C閣僚理事会指令では bar, barnおよび「血圧の単位」mmHgを表2のカテゴリに入れている。

## 換算表

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

粘度 1Pa·s(N·s/m<sup>2</sup>)=10P(ポアズ)(g/(cm·s))  
動粘度 1m<sup>2</sup>/s=10<sup>4</sup>St(ストークス)(cm<sup>2</sup>/s)

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

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

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

放射能	Bq	Ci
	1	2.70270×10 <sup>-11</sup>
	3.7×10 <sup>10</sup>	1

吸収線量	Gy	rad
	1	100
	0.01	1

照射線量	C/kg	R
	1	3876
	2.58×10 <sup>-4</sup>	1

線量当量	Sv	rem
	1	100
	0.01	1

頭部モデルファントムの製作及びその脳表面熱中性子束分布測定(協力研究)

**R100**

最終検査率100%

自然産70%再生紙を使用しています。