

ホウ素中性子捕捉療法の照射場における
線質弁別可能な放射線計測技術の開発

松林 錦

目次

第1章 序論	1
1.1 はじめに	1
1.2 BNCT 治療の概要	2
1.3 中性子照射システム	5
1.4 線量評価手法	7
1.4.1 放射線治療における線量評価手法	7
1.4.2 BNCT における線量評価手法	8
1.4.3 線量導出過程	11
1.5 品質保証・品質管理	13
1.6 本研究の目的	15
第2章 線質弁別可能な中性子モニタリングシステムの開発	17
2.1 序論	17
2.2 全身被ばく量評価のためのリアルタイム中性子検出器	20
2.2.1 概要	20
2.2.2 照射試験	20
2.2.3 リアルタイム中性子検出器	23
2.2.4 結果・考察	27
2.3 LiCAF シンチレータの校正試験	30
2.3.1 概要	30
2.3.2 校正試験	30
2.3.3 放射化法	35
2.3.4 結果・考察	35
2.4 線質弁別評価システム	36

2.4.1	概要	36
2.4.2	入射中性子スペクトルの導出	36
2.4.3	線質弁別評価システム	39
2.4.4	ファントム内部の線量評価	43
2.4.5	実効線量の導出	45
2.4.6	結果・考察	45
2.5	まとめ	52
第3章	OSLDを用いたγ線線量評価手法の開発	53
3.1	序論	53
3.2	OSLD	55
3.2.1	概要	55
3.2.2	myOSLchip	55
3.2.3	繰り返し測定	56
3.3	OSLDの校正試験	58
3.3.1	概要	58
3.3.2	校正試験	58
3.3.3	結果・考察	60
3.4	中性子場における γ 線線量評価	63
3.4.1	概要	63
3.4.2	照射試験	63
3.4.3	熱中性子感度の評価	67
3.4.4	結果・考察	70
3.5	まとめ	74
第4章	空気電離箱とLiCAFシンチレータを用いたγ線線量評価手法の開発	75
4.1	序論	75
4.2	線量評価手法	78
4.2.1	概要	78
4.2.2	空気電離箱とLiCAFシンチレータを用いた γ 線線量評価手法	78

4.3	空気電離箱の校正試験	82
4.3.1	概要	82
4.3.2	校正試験	82
4.3.3	結果・考察	84
4.4	中性子場における γ 線量評価	85
4.4.1	概要	85
4.4.2	照射試験	85
4.4.3	結果・考察	88
4.5	エネルギー依存性と摂動効果	90
4.5.1	概要	90
4.5.2	中性子感度の計算手法	90
4.5.3	摂動効果の評価試験	93
4.5.4	結果・考察	96
4.6	まとめ	99
第5章	総括	100
	謝辞	i
	付録A	ii
	付録B	viii

表 目 次

1.4.1 Radiation weighting factor	9
2.1.1 Tissue weighting factor	19
2.1.2 Radiation quantities	19
2.2.3 Size of the water body phantom	22
2.3.4 LiCAF scintillator specifications	34
2.3.5 The conversion factor of ${}^6\text{Li}$ reaction rate to count rate of each scintillator	35
2.4.6 Position correction factor	38
2.4.7 RBE equivalent dose of thermal and fast neutron at each organ position . .	44
2.4.8 The sensitivities of (a) thermal, (b) epi-thermal, (c) fast neutron detector for each neutron and the contribution of each neutron to total events at neck, chest, abdomen	46
2.4.9 The average factor of the neutron flux at thermal and epithermal detector to fast neutron detector	47
2.4.10 Neutron flux irradiated to the surface of the phantom at the each position	48
2.4.11 RBE equivalent dose of (a) thermal and (b) fast neutron at the surface and the inside of the phantom at the each position	49
2.4.12 Effective dose evaluation	51
3.3.1 The calibration factor of myOSLchip	62
3.4.2 Thermal neutron sensitivity for the materials	70
3.4.3 Thermal neutron sensitivity for parts of myOSLchip and PTFE sheath . .	73
4.5.1 Contribution fo thermal, epi-thermal, fast neutron to the total response of G-Air IC	97

A.0.1	Neutron spectra irradiated to OSLDs per Cd shutter openness at HWNIF simulated by PHITS	ii
B.0.1	W-value depending on the energy of charged particle in Air	viii

目 次

1.2.1 Mechanism of BNCT	3
1.2.2 Therapeutic selectivity of BNCT	4
1.3.1 Neutron spectra of KUR-HWNIF (Epithermal mode) and C-BENS	6
1.4.1 Equivalent dose composition for BNCT	9
1.4.2 Equivalent dose composition for BNCT	10
1.4.3 Relationship between RBE and neutron energy	12
2.2.1 Schematic layout of the whole body irradiation test	21
2.2.2 Pulse height distribution obtained by MCA	24
2.2.3 Photograph of the detection system with LiCAF scintillator	25
2.2.4 Schematic layout of thermal, epi-thermal, fast neutron detector	25
2.2.5 Photograph of the irradiation test with the water body phantom at HWNIF	26
2.2.6 Count rates of each detector at the neck	28
2.2.7 Count rates of each detector at the chest	28
2.2.8 Count rates of each detector at the abdomen	28
2.3.1 Photograph of the calibration test for LiCAF scintillator at C-BENS	32
2.3.2 Schematic layout of the calibration test for LiCAF scintillator at C-BENS simulated by PHITS	33
2.4.1 Schematic layout of the irradiation test with water body phantom at HWNIF simulated by PHITS	38
2.4.2 Conceptual scheme of neutron detection with thermal, epi-thermal, fast neutron detector	41
2.4.3 Flow chart of the calculation of the detecting sensitivity	42
2.4.4 Schematic layout of the dose evaluation inside the body phantom	44

2.4.5 Irradiated neutron spectra on the surface of the phantom at the each position	48
3.1.1 UD-170LS (TLD)	54
3.2.1 myOSLchip(OSLD)	56
3.3.1 Schematic layout of calibration test for the OSLD	59
3.3.2 Photograph of PTFE plate for the OSLD	60
3.3.3 Example of relationship of the OSL signal count and the γ -ray dose	61
3.4.1 Schematic layout of the irradiation test of the OSLDs at HWNIF	65
3.4.2 Position of OSLDs and Au foil	66
3.4.3 Position of TLDs and Au foil	66
3.4.4 Neutron spectra per Cd shutter openness at HWNIF simulated by PHITS	68
3.4.5 Schematic layout of myOSLchip simulated by PHITS	69
3.4.6 Schematic layout of OSLD with PTFE sheath simulated by PHITS	69
3.4.7 The γ -ray dose per thermal neutron fluence obtained by OSLD and TLD	71
4.1.1 The dose evaluation with paired ionization chamber(Paired IC)	76
4.1.2 Photograph of the irradiation test with the paired IC	77
4.2.1 γ -ray dose evaluation with G-Air IC and LiCAF scintillator	81
4.3.1 Photograph of the calibration test of G-Air IC with ^{60}Co source	83
4.3.2 The results of the calibration test for G-Air IC and G-CO ₂ IC	84
4.4.1 Photograph of the irradiation test with G-Air IC and LiCAF scintillator at HWNIF	86
4.4.2 Schematic layout of the irradiation test with G-Air IC and LiCAF scintillator at HWNIF	87
4.4.3 Schematic layout of the irradiation test with Paired IC at HWNIF	87
4.4.4 $R_A, D_G, R_{\text{LiCAF}}$ per Cd shutter openness at HWNIF	89
4.4.5 τ per Cd shutter openness at HWNIF	89
4.5.1 Calculation of the charge obtained by the ionization chamber	91
4.5.2 Schematic layout of the G-Air IC simulated by PHITS	92

4.5.3 W-value depending on the energy of charged particle in Air	93
4.5.4 Photograph of the irradiation test with LiCAF scintillator at HWNIF . . .	94
4.5.5 Schematic layout of the perturbation test simulated by PHITS	95
4.5.6 Neutron sensitivity of G-Air IC simulated by PHITS	96
4.5.7 Perturbation of LiCAF scintillator by G-Air IC	98

第1章 序論

1.1 はじめに

現代の日本において、およそ2人に1人が一生のうちのがんと診断される [1]。将来的には、高齢化に伴いがん患者数の更なる増加が予測される。がんの治療は主に、外科手術、化学療法、放射線治療によって行われている。特に治療後の患者の生活の質 (Quality Of Life: QOL) を向上させるという観点においては、放射線治療が重要と考えられる。現在の放射線治療は、X線や γ 線といった光子を用いた治療が一般的である。また光子に比べて腫瘍へ集中的にエネルギーを付与することができる、加速させた陽子を用いた陽子線治療、ヘリウム原子核以上の重荷電粒子を用いた重粒子線治療といった粒子線治療も一般的になりつつある。本研究で対象とするホウ素中性子捕捉療法 (Boron Neutron Capture Therapy: BNCT) は、非荷電粒子である中性子とホウ素の核反応を用いることで、細胞レベルで腫瘍に対し選択的にエネルギーを付与することができ、浸潤性の高い腫瘍に対しても使用できることから注目を集めている [2]。BNCTは従来、研究用原子炉で発生させた中性子を使用してきたが、病院設置可能な加速器中性子源を用いたBNCT (加速器BNCT) 治療システムが開発されたことによって一般的な放射線治療として認知され始めている [3], [4], [5]。

BNCTを実施する上で、治療前に治療システムの品質保証・品質管理を行う必要があり、これまで研究用原子炉を用いたBNCTで行われてきた手法を踏襲してきた。また、BNCTで使用する放射線照射場は中性子と γ 線が高強度に混在するため、これまで放射線治療で使用された放射線計測技術では十分に対応ができない。加速器BNCTが一般的になりつつある状況においては、他の放射線治療と比較するために、治療の有効性・安全性を正しく評価可能な、新たな放射線計測技術の開発が急務である。本研究では、そのようなBNCTに関連する放射線計測技術の課題を踏まえ、新たな放射線計測システムの開

発を目的とした。

本論文では、BNCTの概要および課題を踏まえて、各課題を解決可能な放射線計測システムを提案及び構築した。また、構築したシステムをBNCT照射場に適用することでその有効性について評価した。

1.2 BNCT治療の概要

BNCTは安定同位体であるホウ素-10原子核 (^{10}B) と熱中性子 ($\sim 0.5\text{ eV}$) による $^{10}\text{B}(\text{n}, \alpha)^7\text{Li}$ 反応を用いる。この核反応から生じる α 線と Li 原子核の生体内での飛程はそれぞれ $9\sim 10\ \mu\text{m}$ と $4\sim 5\ \mu\text{m}$ であり、これらの値はちょうど細胞1つの大きさに相当し、飛程内に両粒子が持つ全ての運動エネルギーが付与される。図 1.2.1 に $^{10}\text{B}(\text{n}, \alpha)^7\text{Li}$ 反応のエネルギー付与過程を示す。また、これらの荷電粒子は重粒子線治療で使用される炭素イオンに相当する高い殺細胞効果を有するため [6]、 ^{10}B を含む薬剤 (ホウ素薬剤) を腫瘍細胞に高い濃度で集積させることができれば、原理的には正常細胞へのダメージを低減しつつ、腫瘍細胞に対して致命的なダメージを与えることができる。図 1.2.2 に BNCT の腫瘍選択性の概略を示す。

$^{10}\text{B}(\text{n}, \alpha)^7\text{Li}$ 反応は、中性子のエネルギーが低いほど反応する確率 (断面積) が高いため、BNCT の治療効果を高めるためには、エネルギーの低い熱中性子を腫瘍に照射する必要がある。表在性の腫瘍に対しては、熱中性子を患部に照射すれば良いが、体深部に存在する腫瘍を治療対象とした場合には、熱中性子よりもエネルギーの高い熱外中性子 ($0.5\text{ eV}\sim 10\text{ keV}$) を患部に照射する。熱外中性子は、主に体内の水素原子核と弾性散乱を繰り返すことで熱中性子領域までエネルギーを失い、水素原子核に吸収される。その結果、体内における熱中性子フルエンスの深さ分布は、体表面から深さ $1.5\sim 2.5\text{ cm}$ でピークとなり、深部に向かうに従って減少する。腫瘍への線量を制御するのに必要な熱中性子フルエンスを考慮すると、現在臨床に用いられるホウ素薬剤と熱外中性子を使用した BNCT では、体表面から $6\sim 7\text{ cm}$ 深さにある腫瘍までが治療対象となる [7]。

BNCT は中性子だけではなく ^{10}B を含むホウ素薬剤の腫瘍細胞への集積度に依存して、治療効果が決定される。ホウ素薬剤は正常細胞と比較して腫瘍細胞に高い濃度で集積し、中性子を照射している間も高い濃度を維持できることが求められる。これまで臨床研究ではホウ素化合物として BSH (sodium borocaptate: $\text{Na}_2\text{B}_{12}\text{H}_{11}\text{SH}$) や BPA (p-boronophenylalanine) が使用されてきた [8]。BPA は一般名称ボロファラン (^{10}B) として医薬品の承認が得られており、現在臨床に用いられている [9]。新規ホウ素薬剤の研究開発は国内外で盛んに行われており、ホウ素薬剤は腫瘍組織内 ^{10}B 濃度 / 正常組織内 ^{10}B 濃度及び腫瘍組織内 ^{10}B 濃度 / 血中 ^{10}B 濃度の比が高く、中性子照射中はその高い ^{10}B 濃度を維持し、照射終了後に速やかに消失することが求められる [7]。

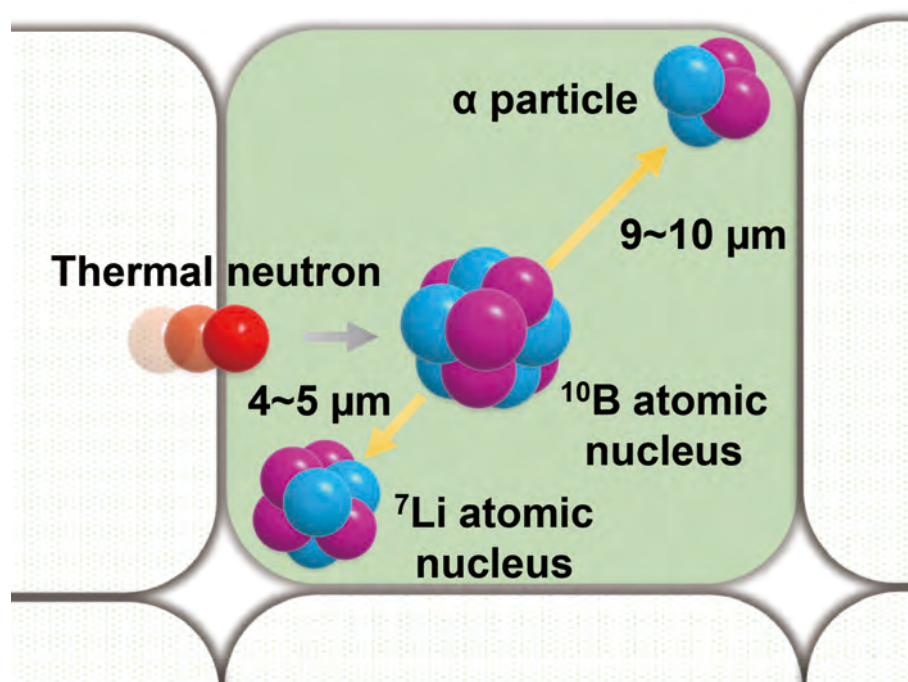
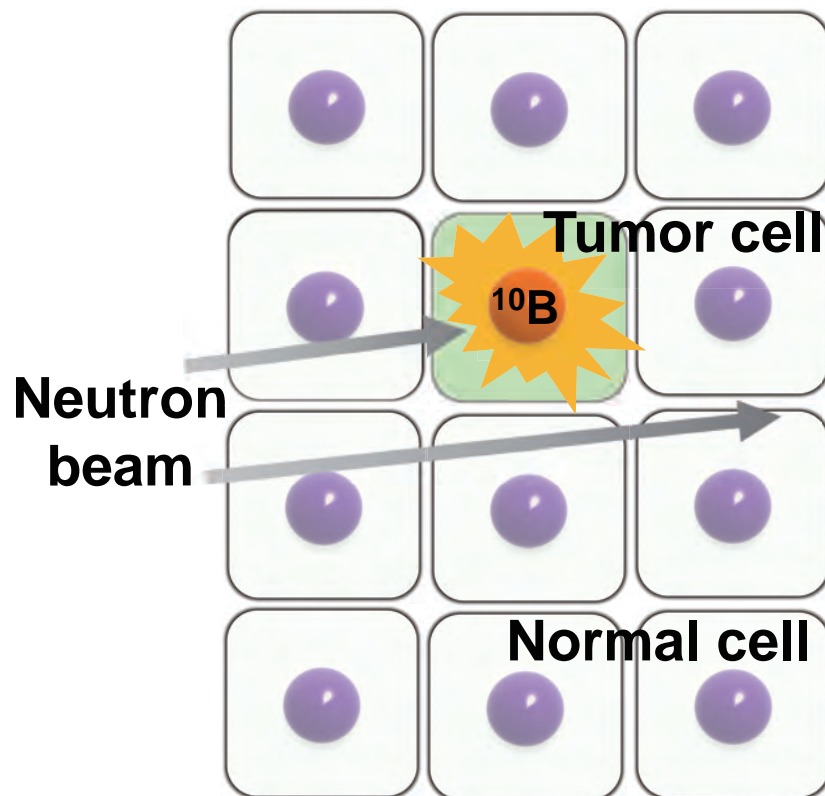


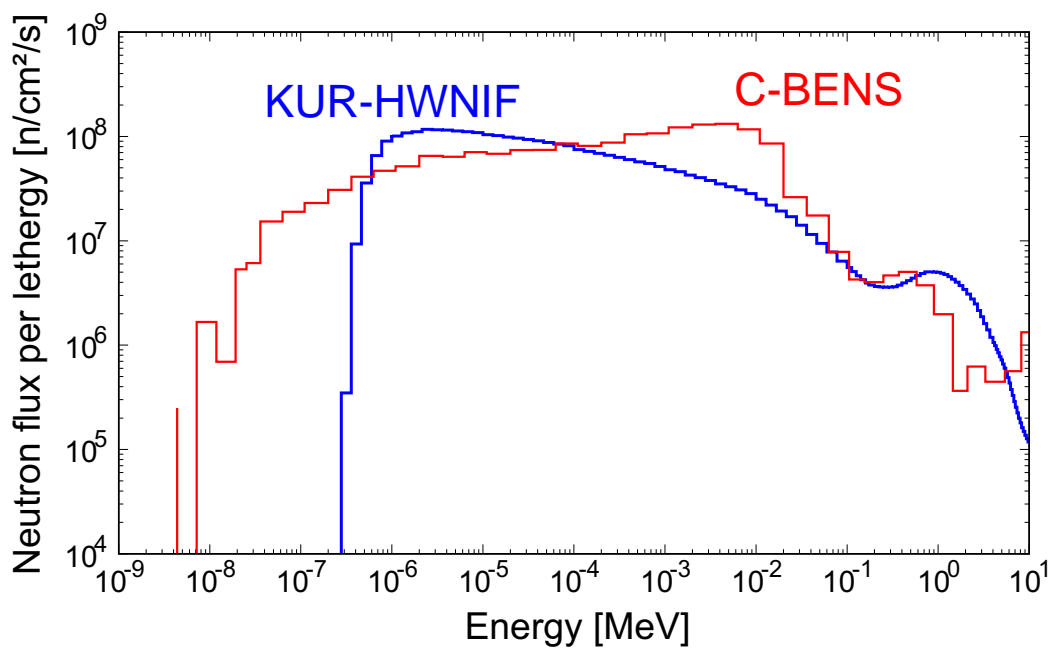
図 1.2.1: Mechanism of BNCT



☒ 1.2.2: Therapeutic selectivity of BNCT

1.3 中性子照射システム

BNCTでは、これまでに研究用原子炉と加速器を用いた中性子源が使用されており、京都大学複合原子力科学研究所（Institute for Integrated Radiation and Nuclear Science, Kyoto University: KURNS）は、そのどちらの中性子源も有する世界で唯一の施設である。京都大学研究用原子炉（Kyoto University Research Reactor: KUR）に附属する重水中性子照射設備（Heavy Water Neutron Irradiation Facility: HWNIF）では、これまでBNCTの臨床研究を数多く実施してきた[11],[12]。KUR-HWNIFでは、原子炉内で核分裂反応により生成された高いエネルギーの高速中性子（10 keV～）を重水（D₂O）およびアルミニウムにより減速させ、熱中性子から熱外中性子まで様々なエネルギースペクトルの中性子ビームを照射することができる。また、加速器中性子源であるサイクロトロン熱外中性子源（Cyclotron-Based Epithermal Neutron Source: C-BENS）では、加速器BNCTの非臨床試験及び臨床試験を実施してきた[13], [14], [15]。C-BENSは、サイクロトロン加速器により加速させた水素負イオンをカーボン薄膜で陽子ビームとして荷電変換し、中性子発生標的材（ターゲット）であるBeに入射し、発生した中性子を鉛、鉄、アルミニウム、フッ化カルシウムなどの減速材によりBNCTに適したエネルギーまで減速させる。またC-BENSと同様な構造である住友重機械工業株式会社のBNCT治療システム NeuCure[®] は、2021年に医療機器として承認され、現在では「切除不能な局所進行または局所再発の頭頸部癌」に対して保険診療が実施されている[16]。ここで、図1.3.1に示すようにKUR-HWNIF（熱外中性子モード）とC-BENSから照射される中性子のエネルギースペクトルを比較すると、C-BENSの方がKUR-HWNIFに比べて高エネルギーの熱外中性子が多く、体深部の腫瘍に多くの線量を付与することができる。2023年6月現在、加速器BNCTでは中性子のエネルギースペクトルを変化させることはできないため、表在性の腫瘍を対象とする場合には、患部表面に水素含有のボラスを貼り付けることで熱中性子へ減速し、腫瘍の付与線量を高めている[17]。加速器中性子源には、加速器とターゲットの種類の組み合わせや減速体系の種類によって照射されるエネルギースペクトルは異なるが、組み合わせごとに長所短所があるため、今後様々な種類の加速器BNCT施設がつくられると予想される[18]。



☒ 1.3.1: Neutron spectra of KUR-HWNIF (Epithermal mode) and C-BENS

1.4 線量評価手法

1.4.1 放射線治療における線量評価手法

放射線による人体の影響は、国際放射線防護委員会（International Commission on Radiological Protection: ICRP）により、確定的影響と確率的影響に区別されている [19]。確定的影響とは、有害な組織反応によるもので、しきい線量（同線量が照射されたとき全体の1%の人に症状が現れる線量）が存在するのが特徴的である。確率的影響とは細胞の突然変異に起因するもので、しきい線量はなく、一定の線量（約100 mGy）以下では喫煙や飲酒などの放射線以外の影響か放射線による影響かどうか臨床的には判断できない。しかしICRPでは防護的な観点から100 mGy以下の線量でも確率的影響が生じると仮定している。そのため放射線治療においては、照射野内外の正常組織に照射される線量はできる限り低く保ちつつ、腫瘍組織には死滅させるのに十分な線量を与えることが求められる。

放射線治療では、治療前に患者の腫瘍組織および正常組織に付与される線量を正確に計算し、正常組織の線量を十分低いレベルに保ちながら、腫瘍組織には高い線量を与えるために、最適な照射条件を決定している（この過程を“治療計画”と呼ぶ）。組織ごとの線量を実測で評価することは困難であるため、放射線と組織の相互作用によって生じる線量分布をモンテカルロシミュレーションなどにより計算する。治療計画では、CTやMRIなどの画像データにより腫瘍や周辺臓器の位置を把握するだけでなく、放射線発生装置から照射される放射線の種類、エネルギー、生物学的効果（これらを合わせて“線質”と呼ぶ）及び強度を治療前の品質保証・品質管理作業時に評価する。組織ごとの線量を正しく評価するためには、治療前に測定結果とシミュレーション結果との対応をとることが非常に重要である。X線治療や陽子線治療、重粒子線治療においては、一般的に電離箱を用いて線量を評価する。電離箱を用いた線量評価においては温度気圧や極性効果、イオン再結合の補正を行うなど高い測定精度が求められ、絶対線量の測定だけでなく2次元や3次元分布の測定も必要となる [20],[21]。またこれらの治療では高エネルギーの荷電粒子を用いるため、荷電粒子と周辺装置や患者との核反応により発生する中性子についても測定する必要がある [22],[23]。

1.4.2 BNCTにおける線量評価手法

放射線のなかでも中性子は、放射線防護の観点から放射線荷重係数が大きく、他の放射線に比べ大きな生物学的影響が生じると考えられる。ICRPが勧告した放射線の種類ごとの放射線加重係数を表1.4.1に示す[19]。表1.4.1には中性子がエネルギーに対して連続分布で表されているが、およそ2.5~20であり、光子と比べて中性子による生物学的影響が大きいことが分かる。

X線や γ 線といった光子により人体で生じる反応は、光子のエネルギーと各組織の電子密度に依存するため線量評価は比較的容易である。しかし中性子は、人体との間で生じる反応が組織の元素組成に依存し、同じ電子密度であっても確率的に異なる反応が生じるため、線量評価が非常に複雑である。さらに、BNCTはホウ素薬剤を併用した治療であるため、 ^{10}B の体内分布や濃度を考慮して線量評価しなければならない。またBNCT照射場は図1.4.1に示すように広範なエネルギー領域を有する中性子と γ 線が高強度に混在するため、熱中性子、熱外中性子、高速中性子、 γ 線に分けて評価する必要がある。

BNCTの線量評価では、図1.4.2に示すように主に4種類の線量が人体に付与される[24]。まず治療効果を表す $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 反応によるホウ素線量は、組織毎の ^{10}B 濃度と組織に入射される熱中性子フルエンスに依存する。また非ホウ素線量と呼ばれる、熱中性子と窒素原子核との $^{14}\text{N}(n, p)^{14}\text{C}$ 反応による窒素線量、ビーム中に残存する高速中性子と水素原子核との $^1\text{H}(n, n)^1\text{H}$ 反応（弾性衝突反応）による水素線量、さらに中性子源から減速体系の間に生じた γ 線（1次 γ 線）と入射した中性子と生体組織内の水素原子核との $^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$ 反応によって生じる γ 線（2次 γ 線）を合わせた γ 線線量がある。BNCTは正常組織の線量を十分に低いレベルに保ちながら、腫瘍組織には高い線量を与えることが可能な放射線治療であるが、正常組織に付与される線量を皆無にすることはできない。そのため、治療計画においては腫瘍組織と照射野内の正常組織に付与される各線量について正しく計算し、最適な照射条件を決定する。また、BNCTが一般化されつつある近年においては、照射野外の正常組織に対する線量評価についても、2次発がんの観点から考慮することが望まれている。

表 1.4.1: Radiation weighting factor[19]

Radiation type and energy range	Radiation weighting factor w_R
Photon	1
Electron	1
Proton	2
Alpha particles, fission fragments, heavy nuclei	20
Neutron $E_n < 1$ MeV	$2.5 + 18.2e^{-[\ln(E_n)]^2/6}$
Neutron $1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV}$	$5.0 + 17.0e^{-[\ln(E_n)]^2/6}$
Neutron $E_n > 50 \text{ MeV}$	$2.5 + 3.25e^{-[\ln(0.04E_n)]^2/6}$

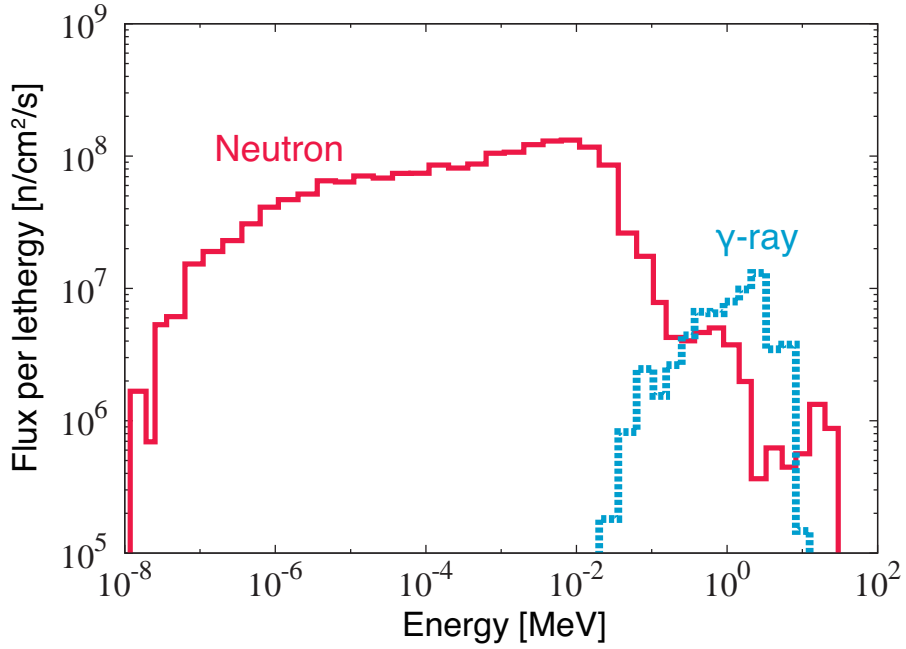
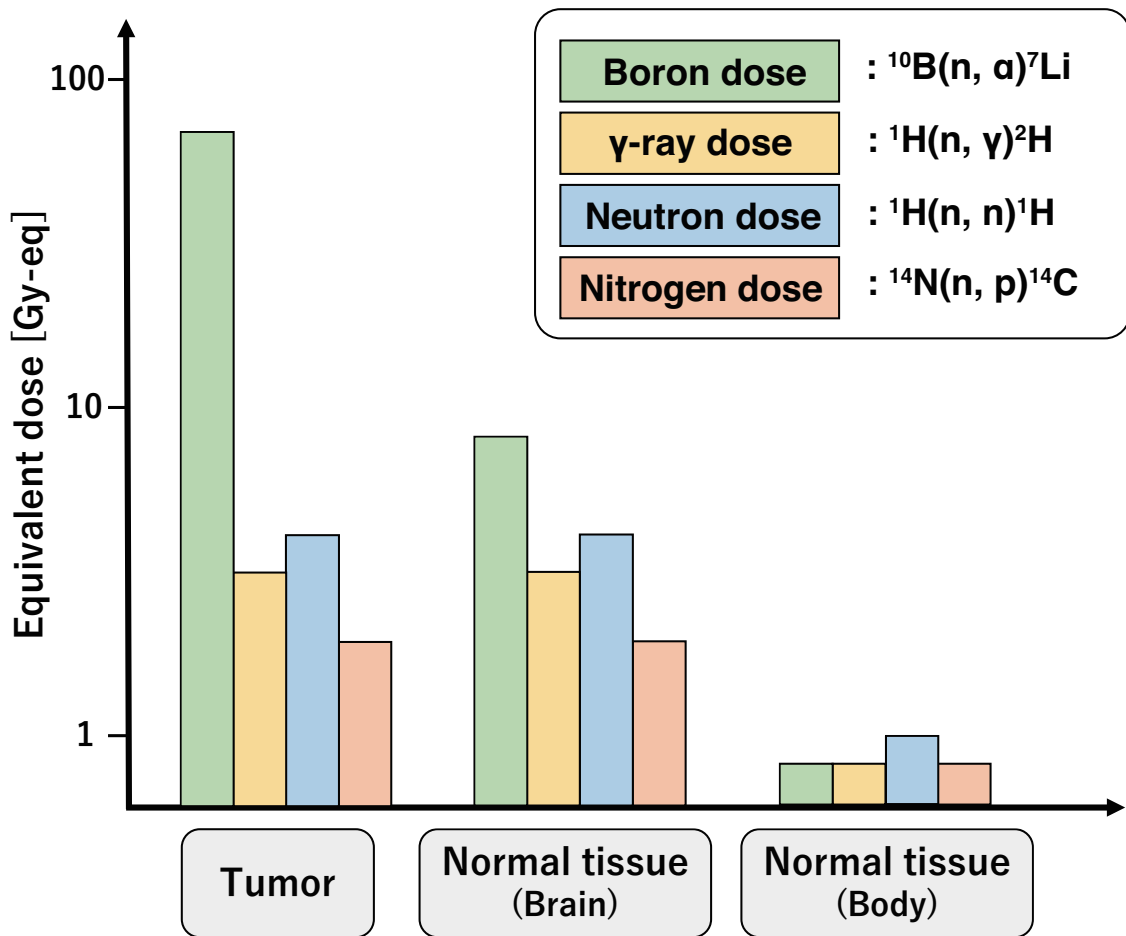


图 1.4.1: Neutron and γ -ray energy spectrum of C-BENS



☒ 1.4.2: Equivalent dose composition for BNCT

1.4.3 線量導出過程

放射線治療における線量評価では、物理量として直接計測可能な吸収線量を評価する。BNCTにおいて、中性子と各元素の反応によって生じる吸収線量を導出するためには、図 1.4.2 で示したそれぞれの核反応を模擬した検出器を使用し反応数や電離量を直接計測する。あるいは中性子のエネルギースペクトルを測定し、線量への換算係数であるカーマ係数を乗じて全エネルギーに渡って積算して計算する手法がある。カーマ係数は元素と中性子エネルギー毎にそれぞれ異なるため、線量評価する組織の組成を考慮して吸収線量を計算する [25]。ここで、 γ 線による吸収線量も中性子と同様であり、 γ 線のエネルギースペクトルにカーマ係数をかけて吸収線量を計算する [26]。中性子のエネルギースペクトルを測定するためには複雑な検出器体系と長時間の測定が必要となるため、熱中性子、熱外中性子、高速中性子のエネルギー領域に分け、線質ごとにフルエンスを測定し、定数化したカーマ係数を用いて線量を評価することもある。

中性子による線量評価では、光子と比較した際の生物への影響を考慮した生物学的効果比 (Relative Biological Effectiveness: RBE) を吸収線量に掛けた RBE 等価線量 (Gy-Eq) を使用する。図 1.4.3 に示すように RBE は中性子のエネルギーに依存し、熱中性子や高速中性子に関する実効的な RBE は 2.0~3.2 の値を用いる [27]。またホウ素線量を評価する際には、ホウ素化合物の細胞内分布などの特性によって生物影響が左右されることから、RBE とは異なる薬剤治療効果比 (Compound Biological Effectiveness: CBE) を使用し、 ^{10}B 濃度と CBE を吸収線量に掛けることでホウ素線量を評価する。CBE は、腫瘍組織、正常組織に対してそれぞれ異なり、使用するホウ素化合物が BSH か BPA によっても異なる。

これまでの内容をまとめると、BNCT における患者へ付与される等価線量 (Equivalent dose: ED) は、4 種類の RBE 等価線量を合わせた線量として、以下の式で表すことができる。

$$ED = C_B \times D_B \times CBE + D_N \times RBE_N + D_H \times RBE_H + D_\gamma \times RBE_\gamma \quad (1.4.1)$$

ここで、 C_B は ^{10}B 濃度、 D は吸収線量 (B: ホウ素、N: 窒素、H: 水素) である。現状、腫瘍、正常組織の ^{10}B 濃度をリアルタイムに測定する方法は存在せず、中性子照射直

前に採取した血液の ^{10}B 濃度を使用することが推奨されている。また FBPA (4-borono-2- ^{18}F fluoro-L-phenylalanine) 陽電子断層撮影 (Positron Emission Tomography: PET) 検査や細胞、動物実験を用いて、 ^{10}B の体内動態、CBE の測定が行われている。このように、BNCT における治療計画では腫瘍組織や照射野内の正常組織、2 次被ばく量評価として照射野外の正常組織のそれぞれに対して ED を評価する必要がある。

ここまで BNCT における線量評価について述べたが、RBE や CBE はあらかじめ決定した値を使用するため、実際に測定すべき物理量としては ^{10}B 濃度と各線質の吸収線量である。 ^{10}B 濃度については化学、薬学、医学分野の観点から様々な研究がされているが、本研究においては物理学、工学分野の観点から吸収線量を評価する研究に主眼を置く。各線質の線量評価では、熱中性子、高速中性子、 γ 線をそれぞれ線質ごとに弁別して測定可能な放射線計測技術の開発が必要となる。また熱外中性子については図 1.4.3 に示すように RBE が低いいため主な線量には含まれていないが、生体表層で熱化することを考慮し測定する必要がある。

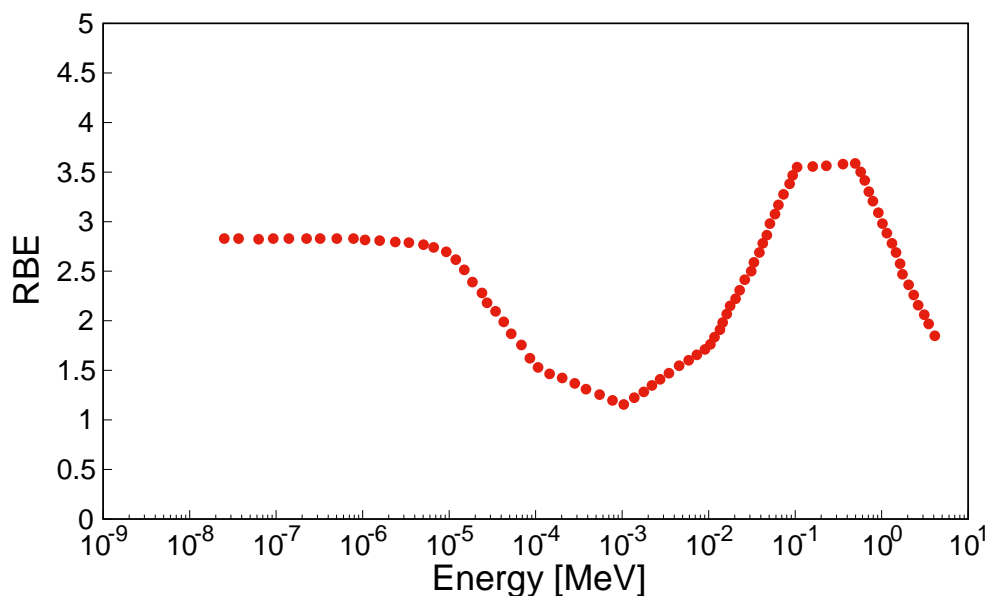


図 1.4.3: Relationship between RBE and neutron energy[27]

1.5 品質保証・品質管理

加速器 BNCT の症例数が増加するにあたり、他の放射線治療と同様に、治療の有効性・安全性を確実に保証するために、定期的な評価試験、すなわち治療の品質保証 (Quality Assurance: QA) 及び品質管理 (Quality Control: QC) が重要となる。また BNCT 施設の増加に伴い、各施設で実施される治療の水準を揃えることも重要である。BNCT の QA/QC においては、初診から治療後までの各段階で、様々な評価項目が存在するが、治療の有効性・安全性を評価する上で特に重要となるのは、1.4 節で述べた患者に付与される線量評価である。本節では、現在加速器 BNCT の臨床現場で実施している QA/QC の評価項目を紹介する [28]。

まず“治療時”に実施している評価項目として、照射されるビーム強度をリアルタイムに計測する中性子強度モニタリング、及び患者各部位の 2 次被ばく量を評価する全身被ばく量評価が実施されている。中性子強度モニタリングでは、直接中性子を測定するのではなく、ターゲットに入射する荷電粒子の電流値から、コリメータを通過した中性子強度を間接的にモニタリングしている。ターゲットに入射する荷電粒子の電流値と中性子強度は過去の研究結果や定期的な照射試験により比例することを確認している [29]。全身被ばく量評価では、放射線感受性が臓器ごとに異なるため、患者の 2 次被ばく量を各部位（首、胸、腹、鼠径、膝、足首など）において測定する。治療開始前に患者の各部位に金属箔及び γ 線線量計を取り付け、治療終了後にそれらを取り外し、照射された中性子フルエンス及び γ 線線量を評価する。

次に“治療前及び定期的”に実施している評価項目として、アクリル製ファントムやアクリルケースに水を入れたファントム（水ファントム）を使用し、中性子フルエンスと γ 線線量のファントム内のプロファイルを測定している。この結果を治療計画装置の出力と比較することで、患者に照射される中性子と γ 線の体内分布を評価する。BNCT では一般的に、この“治療前及び定期的”に実施する中性子フルエンスと γ 線線量のファントム内のプロファイル測定を QA と呼ぶため、本論文においてもこのような“治療前及び定期的”に実施する測定を QA と呼ぶ。QA は日毎、週毎、月毎、年毎で評価項目が異なり、各施設によってもそれぞれ異なるが、各患者の治療前には必ず実施している。各患者の治療前に行う QA では、簡易的にファントム内照射野中心軸上の熱中性子フルエンスと γ

線線量の深さ分布を測定しており、年毎のQAではファントム内の熱、熱外、高速中性子フルエンス、 γ 線線量の深さ方向および横方向の分布を細かく測定している。QAでは、ファントムによる測定だけでなく、より簡便に照射野中央に何も配置しないフリーエア照射試験が実施されることもある。これらのQAの項目は、BNCT治療システムを新たな施設に導入する際、ビーム情報の取得やシミュレーション結果との対応、治療計画装置の精度検証などといった受け入れテスト、コミッショニングを経て設定される。

1.6 本研究の目的

BNCTにおける線量評価手法には、治療の有効性・安全性を治療時、治療前及び定期的に評価するため、熱中性子、熱外中性子、高速中性子、 γ 線に弁別して測定する必要がある。これまでは研究用原子炉によるBNCTで用いられてきた計測手法を臨床現場で使用してきたが、病院併設可能となった加速器BNCTでは、症例数増加による測定手法の簡略化や病院施設で使用可能な装置の限定など様々な課題がある。本節では、これまでBNCT施設で使用された放射線計測手法の具体的な課題を述べたうえで、新たな線質弁別可能な放射線計測手法について提案する。

まず、治療時における中性子強度モニタリングについては、ターゲットに入射する荷電粒子の電流値から間接的に中性子強度をモニタリングしているが、ターゲット損傷や患者の体動による突発的な事象に対応できないため、直接中性子をモニタリング可能な中性子検出器の開発が必要である。また全身被ばく量評価における中性子フルエンスの測定には、これまで金属の放射化法を使用してきた。放射化法とは、中性子照射により放射化した金属から生じる γ 線を治療終了後にGe半導体検出器で計測し、中性子フルエンスを測定する手法である。熱および熱外中性子用にAuおよびMn、高速中性子用にInやAlが使用される。しかし、この手法では治療時の中性子フルエンスをリアルタイムに測定できず、さらに照射野から遠い位置においては、治療終了後、30分~1時間程度の計測時間が必要となる。本研究室では、これまで中性子強度モニタリング用として、微小シンチレータを光ファイバーに装着したリアルタイム熱中性子検出器の研究開発を行ってきた。そこで、本研究ではその検出器を応用し、全身被ばく量評価のための熱、熱外、高速中性子に線質弁別可能なリアルタイム計測システムを開発した(第2章)。

治療前及び定期的に実施しているQAでは、ファントム内のプロファイルについて、熱中性子フルエンスをAuの放射化法で、 γ 線線量を熱ルミネセンス線量計(Thermoluminescent dosimeter: TLD)を用いて測定している。BNCT照射場で使用されるTLDは、熱中性子感度の低い石英ガラスに粉末のBeOが封入された素子を使用しているが、現在生産中止となっており、新たな γ 線線量評価手法の検討が必要である。本研究では市販の光刺激ルミネセンス線量計(Optically stimulated luminescent dosimeter: OSLD)を使用し、BNCT照射場で使用可能か確認するための特性試験を実施した(第3章)。ま

た、研究用原子炉で実施していた QA では、2組の電離箱を使用し中性子線量と γ 線線量を弁別評価する対電離箱法が実施されていた。しかし、対電離箱法ではガスフローした電離箱を使用するため、病院施設では放射化したガスの処理やポンベ設置の煩雑さなどから使用が困難である。そこで、本研究では電離箱をガスフローせずに内部を空気として使用した γ 線線量評価手法を開発した（第4章）。

以上まとめると、本研究では BNCT の有効性・安全性を治療時、治療前及び定期的に評価するため、線質弁別可能な放射線計測技術の開発を行った。BNCT は、他の放射線治療には困難な症例の治療法として期待されており、X線治療に比べて短期間での治療が行えることから、新たながん治療法として一般化されつつある。本研究で開発した放射線計測技術は、BNCT の有効性・安全性の向上に大きく貢献すると考えられ、さらなる症例数の増加が期待できる。また X線治療や粒子線治療においても高エネルギー荷電粒子により中性子が発生するため、本研究で開発した線量評価システムは、他の放射線治療施設においても使用可能である。さらに BNCT 照射場のように中性子と γ 線が高強度に混在した放射線照射場において、線質弁別可能な放射線計測技術は希少であるため、他の放射線計測分野において重要な知見を与えると期待できる。

第2章 線質弁別可能な中性子モニタリングシステムの開発

2.1 序論

BNCTは正常組織の線量を十分に低いレベルに保ちながら、腫瘍組織には高い線量を与えることが可能な放射線治療である、しかし周辺組織へ付与される線量を皆無にすることはできない。これまで腫瘍組織と照射野内の正常組織に付与される線量については考慮されてきたが、近年、照射野外の正常組織に対する線量評価についても、2次発がんの観点から関心が高まっている。特に中性子は放射線防護の観点から放射線荷重係数が大きく、他の放射線に比べ大きな生物学的影響が生じる。またICRPの勧告によれば、臓器ごとに放射線感受性が異なり、組織加重係数が設定されている [19]。表 2.1.1 に臓器ごとの組織加重係数を示す。組織加重係数は、身体への均一照射の結果生じた健康損害全体に対する臓器の相対的寄与を表現するため、合計値は1になるように設定されている。つまり放射線防護の観点から正しく線量を評価するためには、放射線の線質ごと、臓器ごとに線量評価することが望ましい。

BNCTにおける線量評価では、中性子をエネルギー領域毎に弁別して測定し、カーマ係数を用いて得られた吸収線量にRBEをかけたRBE等価線量によって線量評価する。他の放射線治療と2次被ばく量を比較するためには、各臓器における吸収線量に放射線荷重係数と組織加重係数をかけ、全臓器分を足し合わせることで実効線量を導出する必要がある。本章で使用した物理量とその導出方法について表 2.1.2 にまとめた。

BNCTでは、2次発がん誘発に影響を及ぼす可能性のある中性子が全身に照射されるため、中性子線量を正しく評価することが重要である。またBNCT照射場は中性子がエネルギースペクトルを持ち、さらにRBEがエネルギーに依存することから、エネルギー領域に分けた線質弁別測定が求められる。また中性子だけでなく、 γ 線も高強度に混在し

ているため、 γ 線との弁別も重要である。そして照射される中性子エネルギースペクトルは臓器ごとに異なるため、各臓器位置で測定する必要がある。X線治療や粒子線治療においても副次的に中性子が照射され、その線量評価がなされているが、BNCTではそれらに比べて中性子強度が高く、他の放射線治療で用いる検出器は使用できない [30]。現在、BNCTにおける全身位置の中性子フルエンス測定は、金属の放射化法を用いている [31], [32]。この手法では、中性子照射によって放射化した金属から生じる γ 線を、照射終了後にGe半導体検出器で測定するため、迅速な結果が得られない。これまで本研究室では微小シンチレータと石英ファイバーを組み合わせたリアルタイム熱中性子検出器の開発に成功したが、熱中性子との核反応を用いた計測手法であるため、熱外、高速中性子には感度を有していない。

以上のことから、本研究では、BNCTにおいて、患者全身被ばく量評価のためのモニタリングシステムとして、線質弁別可能なリアルタイム中性子検出器の開発を目的とした。これまで使用してきたリアルタイム熱中性子検出器に減速材としてポリエチレン、熱中性子遮蔽材として ${}^6\text{LiF}$ を組み合わせ、熱外、高速中性子にそれぞれ感度を有する検出器を開発した。本章では、それら検出器を用いた照射試験と線質弁別評価結果について述べる。

表 2.1.1: Tissue weighting factor[19]

Tissue	Tissue weighting factor w_T	$\sum w_T$
Red bone marrow, colon, lungs, stomach, breasts	0.12	0.72
Gonad	0.08	0.08
Bladder, esophagus, liver, thyroid	0.04	0.16
Bone surface, brain, salivary gland, skin	0.01	0.04
SUM		1.00

表 2.1.2: Radiation quantities

Quantity	Unit	Formula
Flux ϕ	$\text{cm}^{-2}\text{s}^{-1}$	ϕ
Absorbed dose D	Gy	$D = \sum K \cdot \phi \cdot t$ (K : Kerma factor, t : time)
RBE equivalent dose D_E	Gy-eq	$D_E = \text{RBE} \cdot D$
Effective dose E	Sv	$E = \sum w_T \cdot w_R \cdot D$

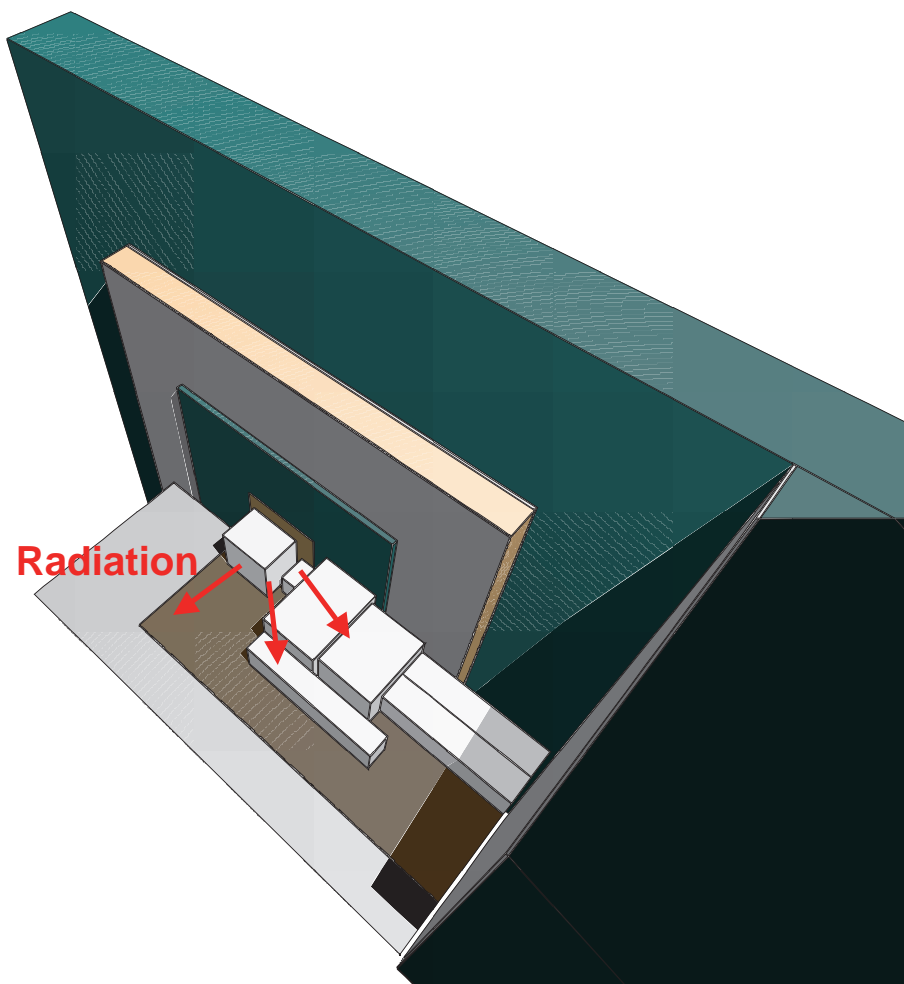
2.2 全身被ばく量評価のためのリアルタイム中性子検出器

2.2.1 概要

BNCT 照射場に適した全身被ばく量評価のため、リアルタイム熱中性子検出器と減速材、遮蔽材を組み合わせ、熱外、高速中性子にそれぞれ感度を有する 2 種類のリアルタイム中性子検出器を開発した。熱中性子検出器には微小シンチレータ、熱外及び高速中性子検出器には微小シンチレータとポリエチレン、さらに⁶LiF セラミックを組み合わせたものを使用した。照射試験は患者を模擬した人型水ファントムの上に 3 つの検出器を設置し計数率を測定した。各検出器は照射中に一定の計数率を測定しており、開発した検出器が正しく動作することを確認した。

2.2.2 照射試験

本研究では、主要臓器の被ばく量が最も高くなると考えられる、側頭部からの照射を想定した。左側頭部の 2 cm 深さに脳腫瘍があると仮定し、KUR-HWNIF による左側頭部から背臥位での照射について、全身被ばく量評価を行った。想定した照射試験の模式図を図 2.2.1 に示す。実際の臨床に近い照射条件にするため、複数のアクリルケースに水を封入し患者全身を模擬した人型水ファントムを使用した。表 2.2.3 に本研究で用いた人型水ファントムの寸法を示す。ただし本照射試験においては、照射ベッドの大きさの都合上、頭、首、胸、腹、腕のファントムのみを使用した。



☒ 2.2.1: Schematic layout of the whole body irradiation test

表 2.2.3: Size of the water body phantom

Part	Size [cm ³]
Head	19 × 15 × 20
Neck	10 × 10 × 8
Chest	21 × 30 × 21
Abdomen	18 × 26 × 21
Waist	20 × 30 × 23
Thigh	15 × 25 × 32
Leg	10 × 17 × 38.5
Foot	17 × 17 × 6.5
Arm	12 × 8 × 51

2.2.3 リアルタイム中性子検出器

本研究では、リアルタイム中性子検出器として、Eu : LiCaAlF₆ (LiCAF) シンチレータを使用した [33]。LiCAF シンチレータは、⁶Li(n, α)T 反応を利用した検出器で、この中性子との反応で生じた荷電粒子により発生するシンチレーション光を検出する。本研究で使用した LiCAF シンチレータはサイズが小さく、γ線によって生じた高速電子は長い飛程を持つためにシンチレータに少ないエネルギーを付与し、シンチレータ外部に逃げる。そのため波高弁別することでγ線によるイベントを除去し、中性子によるイベントのみを測定することができる。図 2.2.2 に LiCAF シンチレータから得られる波高分布の典型的な例を示す。300 Ch 付近のピークが中性子によるイベントであり、それより低チャンネル側の大きなテール形状の部分がγ線によるイベントに対応する。波高分布の解析では、中性子によるイベントの分布をガウスフィッティングし、γ線による成分を極力取り除くためにガウス分布のピーク位置から +2σ までの積算値を中性子によるイベントの計数と定義した。放射線照射による計測機器の故障を防ぐため、石英ファイバーの先端に LiCAF シンチレータを設置し、照射室外に設置した光電子増倍管 (Photomultiplier tube: PMT) と波高弁別器 (Multi Chanel Analyzer: MCA) に接続して測定を行った。図 2.2.3 に LiCAF シンチレータによる検出系の写真を示す [34]。

LiCAF シンチレータは、⁶Li(n, α)T の反応断面積が 1/v 則に従うため、高エネルギー中性子の感度は低く、熱中性子に高い感度を有する。そこで熱外、高速中性子にも高い感度を持たせるために減速材としてポリエチレン、熱中性子の遮蔽材として濃縮した ⁶LiF のセラミックを組み合わせた。熱外、高速中性子はポリエチレンに多く含まれる水素原子核と弾性散乱することで熱中性子エネルギー領域まで減速し、熱中性子は ⁶LiF の ⁶Li(n, α)T 反応によって遮蔽される。熱外、高速中性子の検出過程をシミュレーションにより計算するため、モンテカルロコード PHITS (Particle and Heavy Ion Transport code System) を使用した [35]。測定したいエネルギー領域の中性子を高確率で検出できるよう、減速材として用いるポリエチレンの球形の大きさを最適化した。本研究で使用した熱中性子、熱外中性子、高速中性子検出器のモデルを図 2.2.4 に示す。熱中性子測定用としては LiCAF シンチレータのみを使用し、熱外中性子用として半径 0.96 cm、高速中性子測定用として半径 5.1 cm、それぞれ密度 1.05 g/cm³ のポリエチレンを使用した [36]。

照射試験は KUR-HWNIF の照射ベッドに患者を模擬した人型水ファントムを設置し、首、胸、腹の各位置に高速、熱外、熱中性子検出器の順に積み重ねて設置し、先述した手法で LiCAF シンチレータによる計数率を測定した。例として胸における照射試験の写真を図 2.2.5 に示す。このとき検出器間の摂動を考慮して各検出器の LiCAF シンチレータ位置が等間隔になるように、熱中性子検出器と熱外中性子検出器の間に発泡スチロールを設置した。また、リファレンスとして照射野中央の頭部表面に LiCAF シンチレータを設置し測定を行った。首のファントムについては、高速中性子検出器を設置できるように図 2.2.5 に示すように空間をあけて設置した。

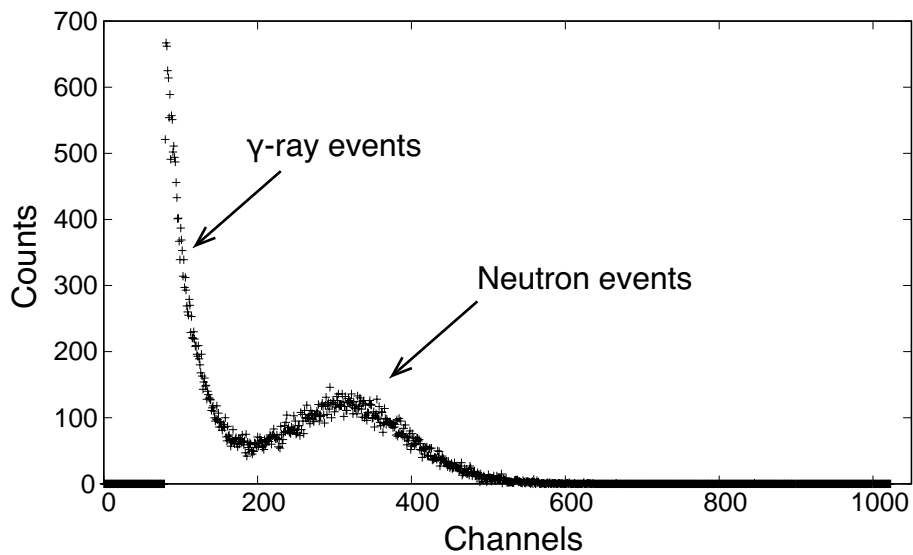
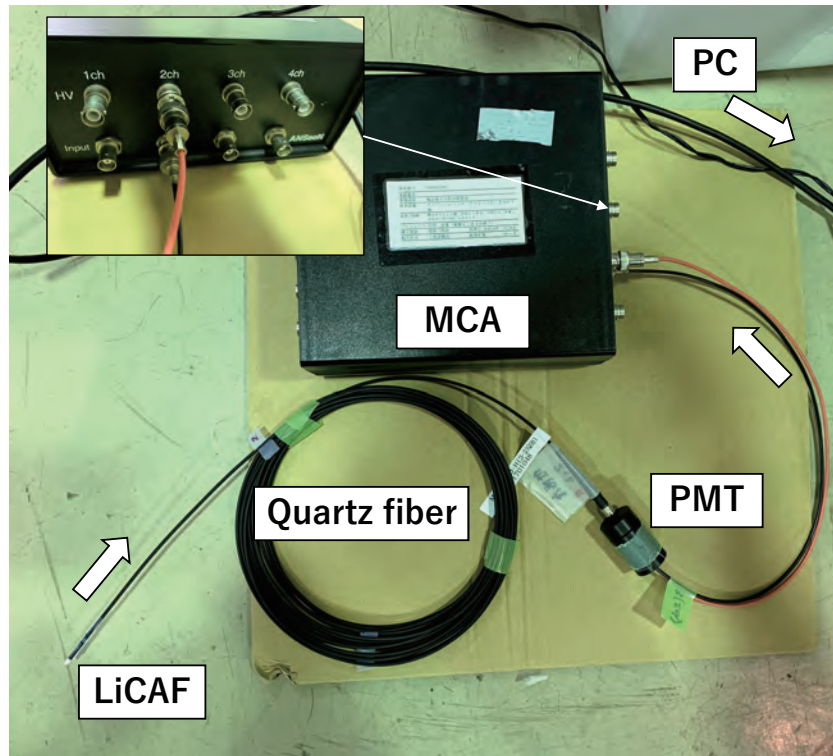
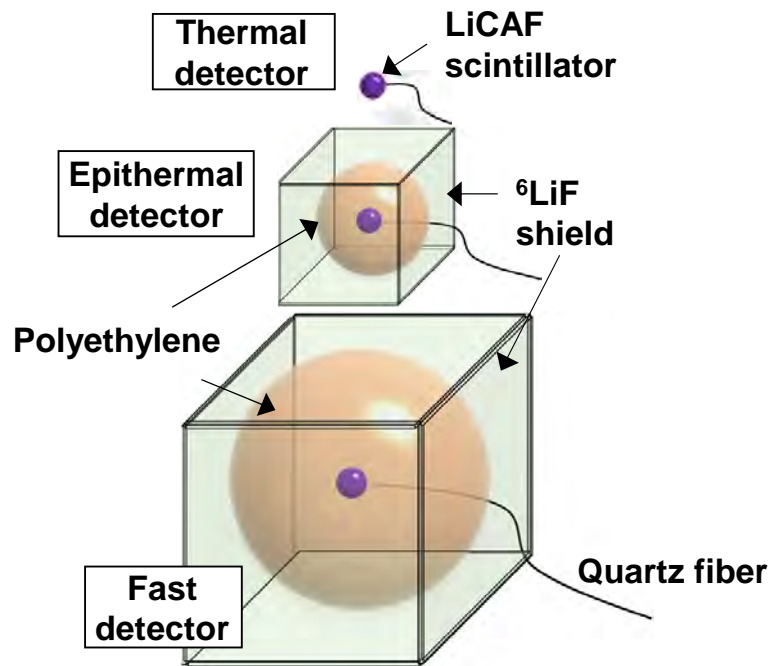


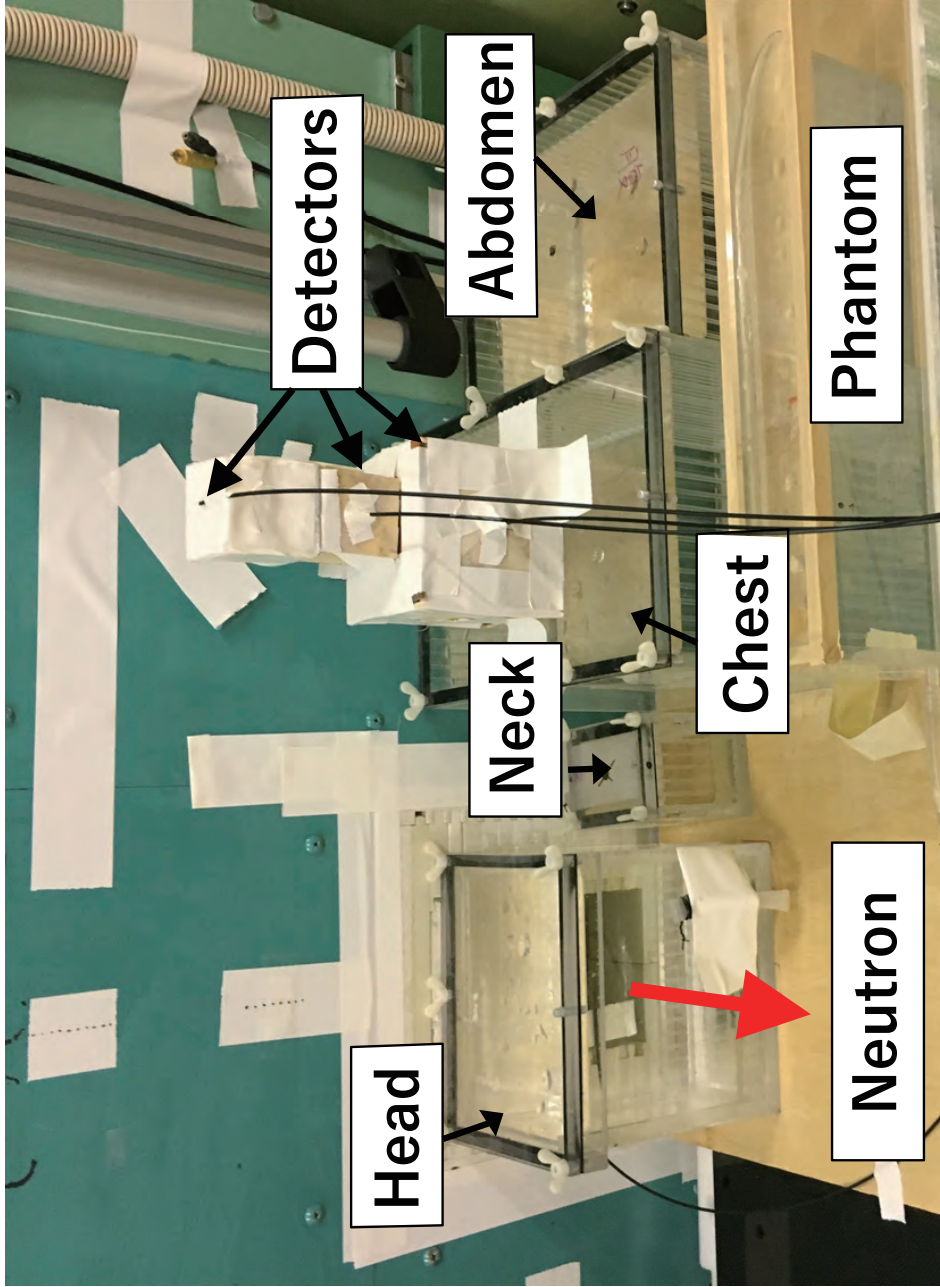
図 2.2.2: Pulse hight distribution obtained by MCA



☒ 2.2.3: Photograph of the detection system with LiCAF scintillator



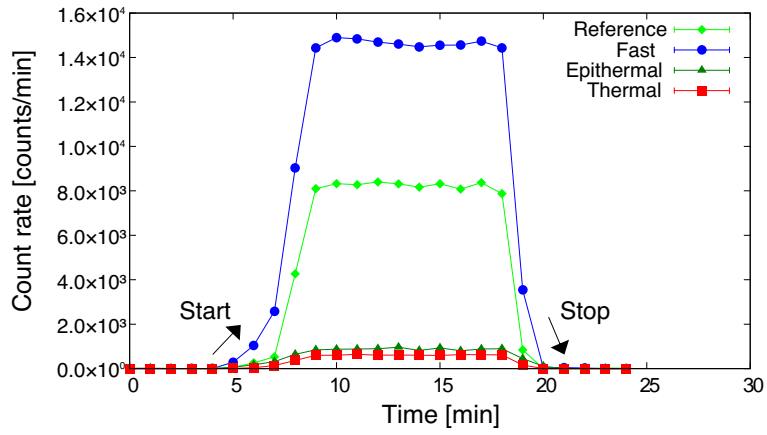
☒ 2.2.4: Schematic layout of thermal, epi-thermal, fast neutron detector



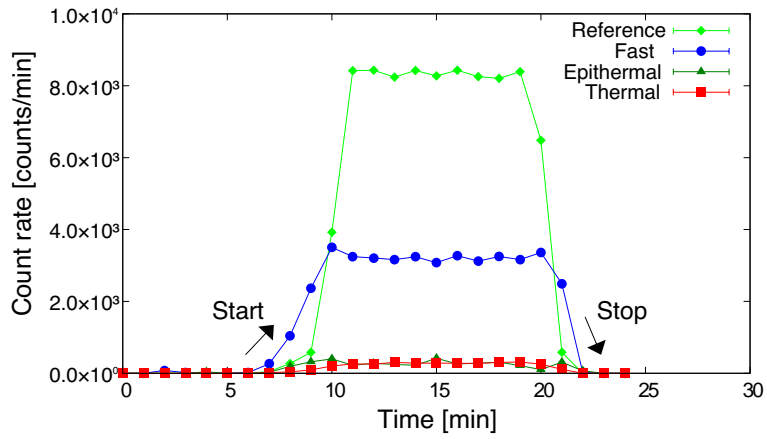
☒ 2.2.5: Photograph of the irradiation test with the water body phantom at HWNIF

2.2.4 結果・考察

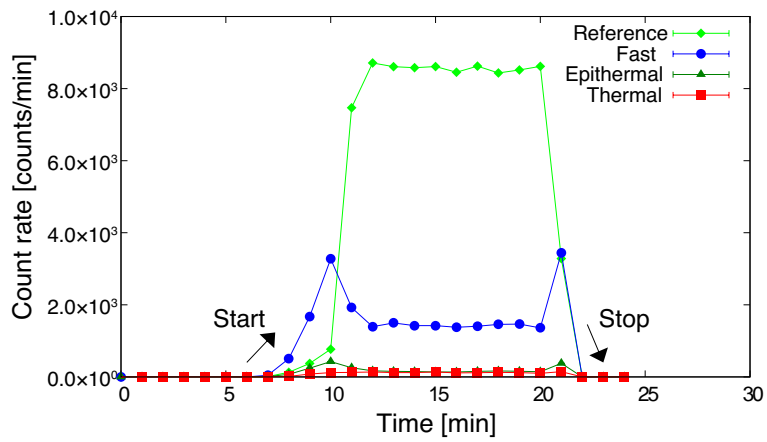
人型水ファントムの首、胸、腹において、熱、熱外、高速中性子検出器の計数率を測定した。図 2.2.6, 2.2.7, 2.2.8 に、照射中の各位置における計数率の時間変化を示す [36]。高速中性子検出器の計数率が熱、熱外中性子検出器に比べて大きいのは、高速中性子検出器では減速材による中性子の減衰を考慮して高感度の LiCAF シンチレータを使用したためであり、さらに高速中性子検出器は照射野に近く、照射される中性子強度が高いためと考えられる。照射試験では、1 分間積算した波高分布を出力するように設定し、出力された波高分布をフィッティングし積算することで計数率 [counts/min] を測定した。KUR-HWNIF では照射開始時にベッドがコリメータに向かって数 10 秒間かけて移動していくため、図 2.2.6~2.2.8 に示すように、ベッドが近づくにつれて計数率が増加していき、離れるにつれて計数率が減少していることが分かる。また図 2.2.8 に示した腹における照射試験結果では、照射開始時と終了時に急激に計数率が増加したが、これはコリメータと外壁との隙間から漏れ出た中性子が、照射ベッドが近づく場合と離れる場合に多くなるためと考えられ、視認することはできないが図 2.2.6, 2.2.7 においても、実際にはわずかなピークがあると推測できる。この事象は KUR-HWNIF 独自の問題点であり、加速器中性子源では通常起こりえない。またリファレンスの計数率は各位置の測定において一定であり、照射試験中の出力が定常であったことを確認した。



☒ 2.2.6: Count rates of each detector in the neck



☒ 2.2.7: Count rates of each detector in the chest



☒ 2.2.8: Count rates of each detector in the abdomen

本照射試験においてLiCAFシンチレータと減速材、および遮蔽材を組み合わせた熱外、高速中性子検出器の開発に成功し、臨床試験を模擬した照射試験において各検出器が正しく動作することを確認した。この検出器を用いることで患者全身位置において熱、熱外、高速中性子に起因する計数率をリアルタイムに測定できることが分かった。しかし、LiCAFシンチレータと開発した熱外、高速中性子検出器はそれぞれ熱、熱外、高速中性子を100%の感度で測定できておらず、熱外、高速中性子検出器については中性子が各検出器に入射することでスペクトル変化を伴って検出する。そのため開発した検出器を用いて熱、熱外、高速中性子に弁別して測定するためには、あらかじめ各検出器の各線質に対する検出感度を導出しておく必要がある。そこで検出感度導出のためには、シミュレーション計算により各検出器に入射する前の中性子スペクトルを取得しなければならない。しかし、LiCAFシンチレータは ${}^6\text{Li}(n, \alpha)\text{T}$ 反応に対応した信号を検出しており、入射中性子のスペクトル情報は失われる。そのためシミュレーション計算で得られる入射中性子スペクトルと実際にLiCAFシンチレータから得られる計数率を対応させなければならない。これは本研究にのみ言えることではなく、LiCAFシンチレータを使用した他の研究にも必要不可欠な議論である。

2.3 LiCAF シンチレータの校正試験

2.3.1 概要

LiCAF シンチレータの計数率から入射中性子スペクトルを取得するために、C-BENS における校正試験を実施し、実際に得られる計数率（実験値）と PHITS により得られる ${}^6\text{Li}$ 反応率（シミュレーション値）を対応させた。校正試験により、本研究室で所持している 6 種類の LiCAF シンチレータに対して校正を行い、計数率から ${}^6\text{Li}$ 反応率に変換可能な換算係数 τ を取得した。

2.3.2 校正試験

2.2 節で述べたように LiCAF シンチレータでは、スペクトル情報が失われて検出されるため、各検出器に入射した中性子スペクトルを評価するためには、あらかじめ実際に得られる LiCAF シンチレータの計数率とシミュレーション計算により得られる中性子スペクトルを対応させる必要がある。そこで、LiCAF シンチレータの計数率（実験値）と PHITS で導出した中性子スペクトルから得られる ${}^6\text{Li}$ 反応率（シミュレーション値）を対応させるため、校正試験を実施した。LiCAF シンチレータから得られる計数率は、結晶サイズ、 ${}^6\text{Li}$ の濃縮度、自己遮蔽効果、シンチレータおよびファイバー内での光の減衰が考えられるため、それらの補正としても本校正試験は重要である。

校正試験は、照射中性子の情報が正確に評価されている C-BENS を使用した。照射試験は照射野中央に 20 cm 角の水ファントムを設置し、ファントム内の照射野中心軸上に LiCAF シンチレータを設置し計数率の測定を行った。LiCAF シンチレータは、2.2 節と同様な手法により計数率（実験値）を測定した。一方、PHITS では、校正試験の体系を模擬し、LiCAF シンチレータの設置位置において、半径 1 mm の球型タリーにより中性子スペクトルを導出した。中性子スペクトルは $10^{-10} \sim 10^2$ MeV を 120 ビンに分割して導出した。また PHITS で導出した中性子スペクトルを実験値により規格化するため、LiCAF シンチレータと同様に水ファントム内に Au 線を設置し、放射化法を用いて熱中性子フルエンスを測定した。本校正試験では、熱中性子フルエンスを規格化因子として用いたため、実験値とシミュレーション値の比較は、十分に熱化したと考えられる水ファントム表

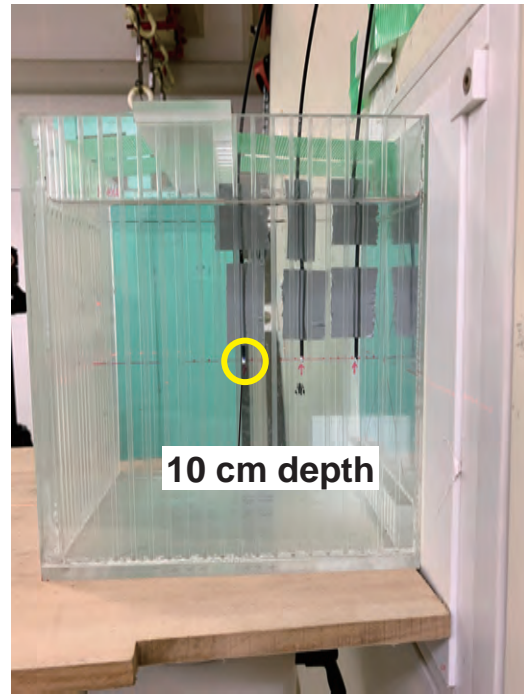
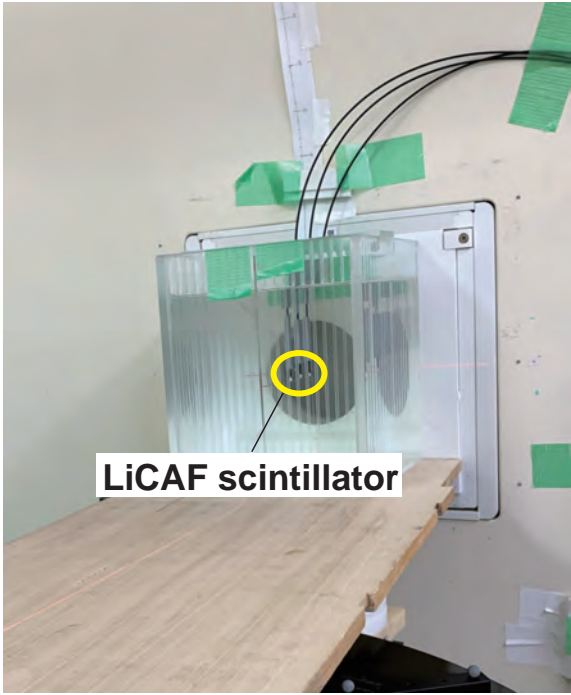
面から 10 cm 深さの LiCAF シンチレータと Au 線の結果を使用した。本校正試験の照射試験の写真と模擬した PHITS 体系を図 2.3.1 と図 2.3.2 にそれぞれ示す。

本研究室で所持している LiCAF シンチレータは 6 種類あり、天然存在比及び濃縮した ${}^6\text{Li}$ が用いられている。LiCAF シンチレータの種類と寸法、本研究での用途を表 2.3.4 にまとめた。熱外、高速中性子検出器では、ポリエチレンにより減速し計数率が減少することを考慮して高感度である濃縮 ${}^6\text{Li}$ の LiCAF シンチレータを使用した。相対感度として、 ${}^{252}\text{Cf}$ 中性子線源から減速させ入射させたときの中性子検出比があらかじめ評価されており、 ${}^{252}\text{Cf}$ 比放射能あたりの計数率として表 2.3.4 に示す。本研究で校正試験を行ったシンチレータは青、黒、赤のみであり、表 2.3.4 の中性子検出比を用いて緑、紫、ピンクのシンチレータの校正を行った。

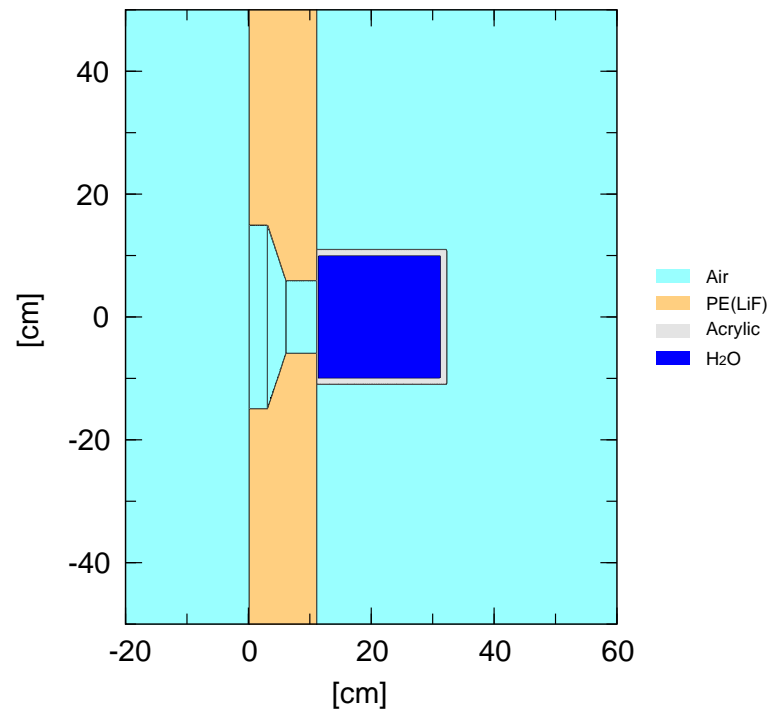
実験値に対応したシミュレーション値を導出するため、PHITS により中性子スペクトルを導出し、JENDL 4.0 による ${}^6\text{Li}$ 反応断面積 [37] を掛け、全エネルギー領域に渡って積算することで ${}^6\text{Li}$ 反応率を導出した。反応断面積は 1 原子当たりで定義されているため、本来は LiCAF 結晶内に含まれる ${}^6\text{Li}$ の原子数をかける必要がある。しかし LiCAF 結晶ごとに個体差があり、含まれる原子数が正確に分からないことから、計数率（実験値）と反応率（シミュレーション値）との比率 $\tau[\text{atom}]$ を次式で定義した。

$$\tau = \frac{C}{R} \quad (2.3.1)$$

ここで、 C は計数率 [s^{-1}]、 R は 1 原子あたりの反応率 [$\text{s}^{-1}\text{atom}^{-1}$] である。



☒ 2.3.1: Photograph of the calibration test for LiCAF scintillator at C-BENS



☒ 2.3.2: Schematic layout of the calibration test for LiCAF scintillator at C-BENS simulated by PHITS

表 2.3.4: LiCAF scintillator specifications

Name	Usage	${}^6\text{Li}$ abundance ratio	Size [mm ³]	Neutron detection ratio [cps/MBq]
Green	Thermal	> 95%	$0.3 \times 0.3 \times 0.2$	6.70×10^{-2}
Purple	Epi-thermal	> 95%	$0.6 \times 0.6 \times 0.6$	1.15
Pink	Fast	> 95%	$0.6 \times 0.6 \times 0.6$	1.16
Blue	Calibration, Reference	Natural	$0.3 \times 0.3 \times 0.2$	4.92×10^{-3}
Black	Calibration	Natural	$0.3 \times 0.3 \times 0.2$	4.72×10^{-3}
Red	Calibration	Natural	$0.3 \times 0.3 \times 0.2$	4.96×10^{-3}

2.3.3 放射化法

本校正試験では、Auの放射化法で測定した熱中性子フルエンスを規格化因子として使用するため、その測定原理について概説する。 ^{197}Au は中性子が照射されると、熱中性子エネルギー領域で反応断面積が大きい $^{197}\text{Au}(n, \gamma)^{198}\text{Au}$ 反応を起こす。その後、生成された ^{198}Au の99%近くが半減期2.69日で β 崩壊し、411.8 keVの γ 線を放出して基底状態に移行する。すなわち中性子照射終了後に発生した411.8 keVの γ 線のカウント数をGe半導体検出器により測定し、マクスウェル分布で平均化した反応断面積と各種補正係数を用いることで、熱中性子フルエンスを導出することができる [38]。

2.3.4 結果・考察

3種類（青、黒、赤）のLiCAFシンチレータについてそれぞれ校正試験を行い、表2.3.4に示す中性子検出比を用いて、6種類のLiCAFシンチレータについて、式2.3.1で定義した変換係数 τ を測定した。ただし、黒のシンチレータでは中性子のイベントが小さくガウスフィッティングすることができなかつたため、赤と青のLiCAFシンチレータで得られた τ の平均値を用いて、全LiCAFシンチレータの τ を導出した。校正試験結果を表2.3.5に示す。濃縮 ^6Li 含有の紫とピンクのシンチレータが、他のシンチレータに比べて大きな値となった。これら校正定数 τ を用いることで、LiCAFシンチレータの計数率をPHITSのシミュレーション結果に対応させることができる。

表 2.3.5: The conversion factor of ^6Li reaction rate to count rate of each scintillator

Name	τ [atom]
Green	4.08×10^{16}
Purple	7.00×10^{17}
Pink	7.07×10^{17}
Blue	3.01×10^{15}
Black	2.87×10^{15}
Red	3.02×10^{15}

2.4 線質弁別評価システム

2.4.1 概要

人型水ファントムを用いた照射試験の実験値とシミュレーション値を比較し、各検出器に入射する中性子スペクトルを評価し、各検出器の各線質に対する検出感度を評価した。しかし熱、熱外、高速中性子検出器を積み重ねて設置したため、各検出器に入射する中性子スペクトルが異なり、線質弁別するための行列計算を解くことができない。そこでシミュレーション計算により、人型水ファントム表面に照射される中性子フラックスをリアルタイムに測定できるシステムを考案した。

2.4.2 入射中性子スペクトルの導出

2.2節で述べたように、本研究で開発した検出器を用いて治療中に熱、熱外、高速中性子に弁別して測定するため、シミュレーション計算により各検出器に入射する中性子スペクトルを導出し、各検出器の各線質に対する検出感度を評価した。中性子スペクトルの導出では、照射試験体系をPHITSにより模擬し、各検出器に入射する中性子スペクトルを導出し、得られた中性子スペクトルから ${}^6\text{Li}$ 反応率を計算し、2.3節で得られた校正定数 τ を用いてLiCAFシンチレータの計数率に変換した。計算により得られた計数率と2.2節の照射試験結果を比較することで、実測に対応するように入射中性子スペクトルを調整した。

図2.4.1に図2.2.5で示した照射試験体系を模擬したPHITSの計算体系を示す。PHITSでは、あらかじめ取得した円殻状の線源データを図2.4.1のBi面上に設置し、人型水ファントムに向け照射した。人型水ファントムの各位置（首、胸、腹）に設置した熱、熱外、高速中性子検出器の位置にタリーを設置し、熱、熱外、高速中性子エネルギー範囲ごとに中性子スペクトルを導出した。ここで図2.4.1のような照射試験体系では、LiCAFシンチレータの大きさが非常に小さく、さらにポリエチレンによる中性子の減速過程を考慮するため、膨大な計算時間を要する。そこで検出器の位置に半径2 cmの球型タリーを設置し、入射中性子スペクトルを取得、その後、各検出器を模擬した体系にその中性子スペクトルを入射することで、LiCAFシンチレータに入射する中性子スペクトルを導出した。この

手法は、短時間で統計誤差が小さいデータを取得でき、ポリエチレンの厚みなど検出器体系の最適化にも利用できる。照射試験は炉心の制御棒位置や燃料棒の配置などの様々な事象が原因で、実際に照射される中性子強度と PHITS で得られる中性子強度は異なる。そのため頭部表面に設置した Au 線と Mn 線の放射化法による熱、熱外中性子フルエンスを規格化因子として使用した [36]。また高速中性子に関しては、別日に電離箱で測定した高速中性子線量を規格化因子として使用した。

PHITS により得られた各検出器位置の中性子スペクトルから ${}^6\text{Li}$ 反応率を導出し、校正定数 τ を掛けて LiCAF シンチレータの計数率を導出した。計算により得られた計数率と実際に得られた計数率は、照射試験時の検出器位置や中性子の空間的な広がり具合によって一致しない場合がある。そこで、計数率のシミュレーション値と実験値を比較し誤差 5 % 以下の場合には、PHITS で得られた中性子スペクトルが、実際に検出器に入射したものと仮定し、誤差 5 % 以上の場合では、PHITS で得られた中性子スペクトルを定数倍して調整した。これまでの BNCT 照射場における中性子スペクトル導出の経験から、シミュレーション値の中性子スペクトルの違いは、スペクトル形状に作用するものではなく、定数倍の違いで表現できることが分かっている。ここで調整したときの係数を位置補正係数と定義し、本研究で得られた位置補正係数を表 2.4.6 に示す。位置補正係数は、シミュレーション値に対する実験値の比である。

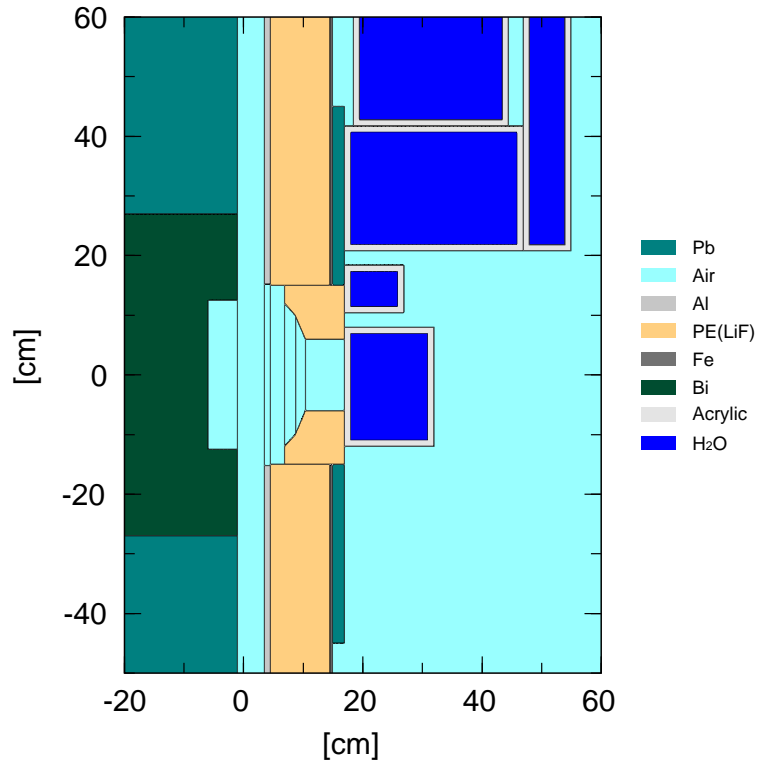


图 2.4.1: Schematic layout of the irradiation test with water body phantom at HWNIF simulated by PHITS

表 2.4.6: Position correction factor

Neutron energy range	Neck	Chest	Abdomen
Thermal	0.65	1.05	1.60
Epi-thermal	0.36	0.46	1.39
Fast	0.44	1.08	1.81

2.4.3 線質弁別評価システム

前項により各検出器に入射する中性子スペクトルを導出したが、検出器で得られる計数率は熱、熱外、高速中性子に対する成分をもち、各成分に応じた計数率を足し合わせたものである。そのため、3つの検出器による計数率から各エネルギー領域のフラックスを計算により導出する必要がある。各検出器による計数率の出力過程を図2.4.2に示す。ここで各検出器に入射する中性子フラックスを ϕ_{A-B} と表し、Aが入射される検出器の種類(熱: th、熱外: epi、高速中性子: fast)、Bが中性子のエネルギー範囲を表し、色ごとに区別した(熱中性子: 赤、熱外中性子: 緑、高速中性子: 青)。また各検出器で得られる計数率を C_A 、各中性子フラックスに対する検出感度を ϵ_{A-B} と定義する。各検出器で得られる計数率を次式に示す。

$$C_{th} = \epsilon_{th-th}\phi_{th-th} + \epsilon_{th-epi}\phi_{th-epi} + \epsilon_{th-fast}\phi_{th-fast} \quad (2.4.1)$$

$$C_{epi} = \epsilon_{epi-th}\phi_{epi-th} + \epsilon_{epi-epi}\phi_{epi-epi} + \epsilon_{epi-fast}\phi_{epi-fast} \quad (2.4.2)$$

$$C_{fast} = \epsilon_{fast-th}\phi_{fast-th} + \epsilon_{fast-epi}\phi_{fast-epi} + \epsilon_{fast-fast}\phi_{fast-fast} \quad (2.4.3)$$

ここで各検出器の検出感度 ϵ を求めるため、入射中性子フラックスに対して得られる計数率の比をPHITSにより計算した。例えば、熱外中性子検出器の熱中性子検出感度の場合、熱中性子フラックスを検出器に入射させ計数率を求め、それを熱中性子フラックスで除したものを検出感度 ϵ_{epi-th} とした。それぞれの ϵ を次式を用いて導出した。

$$\epsilon_{th-i} = C_{th-i}/\phi_{th-i} (i = th, epi, fast) \quad (2.4.4)$$

$$\epsilon_{epi-i} = C_{epi-i}/\phi_{epi-i} (i = th, epi, fast) \quad (2.4.5)$$

$$\epsilon_{fast-i} = C_{fast-i}/\phi_{fast-i} (i = th, epi, fast) \quad (2.4.6)$$

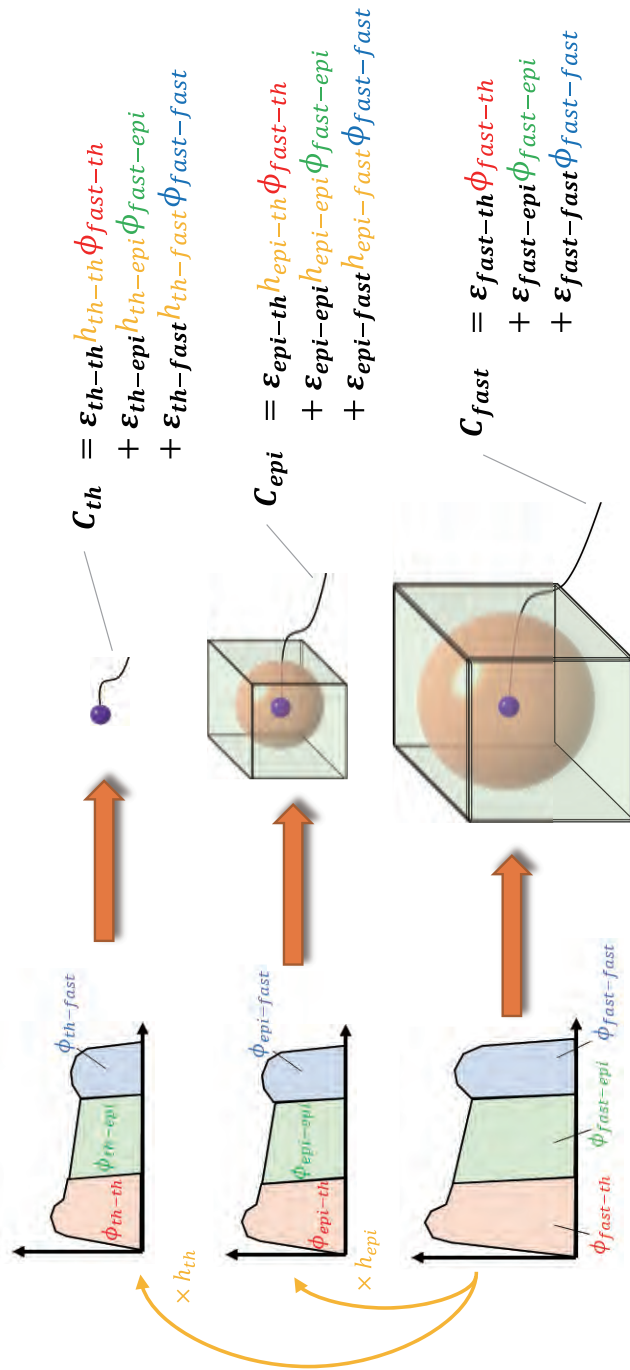
3つのエネルギー領域に分けて線質弁別するためには、得られた C_A から ϕ_{A-B} を導出しなければならない。しかし検出器を積み重ねて設置したため、入射中性子スペクトルが

検出器ごとに異なり、式 2.4.4~2.4.6 から逆行列を解くことができない。シミュレーション解析により入射する中性子スペクトルが検出器ごとに定数倍の違いしかないことが経験的に分かっているため、高速中性子検出器に入射する中性子フラックスに対する、熱、熱外中性子検出器に入射される中性子フラックスの比を h とし、次式のように定義した。

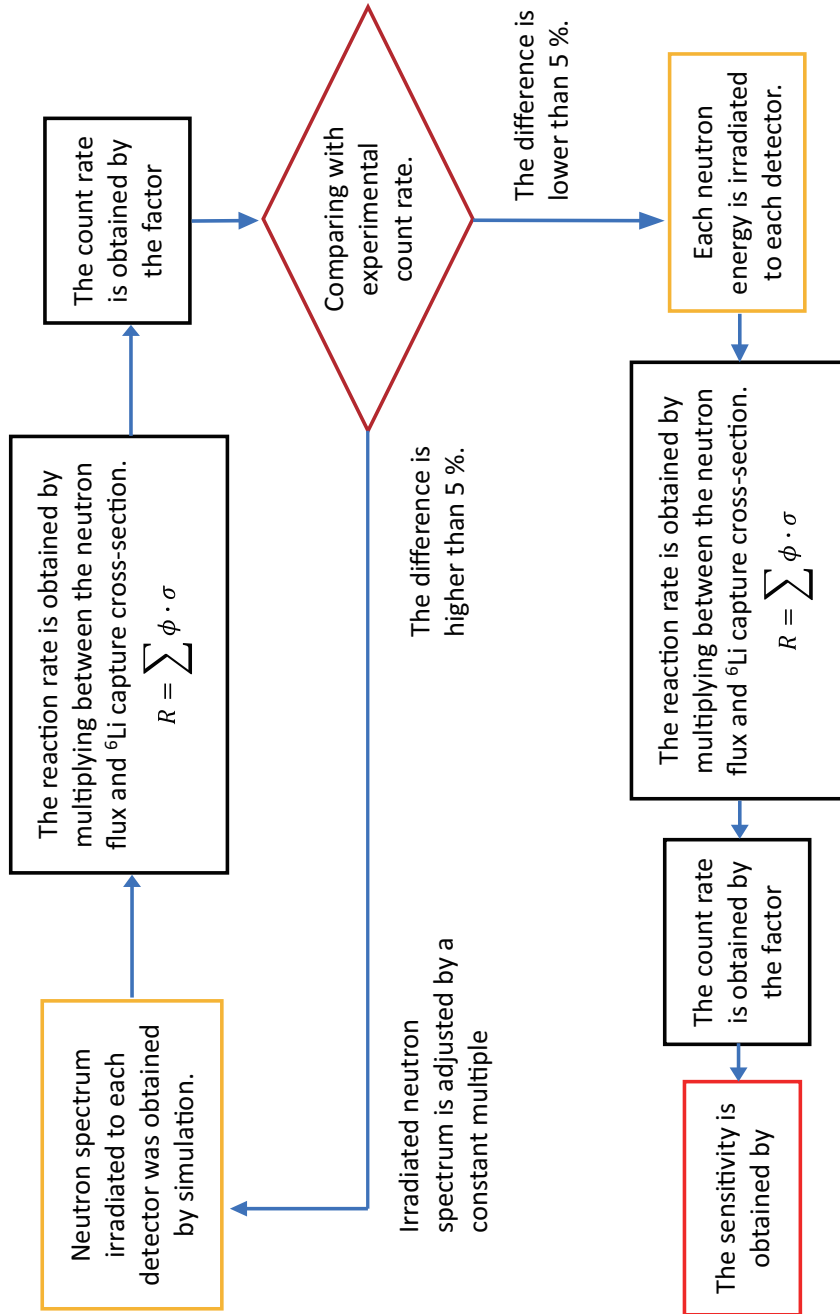
$$\phi_{\text{th}-i} = h_{\text{th}-i} \phi_{\text{fast}-i} (i = \text{th}, \text{epi}, \text{fast}) \quad (2.4.7)$$

$$\phi_{\text{epi}-i} = h_{\text{epi}-i} \phi_{\text{fast}-i} (i = \text{th}, \text{epi}, \text{fast}) \quad (2.4.8)$$

したがって、式 2.4.4~2.4.6 から逆行列が解け、3つの計数率から高速中性子検出器に入射する中性子フラックスをリアルタイムにエネルギー領域ごとに分けて測定することができる。高速中性子検出器に入射する中性子を求めた理由は、検出器が患者に最も近いためであり、本手法で得られる中性子フラックスは患者表面のものと仮定できる。前項の入射中性子スペクトルの導出、本項の検出感度導出までのフローチャートを図 2.4.3 に示す。



☒ 2.4.2: Conceptual scheme of neutron detection with thermal, epi-thermal, fast neutron detector

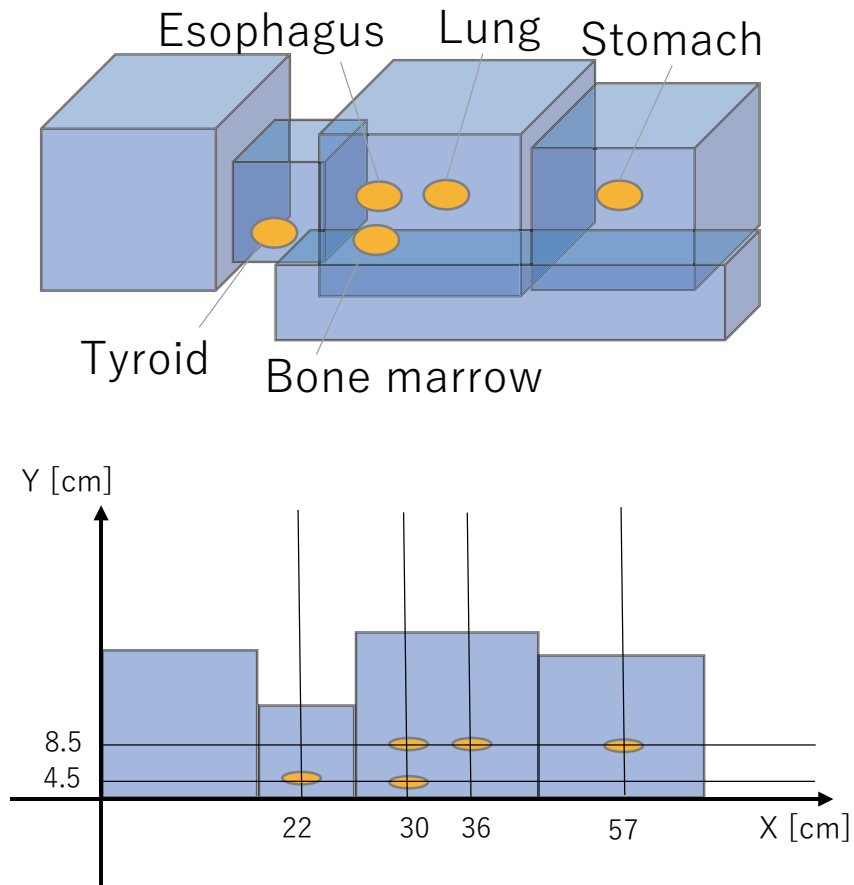


☒ 2.4.3: Flow chart of the calculation of the detecting sensitivity

2.4.4 ファントム内部の線量評価

過去に行われた KUR-HWNIF における人型水ファントム内の各臓器に照射される線量評価試験について概説する [31]。ファントム内部の線量評価試験では、これまでと同様な人型水ファントムを使用し、放射線感受性の高い臓器位置で、Au 箔と In 箔を用いた放射化法により熱中性子線量と高速中性子線量を測定した。その際の照射試験体系を図 2.4.4 に示す。対象とした臓器は、甲状腺、食道、骨髄、肺、胃であり、各臓器の位置を図 2.4.4 に示す。中性子線量の導出には、PHITS により各臓器に入射する中性子スペクトルを導出し、放射化法で得られた中性子フルエンスあるいは反応率で規格化し、得られたスペクトルにカーマ係数を掛けることで吸収線量を評価した [25]。臓器の構成元素は国際放射線単位測定委員会 (International Commission on Radiation Units and Measurements: ICRU) で提示されたものを使用した [39]。

脳の位置において、図 1.4.2 に示すようなホウ素線量、熱中性子線量、高速中性子線量、 γ 線線量を導出し、脳の正常組織における線量が 2 cm 深さで 13 Gy-eq になるように、照射時間を 76 分に設定した [40]。また RBE については、熱、高速中性子を 3、熱外中性子を 1 と近似し、その値を吸収線量に掛けることで RBE 等価線量を評価した。本照射試験により得られた内部臓器の RBE 等価線量を表 2.4.7 に示す。熱、高速中性子線量は各臓器で異なり、照射野に最も近い甲状腺の線量が一番高いことが分かる。また胸の位置にある食道、骨髄、肺では、熱中性子線量に大きな違いはないが、骨髄の高速中性子線量のみが小さくなることが分かった。これは、骨髄が食道や肺に比べて深い位置にあり、水ファントム内の水素原子核で減速されることで、高速中性子線量が小さくなったと考えられる。



☒ 2.4.4: Schematic layout of the dose evaluation inside the body phantom

表 2.4.7: RBE equivalent dose of thermal and fast neutron at each organ position

Position	Thermal [Gy-eq/Irradiation]	Fast [Gy-eq/Irradiation]
Thyroid	1.1×10^{-1}	4.8×10^{-1}
Esophagus	4.0×10^{-3}	1.1×10^{-1}
Bone marrow	5.0×10^{-3}	7.6×10^{-2}
Lung	6.0×10^{-3}	1.7×10^{-1}
Stomach	1.0×10^{-3}	7.3×10^{-1}

2.4.5 実効線量の導出

放射線防護の観点から、ファントム内部の線量評価結果と、本研究で開発したリアルタイム中性子検出器による線量評価結果を組み合わせることで、本研究で対象とした左側頭部からの中性子照射における実効線量を評価した。この照射方法では甲状腺が照射野に近いので、被ばく量が最も高くなると考えられる。実効線量の導出においては、リアルタイム中性子検出器による線量評価結果を皮膚線量とし、それ以外の臓器は先行研究 [31] の実験結果を用いて評価した。先行研究の線量評価結果を本研究結果に対応させるため、先行研究における熱中性子フラックスと ^{115}In の高速中性子反応率の結果を規格化定数として、各臓器に照射される中性子スペクトルを改めて導出した。照射条件は前項と同様で、各臓器の中性子スペクトルと放射線加重係数、組織加重係数を積算し、臓器ごとの等価線量 [Sv] を評価した。リアルタイム中性子検出器による皮膚線量は、首、胸、腹それぞれで計算し、実効線量にはそれらの平均値を使用した。ただし、本項では他の粒子線治療と比較するためホウ素線量については考慮せず、脳の等価線量は含めずに実効線量を導出した。

2.4.6 結果・考察

得られた各検出器の各検出感度 ϵ を表 2.4.8 に示す。表 2.4.8 には全エネルギー領域の計数率に対する、各線質のエネルギー領域の計数率の比をそれぞれ計算し、指定のエネルギー領域の中性子をどれだけ検出できているかを%で示す。熱、熱外中性子検出器は高速中性子を 1 %以下で弁別できており、高速中性子検出器は熱中性子を 2 %以下で弁別できていることが分かる。また PHITS により得られた入射中性子スペクトルを検出器ごとに比較し導出した h の値を表 2.4.9 に示す。 h の値は熱、熱外、高速中性子のエネルギー領域に分けて測定し、3つの平均値を示す。首の h_{th} , h_{epi} と胸の h_{epi} は 1 より小さいが、これは頭部から散乱した中性子が下方にある高速中性子検出器によって遮蔽されるためであり、下方の中性子フラックスよりも小さくなったと考えられる。また胸の h_{th} と腹の h_{th} , h_{epi} は 1 より大きい値となり、高速中性子検出器による影響が少なく、コリメータを透過した成分が主であったと考えられる。

表 2.4.8: The sensitivities of (a) thermal, (b) epi-thermal, (c)fast neutron detector for each neutron and the contribution of each neutron to total events at neck, chest, abdomen

(a)Thermal neutron detector			
Position	Thermal[cm ²]	Epi-thermal[cm ²]	Fast[cm ²]
Neck	1.92×10^5 (96%)	1.56×10^6 (3%)	1.81×10^8 (0.02%)
Chest	1.96×10^5 (97%)	1.56×10^6 (4%)	1.88×10^8 (0.02%)
Abdomen	1.91×10^5 (96%)	1.53×10^6 (4%)	1.99×10^8 (0.02%)
(b)Epi-thermal neutron detector			
Position	Thermal[cm ²]	Epi-thermal[cm ²]	Fast[cm ²]
Neck	4.21×10^6 (16%)	6.05×10^5 (83%)	2.07×10^6 (1%)
Chest	5.36×10^6 (15%)	6.36×10^5 (86%)	2.13×10^6 (1%)
Abdomen	6.47×10^6 (14%)	5.99×10^5 (86%)	2.02×10^6 (1%)
(c)Fast neutron detector			
Position	Thermal[cm ²]	Epi-thermal[cm ²]	Fast[cm ²]
Neck	3.40×10^6 (2%)	2.92×10^4 (73%)	4.26×10^4 (24%)
Chest	5.12×10^6 (2%)	3.08×10^4 (57%)	4.10×10^4 (42%)
Abdomen	5.61×10^6 (1%)	3.33×10^4 (52%)	4.34×10^4 (47%)

表 2.4.9: The average factor of the neutron flux at thermal and epithermal detector to fast neutron detector

Position	h_{th}	h_{epi}
Neck	0.42 ± 0.18	0.39 ± 0.11
Chest	1.04 ± 0.25	0.58 ± 0.13
Abdomen	1.53 ± 0.54	1.04 ± 0.15

PHITSで導出した高速中性子検出器に入射する中性子スペクトルを図2.4.5に示す。図2.4.5のスペクトル形状から、頭部ファントムにおける中性子散乱により高エネルギー中性子が熱中性子まで減速したことが分かる。また得られた ϵ , h を用いて、計数率に式2.4.4~2.4.6の行列計算を行い、得られた高速中性子検出器に入射する中性子フラックスを表2.4.10に示す。表2.4.10から全体の中性子フラックスに対する高速中性子フラックスの割合を計算したところ、首、胸、腹でそれぞれ6, 17, 24%と増加することが分かった。これは熱、熱外中性子は照射野から離れるにつれて減衰するが、高速中性子はコリメータを透過する成分が多いため、熱、熱外中性子よりも患者全身に照射される割合が高くなったと考えられる。

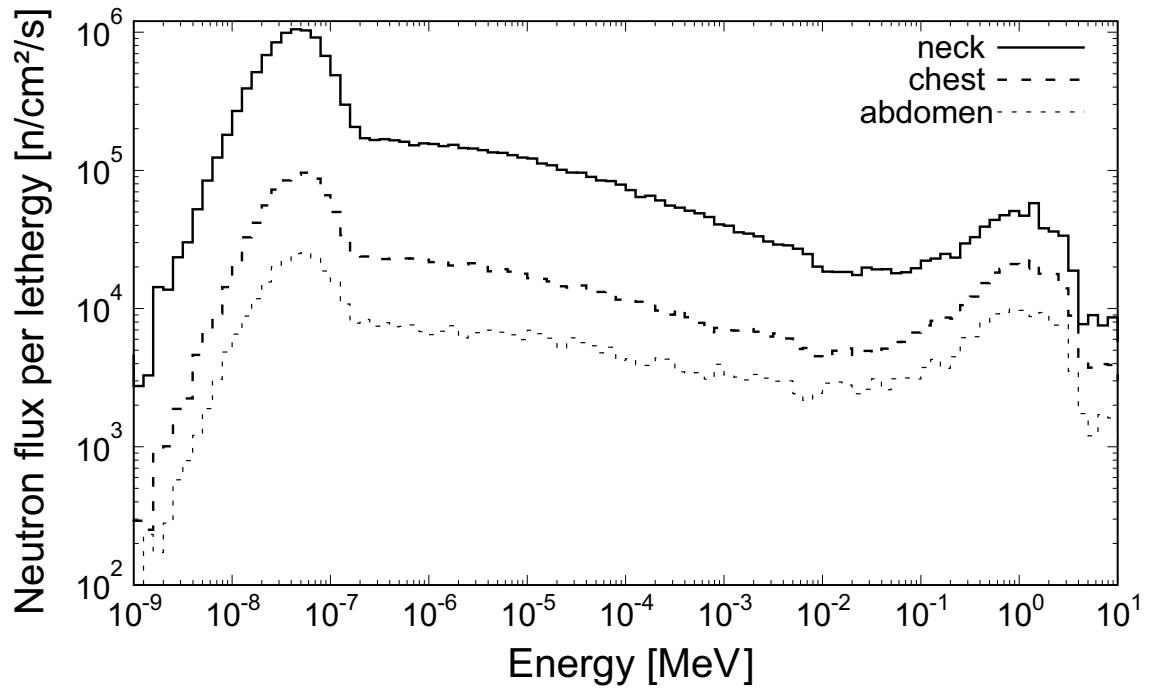


图 2.4.5: Irradiated neutron spectra on the surface of the phantom at the each position

表 2.4.10: Neutron flux irradiated to the surface of the phantom at the each position

Position	Thermal [n/cm ² /s]	Epi-thermal [n/cm ² /s]	Fast [n/cm ² /s]
Neck	1.8×10^6	6.0×10^5	1.5×10^5
Chest	1.8×10^5	9.6×10^4	5.7×10^4
Abdomen	5.1×10^4	3.6×10^4	2.8×10^4

リアルタイム中性子検出器で測定した線量（表面）と放射化法により測定した内部臓器の線量（内部）を表 2.4.11 に示す。表 2.4.10 と比較すると、高速中性子のフラックスは熱、熱外に比べると低いが、RBE とカーマ係数による影響で線量は高くなることが分かる。そのため、2 次被ばくの観点からは高速中性子の測定が非常に重要であると考えられる。表面と内部の線量を比較したとき、熱中性子線量は内部で大きく、表面では小さく、一方で高速中性子線量は内部では小さく、表面では大きくなった。これは高エネルギーの中性子がファントム中の水素原子核により減速および散乱されたためであり、内部線量に対して、本研究により測定した表面の線量は、大小関係のみではあるが物理的に妥当と考えられる。また表面と内部線量の比率を計算したところ、熱中性子検出器では首、胸、腹の位置で、内部線量がそれぞれ表面の 23, 12, 9 倍となり、統一性は見られなかった。しかし高速中性子では、内部線量がそれぞれ表面の 0.35, 0.30, 0.27 倍となり、表面の線量を 0.27~0.35 倍することで内部の線量を見積もることができることが分かった。

表 2.4.11: RBE equivalent dose of (a)thermal and (b) fast neutron at the surface and the inside of the phantom at the each position

(a)Thermal neutron dose		
Position	Surface [Gy-eq/Irradiaiton]	Inside [Gy-eq/Irradiaiton]
Neck	4.6×10^{-3}	1.1×10^{-1}
Chest	5.2×10^{-4}	6.0×10^{-3}
Abdomen	1.1×10^{-4}	1.0×10^{-3}
(b)Fast neutron dose		
Position	Surface [Gy-eq/Irradiaiton]	Inside [Gy-eq/Irradiaiton]
Neck	1.4×10^0	4.8×10^{-1}
Chest	5.7×10^{-1}	1.7×10^{-1}
Abdomen	2.7×10^{-1}	7.3×10^{-2}

先行研究であるファントム内部の線量評価結果と本研究であるリアルタイム中性子検出器による線量評価結果を用いて、表 2.4.12 に示すように臓器ごとに熱、熱外、高速中性子の等価線量 [mSv/Irradiation] を評価した。照射野に近い甲状腺や感受性の高い骨髄や肺において、高速中性子線量が高いことが分かる。また皮膚線量については、甲状腺と比較すると 1 桁近く低いが、照射野に近づくにつれ高くなることが分かる。首、胸、腹の皮膚線量を平均し、脳以外の臓器で等価線量を足し合わせた結果、実効線量は 557 mSv であった。陽子線治療と比較するのは照射条件や測定位置の対応から困難ではあるが、陽子線治療における照射野外の中性子による実効線量は約 370 mSv と導出されている [41]。BNCT は陽子線治療に対して、中性子のビーム強度が 1 桁以上高く、被ばく線量が最も高いと想定される症例にも関わらず、中性子線量は比較的低いことが分かった。

表 2.4.12: Effective dose evaluation

Organ	Thermal	Epi-thermal	Fast
	[mSv/Irradiation]	[mSv/Irradiation]	[mSv/Irradiation]
Bone marrow	0.50	0.07	46.8
Colon	0.00	0.00	0.00
Lung	0.60	0.11	107
Stomach	0.10	0.05	47.1
Breast	0.40	0.12	116
Gonad	0.07	0.01	0.00
Bladder	0.00	0.00	0.00
Esophagus	0.13	0.02	21.9
Liver	0.00	0.00	0.00
Thyroid	3.57	0.20	103
Bone surface	0.05	0.00	1.34
Salivary gland	6.86	0.53	87.1
Skin(neck)	0.24	0.09	15.0
Skin(chest)	0.03	0.02	10.0
Skin(abd)	0.01	0.01	6.91
SUM	12.4	1.15	543
Effective dose		557	

2.5 まとめ

BNCTにおける全身被ばく線量評価のために、LiCAF シンチレータとポリエチレン、 ^6LiF を組み合わせて熱、熱外、高速中性子に感度をもつリアルタイム検出器を開発した。人型水ファントムを用いた照射試験により検出器の動作確認を行い、考案した測定システムにより、首、胸、腹のファントム表面に照射される中性子フラックスをエネルギー領域ごとに測定した。放射化法によるファントム内部の線量と比較した結果、本研究で得られた表面の線量は物理的に妥当であり、内部臓器の高速中性子線量はリアルタイムに測定できることが示唆された。本研究で開発したシステムにより、治療中の患者全身に照射される中性子線量をリアルタイムに評価できる。さらなる高度化のために、熱外、高速中性子検出器を小型化することで位置精度の向上および測定可能位置の増加が期待できる。

第3章 OSLDを用いた γ 線線量評価手法 の開発

3.1 序論

BNCT 照射場では、複雑なエネルギー分布を有した中性子が存在するため、治療の有効性・安全性を評価するためには、中性子フルエンスあるいは中性子による被ばく量を評価する必要がある。一方、BNCT 照射場においては、主に ${}^1\text{H}(n, \gamma){}^2\text{H}$ 反応によって生じた γ 線が高強度に混在するため、 γ 線を測定することも非常に重要な課題である。BNCT 照射場における γ 線線量評価は、全身被ばく量評価およびファントムを用いた QA において実施されているが、本研究では治療を実施する上で必要不可欠である QA に着目した。

現在、治療前及び定期的実施している BNCT 照射場における QA では、熱ルミネセンス線量計 (Thermo-luminescent dosimeter: TLD) を用いて、ファントム内の γ 線線量を評価している [11], [12], [28], [42]。TLD は放射線照射された結晶性の物質が、熱刺激によって発光する原理を利用した線量計であり、照射された γ 線線量と照射後に熱刺激により測定された熱ルミネセンスの発光量が比例することを利用した線量計である。BNCT 照射場における QA では、ファントムの各深さに設置した TLD を照射し、照射終了後に読み出し装置を用いて熱ルミネセンス発光量を測定する。BNCT 照射場で使用する TLD は、図 3.1.1 に示すように熱中性子感度の低い石英ガラスに BeO 粉末が封入された素子を使用している (UD-170LS, Panasonic)。しかし現在、ガラス加工の難しさなどから、生産が困難になっており、新たな γ 線線量計の開発が必要になっている。そこで、本研究では BeO セラミックの光刺激ルミネセンス線量計 (Optically stimulated luminescent dosimeter: OSLD) に着目し、新たに販売された OSLD が BNCT 照射場で適応可能かを評価した。OSLD は放射線照射によって生じた物質が、強い光を与えることで照射線量に応じた蛍光を発する原理を利用した線量計である。放射線照射により OSLD に生じた

光刺激ルミネセンスの発光量（OSL 値）は、読み出しによってほとんど減少しないため、一般的に OSLD は繰り返し測定が可能で、さらにはフェーディングによる影響も小さいとされている。以上の特性により、他の放射線治療でも OSLD は使用される [2]。本章では、新たに販売された OSLD を用いて BNCT 照射場における照射試験を実施し、OSLD によって得られた γ 線線量と従来の TLD によって得られた結果を比較した。また BNCT 照射場における γ 線線量評価では熱中性子に対する感度により、得られる γ 線線量を過大評価してしまう。この熱中性子に対する感度の評価は、BNCT 照射場のような中性子と γ 線の混合場において必要な項目であり、他の放射線治療においても重要である。

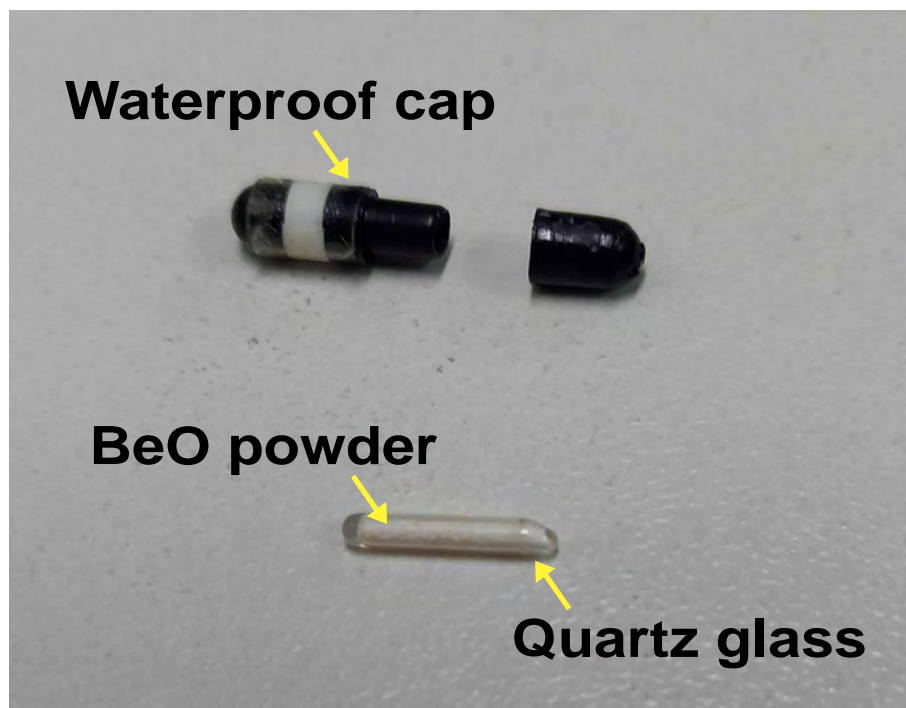


図 3.1.1: UD-170LS (TLD)

3.2 OSLD

3.2.1 概要

BNCT 照射場における OSLD を用いた γ 線線量評価のため、新たに販売された OSLD による γ 線線量評価手法について検討を行った。OSLD は一般的に繰り返し測定が可能とされているが、BNCT 照射場に対応した γ 線エネルギーおよび線量に対して繰り返し測定が可能かを確認するため、照射試験を実施した。 ^{60}Co γ 線源を用いた照射試験では、OSL 値を読み出すことによる、蓄積された信号量の減少率が数%であったが、膨大な信号量が蓄積された素子では正しく線量評価できないことが分かった。最後に OSLD の諸特性を考慮した上で、本研究における OSLD を用いた γ 線線量評価手法についてまとめた。

3.2.2 myOSLchip

本研究で使用した OSLD は、myOSLchip (Freiberg Instruments) であり、BeO セラミックと Acrylnitril-Butadien-Styrol-Copolymere (ABS) 製の部品で構成される。4.65×4.65×0.5 mm³ の BeO セラミックが、ABS 製の固定具に装着され、ABS 製の鞘に挿入されている。BeO セラミック、ABS 製の固定具と鞘を含めて全体のサイズは 10 × 9.5 × 2.0 mm³ である。図 3.2.1 に myOSLchip の写真を示す。今回使用した OSLD は 2 種類あり、高線量に対応した素子 (HD) と低線量に対応した素子 (LD) を使用した。照射した OSLD の発光量測定には、myOSLchip に対応した読み出し装置を使用した。OSLD は放射線照射による OSL 値を消光 (イレイス) しなければ、その信号量を蓄積することができるため、照射された γ 線線量は、読み出しを行った OSL 値から前回読み出した OSL 値を差し引いた、相対的な OSL 値を用いて評価する。またフェーディングによる影響は小さいが、照射後 10 分経過してから読み出しを行うことで、フェーディングによる影響を全測定において統一するように工夫した。

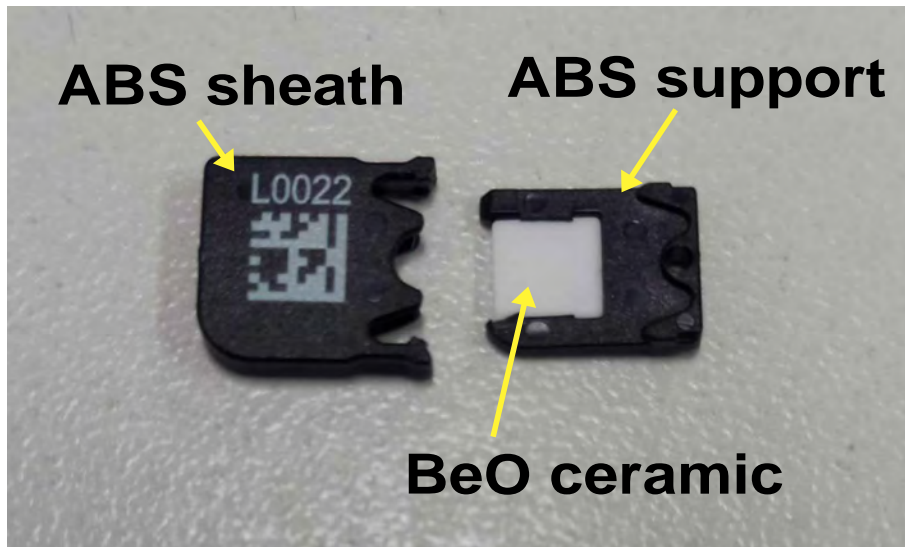


図 3.2.1: myOSLchip(OSLD)

3.2.3 繰り返し測定

OSLD は一般的に繰り返し測定が可能とされるが、myOSLchip の使用マニュアルでは、 ^{90}Sr を用いた照射試験において、0.5 秒間のレーザー刺激による OSL 値の読み出しにより 3~5 % 信号量が減少するとされている。そこで、BNCT 照射場における QA において、読み出しによる蓄積された OSL 値の減少率を測定した。照射試験は、BNCT 照射場の γ 線エネルギーに近い ^{60}Co γ 線源を用いて実施し、QA にて一般的に用いられる線量の 300 mGy を OSLD に照射した。照射後、5 回繰り返して読み出しを行ったところ、1 回の読み出しによる信号量の減少率は HD と LD それぞれで 1.4 ± 0.3 % と 2.6 ± 0.6 % であった。

信号量減少率の測定評価後に、素子のイレイスを行わず、後述する BNCT 照射場における照射試験を行った。OSLD には元々 $3.0 \pm 0.2 \times 10^4$ の信号量が蓄積しており、BNCT 照射場では約 10^3 の信号量に対応する 10 分間の照射を行ったところ、正しく γ 線線量を評価することができなかった。これは、照射試験によって生じた OSL 値が蓄積していた

信号量の約3%に相当し、蓄積していたOSL値が読み出しにより数%減少したことで、差し引いた相対的なOSL値が過小評価したと考えられる。よって、膨大な信号が蓄積したOSLDでは、QAで使用する線量範囲において正しく線量評価できないことが分かった。そのため本研究では、蓄積したOSL値と読み出しによる影響を除去するため、各照射試験前にmyOSLchip対応のイレイス装置を使用して、OSLDのイレイスを行うこととした。イレイス装置では、青色LEDを2時間照射することで蓄積されたOSL値をほとんどゼロにすることができる。以上から、OSLDのOSL値読み出し手順は、2時間のイレイス、バックグラウンド信号量の測定、照射試験、OSL値の読み出しの順で実施した。

3.3 OSLDの校正試験

3.3.1 概要

OSLD を使用して γ 線線量を評価するため、 ^{60}Co γ 線源において校正試験を実施した。校正試験では素子本体の評価を行うためにフリーエアで行い、荷電粒子平衡のために polytetrafluoroethylene (PTFE) 板で囲み、QA で照射される範囲の γ 線線量を照射した。校正試験の結果、OSLD が照射線量に対して良い線形性を示し、OSL 値から線量に変換する校正定数を取得した。

3.3.2 校正試験

BNCT 照射場における OSLD の照射試験を行う前に、BNCT 照射場の γ 線とエネルギー領域に近い γ 線源を用いて校正試験を実施した。校正試験では KURNS の ^{60}Co γ 線源において、1.173, 1.332 MeV の γ 線を OSLD に照射した。OSLD で計測される値は OSL 値であり、BNCT 照射場における QA で使用するためには、OSL 値を γ 線線量に変換するための定数を評価しなければならない。そこで、OSL 値と γ 線線量を値付けするための校正試験を実施した。図 3.3.1 に校正試験における ^{60}Co γ 線源と OSLD の配置図を示す。OSLD は、素子自体を評価するためにフリーエアで照射を行い、HD と LD のそれぞれ 2 つを、荷電粒子平衡を成立させるため、ビルドアップ用に 5 mm 厚さの PTFE 板で周囲を囲み、 ^{60}Co γ 線源から 150 cm 離れた位置に設置した。図 3.3.2 に PTFE 板で囲んだ OSLD の写真を示す。一般的にビルドアップに使用する Polymethyl methacrylate (PMMA) は中性子反応により γ 線が発生する水素を多く含有するため、本研究では水素を含まない PTFE をビルドアップ材質として選択した。

OSLD に照射する γ 線線量は、リファレンスとして電離箱 (C-110, APPLIED ENGINEERING INC.) により測定した。リファレンス電離箱は、OSLD と同様な照射条件に設置し、線量率 [mGy/s] を測定した。OSLD に照射する線量は、QA で照射されるファントム内の γ 線線量を考慮して、照射時間を変化させて 150, 300, 450 mGy を照射した。校正試験では、照射線量を横軸に、OSLD により得られる OSL 値を縦軸に設定し、線形フィッ

ティングすることにより得られる傾きを校正定数 $[\text{mGy}^{-1}]$ として定義した。この校正定数を用いることで、OSLD によって得られた OSL 値を γ 線線量に変換することができる。

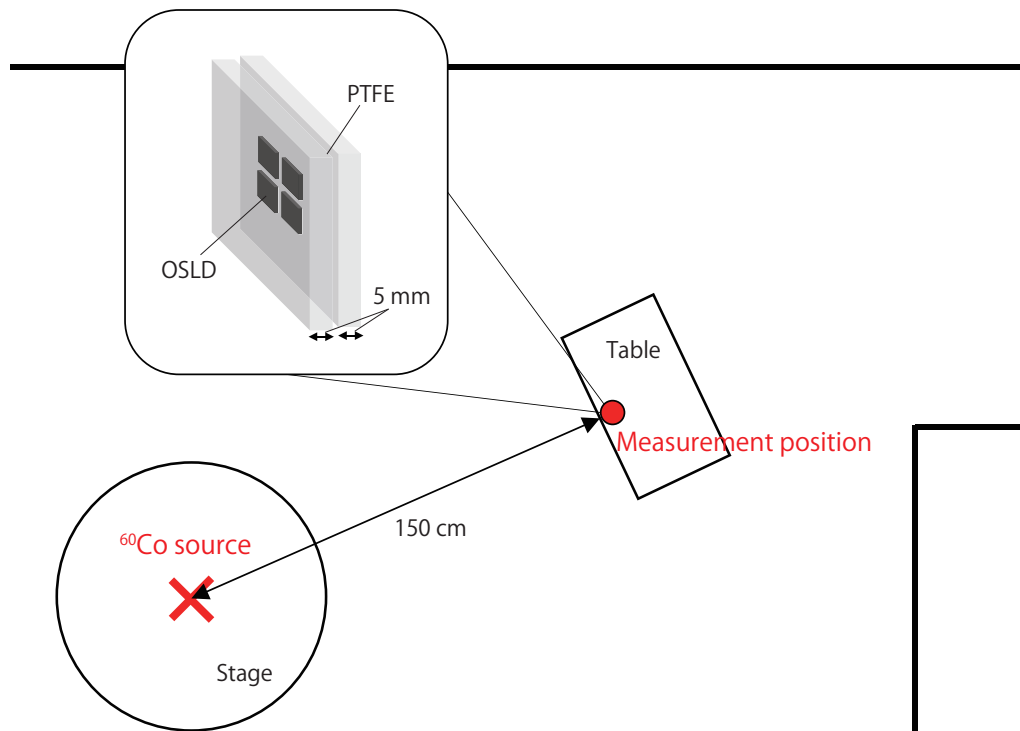


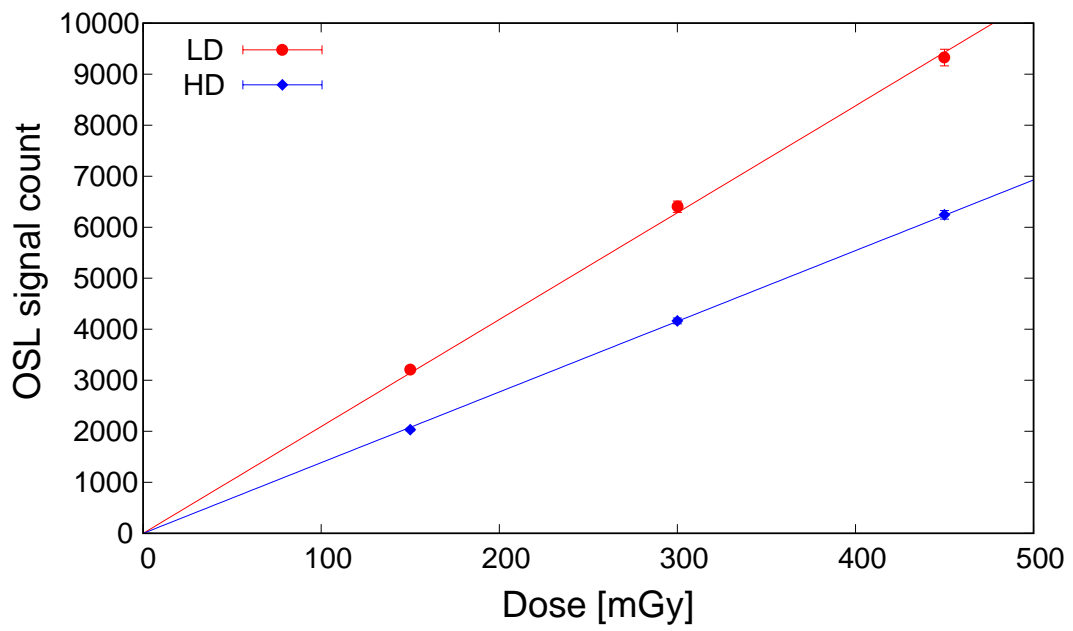
図 3.3.1: Schematic layout of calibration test for the OS LD



図 3.3.2: Photograph of PTFE plate for the OSLD

3.3.3 結果・考察

BNCT 照射場における照射試験のために、16 個の素子（HD が 8 個、LD が 8 個）を選択し、 $^{60}\text{Co}\gamma$ 線源において校正試験を実施した。横軸にリファレンス電離箱で得られた照射線量、縦軸に OSLD によって得られた OSL 値として、線形フィッティングを行った結果、全素子の R^2 は 1.00 となり、OSLD が良い線量線形性を示すことが分かった。図 3.3.3 にある素子の校正試験結果を示す（素子番号は LD06 と HD15）。また表 3.3.1 に今回校正を行った OSLD の校正定数をまとめた。表 3.3.1 で示す Cd シャッター開口度とは、3.4 節で後述する BNCT 照射場における照射条件である。校正定数は素子ごとに異なるが、LD は γ 線に対して高い感度であり、HD は低い感度を有することが分かった。



☒ 3.3.3: Example of relationship of the OSL signal count and the γ -ray dose

表 3.3.1: The calibration factor of myOSLchip

Cd shutter aperture [mm]	200			300			600					
Number	LD26	LD27	HD33	HD34	LD04	LD05	HD13	HD14	LD06	LD08	HD15	HD16
Factor [mGy^{-1}]	19.6	23.3	13.6	13.4	22.9	21.2	14.7	13.1	20.4	19.7	14.0	14.0

3.4 中性子場における γ 線線量評価

3.4.1 概要

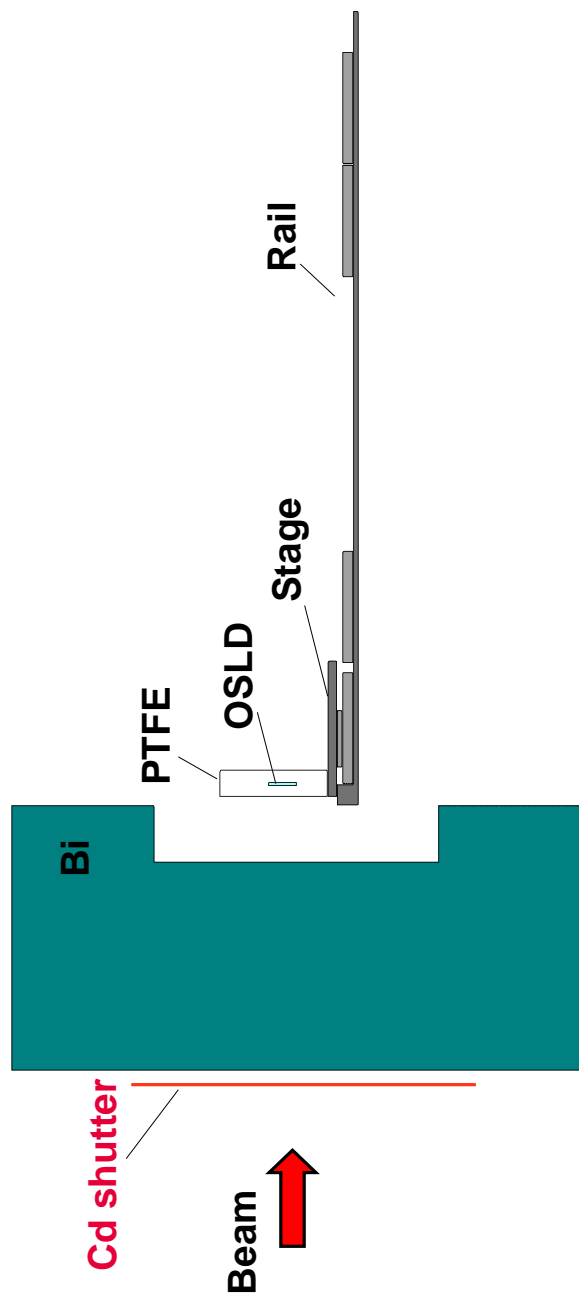
^{60}Co γ 線源において校正試験を行った OSLD を BNCT 照射場である KUR-HWNIF において照射試験を行った。照射試験はフリーエアで行い、Cd シャッターを使用して熱中性子フルエンスを変化させながら測定を行った。照射試験では、OSLD と同じ位置に設置した Au 箔により熱中性子フルエンスを測定し、熱中性子フルエンスあたりの γ 線線量を評価した。OSLD による線量評価結果は、従来の TLD で得られた結果と比較し、同等な精度で γ 線線量を評価できており、熱中性子に対する感度は TLD よりも低い結果となった。

3.4.2 照射試験

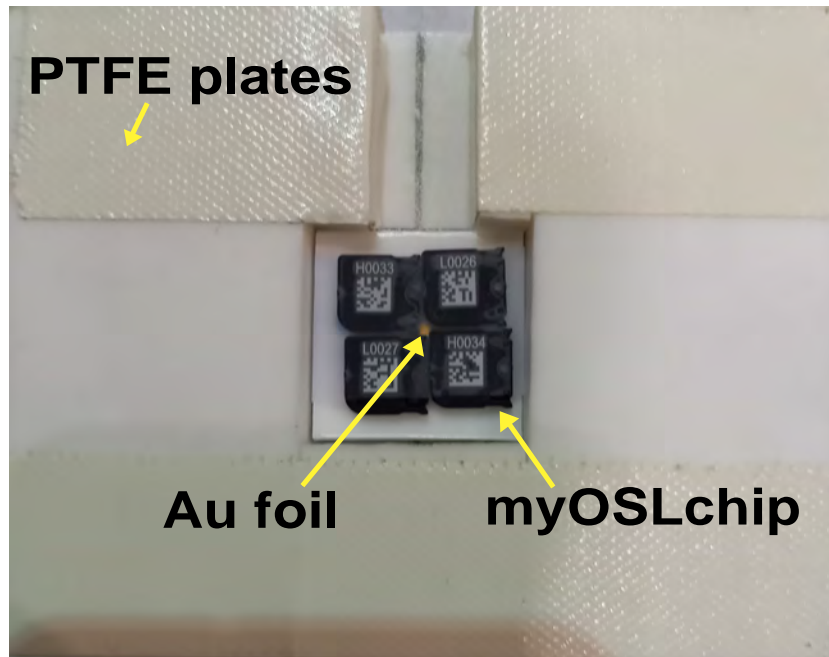
BNCT 照射場における OSLD の特性評価を行うため、KUR-HWNIF において照射試験を実施した。KUR-HWNIF ではコリメータより上流側に厚さ 1 mm の Cd シャッターが設置されており、開口度を変化させることで熱中性子フルエンスのみを変化させることができる [10]。中性子照射場における γ 線線量評価においては、中性子に対する感度が重要となり、特に熱中性子に対する感度（熱中性子感度）によって γ 線線量値を過大評価するため、熱中性子感度をあらかじめ評価しておかなければならない。そこで本照射試験では、Cd シャッター開口度を 0, 200, 300, 600 mm と変化させ、熱中性子フルエンスのみを変化させ熱中性子フルエンスあたりの γ 線線量を評価した。図 3.4.1 に PHITS により模擬した照射試験体系の断面図を示す [35]。OSLD は 3.3 節と同様に HD と LD を 2 つずつ PTFE 板で囲み、図 3.4.1 に示す Bi 面の中央に設置した。また照射試験では、KUR-HWNIF の左右遮蔽扉を開閉せずにサンプルを照射位置に移動可能な照射レール装置を用いて行った。照射終了後、OSLD から OSL 値を計測し、3.3 節で得られた校正定数をかけることで線量に変換した。また OSLD と同様に PTFE 板の内側に Au 箔を設置し、放射化法によって熱中性子フルエンスを測定した。研究用原子炉では中性子強度が変動することから、その影響を除去するために、OSLD により得られた γ 線線量を、放射化法により得られた熱中性子フルエンスで割ることで、熱中性子フルエンスあたりの γ 線線量 [mGy cm^2] を取

得した。図 3.4.2 に OSLD と Au 箔の位置関係を示す。

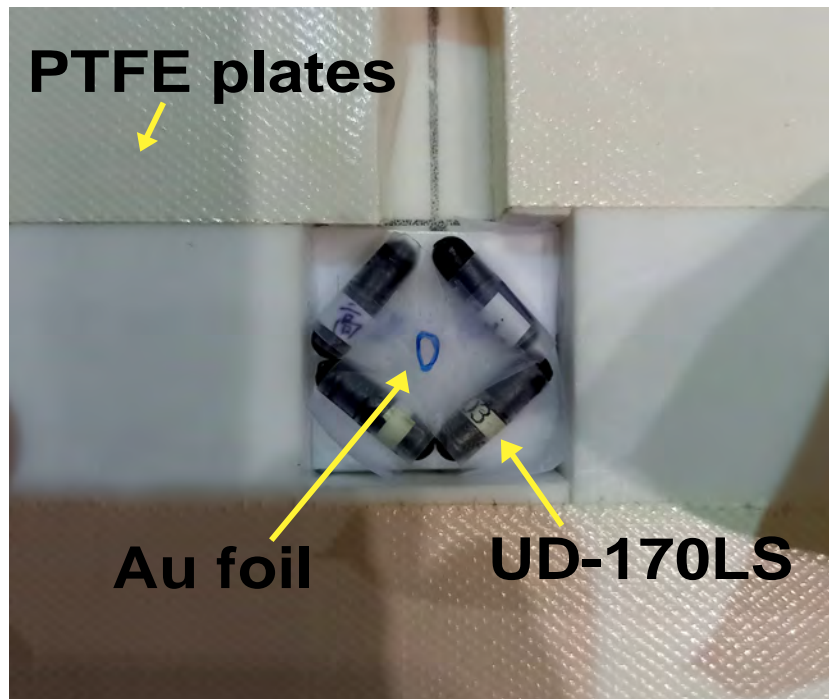
KUR-HWNIF では、重水タンク等の Al 製の構造材、Bi 層やその周りに設置した鉛・ポリエチレン等の遮蔽体などと熱中性子との核反応によって γ 線が生じ、さらには熱中性子よりも高いエネルギーを有する熱外中性子や高速中性子も、これらが減速された後に物質と相互作用を起こし γ 線を発生させる。Cd が熱中性子領域に大きな反応断面積を有するために、Cd シャッターにより熱中性子フルエンスと γ 線線量が増加する。OSLD の熱中性子感度を正しく評価するためには、熱外中性子や高速中性子の影響を除去しなければならない。そこで、本研究では Cd シャッター開口度 200, 300, 600 mm における OSLD で得られた γ 線線量は、熱中性子がほとんど照射されない開口度 0 mm の結果を差し引くことで、熱中性子感度を評価した。また、OSLD による結果を従来使用してきた TLD による γ 線線量と比較するために、TLD (UD-170LS) を OSLD と同様な条件において照射試験を実施した。図 3.4.3 に PTFE 板内の TLD と Au 箔の位置関係を示す。UD-170LS は熱中性子感度を補正するための熱中性子補正係数があらかじめ評価されており、TLD については熱中性子感度を補正した結果も合わせて測定した [10], [44]。熱中性子感度を補正するための熱中性子補正係数は、熱中性子フルエンスあたりの γ 線線量に寄与する値であり、参考文献 [10], [44] で示されるように、測定手法の違いにより KUR と JRR-4 で得られた補正係数の値が異なる。本研究では、熱中性子補正係数の導出過程が明らかである JRR-4 で得られた $5.1 \pm 0.8 \times 10^{-14} \text{Gy cm}^2$ を用いることとした。ここで、本研究で利用した KUR-HWNIF の照射モードと JRR-4 における補正係数導出時の照射モードでは、 γ 線混在率がそれぞれ 2.2~2.8 と 2.5 であり、ほとんど等しいため、JRR-4 で得られた熱中性子補正係数を KUR-HWNIF において使用した [44]。



☒ 3.4.1: Schematic layout of the irradiation test of the OSLDs at HW/NIF



☒ 3.4.2: Position of OSLDs and Au foil



☒ 3.4.3: Position of TLDS and Au foil

3.4.3 熱中性子感度の評価

BNCT 照射場において、正確に γ 線線量を評価するため、また新たな線量計開発のために、熱中性子感度についてより詳細に理解する必要がある。myOSLchip は 3.2 節で述べたように BeO セラミックが ABS の鞘に挿入されており、ABS は熱中性子に感度を持つ水素や窒素を多く含み、これらが熱中性子感度に寄与すると考えられる。そこで、本項では BNCT 照射場における γ 線線量計を構成する部品として適切な材質について検討した。PHITS を用いて BeO セラミックの周囲を ABS、PTFE、石英ガラスで囲み、図 3.4.1 の位置で照射される中性子スペクトルを線源として、周囲の材質によって BeO セラミックに与える γ 線線量すなわち熱中性子感度を評価した。ここで、PTFE は熱中性子感度が低く、石英ガラスは UD-170LS と比較するために選択した。PHITS によるシミュレーション計算では、材質による熱中性子感度のみを評価するため、周囲の部品サイズはすべて myOSLchip と等しいと仮定した。図 3.4.4 に Cd シャッター開口度 0, 200, 300, 600 mm ごとの照射位置における中性子スペクトルを示す。図 3.4.4 では開口度 0, 600 mm の線源を基準とし、0.1 eV 以下の中性子に対して大きな吸収断面積をもつ $^{113}\text{Cd}(n, \gamma)^{114}\text{Cd}$ 反応を考慮して、Au 箔により得られた熱中性子フルエンスと対応するよう開口度 200, 300 mm の中性子スペクトルを導出した [10]。

myOSLchip の周囲の部品による熱中性子感度を実測により評価するため、新たに製作した PTFE 製の鞘を用いて、前項と同様に KUR-HWNIF において照射試験を実施した。新しい PTFE 製の鞘は $10 \times 7.9 \times 2.9 \text{ mm}^3$ であり、ABS 製の固定具で固定された BeO セラミックを挿入できる空間をあけた。照射試験では、myOSLchip の ABS 製の鞘から ABS 製の固定具で固定された BeO セラミックを取り出し、PTFE 製の鞘に挿入した。OSL 値の読み出し装置は ABS 製の鞘に対応しているため、照射した素子は OSL 値を読み取るために再度 ABS 製の鞘に挿入して OSL 値の計測を行った。鞘を取り換える際には、可視光による OSL 値の減少を防ぐため、暗箱内で取り換え作業を行った。ここで、可視光による OSL 値減少率を測定した結果、1 %/min 以下であったため、本研究では暗箱内の数秒の取り換え作業であり、この作業による OSL 値の減少は無視した。また本照射試験結果を用いて、myOSLchip を構成する各部品が熱中性子感度にどの程度影響するかを PHITS により評価した。myOSLchip を ABS 製の鞘、固定具、BeO セラミックのそれぞれに分け、

単色の熱中性子（0.01 eV）を照射したときに各部品が BeO セラミックに与える線量を評価した。同様に、新しく製作した PTFE 製の鞘による熱中性子感度についても評価した。図 3.4.5, 3.4.6 に、PHITS により模擬した myOSLchip をそのまま使用した場合、PTFE 製を使用した場合の体系をそれぞれ示す。

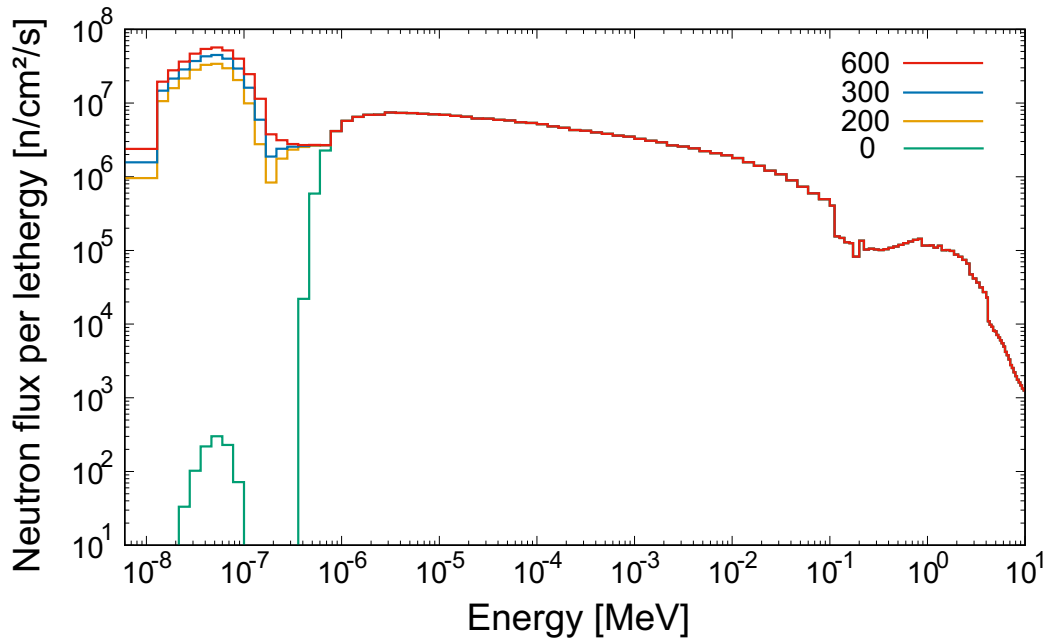
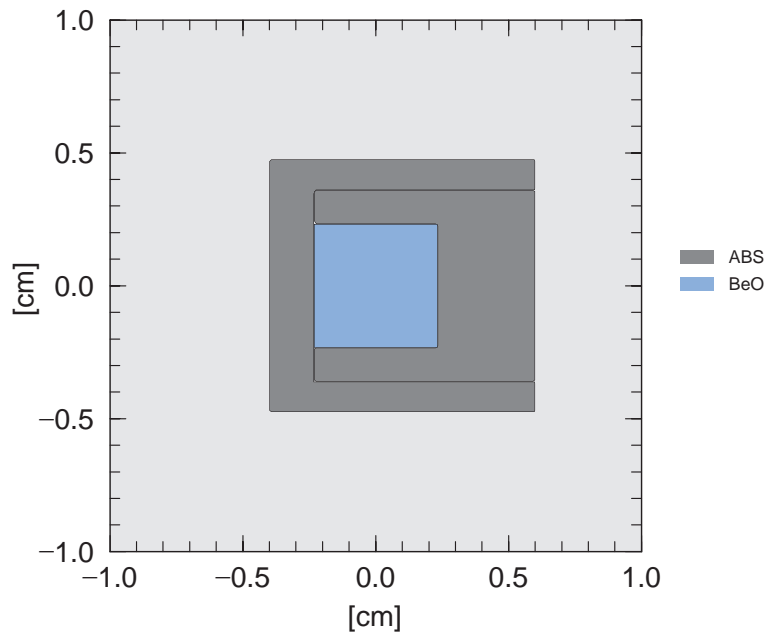
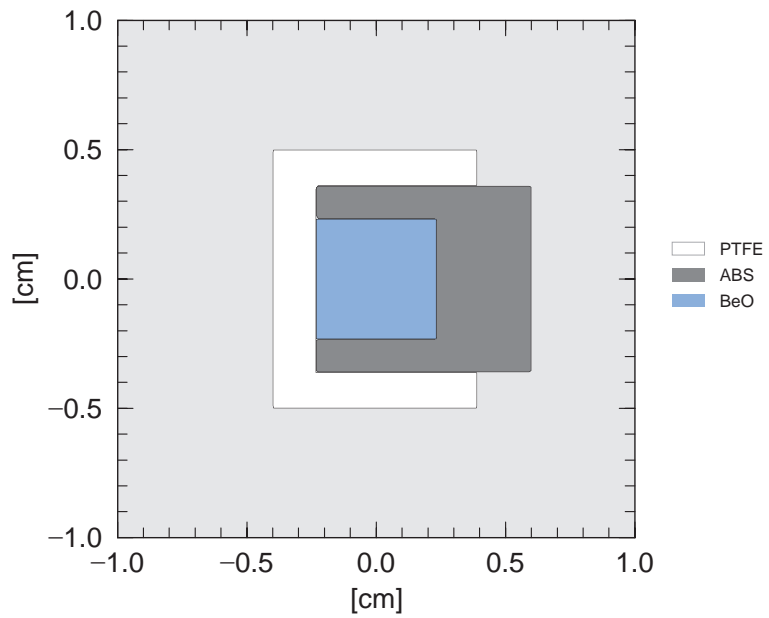


図 3.4.4: Neutron spectra per Cd shutter openness at HWNIF simulated by PHITS



☒ 3.4.5: Schematic layout of myOSLchip simulated by PHITS



☒ 3.4.6: Schematic layout of OSLD with PTFE sheath simulated by PHITS

3.4.4 結果・考察

表 3.4.2 に、PHITS により計算した構造体の材質による熱中性子感度を示す。表 3.4.2 では、Cd シャッター開口度ごとの中性子スペクトルを OSLD に照射したとき、裸の BeO セラミックに対する、様々な材質の鞘に囲まれた BeO セラミックに付与される γ 線線量の比率を示した。シミュレーション計算の統計数は出力される線量の統計誤差が 0.3 % 以下になるように設定した。鞘の材質は、ABS、PTFE、石英ガラスであるが、すべての材質で異なる熱中性子感度を有しており、どの材質においても Cd シャッターが開くにつれて、裸の BeO セラミックに対する γ 線線量の比率が大きくなることが分かった。また ABS による熱中性子感度は 13 % を超え、PTFE では 1 % 以下であった。すなわち、PTFE は中性子場における γ 線線量評価に適した材質であることが分かった。また材質による影響のみを考慮した場合、UD-170LS で使用される石英ガラスは ABS よりも熱中性子感度が低いことが分かった。

表 3.4.2: Thermal neutron sensitivity for the materials

Cd shutter openness [mm]	The difference of the dose between BeO and with the materials [%]		
	ABS	PTFE	Quartz glass
200	13	0.9	5.7
300	13	0.9	5.7
600	14	0.9	6.1

図 3.4.7 に、BNCT 照射場における照射試験結果を示す。図 3.4.7 では、OSLD により得られた γ 線線量を放射化法で得られた熱中性子フルエンスで割った値を示しており、Cd シャッター開口度が 200, 300, 600 mm における値は、0 mm の値を差し引いた結果である。

OSLD は鞘の材質が市販のままである ABS (OSLD ABS) と前項で述べた熱中性子感度を低減するため新たに製作した PTFE 鞘による結果 (OSLD PTFE) を示す。また TLD による線量評価結果と比較するため、熱中性子感度を補正した TLD の結果 (TLD cor.) と補正をしていない結果 (TLD not cor.) を示した。まず、OSLD ABS と TLD not cor. を比較したとき、OSLD による γ 線線量分布は TLD と近い結果となり、複数回の照射試験により OSLD の統計誤差は $4.5 \pm 2.0\%$ (TLD は $3.4 \pm 1.4\%$) であった。そのため、BNCT 照射場において、OSLD が TLD とほぼ同等な精度で使用できることが分かった。また、OSLD の熱中性子感度は TLD よりも低く、中性子と γ 線が混在する照射場においては、OSLD の方が良い線量計といえる。次に、OSLD ABS と OSLD PTFE を比較した場合、PTFE を鞘として使用したことにより熱中性子感度が減少し、TLD cor. に近づくことが分かった。ここで BNCT 照射場において照射試験を行った OSLD について、Ge 半導体検出器により放射化の影響を確認したところ、有意な γ 線のピークは検出されなかった。

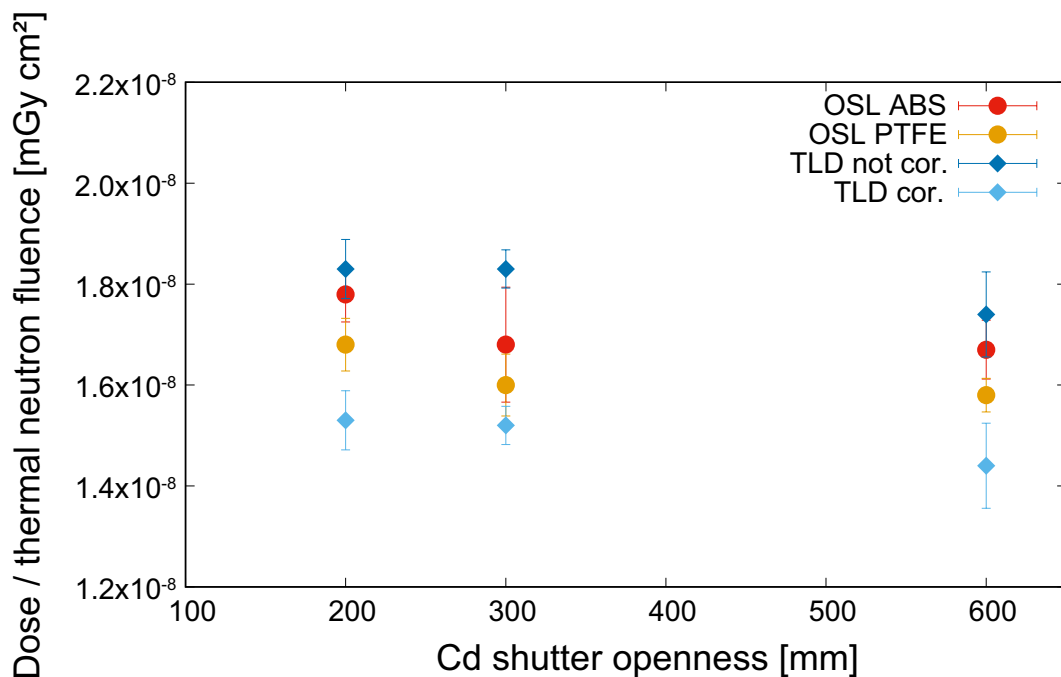


図 3.4.7: The γ -ray dose per thermal neutron fluence obtained by OSLD and TLD

PTFE 製の鞘を使用したことで、熱中性子感度を低減させることに成功したが、臨床での利用を考慮した場合、耐久性や操作性の面で新たに制作した PTFE 鞘よりも市販されている ABS 鞘をそのまま利用の方が良いと考えられる。そこで、市販されている OSLD をそのまま使用した場合の熱中性子補正係数を導出した。熱中性子補正係数は以下の式によって定義する。

$$D_{\gamma} = \frac{S}{C_{\gamma}} - C_{th}\phi_{th} \quad (3.4.1)$$

ここで、 D_{γ} は γ 線線量 [Gy]、 C_{γ} が ^{60}Co 線源により導出した校正定数 [Gy^{-1}]、 S は OSL 値、 C_{th} が熱中性子補正係数 [Gy cm^2]、 ϕ_{th} が熱中性子フルエンス [cm^{-2}] である。 D_{γ} を TLD cor. による γ 線線量であると仮定した場合、OSLD の C_{th} は $3.6 \pm 0.9 \times 10^{-14} \text{ Gy cm}^2$ と計算され、TLD の熱中性子補正係数よりも低い結果となった。

ここで、OSLD の熱中性子感度についてより詳細に議論する。実測で得られた OSLD の熱中性子補正係数は TLD よりも低い結果となったが、表 3.4.2 で示した PHITS による計算結果では、ABS が石英ガラスよりも熱中性子感度が高かった。この理由としては、OSLD と TLD のサイズが異なることに加えて、TLD による熱中性子感度には防水カバーや Na などの不純物による影響が含まれていることが考えられる。

また表 3.4.3 に示すように、照射試験により得られた myOSLchip の熱中性子補正係数を用いて、myOSLchip の部品及び新たに製作した PTFE 鞘ごとの熱中性子感度を評価した。その結果 ABS 製の鞘による熱中性子感度が 82 % であり、ほとんど鞘による影響であり、PTFE 製の鞘に変更することでその影響を 11 % まで低減できることが分かった。しかし、ABS 製の固定具による影響が 16 % 残存しており、PTFE 製の鞘を使用した場合でも 28 % の熱中性子感度を有し、固定具も PTFE 製にしたとしても 10 数% は感度が残存すると考えられる。また新たに PTFE 製の鞘や固定具を市販の読み出し装置に設置できるように製作するのは技術的にも困難である。以上のことから、本研究では、市販の myOSLchip をそのまま使用し、本項で導出した熱中性子補正係数によって熱中性子感度による影響を除去して測定することを推奨する。

表 3.4.3: Thermal neutron sensitivity for parts of myOSLchip and PTFE sheath

	Total	ABS support	ABS sheath	BeO	PTFE sheath
Thermal neutron sensitivity [Gy cm^2]	3.60×10^{-14}	5.72×10^{-15}	2.94×10^{-14}	1.22×10^{-15}	3.98×10^{-15}
Contribution to total sensitivity [%]	100	16	82	2	11

3.5 まとめ

BNCT 照射場において、BeO セラミックの OSLD を用いた γ 線線量評価を行った。 ^{60}Co γ 線源による校正試験の結果、OSLD が TLD と同様に γ 線線量に対して良い線形性を示すことを確認した。また新たに製作した PTFE 製の鞘を用いた BNCT 照射場における照射試験により、OSLD の熱中性子感度を実測で評価し、構成部品ごとの寄与を PHITS により評価した。以上の結果は、今後 BNCT 照射場において、高精度な γ 線線量評価が可能な OSLD の開発につながると期待できる。

本研究により、OSLD と本研究で導出した熱中性子補正係数を用いることで、BNCT 照射場の QA のために、従来の TLD の代替えとして、ファントム内の γ 線線量プロファイル測定が可能であることが示唆された。また QA だけでなく、患者全身の被ばく量評価としての使用も期待できる。

第4章 空気電離箱とLiCAFシンチレータを用いた γ 線線量評価手法の開発

4.1 序論

BNCTで従来使用してきたTLDの生産中止に伴い、第3章ではOSLDの適応可能性について検討した。QAにおける γ 線線量評価では、TLDやOSLD、ガラス線量計などが使用されるが、熱中性子感度を完全に除去することは現状では難しい。またこれらの線量計は、受動的な計測手法であるため、迅速な結果を得ることができない。加速器BNCTの発達により症例数の増加が予測されるため、日々のQAに要する時間は短縮することが望ましい。また月毎や年毎のQAやコミッショニング時には、ファントム内の細かいプロフィールを測定する必要があるため、リアルタイムに γ 線線量が測定できることが望ましい。

本研究ではリアルタイム測定が可能な電離箱に着目した。他の放射線治療でもよく使用される電離箱は、放射線により生成される電荷量を計測するため、人体への線量付与過程をよく表す線量計といえる。BNCT照射場における電離箱を用いた線量評価手法は、2組の電離箱を使用し中性子線量と γ 線線量を弁別評価可能な、対電離箱法が使用される[39], [45],[46], [47]。対電離箱法では、高速中性子と γ 線にそれぞれ感度を有するメタンベースの組織等価 (Tissue-equivalent: TE) ガスをフローしたTEプラスチック壁の電離箱と、中性子に対する感度が低く、 γ 線に感度を有するCO₂あるいはArガスをフローしたグラファイトあるいはMg壁の電離箱を使用する。図4.1.1に示すように、対電離箱法では、2組の電離箱をファントム内に両方あるいはそれぞれ設置し、計測した電荷量から各電離箱の感度を考慮して連立方程式を解くことで、中性子線量と γ 線線量を弁別して評

価する [39]。対電離箱法は研究用原子炉で従来使用していた手法であるが、ガスフローした電離箱の利用は、加速器 BNCT を実施する病院施設では、放射化したガスの処理 (N, O, Ar) や設置の煩雑さから困難であると考えられる。そのため、本研究ではガスフローしない空気電離箱を用いて、病院施設で使用可能な γ 線線量評価手法について提案した。図 4.1.2 に水ファントムにおける対電離箱法を用いた照射試験時の写真を示す。

本研究では、中性子感度の低いグラファイト壁の電離箱をガスフローせずに空気電離箱として使用する。内部を空気とすることで、窒素の核反応により荷電粒子が生成され、 γ 線だけでなく熱中性子にも感度を有する。そこで本研究では、熱中性子検出器として第 2 章で述べたファイバーに接続した LiCAF シンチレータを空気電離箱に接着し、電離箱の熱中性子による寄与を除去しようと考えた。本手法では、LiCAF シンチレータにより熱中性子フルエンスを同時に測定できるため、QA の評価項目である熱中性子フルエンスと γ 線線量を同時かつリアルタイムに測定することができる。本手法を用いることで、QA 作業の時間短縮及び細かいプロファイル測定を可能にすると考えられる。本章では、空気電離箱と LiCAF シンチレータを使用した γ 線線量評価結果と空気電離箱の中性子エネルギーに対する感度、電離箱による LiCAF シンチレータの摂動の影響についてを述べる。

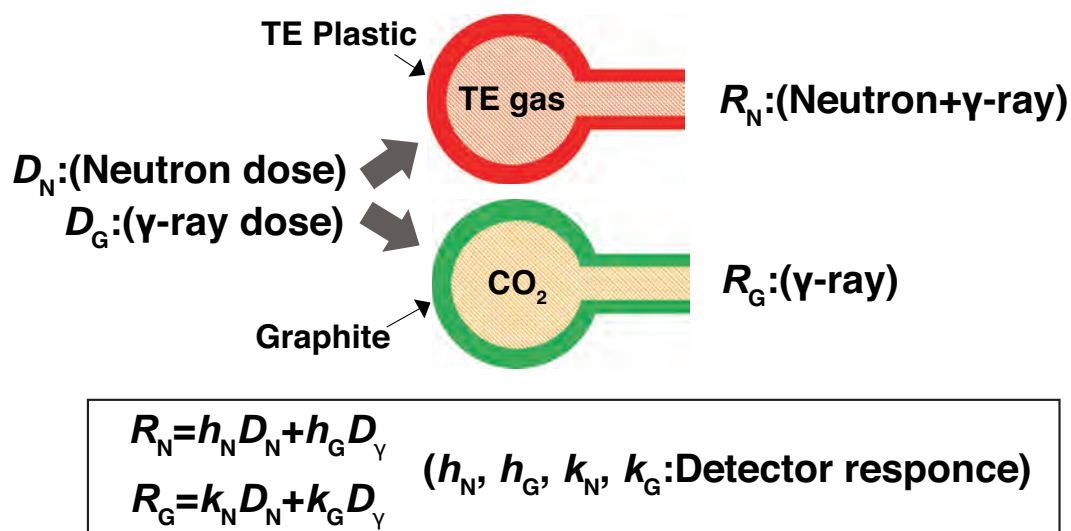


図 4.1.1: The dose evaluation with paired ionization chamber(Paired IC)

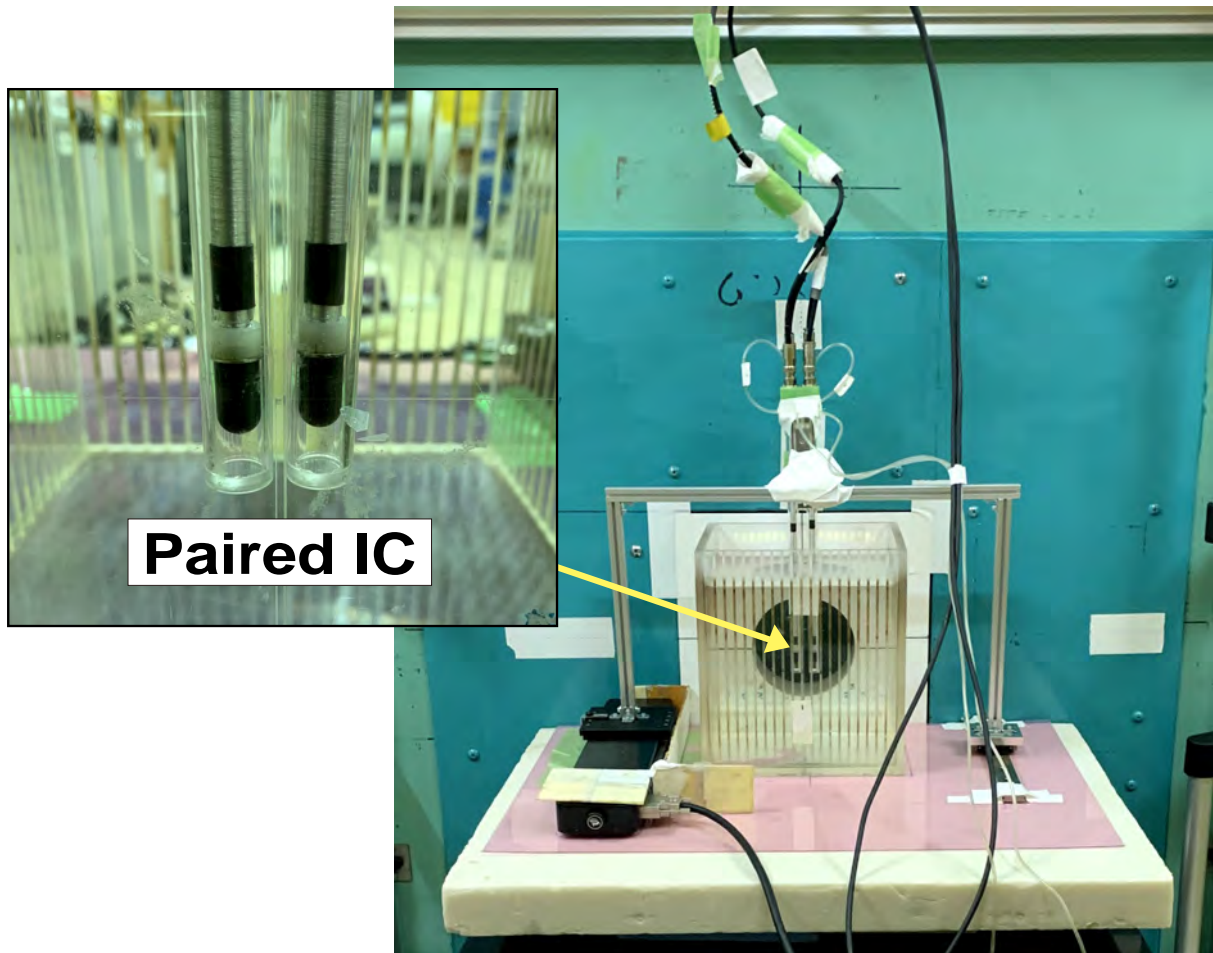


图 4.1.2: Photograph of the irradiation test with the paired IC

4.2 線量評価手法

4.2.1 概要

空気電離箱と LiCAF シンチレータを用いた γ 線線量評価手法では、熱中性子検出器として LiCAF シンチレータを用いて、空気電離箱の熱中性子感度を除去した。空気電離箱の熱中性子感度は窒素による核反応が主であり、この反応は LiCAF シンチレータにおける ${}^6\text{Li}$ の核反応と同様に $1/v$ 則に従うため、LiCAF シンチレータの計数と空気電離箱の中性子応答は比例すると考えられる。そのため、本研究では QA で使用する前の予備実験として、LiCAF シンチレータの計数から空気電離箱の中性子応答に変換するための係数を導出した。本節では、本システムを用いた γ 線線量評価手法を詳細に述べる。

4.2.2 空気電離箱と LiCAF シンチレータを用いた γ 線線量評価手法

空気電離箱と LiCAF シンチレータを用いた γ 線線量評価手法の概念図を図 4.2.1 に示す。本研究では、グラファイト壁の電離箱 IC-18 シリーズ (Far West Technology) をガスフローせず空気電離箱 (G-Air IC) として使用した。電離箱内で生成された電荷量は同軸ケーブルを通して、RAMTEC Light 線量計 (TOYO MEDIC) を用いて計測した。G-Air IC は内部が空気であることから、主に ${}^{14}\text{N}(n, p){}^{14}\text{C}$ 反応により熱中性子感度を有する。G-Air IC の熱中性子による寄与を除去するため、ファイバーに接続した LiCAF シンチレータを G-Air IC の実効中心付近の壁面に接着させた。 ${}^6\text{Li}(n, \alpha)\text{T}$ 反応で生じたシンチレーション光はファイバーを通して PMT に到達し、波高弁別器によって波高分布を測定した [34], [48]。波高分布では、熱中性子に対応するピークをガウスフィッティングし、平均から 2σ までを積算することで計数を取得した。ここで、空気電離箱で生じる ${}^{14}\text{N}(n, p){}^{14}\text{C}$ 反応と LiCAF シンチレータで生じる ${}^6\text{Li}(n, \alpha)\text{T}$ 反応はどちらも $1/v$ 則に従うため、LiCAF シンチレータによる計数は G-Air IC の中性子起因の応答に比例すると考えられる。そのため、LiCAF シンチレータの計数から G-Air IC の中性子応答に変換する係数を測定することで、G-Air IC の中性子と γ 線を合わせた全応答から、中性子応答を差し引き、 γ 線線量を弁別して評価することができる。

空気電離箱と LiCAF シンチレータを用いた γ 線線量評価手法について、従来の対電離

箱法と同様な方程式とした [39],[45],[46]。まず、基準 γ 線（校正試験で使用した γ 線で、本研究では ^{60}Co γ 線源における校正試験を表す）に対する G-Air IC の全応答 R_A を以下の式で表す。

$$R_A = k_A D_N + h_A D_G \quad (4.2.1)$$

D_N と D_G はそれぞれ中性子と γ 線による組織の吸収線量で、 k_A と h_A はそれぞれ G-Air IC の基準 γ 線に対する中性子と γ 線の相対感度である。また h_A は以下の式で定義される。

$$h_A = \frac{W_C (S_{m,g})_C ((\mu_{en}/\rho)_t/(\mu_{en}/\rho)_m)_C}{W_G (S_{m,g})_G ((\mu_{en}/\rho)_t/(\mu_{en}/\rho)_m)_G} \quad (4.2.2)$$

ここで、添え字 t, m, g, C, G は、それぞれ組織、壁材、ガス、基準 γ 線、混合場中の γ 線を表す。 W , $S_{m,g}$, μ_{en}/ρ はそれぞれ W 値、壁材に対するガスの阻止能比、質量エネルギー吸収係数である。 W と $S_{m,g}$ は G-Air IC のガス領域で生じる荷電粒子のエネルギースペクトルを用いて導出し、 μ_{en}/ρ は照射される γ 線のエネルギースペクトルを用いて導出した。式 4.2.2 を用いて h_A を導出したところ、各照射条件において $h_A = 1.00 \pm 0.001$ であり、対電離箱法で使用するガスフローしたグラファイト電離箱と同様に $h_A = 1$ と設定した。

本研究では、式 4.2.1 の $k_A D_N$ が LiCAF シンチレータ計数と比例するため、 $k_A D_N$ は以下の式で表す。

$$k_A D_N = \tau R_{\text{LiCAF}} \quad (4.2.3)$$

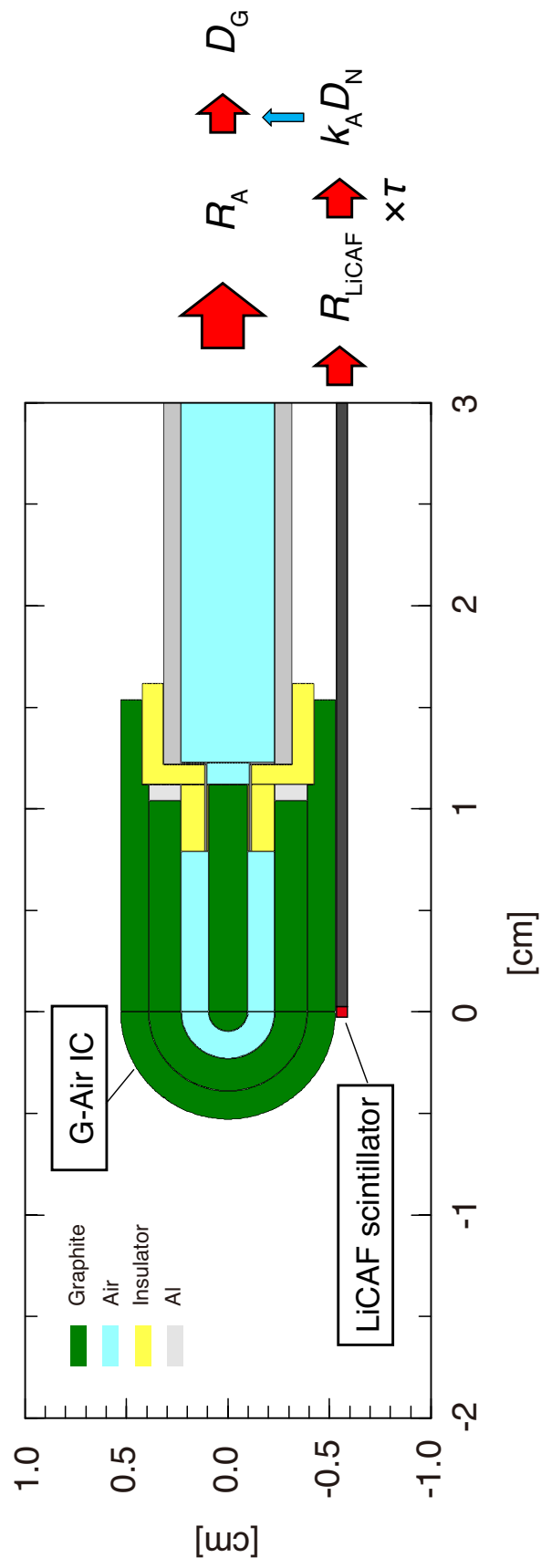
ここで、 R_{LiCAF} は LiCAF シンチレータから得られる反応数であり、 τ は R_{LiCAF} から $k_A D_N$ への変換係数として定義した。LiCAF シンチレータは結晶の密度や体積に個体差があるため、それらの影響を除去するため R_{LiCAF} を使用し、2.3 節で示した手法と同様に導出した。

以上まとめると、空気電離箱と LiCAF シンチレータを組み合わせ、式 4.2.1 と 4.2.3 を用いることで、 γ 線線量は以下の式で表すことができる。

$$D_G = R_A - \tau R_{\text{LiCAF}} \quad (4.2.4)$$

ここで R_A と R_{LiCAF} は空気電離箱と LiCAF シンチレータを用いてリアルタイムに測定できるが、 D_G を測定するためには、あらかじめ τ を式 4.2.3 により導出しておかなければならない。しかし、BNCT は中性子と γ 線が高強度に混在しているため、空気電離箱の中性子応答に対応する $k_A D_N$ を実測で評価することは難しい。そこで、G-Air IC により測定される γ 線線量 D_G が、従来の対電離箱法により得られた γ 線線量と等しいと仮定することで、 τ を実測により評価した。本研究では τ を導出するための予備実験として、LiCAF シンチレータを接着させた空気電離箱を用いて BNCT 照射場における照射試験を実施した。照射試験では、G-Air IC と LiCAF シンチレータから R_A と R_{LiCAF} を測定し、同照射条件に設置した 2 組の電離箱を用いた対電離箱法により得られた D_G を用いて、式 4.2.4 から τ を導出した。

以上から、空気電離箱と LiCAF シンチレータを用いて、本研究で導出した変換係数 τ を使用することで、 γ 線線量を弁別評価することができる。



4.2.1: γ -ray dose evaluation with G-Air IC and LiCAF scintillator

4.3 空気電離箱の校正試験

4.3.1 概要

G-Air IC の線量線形性の確認及び生成電荷量を線量に値付けするための校正試験を実施した。校正試験は $^{60}\text{Co}\gamma$ 線源を使用し、フリーエアで G-Air IC に 0~300 mGy を照射した。比較のため、対電離箱法で使用した電離箱も同様に照射した。G-Air IC は良い線量線形性を示し、電荷量から線量に変換するための校正定数を導出した。

4.3.2 校正試験

3.3 節と同様に、G-Air IC の基準 γ 線による線量線形性の確認および基準 γ 線に対する応答を導出するために、KURNS の $^{60}\text{Co}\gamma$ 線源を使用して、校正試験を実施した。G-Air IC の校正試験の写真を図 4.3.1 に示す。G-Air IC は線源から 150 cm 離れた位置においてフリーエアで照射し、荷電粒子平衡を目的としたビルドアップ用のグラファイト製キャップを装着して電荷量を計測した。また G-Air IC と同じ位置に設置したリファレンス電離箱 (C-110, Applied Engineering Inc.) により線量率を測定し、照射時間を変化させることで、0~300 mGy を G-Air IC に照射した。 $^{60}\text{Co}\gamma$ 線に対する G-Air IC の感度は、横軸を照射線量、縦軸を G-Air IC により得られた電荷量としたとき、線形フィッティングした際の傾きとして定義した。また比較のために対電離箱法で使用した CO_2 ガスをフローしたグラファイト電離箱 (G- CO_2 IC) も G-Air IC と同様に校正試験を行った。

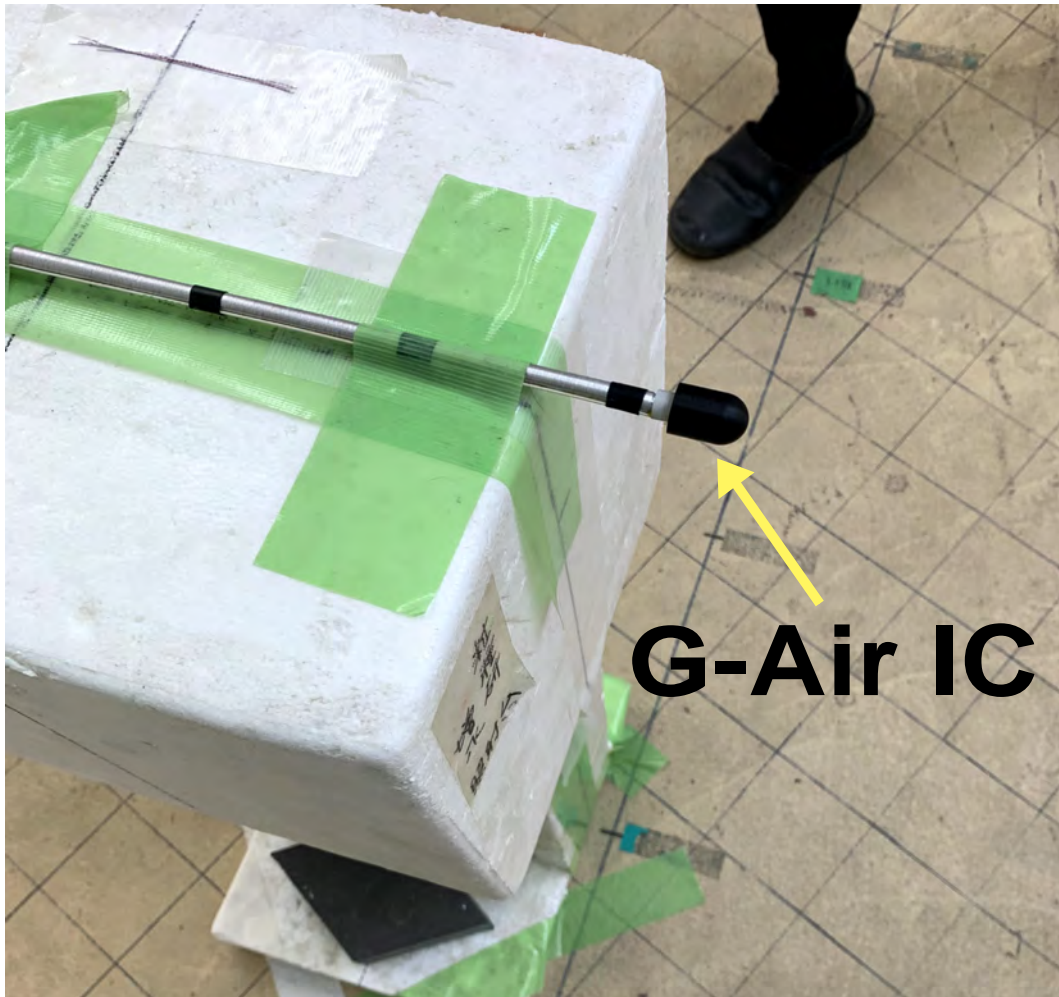


図 4.3.1: Photograph of the calibration test of G-Air IC with ^{60}Co source

4.3.3 結果・考察

図 4.3.2 に、 $^{60}\text{Co}\gamma$ 線源で行った G-Air IC と G- CO_2 IC の校正試験結果を示す。G-Air IC は BNCT の一般的な QA で照射される数 100 mGy の範囲において、良い線量線形性を有していることを確認した。さらに、G-Air IC の $^{60}\text{Co}\gamma$ 線に対する応答は、G- CO_2 IC よりも約 30 % 低いことが分かった。 $^{60}\text{Co}\gamma$ 線源で照射される γ 線エネルギーに対応した空気の W 値は 31.4 eV であり、 CO_2 の W 値である 28.3 eV と比較すると約 10 % 低く (W 値の導出方法は 4.5 節で後述する)、さらに G-Air IC のガス圧がガスフローした G- CO_2 IC に比べ低いことや大気中の気温や湿気に作用されやすいことなどから、約 30 % の応答の差が生じたと考えられる。線形フィッティングにより得られた G-Air IC の $^{60}\text{Co}\gamma$ 線に対する応答は、 $4.51 \pm 0.07 \text{ pC mGy}^{-1}$ であった。BNCT 照射場における照射試験では、G-Air IC から得られた電荷量をこの値で除することで線量に変換することができる。以下、G-Air IC の中性子応答、中性子と γ 線を合わせた全応答は、G-Air IC により得られた電荷量をこの値で除した値とした。

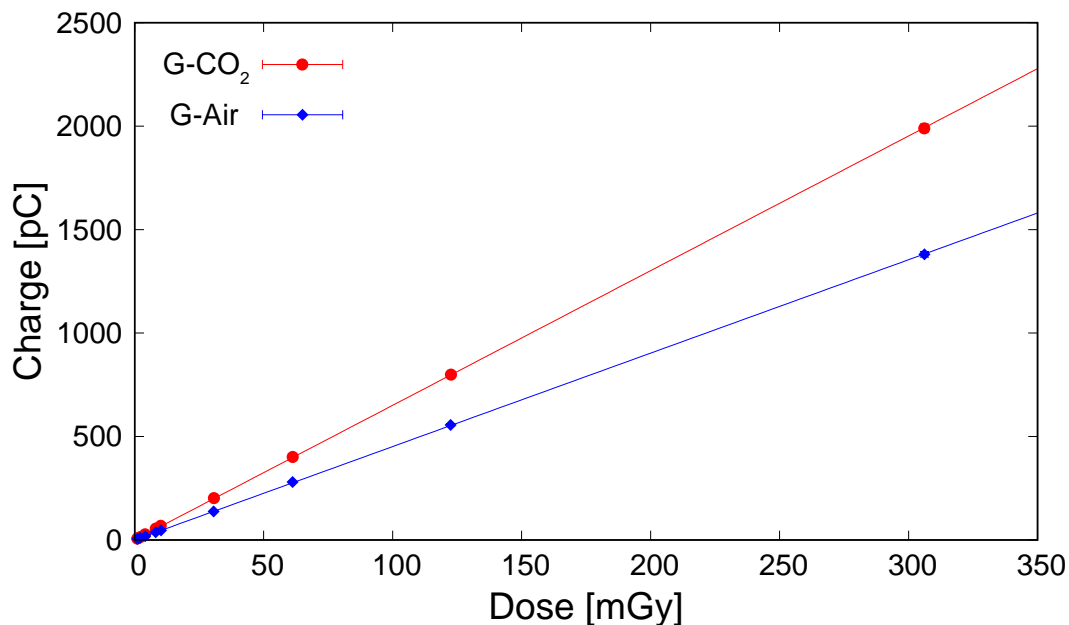


図 4.3.2: The results of the calibration test for G-Air IC and G- CO_2 IC

4.4 中性子場における γ 線線量評価

4.4.1 概要

空気電離箱と LiCAF シンチレータを用いて γ 線線量評価するために、LiCAF シンチレータの計数から空気電離箱の中性子応答に変換するための変換係数 τ を実測により評価した。照射試験は、KUR-HWNIF においてフリーエアで行い、Cd シャッター開口度を変化させることで、熱中性子フルエンスを変化させながら、測定を行った。変換係数の導出のため、対電離箱法による γ 線線量評価を行い、Cd シャッター開口度ごとの τ を評価した。その結果、 τ は各 Cd シャッター開口度において、およそ一定であることが分かった。

4.4.2 照射試験

LiCAF シンチレータの反応数 R_{LiCAF} から G-Air IC の中性子応答 $k_A D_N$ に変換するための係数 τ を導出するため、KUR-HWNIF においてフリーエアによる照射試験を実施した。照射試験の写真を図 4.4.1 に示す。照射試験は、図 4.4.2 に示すように、Cd シャッター開口度を 100~600 mm と変化させることで熱中性子フルエンスを変化させて、G-Air IC で生じる電荷量を計測した [10]。フリーエアによる照射試験のため、4.3 節と同様にグラフィットキャップを装着し、実効中心付近の壁面に LiCAF シンチレータを接着させ、照射野中央に設置した。また G-Air IC と同条件において、図 4.4.3 に示すように、対電離箱法により γ 線線量を評価した。対電離箱法では、ビルドアップ用のキャップを装着した TE ガスをフローした TE プラスチック壁電離箱 (TE-TE IC) と G-CO₂ IC を照射野中央にそれぞれ設置し、電荷量を計測した。対電離箱法では、得られた各電荷量を 4.3 節で得られた基準 γ 線による応答で除し、連立方程式を解くことで γ 線線量を評価した [39]。

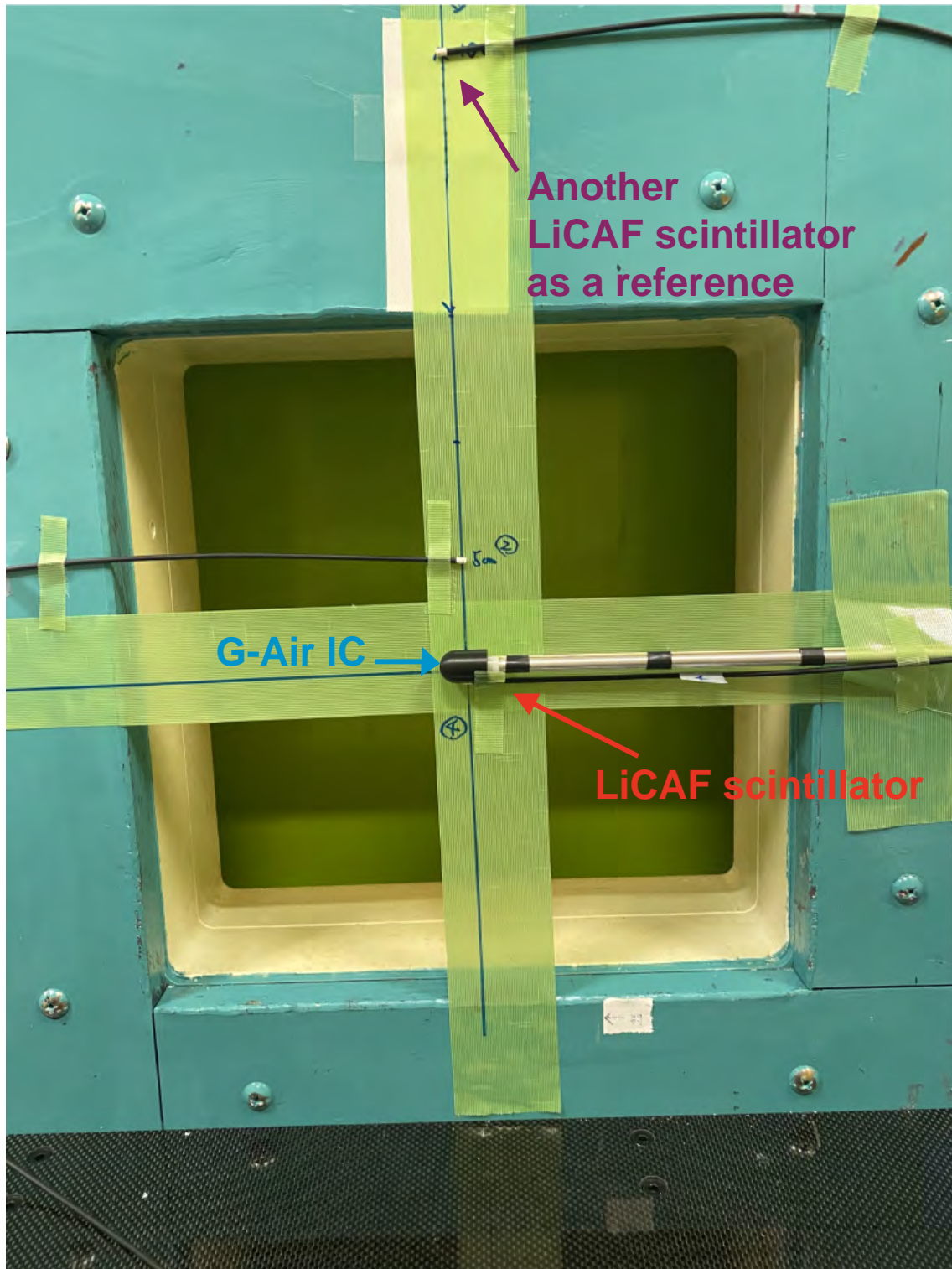
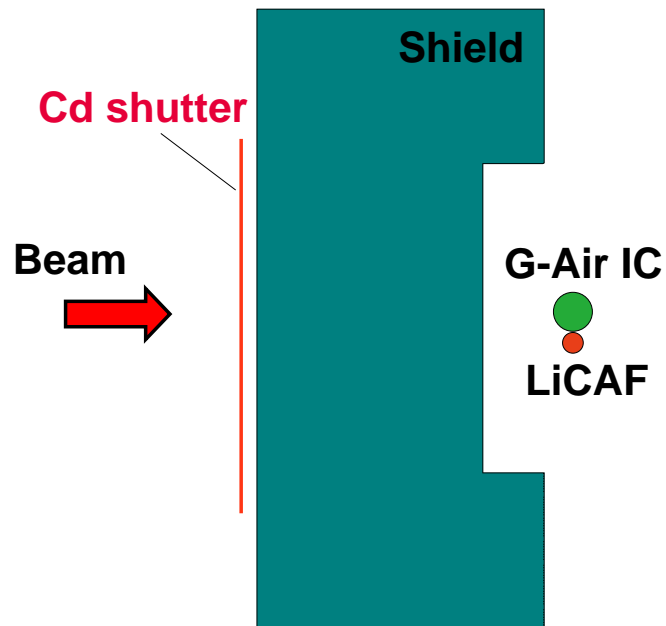
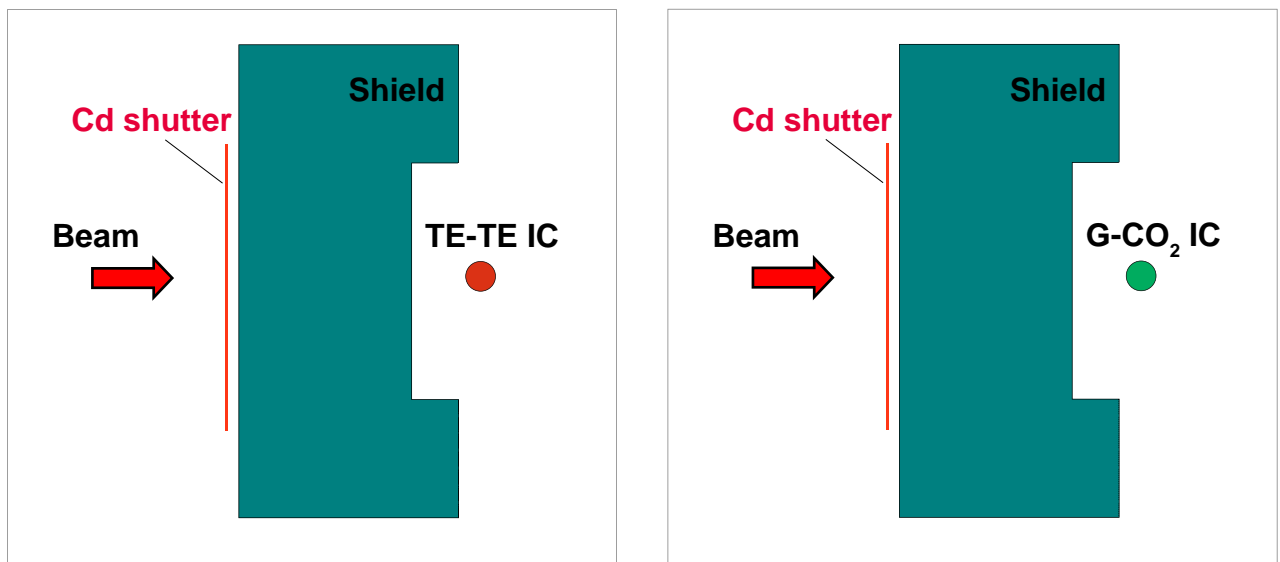


图 4.4.1: Photograph of the irradiation test with G-Air IC and LiCAF scintillator at HWNIF



☒ 4.4.2: Schematic layout of the irradiation test with G-Air IC and LiCAF scintillator at HWNIF



☒ 4.4.3: Schematic layout of the irradiation test with Paired IC at HWNIF

4.4.3 結果・考察

図 4.4.4 に G-Air IC で計測した電荷量を基準 γ 線による応答で割った全応答 R_A と、対電離箱法により連立方程式を解くことで得られた γ 線線量 D_G 、及び LiCAF シンチレータの反応数 R_{LiCAF} を示す。ここで R_A から D_G を差し引くことで測定された G-Air IC の中性子応答 $k_A D_N$ について、 R_A に対する $k_A D_N$ の割合は、Cd シャッター開口度が 100 mm のときに 62 % であり、開口度が増加するにつれて増加し、600 mm で 69 % であった。対電離箱法で使用される G-CO₂ IC の混在場における中性子応答は数%しかないため、内部を空気とすることによって、中性子への感度が大きく増大したことが分かる。また図 4.4.4 の結果と式 4.2.4 を用いて導出した τ を図 4.4.5 に示す。 τ は Cd シャッター開口度ごとに一定であり、平均して $5.45 \pm 0.05 \times 10^{11}$ mGy atom であった。以上から、BNCT 照射場のような中性子と γ 線が高強度に混在した照射場において、本研究で導出した一定の変換係数 τ を使用することで、空気電離箱と LiCAF シンチレータによる γ 線線量評価が可能であることが分かった。

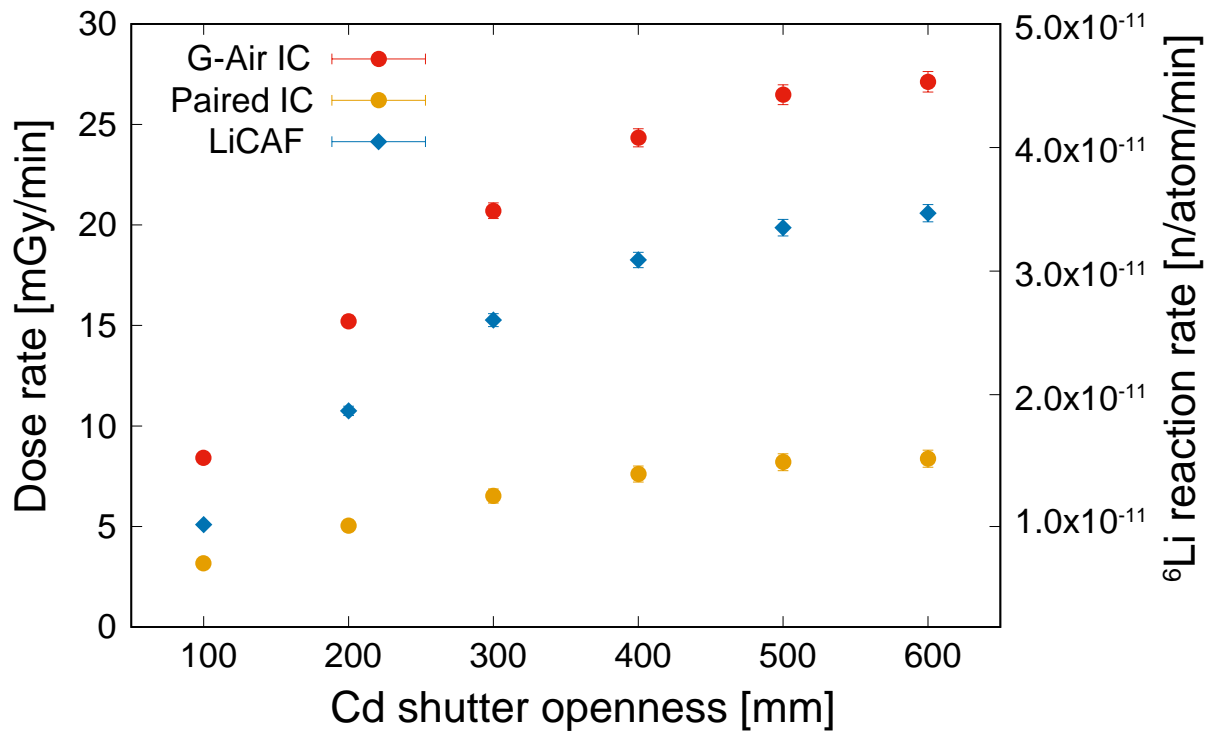


Figure 4.4.4: $R_A, D_G, R_{\text{LiCAF}}$ per Cd shutter openness at HWNIF

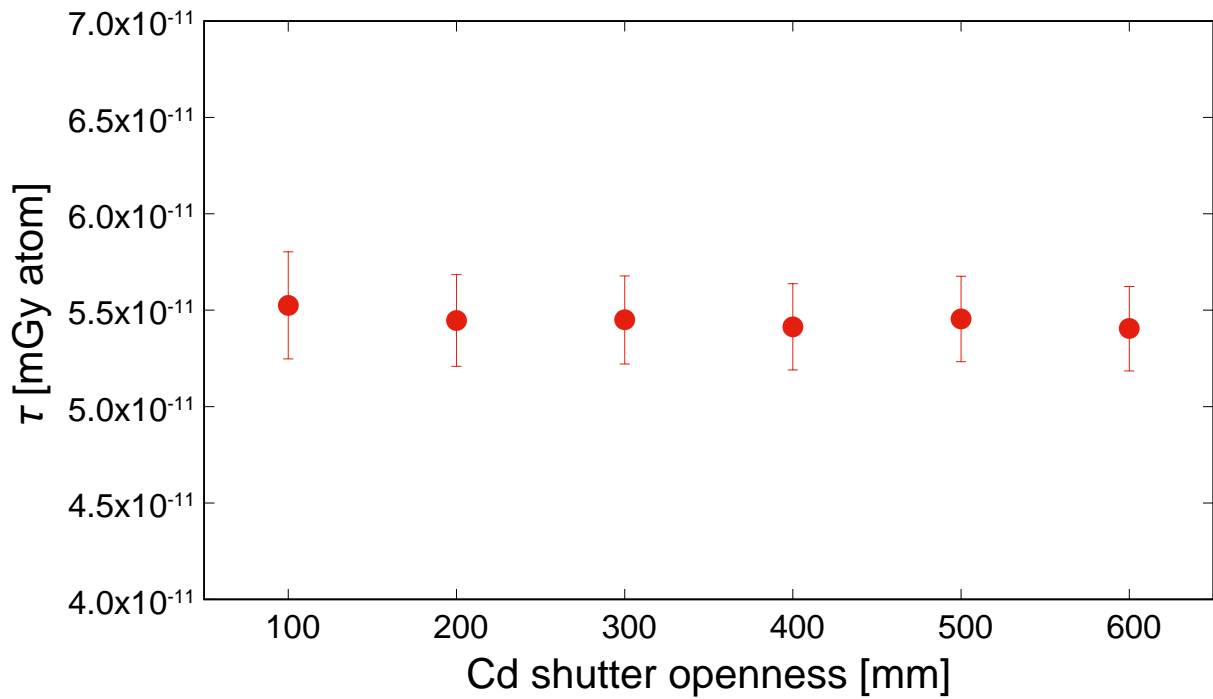


Figure 4.4.5: τ per Cd shutter openness at HWNIF

4.5 エネルギー依存性と摂動効果

4.5.1 概要

BNCT 照射場における QA において本システムを使用するために、G-Air IC の中性子エネルギー依存性や接着させた LiCAF シンチレータの電離箱による摂動効果を評価した。G-Air IC は低エネルギー中性子に対しては LiCAF シンチレータの計数に正しく対応したが、高エネルギー中性子の混在率が多い場合には、得られる γ 線線量が過大評価することが分かった。また LiCAF シンチレータの摂動効果については、高エネルギー中性子の散乱によって、LiCAF シンチレータの計数を過大評価し、各照射条件において摂動効果による影響を補正しなければならないことが分かった。

4.5.2 中性子感度の計算手法

4.4 節で述べたように、KUR-HWNIF におけるフリーエアの照射条件では、LiCAF シンチレータの反応数から G-Air IC の中性子応答に変換する係数 τ を実測により評価した。しかし、照射施設や照射条件によっては、照射される中性子スペクトルが異なり、変換係数 τ の値が変化する可能性がある。本システムを使用する前に電離箱法を用いた γ 線線量評価を行い各照射条件で τ を導出すれば良いが、ガスフローした電離箱の使用は病院施設での使用は困難である。そのため、本節では異なる中性子スペクトルに対して G-Air IC の中性子応答がどう変化するか評価するため、中性子エネルギーに対する G-Air IC の応答（中性子エネルギー依存性）を、PHITS を用いたシミュレーションにより導出した。G-Air IC の中性子エネルギー依存性を評価することによって、KUR-HWNIF における中性子スペクトルと異なる照射条件の中性子スペクトルの違いから、4.4 節で導出した τ の値を補正することができる。

G-Air IC の中性子エネルギー依存性すなわち単位エネルギーあたりの中性子による生成電荷量を以下に示す手法で導出した。図 4.5.1 に生成電荷量計算手法の概略図を示す。まず、PHITS により G-Air IC の体系を図 4.5.2 のように模擬し、単色の中性子を検出器正面から 6 cm 直径の円形ソースにより照射した。そして、電離箱の有感領域で生成される荷電粒子のエネルギー付与分布を測定した。照射する中性子のエネルギーは $10^{-10} \sim 20$

MeV を 113 ビンに分割してそれぞれ照射した。単位エネルギーあたりの生成電荷量 Q を以下の式で表す。

$$Q = \sum_i \sum_j \frac{n(E_i)E_i e}{W_{ij}} \quad (4.5.1)$$

ここで、 $n(E_i)$ は生成される各荷電粒子のエネルギー付与 (E_i) 分布で、 e は電気素量、 W は荷電粒子の W 値である ($j = \text{proton, alpha, } ^{14}\text{N, } ^{16}\text{O, electron}$)。電離箱内で生成される荷電粒子はエネルギー分布を有しているため、エネルギーに依存する各荷電粒子の W 値を使用する必要がある。そこで、本研究では空気中においてエネルギーに依存した各荷電粒子の W 値について、参考文献の実験値を特定の関数でフィッティングしたものを使用した (図 4.5.3) [49]~[57]。本計算手法で得られた生成電荷量は、G-Air IC やケーブル、電流計の検出効率などが考慮されていないため、得られた単位エネルギーあたりの生成電荷量と中性子スペクトルを積算した全電荷量が実測と等しくなるように、生成電荷量を定数倍することで調整した。

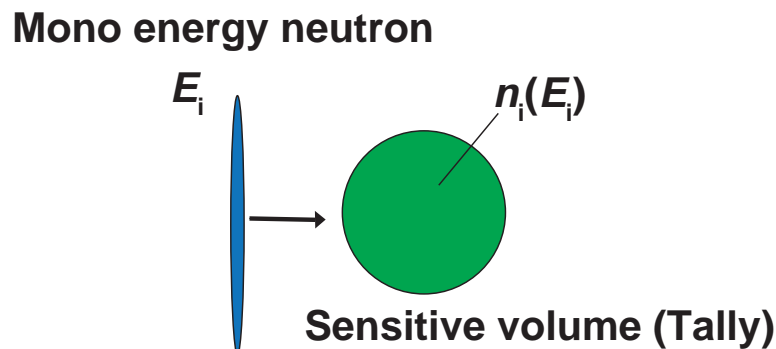
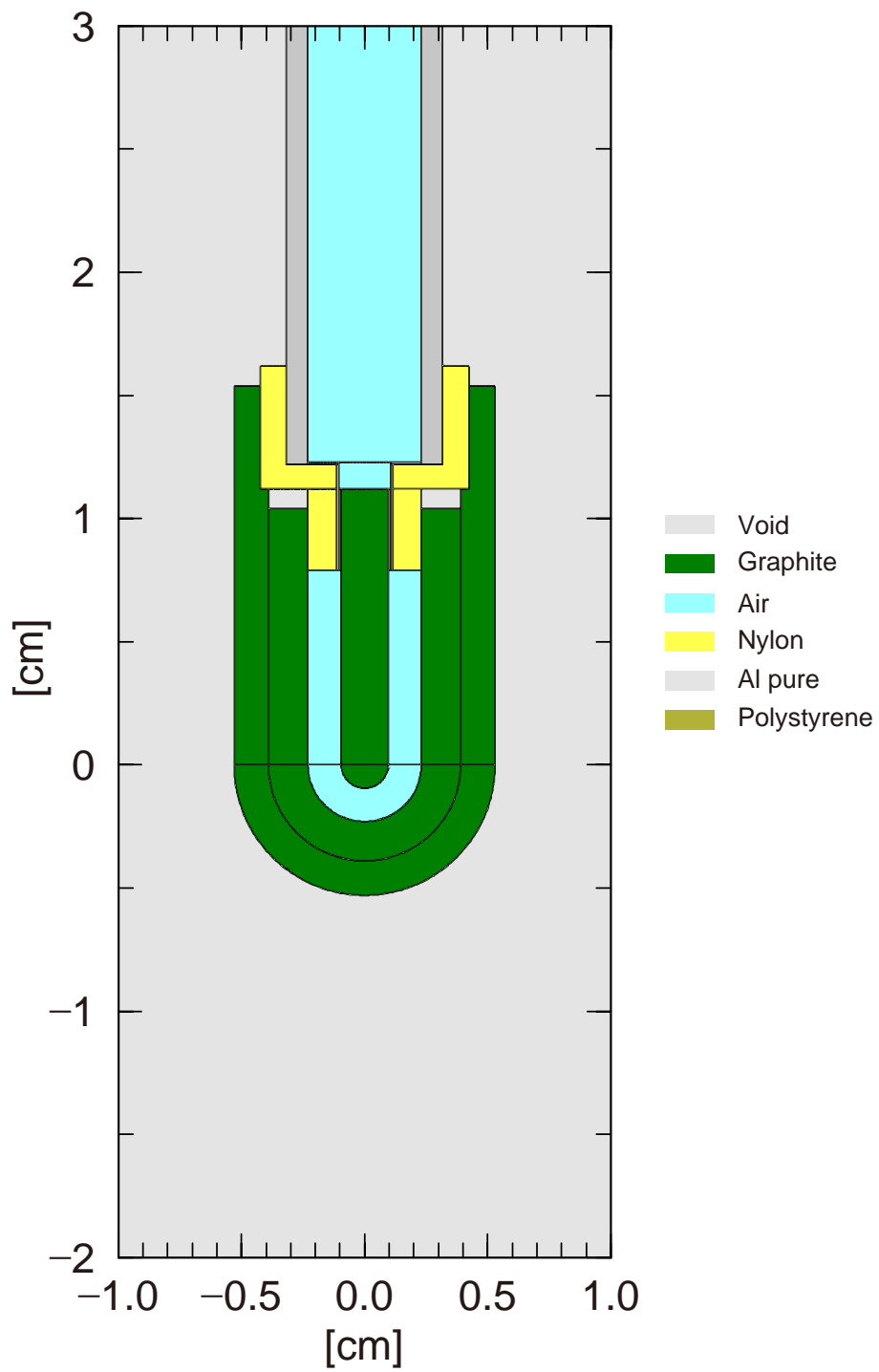


図 4.5.1: Calculation of the charge obtained by the ionization chamber



☒ 4.5.2: Schematic layout of the G-Air IC simulated by PHITS

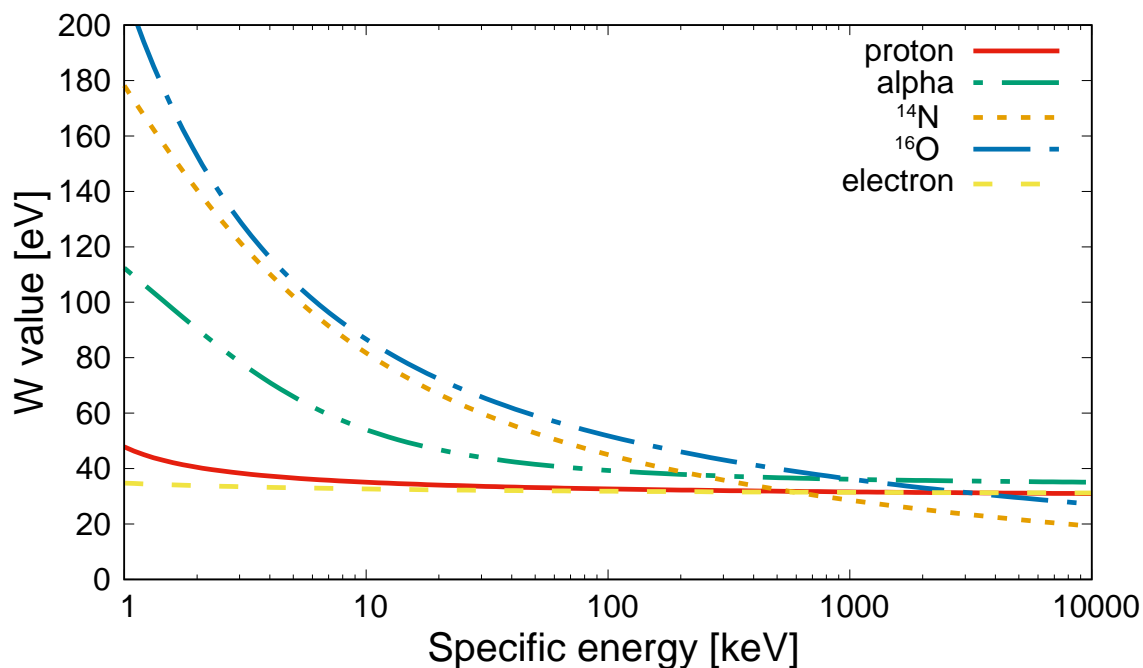


図 4.5.3: W-value depending on the energy of charged particle in Air

4.5.3 摂動効果の評価試験

本手法においては、LiCAF シンチレータが空気電離箱の壁面に接着しており、電離箱に入射する中性子フルエンスと LiCAF シンチレータに入射する中性子フルエンスが異なる可能性がある。そこで、本節では空気電離箱と LiCAF シンチレータ間で生じる摂動効果について評価するため、照射試験を実施した。ここで LiCAF シンチレータは非常に微小であるため、LiCAF シンチレータにより電離箱に生じる摂動は考慮しない。LiCAF シンチレータが G-Air IC によって生じる摂動を評価するために、LiCAF シンチレータを単独で照射した場合と、G-Air IC に接着した場合で LiCAF シンチレータの計数率の比較を行った。G-Air IC に接着した場合については、4.4 節で示した結果を使用した。また LiCAF シンチレータの単独照射試験は、図 4.5.4 に示すように LiCAF シンチレータをコリメータ中央に設置し、Cd シャッター開口度ごとに計数率を測定した。図 4.4.1 に示すように各照

射試験では、リファレンスとして、電離箱による影響を受けないコリメータから 10 cm 離れた位置に異なる LiCAF シンチレータを設置した。LiCAF シンチレータの摂動評価は、KUR-HWNIF のビーム強度変化による影響を除去するため、リファレンスの計数率との比率により評価した。

また図 4.5.5 に示すように PHITS を用いて、LiCAF シンチレータ設置位置である G-Air IC 近傍にタリーを設置し、摂動効果の影響を評価した。PHITS では、G-Air IC がある場合と無い場合でタリー位置の ${}^6\text{Li}$ 反応率を計算し、比較を行った。この時、線源として Cd シャッター開口度 600 mm の中性子スペクトルを使用し、計算時間短縮のためコリメータや外壁などは考慮せずに計算を行った。

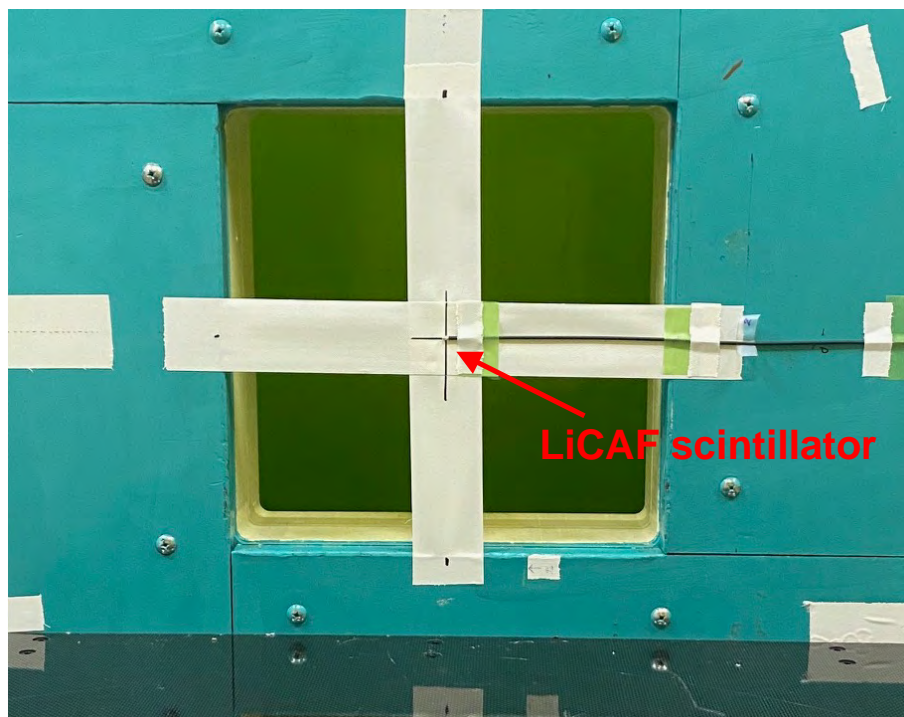
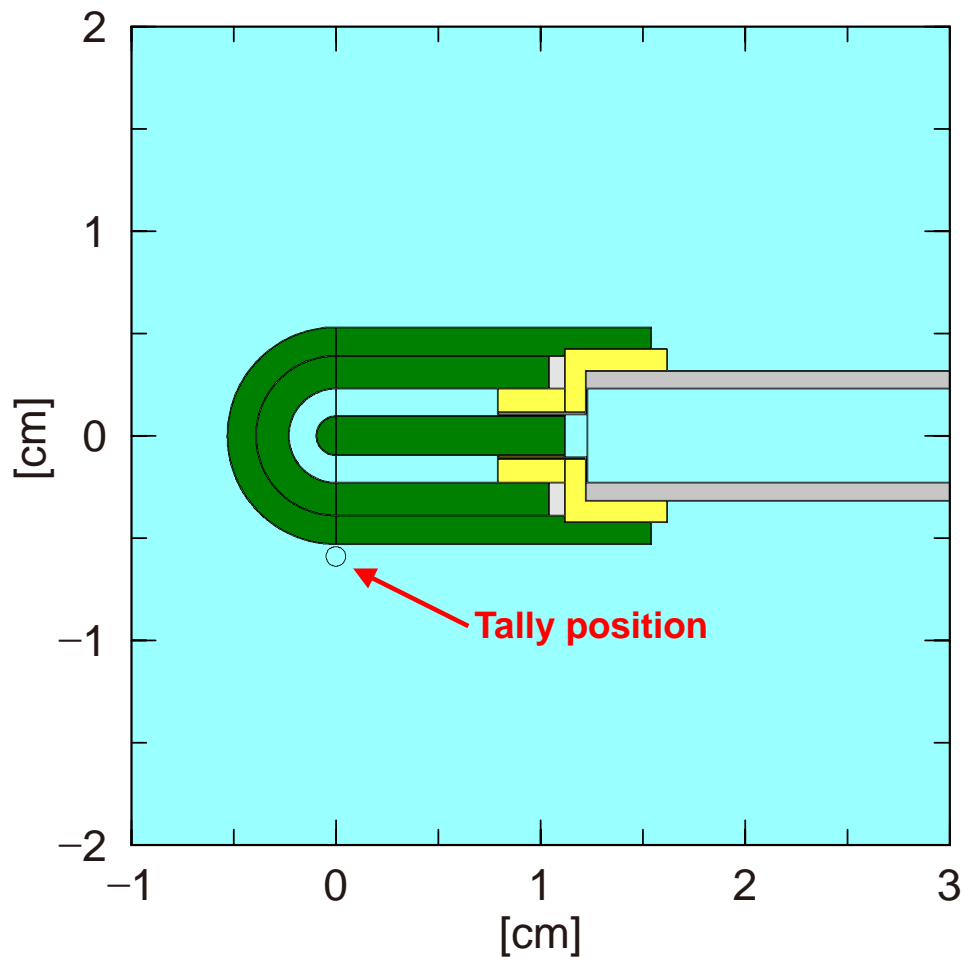


図 4.5.4: Photograph of the irradiation test with LiCAF scintillator at HWNIF



☒ 4.5.5: Schematic layout of the perturbation test simulated by PHITS

4.5.4 結果・考察

図 4.5.6 に、PHITS を用いて導出した G-Air IC の中性子エネルギー依存性を示す。エネルギーが 10 keV 以下では、生成電荷量がエネルギーに対して線形となり、 $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$ 反応による $1/v$ 則をよく表していることが分かった。しかし 10 keV 以上の範囲において、陽子、 ^{14}N 、 ^{16}O の反跳による影響が生じるため、 $1/v$ 則に対応していないことが分かった。すなわち照射場に混在する高エネルギー中性子による影響により、G-Air IC の中性子応答と LiCAF シンチレータの ^6Li 反応数が比例せず、 τ の値が照射条件によって異なることが分かった。ここで、第 2 章のように中性子を熱、熱外、高速中性子のエネルギー領域に分け、各領域の中性子スペクトルと単位エネルギーあたりの生成電荷量を積算し、全エネルギー範囲の応答に対する割合を表 4.5.1 にまとめた。熱外中性子と高速中性子を合わせた応答は、Cd シャッター開口度が 100 mm では 7.5 % であり、高エネルギー中性子による影響により最終的に得られる γ 線線量が過大評価することが分かった。以上から、本手法を用いた γ 線線量評価では、高エネルギー中性子の混在率によっては得られる γ 線線量値を数%補正しなければならない。

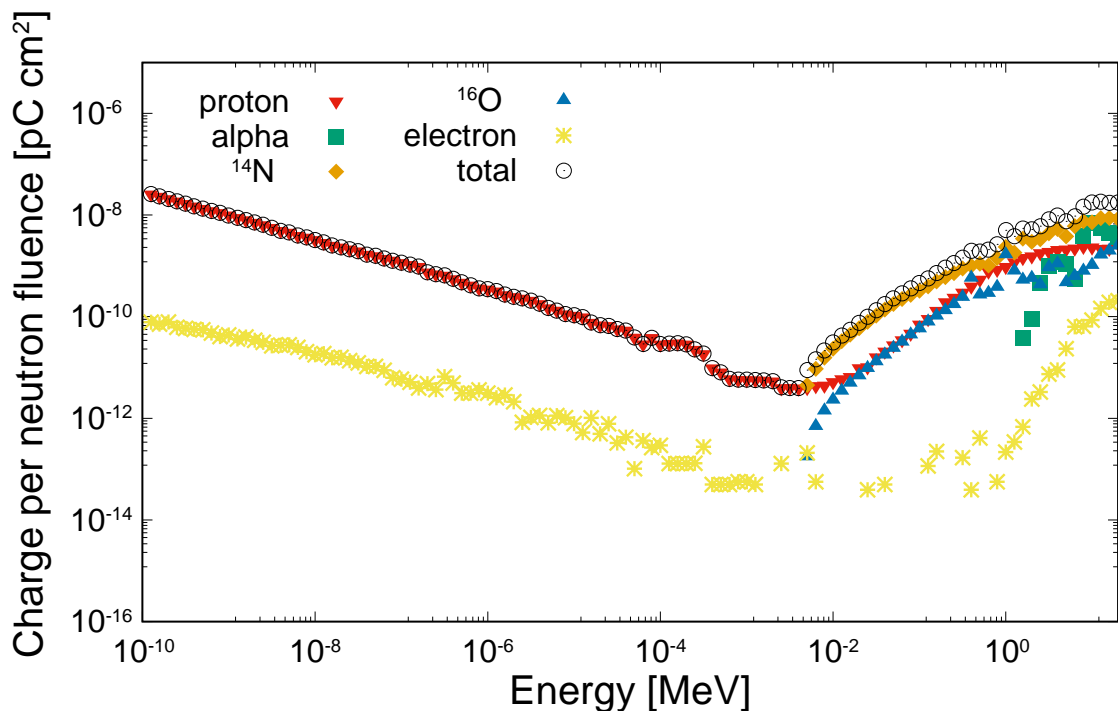


図 4.5.6: Neutron sensitivity of G-Air IC simulated by PHITS

表 4.5.1: Contribution fo thermal, epi-thermal, fast neutron to the total response of G-Air IC

Cd shutter openness [mm]	Contribution [%]		
	Thermal	Epi-thermal	Fast
100	93 ± 3.1	2.8 ± 0.2	4.7 ± 0.2
200	96 ± 3.2	1.5 ± 0.1	2.6 ± 0.1
300	97 ± 3.2	1.1 ± 0.1	1.9 ± 0.1
400	97 ± 3.2	1.0 ± 0.1	1.6 ± 0.1
500	98 ± 3.2	0.9 ± 0.1	1.5 ± 0.1
600	98 ± 3.2	0.9 ± 0.1	1.5 ± 0.1

図 4.5.7 に、LiCAF シンチレータの電離箱による摂動効果の評価結果を示す。電離箱に接着させた LiCAF シンチレータは単独照射した場合よりも、 $16 \pm 1.5 \%$ 過大評価することが分かった。Cd シャッター開口度を変化することで熱中性子フルエンスのみを変化させたとき、摂動効果の影響が大きく変化しなかったことから、摂動効果は高エネルギー中性子の散乱によるものであると考えられる。この摂動による影響を考慮した場合、 τ は $4.70 \pm 0.08 \times 10^{11}$ mGy atom であった。また PHITS により導出した電離箱の有無による ${}^6\text{Li}$ 反応率の差は、 8.9% であった。PHITS による計算ではコリメータや外壁などを考慮しておらず、実際の照射試験においては高エネルギー中性子がこれら構造体に散乱し、照射されるため、摂動による影響が実測よりも小さい結果となったと考えられる。このように、摂動効果の影響は LiCAF シンチレータの設置条件や電離箱の壁材質、照射室体系などによって異なるため、本研究で実施した摂動効果の評価試験を各施設において実施しなければならない。今後 BNCT 施設の増加を考慮して、施設間で統一的な QA 手法を確立するためには、LiCAF シンチレータの電離箱による摂動効果を無視できるような検出器体系を検討する必要がある。

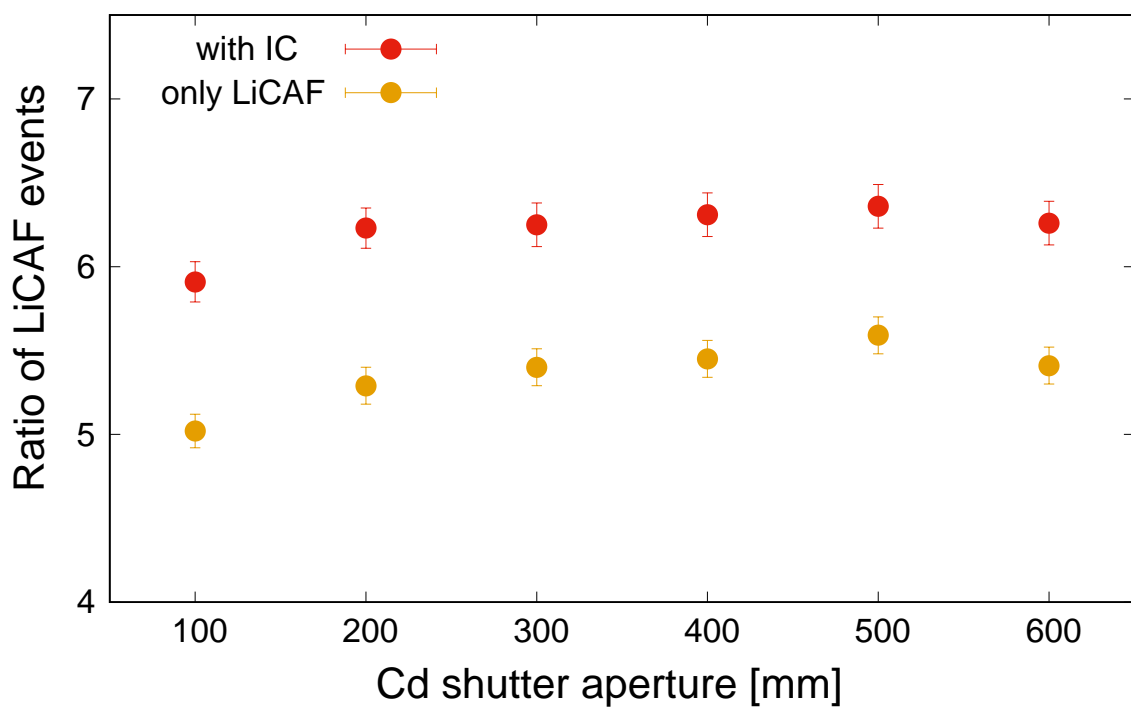


图 4.5.7: Perturbation of LiCAF scintillator by G-Air IC

4.6 まとめ

BNCT 照射場において、空気電離箱と LiCAF シンチレータを用いた γ 線線量評価手法を開発した。 ^{60}Co γ 線源及び BNCT 照射場による照射試験を実施し、LiCAF シンチレータの計数から電離箱の中性子応答を導出する換算係数を実測により評価した。また空気電離箱の中性子エネルギー依存性、LiCAF シンチレータの空気電離箱による摂動効果について定量的に評価した。

本研究で開発したシステムにより、加速器 BNCT を実施する病院施設において電離箱を使用したリアルタイム γ 線線量評価が可能となった。これにより、BNCT 照射場における QA のため、迅速にファントム内の γ 線線量測定が期待できる。

第5章 総括

本研究では、BNCTの品質保証・品質管理のために、治療の有効性・安全性を治療時、治療前及び定期的に評価する線質弁別可能な放射線計測システムを開発した。第2章では、治療時の患者全身被ばくモニターとして熱中性子、熱外中性子、高速中性子線量を弁別評価するリアルタイム計測システムを開発した。第3章では、従来使用してきたTLDに代わる γ 線線量計として、OSLDがBNCT照射場で適応可能かを評価し、熱中性子感度を除去するための熱中性子補正係数を導出した。第4章では、病院施設における電離箱を用いた γ 線線量評価のために、空気電離箱とLiCAFシンチレータを組み合わせ、熱中性子による寄与を除去した γ 線線量評価システムを構築した。第2章から第4章までに得られた結果を以下に要約する。

第2章 線質弁別可能な中性子モニタリングシステムの開発

本章では、治療中の患者全身位置の2次被ばく量をリアルタイムに測定することを目的とし、3つのエネルギー領域（熱、熱外、高速中性子）に固有な感度を有するリアルタイム中性子検出器を開発した。各中性子線量を評価するため、モンテカルロシミュレーションコードPHITSを用いて、各検出器の各エネルギー領域に対する検出感度を導出した。患者を模擬した人型水ファントムによる照射試験では、首、胸、腹の表面における各中性子線量を導出した。これまでに得られた放射化法によるファントム内部の線量測定結果と比較したところ、本システムは内部の高速中性子線量についてもリアルタイムに測定可能であることが分かった。

第3章 OSLDを用いた γ 線線量評価手法の開発

本章では、従来使用してきたTLDが生産中止となったことから、新たな γ 線線量計として、市販されているBeOセラミックのOSLDをBNCT照射場で適応可能かを評価した。 ^{60}Co γ 線源による校正試験では、OSLDがTLDと同様に、 γ 線線量に対して良い線形性を示すことを確認した。またBNCT照射場における照射試験では、OSLDが従来使用してきたTLDよりも低い熱中性子感度であることが分かった。また、熱中性子感度をさらに低減するために、新たに製作したPTFE製の鞘を用いて同様の照射試験を実施し、鞘の材質による熱中性子感度の低減を確認した。また臨床での利用を考慮して、市販されているABS製の鞘をそのまま使用した場合の熱中性子補正係数を導出した。

第4章 空気電離箱とLiCAFシンチレータを用いた γ 線線量評価手法の開発

本章では、電離箱を用いた γ 線線量評価手法を病院施設でも使用できるように、空気電離箱とLiCAFシンチレータを組み合わせた γ 線線量評価手法を開発した。電離箱内部が空気であることで生じる中性子応答は、電離箱に接着させたLiCAFシンチレータにより差し引いた。本章では、LiCAFシンチレータの計数を空気電離箱の中性子応答に変換する係数を導出するため、BNCT照射場において照射試験を実施した。得られた変換係数は、中性子フルエンスによらず一定の値となり、本手法により γ 線線量評価が可能であることを確認した。またPHITSを用いて電離箱の中性子エネルギー依存性を確認した結果、高エネルギー中性子の混在率によって数%の補正が必要であることが分かった。さらに、LiCAFシンチレータの単独照射試験の結果、電離箱に接着することでLiCAFシンチレータの摂動効果が16%程度あったため、摂動効果を考慮した変換係数を導出した。

以上の結果から、本研究で検討した放射線計測システムは、BNCT照射場において線質弁別した線量評価が可能であることが分かった。本システムのBNCT施設への導入は、治療の有効性・安全性を治療時、治療前及び定期的に評価する品質保証・品質管理の向上に大きく貢献すると期待できる。

謝辞

令和1年から令和5年にわたり京都大学大学院工学研究科原子核工学専攻において行った「ホウ素中性子捕捉療法照射場における線質弁別可能な放射線計測技術の開発」を遂行するにあたり、このような研究の機会を頂くとともに、研究全般に渡りご指導頂きました京都大学複合原子力科学研究所の田中浩基教授に心から感謝いたします。

本論文を審査して頂きました京都大学工学研究科の土田秀次准教授、京都大学複合原子力科学研究所の櫻井良憲准教授、堀順一教授に深く感謝いたします。

BNCT及びシミュレーションに関して多くの御助言をして下さった京都大学複合原子力科学研究所の高田卓志助教に深く感謝いたします。BNCTのQA及び臨床に関して御助言をして下さった大阪医科薬科大学関西BNCT共同医療センター呼尚徳先生に心から感謝いたします。

OSLDの照射試験を行うにあたり、御助言、ご指摘を頂きました住友重機械工業株式会社の武川哲也氏、菅啓大氏に深く感謝いたします。

研究生活をともに送ってきた工学研究科原子核工学専攻の先輩および後輩の皆様方に感謝いたします。

最後に、博士前期・後期課程の在籍期間にわたり、温かく見守り、経済面からのご支援頂きました家族の皆様方に心より深く感謝いたします。

付録A

表 A.0.1: Neutron spectra irradiated to OSLDs per Cd shutter openness at HWNIF simulated by PHITS

Energy [MeV]	Neutron flux [n/cm ² /s]			
Cd shutter openness [mm]	0	200	300	600
1.64×10^1	1.87×10^2	1.87×10^2	1.87×10^2	1.87×10^2
1.61×10^1	2×10^2	2×10^2	2×10^2	2×10^2
1.58×10^1	1.4×10^2	1.4×10^2	1.4×10^2	1.4×10^2
1.56×10^1	2.23×10^2	2.23×10^2	2.23×10^2	2.23×10^2
1.53×10^1	2.38×10^2	2.38×10^2	2.38×10^2	2.38×10^2
1.5×10^1	2.53×10^2	2.53×10^2	2.53×10^2	2.53×10^2
1.47×10^1	1.78×10^2	1.78×10^2	1.78×10^2	1.78×10^2
1.45×10^1	2.83×10^2	2.83×10^2	2.83×10^2	2.83×10^2
1.42×10^1	1.99×10^2	1.99×10^2	1.99×10^2	1.99×10^2
1.4×10^1	3.18×10^2	3.18×10^2	3.18×10^2	3.18×10^2
1.37×10^1	2.25×10^2	2.25×10^2	2.25×10^2	2.25×10^2
1.35×10^1	3.56×10^2	3.56×10^2	3.56×10^2	3.56×10^2
1.32×10^1	2.52×10^2	2.52×10^2	2.52×10^2	2.52×10^2
1.3×10^1	2.67×10^2	2.67×10^2	2.67×10^2	2.67×10^2
1.28×10^1	2.83×10^2	2.83×10^2	2.83×10^2	2.83×10^2
1.26×10^1	6.05×10^2	6.05×10^2	6.05×10^2	6.05×10^2
1.22×10^1	4.94×10^2	4.94×10^2	4.94×10^2	4.94×10^2
1.19×10^1	7.22×10^2	7.22×10^2	7.22×10^2	7.22×10^2

1.15×10^1	7.96×10^2	7.96×10^2	7.96×10^2	7.96×10^2
1.11×10^1	6.53×10^2	6.53×10^2	6.53×10^2	6.53×10^2
1.08×10^1	7.18×10^2	7.18×10^2	7.18×10^2	7.18×10^2
1.05×10^1	1.05×10^3	1.05×10^3	1.05×10^3	1.05×10^3
1.01×10^1	1.21×10^3	1.21×10^3	1.21×10^3	1.21×10^3
9.69×10^0	1.26×10^3	1.26×10^3	1.26×10^3	1.26×10^3
9.31×10^0	1.34×10^3	1.34×10^3	1.34×10^3	1.34×10^3
8.95×10^0	1.47×10^3	1.47×10^3	1.47×10^3	1.47×10^3
8.6×10^0	1.62×10^3	1.62×10^3	1.62×10^3	1.62×10^3
8.26×10^0	1.76×10^3	1.76×10^3	1.76×10^3	1.76×10^3
7.94×10^0	1.97×10^3	1.97×10^3	1.97×10^3	1.97×10^3
7.63×10^0	2.22×10^3	2.22×10^3	2.22×10^3	2.22×10^3
7.33×10^0	2.54×10^3	2.54×10^3	2.54×10^3	2.54×10^3
7.04×10^0	2.79×10^3	2.79×10^3	2.79×10^3	2.79×10^3
6.77×10^0	3.31×10^3	3.31×10^3	3.31×10^3	3.31×10^3
6.5×10^0	3.8×10^3	3.8×10^3	3.8×10^3	3.8×10^3
6.24×10^0	4.19×10^3	4.19×10^3	4.19×10^3	4.19×10^3
6×10^0	4.94×10^3	4.94×10^3	4.94×10^3	4.94×10^3
5.76×10^0	5.51×10^3	5.51×10^3	5.51×10^3	5.51×10^3
5.53×10^0	6.05×10^3	6.05×10^3	6.05×10^3	6.05×10^3
5.31×10^0	6.58×10^3	6.58×10^3	6.58×10^3	6.58×10^3
5.1×10^0	7.13×10^3	7.13×10^3	7.13×10^3	7.13×10^3
4.9×10^0	7.98×10^3	7.98×10^3	7.98×10^3	7.98×10^3
4.7×10^0	8.15×10^3	8.15×10^3	8.15×10^3	8.15×10^3
4.52×10^0	9.16×10^3	9.16×10^3	9.16×10^3	9.16×10^3
4.34×10^0	9.77×10^3	9.77×10^3	9.77×10^3	9.77×10^3
4.17×10^0	1.09×10^4	1.09×10^4	1.09×10^4	1.09×10^4
4×10^0	2.3×10^4	2.3×10^4	2.3×10^4	2.3×10^4

3.7×10^0	2.73×10^4	2.73×10^4	2.73×10^4	2.73×10^4
3.42×10^0	3.15×10^4	3.15×10^4	3.15×10^4	3.15×10^4
3.16×10^0	3.66×10^4	3.66×10^4	3.66×10^4	3.66×10^4
2.92×10^0	4.17×10^4	4.17×10^4	4.17×10^4	4.17×10^4
2.7×10^0	4.72×10^4	4.72×10^4	4.72×10^4	4.72×10^4
2.5×10^0	6.62×10^4	6.62×10^4	6.62×10^4	6.62×10^4
2.27×10^0	7.42×10^4	7.42×10^4	7.42×10^4	7.42×10^4
2.06×10^0	8.19×10^4	8.19×10^4	8.19×10^4	8.19×10^4
1.87×10^0	8.78×10^4	8.78×10^4	8.78×10^4	8.78×10^4
1.7×10^0	9.84×10^4	9.84×10^4	9.84×10^4	9.84×10^4
1.54×10^0	1.01×10^5	1.01×10^5	1.01×10^5	1.01×10^5
1.4×10^0	1.01×10^5	1.01×10^5	1.01×10^5	1.01×10^5
1.28×10^0	1.15×10^5	1.15×10^5	1.15×10^5	1.15×10^5
1.16×10^0	1.09×10^5	1.09×10^5	1.09×10^5	1.09×10^5
1.06×10^0	1.17×10^5	1.17×10^5	1.17×10^5	1.17×10^5
9.64×10^{-1}	1.16×10^5	1.16×10^5	1.16×10^5	1.16×10^5
8.78×10^{-1}	1.16×10^5	1.16×10^5	1.16×10^5	1.16×10^5
8×10^{-1}	1.43×10^5	1.43×10^5	1.43×10^5	1.43×10^5
7.13×10^{-1}	1.39×10^5	1.39×10^5	1.39×10^5	1.39×10^5
6.35×10^{-1}	1.32×10^5	1.32×10^5	1.32×10^5	1.32×10^5
5.66×10^{-1}	1.26×10^5	1.26×10^5	1.26×10^5	1.26×10^5
5.04×10^{-1}	1.19×10^5	1.19×10^5	1.19×10^5	1.19×10^5
4.49×10^{-1}	1.13×10^5	1.13×10^5	1.13×10^5	1.13×10^5
4×10^{-1}	1.08×10^5	1.08×10^5	1.08×10^5	1.08×10^5
3.56×10^{-1}	1.04×10^5	1.04×10^5	1.04×10^5	1.04×10^5
3.17×10^{-1}	1.01×10^5	1.01×10^5	1.01×10^5	1.01×10^5
2.83×10^{-1}	1.03×10^5	1.03×10^5	1.03×10^5	1.03×10^5
2.52×10^{-1}	1.05×10^5	1.05×10^5	1.05×10^5	1.05×10^5

2.24×10^{-1}	1.02×10^5	1.02×10^5	1.02×10^5	1.02×10^5
2×10^{-1}	1.35×10^5	1.35×10^5	1.35×10^5	1.35×10^5
1.73×10^{-1}	8.21×10^4	8.21×10^4	8.21×10^4	8.21×10^4
1.59×10^{-1}	1.26×10^5	1.26×10^5	1.26×10^5	1.26×10^5
1.41×10^{-1}	1.29×10^5	1.29×10^5	1.29×10^5	1.29×10^5
1.26×10^{-1}	1.48×10^5	1.48×10^5	1.48×10^5	1.48×10^5
1.12×10^{-1}	1.55×10^5	1.55×10^5	1.55×10^5	1.55×10^5
1×10^{-1}	4.05×10^5	4.05×10^5	4.05×10^5	4.05×10^5
7.74×10^{-2}	4.95×10^5	4.95×10^5	4.95×10^5	4.95×10^5
5.99×10^{-2}	5.97×10^5	5.97×10^5	5.97×10^5	5.97×10^5
4.64×10^{-2}	7.3×10^5	7.3×10^5	7.3×10^5	7.3×10^5
3.59×10^{-2}	8.92×10^5	8.92×10^5	8.92×10^5	8.92×10^5
2.78×10^{-2}	1.08×10^6	1.08×10^6	1.08×10^6	1.08×10^6
2.15×10^{-2}	1.21×10^6	1.21×10^6	1.21×10^6	1.21×10^6
1.67×10^{-2}	1.41×10^6	1.41×10^6	1.41×10^6	1.41×10^6
1.29×10^{-2}	1.58×10^6	1.58×10^6	1.58×10^6	1.58×10^6
1×10^{-2}	1.79×10^6	1.79×10^6	1.79×10^6	1.79×10^6
7.74×10^{-3}	1.95×10^6	1.95×10^6	1.95×10^6	1.95×10^6
5.99×10^{-3}	2.09×10^6	2.09×10^6	2.09×10^6	2.09×10^6
4.64×10^{-3}	2.23×10^6	2.23×10^6	2.23×10^6	2.23×10^6
3.59×10^{-3}	2.42×10^6	2.42×10^6	2.42×10^6	2.42×10^6
2.78×10^{-3}	2.56×10^6	2.56×10^6	2.56×10^6	2.56×10^6
2.15×10^{-3}	2.66×10^6	2.66×10^6	2.66×10^6	2.66×10^6
1.67×10^{-3}	2.93×10^6	2.93×10^6	2.93×10^6	2.93×10^6
1.29×10^{-3}	3.07×10^6	3.07×10^6	3.07×10^6	3.07×10^6
1×10^{-3}	3.27×10^6	3.27×10^6	3.27×10^6	3.27×10^6
7.74×10^{-4}	3.49×10^6	3.49×10^6	3.49×10^6	3.49×10^6
5.99×10^{-4}	3.62×10^6	3.62×10^6	3.62×10^6	3.62×10^6

4.64×10^{-4}	3.82×10^6	3.82×10^6	3.82×10^6	3.82×10^6
3.59×10^{-4}	3.99×10^6	3.99×10^6	3.99×10^6	3.99×10^6
2.78×10^{-4}	4.2×10^6	4.2×10^6	4.2×10^6	4.2×10^6
2.15×10^{-4}	4.31×10^6	4.31×10^6	4.31×10^6	4.31×10^6
1.67×10^{-4}	4.6×10^6	4.6×10^6	4.6×10^6	4.6×10^6
1.29×10^{-4}	4.82×10^6	4.82×10^6	4.82×10^6	4.82×10^6
1×10^{-4}	5.17×10^6	5.17×10^6	5.17×10^6	5.17×10^6
7.74×10^{-5}	5.37×10^6	5.37×10^6	5.37×10^6	5.37×10^6
5.99×10^{-5}	5.49×10^6	5.49×10^6	5.49×10^6	5.49×10^6
4.65×10^{-5}	5.81×10^6	5.81×10^6	5.81×10^6	5.81×10^6
3.59×10^{-5}	5.92×10^6	5.92×10^6	5.92×10^6	5.92×10^6
2.78×10^{-5}	6.14×10^6	6.14×10^6	6.14×10^6	6.14×10^6
2.15×10^{-5}	6.16×10^6	6.16×10^6	6.16×10^6	6.16×10^6
1.67×10^{-5}	6.52×10^6	6.52×10^6	6.52×10^6	6.52×10^6
1.29×10^{-5}	6.68×10^6	6.68×10^6	6.68×10^6	6.68×10^6
1×10^{-5}	6.91×10^6	6.91×10^6	6.91×10^6	6.91×10^6
7.74×10^{-6}	7.04×10^6	7.04×10^6	7.04×10^6	7.04×10^6
5.99×10^{-6}	7.14×10^6	7.14×10^6	7.14×10^6	7.14×10^6
4.64×10^{-6}	7.3×10^6	7.3×10^6	7.3×10^6	7.3×10^6
3.59×10^{-6}	7.34×10^6	7.34×10^6	7.34×10^6	7.34×10^6
2.78×10^{-6}	7.44×10^6	7.44×10^6	7.44×10^6	7.44×10^6
2.15×10^{-6}	6.94×10^6	6.94×10^6	6.94×10^6	6.94×10^6
1.67×10^{-6}	6.9×10^6	6.9×10^6	6.9×10^6	6.9×10^6
1.29×10^{-6}	6.49×10^6	6.49×10^6	6.49×10^6	6.49×10^6
1×10^{-6}	5.71×10^6	5.71×10^6	5.71×10^6	5.71×10^6
7.74×10^{-7}	4.16×10^6	4.16×10^6	4.16×10^6	4.16×10^6
5.99×10^{-7}	2.26×10^6	2.66×10^6	2.68×10^6	2.69×10^6
4.64×10^{-7}	5.91×10^5	2.64×10^6	2.67×10^6	2.7×10^6

3.59×10^{-7}	2.2×10^4	2.54×10^6	2.62×10^6	2.69×10^6
2.78×10^{-7}	1.1×10^0	2.34×10^6	2.56×10^6	2.77×10^6
2.15×10^{-7}	0×10^0	1.76×10^6	2.4×10^6	3.13×10^6
1.67×10^{-7}	0×10^0	8.34×10^5	1.88×10^6	3.76×10^6
1.29×10^{-7}	0×10^0	2.76×10^6	5.93×10^6	1.14×10^7
1×10^{-7}	4.5×10^0	9.88×10^6	1.61×10^7	2.46×10^7
7.74×10^{-8}	7.17×10^1	2.05×10^7	2.94×10^7	4×10^7
5.99×10^{-8}	2.29×10^2	2.97×10^7	4×10^7	5.16×10^7
4.64×10^{-8}	3.01×10^2	3.41×10^7	4.48×10^7	5.66×10^7
3.59×10^{-8}	2.19×10^2	3.3×10^7	4.3×10^7	5.41×10^7
2.78×10^{-8}	1.02×10^2	2.83×10^7	3.71×10^7	4.68×10^7
2.15×10^{-8}	3.33×10^1	2.15×10^7	2.86×10^7	3.64×10^7
1.67×10^{-8}	8.2×10^0	1.59×10^7	2.15×10^7	2.78×10^7
1.29×10^{-8}	1.4×10^0	1.06×10^7	1.47×10^7	1.95×10^7
1×10^{-9}	0×10^0	9.57×10^5	1.57×10^6	2.39×10^6

付録B

表 B.0.1: W-value depending on the energy of charged particle in Air

$$W = a(\ln(E_i - b))^c + d$$

(W : W value [eV], E_i : charged particle energy [MeV])

Charged particle	a	b	c	d
proton	12.3	-0.54	-0.59	27.7
alpha	163	-3.02	-2.22	33.9
^{14}N	193	-1.50	-0.65	-26.4
^{16}O	181	-0.90	-0.59	-21.7
electron	649	12.9	-2.64	30.8

参考文献

- [1] “Cancer Statistics,” Cancer Information Service, National Cancer Center, Japan (National Cancer Registry, Ministry of Health, Labour and Welfare).
- [2] R. F. Barth, J. A. Coderre, M. Gra μ a, H. Vicente, and T. E. Blue, “Boron Neutron Capture Therapy of Cancer: Current Status and Future Prospects.” [Online]. Available: <http://aacrjournals.org/clincancerres/article-pdf/11/11/3987/1956671/3987-4002.pdf>.
- [3] L.-W. Wang, Y.-W.H. Liu, F.-I. Chou, S.-H. Jiang, Clinical trials for treating recurrent head and neck cancer with boron neutron capture therapy using the Tsing-Hua Open Pool Reactor, *Cancer communications*, 38 (1) (2018), pp. 37
- [4] L. Kankaanranta, T. Seppala, H. Koivunoro, K. Saarilahti , T. Atula , J. Collan, et al. Boron neutron capture therapy in the treatment of locally recurred head and neck cancer: final analysis of a phase I/II trial. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, 82(2012), e67-75.
- [5] 藤井亮, 今堀良夫, 中村勝, 竹吉艶子, 伊丹純, 独立行政法人国立がん研究センター, ホウ素中性子捕捉治療-原子炉 BNCT から加速器 BNCT へ” 29, no. 10, pp. 2328-2337, 2002.
- [6] T. D. Malouff, A. Mahajan, S. Krishnan, C. Beltran, D. S. Seneviratne, and D. M. Trifiletti, “Carbon Ion Therapy: A Modern Review of an Emerging Technology,” *Frontiers in Oncology*, vol. 10. Frontiers Media S.A., Feb. 04, 2020. doi: 10.3389/fonc.2020.00082. pp. 354-378, 2000.

- [7] 日本中性子捕捉療法学会/日本放射線腫瘍学会, “ 加速器 BPA-BNCT に係るガイドブック.”
- [8] 中村浩之, “ ホウ素化合物・薬剤の歴史と現状,” *Radioisotopes*, vol. 64, pp. 47-58, 2015.
- [9] STELLA PHARMA, <https://stella-pharma.co.jp/>
- [10] Y. Sakurai and T. Kobayashi, “ Characteristics of the KUR Heavy Water Neutron Irradiation Facility as a neutron irradiation ”eld with variable energy spectra,” 2000.
- [11] Y. Sakurai and T. Kobayashi, “ The medical-irradiation characteristics for neutron capture therapy at the Heavy Water Neutron Irradiation Facility of Kyoto University Research Reactor,” *Med Phys*, vol. 29, no. 10, pp. 2328-2337, 2002, doi: 10.1118/1.1509444.
- [12] M. Suzuki et al., “ Boron neutron capture therapy outcomes for advanced or recurrent head and neck cancer,” *Journal of Radiation Research*, vol. 55, no. 1. Oxford University Press, pp. 146-153, Jan. 01, 2014. doi: 10.1093/jrr/rrt098.
- [13] H. Tanaka et al., “ Characteristic evaluation of the thermal neutron irradiation field using a 30 MeV cyclotron accelerator for basic research on neutron capture therapy,” *Nucl Instrum Methods Phys Res A*, vol. 983, Dec. 2020, doi: 10.1016/j.nima.2020.164533.
- [14] T. Kato, K. Hirose, H. Tanaka, T. Mitsumoto, T. Motoyanagi, K. Arai, T. Harada, A. Takeuchi, R. Kato, S. Yajima, Y. Takai, Design and construction of an accelerator-based boron neutron capture therapy (AB-BNCT) facility with multiple treatment rooms at the Southern Tohoku BNCT Research Center, *Applied Radiation and Isotopes*, 156(2020)108961
- [15] K. Hirose, A. Konno, J. Hiratsuka, S. Yoshimoto, T. Kato, K. Ono, N. Otsuki, J. Hatazawa, H. Tanaka, K. Takayama, K. Takayama, H. Wada, M. Suzuki, M. Sato, H. Yamaguchi, I. Seto, Y. Ueki, S. Iketani, Y. Kikuchi, M. Murakami, Y. Takai,

- Boron neutron capture therapy using cyclotron-based epithermal neutron source and borofalan (^{10}B) for recurrent or locally advanced head and neck cancer (JHN002): An open-label phase II trial, *Radiotherapy and Oncology*, 155(2021)182-187
- [16] 田中浩基, 密本俊典, and 呼尚徳, “世界初のホウ素中性子捕捉療法 (BNCT) 治療システムの開発,” *日本原子力学会誌*, vol. 63, no. 9, 2021.
- [17] A. Sasaki et al., “Development of an irradiation method for superficial tumours using a hydrogel bolus in an accelerator-based BNCT,” *Biomed Phys Eng Express*, vol. 8, no. 1, Jan. 2022, doi: 10.1088/2057-1976/ac3d73.
- [18] 経済産業省／国立研究開発法人日本医療研究開発機構, “ホウ素中性子捕捉療法 (BNCT) 照射システム開発ガイドライン 2019 (手引き),” 2019.
- [19] ICRP, “The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (Japanese),” *Ann. ICRP*, vol. 37, pp. 2-4, 2007, [Online]. Available: [http://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP Publication 103](http://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20103)
- [20] 黒澤忠弘, “Radiation measurements in medical and industrial applications,” *応用物理 基礎講座*, vol. 91, no. 8, pp. 509-513, 2022, doi: 10.4.
- [21] “粒子線治療装置の物理・技術的 QA システムガイドライン,” 日本放射線腫瘍学会, 日本医学物理学会, 日本放射線技術学会, Nov. 2015.
- [22] Y. Suzuki et al., “Analysis of Radioactivation Induced by High-energy X-rays in Medical Linear Accelerators Estimation of Short-lived Radioactivated Nuclides, 医用直線加速装置の高エネルギー X 線による放射化の解析 短半減期放射化核種の推定原著,” *日本放射線技術学会雑誌*, vol. 66, no. 6, pp. 599-608, 2010.
- [23] S. Matsumoto and Y. Mori, “Basic Knowledge of Neutron: Generation of Neutrons Accompanied with Particle Therapy,” 2022.
- [24] 熊田博明, “BNCT の線量評価/治療計画,” *Radioisotopes*, vol. 64, pp. 37-46, 2015.

- [25] M. B. Chadwick et al., “ A consistent set of neutron kerma coefficients from thermal to 150 MeV for biologically important materials, ” *Med Phys*, vol. 26, no. 6, pp. 974-991, 1999, doi: 10.1118/1.598601.
- [26] ICRU Report 47, “ Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations, ” Bethesda, MD, 1992.
- [27] T. E. Blue, N. Gupta, and J. E. Woollard, “ A calculation of the energy dependence of the RBE of neutrons, ” *Phys Med Biol*, vol. 38, no. 12, pp. 1693-1712, 1993, doi: 10.1088/0031-9155/38/12/002.
- [28] K. Hirose, T. Kato, T. Harada, T. Motoyanagi, H. Tanaka, A. Takeuchi, R. Kato, S. Komori, Y. Yamazaki, K. Arai, N. Kadoya, M. Sato, Y. Takai, Determining a methodology of doimetric quality assurance for commercially available accelerator-based boron neutron capture therapy system, *Journal of Radiation Research*, Volume 63, 4(2022)620-635
- [29] S. Nakamura, H. Igaki, H. Okamoto, A. Wakita, M. Ito, S. Imamichi, S. Nishioka, K. Iijima, H. Nakayama, M. Takemori, K. Kobayashi, Y. Abe, K. Okuma, K. Takahashi, K. Inabe, N. Murakami, Y. Nakayama, T. Nishio, M. Masutani, J. Itami, Dependence of neutrons generated by ${}^7\text{Li}(p,n)$ reaction on Li thickness under free-air condition in accelerator-based boron neutron capture therapy system employing solid-state Li target, *Phys. Medi.* vol. 58, pp. 121-130, 2019.
- [30] S. Yonai et al., “ Measurement of neutron ambient dose equivalent in passive carbon-ion and proton radiotherapies, ” *Med Phys*, vol. 35, no. 11, pp. 4782-4792, 2008, doi: 10.1118/1.2989019.
- [31] 塚本智隆, “ 全身ファントムを用いた硼素中性子捕捉療法 (BNCT) における全身被爆量評価, ” 京都大学大学院修士論文, 2011.
- [32] T. Tsukamoto et al., “ A phantom experiment for the evaluation of whole body exposure during BNCT using cyclotron-based epithermal neutron source (C-BENS), ”

- ” Applied Radiation and Isotopes, vol. 69, no. 12, pp. 1830-1833, Dec. 2011, doi: 10.1016/j.apradiso.2011.03.013.
- [33] K. Watanabe et al., “Development of an optical fiber type detector using a Eu:LiCaAlF₆ scintillator for neutron monitoring in boron neutron capture therapy,” Nucl Instrum Methods Phys Res A, vol. 802, pp. 1-4, 2015, doi: 10.1016/j.nima.2015.08.056.
- [34] H. Tanaka et al., “Note: Development of real-time epithermal neutron detector for boron neutron capture therapy,” Review of Scientific Instruments, vol. 88, no. 5, May 2017, doi: 10.1063/1.4982036.
- [35] T. Sato et al., “Features of Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) version 3.02,” J Nucl Sci Technol, vol. 55, no. 6, pp. 684-690, Jun. 2018, doi: 10.1080/00223131.2017.1419890.
- [36] 佐藤視智飛, “BNCTにおけるリアルタイム中性子モニターと線質弁別可能な中性子検出器の開発,” 京都大学大学院修士論文, 2019.
- [37] K. Shibata et al., “JENDL-4.0: A new library for nuclear science and engineering,” J Nucl Sci Technol, vol. 48, no. 1, pp. 1-30, 2011, doi: 10.1080/18811248.2011.9711675.
- [38] “3.放射化検出器による炉内中性子束の測定,” in KUCA 実験テキスト ver.7-2.0, pp. 3.1-3.35.
- [39] ICRU Report 26, “Neutron dosimetry for biology and medicine,” 1977.
- [40] T. Yamamoto et al., “The status of Tsukuba BNCT trial: BPA-based boron neutron capture therapy combined with X-ray irradiation,” Applied Radiation and Isotopes, vol. 69, no. 12, pp. 1817-1818, 2011, doi: 10.1016/j.apradiso.2011.02.013.
- [41] P. J. Taddei, S. Krishnan, D. Mirkovic, P. Yepes, and W. D. Newhauser, “Effective dose from stray radiation for a patient receiving proton therapy for liver cancer,” AIP Conf Proc, vol. 1099, no. March, pp. 445-449, 2009, doi: 10.1063/1.3120070.

- [42] H. Kumada et al., “Evaluation of the characteristics of the neutron beam of a linac-based neutron source for boron neutron capture therapy,” *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 165, Nov. 2020, doi: 10.1016/j.apradiso.2020.109246.
- [43] E. G. Yukihiro, “Luminescence properties of BeO optically stimulated luminescence (OSL) detectors,” *Radiat Meas*, vol. 46, no. 6-7, pp. 580-587, Jun. 2011, doi: 10.1016/j.radmeas.2011.04.013.
- [44] K. Yamamoto, H. Kumada, Y. Torii, T. Kishi, T. Yamamoto, and A. Matsumura, “Simple estimation method of gamma-ray dose using low neutron-sensitive TLD (UD-170LS) for intra-operative boron neutron capture therapy (IOBNCT),” *Res. Dev. Neutron Capture Ther.*, pp. 499-503, 2002.
- [45] T. T. Nguyen, T. Kajimoto, K. Tanaka, C. C. Nguyen, and S. Endo, “Triple ionization chamber method for clinical dose monitoring with a Be-covered Li BNCT field,” *Med Phys*, vol. 43, no. 11, pp. 6049-6057, Nov. 2016, doi: 10.1118/1.4963222.
- [46] T. Fujii, H. Tanaka, A. Maruhashi, K. Ono, and Y. Sakurai, “Study on optimization of multiionization-chamber system for BNCT,” *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 69, no. 12, pp. 1862-1865, Dec. 2011, doi: 10.1016/j.apradiso.2011.03.031.
- [47] L. Porra et al., “Accelerator-based boron neutron capture therapy facility at the Helsinki University Hospital,” *Acta Oncologica*, vol. 61, no. 2. Taylor and Francis Ltd., pp. 269-273, 2022. doi: 10.1080/0284186X.2021.1979646.
- [48] N. Matsubayashi, H. Tanaka, T. Takata, K. Okazaki, Y. Sakurai, and M. Suzuki, “Development of real-time neutron detectors with different sensitivities to thermal, epithermal, and fast neutrons in BNCT,” *Radiat Meas*, vol. 140, Jan. 2021, doi: 10.1016/j.radmeas.2020.106489.
- [49] L. J. Goodman and J. J. Coyne, “Wn and Neutron Kerma for Methane-base Tissue-Equivalent Gas,” *Radiat Res*, vol. 82, pp. 13-26, 1980.

- [50] R. Huber, D. Combecher, and G. Burger, “Measurement of Average Energy Required to Produce an Ion Pair (W Value) for Low-Energy Ions in Several Gases,” *Radiat Res*, vol. 101, pp. 237-251, 1985.
- [51] G. Williams and E. Waibel, “W value for low-energy protons in air,” *Phys Med Biol*, vol. 37, p. 2319, 1992.
- [52] S. E. Chappell and J. H. Sparrow, “The average Energy Required to Produce an Ion Pair in Argon, Nitrogen, and Air for 1- to 5-MeV alpha Particles,” *Radiat Res*, vol. 32, pp. 383-403, 1967.
- [53] M. Kemmochi, “Measurement of W-value for alpha particles in tissue equivalent gases,” *Health Physics Pergamon Press*, vol. 30, pp. 439-446, 1976.
- [54] D. Combecher, “Measurement of W values of Low-Energy Electron in Several Gases,” *Radiat Res*, vol. 84, pp. 189-218, 1980.
- [55] E. Waibel and B. Grosswendt, “Determination of W values and Backscatter Coefficients for Slow Electrons in Air,” pp. 241-249, 1978.
- [56] M. Boutillon and A. M. Perroche-Roux, “Re-evaluation of the W value for electrons in dry air,” *Phys Med Biol*, vol. 32, p. 213, 1987.
- [57] N. T. Niatel, A. M. Perroche-Roux, and M. Boutillon, “Two determination of W for electrons in dry air,” *Phys Med Biol*, vol. 30, p. 67, 1985.

論文リスト

- [1] “Development of real-time neutron detectors with different sensitivities to thermal, epithermal, and fast neutrons in BNCT”, N. Matsubayashi, H. Tanaka, T. Takata, K. Okazaki, Y. Sakurai, M. Suzuki, Radiation Measurements, vol.140, pp.106489, 2021

- [2] “Characteristics of optically stimulated luminescent dosimeter of beryllium oxide in BNCT irradiation field”, N. Matsubayashi, N. Hu, T. Takata, A. Sasaki, T. Mukawa, K. Suga, Y. Sakurai, H. Tanaka, Radiation Measurements, vol.161, pp.106900, 2023

- [3] “Air ionization chamber combined with LiCaAlF₆ scintillator for γ -ray dose evaluation in boron neutron capture therapy”, N. Matsubayashi, N. Hu, T. Takata, A. Sasaki, M. Nojiri, T. Mukawa, Y. Sakurai, H. Tanaka, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, vol.1047, pp.167883, 2023