

J A E R I - M
91-139

JRR-2中性子医療照射設備の設置

1991年9月

有金 賢次・山田 忠則・根本傳次郎
番場 正男・河原井邦雄

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

JAERI-M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、日本原子力研究所技術情報部情報資料課（〒319-11 茨城県那珂郡東海村）あて、お申しこみください。なお、このほかに財団法人原子力弘済会資料センター（〒319-11 茨城県那珂郡東海村日本原子力研究所内）で複写による実費領布をおこなっております。

JAERI-M reports are issued irregularly.

Inquiries about availability of the reports should be addressed to Information Division Department of Technical Information, Japan Atomic Energy Research Institute, Tokaimura, Naka-gun, Ibaraki-ken 319-11, Japan.

© Japan Atomic Energy Research Institute, 1991

編集兼発行 日本原子力研究所
印 刷 ニッセイエプロ株式会社

J R R - 2 中性子医療照射設備の設置

日本原子力研究所東海研究所研究炉部
有金 賢次・山田 忠則・根本傳次郎
番場 正男・河原井邦雄⁺

(1991年8月1日受理)

ホウ素中性子捕捉療法によって主に脳腫瘍の医療照射を行うため、J R R - 2 の熱中性子柱を改造して中性子ビーム孔、照射室、施療室からなる中性子医療照射設備を設置した。中性子ビーム孔は、断面が200mm角、照射位置の熱中性子束は $1 \times 10^8 n/cm^2/s$ 、 γ 線線量当量率は0.5Sv/hで、中性子ビームの γ 線混入率は1.7%である。中性子ビーム孔には、 γ 線混入率を減らしカドミウム比を向上させるため、単結晶ビスマス、鉛、⁶LiF タイル、ポリエチレンが用いられている他、2次 γ 線の発生を防ぐためB₄C混入スチレン・ブタジエンゴムが用いられている。

本設備による第1例目の治療照射は1990年8月10日に実施された。今後この設備により、脳腫瘍をはじめとする悪性腫瘍等の医療照射研究の進展が期待されている。

ここでは、本照射設備の詳細と特性測定の結果をまとめた。

Installation of JRR-2 Neutron Medical Irradiation Facility

Kenji ARIGANE, Tadanori YAMADA, Denjiro NEMOTO
Masao BANBA and Kunio KAWARAI⁺

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

(Received August 1, 1991)

For Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) on brain tumor, a medical irradiation facility has been installed in the Japan Research Reactor No.2 (JRR-2) in Japan Atomic Energy Research Institute (JAERI). This facility consists of a neutron beam tube, an irradiation room and operating room. The cross section of the neutron beam tube is 200mm×200mm and the thermal neutron flux at the irradiation position is 1×10^9 n/cm²/s with a gamma ray contamination of 1.7% at reactor thermal power of 10 MW.

Single crystal bismuth filter and a polyethylene collimator were applied to optimize the neutron beam condition, and LiF tiles and Styrene-Butadiene-Rubbers (SBR) admixed with B₄C were used for suppressing the secondary gamma-rays from the construction materials of the facility.

The first BNCT treatment by this facility was successfully performed on August 10th in 1990.

Developments of the medical irradiation on the brain tumor and melanoma will be done by using this facility.

Keywords: BNCT, Medical Irradiation Facility, JRR-2, Thermal Column, Neutron Beam, Single Crystal Bismuth, Irradiation Room

+ Department of Health Physics

目 次

1.はじめに	1
2.医療照射の概要	3
2.1 ホウ素中性子捕捉療法の概要	3
2.2 医療照射の手順	3
2.3 照射条件	4
3.中性子医療照射設備	6
3.1 概 要	6
3.2 中性子ビーム孔	6
3.3 照射室	7
3.4 施療室	8
4.中性子医療照射設備の設置	15
4.1 概 要	15
4.2 実施体制	15
4.3 中性子医療照射設備の設置に係る手続き	15
4.4 中性子医療照射設備の設置工事	15
4.4.1 熱中性子柱の改造	15
4.4.2 照射室の設置	18
4.4.3 施療室の整備	19
4.5 放射線管理	19
4.5.1 計画被曝線量当量	20
4.5.2 熱中性子柱の改造に関する放射線管理	20
4.5.3 特性測定に関する放射線管理	21
4.5.4 被曝線量当量	22
5.特性測定	31
5.1 中性子ビーム孔の特性測定	31
5.1.1 測定方法	31
5.1.2 測定結果	33
5.2 照射室の特性測定	33
5.2.1 測定方法	34
5.2.2 測定結果	35
5.3 TLDの熱中性子感度測定	36
5.3.1 測定方法	36
5.3.2 測定結果	36
5.4 単結晶ビスマスの中性子透過率測定	36

5.4.1 測定方法	37
5.4.2 測定結果	37
5.5 金線および金箔の自己吸収係数測定	37
5.5.1 測定方法	37
5.5.2 測定結果	37
6. 医療照射	49
6.1 実施概要	49
6.2 医療照射時の放射線管理	49
7. まとめ	58
8. 結論	59
謝辞	59
参考文献	60

Contents

1.	Introduction	1
2.	Outline of Medical Irradiation	3
2.1	Outline of Boron Neutron Capture Therapy	3
2.2	Procedure of Boron Neutron Capture Therapy	3
2.3	Irradiation Condition for Boron Neutron Capture Therapy	4
3.	JRR-2 Neutron Medical Irradiation Facility	6
3.1	Outline of Facility	6
3.2	Neutron Beam Tube	6
3.3	Irradiation Room	7
3.4	Operating Room	8
4.	Installation of JRR-2 Neutron Medical Irradiation Facility	15
4.1	Outline	15
4.2	Organization for Neutron Medical Irradiation Facility Installation	15
4.3	Procedures for Installation	15
4.4	Optimizing Works for Irradiation Condition	15
4.4.1	Remodeling of Thermal Column	15
4.4.2	Installation of Irradiation Room	18
4.4.3	Arrangement of Operating Room	19
4.5	Radiation Control	19
4.5.1	Planned External Exposure Dose	20
4.5.2	Radiation Control on Thermal Column Modification Work ..	20
4.5.3	Radiation Control on Characteristics Measurements Work ..	21
4.5.4	Total Exposure Dose on These Works	22
5.	Characteristics Measurements	31
5.1	Characteristics Measurements at Neutron Beam Tube	31
5.1.1	Method	31
5.1.2	Result	33
5.2	Characteristics Measurements for Irradiation Room	33
5.2.1	Method	34
5.2.2	Result	35
5.3	Measurement of Thermal Neutron Sensitivity of TLD	36
5.3.1	Method	36
5.3.2	Result	36

5.4 Measurement of Neutron Penetration Rate of Single Crystal	
Bismuth	36
5.4.1 Method	37
5.4.2 Result	37
5.5 Measurement of Self Shielding Factor of Gold Wire and	
Gold Foil	37
5.5.1 Method	37
5.5.2 Result	37
6. Medical Irradiation	49
6.1 Outline of First Boron Neutron Capture Therapy Treatment	49
6.2 Radiation Control at Boron Neutron Capture Therapy	
Treatment	49
7. Postscript	58
8. Conclusion	59
Acknowledgment	59
Reference	60

1. はじめに

原子炉を利用したホウ素中性子捕捉療法 (Boron Neutron Capture Therapy, 以下「BNCT」という。) による脳腫瘍の医療照射は、Fig. 1.1 に示すように1953年に米国ブルックヘブン国立研究所で始められた。わが国では、1968年に東京原子力産業研究所のHTR (100kW) を使って初めて医療照射が行われ、翌1969年には原研のJRR-3 (10MW) で、1974年には京都大学のKUR (5MW) でも行われた。HTRが1975年に停止した後は、主として武蔵工業大学のMITR (100kW) を用いて医療照射が継続され、100例を超える脳腫瘍の治療が行われてきた^{1) 2)}。しかしながらMITRは、1989年12月に故障によって原子炉の運転を停止したため、同炉で医療照射を行ってきた東大佐野教授及び帝京大学畠中教授は1990年1月、原研に対して原研の研究炉で医療照射を実施したい旨要望してきた。種々の検討の結果、原研はこの要望に積極的に協力することを決定し、JRR-2を対象炉とし、医療照射に必要な設備を早急に整備することとした。医療照射の実施時期については、JRR-2の使用の目的の変更に係る原子炉設置変更許可申請、関連設備整備に係る設計および工事の方法の認可申請、保安規定の一部改正等の法手続、並びに関連設備整備のための工事等のスケジュールを検討した結果、第1例目の医療照射を1990年7月下旬から8月上旬にかけて実施することとした。しかし、医療照射に要求される熱中性子束、 γ 線線量当量率等の条件設定に予想以上の時間を要し、実際には最初の医療照射を1990年8月10日に実施することになった。

JRR-2で第1例目の医療照射は、照射前の手術から照射後の閉頭手術まで予定どおり進められ、無事終了した。

本報告では、第2章に医療照射の概要を、第3、第4章に中性子医療照射設備の概要とその設置について述べ、第5章に関連して行った特性測定を、第6章に医療照射の実施状況について述べている。

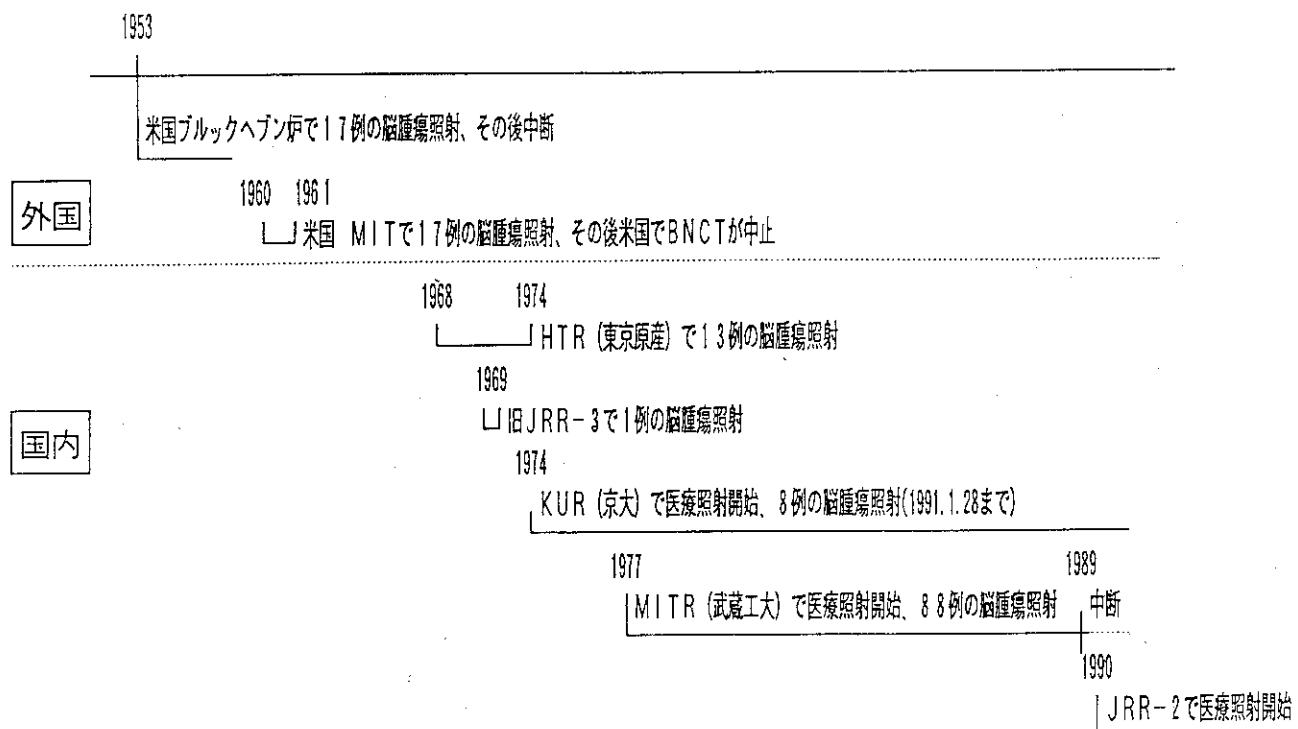


Fig. 1.1 History of BNCT

2. 医療照射の概要

2.1 ホウ素中性子捕捉療法の概要^{1), 2), 3), 4)}

B N C Tは、あらかじめ“腫瘍細胞に集まりやすく正常細胞には集まりにくい”ホウ素化合物を動脈や静脈から注入し、腫瘍細胞中のホウ素濃度と周辺の正常細胞中のホウ素濃度との比が最大になった時に正常細胞には障害を与えない程度の低いエネルギーの中性子を照射し、がん細胞内での ^{10}B (n, α) ^7Li 反応で発生する α 粒子と ^7Li でがん細胞を破壊する治療法であり、これまで主として脳腫瘍の治療に用いられてきた。この治療法の特徴は、 ^{10}B (n, α) ^7Li 反応で発生する α 粒子の生体内での飛程が5~10 μmと細胞の大きさとほぼ同じであることから、腫瘍細胞を選択的に治療できることである。B N C Tが主に脳腫瘍の治療に用いられてきたのは、脳が他の臓器と異なり血液脳閂門現象によって保護されているため、異物質が脳実質に入りにくうことから、腫瘍細胞には集まるが正常細胞には集まりにくいホウ素化合物を比較的簡単に見つけることができたため、これにより ^{10}B を腫瘍部のみに集めることが可能になったことによるところである。畠中教授はこの化合物として、 $\text{Na}_2\text{B}_{12}\text{H}_{11}\text{SH}$ (mercaptoundecahydrododecaborate) を用い、脳表面から6 cmまでの比較的浅い部分の脳腫瘍の治療に好成績を上げている。B N C Tによる脳腫瘍の治療の場合、熱中性子は深部到達性がよくないので、脳表から6 cmまでの腫瘍にしか理想的には治療できないといわれている。このため、さらに深部にある脳腫瘍の治療のために、重水を脳室に加えて熱中性子の深部到達性を高めることが試みられている。

2.2 医療照射の手順

B N C Tによる脳腫瘍についての医療照射に係わる作業は、Fig. 2.1 に示すように病院における照射前処置、原子炉施設における照射前手術、照射、照射後手術、その後の病院における経過観察の手順で行う。各手順の主な内容は次のとおりである。

(1) 病院における照射前処置

病院において検査および照射に必要な前処置を行う。また、照射時期を考慮し、患部にホウ素化合物を注入する。

(2) 原子炉施設における照射前手術

病院から原子炉施設に患者を移送し、施療室で開頭手術を行い患部を露出させ、コリメータを頭部に装着し、患部以外に中性子が当たらないようにする。

(3) 原子炉での照射

主治医が決定した照射量を照射する。患部の照射量は患部に取り付けた金線を照射途中に取り出し、それを測定することによって最終的な量を決定する。全身被曝線量当量は、金箔および熱蛍光線量計（以下「TLD」という。）などによって測定する。この時、必要に応じてSi-Detector等による照射量の同時測定を行う。

(4) 原子炉施設における照射後手術

照射後、施療室で照射後の処置を行い、頭皮縫合を行って患者を病院へ移送する。

(5) 病院における経過観察

病院において術後の経過観察を行う。

2.3 照射条件

B N C Tで医療照射を行う場合、患部の大きさ、照射部位等によって中性子ビーム孔の大きさ、熱中性子束、混入 γ 線の割合、照射室の大きさ等の照射条件が決定される。現在のところ、B N C Tでは主に脳腫瘍の治療を対象にしているので、この場合の照射条件を以下に示す。また、国内の医療照射設備の性能比較をTable 2.1に示す。なお、表中の γ/n の算出に用いた熱中性子の線量当量への換算は、法令の値 ($10^{12}n/cm^2 = 8\text{ Sv}$)により行った。

(1) 中性子ビーム孔の大きさ

熱中性子の生体内深部線量分布は、中性子ビーム孔の大きさに依存し、ビーム孔が小さくなるほど体内深部の熱中性子束は急激に減少し、ビーム孔の大きさが直径5cm以下の場合には特にその傾向は顕著になるといわれている⁴⁾。脳腫瘍の医療照射を行う場合、脳全体を照射する必要があることから、J R R - 2 の場合は20cm角の中性子ビーム孔が求められた。ビーム孔がこれより大きい場合、中性子を絞り込むコリメータが必要になる。M I T Rの中性子ビーム孔は $50 \times 50\text{ cm}^2$ ⁵⁾、K U Rのそれは直径60cm⁴⁾で、医療照射時には、患部以外の無用な照射を避けるため、黒鉛、LiFタイル、LiFシート等でできた治療用コリメータを用い、必要な大きさに熱中性子を絞っている。

(2) 热中性子束⁴⁾

脳腫瘍の医療照射には、 $3 \times 10^{12}n/cm^2 \sim 3 \times 10^{13}n/cm^2$ の熱中性子照射量が必要とされ、照射中の患者の負担を減らすため2~5時間で照射が完了することが求められている。このため、照射場の熱中性子束は、 $1 \times 10^9n/cm^2/\text{s}$ 以上を確保することが求められている。

(3) 混入 γ 線

飛程が数10cm以上にもなる γ 線は、B N C Tの選択的治療を妨害するばかりでなく、全身被曝の原因にもなるので極力低減させなければならない⁴⁾。しかし、原子炉を利用したB N C Tの場合、原子炉からの直接 γ 線、および中性子ビーム孔の構成材料から発生する2次 γ 線を完全に除去することは困難である。従って現在では、 γ 線は線量当量率で1Sv/h以下、熱中性子に対する混入 γ 線の割合は照射線量当量率で10%以下⁴⁾、理想的には1%以下とすることが望まれている。

(4) 照射室の大きさ

患者を照射する照射室の大きさは、①患者を手術ベットに寝かせた状態で患部を照射位置にセットでき、②その周囲で医師が必要な処置ができる、③必要な医療器具をセットできるスペースを確保できることが必要である。患部が側頭部にある場合は、中性子ビームに対して患者をほぼ直角にセットすることが必要になる場合もあり、左右方向にこのスペースがとれることが望まれている。

Table 2.1 Characteristics of the Neutron Medical Irradiation Facilities in Japan

原子炉	型 式	出 力 (kW)	熱中性子束 (n/cm ² ·s)	γ 線線量当量率 (Sv/h)	γ/n 比 (%)
HTR	スイミングプール	100	0.1×10^9	0.3	10.4
旧JRR-3	重水炉	10000	0.4×10^9	1.6	13.9
KUR	スイミングプール	5000	4.0×10^9	0.9	0.8
MITR	TRIGA II型	100	1.3×10^9	0.3	0.8
JRR-2	重水炉	10000	1.0×10^9	0.5	1.7

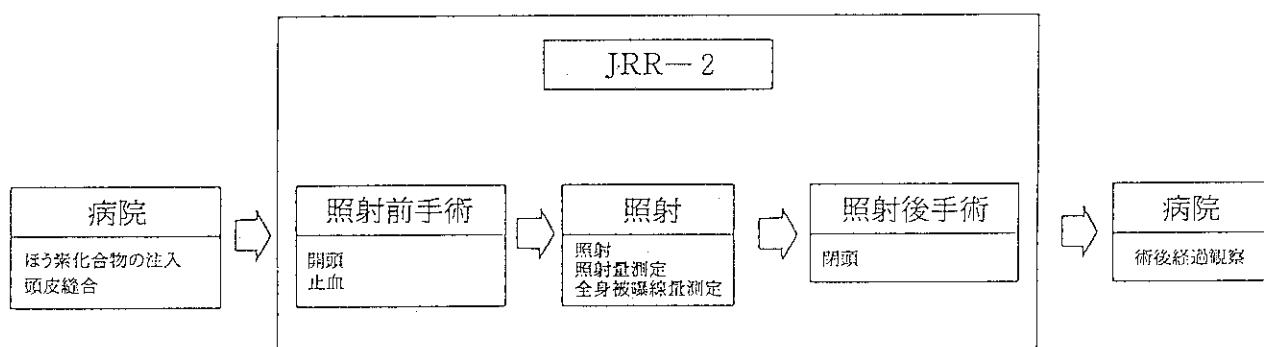


Fig. 2.1 Procedure of BNCT Treatment on Brain Tumor

3. 中性子医療照射設備

3.1 概 要

JRR-2は熱出力10MWの重水減速冷却型の汎用型研究用原子炉で、原子炉用燃料・材料の照射、RI生産、シリコン照射、中性子ビーム実験等を行うため多数の照射孔および実験孔を備えている。JRR-2に新たに設置した中性子医療照射設備は、緊急の医療照射の要望に応えるためこれまで中性子ラジオグラフィ（以下「NRG」という。）の実験に用いられてきた熱中性子柱を改造し、医療照射用の中性子ビーム孔とともに、その出口に照射場としての照射室を新たに設置した。さらに、照射前後の手術を行うため原子炉付属建家内の化学実験室を改修し、施療室とした。Fig. 3.1にこれらの配置を、Fig. 3.2, Fig. 3.3に中性子医療照射設備の概要を示す。

3.2 中性子ビーム孔

医療照射に必要な照射条件を得るため、これまで熱中性子柱に挿入されていた黒鉛やNRG用のコリメータ、遮蔽扉のプラグ孔に挿入されていたNRG用遮蔽体を撤去し、その後に単結晶ビスマス、ポリエチレンコリメータ、鉛プラグ等の遮蔽体等を配置し、医療照射用の中性子ビーム孔を設けた。この中性子ビーム孔は、炉心側の熱中性子柱内ビーム孔とその後方の遮蔽扉内ビーム孔の2つの部分から成っている。Fig. 3.4に、中性子ビーム孔を示す。

(1) 热中性子柱内ビーム孔

熱中性子柱内ビーム孔は、内径408mm角、長さ1258mmのアルミニウム製の中空のビーム孔で、黒鉛ブロックが挿入されていたスリーブをそのまま医療照射用のビーム孔に用いたものである。このビーム孔の出口には、ビーム孔内の空気が照射されて生ずる放射性アルゴンガスを封入するため、アルミニウムシート（厚さ0.2mm、600mm角）が付いている。

(2) 遮蔽扉内ビーム孔

遮蔽扉内ビーム孔は、遮蔽扉の角型プラグ孔に組み込まれていたNRGの遮蔽プラグを全て撤去し、その後にポリエチレンコリメータ、単結晶ビスマス、鉛、B₄C混入スチレン・ブタジエンゴム⁶⁾（以下「B₄Cゴム」という）等の遮蔽体をFig. 3.4に示したように配置し中性子ビーム孔としたもので、プラグ孔前部のポリエチレンコリメータおよび後部のビスマス遮蔽体部から構成されている。このビーム孔の全長は、遮蔽扉の厚さと同じ1041mmで、ビーム孔の出口にはLiFタイルと⁶LiFシートでできたコリメータが取り付けられるようになっている。Table 3.1に、B₄Cゴムの特性⁷⁾を示す。

ポリエチレンコリメータは、熱中性子柱内ビーム孔からの中性子の減衰を極力少なくビーム孔出口に導くためのもので、厚さ51mmのポリエチレン板でできている。このポリエチレンコリメータの形状は、ビーム入口側が内径338mm角、出口側が内径200mm角、長さが508mmの角錐状

で、この外周と出口側端面には遮蔽扉構造材からの2次 γ 線の発生を防ぐため、厚さ10mmのB₄Cゴムを張った。また、ビーム孔出口側端面のB₄Cゴムの外周には、厚さ10mm、外径260mm角、内径200mm角のフランジ状のプラスチック板を取り付け、B₄Cゴムによる中性子の吸収を防ぐ構造とした。

プラグ孔後部のビスマス遮蔽体部は、中性子ビームの γ 線を減らし、医療照射で要求されている口径200mmの中性子ビームを得る部分で、単結晶ビスマスと鉛プラグから構成し、これらを断面600mm角、長さ534mmの角型プラグ孔内に組み込んだ。医療照射用中性子ビーム孔は、このプラグ孔の中に中心に200mm角のビーム孔を持った厚さ129, 104, 101, 200mmの4枚の鉛プラグを炉心側から順に組み込み、さらに合計205mmの厚さの単結晶ビスマスを厚さ104mmと101mmの鉛プラグのビーム孔に組み込んで構成した。鉛プラグの炉心側前方から334mmまでの外周には、遮蔽扉構造材からの2次 γ 線の発生を防ぐため、厚さ10mmのB₄Cゴムを張った。鉛プラグに組み込まれている単結晶ビスマスは、厚さ104mmの鉛プラグの所には厚さ104mm、断面101mm角のビスマスブロック4個が2×2の配列で、また、厚さ101mmの鉛プラグの所には厚さ25.25mm、断面180mm×210mmのビスマスプレート4枚が1枚づつ長手方向を90°変えて組み込まれている。これは、1枚のビスマスプレートが4枚の小さな単結晶ビスマスブロックを組み合わせたものであり、その短径寸法はビーム孔の断面寸法200mmより20mm短くなっている。このため、4枚の小さなビスマスブロックを内径210mm角の鉛製のビスマス固定枠に組み込み、短径側の両外側に幅10mm、厚さ25mm、長さ180mmの鉛板をはさみ込んで1枚のビスマスプレートとしてある。このような形状のため、鉛板の部分が重ならないよう1枚毎にプレートの長手方向を変えてある。なお、遮蔽扉の前面には遮蔽扉の構造材（鉄入りバライトコンクリート、鉛、鋼鉄板³⁾）からの2次 γ 線の発生を防止するため、ビーム孔を除いた全面にB₄Cゴムを張った。

3.3 照射室

医療照射を行うため、耐震性を考慮した分解・組立可能な照射室を中性子ビーム孔出口に設けた。Fig. 3.5に照射室を示す。照射室は、高さ約2.2m、幅約2.3m、奥行き約2.6m（内寸法）の箱型で、天井および左右の側壁が厚さ20cmの鋼板、後面は厚さ20cmの鋼板の間に20cm厚のパラフィンを挟み込んだ3層構造の遮蔽体である。天井と壁は、分解・組立が容易なよう3ブロックに分割し、炉室床に固定された床板上にボルトで固定した。後面の遮蔽体は、患者をベットに乗せたまま照射室に搬入するための扉（以下「大扉」という）ともなっており、ボルトで照射室に固定し、開閉はクレーン操作で行う。また、緊急時の医師の出入に対応するため、大扉の一部に小扉があり、電動または手動のいずれでも開閉できるようにした。

照射室の内面は、中性子吸収材であるB₄Cゴムで内張りし、内部には照明、 γ 線及び中性子線モニタ、TVカメラを取り付けた。これらのケーブル類は、照射室側面に設けた屈曲ダクトを通して外部に導き、医療用の点滴、麻酔、血圧等の機器の配管・配線等もこのダクトを通して照射室外に導く。この他天井には、患部に取り付けた中性子照射量測定用の金線を取り出すための導管を取り付け、必要な時に金線が取り出せるようにした。

3.4 施療室

照射前後の手術を行うため、原子炉付属建屋の管理区域内の化学実験室を改修して施療室を設けた。患者の原子炉建家への移送および施療室への再移送は、パーソナルエアロックを通して行う。この施療室の大きさは、Fig. 3.6 に示すように 7m × 3.9m で、床は血液等の除去が容易なようウレタン仕上げとした。他の設備として、医療機器用の NFB 付電源ボックス、コンセント、センサー付手洗い、酸素および麻酔ガス用ボンベ立て（4連）がある。その他の医療用機器は、医師側が用意する。

Table 3.1 Characteristics of B₄C Rubber

組成	機械的特性	化学的特性	中性子遮蔽性能
SBR #1500 100.0 phr	引張強さ 3MPa 以上	耐放射線性	$I/I_0 = 2 \times 10^{-5}$ (10mm 厚)
Activator 3.0 phr	破断伸び 150% 以上	耐熱性	吸収係数 = 13.13 cm ⁻¹
Stearic acid 1.0 phr	硬さ 80 以下 (JIS-A) 硬度計	耐候性	2 次 γ 線の発生がない
Zinc oxid 1.5 phr			
Carbon black 20.0 phr			
Boron carbide 100.0 phr (433mg/cm ³)			
Accelerator 3.0 phr			
Sulfur 2.0 phr			
Total 230.5 phr			

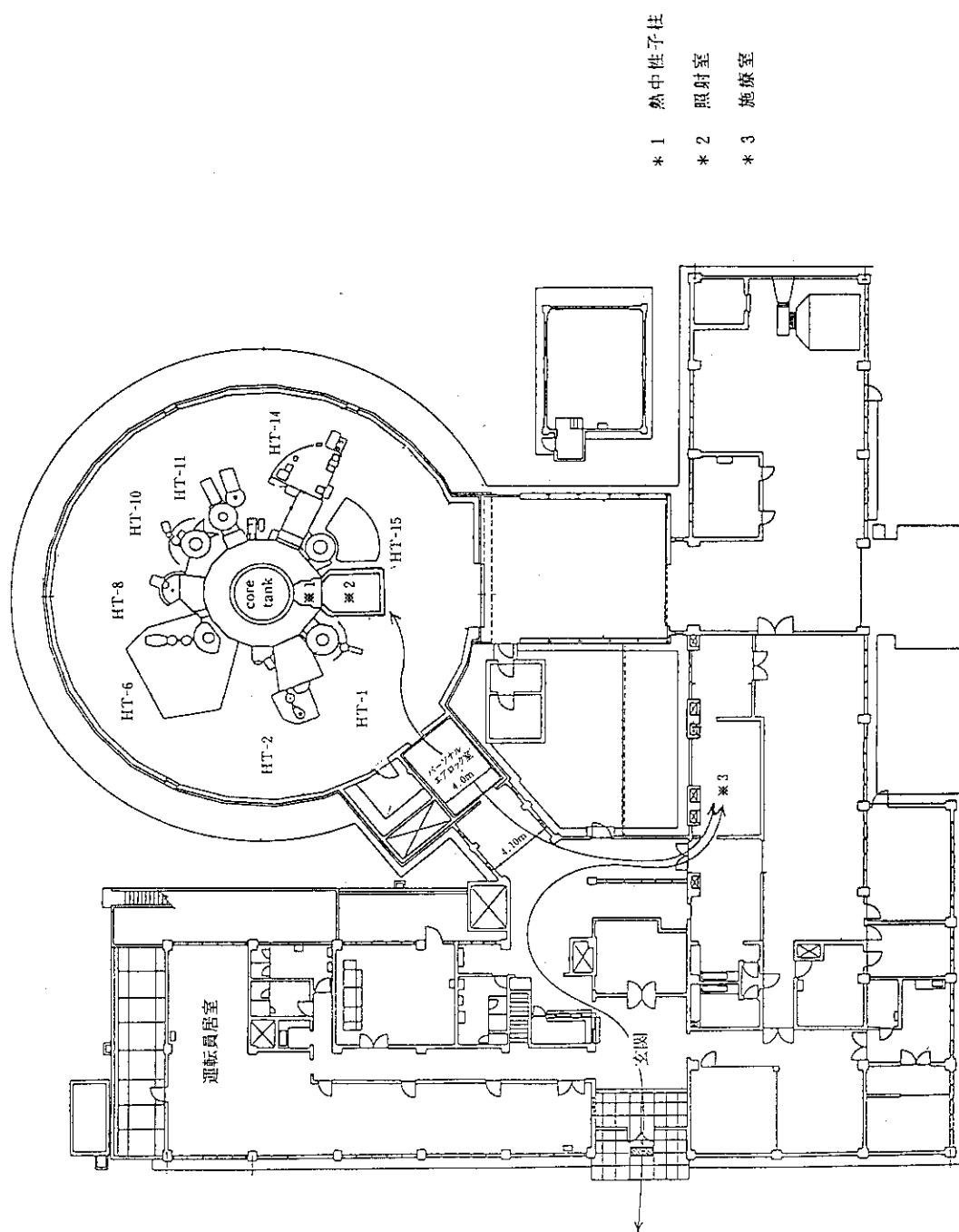


Fig. 3.1 Distribution of JRR-2 Neutron Medical Irradiation Facilities

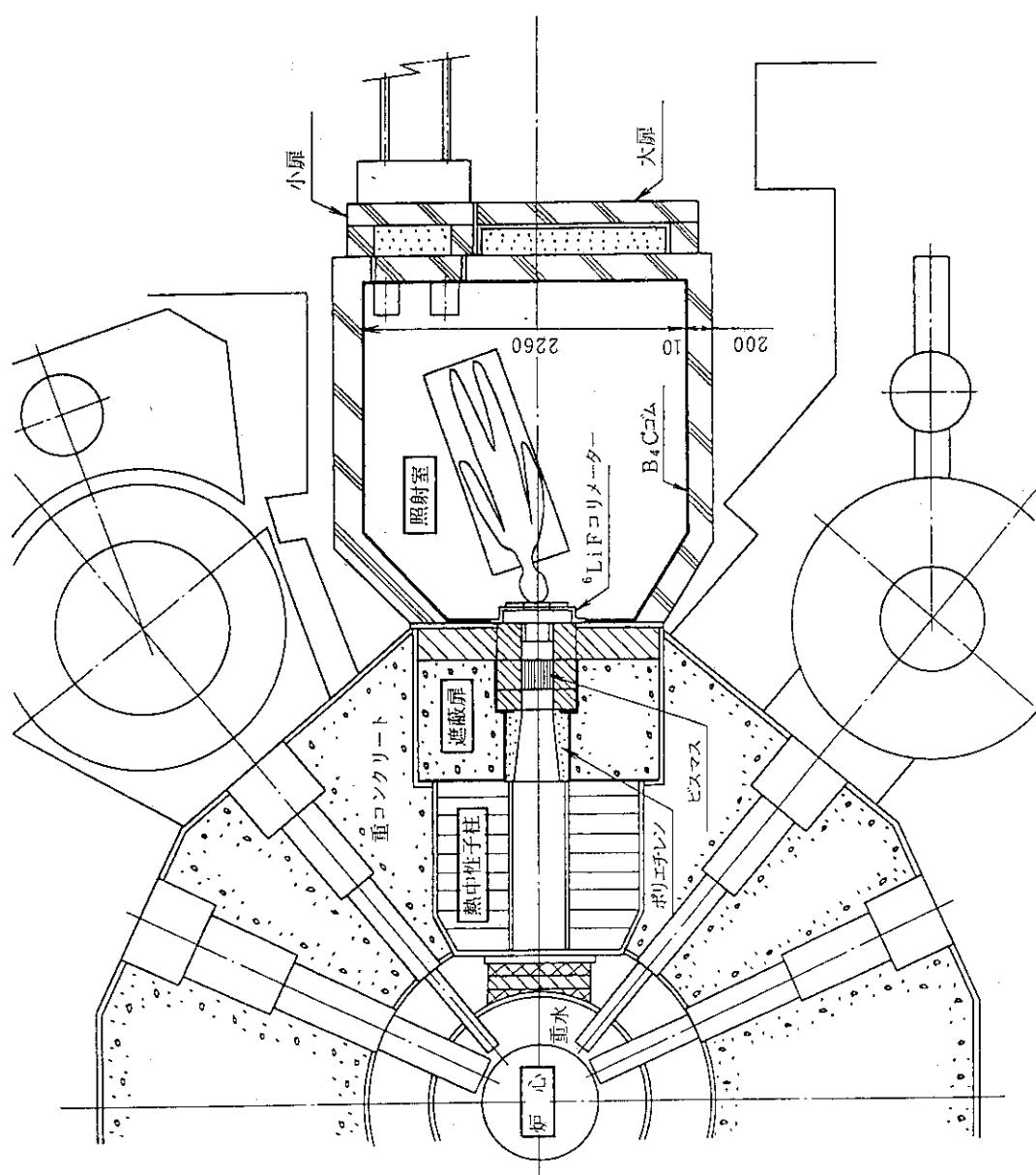


Fig. 3.2 JRR-2 Neutron Medical Irradiation Facility
(Horizontal Cross Section)

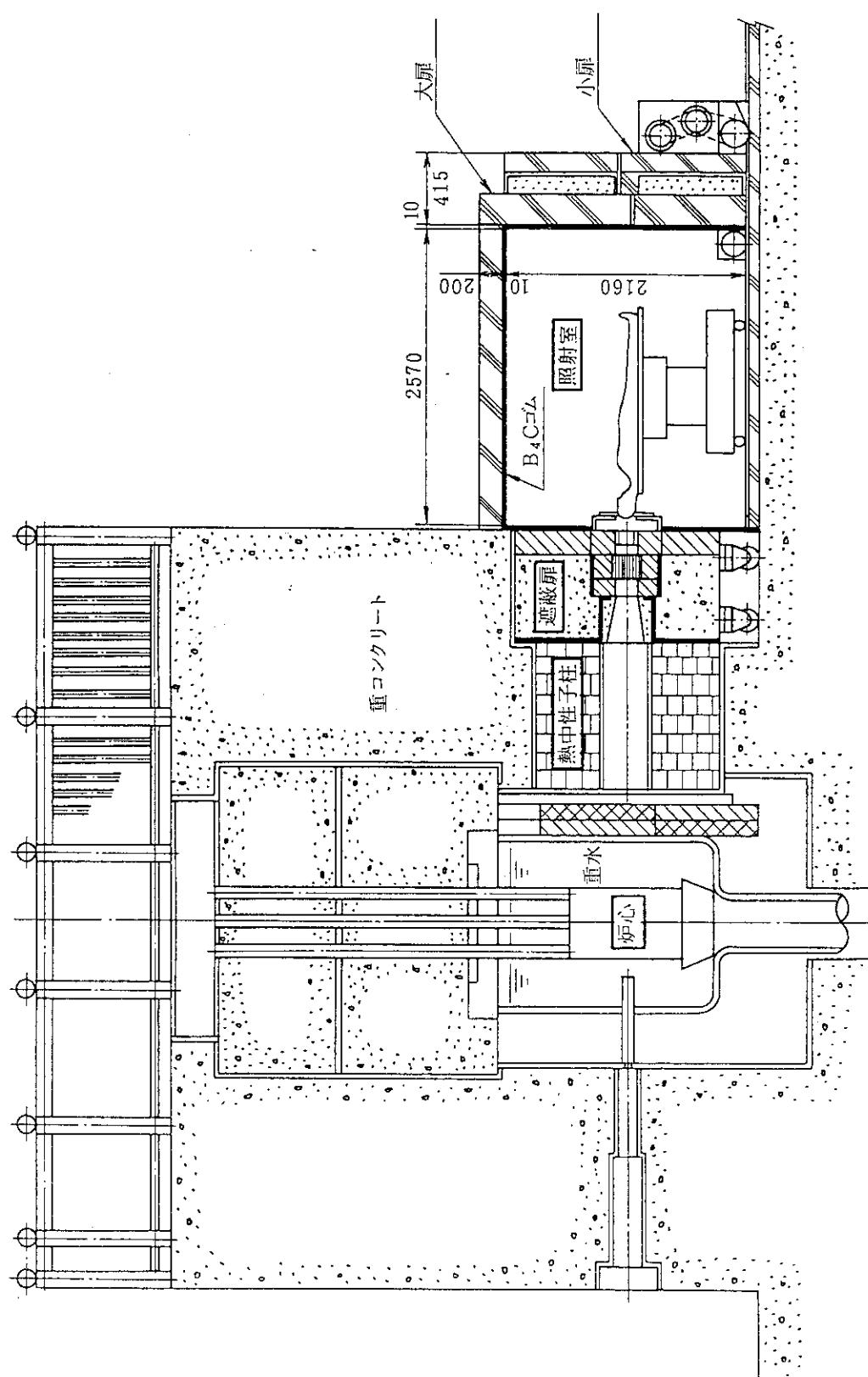


Fig. 3.3 JRR-2 Neutron Medical Irradiation Facility
(Vertical Cross Section)

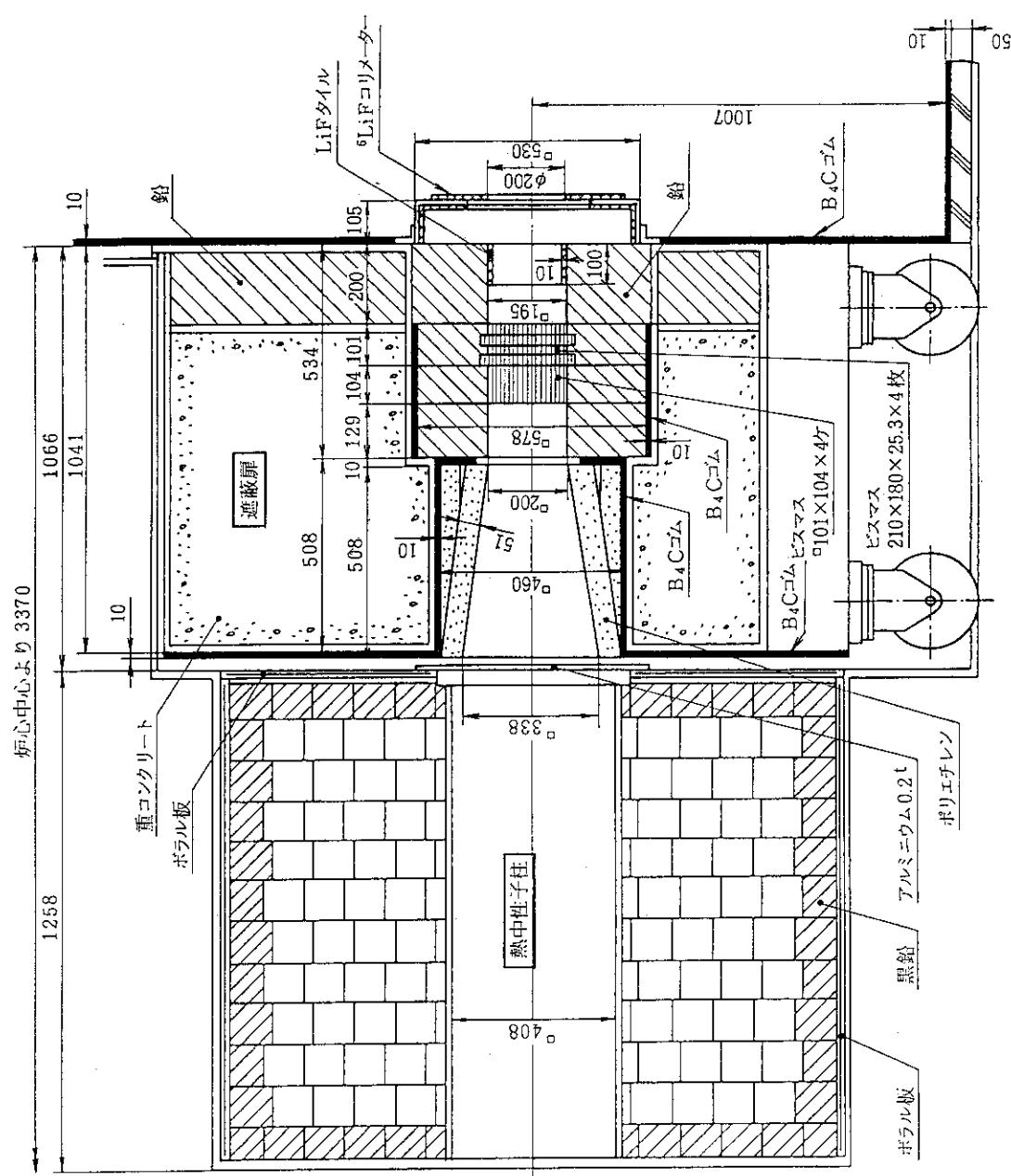


Fig. 3.4 Configuration of Neutron Beam Tube

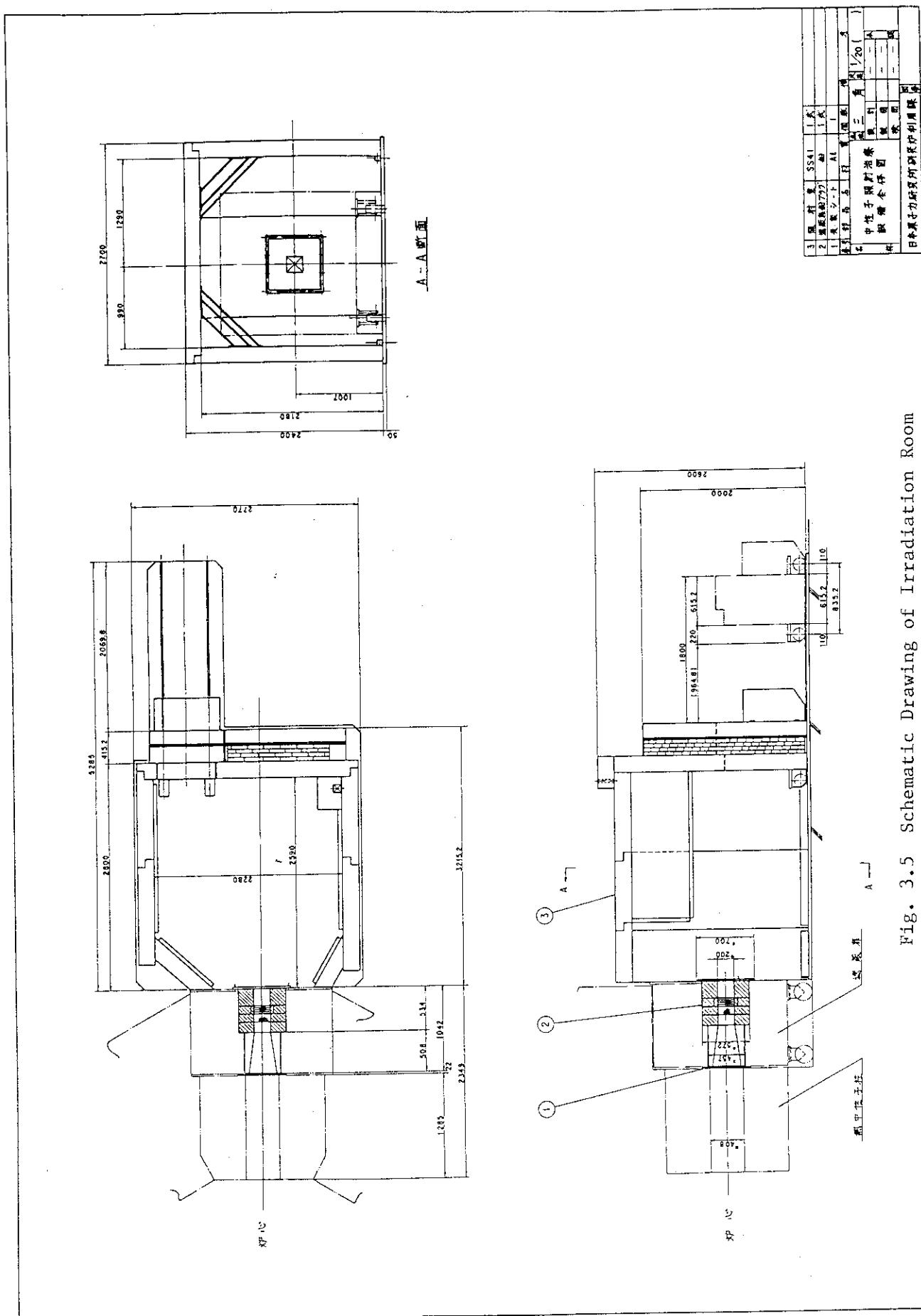


Fig. 3.5 Schematic Drawing of Irradiation Room

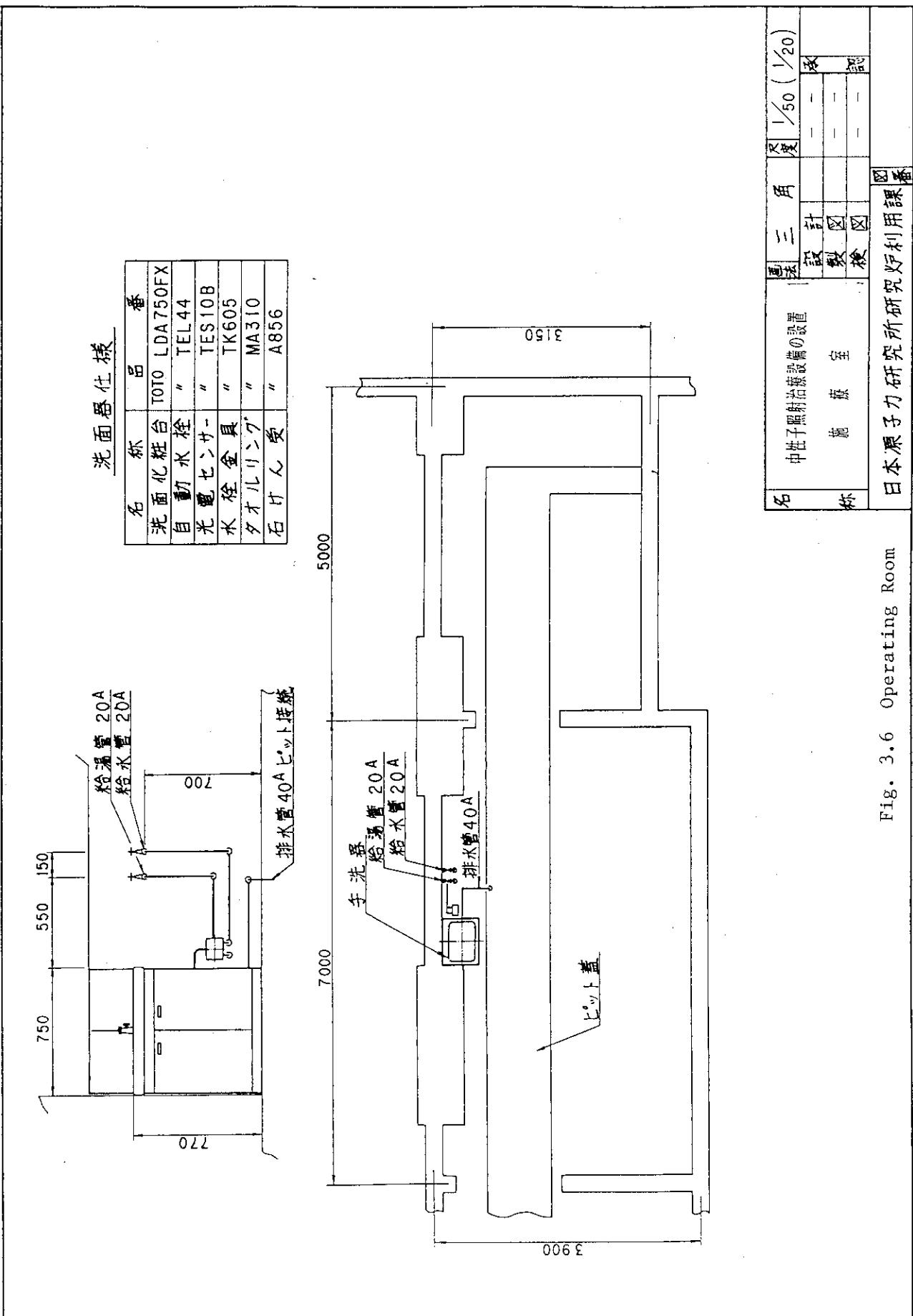


Fig. 3.6 Operating Room

日本原子力研究所研究炉利用課番

4. 中性子医療照射設備の設置

4.1 概要

JRR-2に中性子医療照射設備を設置するため、原子炉の使用の目的に医療照射を追加する原子炉設置変更許可申請を行った。熱中性子柱の医療照射用中性子ビーム孔への改造については、熱中性子柱の構造は変わることなく熱中性子柱内に挿入されている実験用コリメータの変更のみを行うため、工事に関しては、照射室のみについて設計および工事の方法の認可申請を行った。工事は、6月4日から熱中性子柱の改造に着手し、8月8日に照射室の据え付けを完了した。Table 4.1に、中性子医療照射設備の設置に係る実施工程を示す。

4.2 実施体制

中性子医療照射設備の設置にあたっては、その業務が多岐にわたりかつ緊急性を要することから、所内関係課室の協力を仰ぎ、研究炉部に研究炉利用課長をプロジェクトリーダとする「医学研究用照射装置の新設」プロジェクトを設置して実施した。

4.3 中性子医療照射設備の設置に係る手続

JRR-2に医療照射設備を設置するため、以下の手続を行った。Table 4.2にこれらの実施工程を示す。

(1) 原子炉の使用目的に医療照射を追加する原子炉設置変更許可申請

JRR-2の熱中性子柱を利用して悪性腫瘍等の医療照射を行うため、従来の原子炉の使用の目的（一般研究、材料照射、放射線同位元素の生産、開発研究）に「医療照射」を追加した。

(2) 照射室の製作に係る設計および工事の方法の認可申請

JRR-2原子炉施設の実験設備である熱中性子柱を利用して悪性腫瘍等の医療照射を行うため、照射室の製作に係る設計および工事の方法の認可申請を行った。

4.4 中性子医療照射設備の設置工事

4.4.1 熱中性子柱の改造

Fig. 4.1に、熱中性子柱の改造手順を示す。熱中性子柱の医療照射用中性子ビーム孔への改造は、改造の第1ステップ後に行った特性測定において、当初予期した値の約1/50の熱中性子しか得られないことが明らかになった。このため、その後は改造を段階的に進め、各段階で特性を確認しつつ工事を進めた。以下に、Fig. 4.1に示した改造ステップに従い、改造の主な内容と各ステップで行った特性測定の概要を示す。

(1) ステップ1 黒鉛ブロック長さ616mmにおける熱中性子柱の特性測定

Fig. 4.2に、改造前に熱中性子柱内に組み込まれていたNRG装置を示す。改造の第1ステップとして、熱中性子柱の内径408mm角、長さ1258mmのアルミニウム製スリーブ内に4行4列の配列で挿入されていたNRG用のビスマス付コリメータと黒鉛ブロック、並びに熱中性子柱用黒鉛ブロック(102mm角、長さ1232mm)12本を全て引き抜き、代わりに102mm角、長さ308mmの黒鉛ブロック32本を16本×2段に挿入して黒鉛ブロックの長さを616mmとし、熱中性子束と γ 線を測定した。その結果、Fig. 4.3に示すように、熱中性子束は臨界試験後の特性測定時(1962年)の約1/50しか得られず、この結果を照射位置まで外挿すると医療照射条件を大きく下回ることが予想された。このため、当初予定した医療照射用中性子ビーム孔の構成を根本から見直すことになった。

(2) ステップ2 黒鉛ブロック全引抜における特性測定

熱中性子束を極力高めるため、ステップ1で挿入した黒鉛ブロックを全て引き抜くとともに、これに伴う γ 線の増加に対処するため、遮蔽扉内に挿入されていたコンクリート製のNRG用遮蔽体を全て撤去し、新たに遮蔽扉のプラグ孔後部に200mm角のビーム孔を持った鉛プラグ4枚(厚さ104, 101, 129, 200mm)と合計205mm厚の単結晶ビスマスを取り付けた。単結晶ビスマスの取り付けにあたっては、 $^{209}\text{Bi} (n, \gamma) ^{210}\text{Po}$ 反応の結果として生ずる ^{210}Po の拡散を防ぐため、ビスマスブロックの接合面を除く全表面を耐放射線性エポキシ系ペイントのエポマリンRXメタルプライマ(下塗り)とエポマリンRXメタルフィニッシュ(上塗り)で各2回塗装した。この状態で特性測定を行った結果、熱中性子束は、Fig. 4.3に示したように、ステップ1の約8倍に増加し、熱中性子束については照射条件を達成できる見通しが得られた。しかし γ 線についてみると、黒鉛ブロックを全て引き抜いたため、 γ 線線量当量率も極めて高くなり、ビスマス後面での γ 線線量当量率は34Sv/hと目標値の約34倍となった。ここで、中性子ビームの γ/n 比を改善させるために設置した厚さ20cmの単結晶ビスマスの中性子透過率および γ 線の遮蔽性能を単結晶ビスマス前後の測定値から見てみると、中性子透過率は27%で、中性子ビーム孔に組み込む前に中性子回析装置で測定した測定値35%にほぼ近い値であった。しかし、 γ 線の遮蔽性能は、 γ 線を約1/15にしか減衰させておらず、遮蔽計算から得られた約1/1000を大きく下回っていることが明らかになった。

(3) ステップ3 2次 γ 線の低減対策(1)

ステップ2の特性測定において、ビスマスの前後で約1/1000に減衰するはずの γ 線が約1/15しか減衰していないことが判明した。この理由として、この部分における γ 線の回り込みと、中性子ビーム孔および遮蔽扉の構成材料からの2次 γ 線の影響が考えられた。このため、ビスマスブロックの前に鉛コリメータを設置して炉心からの直接 γ 線を減少させるとともに、遮蔽扉の炉心側のビーム孔を除く全面にB₄Cゴムを張って2次 γ 線の低減を図ることとした。この結果、 γ 線線量当量率は約15%減少したが、依然として γ 線が高い結果となった。

(4) ステップ4 2次 γ 線の影響度測定

2次 γ 線の影響度を確認するため、ビーム孔をB₄Cゴムで塞ぎ、ビーム孔や遮蔽扉構成材からの2次 γ 線の影響を調べた。その結果、ビスマスの後面で測定した γ 線線量当量率は0.24Sv/hと少なく、ステップ3の1/120に低下した。また、ビスマス前後の γ 線線量当量率の測

定から、ビスマスの遮蔽能力は2次 γ 線の影響がない場合はほぼ計算と一致し、主要な γ 線は構造材からの2次 γ 線であることが明らかとなった。

(5) ステップ5 2次 γ 線の低減対策(2)

さらに2次 γ 線を低減させるため、鉛コリメータの表面にB₄Cゴムを張るとともに、B₄Cゴムによる中性子の吸収を防ぐため、その表面にパラフィンブロックで口径200mm角のビーム孔を設けた。この結果、 γ 線は約1/5に減少し、照射条件に近い値となった。しかし、パラフィンブロックの追加によってビーム孔の口径が小さくなつたため、熱中性子束も減少し、ビーム孔出口における熱中性子束は照射条件を下回る結果となつた。

(6) ステップ6 γ 線の低減およびカドミウム比の改善

γ 線の効率的低減と熱中性子束の増加を図るために、ビーム孔の構成を見直し、以下の改良を行つた。

- ① 遮蔽扉構造材からの2次 γ 線の発生を防止するため、遮蔽扉プラグ孔内面のほぼ全面をB₄Cゴムで内張する。
- ② 単結晶ビスマスの遮蔽効果を改善するため、単結晶ビスマスの位置を後方へ129mm移動する。
- ③ カドミウム比の改善とビーム孔の断面効果による熱中性子束の減少を防ぐため、鉛とパラフィンコリメータを角錐状のポリエチレンコリメータに変更する。

この改良の結果、熱中性子束は照射条件を満足し、カドミウム比も若干改善される結果が得られた。しかし、 γ 線は依然として高く、逆にステップ5の約4倍に上昇した。しかし、この γ 線の上昇は、ビーム孔の出口に置いた鉛からの2次 γ 線の発生を防ぐ目的で置いたアクリル板からの2次 γ 線が影響しているものと考えられたため、ビーム孔出口に置いた鉛とアクリルを取り除いた測定を行うこととした。

(7) ステップ7 人体模型による特性測定

医療照射配置における特性を確認するため、ビーム孔出口のアクリル板と鉛を取り除き、LiFコリメータとアクリル製の人体模型（内部は純水）をビーム孔出口に配置し測定した。その結果、人体模型頭部における熱中性子束は 1.1×10^8 n/cm²/sで照射条件を満足することができた。しかし、 γ 線線量当量率は2.6Sv/hで、照射条件である1Sv/hの約2.6倍となお高い値を示した。しかし熱中性子束が照射条件を満足したため、この段階で照射室の設置を行うこととし、その後特性測定を継続することとした。

(8) ステップ8 最終構成による特性測定（人体模型有）

照射室設置後、2次 γ 線を極力減らすために、ビーム孔出口から100mmの範囲に⁶Liの濃縮度7.4%のLiFタイルを張り、再度人体模型を用いた特性測定を行つた。その結果、熱中性子束はほとんど変化せず、 γ 線は約1/2に減少し、ほぼ照射条件を満足する結果が得られた。このため、このビーム孔の構成を医療照射用中性子ビーム孔の最終構成とした。しかし、なお γ 線が若干高く、この理由として人体模型の構造材であるアクリルからの2次 γ 線の影響が考えられたため、人体模型がない場合の特性測定を行うこととした。

(9) ステップ9 最終構成による特性測定（人体模型無）

人体模型がない場合の特性測定を行つた結果、LiFコリメータ出口における熱中性子束は

$1.1 \times 10^9 \text{ n/cm}^2/\text{s}$, γ 線線量当量率は 480mSv/h で、照射条件を満足することができ、医療照射用の中性子ビーム孔を完成することができた。

4.4.2 照射室の設置

熱中性子柱の改造ステップ7の特性測定の結果、医療照射用としての中性子ビーム孔の実現見通しがほぼ得られたので、この段階で照射室の設置工事を行った。工事にあたっては、工程の各段階で検査を行い、8月7日使用前検査に合格した。以下に、工事手順および使用前検査の検査項目、検査方法を示す。

(1) 工事手順

① 遮蔽扉駆動装置の撤去およびレベル調整

照射室設置の準備作業として、照射室の設置に支障となる熱中性子柱の遮蔽扉駆動装置と重水液面計の下にあるピット蓋を撤去した。また、照射室設置場所のレベル調整のため、床の一部はつり工事を行った。

② 遮蔽扉への鉛緩衝材取付

照射室は耐震設計上原子炉本体とは独立した構造となっており、地震時に炉本体と相互干渉しないよう炉本体との間に若干の間隙を設けてある。このため、この部分の遮蔽性能の補強のため、遮蔽扉の照射室側壁接合面に厚さ10mmの鉛板を取り付けた。

③ 照射室の据付

側壁固定用金具が付いた床板を固定後、3ブロックに分割組立したプレース構造の照射室を床板上に組み立て、その後、医療機器および監視用TV等のケーブルの貫通孔用遮蔽ブロックを左側壁に取り付けた。照射室の設置場所への移動は、コロとクレーンを用いて行った。

④ 大扉の組立、据付

大扉は、3層構造の遮蔽体で、20cm厚の鋼板の間に厚さ20mmのパラフィンブロックを詰め込んだもので、大扉の取付・取外しはクレーン操作で行う。この大扉は、各部を分割したまま現地へ搬入し、パラフィンブロックの詰め込み、補助遮蔽の取り付けを現地で行った。また、大扉と照射室天井の隙間の遮蔽補強のため、照射室天井にガイドピン付補助遮蔽を取り付けた。

⑤ 小扉の組立、据付

小扉は電動で自走する遮蔽体で、その構成は大扉と同じ3層構造である。この小扉の組立は、大扉と同様現地で行った。小扉の走行用レールは、小扉専用の床板に溶接で取り付け、小扉の操作盤は、照射室の左側壁に取り付けた。

⑥ B₄Cゴムおよび附属設備の取付

照射室の組立完了後、中性子ビーム孔の鉛遮蔽体の取付・取外しに用いる手動ワインチおよびプレースカバーを取り付け、その後、照射室の全内面にB₄Cゴムを接着剤で取り付けた。また、照射室内照明、ITV、中性子および γ 線モニター、天井昇降用梯子、金線取出用パイプ等の附属設備を照射室内外面に取り付けた。さらに、照射室天井の原子炉本体との接合面に鉛ブロックを積み、この部分の遮蔽を補強した。

(2) 使用前検査項目および検査方法

① 材料検査

照射室構造材料SS41について、材料検査成績証明書で化学成分と機械的性質について検査する。

② パラフィンブロックの比重検査

大扉及び小扉に使用しているパラフィンブロックについて、同体積のパラフィンブロックと水の質量を測定し、それらと測定時の水温からパラフィンブロックの比重を算出し、比重が0.87以上であることを検査する。

③ 外観検査

照射室について、塗装前に有害な傷、腐食、変形等の有無を目視検査する。

④ 寸法検査

照射室について、巻尺、ノギス等を用い、その主要寸法および大扉、小扉のパラフィン部の厚さを検査する。

⑤ 据付検査

照射室に使用している主要ボルトおよびプレースの員数を目視で確認するとともに、ボルトのサイズを確認する。また、照射室が分解、組立ができる構造であることを確認する。

4.4.3 施療室の整備

JRR-2化学実験室を改修し、施療室とした。以下に整備内容を示す。

(1) 既設実験台、流し台等の撤去

実験室の中央に設置されていた6台の実験台および窓側に設置されていた流し台1台を撤去した。また、実験台周辺の配管も撤去し、床面ピット内で盲処理をした。

(2) ピット蓋の更新

既設ピット蓋を手術台の重量を考慮し、耐荷重500kgのものに変更した。

(3) 床、壁、天井の補修

既設床材(Pタイル)を撤去後、凹凸部を平滑に仕上げ、血液等が付着しても水洗できるようピット蓋を含め床全体をウレタン仕上げとした。また、衛生管理上の観点から、壁、天井を塗装した。

(4) 流し台の更新

センサーで作動する自動水栓流し台を取り付け、給排水は既設配管に接続した。

(5) コンセントの増設および照明器具の更新

医療機器の電源確保のため、NFB付電源ボックスを新設し、壁面に2口コンセント2個を取り付けた。また、天井の照明器具を全数更新した。

(6) ボンベ立ての設置

医療用酸素および麻酔ガスのボンベ立て(4本用)1台を新設した。

4.5 放射線管理

中性子医療照射設備の設置に関する放射線管理として、以下の放射線管理を行った。

- ① 熱中性子柱の改造工事に関する放射線管理
- ② 照射室の設置工事に関する放射線管理
- ③ 施療室の整備工事に関する放射線管理
- ④ 特性測定に関する放射線管理

このうち、②と③については、放射線管理上の問題点は特になかった。ここでは、①と④の放射線管理について述べる

4.5.1 計画被曝線量当量

熱中性子柱の中性子照射医療設備への改造は、熱中性子内に挿入されている黒鉛ブロック（JRR-2建設時に挿入）とNRG用ビスマス付コリメータ（昭和53年挿入）の引き抜き、および新たに製作した黒鉛ブロックの挿入や各種遮蔽体の設置などの放射線作業が予定された。このため、作業にあたっては、計画被曝線量当量を設定し、これに基づき実施した。設定した計画被曝線量当量は1.3mSvで、対象人員は、受注業者12名、職員12名、計24名である。職員の内訳は、研究炉利用課員4名、研究炉技術開発室員1名、放射線管理第2課員7名である。

4.5.2 熱中性子柱の改造に関する放射線管理

(1) 黒鉛ブロック等の引抜・挿入

改造の第1ステップとして行った熱中性子柱内の黒鉛ブロックおよびNRG用ビスマス付コリメータの引抜、並びに新たに製作した黒鉛ブロックの挿入作業にあたっては、汚染の拡大防止を図るため、熱中性子柱前にグリーンハウスを設置して行った。引抜物品の廃棄作業は、グリーンハウス内に遮蔽付廃棄容器を置き、ダストモニタで空気汚染を監視しながら行った。黒鉛ブロックの引抜・挿入は、炉心からのγ線による被曝を最小にするため、以下の手順で実施した。

- ① 4行4列で配置されている黒鉛等のうち、右から第1列目の黒鉛ブロック4本を引抜く。
- ② 新たに製作した長さ612mmの黒鉛ブロックを挿入する。
- ③ 第2、3列の第1、2行目に挿入されているNRG用コリメータを引抜く。
- ④ コリメータの下の黒鉛ブロックを引抜き、新しい黒鉛ブロックを挿入する。
- ⑤ 第4列目の黒鉛ブロックを引抜き、新しい黒鉛ブロックを挿入する。

作業場所のγ線線量当量率は、作業開始前が $250\text{ }\mu\text{Sv/h}$ 、作業時最大が 4 mSv/h で、作業者の被曝線量当量は個人最大で 0.32 mSv 、作業者全員（6人）で 0.91 mSv であった。また、表面汚染密度は、熱中性子柱入口周辺が 23 Bq/cm^2 、グリーンハウス内が 1.8 Bq/cm^2 であった。引抜物品の最大線量当量率は、黒鉛ブロックが 7 mSv/h 、ビスマスが 2.3 mSv/h で、表面汚染密度は最大で 140 Bq/cm^2 であった。核種分析の結果、主な汚染核種は、 ^{115m}In 、 ^{115}Cd 、 ^{60}Co 、 ^{51}Cr 、 ^{152}Eu 、 ^{134}Cs 、 ^{65}Zn で、NRG用のビスマスからと考えられる ^{210}Po がα線測定の結果検出された。

(2) 中性子ビーム孔の設置

改造第2ステップ以後の主な放射線作業は、

- ① 改造第2ステップで行った全黒鉛ブロックの引抜作業

② R 2 - 0 4 サイクル前後に行った黒鉛ブロックの再挿入・再引抜作業

③ 遮蔽扉内ビーム孔改造作業

である。

このうち①の作業では、改造第2ステップで挿入した黒鉛ブロックを全て引き抜いたため、空間線量当量率は熱中性子柱入口で8.4mSv/h、作業位置で最大1.9mSv/hとなり、個人被曝線量当量は最大で340 μ Sv、放射線管理課員を含めた全員(10人)では1.82mSvとなった。なお、引き抜いた黒鉛ブロックの線量当量率と表面汚染密度は、ステップ1と本作業の間に第3サイクルの運転を行ったが、その値は低い値であった。これは、黒鉛(東洋炭素IG-110)の純度が非常に良かったこと、および前回の作業時に熱中性子柱内を除染したことによるためと考えられた。

②の作業は、改造の途中で、しかも照射室が設置されていない段階でR 2 - 0 4 サイクルの運転を実施しなければならなかったために行った作業である。改造のこの段階で原子炉を運転すると、炉室内空間線量当量率が上昇し、原子炉運転が不可能であることが10kWの試験運転で明らかになった。このため、R 2 - 0 4 サイクル運転開始前に引き抜いた黒鉛ブロックを再挿入し、運転終了後に工事再開のため再び黒鉛ブロックを引き抜いた。この一連の作業における被曝線量当量は、黒鉛挿入時で個人最大0.1mSv、作業者全員(6人)で0.3mSv、黒鉛引抜時で個人最大0.3mSv、作業者全員(6人)で0.82mSvであった。

③の作業は、遮蔽扉内ビーム孔の遮蔽体の組み替えに関する作業で、鉛コリメータの取付・取外し、ポリエチレンコリメータの取付作業が主なものである。これらの作業は、遮蔽扉を引き出し、遮蔽扉と熱中性子柱の間に入って実施しなければならなかった。このため、ビーム孔出口に鉛とコンクリートブロックを積んで、熱中性子柱からの放射線を遮蔽して作業を行った。しかし、遮蔽扉の炉心側のプラグ孔スリーブが最大約7mSv/h放射化していたことから、個人最大で0.7mSv、作業者全員(9人)で3.3mSvの被曝があった。撤去したN RG関係の遮蔽体の表面線量当量率は最大12 μ Sv/h、表面汚染密度は3Bq/cm²であった。

4.5.3 特性測定に関する放射線管理

中性子ビーム孔の最終構成を決定するまで18回、照射室を設置してから医療照射を実施するまで4回、計22回の特性測定を実施した。これらに関する放射線管理として、

- ① 金箔およびTLDの取付・取外し時の放射線管理
- ② 遮蔽扉外面の線量当量率分布測定時の放射線管理

を実施した。

①については、金箔等の取付・取外しは原子炉停止中に行ったため、これに関する被曝は少なく、1回当たりの被曝線量当量は最大でも20~30 μ Sv程度であった。

②については、遮蔽扉外面の線量当量率分布測定と、中性子ビーム孔の最終構成がほぼ決定した段階(改造ステップ7)で行った人体模型を用いた特性測定が主なものである。このうち、遮蔽扉外面の線量当量率分布測定は、遮蔽扉外面からの漏洩線量当量を改造のつど測定したもので、測定点も多く、場所によって200~300 μ Sv/h程度の線量当量率であった。このため、測定を分担することによって被曝の軽減を図った。また、改造ステップ7で行った人体模型を用いた特性測

定時の放射線管理については、この測定が照射室が設置されていない段階で、しかもビーム孔出口に遮蔽体を置かずに行う必要があったことから、測定中、非管理区域の一部、すなわち15トンクレーン室とトラック出入口のシャッタ前を第2種管理区域に指定した。特性測定は、原子炉出力10kWで30分間行った。その結果、指定した第2種管理区域境界における空間線量当量は0.2 $\mu\text{Sv}/\text{h}$ で、特性測定による空間線量当量率の上昇は特に認められなかった。

4.5.4 被曝線量当量

一連の熱中性子柱改造における被曝線量当量をTable 4.3に示す。作業者の被曝線量当量は、集団で9.1人・mSv、個人最大は職員で1.2mSv、業者で1.3mSvであり、計画被曝線量当量1.3mSvを超えることはなかった。

Table 4.1 Actual Process for Neutron Medical Irradiation Facility Installation

項目	年 月	平成2年 2	3	4	5	6	7	8	9	10
原子炉運転 (当初書き) (変更後)	⑩	⑪	⑫	①	②	③	④	⑤	⑥	定期自主検査
施設設計・製作・据付 設計	検討及び計画立案 契約 ▼	施設室工事 設計・製作 ▼	NRC徹去 照射室搬出 ▼	局立会検査 ▼						
特性測定			特性測定 ▼							
医療照射							▽リハーサル 医療照射 ▼			
許認可手続			申請 許可 ▼				申請 許可 ▼	申請 前検査 合格証 ▼	申請 規定期 ▼	使用前検査 ▼

Table 4.2 Procedures for Neutron Medical Irradiation Facility Installation

H2.8.29(実績)

項目	月	2	3	4	5	6	7	8	9	2	3	4
原子炉運転 計画		10C 5 16 26	11C 9 19 30	12C 10 W 3	01C <3 W 20	保守 点検・保守 W 21	02C 1 11 22 2	03C 1 11 22 2	04C W 20 1 11 22 2	点検・保守 W 21 1 11 22 2	定期 点検・保守 W 21 1 11 22 2	定期 点検・保守 W 21 1 11 22 2
①保安審査 申請書提出												
②所安審査 (炉設置)	4/26						6/5 ▼ (設工認) (保安規定) (原子炉運転)	6/26 ▼ (設工認) (保安規定) (原子炉運転)		7/26 ▼ (設工認) (保安規定) (原子炉運転)		
③運転委員会												
④炉設置変更 (予備ヒヤ)	3/29				5/24 ▲ (予備ヒヤ)	6/18 ▼ 申請	6/27 ▼ (設工認) (保安規定) (原子炉運転)	7/27 ▼ (設工認) (保安規定) (原子炉運転)				
⑤設工認 (予備ヒヤ)						6/6 ▲ (予備ヒヤ)	6/22 6/29 ▼ 申請	6/22 6/29 ▼ 申請	6/22 6/29 ▼ 申請	申請 認可	申請 認可	
⑥使用前検査 合格証番号：2原研19第22号/H2.7.23 合規証番号：2安(原規)第412号/H2.8.9							6/25 ▲ (予備ヒヤ)	7/23 8/7 8/9 ● 申請 承認受検 合格証受理	7/23 8/7 8/9 ● 申請 承認受検 合格証受理			
⑦保安規定 変更												

(注) * 定期点検期間中に法定定期検査に基づく原子炉の「供用期間中検査」を計画している。

Table 4.3 External Exposure Dose concerning with Neutron
Medical Irradiation Facility Installation Work

作業者区分	従事者数 (人)	計画被曝 線量当量 (mSv)	最大被曝 線量当量 (mSv)	集団被曝 線量当量 (人・mSv)
職 員	1 2	1 . 3	1 . 2	4 . 3
業 者	1 2	1 . 3	1 . 3	4 . 8
合 計	2 4	—	—	9 . 1

改 造 ス テ ッ プ	0	1	2	3			
装 置 名	中性子ラジオグラフィ装置	中性子ラジオグラフィ装置	医 痘 照 射 設 備	医 痘 照 射 設 備			
改 造 ま た は 実 験 目 的	黒鉛ブロック長さ616mmにおける熱中性子柱の特性測定	黒鉛ブロック全引きにおける特性測定	2次γ線の低減対策(1)				
改 造 内 容	・中性子ラジオグラフィ用コリメータ及びその周囲の黒鉛ブロックを撤去 ・長さ612mmの黒鉛ブロックを插入	・中性子ラジオグラフィ装置撤去 ・黒鉛ブロック完全取出 ・単結晶ビスマス挿入 ・鉛ブロック插入	・遮蔽扉前面にB ₄ Cゴム張り ・遮蔽扉内ビーム孔に鉛コリメータ取付				
概 念 図							
特 性 测 定 点	A	A	A	C			
γ線総量当量率(mSv/h) (10MW熱中性子束(n/km ² ·s) (換算値))	3.6×10 ⁵	—	5.2×10 ⁶	3.4×10 ⁴	3.4×10 ⁵	2.9×10 ⁴	
カドミウム比	8.6×10 ⁹	6.5×10 ¹⁰	2.2×10 ¹⁰	6.1×10 ⁹	5.3×10 ¹⁰	2.5×10 ¹⁰	4.9×10 ⁹
特性測定ステップ	381	71	40	38	63	43	39
備考	1	2	4				
特 性 测 定 日	平成2年6月8日	平成2年6月29日	平成2年7月3日				

Fig. 4.1 Process of Thermal Column Remodeling

改 造 ス テ ッ プ	4		5		6		7	
	装 置 名	医 療 照 射 設 備	医 療 照 射 設 傷	医 療 照 射 設 傷	医 療 照 射 設 傷	医 療 照 射 設 傷	医 療 照 射 設 傷	医 療 照 射 設 傷
改 造 ま た は 実 験 目 的	2 次 7 線の影響度測定			2 次 7 線の低減対策 (2)			人体模型による特性測定 照射室なし	
改 造 内 容	・B ₄ Cゴムを遮蔽扉ビーム孔入口に張り、中性子を遮蔽			・鉛コリメータ内面にB ₄ Cゴム、パラフィンコリメータを取り付			・中性子ビーム孔出口にLiFコリメータ (LiFタイル及び6LiFシート) を取付 ・人体模型(アクリル製水ファントム)設置	
概 念 図								
特 性 测 定	A	B	C	D	A	B	C	D
7 線相当漏率 (mSv/h)	—	2.4 × 10 ²	6.4 × 10 ⁵	1.8 × 10 ⁵	1.4 × 10 ³	2.5 × 10 ⁵	1.5 × 10 ⁵	6.6 × 10 ³
(10MW) 热 中 性 子 束 (n/cm ² s)	—	—	—	6.9 × 10 ⁻¹⁰	1.7 × 10 ⁻¹⁰	2.2 × 10 ⁻⁹	0.7 × 10 ⁻⁹	7.0 × 10 ⁻¹⁰
カ ド ミ ヴ ム 比	—	—	—	99	59	63	47	110
特 性 测 定 斜 ッ ブ	5	—	—	—	6	—	—	—
備 考	測 定 日	平成 2 年 7 月 4 日	—	平成 2 年 7 月 5 日	—	平成 2 年 7 月 24 日	—	平成 2 年 7 月 24 日

Fig. 4.1 (continued)

改 造 ス テ ッ プ	8	9				
装 置 名	医療照射設備	医療照射設備				
改 造 ま た は 実 験 目 的	最終構成による特性測定(人体模型有) 照射室有り	最終構成による特性測定(人体模型無) 照射室無				
改 造 内 容	ビーム孔内面にLiFタイルを内張					
概 念 図						
特 性 測 定 点	C	D	E	C	D	E
γ 線源当量率(mSv/h)	3.8×10^3	1.6×10^3	1.2×10^3	—	1.3×10^3	4.8×10^2
(10MW)熱中性子束($\text{n}/(\text{cm}^2 \cdot \text{s})$)	3.2×10^9	8.6×10^8	1.0×10^8	—	1.0×10^8	1.1×10^8
力ドミウム比	82	64	162	—	66	—
特性測定ステップ	13	—	—	15	—	—
測 定 日	平成2年8月3日	平成2年8月6日	平成2年8月6日	—	—	—

Fig. 4.1 (continued)

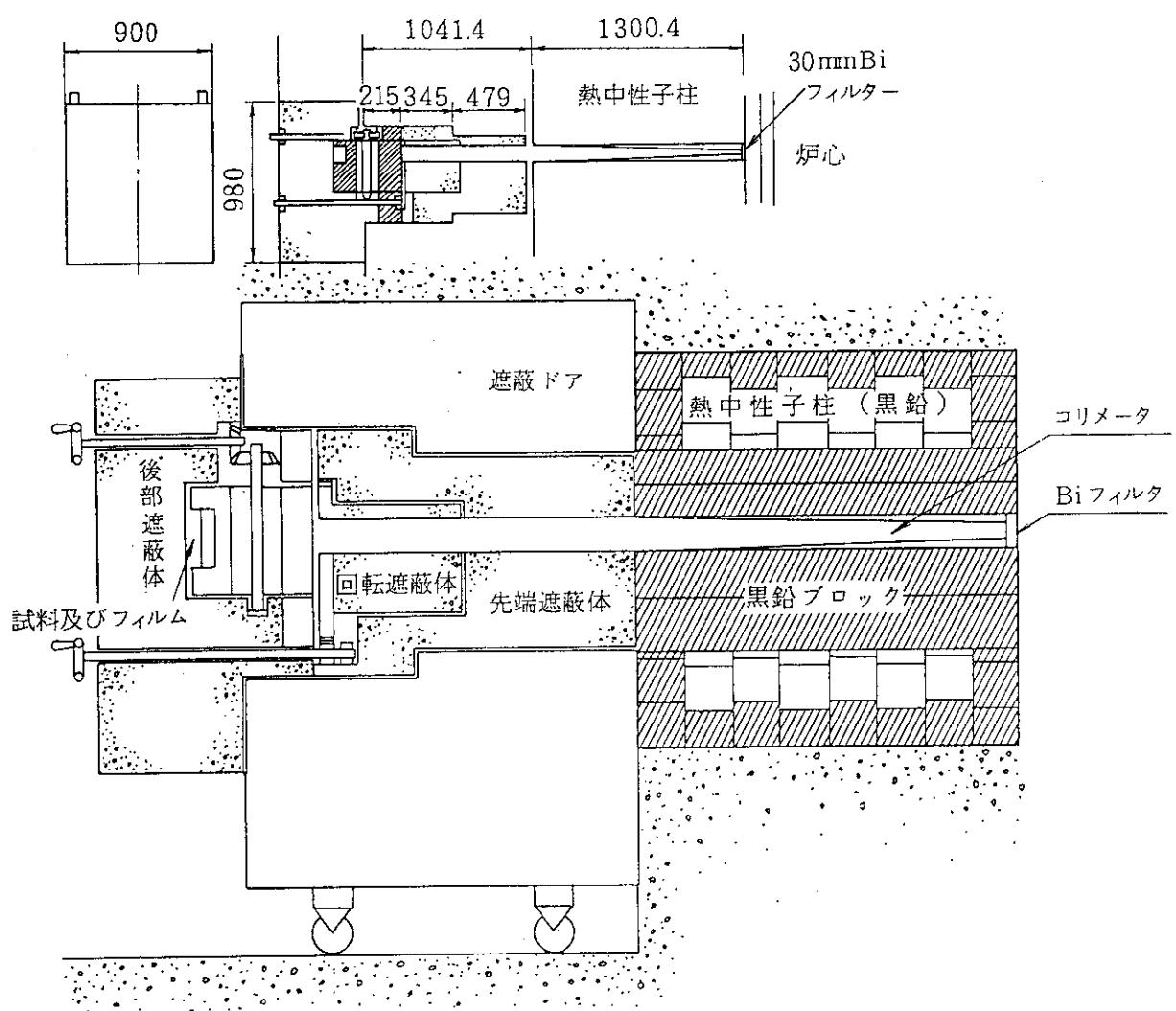


Fig. 4.2 Neutron Radiography Facility

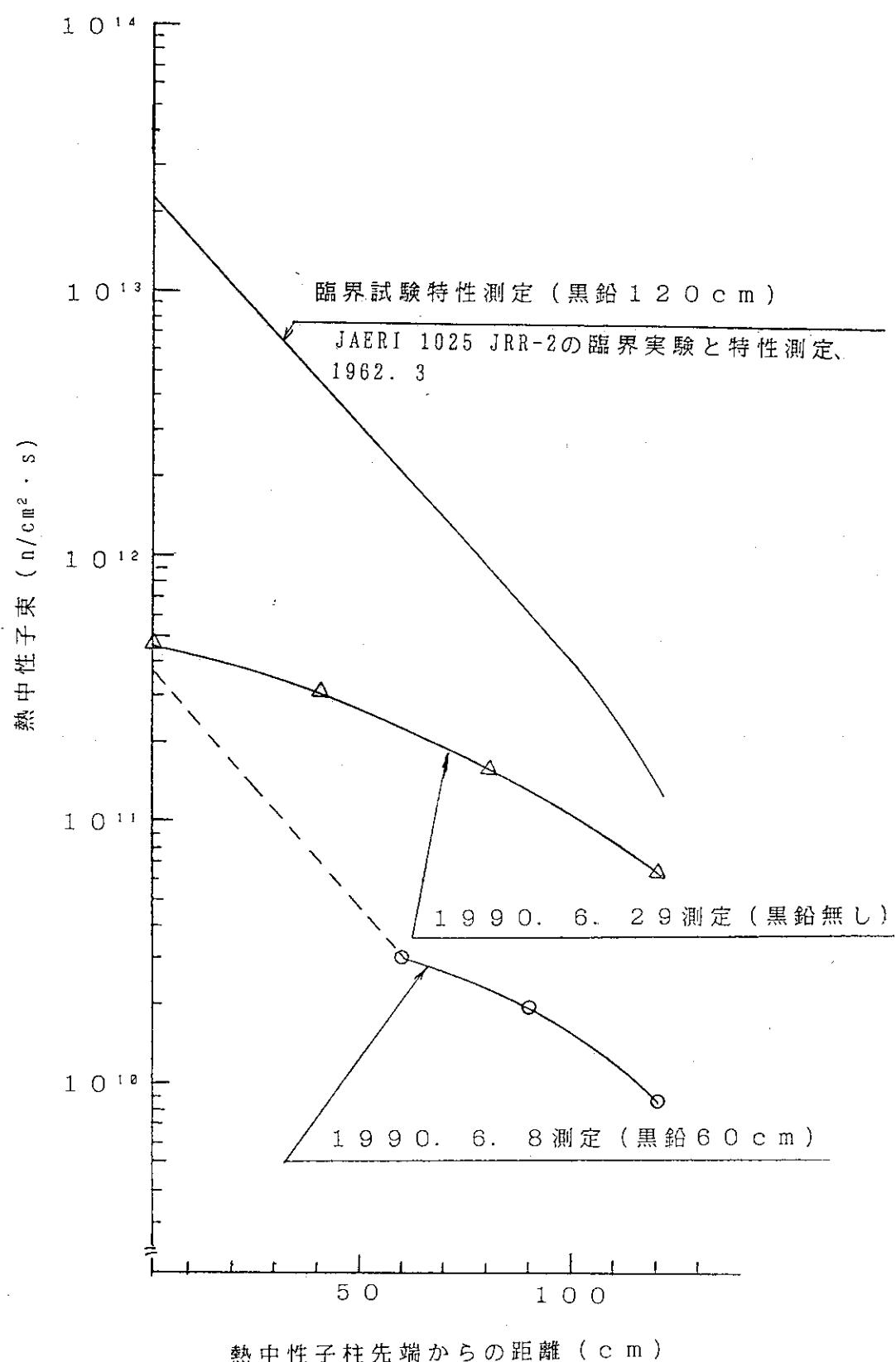


Fig. 4.3 Thermal Neutron Flux in the Thermal Column

5. 特性測定

5.1 中性子ビーム孔の特性測定

医療照射用中性子ビーム孔設置のため、改造の各段階で特性測定を行い、熱中性子束および γ 線線量当量率を測定した。これらの結果については、「4.5.1 热中性子柱の改造」すでに述べた。ここでは、これらに関する特性測定の方法と中性子医療照射設備の特性について述べる。なお、特性測定は、熱中性子束測定に関しては研究炉利用課が、 γ 線測定に関しては放射線管理第2課と線量計測課が行った。

5.1.1 測定方法

(1) 中性子ビーム孔の熱中性子束測定

① 金箔およびカドミウムカバー

中性子ビーム孔の熱中性子束測定は、金箔による放射化法で行った。用いた金箔は、厚さ0.01mm、大きさ3mm、5mm、10mm角の3種類の金箔を測定場所の熱中性子束に応じて使い分けた。また、カドミウム比の測定に用いたカドミウムカバーは、厚さ0.5mmのカドミウム板を2つ折りにしたものを使用し、金箔は折り曲げたカドミウム板の間にに入れ、周囲をかじめて脱落しないようにした。

② 金箔の放射能測定

照射済金箔の放射能測定には、高純度半導体検出器を用いた。計数効率は¹⁵²Euを用いて測定した。計数効率の確認のため、照射済金箔の絶対測定を $4\pi\beta-\gamma$ 同時計数装置で行い、両者の放射能を比較した。その結果、半導体検出器による放射能測定値は $4\pi\beta-\gamma$ 同時計数装置のそれに比べ10%高い値を示した。この原因として、計数効率測定に用いた¹⁵²Eu線源の大きさと金箔の大きさが異なっていることから、検出器に対する幾何学的効率の違いがその主な原因と考えられた。このため、以後の測定において、放射能の絶対測定が正確にできると言われている $4\pi\beta-\gamma$ 同時計数装置の測定値と一致するよう、計数効率を10%高くして評価することとした。

③ 热中性子束の算出

热中性子束の算出は、以下の式で行った。この時、照射時の金箔による热中性子束の減衰効果および放射能測定時の金箔の自己吸収効果は、金箔が0.01mmと薄いため無視した。原子炉運転時の出力上昇及び降下過程の補正は、出力上昇または降下開始時から終了時までの時間を測定し、この間の平均ペリオドを算出し、このペリオドで出力上昇または降下があったものとして積算出力を算出し補正した。

$$\Phi_t = \frac{A \cdot (1 - 1/R_{ed})}{N \cdot \sigma \cdot (1 - \exp(-\lambda \cdot T_i)) \cdot P_r \cdot P_f}$$

ここで、

Φ_i : 热中性子束 ($n/cm^2/s$)

A : 照射直後の放射能 (Bq/mg)

$$A = \frac{\text{Counts}}{T_m \cdot W \cdot \eta \cdot \exp(-\lambda \cdot T_c)} \times \frac{\lambda \cdot T_m / 60}{(1 - \exp(-\lambda \cdot T_m / 60))}$$

Counts : 計数値 (Counts)

T_m : 計測時間 (s)

W : 金箔の重量 (mg)

η : 計数効率

JRR-1 No.2 1 cm : 1.171×10^{-2}

JRR-1 No.2 6 cm : 3.500×10^{-3}

λ : 崩壊定数 ($1.785 \times 10^{-4} \text{min}^{-1}$)

$$\lambda = 1/n_2/T_{1/2}$$

$T_{1/2}$: ^{198}Au の半減期 ($2.696 \text{day} = 3882.24 \text{min}^{-1}$)

T_c : 冷却時間 (min)

N : 金箔の単位重量 (mg) 当りの原子数

$$N = \frac{1 \times 10^{-3} \cdot Y \cdot N_0}{M} = 3.058 \times 10^{18}$$

Y : ^{198}Au の存在比 (100%)

N_0 : アボガドロ数 (6.023×10^{23})

M : ^{198}Au の質量数 (196.9665)

R_{cd} : カドミウム比

σ : 平均放射化断面積 (87.56 barn)

$$\sigma = \frac{\sqrt{\pi}}{2} \cdot \sigma_0$$

σ_0 : 中性子速度2200m/sのときの金の放射化断面積 (98.8 barn)

T_i : 照射時間

P_r : 原子炉出力比 (照射出力/定格出力)

P_f : 原子炉出力補正係数

(2) 中性子ビーム孔の γ 線線量当量率測定

γ 線線量当量率は、TLD (UD-170L BeO 素子) を用い測定した。 γ 線測定にあたり、当初中性子感度が低いとされていたTLDを裸のまま使用していたが、 γ 線と中性子が混在する場において、TLDは高中性子束に対して感度を有するとの指摘がなされた。このため、武藏工業大学からTLDの⁶LiFフィルタを借用し、その中にTLDを入れて測定した。TLDの熱中性子感度の測定については、「5.3」でその方法および結果について述べる。なお、Fig. 4.1に示した γ 線線量当量率は、熱中性子感度補正後の値である。

5.1.2 測定結果

(1) 中性子ビーム孔の熱中性子束、カドミウム比、 γ 線線量当量率

Fig. 5.1に、中性子ビーム孔の熱中性子束、カドミウム比、 γ 線線量当量率分布を示す。

① 热中性子束

中性子ビーム孔先端の熱中性子束は、 $4.8 \times 10^{11} n/cm^2/s$ で、ビーム孔先端から熱中性子束は距離に反比例して減少し、ポリエチレンコリメータ部で熱中性子束の減少傾向はやや緩やかになる。先端から約194cm離れた単結晶ビスマス表面の熱中性子束は $2.1 \times 10^{10} n/cm^2/s$ で、先端の約1/23となる。中性子が厚さ20.5cmの単結晶ビスマスを透過すると、熱中性子束は約1/6.5に減少し、そこから20cm離れたビーム孔出口での熱中性子束は $1.1 \times 10^9 n/cm^2/s$ となる。そして、ビーム孔出口から10cm離れた人体模型頭部表面での熱中性子束は $1.0 \times 10^9 n/cm^2/s$ となる。ポリエチレンコリメータ部で熱中性子束の減少傾向がやや緩やかになるのは、ポリエチレンによる中性子の熱化減少によるものと考えられる。このことは、ポリエチレンコリメータの所でカドミウム比が上がっていることからも明らかである。

② カドミウム比

中性子ビーム孔のカドミウム比は、先端で62、ポリエチレンコリメータ入口で110、ビーム孔出口で68で、人体模型の頭部表面では112である。ポリエチレンコリメータ部と人体模型の表面でカドミウム比が高くなっているのは、ポリエチレンおよび人体模型の中の水による中性子の熱化現象によるものと考えられる。

③ γ 線線量当量率

最終配置における中性子ビーム孔の γ 線線量当量率測定は、ポリエチレンコリメータから後部のビーム孔について測定した。ポリエチレンコリメータ入口の γ 線線量当量率は $2.5 \times 10^2 Sv/h$ 、その出口で $2.1 \times 10^2 Sv/h$ で、単結晶ビスマス入口側表面では $1.5 \times 10^2 Sv/h$ である。 γ 線が厚さ20.5cmの単結晶ビスマスを通過すると、 γ 線線量当量率は約1/40に減少し、線量当量率は $3.8 Sv/h$ となる。単結晶ビスマスから20cm離れたビーム孔出口の線量当量率は $1.6 Sv/h$ で、そこから約10cm離れた人体模型頭部表面では $1.2 Sv/h$ となる。また、人体模型がない場合の同位置の γ 線線量当量率は $0.48 Sv/h$ で、人体模型がない場合の方がある場合に比べて γ 線線量当量率は低い。これは、人体模型の構造材であるアクリルからの2次 γ 線の影響であると考えられる。

5.2 照射室の特性測定

照射室に関する特性測定として、以下に示す特性を測定した。なお、本特性測定は、放射線管理第2課と線量計測課が行った。

① 照射室内の熱中性子束および γ 線線量当量率分布

② 中性子ビーム孔出口にセットしたLiFコリメータ中心水平軸上の γ 線および熱中性子線量当量率分布

③ 中性子ビーム孔出口に人体模型をセットした時の人体模型各部の γ 線および熱中性子線量当量率

5.2.1 測定方法

(1) 照射室内的熱中性子束分布測定

照射室内の中性子ビーム孔中心水平面を縦および横方向ともそれぞれ4等分し、それらの交点および壁面の19ヶ所に太さ0.5mmの金線を取り付け、照射室内的熱中性子束を測定した。

(2) 照射室内的 γ 線線量当量率測定

照射室内の熱中性子束分布測定点と同一点にTLD (UD-170L Be0素子)を取り付け、照射室内的 γ 線線量当量分布を測定した。

(3) LiFコリメータ中心水平軸上の γ 線および熱中性子線量当量率測定

LiFコリメータの中心水平軸上に γ 線および熱中性子測定用のTLDを取り付け、それぞれの線量当量率分布を測定した。用いたTLDは、 γ 線測定にCaSO₄ (Tm) 素子を、熱中性子測定にLi₂B₄O₇ (Cu) 素子を用いた。

(4) 人体模型の γ 線および熱中性子線量当量率測定

中性子ビーム孔出口に純水を満たしたアクリル製の人体模型をセットし、人体模型各部の γ 線および熱中性子線量当量率をTLD ((Be0およびLi₂B₄O₇ (Tm) 素子))で測定した。人体模型のセット角度は、ビーム中心に対して約35°である。

(5) 人体模型の熱中性子束測定

人体模型の γ 線線量当量率測定点と同一点の熱中性子束を金箔による放射化法で測定した。測定条件は以下のとおりである。

① 金箔およびカドミウムカバー

金箔は厚さ0.02mm、直径20mmおよび厚さ0.025mm、直径13mmの2種類の金箔を用い、厚さ1.0mmの蓋付円盤状のアルミニウム製のケースに入れて使用した。また、カドミウムカバーは、アルミニウムケースと同じ形状の厚さ1.0mmの蓋付円盤状ケースを用いた。

② 放射能の測定

$4\pi\beta - \gamma$ 同時計数装置を用いた絶対測定⁹⁾を行った。

③ 熱中性子束の算出

熱中性子束の算出は、以下の式により行った。本測定の場合、照射時の金箔による熱中性子束の減衰効果および放射能測定時の金箔の自己遮蔽効果を補正した。原子炉運転時の出力上昇および降下過程の出力補正是、中性子ビーム孔の熱中性子束測定で行ったと同じ方法で補正した。

$$\Phi_t = \frac{M \{ A_{Al} - (F_{cad}/F_{Al}) A_{cad} \}}{F \cdot G_{Al} \cdot g \sigma \cdot N_0 \cdot P_r \cdot P_f}$$

ここで、

Φ_t : 熱中性子束 ($n/cm^2/s$)

M : ^{198}Au の質量数 (196.9665)

A_{Al} : アルミニウムでカバーされた金箔の誘導飽和比放射能 (Bq/g)

A_{cad} : カドミウムでカバーされた金箔の誘導飽和比放射能 (Bq/g)

F_{cad} : 金箔検出器をカドミウムでカバーすることによる熱外中性子の共鳴吸収に対

する補正值 (1.01)

F_{A1} : 金箔検出器をアルミニウムでカバーすることによる熱外中性子の共鳴吸収に対する補正值 (1.00)

G_{A1} : アルミニウムカバーによって吸収される熱中性子に対する補正值 (0.997)

F : 金箔検出器による熱中性子束の減少、自己遮蔽端効果に関する補正值 (0.9649)

$g\sigma$: 中性子がマックスウェル分布をしているときの金の平均放射化断面積

g : 热中性子領域における放射化断面積の $1/v$ 則に関する非 $1/v$ 補正因子 (1.0053)

σ : 金の平均放射化断面積 (87.56 barn)

$$\sigma = \frac{\sqrt{\pi}}{2} \cdot \sigma_0$$

σ_0 : 中性子速度2200m/sのときの金の放射化断面積 (98.8 barn)

N_0 : アボガドロ数 (6.022×10^{23})

P_r : 原子炉出力比 (照射出力/定格出力)

P_f : 原子炉出力補正係数

5.2.2 測定結果

(1) 照射室内の熱中性子束および γ 線線量当量率分布

Fig. 5.2, Fig. 5.3に照射室内の熱中性子束および γ 線線量当量率分布を示す。照射室内の熱中性子束および γ 線線量当量率分布は、いずれもビーム孔中心軸に対して対称で、ビーム進行方向に対して熱中性子束および γ 線線量当量率の高い領域が広がっており、中性子ビームから外れた領域では、それらは2桁程度小さい。

(2) LiFコリメータ中心水平軸上の γ 線および熱中性子線量当量率

Fig. 5.4に、中性子ビーム孔出口に取り付けたLiFコリメータ中心水平方向の熱中性子束および γ 線の線量当量率分布を示す。LiFコリメータは、天然のLiFタイルを取り付けたアルミニウムケースの中心に、中心に直径20cmの穴があいた濃縮LiFシートを取り付けたもので、頭部以外の中性子被曝を避けるために用いるものである。このLiFコリメータ中心水平方向の熱中性子束の線量当量は、ビーム孔垂直中心軸に対してほぼ対称で、ビーム孔中心に γ 線および熱中性子のピークがある。熱中性子線量当量率は、中心からビーム孔の半径に等しい10cmまではほぼ一定で、ビーム孔を外れると約 $1/100$ に低下し、20cmの穴があいている⁶LiFコリメータの縁の所で最も低くなっている。そして、その外側から熱中性子束は再び上昇し、鉛プラグの外側に相当する中心から30cmの所で第2のピークとなり、その外側では、線量当量率は次第に低くなる。また、 γ 線線量当量率分布も熱中性子と同じような分布をしているが、ビーム孔を外れた所では熱中性子ほどの線量当量率の低下はない。線量当量率に第2のピークがあるのは、そこがLiFタイルの縁にあたるため、そこから中性子などが漏れ出ているためと考えられる。

(3) 人体模型各部の γ 線および熱中性子線量当量率と熱中性子束

Fig. 5.5に、人体模型各部の γ 線および熱中性子線量当量と熱中性子束を示す。人体模型頭部表面の熱中性子束は $1.1 \times 10^8 \text{n/cm}^2/\text{s}$ 、首で $8.3 \times 10^6 \text{n/cm}^2/\text{s}$ 、胸で $5.0 \times 10^5 \text{n/cm}^2/\text{s}$ で、これに対する熱中性子線量当量率はそれぞれ $3.2 \times 10^4 \text{ mSv/h}$ 、 $2.4 \times 10^2 \text{ mSv/h}$ 、 $1.4 \times 10^1 \text{ mSv/h}$ である。また、 γ 線線量当量率は、頭部表面で $1.8 \times 10^3 \text{ mSv/h}$ 、首で $2.4 \times 10^2 \text{ mSv/h}$ 、胸で $1.2 \times 10^2 \text{ mSv/h}$ となっている。人体模型が無い場合の人体模型頭部表面と同位置の γ 線線量当量率は $4.8 \times 10^2 \text{ mSv/h}$ で、人体模型がある場合の約 $1/3.8$ となっている。

5.3 TLDの熱中性子感度測定

γ 線と中性子が混在する場の γ 線線量当量率をTLDで評価する場合、TLDの熱中性子に対する感度を考慮する必要がある。このため、JRR-4リドタンク実験設備の気送管照射装置でTLD(UD-170L Be0素子)を照射し、TLDの熱中性子感度を測定した。また、JRR-2においても、中性子ビーム孔の特性測定時に同様の測定を行った。

5.3.1 測定方法

裸と ${}^6\text{LiF}$ フィルタの中に入れたTLDをJRR-4リドタンク実験設備の気送管照射装置で同時に照射し、両者の γ 線線量当量率の差からTLDの熱中性子感度を求めた。照射条件は、原子炉出力500kW、熱中性子束約 $7.1 \times 10^8 \text{n/cm}^2/\text{s}$ 、カドミウム比約1000、 γ 線線量当量率約4.2Sv/hである。また、JRR-2においては、中性子ビーム孔の特性測定時に裸と ${}^6\text{LiF}$ フィルタの中に入れたTLDを同一場所に配置し、JRR-4と同様な方法で熱中性子感度を求めた。中性子感度の測定にあたっては、 ${}^6\text{LiF}$ フィルタの中性子透過度を確認するため、フィルタの外側と内側に金線を取り付け、フィルタの中性子透過度を測定した。その結果、フィルタの内外の熱中性子束の差は $1/1000$ で、 ${}^6\text{LiF}$ フィルタは熱中性子を効率良く遮蔽することを確認した。

5.3.2 測定結果

Fig. 5.6に、JRR-4リドタンクの気送管照射装置で照射した裸のTLDと ${}^6\text{LiF}$ フィルタに入れたTLDの γ 線線量当量の比較を示す。また、Fig. 5.7に、JRR-4およびJRR-2中性子ビーム孔におけるTLDの熱中性子感度を示す。TLDの熱中性子感度は、Fig. 5.6に示したように、測定値に対して約40%の熱中性子感度を持っている。また、Fig. 5.7から、同じ熱中性子照射量に対しても、TLDの熱中性子感度はカドミウム比によって異なることが明らかになった。

5.4 単結晶ビスマスの中性子透過率測定

単結晶ビスマスの中性子透過率を、中性子ビーム孔に組み込む前に測定した。測定は、JRR-2に設置してある中性子回折装置を用いて行った。

5.4.1 測定方法

Fig. 5.8 に示すように、 $101\text{mm角} \times 104\text{mm}$ の単結晶ビスマスを中性子回析装置のビーム（中性子エネルギー 14.8meV 、中性子束 $1 \times 10^8 \text{n/cm}^2/\text{s}$ 、中性子ビーム孔 $1\text{cm} \times 3\text{cm}$ ）上にセットし、その時の中性子数 I と、単結晶ビスマスを取り除いた時の中性子数 I_0 を比較し、単結晶ビスマスの中性子の透過率を求めた。測定は、4 個のビスマス ($101\text{mm角} \times 104\text{mm}/\text{個}$) について直方体の各面 (a 面～e 面) から対面方向の中性子透過率を測定し、各測定面の中性子透過率を比較した。

5.4.2 測定結果

Table 5.1 に測定結果を示す。4 個のビスマスブロックの全測定面 (24点) の平均中性子透過率は 57% であった。この値を結晶成長方向 ($e \rightarrow f$) の平均中性子透過率 61% と比較すると、結晶成長方向の中性子透過率の方が平均中性子透過率より 4 % 程度良くなっている。しかし、個々のビスマスブロックについてみると、結晶成長方向の中性子透過率が他の方向より大きいのは 4 個のうちの 1 個のみで、必ずしも結晶成長方向の中性子透過率が良いとは言えない。しかし、結晶成長方向と反対方向 ($f \rightarrow e$) の平均中性子透過率を比較すると、いずれも 3 % 程結晶成長方向の方が高くなっている。この結果から、単結晶ビスマスの中性子ビーム孔への組み込みに際しては、結晶成長方向に沿って中性子が通過するよう e 面が炉心側になるように組み込んだ。また、単結晶ビスマスを 2 個重ねた場合 (ブロック 3 及び 4) の結晶成長方向の中性子透過率も測定した。その結果、この場合の中性子透過率は 35% であり、個々に測定した中性子透過率の積とほぼ一致する結果が得られた。

5.5 金線および金箔の自己吸収係数測定

医療照射時の照射時間を決定したり、患部の熱中性子照射量を測定するため、太さ 0.5mm または 0.25mm の金線が用いられ、金線の自己遮蔽効果を補正した熱中性子束が求められる。このため、太さ 0.5mm と 0.25mm の金線の自己吸収係数を、実験的手法により測定した。また、特性測定等に用いる厚さ 0.01mm の金箔の自己吸収係数についても同手法で測定した。

5.5.1 測定方法

太さ 0.5mm および 0.25mm 、長さ 20cm の金線を渦巻状に巻いた金線と、大きさ 1cm角 、厚さ 0.01mm の金箔を医療照射用中性子ビーム孔出口で照射し、金線および金箔の溶解前後の放射能を測定し、両者の放射能からそれぞれの自己吸収係数を求めた。ただし、溶液中の γ 線の自己吸収は無視した。また、照射場の熱中性子束分布を太さ 0.5mm の金線を用いて測定した。金線等の放射能は、ウエル型高効率 Na I (T 1) 検出器で測定した。また、比較のため、それらの一部を高純度半導体検出器を用いて測定した。測定時の金線および金箔の配置を Fig. 5.9 に示す。

5.5.2 測定結果

Table 5.2 に、金線および金箔の自己吸収係数を示す。また、Table 5.3 に中性子ビーム孔出口の熱中性子束分布を、Table 5.4 に金線と金箔の照射直後の単位重量あたりの放射能の比較を

Table 5.1 Neutron Penetration Rate on Single Crystal Bismuth

測定面	中性子透過率 (%)				
	ピスマスブロック番号				
	1	2	3	4	3+4
a → c	59.9	58.4	61.1	54.9	—
c → a	57.2	56.9	61.6	53.8	—
b → d	55.7	58.3	52.3	51.5	—
d → b	55.4	61.0	48.1	52.7	—
e → f	58.0	59.6	62.6	62.0	34.9
f → e	55.0	56.4	60.0	59.8	—

Table 5.2 Self Shielding Factor on Gold Wire and Gold Foil

試料		測定日	
		平成2年7月23日	平成3年3月1日
金箔	10mm角×0.01mm	—	1.2%
金線	太さ 0.25mm×10mm	—	2.1%
	太さ 0.5mm ×10mm	5.2%	—

Table 5.3 Thermal Neutron Flux at Outlet of Neutron Beam Tube

金線の測定個所	No.	放射能 (Bq/mg)	平均値に対する比率
金線の切断長さは1cm 上 7 6 左 8 右 100mm角 9 1 2 3 下	1	17.9	1.0
	2	18.0	1.006
	3	18.0	1.006
	4	18.6	1.039
	5	17.9	1.0
	6	17.2	0.961
	7	17.7	0.989
	8	17.5	0.978
	9	17.9	1.0
	平均	17.9	—

Table 5.4 Comparison of Specific Activities between Gold Wire and Gold Foil

試 料	測 定 者	平成2年7月23日測定		平成3年3月1日測定	
		放射能(Bq/mg)	相対比率	放射能(Bq/mg)	相対比率
金箔 10mm角x0.01mm	研究炉利用課	139.1	1.0	25.0	1.0
	計量技術課	—	—	23.3	0.932
金線 太さ0.25mmx10mm	計量技術課	—	—	23.1	0.924
	計量技術課	105.6	0.759	21.0	0.84
	研究炉利用課	100.5	0.723	—	—

注) 計量技術課測定の金線の放射能は自己吸収補正後の値

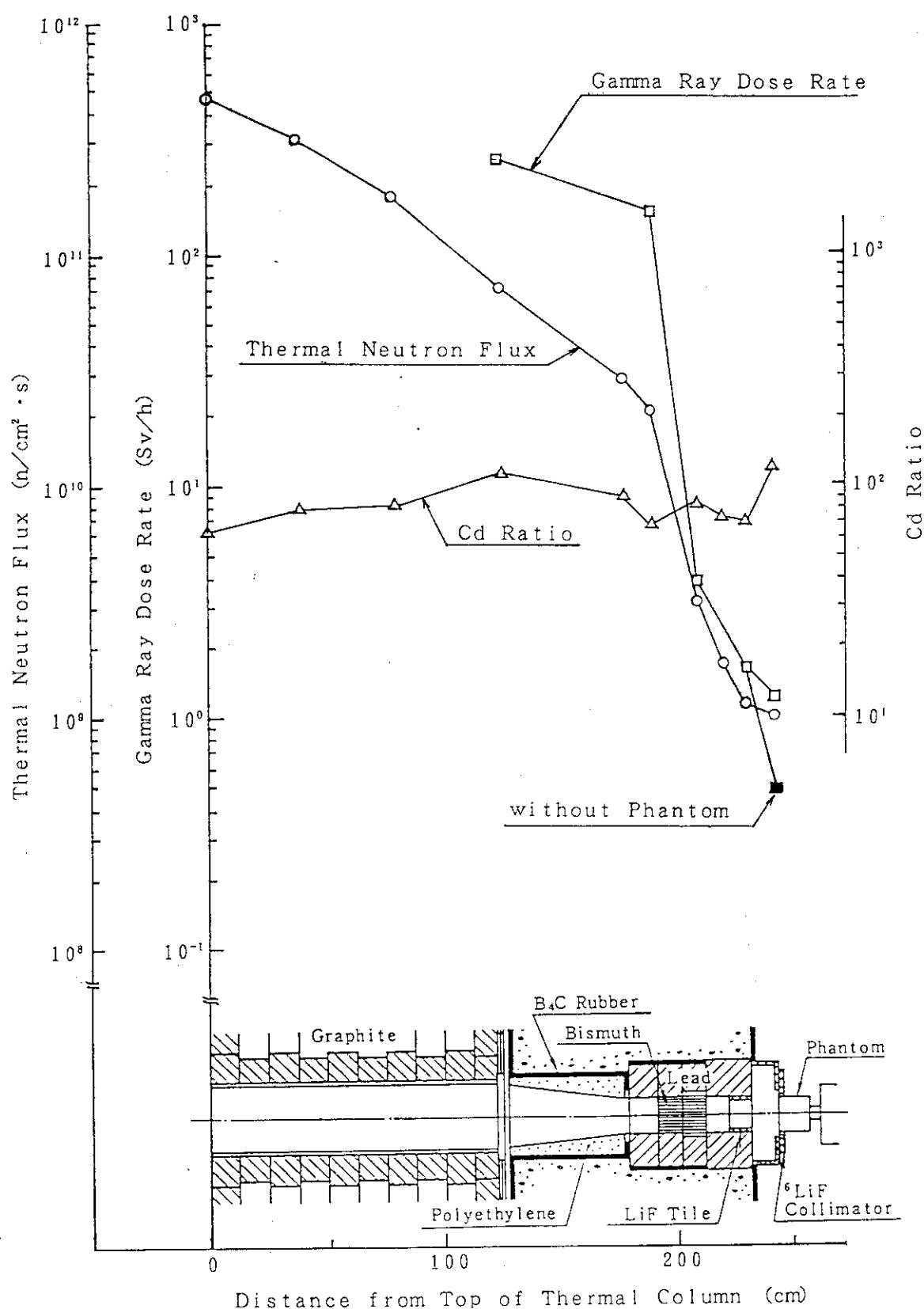


Fig. 5.1 Thermal Neutron Flux, Cadmium Ratio and Gamma-Ray Dose Rate in the Thermal Column

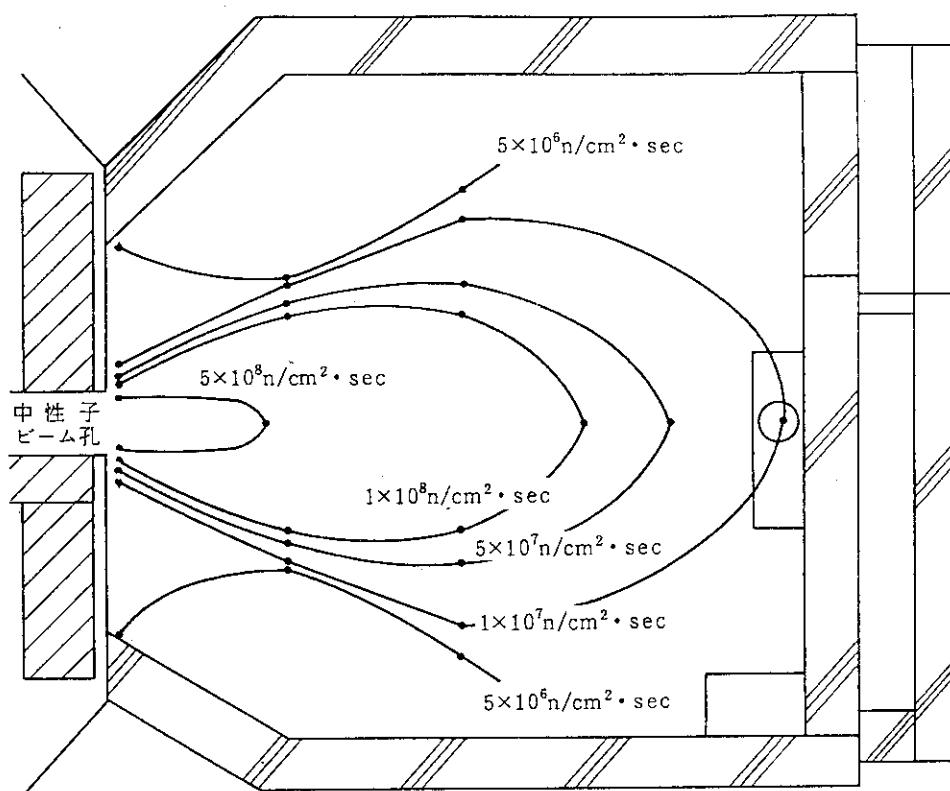


Fig. 5.2 Thermal Neutron Flux Distribution
in the Irradiation Room

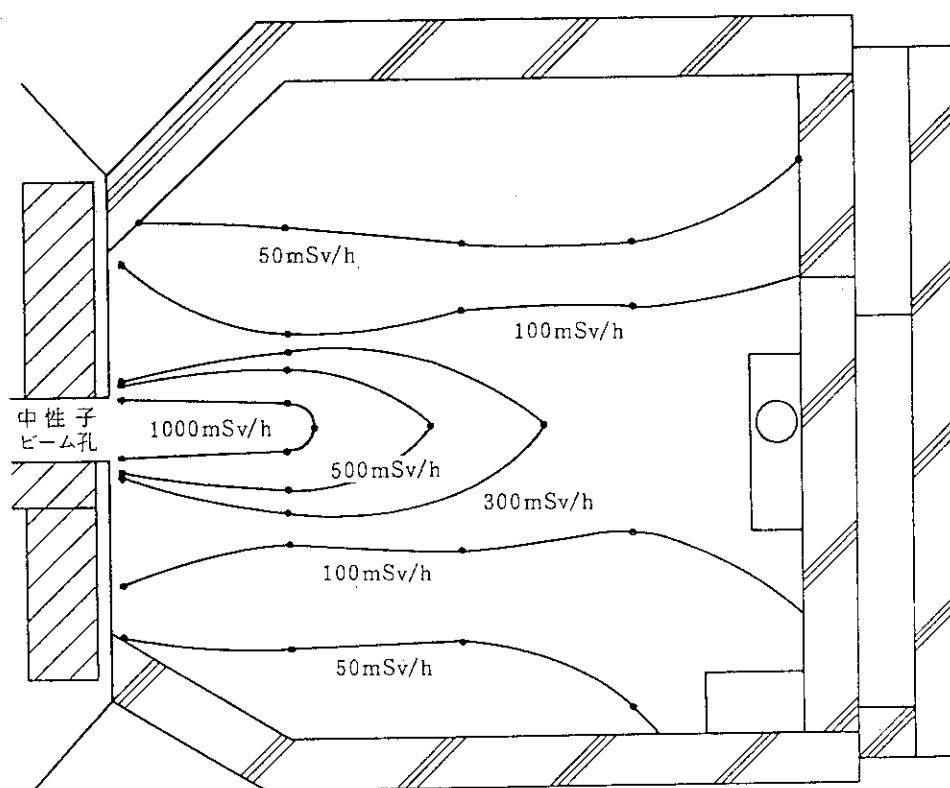


Fig. 5.3 Gamma-Ray Dose Rate Distribution
in the Irradiation Room

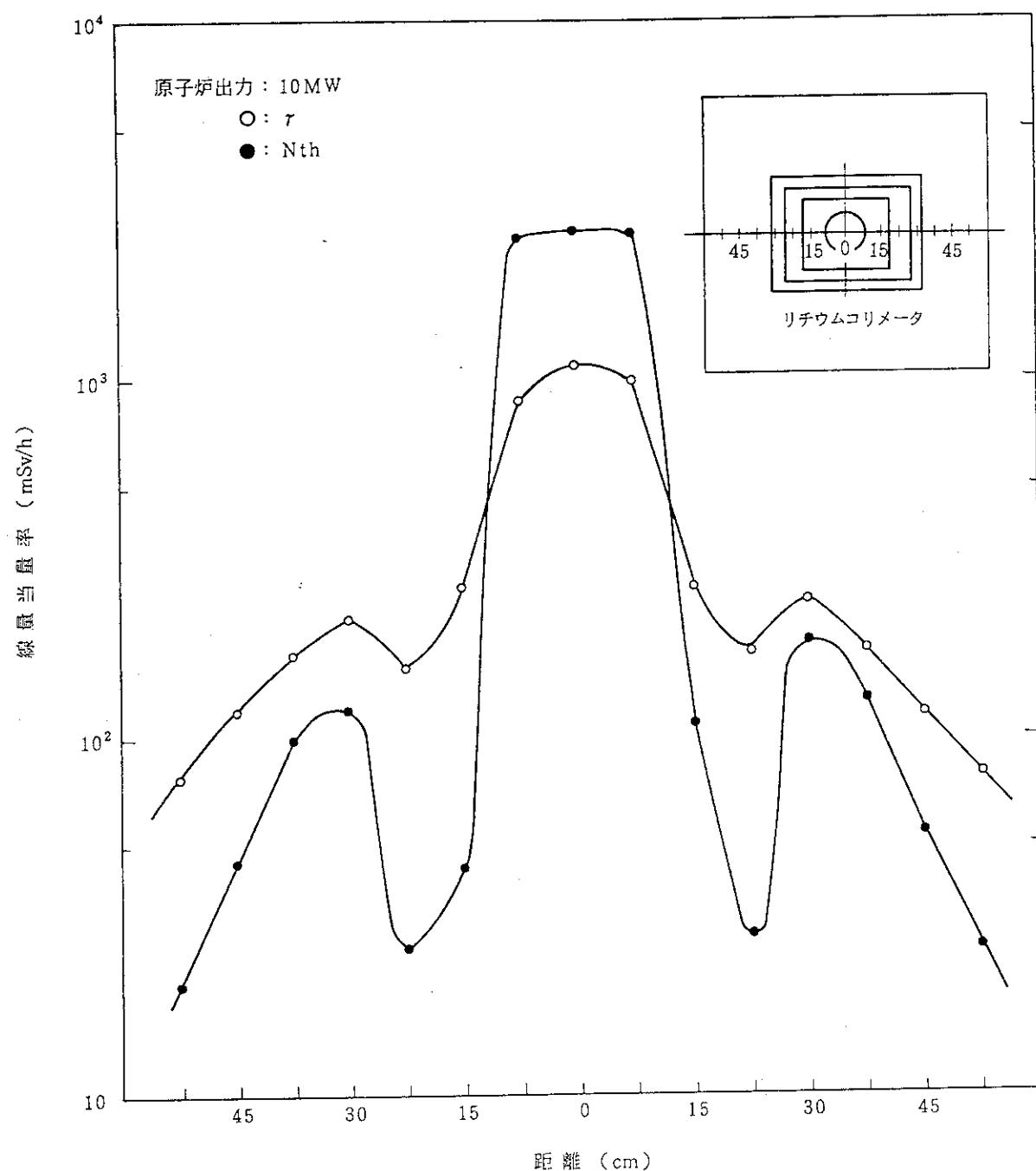
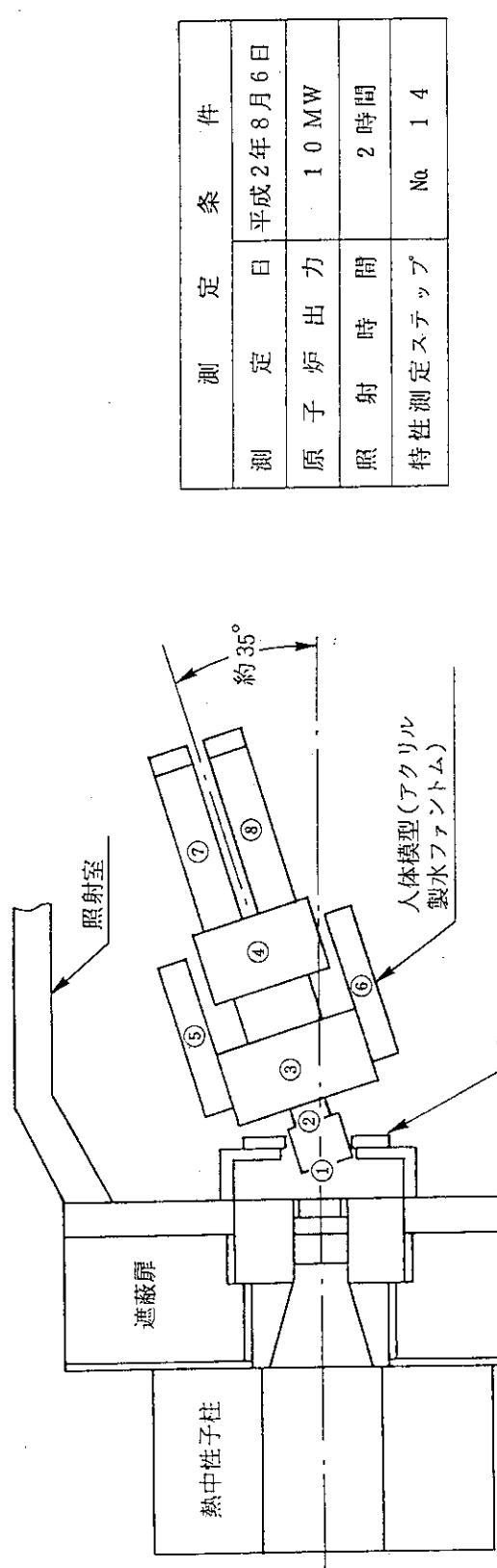


Fig. 5.4 Thermal Neutron Flux and Gamma-Ray Dose Rate at Center Line of LiF Collimator



項目	単位	測定点						
		1	2	3	4	5	6	7
γ 線量当量率	mSv/h	1.8×10^3	2.4×10^2	1.2×10^2	2.8×10	7.0×10	3.7×10	1.3×10
熱中性子線量当量率	mSv/h	3.2×10^4	2.4×10^2	1.4×10	6.9	2.8×10	6.3	2.5
熱中性子線束	n/cm ² /s	1.1×10^9	8.3×10^6	5.0×10^5	2.4×10^5	9.8×10^5	2.2×10^5	8.8×10^4
								8.0×10^4

注) 人体模型が無い場合の ${}^6\text{LiF}$ コリメータの表面中心位置の γ 線量当量率は 480mSv/h (特性測定ステップ No. 15)

Fig. 5.5 Gamma-Ray and Thermal Neutron Dose Rate, and Thermal Neutron Fluxes at Phantom Experiment

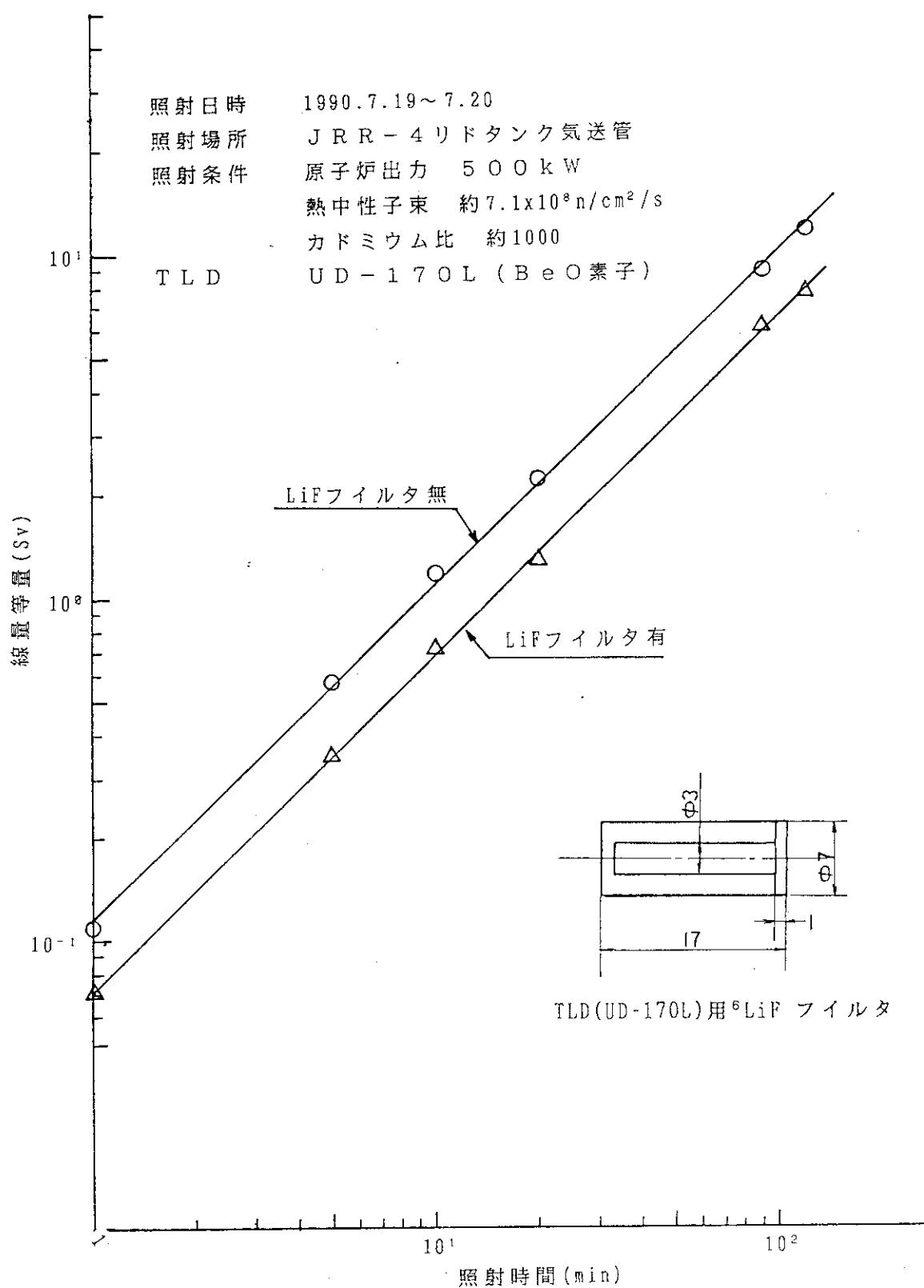


Fig. 5.6 Comparison of the Gamma-Ray Dose Rate between Covered and Uncovered TLD(UD-170L BeO) with ⁶LiF Filter

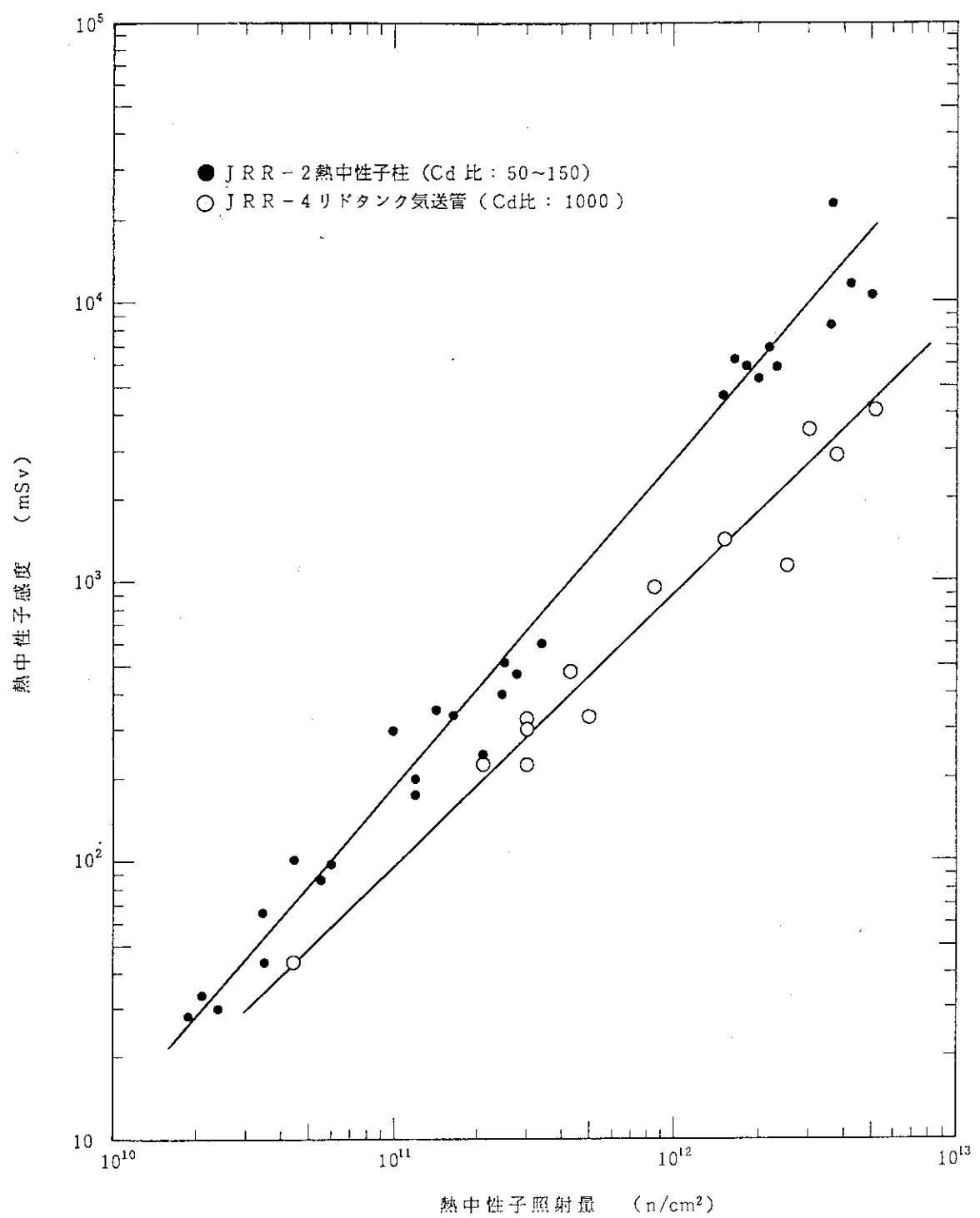


Fig. 5.7 Thermal Neutron Sensitivity of TLD (UD-170L BeO)

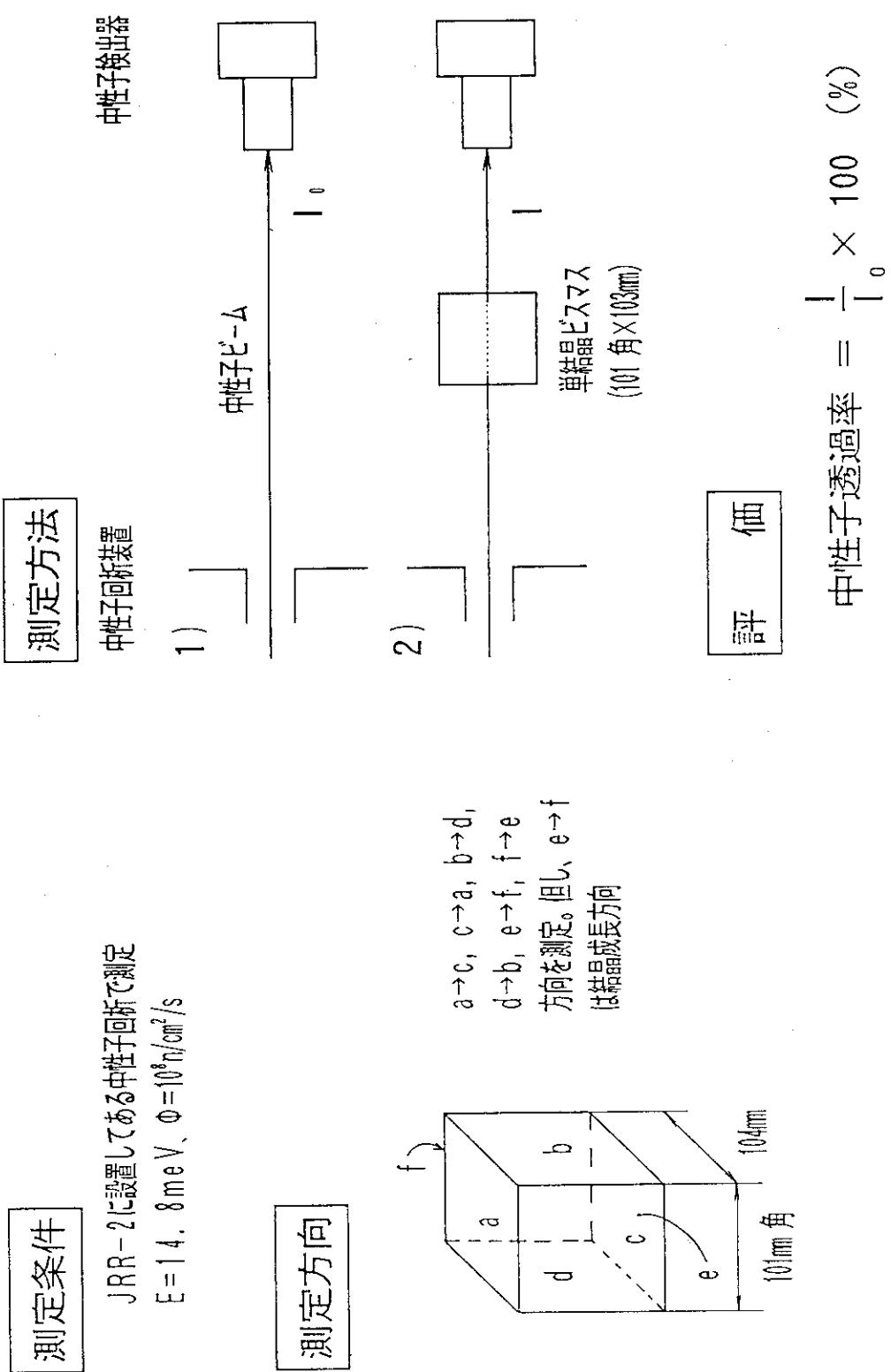


Fig. 5.8 Experimental Arrangement for Neutron Penetration Rate Measurements of Single Crystal Bismuth

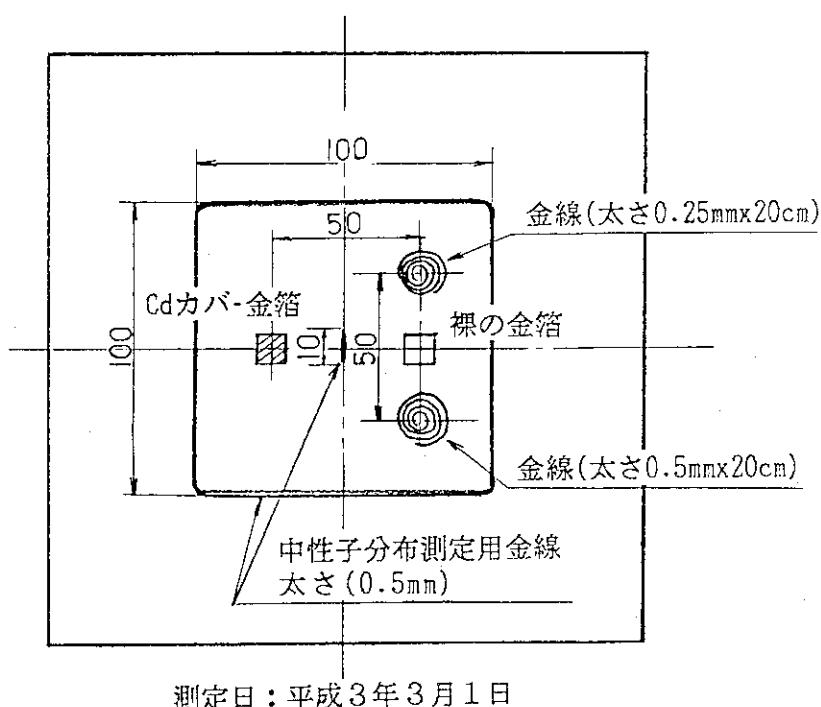
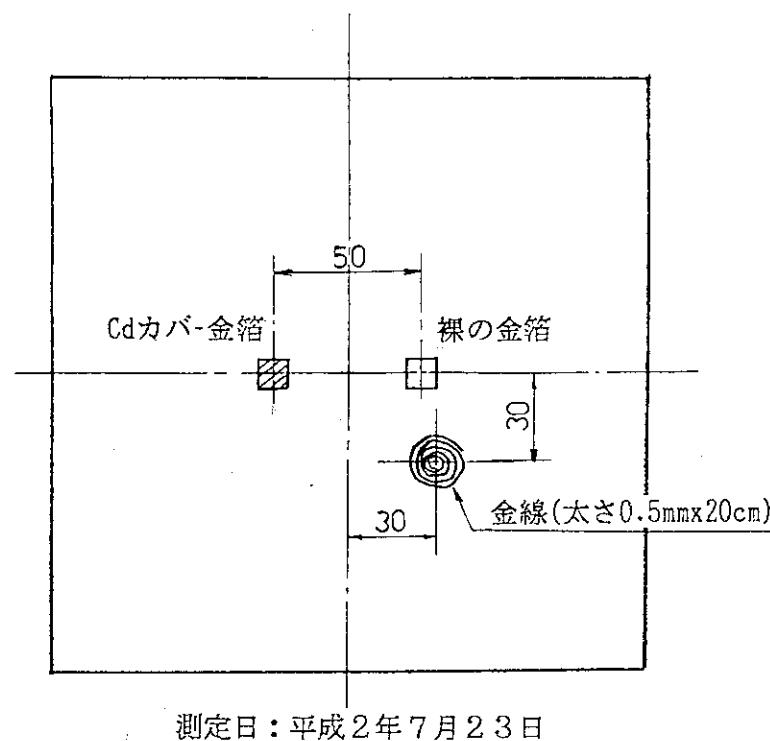


Fig. 5.9 Experimental Arrangement of Gold Wires and Gold Foils for Self Shielding Factor Measurement

6. 医療照射

以下に、JRR-2における第1例目の医療照射の実施概要と放射線管理の結果を示す。

6.1 実施概要

Table 6.1に、平成2年8月10日（金）に実施された第1例目の医療照射の実施概要を示す。患者は、右側頭部に脳腫瘍のある43才の日本人女性で、腫瘍の位置の関係から椅子に座った状態で照射された。照射時間は、原子炉出力10MWで4時間30分であった。Table 6.2に医療照射の実施工程を、Fig. 6.1に、照射時の医療機器の配置を示す。

6.2 医療照射時の放射線管理

(1) 患者の各部位の熱中性子束および γ 線線量当量率

Table 6.3に、患者の各部位の熱中性子束および γ 線線量当量率を示す。ここで、脳表面の熱中性子束は脳表面に取り付けた金線による値、その他は全身被曝線量当量測定のために取り付けた金箔による測定値である。脳表面の熱中性子束は、 $1.0 \times 10^9 \text{n/cm}^2/\text{s}$ で、全照射量として約 $2 \times 10^{13} \text{n/cm}^2$ の熱中性子が照射されている。また、 γ 線線量当量率は、脳表面については10MW到達30分後に取り出したTLD (Be0素子)による値で、その他は金箔と同位置に取り付けたTLD (Be0素子)による値である。

(2) 医療照射中の照射室内的 γ 線および中性子線量当量率並びにアルゴンガス濃度

医療照射中の照射室内的 γ 線および中性子線量当量率を、照射室内に設置してある γ 線モニタと中性子モニタで測定した。また、キャスクプロア (AP-3) により照射室の局所排気を行い、照射室内的アルゴンガス濃度をルームガスモニタで測定した。その結果、医療照射中の照射室内的 γ 線線量当量率は 28mSv/h 、中性子線量当量率は $7 \times 10^4 \mu\text{Sv/h}$ 、アルゴンガス濃度は $2.8 \times 10^{-2} \text{Bq/cm}^3$ であり、アルゴンガス濃度は法規制値の約1/5であった。ただし、患者は照射中、照射室外からの酸素吸入によって呼吸しているので、照射室内空気が患者の呼吸気とはなっていない。

(3) 照射室周辺の γ 線および中性子線量当量率

Fig. 6.2に医療照射時の照射室外壁の γ 線および中性子線量当量率を、Fig. 6.3に医療照射時の照射室周辺の γ 線線量当量率を示す。

Fig. 6.2から、照射室正面の γ 線等の線量当量率は γ 線で $20 \mu\text{Sv/h}$ 以下、熱中性子で $7 \mu\text{Sv/h}$ 以下、速中性子で $50 \mu\text{Sv/h}$ 以下であったが、左右の側壁と炉壁の接続面および天井と大扉の合わせ面に線量当量率の高い個所がみられた。このため、この一部の区域を原子炉運転中立入制限区域とした。医療照射中、麻酔医が常時監視のため待機するトラックエアロック付近の γ 線線量当量率は、Fig. 6.3に示すように $10 \mu\text{Sv/h}$ であった。

(4) 医療照射時の管理区域周辺の γ 線線量当量率

Fig. 6. 4 に、医療照射時の管理区域周辺の γ 線線量当量率を示す。医療照射時の管理区域周辺の γ 線線量当量率は、炉室外壁で最大 $1 \mu\text{Sv}/\text{h}$ 、トラックエアロック外側で最大 $0.6 \mu\text{Sv}/\text{h}$ であった。

(5) 原子炉停止後の照射室内の γ 線線量当量率の変化

Fig. 6. 5 に、原子炉停止後の照射室内の γ 線線量当量率の変化を示す。これは、第1例目の医療照射時のもので、照射室内の天井に取り付けてある γ 線モニタによって測定したものである。照射室内の γ 線線量当量率は、医療照射中が約 $28 \text{mSv}/\text{h}$ で、原子炉停止とともにそれは低下し、放射線管理課員が線量当量率測定のため小扉から入室した原子炉停止 6 分後では $0.5 \text{mSv}/\text{h}$ であった。その後、大扉の取外し作業を原子炉停止 7 分後から開始し、患者を原子炉停止 25 分後に照射室から搬出した。

(6) 医療チームの被曝線量当量

医療チームの被曝管理は、それぞれを放射線業務従事者とし、フィルムバッチで被曝管理を行った。医療チームが実施した主な放射線作業は、①照射室への患者のセッティング、②照射中の麻酔機器の監視、③照射後の患者の搬出である。これらの作業における推定被曝線量当量は、①で約 $10 \mu\text{Sv}$ 、②で約 $45 \mu\text{Sv}$ 、③で約 $20 \mu\text{Sv}$ で、①から③の作業を通して行った麻酔医で最大約 $75 \mu\text{Sv}$ の被曝と推定された。しかし、フィルムバッチによる被曝線量当量は全員検出限界 (0.2mSv) 以下であった。

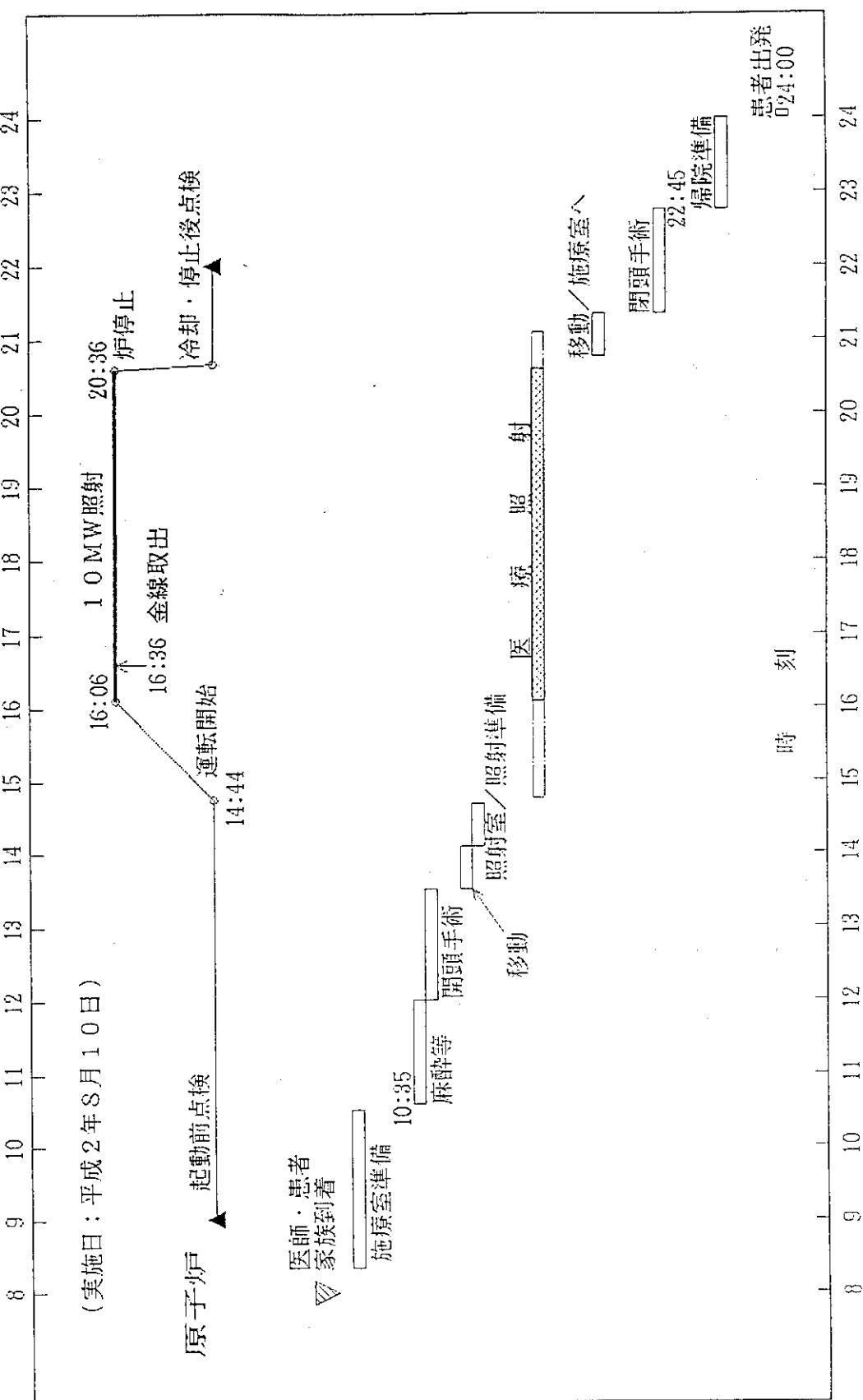
Table 6.1 Outline of First BNCT Treatment at JRR-2

実 施 日	平成 2 年 8 月 10 日
患 者	日本人女性 43 才
患 部	右側頭部の脳腫瘍
照 射 時 間	4 時 間 30 分
熱中性子照射量 (脳表面)	$1.8 \times 10^{13} n/cm^2$
照 射 状 態	椅子に座った状態

Table 6.3 Thermal Neutron Flux and Gamma-Ray Dose Rate on Patient

部 位	第 1 例	
	熱中性子束 ($n/cm^2 \cdot s$)	γ 線線量当量率 (mSv/h)
脳表面	1.0×10^9	781
首下	9.6×10^5	99
胸	1.3×10^6	78
腹	1.1×10^6	62
左肩	1.4×10^5	41
右肩	2.2×10^6	162
左ヒザ	1.7×10^5	21
右ヒザ	2.2×10^6	53

Table 6.2 Process of First BNCT Treatment at JRR-2



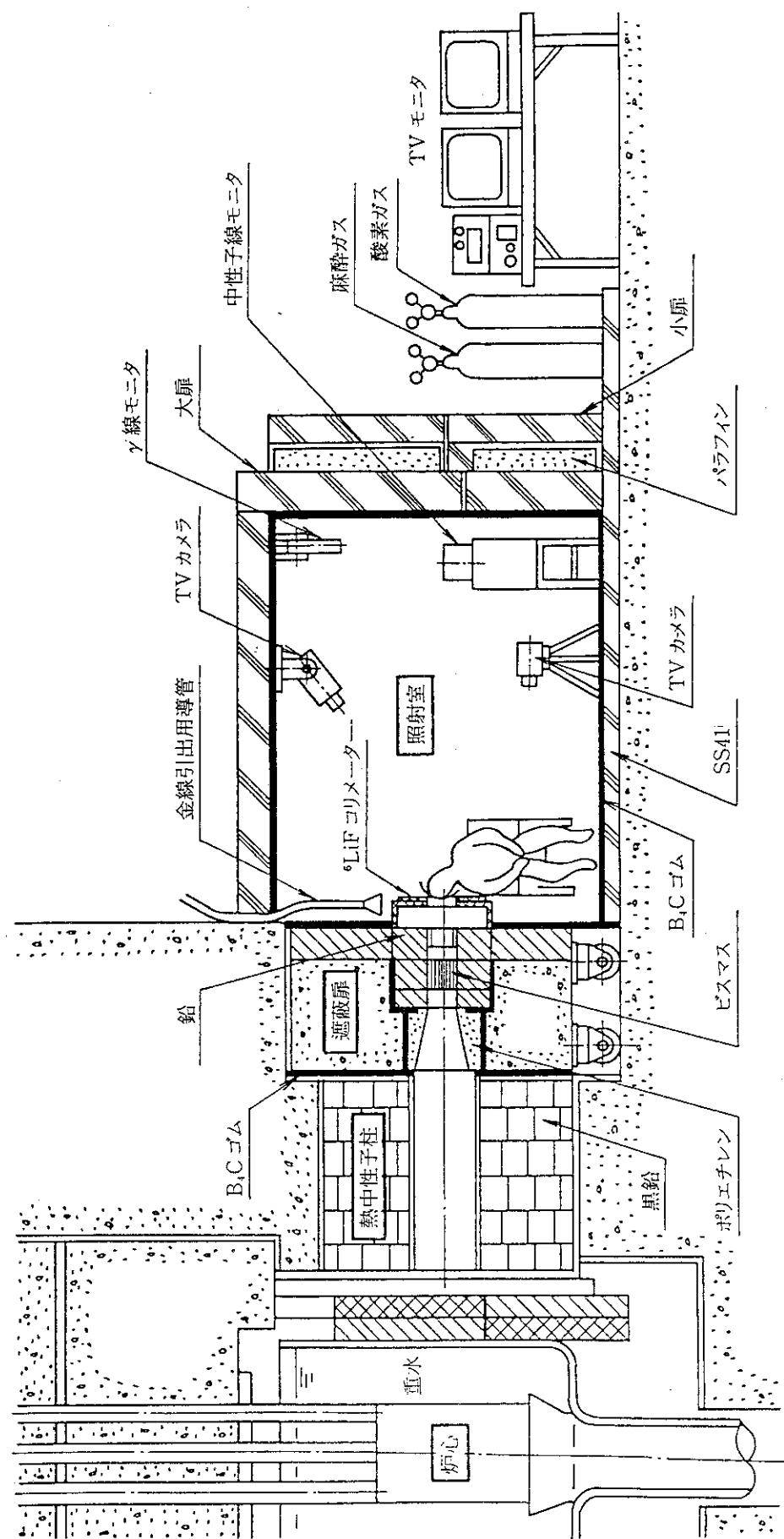


Fig. 6.1 Arrangement of Medical Equipments at First BNCT Treatment

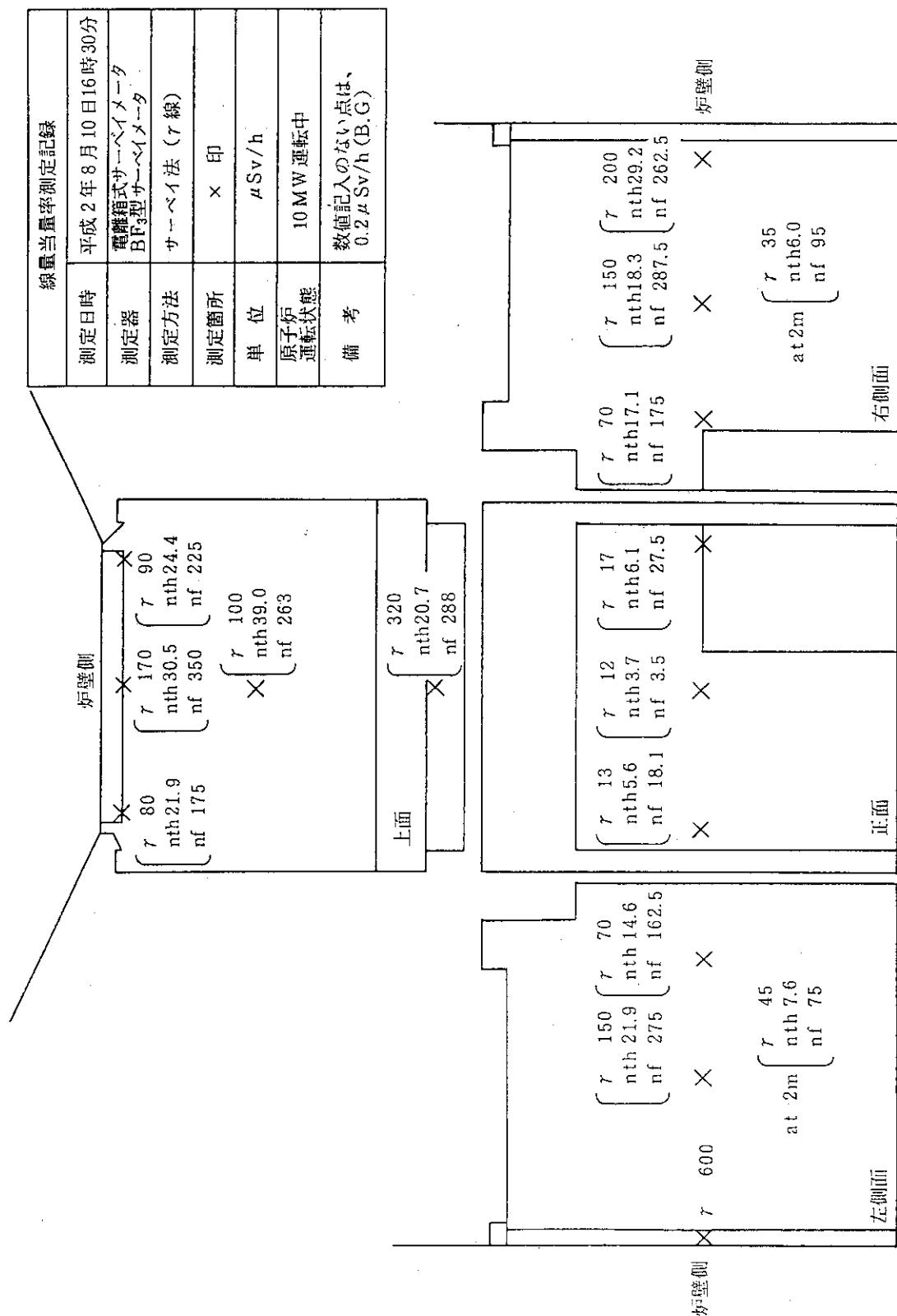


Fig. 6.2 Gamma-Ray, Fast and Thermal Neutron Dose Rate Outside of Irradiation Room at First BNCT Treatment

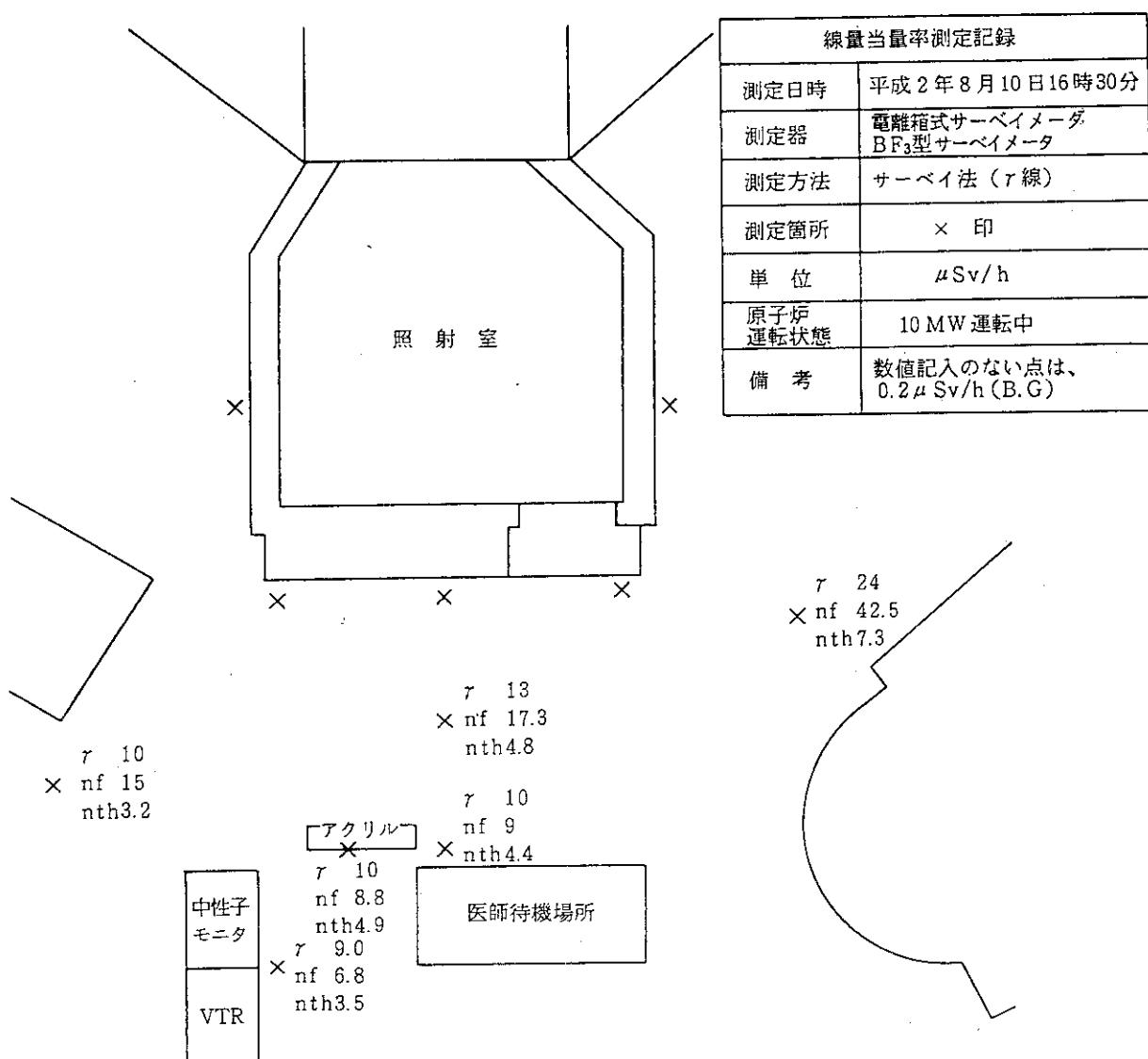


Fig. 6.3 Gamma-Ray Dose Rate around the Irradiation Room at First BNCT Treatment

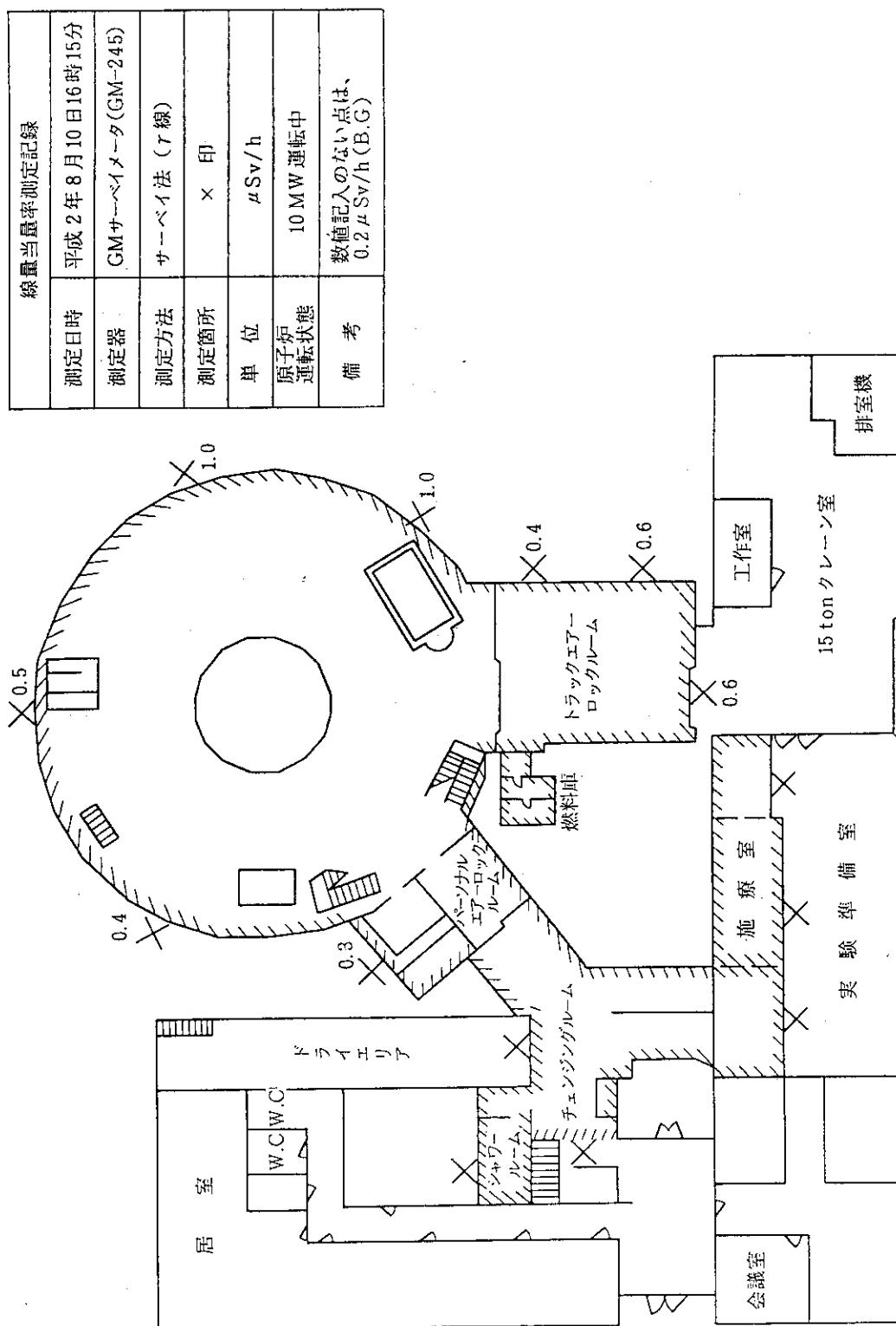


Fig. 6.4 Gamma-Ray Dose Rate Outside of Reactor Building
at First BNCT Treatment

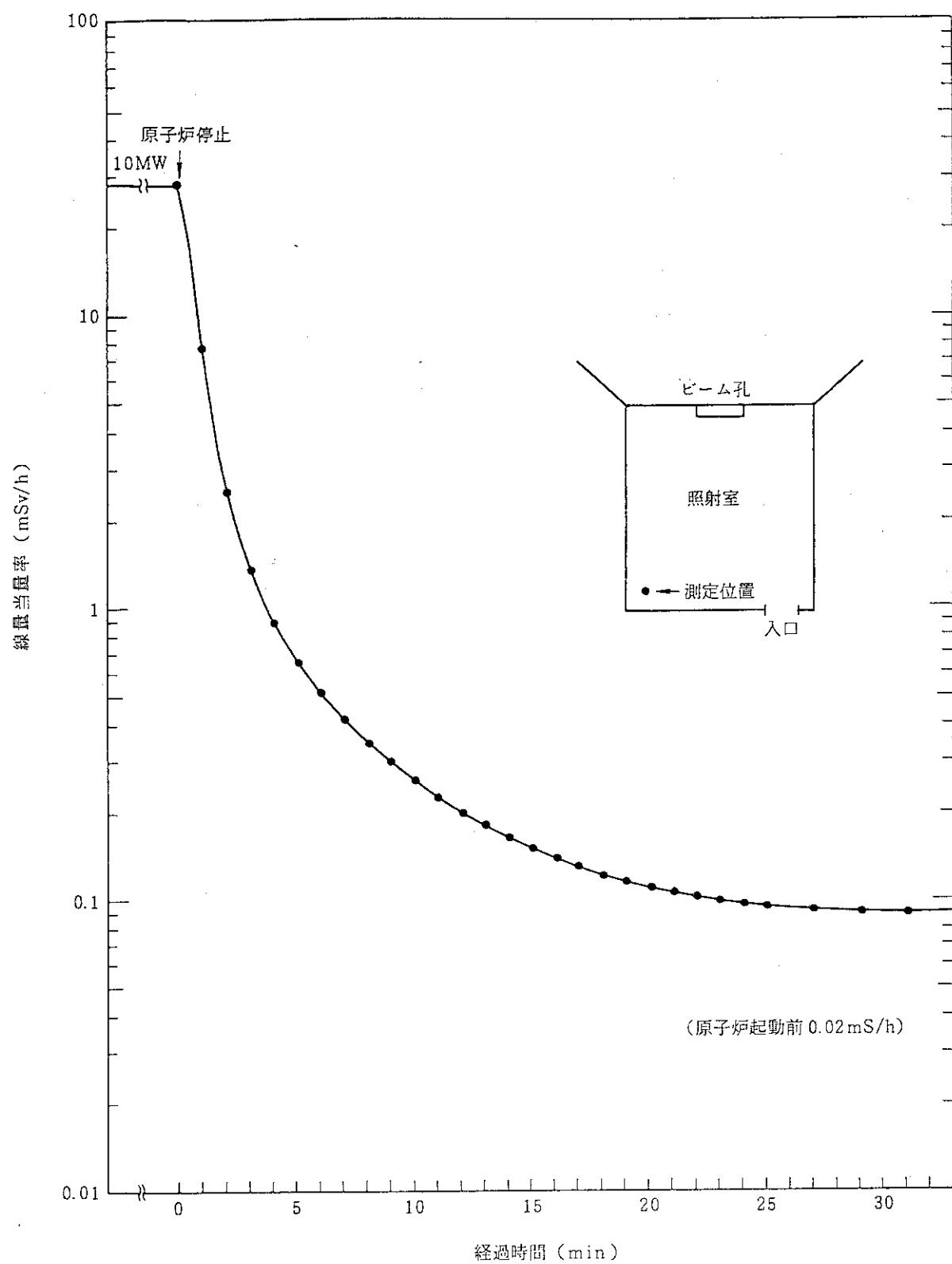


Fig. 6.5 Change of Gamma-Ray Dose Rate in the Irradiation Room after Reactor Shut-Down

7.まとめ

JRR-2の熱中性子柱を改造して、中性子医療照射設備を設置した。当初計画では、中性子ビーム孔にシャッタを設け、連続運転を中断することなく医療照射を行えるよう計画した。しかし、改造に先だって行われた特性測定で、予期した値の1/10程度の熱中性子束しか得られないことが明らかとなった。熱中性子束を高めるため、熱中性子柱に挿入されていた黒鉛を全て引き抜くこととした。しかし同時に γ 線も高くなり、当初計画したシャッタを放棄せざるを得なくなるなど、中性子ビーム孔の構成を全面的に見直す必要が生じた。このため、照射条件を達成すべく遮蔽体の配置等を変えた特性測定を数多く行い、中性子ビーム孔の最適構成を求めた。中性子を減らさず、 γ 線をいかに抑制するかが改造のポイントであった。以下の対策により、照射条件を達成することができた。

- ① ビスマス遮蔽体の厚さを2倍に増加し、炉心からの直接 γ 線を減少した。
- ② ビスマス遮蔽体を中性子ビーム孔出口側に後退させ、 γ 線の遮蔽効果を改善した。
- ③ 遮蔽扉の内外面にB₄Cゴムを張り、構造材料からの2次 γ 線の発生を抑制した。
- ④ 中性子ビーム孔出口内面にLiFタイルを張り、出口部の2次 γ 線の発生を抑制した。
- ⑤ ポリエチレンコリメータの設置により、キャビティ部における中性子の減衰を緩和し、カドミウム比を改善した。

その結果、当初予定から若干遅れたが、JRR-2で第1例目の医療照射を8月10日に実施することができ、照射は無事終了した。

8. 結論

原研での医療照射の緊急の要望に応え、JRR-2の熱中性子柱を改造して脳腫瘍の治療を目的とする医療照射設備を設置し、目標とした照射条件を達成することができた。中性子を減らさず、 γ 線を抑制することが照射条件達成の課題であった。このため、中性子ビーム孔の構成に改良を加えつつ数多くの特性測定を行い、中性子ビーム孔の最終構成を決定した。

設置以来今日まで、すでに6例の医療照射が行われた。本設備により、今後の医療照射研究の進展が期待されている。今後医療照射を継続していく上で、中性子束の同時測定等関連測定技術の向上を図っていくことが必要である。

謝辞

JRR-2に医療照射設備を設置するにあたり、遮蔽設計の面から遮蔽研究室 笹本宣雄主任研究員に御協力をいただいた。武藏工業大学 相沢乙彦教授、京都大学 宇津呂雄彦教授、神田啓治助教授、上野陽里原子炉医療基礎研究施設長、吉林 徹講師、帝京大学 畠中 担教授には医療照射設備の設置にあたり貴重なアドバイスをいただいた。東京大学原子力研究総合センター東海分室 伊藤泰男助教授には大学開放研が所管する実験計画の調整をしていただくとともに、医療照射全般にわたり貴重な御意見をいただいた。JRR-2の運転関係者には数多くの特性測定運転を実施していただいた。固体物理第3研究室 皆川宣明氏には単結晶ビスマスの中性子透過率の測定等について御協力をいただいた。ラジオアイソトープ部計量技術課の方々には金箔および金線の放射能測定について全面的に御協力をいただいた。科学技術庁に対する手続きについては安全管理室、利用者との責任分担等に係わる契約については業務第2課および企画室の全面的協力実施をいただいた。

本医療照射設備の設置は、研究炉利用課、JRR-2管理課、研究炉技術開発室、放射線管理第2課、線量計測課、施設第1課の各課室からなるプロジェクトで実施した。

最後になったが、本医療照射の総括、とりまとめをしてくださった白井研究炉次長、側面からの支援をいただいた神原研究炉次長、また、何度か挫折しそうになった折に、川崎研究炉部長には貴重な助言、指示とはげましをいただいた。JRR-2の医療照射設備を驚異的な短期間で整備し、医師、患者等の要請に応えられたことはこれらの方々の御協力があって初めて完遂したもので、ここに深く感謝の意を表します。また、本報告をまとめるにあたって貴重なアドバイスをいただいた高橋研究炉利用課長、白井研究炉次長に感謝いたします。

8. 結 論

原研での医療照射の緊急の要望に応え、JRR-2の熱中性子柱を改造して脳腫瘍の治療を目的とする医療照射設備を設置し、目標とした照射条件を達成することができた。中性子を減らさず、 γ 線を抑制することが照射条件達成の課題であった。このため、中性子ビーム孔の構成に改良を加えつつ数多くの特性測定を行い、中性子ビーム孔の最終構成を決定した。

設置以来今日まで、すでに6例の医療照射が行われた。本設備により、今後の医療照射研究の進展が期待されている。今後医療照射を継続していく上で、中性子束の同時測定等関連測定技術の向上を図っていくことが必要である。

謝 辞

JRR-2に医療照射設備を設置するにあたり、遮蔽設計の面から遮蔽研究室 笹本宣雄主任研究員に御協力をいただいた。武藏工業大学 相沢乙彦教授、京都大学 宇津呂雄彦教授、神田啓治助教授、上野陽里原子炉医療基礎研究施設長、古林 徹講師、帝京大学 畠中 担教授には医療照射設備の設置にあたり貴重なアドバイスをいただいた。東京大学原子力研究総合センター 東海分室 伊藤泰男助教授には大学開放研が所管する実験計画の調整をしていただくとともに、医療照射全般にわたり貴重な御意見をいただいた。JRR-2の運転関係者には数多くの特性測定運転を実施していただいた。固体物理第3研究室 皆川宣明氏には単結晶ビスマスの中性子透過率の測定等について御協力をいただいた。ラジオアイソトープ部計量技術課の方々には金箔および金線の放射能測定について全面的に御協力をいただいた。科学技術庁に対する手続きについても安全管理室、利用者との責任分担等に係わる契約については業務第2課および企画室の全面的協力実施をいただいた。

本医療照射設備の設置は、研究炉利用課、JRR-2管理課、研究炉技術開発室、放射線管理第2課、線量計測課、施設第1課の各課室からなるプロジェクトで実施した。

最後になったが、本医療照射の総括、とりまとめをしてくださった白井研究炉次長、側面からの支援をいただいた神原研究炉次長、また、何度か挫折しそうになった折に、川崎研究炉部長には貴重な助言、指示とほげましをいただいた。JRR-2の医療照射設備を驚異的な短期間で整備し、医師、患者等の要請に応えられたことはこれらの方々の御協力があって初めて完遂したもので、ここに深く感謝の意を表します。また、本報告をまとめるにあたって貴重なアドバイスをいただいた高橋研究炉利用課長、白井研究炉次長に感謝いたします。

参考文献

- 1) 畠中 担, 瀬戸輝一; “低速中性子捕捉療法”, 日本臨床, 第46巻, 1988年増刊号
- 2) OTOHIKO AIZAWA, et al.; "REMODELING AND DOSIMETRY ON THE NEUTRON IRRADIATION FACILITY OF THE MUSASHI INSTITUTE OF TECHNOLOGY REACTOR FOR BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY", NUCLEAR TECHNOLOGY VOL. 48, MID-APR. 1980
- 3) 畠中 担; “腫瘍の原子炉治療の現状”, Isotope News, 1989年7月号
- 4) 古林 徹, 神田啓治, 藤原秀介; “中性子捕捉療法における効果的な熱中性子コリメーション”, 京都大学原子炉実験所第24回学術講演会講演要旨集別冊, 1990年1月25日
- 5) TETUO MATUMOTO, et al.; "DEVELOPMENT OF DOSE MEASURING SYSTEM FOR BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY", 武藏工業大学原子炉研究所昭和61年度研究・管理報告, 通巻12号, 昭和62年6月
- 6) 皆川宣明, 宇田川昂; “炭化ホウ素・SBR混合中性子遮蔽材の開発”, JAERI-M 7016, 1977年2月
- 7) 河西明男; “原子炉放射線遮蔽用ゴムの開発と耐放射線性”, 応用放射線化学シンポジウム講演要旨集, 平成3年1月17日
- 8) JRR-2建設室; “JRR-2の概要とその安全対策”, JAERI 6003, 1961年8月
- 9) 浅野芳裕, 吉田 真; 保健物理 Vol. 19 No. 4 pp. 341-347(1984)