



QST-M-6



平成28年度

放 医 研 サ イ ク ロ ト ロ ン 利 用 報 告 書

国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構

目 次

1. 放医研サイクロترون施設

放医研サイクロترون施設の運用状況 (平成 28 年度).....	2
NIRS-930 サイクロترونの運転及び整備について.....	8

2. 核医学研究

サイクロترونの標識薬剤の製造・開発への利用状況.....	12
--------------------------------	----

3. 物理学/生物学研究

重粒子によるしきいエネルギー付近の核反応に関する研究.....	18
最前方と最後方における荷電粒子生成二重微分断面積の測定	21
高精度陽子線治療を目指した新規イメージング技術の開発	25
Developments of radiation detectors for charged particles in the space radiation environment	34
核破砕片生成二重微分断面積の測定	44
放射線遮蔽用可撓性材料の中性子透過実験	49
高精度陽子線治療のための基盤技術構築に関する研究.....	51
固体飛跡検出器中に形成される重イオントラックの構造分析	57
陽子線照射における大気下ならびに低酸素下での細胞致死効果	62

4. 研究成果一覧.....65

5. 平成 28 年度マシンタイム予定表.....93

1. 放医研サイクロトロン施設

放医研サイクロترون施設の運用状況 (平成 28 年度)

REPORT ON NIRS CYCLOTRON FACILITY

片桐 健,^{A)} 涌井 崇志,^{A)} 北條 悟,^{A)} 杉浦 彰則,^{A)} 宮原 信幸,^{A)} 河原 恵子,^{A)}
田代 克人,^{A)} 白井 敏之,^{A)} 岡田 高典,^{B)} 青山 功武,^{B)}

Ken Katagiri,^{A)} Takashi Wakui,^{A)} Satoru Hojo,^{A)} Akinori Sugiura,^{A)} Nobuyuki Miyahara,^{A)}

Keiko Kawahara,^{A)} Katsuhito Tashiro,^{A)} Toshiyuki Shirai,^{A)} Takanori Okada,^{A)} Isamu Aoyama^{A)}

^{A)} 量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所, ^{B)} 加速器エンジニアリング株式会社

^{A)}QST/NIRS, ^{B)}Accelerator Engineering Corporation, Ltd.

概要

放医研サイクロترون施設は、2 台のサイクロترونを含む施設の運用・管理を本年度も順調に進めてきた。所内での活発な分子プローブ開発、その所内外での利用と供給のために、マシンタイムの多くの割合が放射性同位元素の生産に費やされているということが放医研サイクロترون施設の特徴である。本年度の大型サイクロترونの総運転時間は 1788 時間であった。本年度は有償ビーム提供に費やしたビーム提供時間の増加が目立ち、前年度に比べて 25% 程増加した。その他、標的アイソトープ治療用核種等の生産に備えてマシンスタディ・ビーム調整に費やした運転時間も大きく増加した。総運転時間としても前年に比べて 5% 増加した。小型サイクロترونの総運転時間は 1542 時間であり、前年度に比べて 7% 程増加した。

1. はじめに

放射線医学総合研究所 (放医研) は大型・小型の 2 台のサイクロترونにより、核医学、物理学、生物学分野における基礎科学・応用研究のために、様々なイオンビームの供給を行ってきた [1]。特に、所内での活発な分子プローブ開発、その所内外での利用と供給のために、マシンタイムの多くの割合が放射性同位元素の生産に費やされているということが放医研サイクロترون施設の特徴である。Fig. 1 に放医研サイクロترون施設のサイクロترون、ビームトランスポート、照射ポートを示す。大型サイ

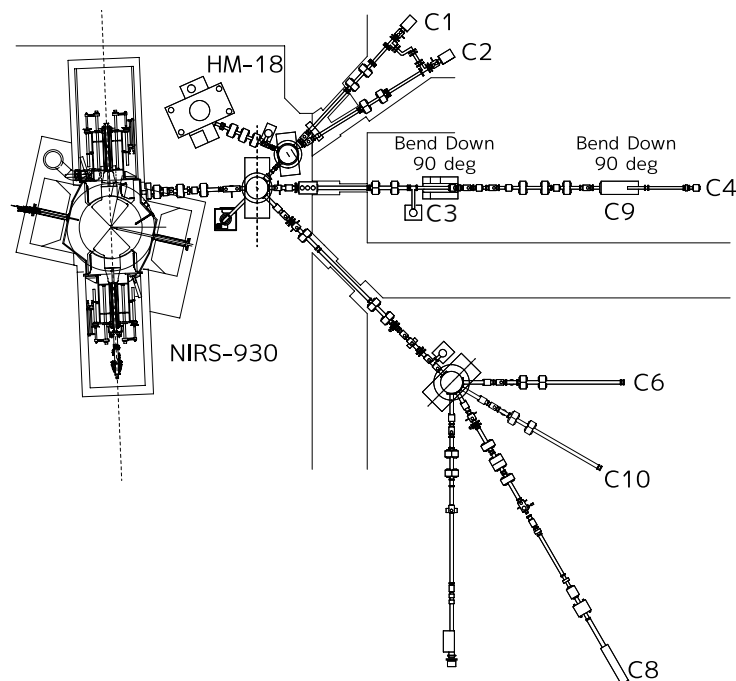


Figure 1: 放医研サイクロترون施設

Table 1: ビーム利用用途毎の運転時間、及びその割合

	ビーム利用用途	運転時間 (h)	割合 (%)
(1)	核医学研究	704	39.4
(2)	物理学研究	275	15.4
(3)	生物学研究	8	0.4
(4)	有償ビーム提供	187	10.4
(5)	マシンスタディ・ビーム調整	615	34.4
	計	1788	100

Table 2: 大型サイクロトロンから供給されたビームとそのための運転時間

イオン種	運転時間 (h)	割合 (%)	エネルギー (MeV)	運転時間 (h)	割合 (%)
陽子	831	46.5	18	175	9.8
			30	91	5.1
			40	86	4.8
			50	13	0.7
			70	415	23.2
			80	51	2.8
重陽子	78	4.4	20	65	3.6
			40	13	0.7
水素分子イオン	299	16.7	24	158	8.8
			24.5	134	7.5
			28	7	0.4
ヘリウムイオン	513	28.7	26.5	34	1.9
			27	8	0.4
			34	392	21.9
			40	9	0.5
			50	6	0.3
			75	46	2.6
			100	17	1.0
炭素イオン	37	2.1	215	22	1.2
			216	15	0.8
ネオンイオン	30	1.7	120	30	1.7
計	1788	100		1788	100

クロトロン (Thomson-CSF 社製 930 型 AVF サイクロトロン) は、1974 年に日本初の医療用のサイクロトロンとして建設されたものである。すでに運転開始から 43 年が経過しており、制御システムや加速器の生命線とも言える電磁石用コイル等、経年劣化のためにリプレイスが必要な箇所が生じている状況であるが、スタッフの保守・管理により現在でも運転が行えている。この大型サイクロトロンは、陽子、重陽子のみならず、ヘリウムイオン、炭素イオン、酸素イオン、ネオンイオン等、多種多様なイオンビームの供給が可能である。もう一つの小型サイクロトロンは、PET 薬剤に用いる放射性核種の生産を目的として 20 年程前に導入されたものであり、陽子、重陽子のみ供給が可能である。これらの加速器からは、合計 8 つの照射ポート (C1, C2, C3, C4, C6, C8, C9, C10) へとイオンビームが供給されてい

る。C1, C2 は、主に小型サイクロトロンからの陽子ビームが供給される照射ポートであり、PET 薬剤用の放射性核種 (^{11}C , ^{13}N , ^{18}F) の製造にのみ用いられる。C3, C4, C9 は大型サイクロトロンからのビームが供給される照射ポートであり、医療用の多種多様な放射性核種の製造に用いられている。C6, C8, C10 も同様に、大型サイクロトロンからのビームが供給される照射ポートであり、物理学・生物学分野の基礎科学実験のために用いられる。

本年度の大型サイクロトロンの総運転時間は 1788 時間であり、前年度に比べて 5% 程増加している。運転時間の増加が目立った項目は有償ビーム提供であり、本年度は前年度に比べて 25% 程増加した。その他、リプレイスした取り出し装置のパラメータ最適化のため、及び標的アイソトープ治療用核種等の生産に備えたビーム調整のために、マシンスタディ・ビーム調整に費やした運転時間が大きく増加した。小型サイクロトロンの総運転時間は 1542 時間であり、前年度に比べて 7% 程増加した。以下に本年度における放医研サイクロトン施設の運用に関する記録をまとめる。

2. 大型サイクロトロンの運用の記録

2.1 運転時間

本年度は、下記の通りに大型サイクロトロンを運用した:

- マシントイム 第Ⅰ期: 3/28 – 9/2, 第Ⅱ期: 9/20 – 3/10
- 長期メンテナンス期間 9/5 – 9/16, 3/13 – 3/24
- 土曜日の運転回数 第Ⅰ期 4 回, 第Ⅱ期 1 回
- ビーム利用時間 8:30–17:00, ユーザーの要望により 19:00 まで延長の場合有り

本年度における、大型サイクロトンから供給されるビームの利用用途とその時間、割合を示したものを Table 1 に示す。イオンビームの利用の用途は、ユーザーの利用目的に沿って、Table 1 の (1)–(5) に分けられる。(1) は、診断用・治療用の放射性薬剤開発のために、様々な放射性核種の製造を行うものである。(2), (3) はそれぞれ、基礎的な物理学実験(原子物理分野, 原子核分野, 検出器開発分野等)を行うもの、基礎的な生物学実験(放射線生物学分野, 細胞照射実験等)を行うものである。これらは放医研の職員だけでなく、外部研究機関のユーザーによっても実施される。ユーザーは、得られた成果の報告書を提出することで、無償にてビームを利用できる。(4) は、成果の公表を控えたいユーザーが、成果報告書の提出の代わりに、有償にてビームの利用を行うものである。ユーザーは、主に外部研究機関、一般企業の研究者・技術者である。(5) は、当施設専属のスタッフが、供給ビームの高強度化・安定化のために、ビームスタディ・調整を行うものである。運転時間として最も多いのは、(1) の核医学研究であり、その割合はおよそ 40% にも及ぶ。二番目に多いのは、(5) のマシンスタディ・ビーム調整である。前年度の平成 27 年度は 350 時間程であり、およそ 76% も増加している。これは、平成 28 年 3 月にリプレイスした取り出し装置のパラメータ最適化のため、及び (1) で要求されるビーム(標的アイソトープ治療用核種の生産用等)の調整・最適化を進めたためである。(4) の有償ビーム提供は 187 時間であり、前年度の 149 時間に比べて 25% 程増加している。総運転時間は 1788 時間であり、この値は前年度の 1707 時間に比べて 5% 程増加している。

Table 2 に、大型サイクロトンにより供給されたビームとそのための運転時間、その割合を示す。この表中の運転時間は、Table 1 の用途 (1)–(5) の全てを勘定に入れたものである。運転時間のうち半分近くが陽子ビームの供給に使われている。そのなかでも割合が大きいのは、物理研究、生物研究、有償提供にてよく用いられる 70 MeV の陽子ビームである。続いて運転時間の割合が大きいのは、核医学研究にて使われるヘリウムイオンである。

ビーム利用用途ごとの記録は下記の通りである:

● 核医学研究

Table 3 に核医学研究のために供給されたビームとそのための運転時間を示す。最も運転時間が多いのは、ヘリウムイオンであり、全体の 43.4% を占める。そのなかでも長い時間供給した 34-MeV のヘリウムイオンは、標的アイソトープ治療用薬剤に用いられる ^{211}At , ^{74}As の生産に使用されている。このイオンのための運転時間は、核医学研究に費やされた運転時間のうち、33% を占める。

Table 3: 核医学研究のために大型サイクロトロンから供給されたビームとそのための運転時間, 及びそれにより生産された主たる放射性核種

イオン種	運転時間 (h)	割合 (%)	エネルギー (MeV)	運転時間 (h)	割合 (%)	生産された核種
陽子	173	24.6	18	84	12.0	⁷⁴ As, ¹¹ C
			30	52	7.3	⁶⁸ Ge
			40	31	4.4	
			70	7	0.9	
重陽子	54	7.6	20	48	6.8	¹⁸⁶ Re
			40	6	0.8	
水素分子イオン	171	24.3	24	98	13.9	⁶⁴ Cu
			24.5	70	10	⁶⁴ Cu
			28	3	0.4	
ヘリウムイオン	305	43.4	26.5	19	2.7	
			27	5	0.6	⁷⁴ As
			34	233	33.1	²¹¹ At, ⁷⁴ As
			40	9	1.3	⁶⁷ Cu
			75	40	5.6	²⁸ Mg
計	704	100		704	100	

Table 4: 実施された物理研究・生物研究のテーマ。各テーマの詳細に関しては本利用報告書を参照のこと。

	テーマ名	イオンビーム
物理研究	中高エネルギー粒子による核反応の研究	40-MeV 陽子
	重粒子によるしきいエネルギー付近の核反応に関する研究	215–216-MeV 炭素イオン
	最前方と最後方における荷電粒子生成二重微分断面の測定	40-MeV 陽子
	放射線遮蔽用可撓性材料の中性子透過実験	80-MeV 陽子
	高精度陽子線治療のための基礎技術構築に関する研究	70-MeV 陽子
	高精度陽子線治療に向けた新規イメージング技術の研究	70-MeV 陽子
	高分子系秘跡検出器中に応答特性を表す化学的クライテリオンの確率	100-MeV ヘリウムイオン
	宇宙放射線の荷電粒子成分検出器の開発	70-MeV 陽子
生物研究	陽子線照射における大気下ならびに低酸素下での細胞致死効果	70-MeV 陽子

- 物理研究・生物研究

Table 4 に本年度実施に実施された物理研究と生物研究のテーマを示す。本年度は、物理研究は 8 テーマ、生物研究は 1 テーマについてビームの供給が行われた。物理研究は昨年度に比べて 1 テーマ増加し、生物研究は 2 テーマ減少した。

- 有償ビーム提供

Table 5 に、本年度実施された有償ビーム提供にて、供給されたビームとそのための運転時間を示す。90%以上の時間が 70-MeV 陽子の供給に費やされている。総運転時間は 187 時間であり、前年度の 149 時間に比べて 25%程増加している。

- マシンスタディ・ビーム調整

Table 6 に、マシンスタディ・ビーム調整として費やした大型サイクロトロンの運転時間を示す。運

Table 5: 有償ビーム提供にて大型サイクロトロンから供給されたビームとそのための運転時間

イオン種	運転時間 (h)	割合 (%)	エネルギー (MeV)	運転時間 (h)	割合 (%)
陽子	187	100	40	12	6.6
			50	6	3.1
			70	169	90.3
計	187	100		187	100

Table 6: マシンスタディ・ビーム調整として費やした大型サイクロトロンの運転時間

イオン種	運転時間 (h)	割合 (%)	エネルギー (MeV)	運転時間 (h)	割合 (%)
陽子	221	36.0	18	91	14.7
			30	40	6.4
			40	23	3.7
			50	3	0.5
			70	34	5.5
			80	31	5.1
重陽子	24	3.9	20	17	2.8
			40	7	1.1
水素分子イオン	128	20.8	24	60	9.7
			24.5	64	10.3
			28	4	0.7
ヘリウムイオン	190	30.9	26.5	15	2.5
			27	4	0.6
			34	159	25.9
			50	6	1.0
			75	7	1.1
炭素イオン	31	5.0	215	22	3.6
			216	9	1.4
ネオンイオン	21	3.3	120	21	3.3
計	615	100		615	100

運転時間は 615 時間であり、前年度の 350 時間に比べて、およそ 76% も増加している。この運転時間の大幅な増加は、平成 28 年 3 月に取り出し装置系の更新を行い、その運転パラメータの最適化に時間を費やしたこと、及び、(1) の核医学研究にて実施される標的アイソトープ治療用放射性核種 (^{211}At , ^{74}As) の本格的な生産のために、ヘリウムイオンビームの高強度化・安定化を狙ったビーム調整・最適化に時間を費やしたことが原因である。

2.2 故障等による供給の停止 [2]

本年度、故障等によって生じた大型サイクロトロンの停止時間及びその原因を Table 7 に示す。取り出し装置系による停止時間が例年に比べて多く生じている。これは、平成 28 年 3 月に取り出し装置系の更新を行い、その制御パラメータの最適化までに時間を要したためである。この停止時間の増加により、本年度の総停止時間 (34 時間) は昨年度 (27 時間) に比べて 26% 増加した。

Table 7: 故障等による大型サイクロトロン停止時間, 及びその原因 [2]

停止の原因	停止時間 (h)
取り出し装置系 (静電デフレクター)	14
RF 系	7
制御系	5
電源系	2
ビーム品質悪化	5
ヒューマンエラー	< 1
計	34

Table 8: 小型サイクロトロンに関するビーム利用用途別の運転時間, 及びその割合 [2]

ビーム利用用途	イオンビーム	運転時間 (h)	割合 (%)
核医学研究	18-MeV 陽子	1544	93.3
	9-MeV 重陽子	94	5.7
マシンスタディ・ビーム調整		16	1.0
計		1654	100

3. 小型サイクロトロンの運用 [2]

小型サイクロトロンは陽子と重陽子を供給し, PET 薬剤に用いる放射性薬剤 (^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F) の生産のために用いられている。小型サイクロトロンに関するビーム利用用途別の運転時間, その割合を Table 8 に示す。総運転時間のうち, 1%はマシンスタディ・ビーム調整に使用され, 残りの 99%は核医学研究のために使用された。前年度の平成 27 年度における総運転時間は 1542 時間であり, 本年度はそれに比べて 7%程増加している。

本年度は故障やトラブルの発生により 30 分以上の供給の停止が生じることも無く, 順調な運転を行うことができた。

参考文献

- [1] T. Honma, et al., Proceedings of 18th Int. Conf. on Cyclotrons and their Applications, Giardini Naxos, Italy, 2007, pp. 137.
- [2] S. Hojo, et al., Proceedings of Particle Accelerator Society, Sapporo, Japan, 2017 (FSP032).

NIRS-930 サイクロトロン の 運 転 お よ び 整 備 に つ い て

STATE OF THE NIRS-930 CYCLOTRON

北 條 悟^A、涌 井 崇 志^A、片 桐 健^A、杉 浦 彰 則^A、野 田 章^A、
岡 田 高 典^B、青 山 功 武^B、白 井 敏 之^A
Satoru Hojo^A, Takashi Wakui^A, Ken Katagiri^A, Akinori Sugiura^A, Akira Noda^A,
Takanori Okada^B, Isamu Aoyama^B, Hiroshi Ii^B, and Toshiyuki Shirai^A
A: 放射線医学総合研究所重粒子医科学センター物理工学部
B: 加速器エンジニアリング株式会社

概 要

放医研の大型サイクロトロン NIRS-930 は、設置されてから既に 40 年を超えているが、放射性同位元素の製造を中心に様々な目的で利用されている。平成 18 年に高周波系の更新、平成 23 年にマグネティックチャンネルの更新、平成 27 年にデフレクタの更新といった主要な機器の更新を行いつつ、改修整備等を行いながら運転を続けている。今年度は、昨年度に更新した静電デフレクタシステムの電源の制御系を更新した。さらに、改修整備として、高周波系のメンテナンスや、冷却系のメンテナンスをおこなったので、これらについて報告を行う。また、比較的重いイオンである炭素の 216MeV の高いエネルギーのビームの加速調整を行い、実験ユーザーへ供給することができたので、併せて報告を行う。

1. デフレクタ電源制御システムの開発

昨年度のデフレクタシステムの更新に伴い、高圧電源も更新を行った。高圧電源は、スペルマンハイボルテージ社製の SL60N300 を導入した。高圧電源の制御システムは、シーケンサーとタッチパネルを用いたシステムを製作した。高圧電源の仕様で電流変化を検出した際に出力を自動で下げる仕様となっているため、設定電圧に対して検出電圧の偏差異常検出を導入した。また、検出電圧や電流の時系列の変化が明確になるように、検出電圧と電流のトレンド画面を導入した。

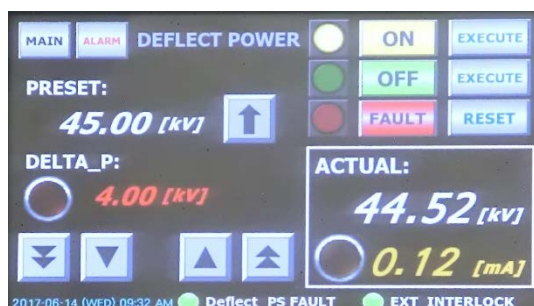


図 1. デフレクタ電源操作画面



図 2. デフレクタ電源トレンド画面

2. 216MeV C⁵⁺ ビーム調整

本年度は、新たなビームとして、216 MeV C⁵⁺のビーム調整を行い、ビーム供給を行った。216 MeV の磁場と高周波の周波数の設定値 は、最大の値に近い。今回は、周波数を 19.9 MHz でのビーム加速をおこなった。イオン源からは C⁵⁺のイオンとして、加速入射を行いサイクロトロンから取り出し後、荷電変換フォイルを通して 6 価イオンとして、ビーム供給を行った。

サイクロトロンへの入射エネルギーは、51.5 keV であるため、イオン源には+10.3 kV を印加している。さらに、引き出し電極に-8 kV の電圧をかけることにより、イオン源からの引き出し電圧は、18.3 kV となっている。この時のイオン源からの C⁵⁺のビーム電流は 6 μ A であった。イオン源から 6 μ A の入射でサイクロトロンからは 1.2 μ A のビームを取り出すことができた。このビーム電流でエネルギー測定をした結果 216.5 MeV であった。

3. 高周波系メンテナンス

NIRS-930 サイクロトロンの高周波系は、Dee 電極の垂れ下がりや、同調用の駆動システムの不具合等、老朽化による不具合が著しかったため、平成 18 年にトムソン製のムーバブルパネルタイプの共振器から、住友重機械工業製のショート板タイプの共振器に更新された。更新されてからこれまで、メーカーによる大きなメンテナンス作業等は行っており、オペレーターによる日常点検と簡易的

なオイル補充等のみを行ってきた。運転開始より 10 年となった高周波系において、メーカーによるメンテナンスを実施した。

メーカーによるメンテナンスでは、ショート板のコンタクトフィンガーの交換、Dee 電極の絶縁支柱の交換、交換作業の前後での共振器の静特性測定等をおこなった。

ショート板のコンタクトフィンガーは、電流のバランスが崩れたり、接触が悪くなったりすると、発熱による焼けや溶融が見られることもあるが、取り外したコンタクトは、比較的良好な状態で、バランスよく電流が流れている状態であることがわかった。Dee 電極の絶縁支柱は、見た目が黒くなってしまっており、表面で電氣的に導通してしまっている部分があったため、交換を行った。交換後の共振器の静特性の測定結果、Q 値は良好な状態を保っている。



図 3. 取り外した絶縁支柱とコンタクト

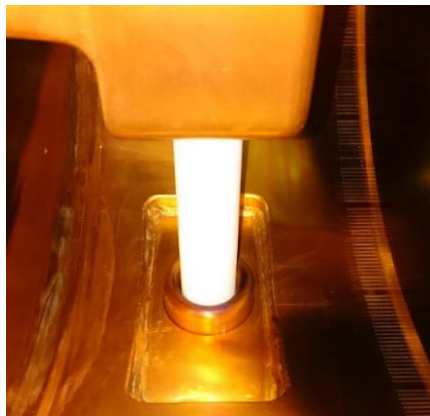


図 4. 交換後の絶縁支柱

4. 冷却水システムの修繕

サイクロトロンの冷却水システムにおいて、イオン交換樹脂塔の更新と、プレート式熱交換器の清掃等の冷却水システムの改修を行った。サイクロトロンの冷却水システムの 2 次冷却水は、負荷側のサイクロロン本体やビーム輸送ラインと各電源の冷却を行う純水系統である。この 2 次冷却水の純水を製造しているイオン交換樹脂塔において、老朽化により水漏れが発生していたため更新を行った。これまでの樹脂塔は、70L 容量を用いており、数年に一度の交換を実施していたが、容量が大きく、交換作業が困難であった。交換作業を簡略化するために、容量を一回り小さくし使用する本数を増やして通水量を同等となるよう更新を行った。また、樹脂の性能劣化を早急に発見できるように、樹脂塔に個々にアラーム機能付きの導電率計を設置した。



図 5. プレート熱交換器（分解中）。

また、2 次冷却水の熱源回収が行われるプレート式熱交換器の清掃を行った。サイクロトロンの冷却水システムは、熱源回収用の 1 次冷却水として、サイクロロン棟の屋外に設置された冷温水発生器により作られた冷水を用いている。この冷温水発生器は 10 年前に更新された設備である。熱交換器の清掃は、この冷温水発生器を更新した際に分解清掃を行って以来で、10 年ぶりであった。熱交換器を分解し、すべてのプレートを熱交換器メーカーによる薬液洗浄とシール用パッキンの交換を実施した。プレート式熱交換器を流れる 2 次冷却水は、負荷側のサイクロロン本体やビーム輸送ラインと各電源の冷却を行う純水系統である。そのため、熱交換器の 2 次冷却水側のプレート表面の顕著な汚れは、みられなかった。1 次冷却水には一般水を用いており、さらに送水管にも老朽化が進んでいるため、錆のような汚れが顕著であった。洗浄後のプレートにおいて、心配されていた腐食によるひび割れや穴あきといったものは見られず、良好な状態であった。しかしながら、1 次冷却水システムにおいて、配管やバルブ、ストレーナー等の老朽化がかなり進んでおり、更新等の対策が早急に必要であることが分かった。

2. 核医学研究

サイクロトロン標識薬剤の製造・開発への利用状況

Production and Development of Radiopharmaceuticals Using Cyclotron in 2016

武井 誠、鈴木 寿、菊池 達矢、藤永 雅之、破入 正行、永津 弘太郎、
河村 和紀、張 明栄

Makoto Takei, Hisashi Suzuki, Tatsuya Kikuchi, Masayuki Fujinaga, Masayuki Hanyu,
Kotaro Nagatsu, Kazunori Kawamura, Ming-Rong Zhang

量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所 標識薬剤開発部

概要

標識薬剤開発部では、臨床診断や生体機能の計測に有用な放射性核種標識薬剤の開発、標識薬剤合成に必要な放射性核種の製造及び標識技術の開発を行っています。また、安全で高品位な標識核種及び PET 用の標識薬剤の供給も行っており、脳機能イメージング研究部、分子イメージング診断治療研究部のみならず放射線医学総合研究所附属病院や外部の大学・研究機関・企業の研究者に広く提供している。

その主な用途は、放射性核種の効率的な製造法の確立、新規 PET 用標識薬剤及び標識技術（中間体と反応）の開発、動物実験による薬剤の有効性と前臨床評価、臨床研究等である。臨床研究用に製造された放射性薬剤は、1) HIMAC を用いた腫瘍の治療効果の評価や転移の有無などの判定、2) 認知症、統合失調症、などの各種の精神神経疾患の診断、治療効果の評価及び病態発生メカニズムの解明研究などに利用されている。本報告書では新規な標識薬剤の開発状況及び標識薬剤の安定製造状況を報告する。

1. 標識薬剤開発部の開発研究状況

新規標識薬剤の開発、内用療法に資する放射性核種の製造、新規標識技術・合成法の開発、超高比放射能化の研究等のために短寿命放射性同位元素が製造されている。以下にこれらの研究について代表的な成果を紹介する。

- 1) $[^{11}\text{C}]$ 二硫化炭素の製造条件を確立し、ヨウ化 $[^{11}\text{C}]$ メチル、 $[^{11}\text{C}]$ 一酸化炭素、 $[^{18}\text{F}]$ フルオロ臭化エチルを含む多様の標識合成中間体を安定製造し、完成した自動製造システムで 10 種以上の新規標識プローブを合成した。また、正常及びモデル動物を用い、これらのプローブの有用性を評価した。
- 2) 2 種の新規 PET 薬剤 ($[^{11}\text{C}]$ AIB と $[^{18}\text{F}]$ PMPBB3) の安定的製造法及び品質検査法を確立し、前臨床試験である安全性試験、被ばく線量推定試験を実施、薬剤委員会に書類を作成、提出、審議の後、臨床研究に提供を開始した。

3) MABG 遠隔自動合成装置を開発し、得られた MABG を動物試験に供した。また新規治療候補核種として Sc-47 の製造法に関する原著報告を行った。新規垂直照射装置の開発として、Cu-64 の製造を通じて実証試験を行い、性能を確認した。

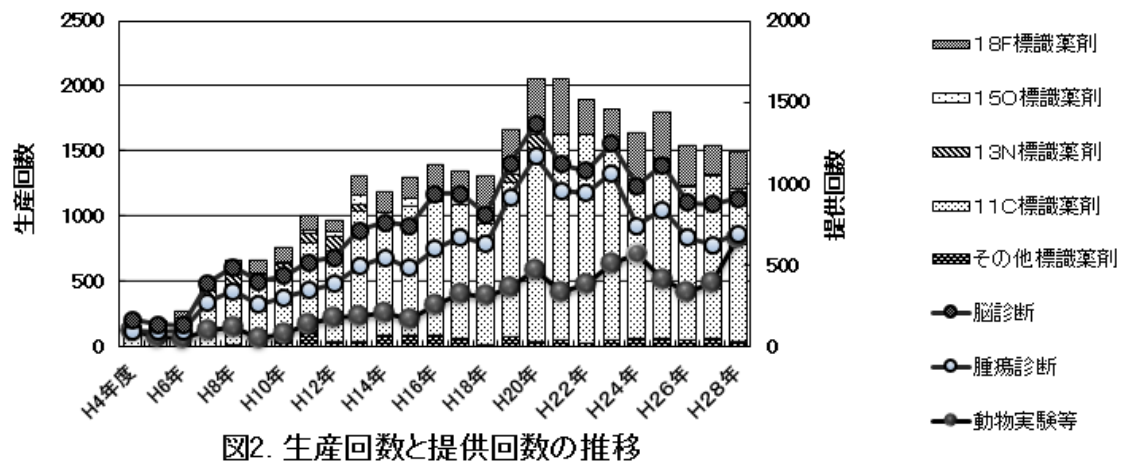
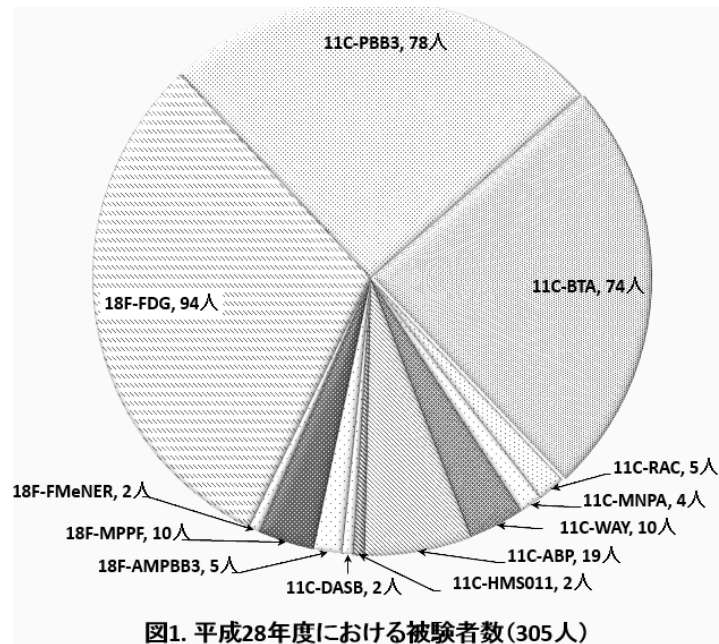
2. 標識薬剤開発部の生産・提供状況

平成 28 年度に製造した放射性薬剤は、腫瘍診断 (FDG)、脳機能測定 (PBB3、AM-PBB3、FM-PBB3、BTA、TASP457、ABP688、ラクロブライド、MPPF、FMeNER) 等の臨床利用、サル、ラット、マウスなどの動物実験 (PBB3、ABP688、AC5216、H₂O、AMPBB3、FM-PBB3、FEBEMP を含めた各種 TSP0 プローブ)、校正用ファントム線源 (¹⁸F など) 等へ提供した。また、内用療法研究を推進すべく、At-211、Cu-64 の大量製造に向けた遠隔製造法の確立を行い、技術移転に向けた検討を行った。同時に、Ac-225 の製造法について検討を始めた。臨床利用に向けた品質保証項目の策定を外部企業と共同研究契約を締結し、汎用性を持った評価方法等について検討を行った。さらに、医療用途に活用できる核種ライブラリーの充実を図った。具体的には、Sc-43、Sc-47 を対象にその製造に関する基礎的評価を終了し、新たに Ac-225 の製造に関する基礎的評価を開始した。さらに共同研究案件として As-74、Mg-28、Ge-68、Cu-64、Cu-67、I-124、At-211 などの核種について所内外提供を前提とした製造を行った。

なお、平成 28 年度に製造した標識化合物および生産量を表 1 に、被験者数を図 1 に、生産・提供回数の推移を図 2 にそれぞれ示した。

表1. 平成28年度に製造した標識化合物および生産量

核種	化合物形	生産量		診断供給量			動物供給量		譲渡	
		GBq	(回数)	GBq	(回数)	(人数)	GBq	(回数)	GBq	(回数)
¹¹ C	PBB3	228.12	(114)	72.83	(78)	(78)	30.33	(40)	-	-
	BTA	216.52	(77)	116.34	(75)	(74)	2.61	(3)	-	-
	BF227	6.95	(6)	-	-	-	1.44	(1)	-	-
	RAC	22.21	(6)	11.22	(5)	(5)	-	-	-	-
	MNPA	11.02	(4)	5.11	(4)	(4)	-	-	-	-
	WAY	18.82	(10)	10.81	(10)	(10)	-	-	-	-
	ABP588	172.99	(59)	22.45	(19)	(19)	36.93	(37)	-	-
	M2	9.37	(4)	-	-	-	-	-	-	-
	HMS011	8.72	(4)	3.28	(2)	(2)	0.74	(1)	-	-
	K-2	96.20	(30)	-	-	-	41.96	(29)	-	-
	DAQ	50.84	(20)	-	-	-	10.95	(19)	-	-
	AC5216	54.47	(25)	-	-	-	20.61	(25)	-	-
	DASB	17.14	(8)	4.33	(2)	(2)	2.25	(4)	-	-
	PK11195	12.35	(7)	-	-	-	4.45	(7)	-	-
	MET	8.39	(2)	-	-	-	4.19	(1)	-	-
	MeLeu	38.37	(15)	-	-	-	2.45	(5)	-	-
	CH3I	7.35	(50)	-	-	-	-	-	-	-
	その他	768.78	(710)	-	-	-	115.56	(310)	-	-
¹⁵ O	H2O	113.08	(22)	0.00	-	-	101.56	(21)	-	-
¹⁸ F	AMPBB3	14.08	(12)	3.99	(6)	(5)	4.78	(7)	-	-
	PMPBB3	57.71	(32)	-	-	-	13.97	(25)	-	-
	MPPF	11.44	(13)	6.83	(10)	(10)	-	-	-	-
	FEIDAA	3.39	(2)	0.00	-	-	3.16	(2)	-	-
	FEDAQ	3.40	(5)	0.00	-	-	2.52	(5)	-	-
	FEIPE2I	2.75	(5)	-	-	-	2.14	(5)	-	-
	FMeNER	5.80	(5)	1.76	(2)	(2)	-	-	-	-
	FDG	242.11	(33)	99.27	(33)	(34)	-	-	-	-
	FLT	2.29	(1)	-	-	-	-	-	-	-
	F-	51.86	(10)	-	-	-	18.73	(5)	-	-
	その他	166.06	(162)	-	-	-	29.67	(74)	-	-
²⁸ Mg	水溶液	0.02	(5)	-	-	-	-	-	0.02	(5)
⁴³ Sc	水溶液	1.27	(2)	-	-	-	-	-	-	-
⁵² Mn	水溶液	0.02	(1)	-	-	-	-	-	-	-
⁶⁴ Cu	水溶液	118.11	(15)	-	-	-	51.19	(15)	7.16	(5)
⁶⁷ Cu	水溶液	0.04	(1)	-	-	-	0.00	-	-	-
⁸⁹ Zr	水溶液	0.67	(1)	-	-	-	0.00	-	-	-
¹³⁵ La	水溶液	0.20	(5)	-	-	-	0.00	-	-	-
²¹¹ At	水溶液	3.40	(20)	-	-	-	2.64	(18)	0.01	(1)



3. 物理学/生物学研究

重粒子によるしきいエネルギー付近の核反応に関する研究 STUDY ON HEAVY-ION INDUCED NUCLEAR REACTION NEAR THRESHOLD ENERGY

八島 浩,^A萩原 雅之,^B佐波 俊哉,^B米内 俊祐,^C
Hiroshi Yashima,^A Masayuki Hagiwara,^B Toshiya Sanami,^B Shunsuke Yonai,^C
^A 京都大学原子炉実験所
^B 高エネルギー加速器研究機構
^C 量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所 加速器工学部

概要

重イオン加速器施設における誘導放射能評価や理論計算の検証に資するデータの取得を目的として、放医研サイクロトロン C6 コースにおいて 216.5 MeV C ビームを用いた照射実験を行い、銅ターゲット中生成核種の励起関数測定を行った。

1. 目的

近年、老朽化した加速器施設の廃止措置計画が進められている。加速器施設の廃止措置においては加速器本体や施設構造物等に生成した誘導放射能の評価が重要となる。誘導放射能は実験データや理論計算をもとに評価されるが、サイクロトロン施設等で用いられる核子当たり数 10MeV 以下の低エネルギー重粒子に対しては実験データが整備されておらず理論計算も十分には検証されていない。そこで、本研究では箔放射化法を用いて低エネルギー重粒子入射による誘導放射能データの系統的測定を進めている。本報告書では 2016 年度に行われた 216.5 MeV C ビームを用いた照射実験の結果について報告する。

2. 方法

照射実験は放医研サイクロトロン C6 コースで行った。図 1 に実験体系を示す。



図 1 放医研サイクロトロン C6 コースでの実験体系

加速器施設においてよく使用される銅箔(99.9%、0.050mm 厚)を重ねて照射ターゲットとした。銅ターゲットの厚さは 0.4mm と入射粒子の飛程(0.23mm)より厚くなるようにした。216.5 MeV ^{6+}C イオンをビーム電流約 30nA で約 1 時間、ターゲットに照射した。ターゲットからの電流信号をカレントインテグレータに入力し、照射粒子数を求めた。また、カレントインテグレータの出力を Multi channel

Scaler で記録することで照射中のビーム強度変動を補正した。照射終了後、照射された銅箔から放出されるガンマ線を高純度 Ge 検出器を用いて測定し、得られたガンマ線スペクトルからターゲットに生成した核種の生成断面積を求めた。SRIM コード[1]で計算された阻止能を用いて入射 C イオンのターゲット内でのエネルギー損失を補正することで励起関数を導出した。

3. 実験結果

図 2(a)-(f)に ${}^{\text{nat}}\text{Cu}(\text{C},\text{X}){}^{73}\text{Se}$, ${}^{71}\text{As}$, ${}^{68,69}\text{Ge}$, ${}^{65}\text{Zn}$, ${}^{61}\text{Cu}$ 反応の励起関数を 2015 年度に行われた 148 MeV C ビームを用いた照射実験の結果[2]及び放射化評価計算コード IRACM[3] 中に整備されている断面積データライブラリ(ACSELAM Library)の結果と共にそれぞれ示す。

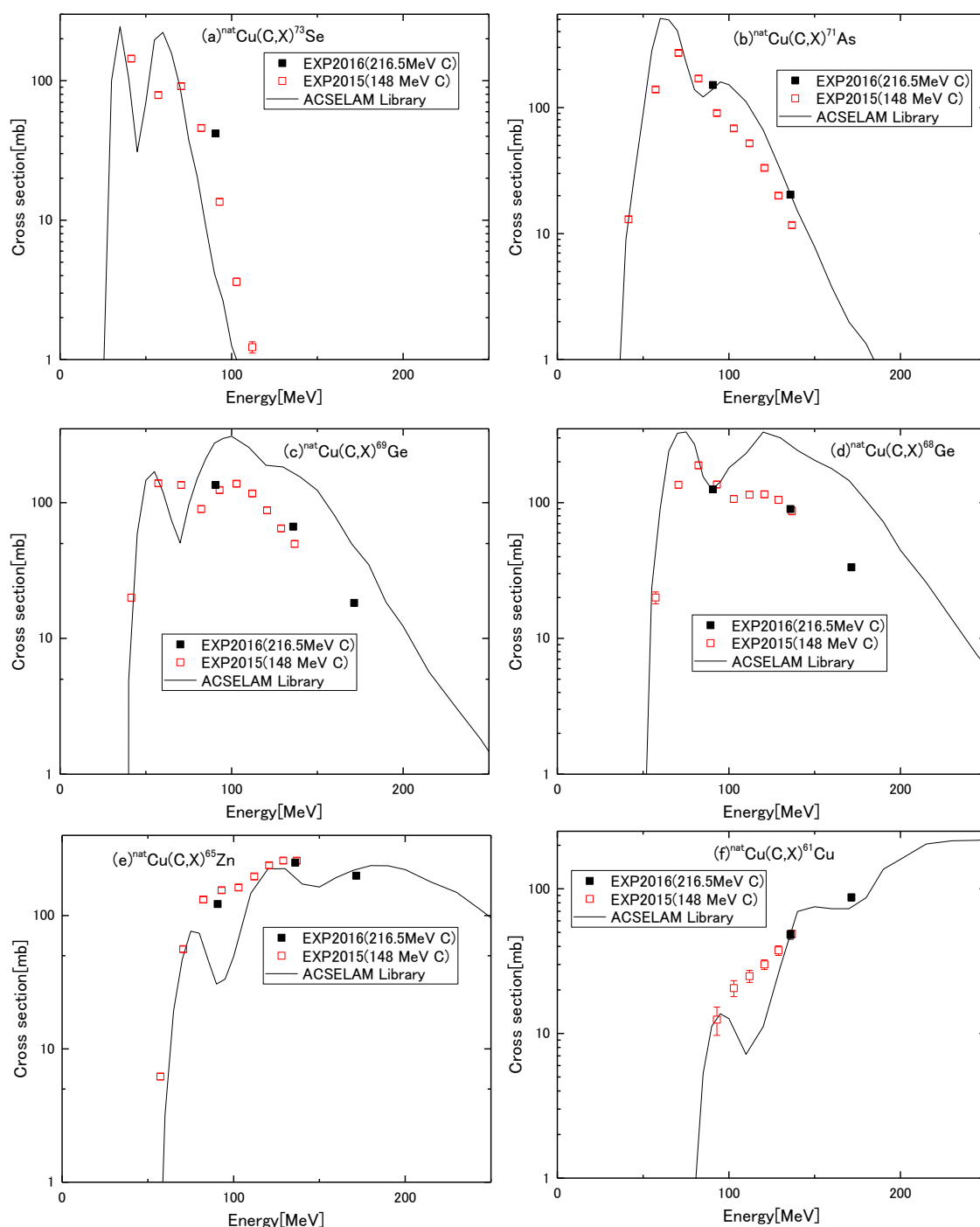


図 2 C イオン入射によって銅に生成した核種の励起関数

2016 年に行われた 216.5 MeV C ビーム照射実験の結果は 2015 年に行われた 148 MeV C ビーム照射実験の結果と全体的に良い一致を示している。 ${}^{\text{nat}}\text{Cu}(\text{C},\text{X}){}^{73}\text{Se}$, ${}^{71}\text{As}$ 反応について 216.5 MeV 実験の結

果が 148 MeV 実験の結果より大きくなっている。216.5 MeV 実験では 148 MeV と比べて厚い銅箔を用いたのでサンプルでのエネルギーロスが大きく急激に断面積が変化するエネルギー領域では断面積の大きいエネルギー領域の影響を受けている可能性がある。ACSELAM の結果は全体として実験結果を大体ファクター2 以内で再現しているが $^{nat}\text{Cu}(\text{C},\text{X})$ $^{68,69}\text{Ge}$ 反応では 100 MeV 以上のエネルギー領域で実験値を過大評価する傾向も見られている。

4. まとめ

216.5 MeV C ビーム入射によって銅ターゲット中に生成した核種の励起関数測定を行った。今後も入射粒子、エネルギー、ターゲットについて幅広い範囲で系統的測定を行い、重イオン加速器施設における誘導放射能評価や理論計算の検証に資するデータを収集する予定である。

参考文献

- [1] James F. Ziegler, <http://www.srim.org/>
- [2] H. Yashima, *et al.*, “Measurement of residual activities induced in copper by 148 MeV carbons”, *Proceedings of the 2016 Symposium on Nuclear Data*, Tsukuba, Japan, 2016, to be published.
- [3] 田中進 他, “IRACM:イオン及び中性子による生成放射能計算コードシステム”, JAERI-Data/Code 97-019 (1997).

最前方と最後方における荷電粒子生成二重微分断面積の測定 MEASUREMENTS OF CHARGED PARTICLE PRODUCTION CROSS SECTIONS AT MOST FORWARD AND BACKWARD ANGLES

魚住 裕介^A、森 大樹^B、山口雄司^B、荒木優佑^B、藤井基晴^C、
古場 裕介^D

Yusuke Uozumi^A, Taiki Mori^B, Yuji Yamaguchi^B, Yusuke Araki^B,
Motoharu Fujii^C, Yusuke Koba^D

^A: 九州大学大学院工学研究院エネルギー量子工学部門

^B: 九州大学大学院工学府エネルギー量子工学専攻

^C: 九州大学工学部エネルギー科学科

^D: 放射線医学総合研究所放射線防護情報統合センター

概要

原子核反応モデルの開発と検証に用いる目的で、過去に測定例のない最前方角および最後方角での陽子入射荷電粒子生成反応二重微分断面積の整備を目指して実験を開始している。C6 コースに散乱チェンバーを設置し、大型サイクロトロンからの 40 MeV 陽子を使用して、散乱角度 6° から 30° までの 6 点で二重微分断面積を測定した。さらに最後方角でのデータも重要であることから 150°、160°、165° での測定も行った。得られた測定データは、過去の実験データと比較検証した。さらに理論計算の結果とも比較を行った。

1. 目的

粒子輸送コードPHITS [1]は粒子線医療等多くの応用分野で利用されており、コードの改良は現在でも進められている。特にエネルギー範囲20-100MeVでの核反応計算の精度向上が要望されている。このため、核反応モデルであるINC (Intranuclear Cascade) モデルを100MeV以下のエネルギー領域まで拡張する必要がある。我々は(p,p'x)反応に関する最近の研究 [2,3] において、回折効果と集団励起とを適切に取り扱う事により、INCコードの予測精度を大幅に改善できる事を示した。(p,p'x)反応の場合、集団励起の影響は20° より前方の二重微分断面積 (DDX) において強く現れ、10° より前方で特に顕著となる。回折効果は最前方だけでなく、150° より後方においても顕著になると考えられる。このため、最前方・最後方角度での(p,p'x)反応実験データを用いた検証が重要となる。しかし、これらの角度におけるデータは過去に測定例がなく、新しく実験を行ってデータを取得しなければならない。また、モデルの一般化のためには幅広い質量数領域にわたるターゲットについてデータを取得する必要がある。今年度はターゲットは²⁷Al、⁵⁹Coの2種類として最後方でのデータ測定を実施した。本報告ではその結果を述べる。

2. 実験とデータ解析

実験には放射線医学総合研究所サイクロトロン棟の C6汎用照射コースを利用した。C6コースのビーム取出し口に真空散乱槽を設置して、その中にターゲットを置いた。ターゲットには厚さ100 μ m ²⁷Al と厚さ50 μ m の⁵⁹Co バックグラウンド測定用の Blank ターゲットを使用した。40MeV の陽子ビームをターゲットに照射し、生成粒子を150, 160, 165度に設置したカウンターテレスコープで測定した。図1のようにカウンターテレスコープは透過型検出器(ΔE 検出器)のシリコン型半導体検出器(SSD) と、全停止型検出器(E 検出器)の機能する GSO(Ce)シンチレーション検出器で構成した。GSO(Ce)シンチレータの側面はテフロンシートとアルミニウムテープ、二重の反射材で覆った。

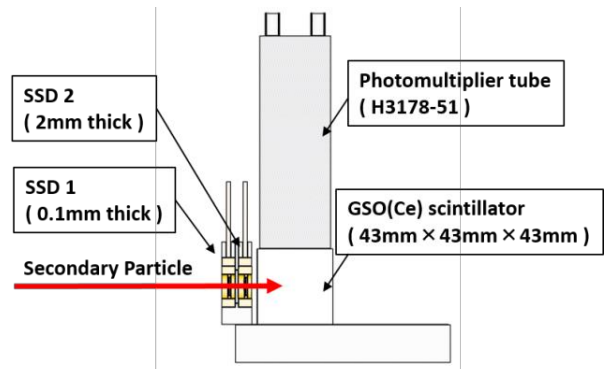


図1. カウンターテレスコープ断面図

C6 コースではターゲットの上流にファラデーカップが設置されているため、測定中のビーム電流値を求める事が出来ない。このため、ビーム電流値の計測用にビームモニターを製作、設置して使用した。ビームモニターはチェンバー下流に置いた厚さ 500 μm の ^{12}C 板からの散乱線を、そこから 30° 方向の位置に置いたプラスチックシンチレータ 2 枚で同時計数するような構成とした。ビームモニターの較正は、ファラデーカップが正確に動作するビーム強度の範囲において、ビーム強度を変化させていき、それに対応するビームモニターのカウント数を測定して、ビーム強度とカウント数と関係性を求め、これを用いた。実験で使用するビーム強度の範囲において、良好な線形性が確認できた。実験方法の詳細およびデータ解析については、平成 23 年度の報告 [4] を参照されたい。

3. 結果と考察

図 2 に粒子弁別解析結果の例を示している。これは、測定した $(p, p'x)$ 反応の角度 150° でのデータについて、SSD 二枚に対する検出粒子付与エネルギーと PI 値の 2 次元プロットである。PI 値の低い方から順に、陽子、重陽子、三重陽子の帯を確認することが出来る。ここから生成陽子のデータを抜き出し、1MeV のエネルギー幅ごとに収量を求め DDX を決定した。

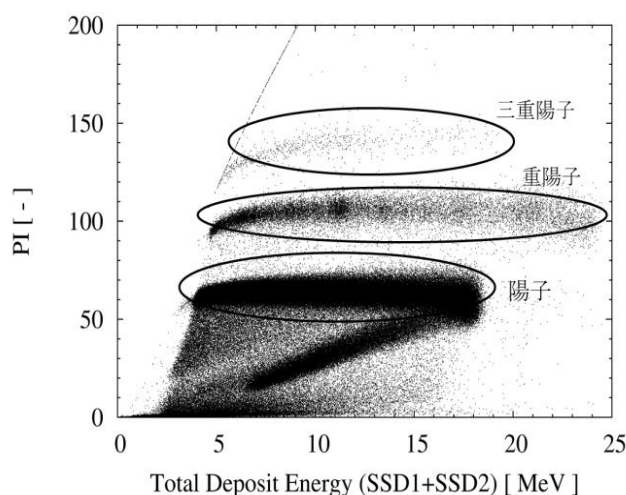


図 2. 粒子識別解析の結果

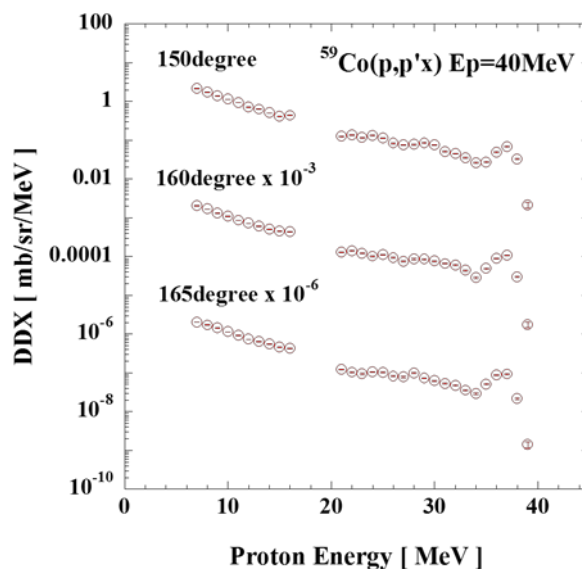


図 3. 決定した DDX スペクトルの例

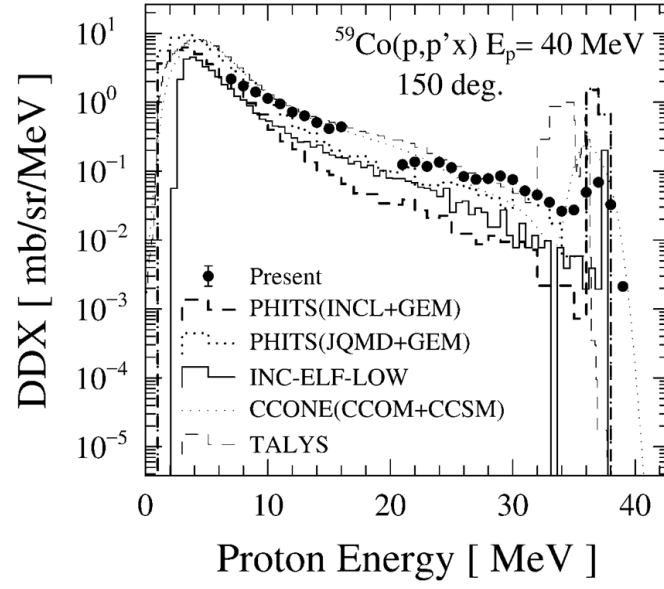


図 4. 150 度での $^{59}\text{Co}(p,p'x)$ 反応 DDX および PHITS(INCL+GEM)、PHITS(QMD+GEM)、INC-LOW、CCONE、TALYS の結果をそれぞれ示している。

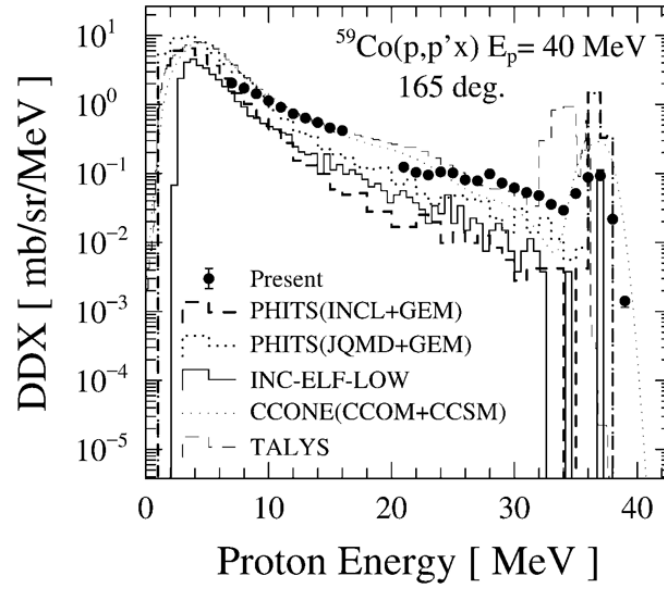


図 5. 165 度での $^{59}\text{Co}(p,p'x)$ 反応 DDX および PHITS(INCL+GEM)、PHITS(QMD+GEM)、INC-LOW、CCONE、TALYS の結果をそれぞれ示している。

図3に示すデータは $^{59}\text{Co}(\text{p}, \text{p}'\text{x})$ 反応の DDX である。エラーバーは解析時の統計誤差(最大 3.5%)を示している。6MeV 以下のエネルギー領域は、一枚目の SSD1 の厚さのため測定出来ていない。17MeV~20MeV の範囲は SSD2 と GSO(Ce)との境界に相当する部分であり、不感物質や PMT ノイズの影響等により DDX は取得できなかった。不感物質は図1に示したカウンターテレスコープを構成する各検出器間の反射材や空気層である。各角度において最大エネルギー付近に小さいピークが見られるが、これは弾性散乱に対応しており、エネルギーは一致している。各角度でスペクトルは互いに類似した傾向を示した。21MeV より高いエネルギー範囲でスペクトル形状に凹凸が見られた。これは標的核の低励起成分が離散的に現れているためである。

理論計算との比較結果の例として 40 MeV での $^{59}\text{Co}(\text{p}, \text{p}'\text{x})$ 反応の 150° および 165° での DDX スペクトルを図4と5にそれぞれ示している。図中には PHITS (INCL)、PHITS (JQMD)、CCONE [5]、TALYS [6]コードによる計算結果を示している。我々が開発した INC-LOW の結果も示している。CCONE は、弾性散乱は光学模型で計算しており、検出器分解能を考慮して幅を広げている。Al と C の両方のターゲットにおいて弾性散乱は実験値とよく一致している。連続スペクトル領域はエキシトンモデルにより計算しており、低励起非連続状態は DWBA で計算した強度を検出器の分解能を考慮して幅を広げて表示している。両方のターゲットにおいて CCONE は連続領域で他の計算コードよりも良い一致を示したが、低励起領域では著しい過小評価を示している。さらに CCONE は蒸発領域において過大評価が大きくなっていく傾向が見られる。

一方、INC-LOW と PHITS (JQMD) は互いにほぼ同じ値を示しており、連続領域では実験値のほぼ 2 分の 1 で、放出陽子エネルギーが下がると違いが小さくなっている。直接反応が支配的な低励起領域では大きく過小評価している。弾性散乱ピークは共に検出器分解能を考慮していないが、よく一致していると考えられる。PHITS は核データライブラリから直接弾性散乱データを参照して出力しており、JQMD で計算した値ではないが、CCONE の結果と一致するはずである。

5. まとめ

本研究では 40 MeV 陽子入射反応について、これまで報告がない後方角領域での陽子生成 DDX を測定した。ターゲットは ^{27}Al 、 ^{59}Co の 2 種類で、測定角度は 150° , 160° , 165° の 3 点であった。 $(\text{p}, \text{p}'\text{x})$ 反応 DDX を決定し、実験値と各種計算コードを比較したところ、計算の再現性が十分ではない点を確認することができた。低エネルギー領域での高精度計算コードを確立するため、反応モデルの改良とさらなる実験データの取得が必要である。標的核と入射ビームエネルギーについて幅広い範囲でデータを収集して反応断面積の系統性を明らかにしていく計画である。

参考文献

- [1] T. Sato et al.: J. Nucl. Sci. Technol. 50:9, 913-923 (2013).
- [2] Y. Uozumi et al.: Phys. Rev. C 86, 034680 (2012).
- [3] Y. Uozumi et al.: Jour. Nucl. Sci. Tech. 52:2, 263-272 (2015).
- [4] 魚住裕介他：平成 23 年度サイクロトン利用報告書, NIRS-M-250, 24 (2012).
- [5] O. Iwamoto: J. Nucl. Sci. Technol., 44, 5 (2007) 687.
- [6] <http://www.talys.eu/fileadmin/talys/user/docs/talys1.8.pdf>

高精度陽子線治療を目指した新規イメージング技術の開発

Development of novel imaging methods for high-precision proton therapy

片岡 淳,^A 岩本 康弘,^A 多屋 隆紀,^A 有元 誠,^A 小出 絢子,^A 高部 美帆,^A
増田 孝充,^A 田川 怜央,^A 望月 早駆,^A 米山 昌樹,^A 稲庭 拓^B

^A 早稲田大学理工学術院 先進理工学研究科

^B 量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所 加速器工学部

概要

陽子線治療はコストや小型化できるメリットから粒子線治療の中で最も需要が高く、世界的にも普及している。一方で、その線量集中性ゆえに正確な照射が不可欠であり、照射範囲を間違えると正常組織にまで深刻なダメージを与えかねない。本研究では、陽子線治療の高精度化にむけた各種イメージング技術の基礎開発と関連実験を行った。2016 年度は (1) チェレンコフ光を用いた陽電子放出核種の生成断面積測定 (2) 陽子線照射中の制動放射および即発ガンマ線イメージング (3) 透過型陽子線 CT 技術の基礎開発 (4) 治療中の 2 次被ばく低減にむけた中性子イメージングの基礎評価 (5) Ce: GAGG シンチレータの放射化測定を行った。以下では各実験項目ごとに、詳細を述べる。

1. チェレンコフ光を用いた陽電子放出核種の生成断面積測定

1.1 目的

陽子線治療において体内に入射した陽子の一部は核反応を引き起こし、様々な陽電子放出核種を生成する。対消滅ガンマ線を PET 装置により測定することで陽電子放出核種の生成分布を可視化することができる。しかしながら、陽子のエネルギー損失と陽電子放出核種の生成は全く異なるプロセスであり、両者の空間分布は一致しない。PET 装置で得た分布から体内に付与した陽子線量を定量的に再現し、治療計画通りの照射が行われたかを判断するためには体内で生じる陽電子放出核種の生成断面積を正確に把握する必要がある。本研究では崩壊によって放出される陽電子由来のチェレンコフ光を EM-CCD カメラによって撮影し、陽電子放出核種の生成核反応断面積を求めた。CCD カメラを用いるため非常に簡便であり、また空間分解能が高い。さらに断面の構造を詳細に取得可能である。

1.2 方法

ある一定以上のエネルギーをもつ陽電子はチェレンコフ光を放出する。陽子線の照射後に発生する微弱光は陽電子放出核種由来のチェレンコフ光であり、陽電子放出核種の分布を反映する[1,2]。このチェレンコフ光は母体となる陽電子放出核種の半減期に従って減衰するため、光の強度変化を測定することで核種の種類を特定することができる。さらに陽子線照射時に生成する陽電子放出核種の深度分布は陽子のエネルギー分布に対応している[3]。これらの事実から陽子線照射後にチェレンコフ光分布の時間発展を測定することで陽子のエネルギーに対応した核種の生成率、すなわち断面積に比例する物理量を求めることが可能である。

チェレンコフ光は紫外線領域から短波長の可視光領域を主成分とする微弱光である。我々は可視光領域に加えて紫外線領域にも感度を持ち、電子増倍機能を有する CCD カメラ(BU-66EM-UV, BITRAN)

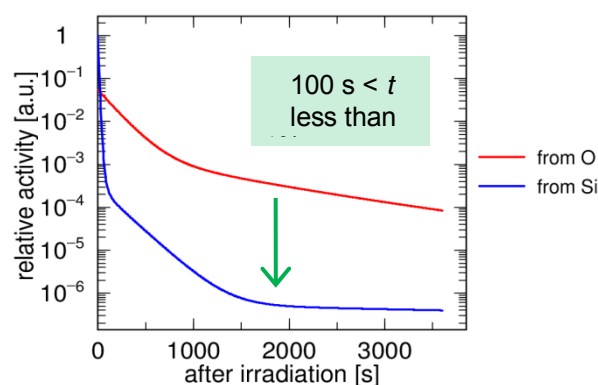
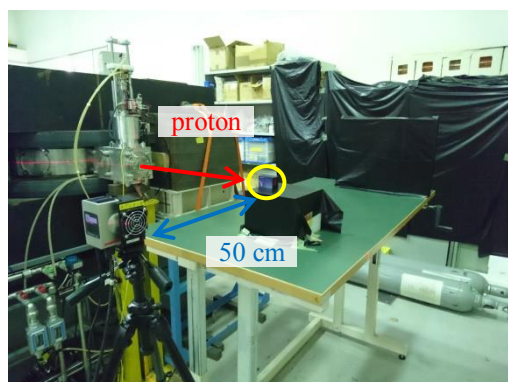


図 1: (左) 実験のセットアップ。70MeV 陽子線を各種ファントムに打ち込み、そのチェレンコフ光を EM-CCD カメラで撮影する。(右) SiO₂ からのチェレンコフ光の強度時間変化。

を検出器として用いた。周囲の光源や反射光が CCD カメラに入射しないよう、実験系の周囲を暗幕で覆った。実験は C6 コースにて行い、1cm Φ 程度に絞った 70 MeV の陽子線をビーム電流 30 nA で 30 分間ターゲットに照射した。実験セットアップの様子を図 1 に示す。本実験ではターゲットとして合成石英ガラス SiO₂ (体積 3×3×3.5 cm³, 密度 2.21 g/cm³) を選定した。70 MeV 陽子線の石英ガラス中での飛程はおおよそ 2.5 cm に相当する。石英ガラスは光学的に透明な高純度物質であり、ケイ素 Si と酸素 O から生成する陽電子放出核種の半減期が大きく異なるために酸素 O 由来の陽電子放出核種の測定が可能である。シミュレーションによって求めた陽子線照射後における SiO₂ の放射能変化を図 2 に示す。CCD カメラの測定条件は増倍率 20 倍、1 フレームあたり 5 秒間の露光とし、陽子線の照射終了後から 1 時間の測定を行った。

1.3 結果と考察

CCD カメラで得られた測定画像と 1 次元プロファイルの一例を図 2 に示す。CCD カメラを用いることで 1 bin あたり 0.15 mm 程度の高分解能を達成することができ、1 度の測定で陽子線の全飛程を測定することが可能である。図 3 より経過時間によってチェレンコフ光の分布に大きな変化が生じていることが分かる。これは半減期の異なる陽電子放出核種の生成深度分布を反映しており、陽子線照射 120-125 秒後には半減期の短い核種の影響が、陽子線照射 600-605 秒後と 1200-1205 秒後には半減期の長い核種の影響が顕著に表れる。

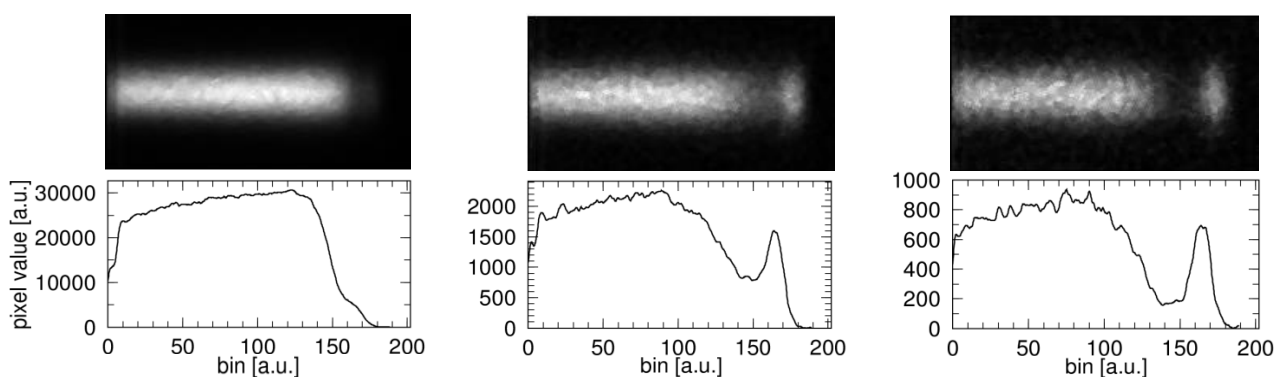


図 2: CCD カメラで得られた測定画像と 1 次元プロファイル。(左から陽子線照射 120-125 秒後、600-605 秒後、1200-1205 秒後)

図 1 の時間変化を基に陽子線照射 120 秒後からのデータのみを用いて解析を行った。酸素 O から生成する陽電子放出核種として ¹⁴O (70.6 秒)、¹⁵O (122.4 秒)、¹³N (598.2 秒)、¹¹C (1224 秒) の 4 つが挙げられる。しかし、¹⁴O の生成断面積は数 mbarn 程度と非常に小さいことが予想されており[4]、生成断面積の大きい ¹⁵O と半減期が近いこと減衰曲線を用いたフィッティングによる分離は困難である。また、解析に使用する照射 120 秒後からのデータに対し、半減期 70.6 秒が短いことも考慮すると ¹⁴O の影響は無視できる。そのため、本研究では ¹⁵O、¹³N、¹¹C に焦点を絞る。得られた測定画像の各深さ毎に減衰曲線を用いたフィッティングを行い、¹⁵O、¹³N、¹¹C から生じるチェレンコフ光の分布をそれぞれ分離した。減衰曲線の一例を図 3(左)に、核種毎のチェレンコフ光分布を図 3(右)にそれぞれ示す。

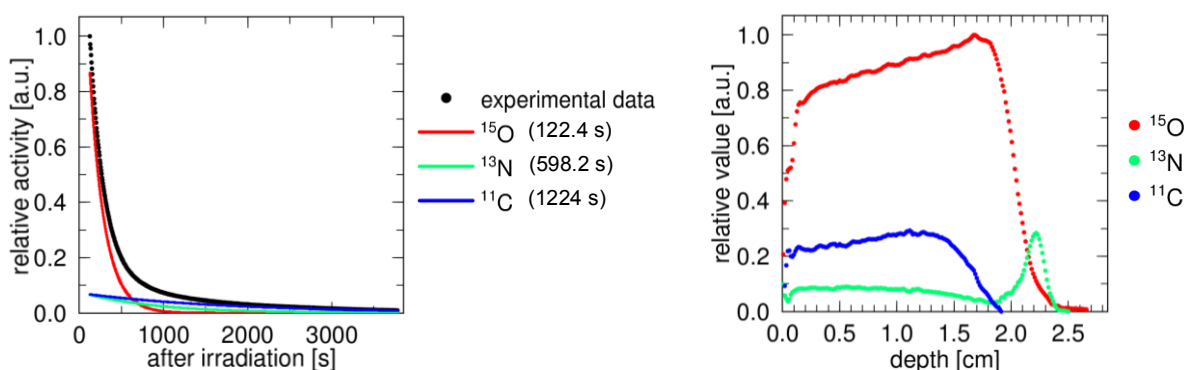


図 3: (左) 様々な生成核種の減衰時定数を考慮したフィッティングの例 (右) 核種毎のチェレンコフ光の空間分布 (1 次元射影)

シミュレーションを用いて断面積への変換を行った。チェレンコフ光は核種から放出される陽電子飛跡に沿って生成し、その強度分布は放出される陽電子のエネルギーに依存する。そのため、チェレンコフ光の点拡がり関数 PSF を核種毎に求めることができる。これを図 3 のチェレンコフ光分布に適用し、核種の生成分布をそれぞれ得る。次に陽子線 flux の情報を基に、各深さに入射する陽子の個数について補正を行う。最後に陽電子放出核種の深度分布を陽子のエネルギー分布に変換する。これらの操作によって核種の生成断面積に比例する物理量を求めることができた。

本測定法では断面積の絶対値を得ることはできないが、適当な核種の断面積値を 1 点仮定することで ^{15}O 、 ^{13}N 、 ^{11}C の断面積値を全て求めることができる。 ^{15}O によって規格化した ^{15}O 、 ^{13}N 、 ^{11}C の生成断面積を図 4 にそれぞれ示す。

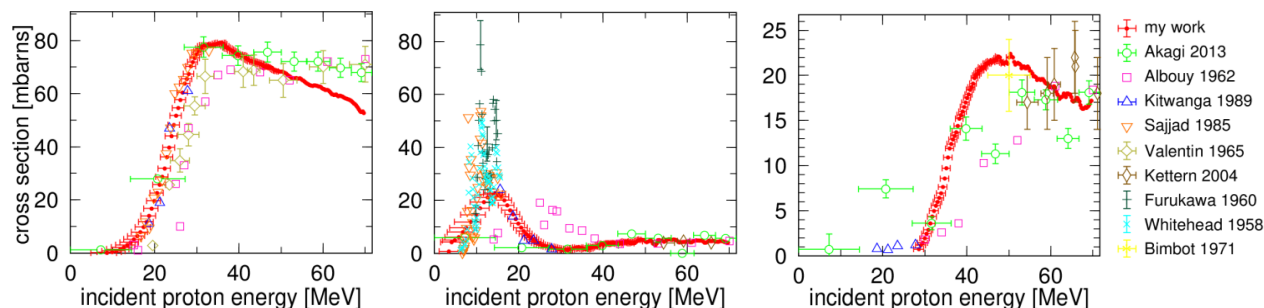


図 4: 本研究で得られた生成断面積と過去の測定値の比較 (左から $^{16}\text{O}(\text{p}, \text{X})^{15}\text{O}$, $^{16}\text{O}(\text{p}, \text{X})^{13}\text{N}$, $^{16}\text{O}(\text{p}, \text{X})^{11}\text{C}$ を示す)

本研究で得られた生成断面積は過去に報告されている測定値とも概形が類似している。さらに測定点が非常に多く、誤差も小さい傾向にある。今後は得られた断面積値をシミュレーションに組み込み、独立して測定を行っている PET 測定結果との比較を定量的に行う。チェレンコフ実験で得られた断面積の妥当性についてより詳細に検討し、断面積ライブラリへのフィードバックを行いたい。

2. 陽子線照射中に生ずる制動放射および即発ガンマ線のイメージング

2.1 目的

陽子線治療において照視野の確認に使われているのは主に PET 装置であるが、リング構造のため治療ビームとの共存が難しく、照射後の使用に限定される。しかしながら、正確な照射のためには照射中、つまりオンラインでの照視野確認が望ましく、オンラインモニタの開発が期待されている。また、PET 装置で計測される対消滅ガンマ線はオンラインで計測してもその分布が線量分布からずれてしまうという問題点もある。そのため、正確にブラッグピーク、つまり線量分布をトレースするガンマ線エネルギーの特定が求められる。本研究では将来のオンラインモニタに向け、制動放射 X 線、およびブラッグピークを最も反映する 4.4MeV 即発ガンマ線のイメージングに挑戦した。

2.2 方法

陽子線を人体に照射した際に発生する制動放射線がブラッグピークと「負の」相関を示し、陽子線



図 5: (左) 制動放射イメージング実験で使った、マルチホールコリメータと Ce:GAGG シンチレータアレイ (右) 照射時のセットアップの様子。PMT およびセンサをファントムに密着する

照射範囲の特定に使用できる可能性が指摘されている。そのため本研究では PMMA に 70MeV 陽子線を照射した際に発生する制動放射 X 線を 2 次元画像として取得する実験を行った。検出器は Ce:GAGG アレイ (pixel : 1mm×1mm, 厚み : 5mm, 42×42 pixel) にマルチホールコリメータ(hole : 1.7mm×1.7mm, 厚み : 5mm, 22×22hole)を一体化させた MAPMT (HAMAMATSU, H12700A)を使用した。それを PMMA に密着させることで分解能の向上を図り、10keV-60keV の範囲でイメージングをおこなった。PMMA には 70MeV 陽子線 0.5pA を 30 分照射した。

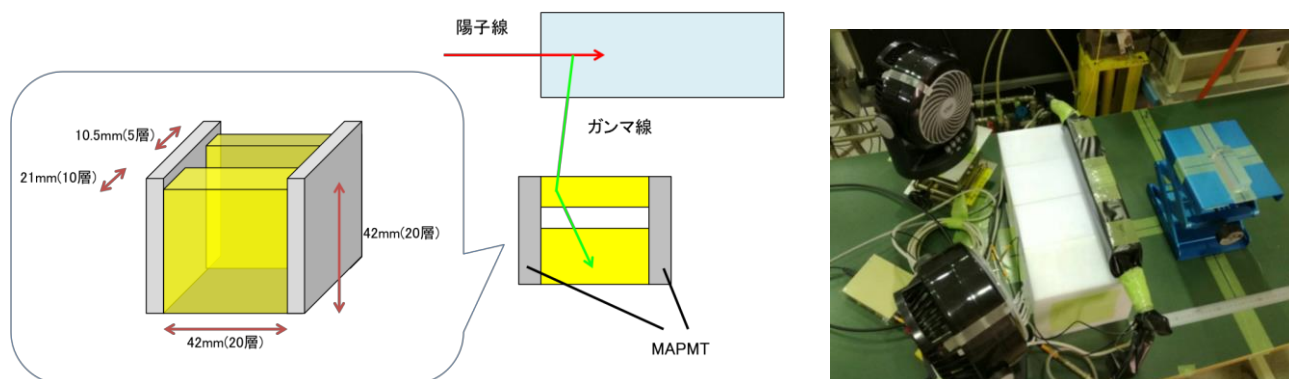


図 6 : (左)4.4MeV 即発ガンマ線イメージング実験における概観図と MAPMT を使用したコンプトンカメラの構成 (右)実験時のセットアップ写真

即発ガンマ線においては、4.4MeV の分布がブラッグピークを特に良く反映することが報告されている。本研究では MAPMT2 台で吸収体 (2mm 角, 20×20×5DOI)、散乱体(2mm 角, 20×20×10DOI)を両脇から読み出すコンプトンカメラを製作し、イメージングに使用した (図 6)。実験では陽子線 70MeV, 5pA を 60 分照射し、データの取得を行った。

2.3 結果と考察

まず制動放射イメージングにつき、図 7 に 2 次元画像と y 軸方向-5cm~5cm の部分を射影した 1 次元分布を示す。70MeV 陽子線のブラッグピーク~35mm 付近でカウント数が落ちている兆候が得られ、これは Geant4 を使用した制動放射の分布のシミュレーション結果と一致した。4.4MeV ガンマ線に関しては検出器内部での多重散乱やエスケープイベントが支配的であり、これらの正確な同定が不可欠である。現在、最適条件下でのイベント抽出を検討し、データを解析中であるが、来年度の追加実験とあわせて結果を報告したい。制動放射に関して、昨年行った実験より 1 次元分布では Geant4 シミュレーション結果と酷似し、ブラッグピーク付近でカウント数が急激に減少する制動放射と思われる分布を取得することができた。しかしながら 2 次元画像、1 次元分布ともに画像上に MAPMT の空間構造が強く出てしまっている。今後は MAPMT のノイズ低減による画像の明瞭化をおこなう。

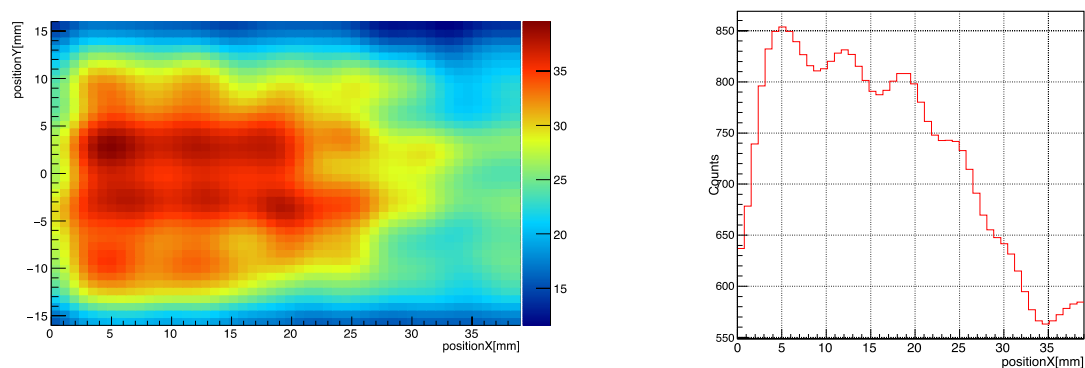


図 7 : (左) Ce:GAGG シンチレータとマルチホールコリメータで取得した、制動放射 X 線の 2 次元画像 (右) 同・ 2 次元画像の y 軸-5cm~5cm を投影して求めた 1 次元分布

3. 透過型陽子線 CT 技術の基礎開発

3.1 目的

陽子線治療において、治療計画を立てる際には体内の相対陽子阻止能（水基準）分布が必要である。現状は X 線 CT から得られる CT 値を近似的に変換して用いているが[5]、CT 値は原子番号と密度に依存するため、阻止能への変換は 1 対 1 に対応せず、数%の誤差が乗ることが知られている。そこで、本研究では陽子線そのものを用いて CT 撮影を行うことで相対陽子阻止能の分布を直接取得し、治療計画の不定性を減らすことを目標とする[6]。

3.2 方法

(1) 散乱体法による一様照射ビームを用いた陽子線 CT

C8 コースにおいて、 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 程度にほぼ一様に広げた 3 nA のワブラービームを用いた。測定には、高感度冷却 CCD カメラ(BITRAN, BU66EM)と 0.5 mm 厚の医療用増感紙(富士フィルム社製、 $16 \times 21 \text{ cm}^2$)を使用した。実験セットアップを図 8(左)に示す。陽子線 CT における画像再構成には、陽子線の水中での飛程を表す Water Equivalent Length(WEL)を精確に求める必要がある。陽子線のエネルギーと WEL は 1 対 1 対応することから、入射陽子線とファントム透過後の陽子線の残余飛程の差を、増感紙での発光量差として撮影する。したがって、測定されるパラメータは、陽子線が通ったパスの WEL である。陽子線をシンチレーターで全吸収する手法[7]では陽子線の全エネルギー E を測定しているが、本研究で増感紙は陽子線の飛程に対して十分に薄いものを用いており、増感紙における陽子線阻止能 $\Delta E (= dE/dx \times \Delta x; \Delta x$ は増感紙の厚み)を測定する[8]。全吸収型の場合は、エネルギーが大きくなるごとに厚いシンチレーターが必要となり、光の拡散が無視できない。透過型の場合は低エネルギーと同様の実験セットアップで撮影可能であり、装置の小型化が期待される。陽子線を回転テーブル上のファントムに照射し、それぞれの回転位置(1° 刻み)での投影画像を 360° 方向から撮影し、画像再構成を行った。補正方法としては、まず初めにファントムと増感紙間の距離(PI 距離)を変えて

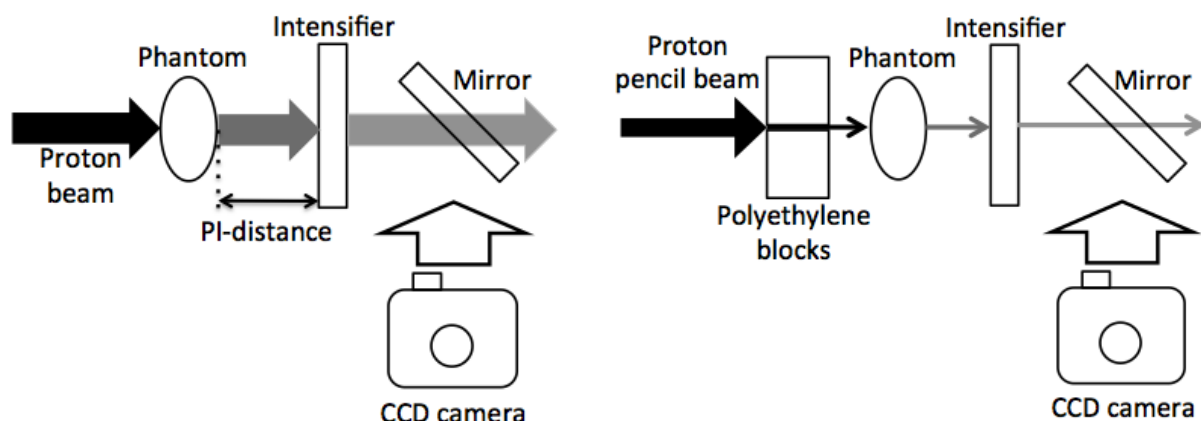


図 8：実験セットアップの模式図（左）一様照射を用いた場合（右）ペンシルビームを用いた場合。CCD の放射線ダメージを防ぐために、鏡を使ってカメラをビームラインから離して置いた。

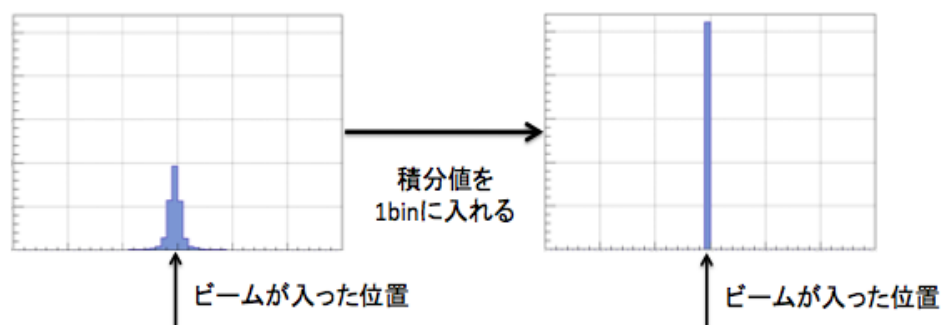


図 9：ペンシルビーム法における補正（左）シンチレーターでの 1 次元プロファイル（右）補正後の 1 次元プロファイル。

4枚の投影画像を撮影し、次にピクセルごとに、横軸をPI（ファントム・シンチ間）距離、縦軸を得られた値としたグラフを作成する。最後に、 $y=A \times Bx$ という関数でフィットし、PI 距離が 0 mm での値を取得する。シンチレーターの発光量と飛程の対応は、ポリエチレンを減速材として、その厚さに応じた発光量を事前に測定する。これを光量レンジ変換テーブルという。

(2) ペンシルビームを用いた陽子線 CT

C6 コースにおいて、1cmφ 程度に絞った 500 pA の陽子線ビームを使用した。測定に用いた機器は(1)と同様であり、実験セットアップを図 8(右)に示す。被写体の上流側に $20 \times 10 \times t5 \text{ cm}^3$ のポリエチレンブロック 2 つを 3 mm の隙間を空けて横に並べることで、被写体に入射するビームをコリメートし、より細いビームの作成を行った。測定時間を短縮するため一投影のみを撮影し、画像再構成時には全方向から同様に撮影されると仮定しその投影を複製した。散乱補正は投影画像を作成する段階で行う。具体的には、増感紙の発光量を積分して陽子線が直進した場合に入射する位置に詰めた。(図 9 参照)

3.3 結果と考察

(1) 一様照射ビームを用いた陽子線 CT の撮影

図 10(左)に示すファントムの CT 撮影を行った。PI 間距離と画像再構成結果の比較を図 10(右)に示す。被写体の周囲が白く際立つ原因は、陽子線が被写体において多重クーロン散乱を起しているためだと考えられる。図 10(右)より、PI 間距離が広がる程散乱の影響が顕著になることが見て取れる。各ピクセルにおいて関係性を求め、仮想的に作成した補正画像を図 11 に示した。補正により、画像のコントラストが向上したことがわかる。精度について、水を基準として、アルコール(イソプロパノール)、アクリル、ワセリンの 3 種類の物質に対し、WEL の実験値と PHITS によるシミュレーション結果で比較した。(表 1)補正前の画像は誤差が大きく、全ての物質において理論値と一致しなかったが、補正を行うことで理論値に近い結果を得ることが出来た。

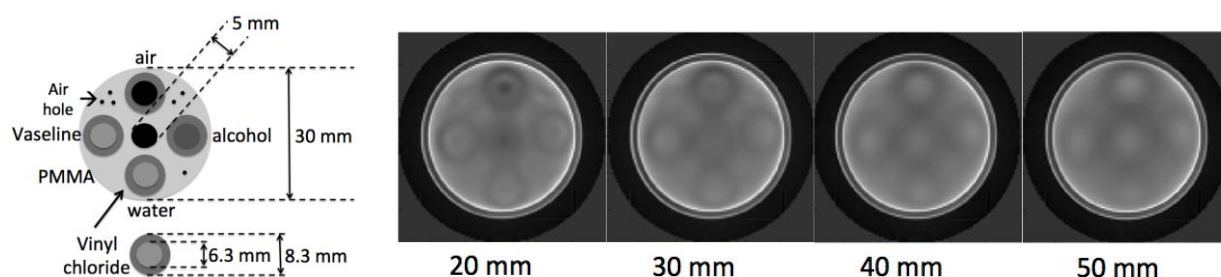


図 10： 陽子線 CT の撮影例。(左)使用したファントムを示した。アクリル円柱内部に、水、アルコール、ワセリン、空気が入っている。(右)PI 距離と再構成画像を比較した。画像の下には PI 距離を示した。

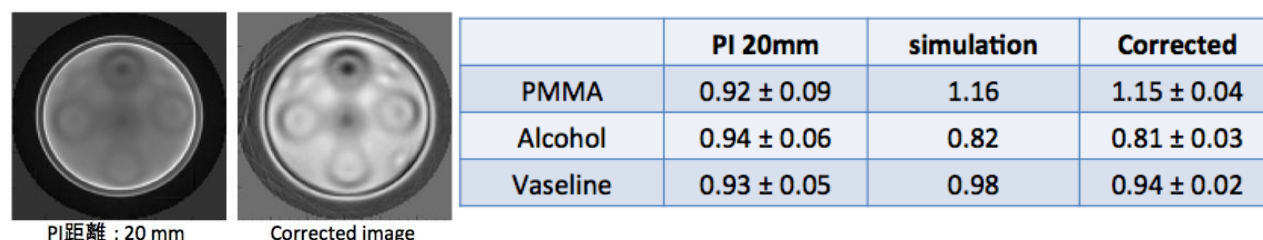


図 11： (左) 原画像と補正画像の比較 左図が PI 距離 20mm としたときの再構成画像、右図が補正画像である。コントラストが向上していることが分かる。(右)表 1. 原画像と補正画像における WEL 値と理論値の比較

(2) ペンシルビームを用いた陽子線 CT への挑戦

アクリル円柱ファントムを CT 撮影した。作成した再構成画像を、2015 年 11 月に一様照射ビームで取得したものと比較したものを図 12 に示す。ノイズが減少した理由として、本手法では測定データを積分しているため、統計誤差が少なくなることが挙げられる。また、ワブラービームを用いた際には散乱の影響でファントム周囲が白く際立ったが、本手法ではその補正に成功した。この理由として、一様照射ビームでは散乱により本来入射する位置以外にも陽子線が入射していたことが考えられ

る。ペンシルビームによって測定する領域を区切り、各領域において本来の入射位置に発光量を詰めたことで補正が可能となった。次に表 2 において、実験値と理論値の WEL 値(水基準)の比較結果を示す。これより、本手法でも正確な画像取得が可能ながことが証明された。距離と散乱の関係性を求めること(実験 1)とペンシルビームを用いて散乱補正を行うこと(実験 2)はともに有効な手段であることが分かったので、今後は両者を組み合わせて更なる精度の向上に挑んで行きたい。

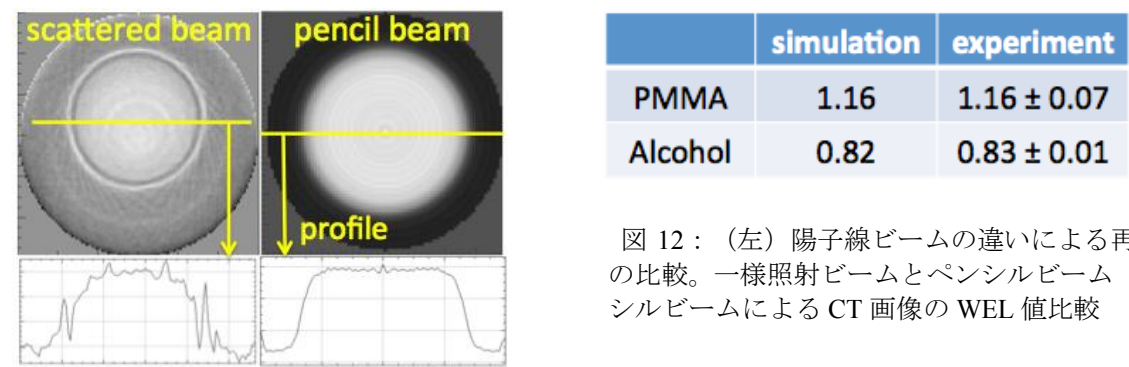


図 12：（左）陽子線ビームの違いによる再構成画像の比較。一様照射ビームとペンシルビーム（右）ペンシルビームによる CT 画像の WEL 値比較

4．治療中の 2 次被ばく低減にむけた中性子イメージングの基礎評価

4.1 目的

粒子線治療において、陽子線は細く絞る段階で経路上の金属コリメータと反応し、中性子やガンマ線を大量に発生する。また、体内に入射した陽子線も、生体組織との反応で中性子・ガンマ線を生じ、これらは付帯線量として患者の体内の正常組織にもダメージを与え、その量は年間自然被ばく量の数百倍にも達する。これら 2 次的な付帯線量は主に高速中性子によるものであり、可視化の困難さから現状の治療システムでは評価できず、また治療計画にも反映できていない。そこで、本実験ではプラスチックシンチレータを用いて中性子の到来方向とエネルギーを同時に計測することで、可視化にむけた基盤技術を確立する。

4.2 方法

新規に検討した中性子カメラを用いて、二次中性子のイメージングを目的とする実験を行なった。セットアップと測定原理を図 13 に示す。中性子カメラは浜松ホトニクス製の PMT とプラスチックシンチレータ BC400 から構成されている。本装置は中性子の弾性散乱を利用してイメージングを行っており、取得するデータは反跳陽子のエネルギーと散乱中性子の TOF(Time of Flight)である。本実験は C6 コースにおいてビーム径を可能な限り絞った 70MeV 陽子線ビームを PMMA や真鍮に照射することで実施した。ビーム電流は最大で 100pA であったが、ほとんどの実験は 5pA 程度で行っている。これはノイズとなるガンマ線の発生を最小限に抑えるためである。ファントムは PMMA が 10cm、真鍮が 2cm である。ターゲットの配置は PHITS によるシミュレーションから求めた中性子の発生ピークが 0 度方向に来るように調節した。

4.3 結果と考察

新 PMMA に 70MeV の陽子線を 100pA で打ち込んだ実験ではガンマ線の発生量が多く、偶発同時計数に真のイベントが埋もれてしまった。そこで中性子の発生量を増やす目的でターゲットを真鍮に変更し、ガンマ線の発生量を減らすために電流値を 5pA に下げて行った実験では良好な結果が得られ

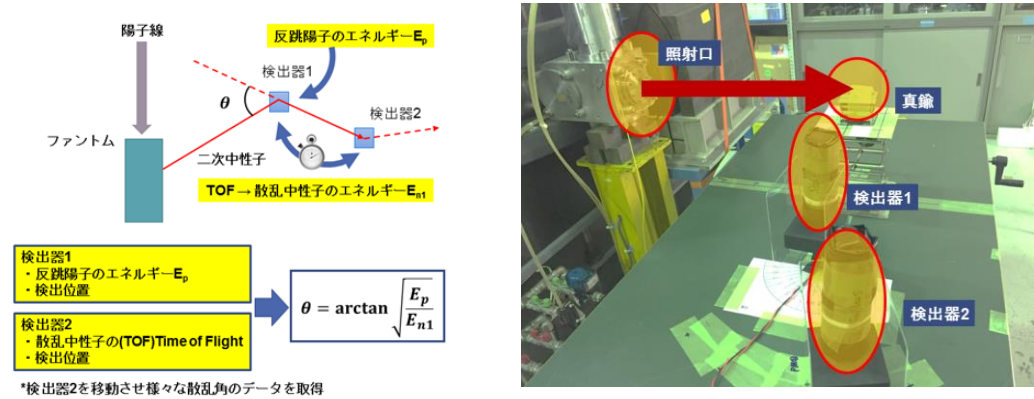


図 13：（左）中性子の可視化原理（右）C6 コースにおけるセットアップの様子

た。ここで得られた散乱角のデータを用いて MLEM によって画像再構成をすることで画像を取得した。図 14(左)は実際に取得した画像であり、図 14(右)はその一次元分布である。本実験で中性子の発生源を置いた 0 度方向に収束していることが確認できる。また、一次元分布を用いて評価すると線源方向は $0.0 \text{ 度} \pm 2.3 \text{ 度}$ となり、線源方向を正しく特定することができた。本実験の結果から、新たに検討した中性子カメラによって二次中性子をイメージングできる可能性が示される。今後も引き続き実験を行い中性子カメラの構造を最適化することによって、将来的には医療現場でも使用できる中性子カメラの開発が可能であると見込まれる。次回以降の実験では発生源を 0 度以外の位置にも配置し正しくイメージングできるかを確かめていきたい。

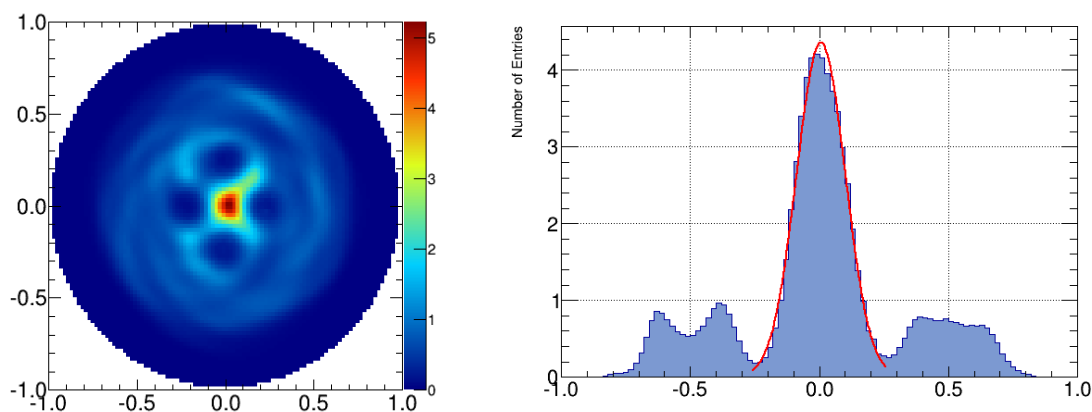


図 14：(左) 中性子カメラで測定した、真鍮から発生する 2 次中性子の画像 (右) 同・画像を射影して得た 1 次元プロファイル

5. Ce:GAGG シンチレータの放射化特性評価

5.1 目的

Ce:GAGG は発光量・密度が大きく潮解性もないため、宇宙・医療・環境計測等、様々な場面での応用が期待される新しいシンチレータである。本稿 2 章で述べた即発ガンマ線・制動放射イメージングでも同検出器を用いているが、従来主に用いらてきた代表的シンチレータ（たとえば NaI(Tl)や CsI(Tl)シンチレータ）に比べて歴史が浅く、とくに放射化特性などの調査が不十分である。たとえば陽子線治療現場や宇宙実験では強い放射線量化での使用が期待されるため、本実験では Ce:GAGG シンチレータの放射化特性を定量的に調べた。

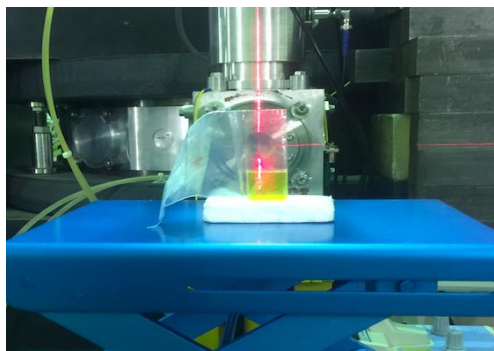


図 15：C8 コースでのセットアップの様子。(左) Ce:GAGG への照射セッティング。(右)H-Ge 検出器による Ce:GAGG の放射化測定。

5.2 方法

本実験では C8 コースにおいて 100 krad の 70 MeV 陽子線を Ce:GAGG に照射し、H-Ge 検出器を用いて放射化スペクトルの時間変化を測定した。図 15 に測定計を示す。100krad は、宇宙実験でたとえると地球低軌道地球における約 100 年分の被ばく量に相当する。照射後、サンプルは直ちにスペクトルを測定し、その時間変化を調べた。H-Ge 検出器(Canberra 製 GC3018)は放射線医学総合研究所内の AEC 実験サポートから借用し、陽子線照射予定日の前日から窒素冷却を始めた。20×20×2 mm³のサイズの Ce:GAGG に、6 mm φ 程度に絞ったビーム電流 0.1 nA の陽子線ビームを照射し測定した。

5.3 結果と考察

図 16 に Ce:GAGG の放射化スペクトルと、その時間変化を示す。陽子線照射による放射化によって、Gd の β^+ 崩壊時の陽電子による対消滅(511 keV)線や Gd や Ga 由来の特性ガンマ線(241.3 keV、629.9 keV、...)が見られた。Gd や Ga 由来の特性ガンマ線に関しては、ある程度時間が経過すると減衰していく様子がみられる。一方で、対消滅線に関しては時間が経過しても、相対的に見て他の成分よりも強度が大きくなっていることが分かる。また連続成分については、時間が経過するごとに、強度は低減している。本実験によって、陽子が Ce:GAGG に入射することで生成される放射性同位体を詳細にテーブル化することが可能となった。また、これまで明らかになっていなかった Ce:GAGG の放射化特性に対し、放射化によるバックグラウンドの定量的な評価を行うことができた。また、対消滅線は時間が経過しても強度が強いことから、陽子線治療時の PET における利用では細心の注意が必要となる

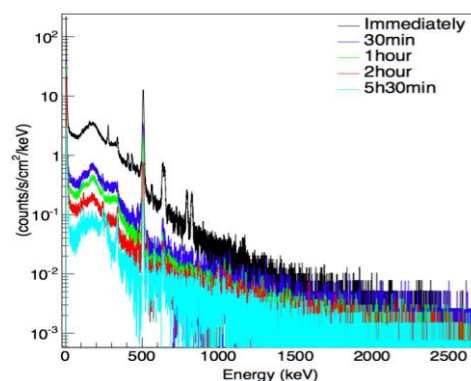


図 16 . Ce:GAGG の放射化スペクトルの時間変化

謝辞 本実験の遂行に当たり、サイクロトロン照射室の杉浦彰則様、北條悟様、またオペレータの皆様へ深く感謝いたします。また、H-Ge 検出器の使用に関しましては AEC 実験サポートチームの山本様ほか関係者様へ大変お世話になりました。紙面をお借りして御礼申し上げます。

参考文献

- [1] S.Yamamoto et al., “High resolution Cerenkov light imaging of induced positron distribution in proton therapy”, Medical Physics, vol.41, 111913, (2014)
- [2] Y.Helo et al., “Imaging Cerenkov emission as a quality assurance tool in electron radiotherapy”, Physics in Medicine and Biology, vol.59,p.1963, (2014)
- [3] K. Matsushita et al, “ Measurement of proton-induced target fragmentation cross sections in carbon”, Nuclear Physics A, vol.946, p.104–116, (2016)
- [4] T. Nishio et al., “Distributions of β^+ decayed nuclei generated in the CH₂ and H₂O targets by the target nuclear fragment reaction using therapeutic MONO and SOBP proton beam”, Medical Physics, vol.32, p.1070–1082, (2005)
- [5] Schneider U, et al.: The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning, Phys. Med. Biol. 41, 111-24, 1996.
- [6] Vladimir A. Bashkurov, et al: Development of proton computed tomography detectors for applications in hadron therapy, Nucl. Instrum. Methods Phys, 809 (2016) 120.
- [7] Tanaka S, et al., “Development of proton CT imaging system using plastic scintillator and CCD camera”, Phys. Med. Biol. 61, 4156-4167, 2016.
- [8] 高部美帆 「高精度陽子線治療に向けた CCD カメラ陽子線 CT システムの開発」, 早稲田大学理工学術院・先進理工学部, 卒業論文 (2016 年 3 月)

Developments of radiation detectors for charged particles in the space radiation environment

Satoshi Kodaira^A, Hisashi Kitamura^A, Shingo Kobayashi^A, Rachid Machrafi^B,
Oliver Causey^C, Eric Benton^C

A: NIRS/QST

B: Univ. Ontario Inst. Tech., (Canada)

C: Oklahoma State Univ. (United States)

Summary

We have developed new space radiation dosimeters onboard the International Space Station (ISS). In this year, the developed tissue equivalent proportional counters (TEPC) which gives lineal energy of individual charged particles and bubble detectors (BD) which is generally employed as neutron dosimeters were calibrated with proton 70 MeV at NIRS-Cyclotron. The calibration campaign with heavy ions at HIMAC covers whole range of space radiations from protons to iron ions, which will allow the successful radiation dosimetry in space environment.

1. TEPC calibration

The need for active instrumentation to monitor space radiation exposure aboard spacecraft in real time is well documented [1]. The Oklahoma State University Radiation Physics Laboratory developed and tested a prototype Tissue Equivalent Proportional Counter (TEPC) for use in monitoring ionizing radiation exposure aboard manned spacecraft, unmanned satellites and space probes, high altitude balloon flights and on commercial, civil (business) and military aircraft [2,3]. Our TEPC may also be useful in neutron dosimetry applications, e.g. in and around high energy particle accelerator facilities or near nuclear reactors. NASA recently selected this instrument for demonstration on the International Space Station (ISS) and we are tentatively scheduled to deliver the flight instrument to NASA in August 2017. The flight instrument, now referred to by NASA as the Active Tissue Equivalent Dosimeter (ATED) is compact, easy-to-use and low power. If successful, we hope to make this instrument available at low cost to all interested researchers, including international collaborators.

There are a number of significant differences between the flight version of ATED and the prototype TEPC: 1) the size of the spherical ionization cavity has been enlarged from a diameter of 6.35 cm to a diameter of 7.62 cm in order to maximize the cross sectional area of the detector sensitive to low flux heavy ions present in the galactic cosmic ray spectrum, while still maintaining a reasonable size for a compact instrument. 2) The prototype TEPC used NIM electronics (high voltage power supply, pulse shaping amplifier), while the electronics in the ATED are housed within a single aluminum enclosure. 3) The detector head of the prototype TEPC used a standard Swagelok valve, permitting the detector head to be easily evacuated and back filled with tissue equivalent gas whenever desired. The ATED is permanently pressurized via a low mass, crimped copper tube. 4) Data acquisition during the prototype TEPC testing was

carried out using a standard MSWindows laptop computer running the commercially available software that comes with the Amptek 8000A spectrometer. ATED uses an Amptek 8000D spectrometer which is controlled by and transfers data to a Raspberry Pi 3B computer installed directly in the ATED instrument enclosure. The computer operates under Linux and runs a custom written control program, while an SDRAM card is used for data storage. 5) The prototype TEPC was operated at a pressure of 170 Torr of tissue equivalent gas. Based on work with the prototype detector, we have decided to operate the ATED at a pressure of 20 Torr of tissue equivalent gas.

Due to the differences listed above, we needed to characterize and calibrate the response of the ATED in ground-based radiation fields of known charge and energy. The NIRS 70 MeV proton cyclotron provided exposure to low-LET protons that represent the largest single component present in the space radiation environment where ATED will operate.

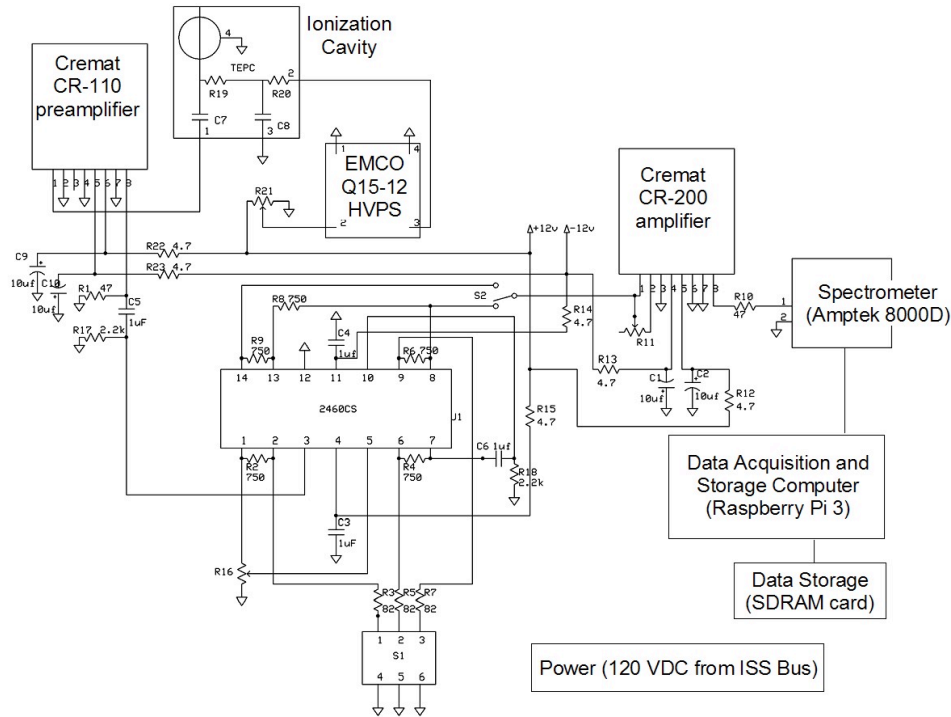


Figure 1. Functional block diagram of the ATED.

A block diagram of the ATED is shown in Figure 1. The ATED instrument occupies a volume of $<5000 \text{ cm}^3$ and has a mass of $<2.5 \text{ kg}$. Total power consumption is $<25 \text{ Watts}$. All components of the ATED instrument (excepting power cable) are housed inside a $25.5 \text{ cm} \times 15.5 \text{ cm} \times 12.5 \text{ cm}$ aluminum enclosure. The ATED detector head, which is normally housed inside the instrument enclosure, is illustrated in Figure 2. The dimensions of the pressurized canister containing the spherical detector measures 9.07 cm in diameter by 14.92 cm in height, including the lid. The spherical shell of the proportional counter is 7.62 cm in diameter, is made from acrylic ($\text{C}_5\text{O}_2\text{H}_8$) and the inner surface of the shell is made conductive by coating it with colloidal graphite. The thickness of the acrylic shell is 3 mm . The signal from the ionization cavity is impedance-matched via a Cremat CR-113 preamplifier located inside the detector head.

The signal originating in the ionization cavity, travels via the preamplifier to an Intersil 2640CS 130 MHz quad operational amplifier and then to a Cremat CF-200 pulse shaping amplifier, before being sent to the spectrometer.

The spectrometer used in the ATED is an Amptek 8000D multichannel analyzer (MCA). This MCA possesses a 100 MHz, 16 bit analog to digital converter (ADC) with up to 8128 data channels. Depending on factors such as operating time, sampling rate, and data storage capacity, the ATED can be operated in 1024, 2048, 4096 or 8128 channel modes. The larger number of channels, while excessive for the resolution of the detector, permits measurement over a larger dynamic range in energy deposition without the need to split the analogy signal for processing by dual amplifiers and ADCs, as is commonly done in older TEPCs. While the size of the data structure in active computer memory for a single spectrum reading scales with the number of channels, the data, especially from relatively low flux radiation fields such as those encountered in the upper atmosphere and, under most circumstances, in space, can be easily compressed to minimize use of data storage memory and, optionally, telemetry bandwidth.

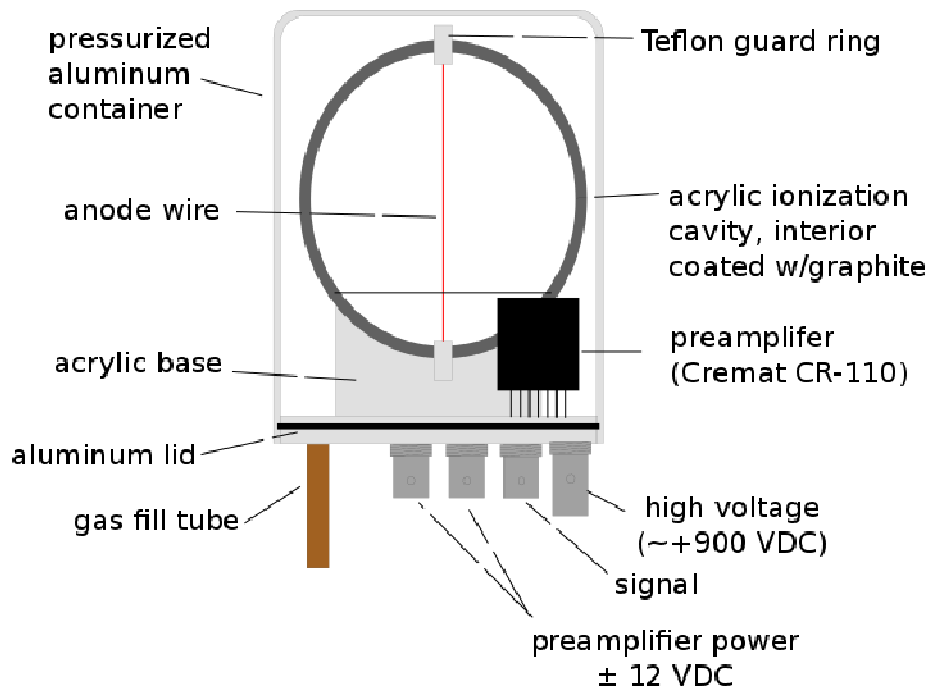


Figure 2. Diagram illustrating the Active Tissue Equivalent Dosimeter detector head.

Data processing, compression and storage is carried out by a Raspberry Pi 3 Model B computer running a version of the Linux operating system. The computer is connected to the Amptek spectrometer via USB. The Raspberry Pi 3 computer is based on a 1.2 GHz, 64 bit, quad core ARM CPU and is equipped with 1 Gbyte of RAM, an external clock module, and a MicroSD slot for data storage.

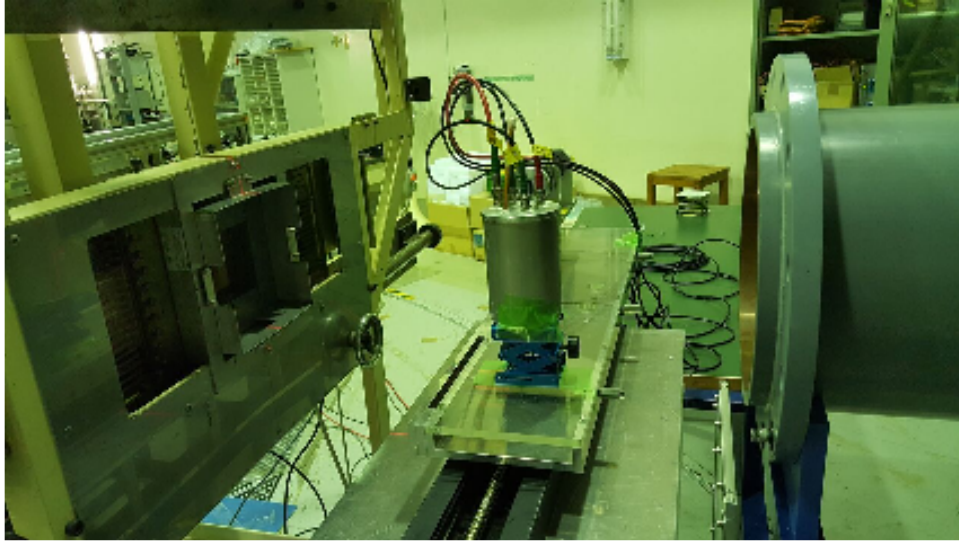


Figure 3. ATED detector head positioned in NIRS 70 MeV proton beam prior to irradiation.

The ATED was exposed to the NIRS 70 MeV proton beam as shown in Figure 3. Because the active volume of the ATED detector is spherical with a diameter of 7.62 cm, a 10 cm diameter beam was used to encompass the active area of the detector. In the flight version of ATED, the detector head is housed in the same aluminum enclosure as the spectrometer, computer, amplifier and power supplies. However, the detector head is connected to the amplifier and to the preamplifier and high voltage power supplies by coaxial cables with BNC and SHV connectors. This allowed us to remove the detector head from the enclosure and attach it to the amplifier and power supplies with longer lengths of coaxial cable in order to avoid placing the support electronics directly in the beam.

Exposures were made to low intensity beams (<500 particles/cm² spill) in order to not saturate the detector. The 1 cm² plastic scintillator was used to monitor the integrated fluence of the beam. Two detector heads, designated 2 and 3, were exposed to the 70 MeV proton beam. Exposures were made under two conditions: 1) bare beam and 2) with 33.8 mm of water equivalent plastic absorber placed between the beam nozzle and the detector head.

Figure 4 shows the lineal energy fluence spectra measured in the NIRS 70 MeV proton cyclotron beam in detector heads 2 and 3 with no absorber in the beam. While these detectors were nominally identical, obvious differences in the spectra reflect differences in the two detectors due to geometry, wiring, etc., as well as differences due to gain settings in the amplifiers. Detector Head 2 shows a wider peak distribution and a central peak location closer to the 0.95 keV/ μ m expected for 70 MeV protons.

Figure 5 shows the lineal energy spectra measured in the same two detectors with 33.8 mm of water equivalent plastic absorber inserted into the beam. The peak in the spectra from both detectors is shifted to the right as expected when absorber is added to the beam to increase LET.

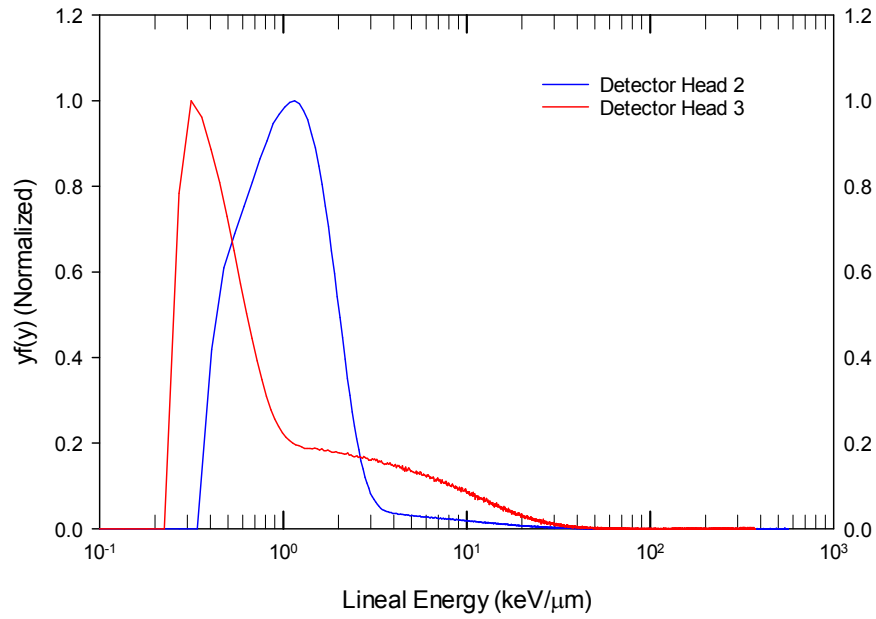


Figure 4. Lineal energy flux spectra, normalized to maximum signal, measured in Detector Heads 2 and 3 during exposures to the NIRS 70 MeV proton cyclotron beam with no absorber in the beam.

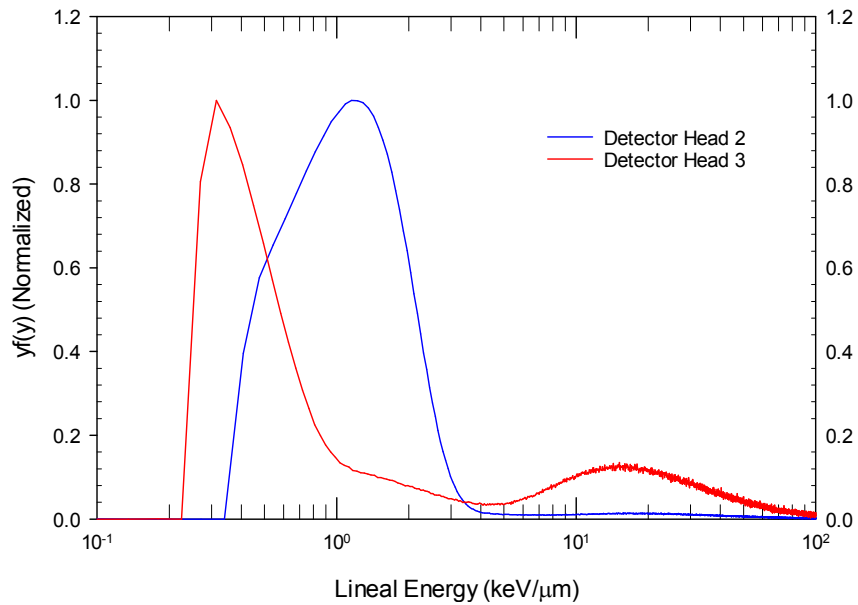


Figure 5. Lineal energy flux spectra, normalized to maximum signal, measured in Detector Heads 2 and 3 during exposures to the NIRS 70 MeV proton cyclotron beam with 33.8 mm of water equivalent absorber in the beam.

2. BD calibration

Bubble detectors have been used within the framework of Matroshka-R and Radi-N projects conducted aboard the international space station, ISS. The results obtained in several expeditions have been an attempt to contribute in better understanding of the space radiation environment astronauts are exposed to. Although bubble detector technology has been used in space radiation research for a long time, there is still some debate regarding the reading of these devices i.e. whether bubble detectors are also sensitive to other high-energy particles such as protons, in addition to neutrons. The concern stems from the basis that if the bubble formation in the detector media is mainly due to ion recoils, the phenomena should be valid not only for neutrons but also for other charged particles that are heavily present in space radiation. Recently, based on numerical methods and simulation codes, a project was conducted in [4] to re-evaluate the contribution of charged particles to the readings of bubble detector. The calculations showed the contribution of charged particles to be negligible, i.e. less than 2%. However, because of the assumptions in the calculations, the international space radiation community has expressed some concerns regarding the accuracy of the performed calculations and consequently the validity of such results and the interpretation of the dose values recorded by bubble detectors (see for example data presented at WRMISS 15, 2010 and WRMISS 16, 2011 [5,6]). The readings of the detectors have been interpreted as results of neutron interactions only, while the space radiation is a mixed field of charged particles and neutrons. Because of the significant impact on the interpretation of the dose values received by the space crew, it is paramount to experimentally investigate the response of the bubble detector to charged particles. This report outlines the results of experiments on the bubble detector ground testing conducted with 70 MeV proton beam at the National Institute of Radiological Science NIRS in Japan.

To investigate the space bubble detector sensitivity to protons of energy ranging from ~30 to 70 MeV, bubble detectors were irradiated at the 70 MeV cyclotron facility, NIRS, Japan. The detectors were exposed to proton fluences between 0.5 to 8×10^6 protons cm^{-2} . Different energies were obtained by inserting binary filters of different thicknesses between the beam nozzle and the bubble detectors. Bubble detector exposures were carried out, and the bubble detectors were counted using an automatic bubble reader.

The bubble detectors used in these experiments were Space-Type Bubble Detectors with a sensitivity comparable to the bubble detectors used aboard the ISS. The detectors were manufactured by Bubble Technology Industries (BTI). Each detector has a 10 ml active volume with a total of approximately 10^4 microscopic droplets, yielding a sensitivity range of 140 - 200 bubbles/mSv in an AmBe neutron field. In this type of detector, the polymer is firmer than in commercially available bubble detectors, so the growth of the formed bubbles is slower, allowing the detector to be used for a longer exposition period.

In all experiments, bubble counting was done automatically using a BDR-III Bubble Detector Reader manufactured by Bubble Technology Industries. The bubble detector and reader are shown in Figure 5. The BDR-III consists of an optical unit, frame grabber card and operational software. All components along with procedures of operation are outlined in the operation manual [7].



Figure 5: Bubble detector Reader [7].

The bubble detectors were exposed in two different geometrical configurations i.e. along and perpendicular to the proton beam. The experimental setup is shown in Figure 6.

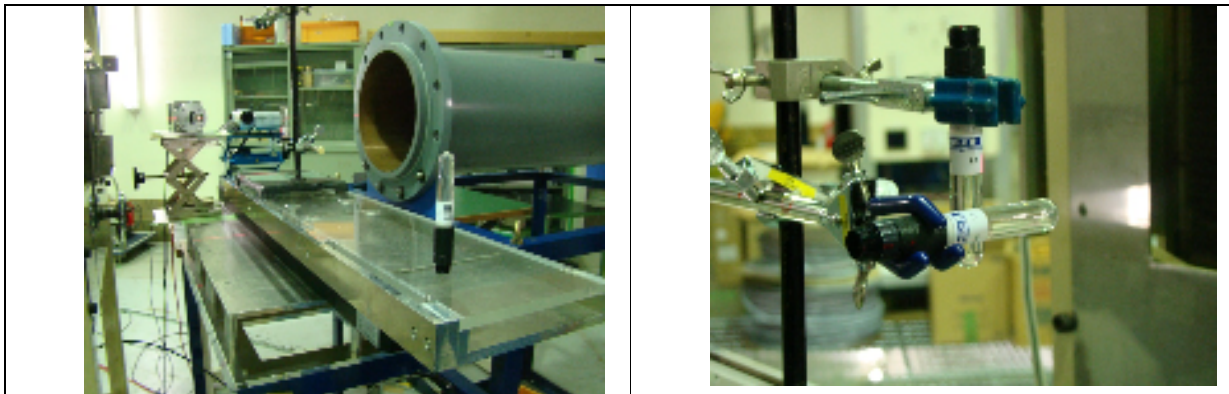


Figure 6: Experimental setup with space bubble detector at NIRS Cyclotron facility

A series of experiments have been carried out at energies ranging from 30 to 70 MeV. An experiment carried out with 70 MeV protons at a fluence of 1.1×10^5 protons.cm⁻². In this experiment two bubble detectors, one perpendicular to the proton beam and the second aligned parallel to the beam to allow maximum energy deposition were irradiated.

In other experiments, the proton fluence was increased to 8.83×10^6 protons.cm⁻², and the bubble detectors were exposed perpendicularly to the proton beam. No difference in the bubble distribution within the sensitive volume was observed. An image from the bubble detector reader of the bubble detector when exposed to 60 MeV protons is shown in Figure 7.

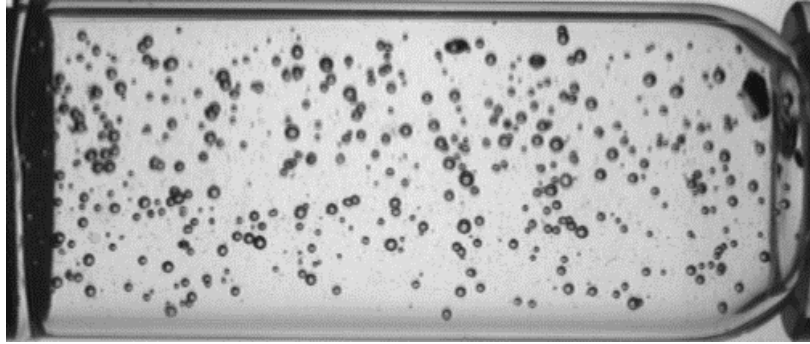


Figure 7: Bubble detector response to 60 MeV protons (primary protons do not deposit their energy via ionization in the sensitive volume).

In order to allow the protons to fully deposit their energy within the sensitive volume (i.e. positioning the Bragg peak within the sensitive volume of the detector), a series of experiments were carried out by adding binary filters (water equivalent absorber layers) of different thicknesses between the beam nozzle and the space bubble detectors. In Figure 8 two bubble detector reader images are shown that correspond to two different proton energies, namely 60 and 33.7 MeV. These protons fully deposit their energy inside the bubble detector media.

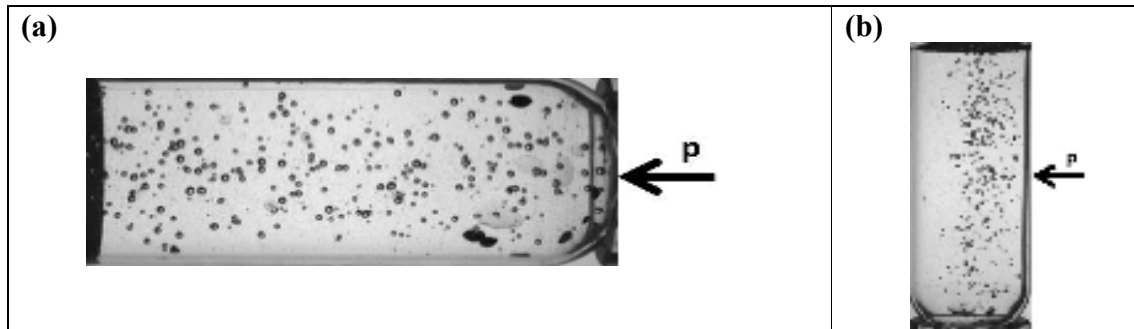


Figure 8: Space bubble detectors exposed to 33.7 MeV (left) and 60 MeV (right) protons.

In the above images, the number of bubbles is uniform within the proton beam itself, including in the region occupied by the proton Bragg peak. It is expected that the number of bubbles would be much larger in the region of the Bragg peak where the protons have their maximum LET, i.e. maximum deposited energy density. However, in all the proton experiments, the distribution of the bubbles is uniform along the track of the proton, and there is no indication of the formation of bubbles from direct proton ionization. This suggests that the bubbles are formed only above certain LET threshold and that the maximum LET of protons is below this threshold. The observed bubbles are not the result of direct ionization processes, but rather result from high-LET secondary particles (recoils) emitted in nuclear interactions between the primary protons and the nuclei of the bubble detector medium. In all experiments carried out with protons that have their Bragg peak within the media of the bubble detector, there is a scarcity of bubbles in the Bragg peak. In other words, the bubble detector does not respond to the direct proton ionization, but only to proton nuclear interactions.

The sensitivity of space bubble detectors from 30 to 70 MeV are summarized in Figure 9. These values, from 30 to 70MeV, are in good agreement with the proton sensitivity reported in [8]

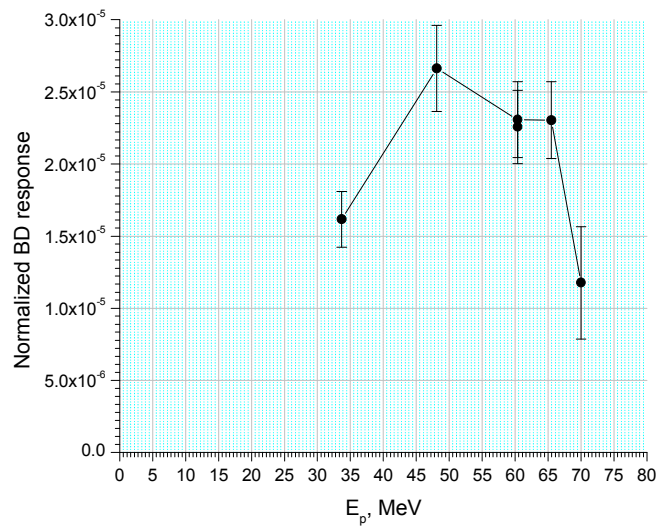


Figure 9: Space bubble detector proton sensitivity measured using the NIRS proton cyclotron.

A set of 20 space bubble detectors similar to those currently in use aboard the International Space Station was irradiated with 70 proton beam at NIRS as a part of the bubble detector ground testing program. The experiments have been conducted with high-energy protons from 30 to 70 MeV and the sensitivity of the space bubble detector has been determined. So far, this study has led to the following preliminary conclusion that high energy (relativistic) protons, can only produce bubbles via nuclear reactions that yield secondary charged particles of LET above the threshold within the sensitive volume of the detector.

References

- [1] Benton, E. R. and Benton, E.V. (2001) "Space radiation dosimetry in low-Earth orbit and beyond," *Nucl. Inst. Meth. B*, **184**, 255-294.
- [2] Collums, T. L., Islam, M. R., Benton, E. R., Zheng, Y., Uchihori, Y., Yasuda, N., Kitamura, H., Kodaira, S., and Lucas, A. C., (2014) "Comparison of plastics used in proportional counters for proton and heavy ion measurements," *Nucl. Inst. & Meth. B*, **333** 69-72.
- [3] Collums, Tyler, *Comparison of Plastics used in Tissue Equivalent Proportional Counters (TEPC) and Development of a Balloon Borne TEPC*, Ph.D. thesis, Oklahoma State University Dept. of Physics, Dec. 2012.
- [4] B. J. Lewis, et al., Review of Bubble Detector Response Characteristics and Results from Space, *Radiation Protection Dosimetry* (2011), pp. 1–21, doi:10.1093/rpd/ncr358.
- [5] Machrafi R. et al., NEUTRON DOSE STUDY WITH BUBBLE DETECTORS ABOARD THE INTERNATIONAL SPACE STATION AS PART OF THE MATROSHKA-R EXPERIMENT *Radiation Protection Dosimetry* (2009), pp. 1–8

- [6] Machrafi R., Benton E., et alt., Ground-Based Measurement of Bubble-Detector Sensitivity to Protons, Workshop on Radiation Monitoring for the International Space Station, 3–5 September, Budapest, Hungary, 2013
- [7] Bubble detector reader BDR-III manual, Issue January 2010, Bubble Technology Industries, www.bubbletech.ca
- [8] Takada, M., et alt., Measured proton sensitivities of bubble detectors. Radiat. Prot. Dosimetry 111(2), 181–189 (2004).

核破砕片生成二重微分断面積の測定

DOUBLE DIFFERENTIAL CROSS SECTION OF FRAGMENT PRODUCTION

山口 雄司^A、佐波 俊哉^B、魚住 裕介^C、古場 裕介^D
Yuji Yamaguchi^A, Toshiya Sanami^B, Yusuke Uozumi^C, Yusuke Koba^D

^A : 九州大学大学院工学府

^B : 高エネルギー加速器研究機構 共通基盤研究施設 放射線科学センター

^C : 九州大学大学院工学研究院

^D : 放射線医学総合研究所

概要

平成 28 年度の放医研サイクロトロンの実験では、 $(p, p'x)$ 反応における蒸発過程からの陽子の角度分布とエネルギースペクトルの取得を目的として、70 MeV 陽子入射に対するベリリウム、炭素、アルミニウム、銅、金ターゲットからの陽子および核破砕片生成二重微分断面積測定を行った。

1. 目的

九州大学、高エネルギー加速器研究機構、放射線医学総合研究所からなる当グループでは $(p, p'x)$ 反応における蒸発過程からの陽子の角度分布とエネルギースペクトルを取得することを目的として、放医研サイクロトロンを利用した実験データの取得を行っている。これまでの研究[1-10]により、陽子、重陽子、ヘリウム原子核、炭素入射に対するベリリウム、炭素、アルミニウム、チタン、銅ターゲットからの核破砕片生成二重微分断面積が得られている。これらの実験データと理論計算の結果を比較することにより、核破砕片生成にはその前段階に当たる核子-核子散乱過程でのエネルギーと核子の放出が寄与していることがわかってきた。核子-核子散乱過程で放出される粒子は陽子、重陽子、三重陽子、ヘリウム原子核などの比較的軽い粒子であり、これまである程度の実験データが得られているが、核破砕片と同時に測定された例は殆どない。昨年度までに、これまでの核破砕片生成二重微分断面積測定と平行して、測定対象粒子の拡充を目的とした検出器の改良、測定角度の拡充を目的とした散乱チェンバーの改良を行い、核破砕片と同時に陽子の測定が可能となった。本年度は陽子まで測定できる検出器を増やし、広い角度範囲での同時測定を試みた。本報告では、増やした検出器についてその概要と、今年度の測定結果について述べる。

2. 測定器の増設

核破砕片の測定はブラックカーブカウンタ(BCC)を用いており、これに独自に開発した、カソード信号を用いた低エネルギー粒子弁別能力の改善[2]、突き抜け粒子のエネルギー補正による高エネルギー粒子の測定[3]、という手法を適用し、核破砕片の測定のために必要とされる効率と可測定エネルギー域の確保を行っている。BCC で測定可能な粒子はリチウム以上の粒子であり、これより軽い粒子では検出器厚みと分解能が十分ではなく、十分に測定が行えない。そこで 1 台の BCC に対し、(1)前置検出器を内蔵させることによりエネルギー分解能の向上を図り、(2)半導体検出器を組み合わせることにより軽

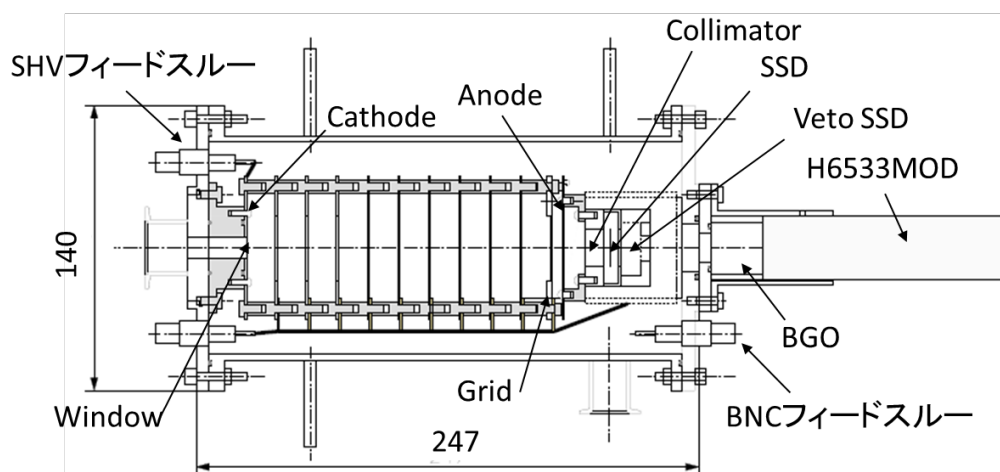


図 1 改良型 BCC の断面図

粒子を測定可能にし、(3)全体を小型化して測定角度の拡充を行っている。

図 1 に改良型 BCC の立面図を示す。アノードと検出器フランジの間に 70mm 程度のスペースを設けて、アノード用前置検出器と半導体検出器を組み込み可能な形状とした。アノード用前置検出器としては、これまで用いているクリアパルス社製 581 型を利用した。半導体検出器はセイコーEG&G 社製の TB-019-300-150 (SSD 150 μm)、TB-020-150-2000 (Veto SSD 2000 μm)を組み込んだ。フランジ後部には BGO シンチレータを取り付け、光電子増倍管には浜松ホトニクス社製の H6533MOD を用いた。

この改良型 BCC を用いることで、核破砕片と同時に陽子の測定が可能となったため、昨年度、後述の散乱チェンバーを用いた測定系の利用によって、蒸発過程からの陽子の角度分布についてのデータを取得することがわかった。そこで、1 台しかない陽子まで測定できる検出器を増やし、同時に測定できる角度範囲の拡充を図った。

図 2 に新たに作製した BCC の立面図を示す。検出器の外形を大きくし、カソード側にも前置検出器を組み込むことができるようにした。カソード用前置検出器としては、アノード用前置検出器と同様クリアパルス社製 581 型を利用した。半導体検出器にはセイコーEG&G 社製の TB-023-450-400 (SSD 400 μm)、TB-020-150-2000 (Veto SSD 2000 μm)を組み込み、後部には BGO シンチレータを取り付け、光電子増倍管には浜松ホトニクス社製の H6533MOD を用いた。

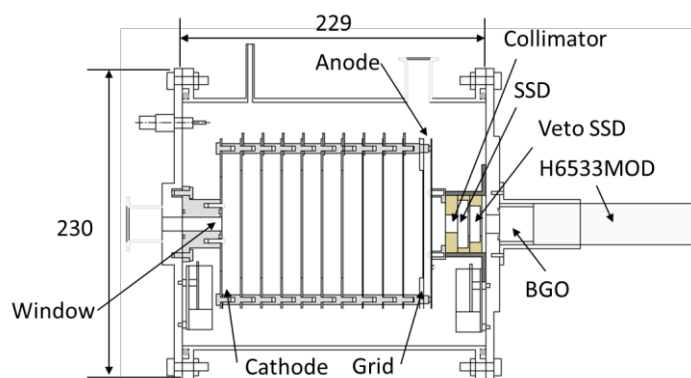


図 2 新たに作製した BCC

これら BCC と組み合わせて用いる散乱チェンバーの縦断面図と平面図を図 3 に示す。散乱チェンバーについては(1)検出器は最前方のみ小型の BCC を想定し、それ以外の角度では既存の BCC が使用できるようにする、(2)散乱チェンバーの真空を効率的に引くために、チェンバーにターボ分子ポンプを取り付ける、(3)測定角度を減らさずにターゲットを覗けるように、散乱面でない方向にビューポートを設ける、(4)半導体検出器の使用を考慮し、ビームダンプまでの距離を延長する、(5)ビームダンプ直前にデマルキャストを設置し、ダンプに入射するビームのモニターを行う、(6)これらを専用の架台に配して容易に設置ができるようにした。図 4 に散乱チェンバーを C6 コースのビームラインに設置した写真を示す。

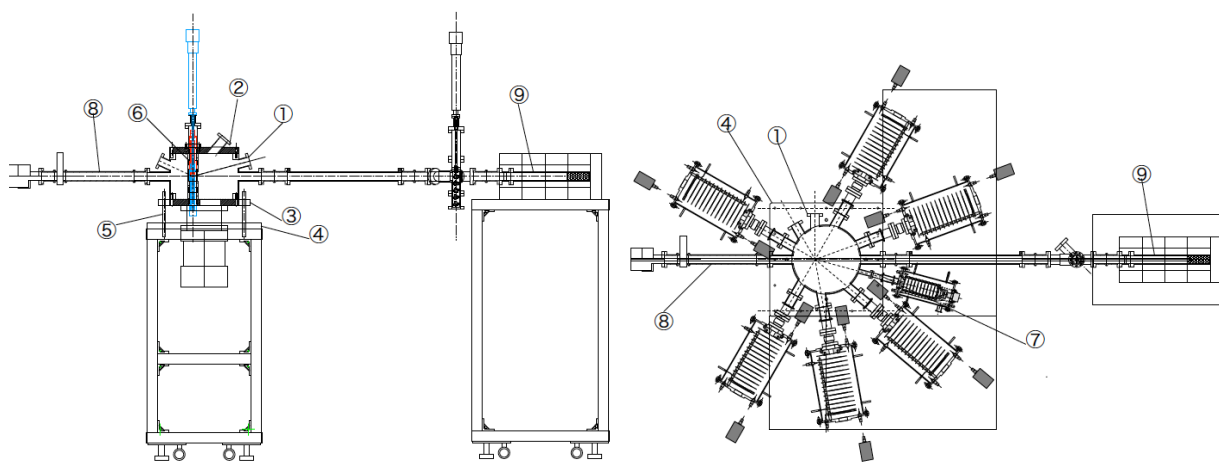


図 3 散乱チェンバーの縦断面図(左)と平面図(右)

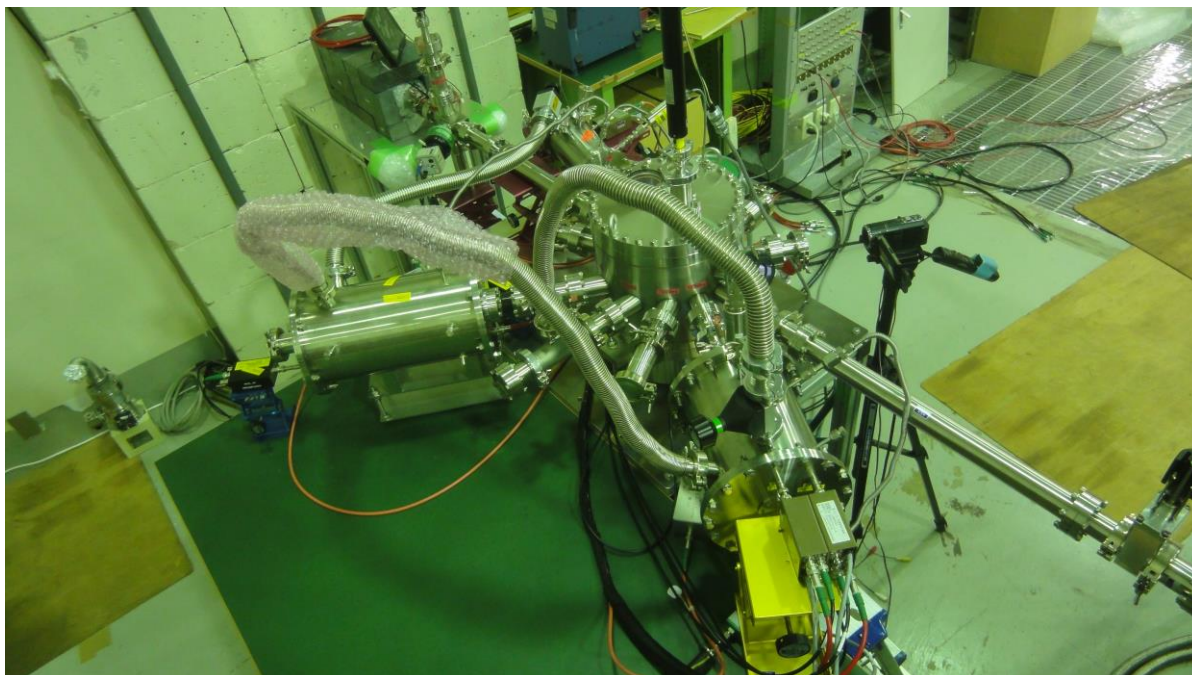


図 4 C6 コースに構築した実験体系の写真

3. ビーム実験

($p, p'x$)反応における蒸発過程からの陽子の角度分布とエネルギースペクトルの取得を目的として、70 MeV 陽子入射によるベリリウム、炭素、アルミニウム、銅、金ターゲットからの陽子および核破砕片生成二重微分断面積測定を行った。

ビーム実験は放射線医学総合研究所の大型サイクロトロン(NIRS-930)の C6 コースにて行った。実験装置の配置、手法については参考文献 [1-10]に詳細な記述がある。2014 年 1 月の実験より BCC に半導体検出器を併用しており、本年度さらに 1 台増やした。改良型散乱チェンバーの使用は 2014/12/19 からである。

4. 実験結果

図 5 に 2016 年度の測定結果のうち金ターゲットから 15, 60, 120, 150 度方向に放出された陽子の二重微分断面積(DDX)を示す。蒸発過程からの陽子について見るため、20 MeV 以下の領域を示してある。15 度における二重微分断面積を除き、実験値は高エネルギー側から 10 MeV までほぼ一定の値をとり、10 MeV からエネルギーの減少とともに減少するような傾向を示すことがわかる。2 MeV と 1.7 MeV の実験値は BCC だけで取得したデータであるが、2 MeV より高いエネルギー範囲のデータと関係性が異なっており、標的外での散乱成分等の検討が必要である。

図 5 における 5.9 MeV 陽子の実験値を用いて作成した陽子の角度分布を図 6 に示す。改良型 BCC と散乱チェンバーからなる測定系を用いることで、15 度から 150 度にわたる広い角度範囲で陽子の角度分布を得ることができた。取得した角度分布は前平衡過程からの陽子が示すような、放出角度が大きくなるほど減少する傾向を示し、蒸発過程からの陽子が示すと考えられる等方分布や 90 度対称の分布とは異なる。この差異については、さらなるデータの蓄積により明らかにしていく。

図 7 に金ターゲットから 60 度方向に放出された陽子および α 粒子の DDX を示す。放出陽子のエネルギースペクトルについて、Veto SSD の後部に取り付けた BGO シンチレータを用いることによって弾性散乱で放出する陽子までデータを得ることができた。放出 α のエネルギースペクトルについては、反応で生成する α 粒子を厚い Veto SSD(2000 μm)までで止めることができるので、SSD-Veto SSD の組み合わせまででエネルギースペクトルを得ることができている。

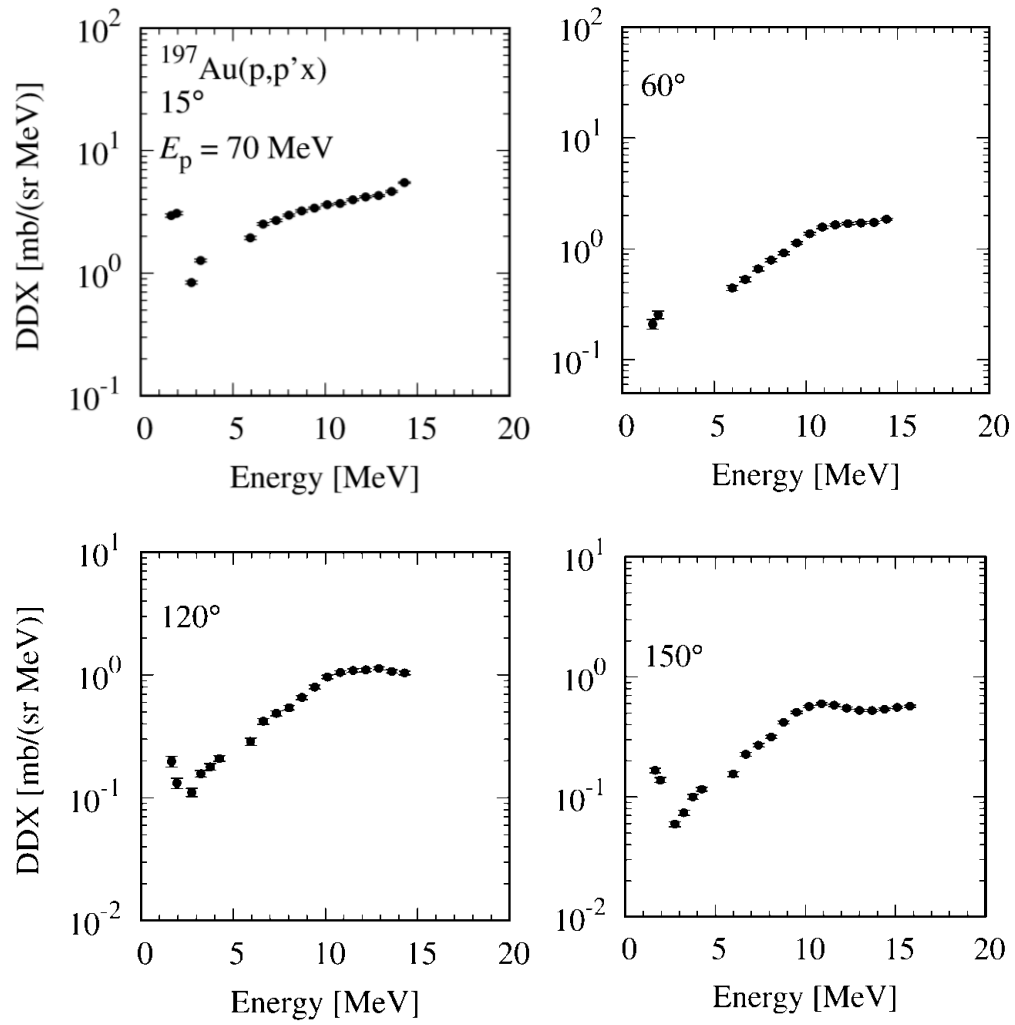


図 5 70 MeV 陽子入射において金ターゲットから 15°, 60°, 120°, 150° 方向に放出する陽子のエネルギースペクトル。16 MeV 以下の実験値を示してある。

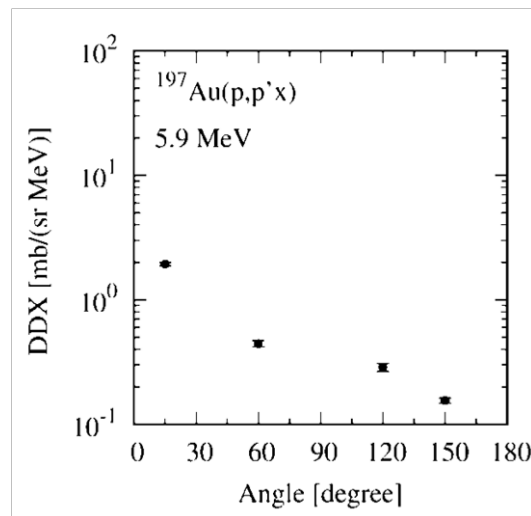


図 6 70 MeV 陽子入射において金ターゲットからエネルギー 5.9 MeV で放出する陽子の角度分布。

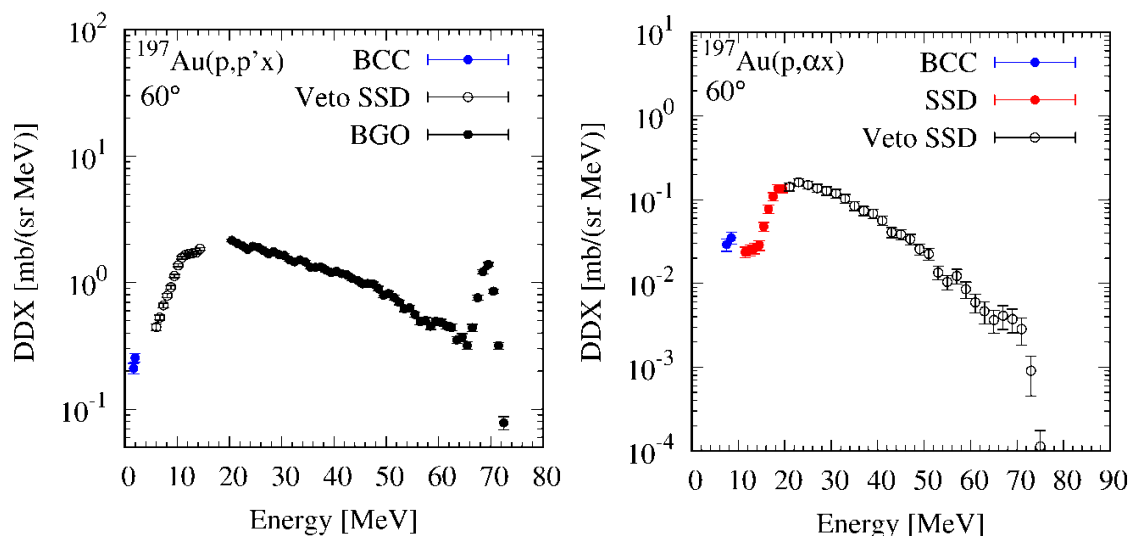


図7 70 MeV陽子入射において金ターゲットから60°方向に放出する陽子およびα粒子のエネルギースペクトル。実験値を BCC のみ、BCC-SSD の組み合わせ、SSD-Veto SSD の組み合わせ、Veto SSD-BGO の組み合わせで得たデータに分けて示してある。

5. まとめ

平成28年度のマシンタイムにおいては陽子まで測定できる BCC を増やし、前方角から後方角にわたってデータを得ることができた。今後蒸発過程からの陽子の測定データの精度検証を進めるとともに、測定角度、ターゲットについてデータを拡充していく予定である。

参考文献

- [1] T. Sanami *et al.*, “Measurement of fragment production DDX of 72 and 144 MeV ^{12}C beam induced reaction on carbon using Bragg Curve Counter”, *Proc. 2009 Symp. Nucl. Data*, JAEA-Conf 2010-005 (2010).
- [2] T. Sanami *et al.*, *Nucl. Instrum. Meth.* **A589** 193 (2008).
- [3] M. Hagiwara *et al.*, *Nucl. Instrum. Meth.* **A592** 73 (2008).
- [4] M. Hagiwara *et al.*, “Measurements of Double Differential Fragment Production Cross Sections of Silicon for 70 MeV Protons”, *Proc. 2005 Symp. Nucl. Data*, JAEA-Conf 2006-009 (2006).
- [5] T. Sanami *et al.*, “Recent progress of fragment measurement from tens of MeV proton induced reaction using Bragg Curve Counter”, *Proc. 2008 Symp. Nucl. Data*, JAEA-Conf 2009-004 (2009).
- [6] T. Sanami *et al.*, “Fragment DDX measurement of proton induced reactions on light-medium nuclei for energy range from reaction threshold to a few hundred MeV”, *Journal of Korean Physics Society* **59**, 1805-1808 (2011).
- [7] T. Sanami *et al.*, “Experimental studies of light fragment production cross section for nucleon induced reaction at intermediate energies”, *Proc. 2010 Symp. Nucl. Data* (JAEA-Conf 2011-002) (2011).
- [8] M. Hagiwara *et al.*, *Journal of Nuclear Science and Technology*, **49**(6) 571-587 (2012).
- [9] T. Sanami *et al.*, “Angular distribution of light fragments for proton induced reaction at intermediate energies”, *Proc. 2011 Symp. Nucl. Data* (JAEA-Conf 2012-001) 189 (2012).
- [10] T. Sanami *et al.*, “Target Dependency of Light Mass Fragment Production DDX for 6 MeV/u Carbon Induced Reaction” *Proc. 2012 Symp. Nucl. Data* (JAEA-Conf 2013-002) 185 (2013).

放射線遮蔽用可撓性材料の中性子透過実験

NEUTRON TRANSMISSION EXPERIMENT FOR FLEXIBLE MATERIAL FOR RADIATION SHIELDING

執行 信寛^A、今富 宏祐^A、三根 貴大^A、池田 伸夫^A、石橋 健二^A
木村 健一^B、池見 拓^B、笹谷 輝勝^B、高橋 定明^C、平澤 勇人^C、古場 裕介^D
Nobuhiro Shigyo^A, Kosuke Imatomi^A, Takahiro Mine^A, Nobuo Ikeda^A,
Kenji Ishibashi^A, Ken-ich Kimura^B, Hiroshi Ikemi^B, Terukatsu Sasaya^B,
Sadaaki Takahashi^C, Hayato Hirasawa^C, Yusuke Koba^D,
A：九州大学大学院工学研究院エネルギー量子工学部門
B：株式会社フジタ技術センター
C：中国塗料株式会社
D：放射線医学総合研究所

概要

加速器施設の放射線遮蔽用に開発された2種類の可とう性材料の中性子遮蔽能力を調べるために、80 MeV 陽子を鉄板に入射して生成される中性子透過量の材料厚さに対する変化を測定し、PHITS による計算結果と比較を行った。

1. 目的

加速器施設の放射線遮蔽では一般的にコンクリートが使用されるが、可とう性を有する材料が使用できれば、局所遮蔽や施設の柔軟な設計に寄与できる。本研究では、放射線の中でも特に中性子遮蔽に主眼を置いて開発された可とう性材料の中性子透過量を測定し、中性子の遮蔽能力を評価することを目的とする。

2. 実験方法

使用した可とう性材料は中国塗料株式会社と株式会社フジタで開発されたラディシールで、ウレタンベースの汎用のタイプ(密度 1.0 g/cm^3)とこれに B_4C を添加して熱中性子の遮蔽能力を向上させたタイプ(密度 1.24 g/cm^3)の2種類を使用した。それぞれの試料1枚が $30 \text{ cm} \times 30 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$ の大きさで、厚さを 0 cm から 20 cm まで 10 cm 毎に変化させた。

実験はサイクロトロン施設のC-8 ビームラインで行った。このビームラインのST2 電磁石の下流のビームダクトを外し、ST2 のビーム出口のすぐ下流にビーム量測定用のNE102A プラスチックシンチレータと中性子生成用の直径 5 cm 、厚さ 2 cm の鉄を置いた。この鉄で陽子ビームは完全に停止する。その下流約 2 m のところに可とう性材料試料を透過した中性子を計測するための直径 12.7 cm 、長さ 12.7 cm のNE213 有機シンチレータを置いた。このシンチレータの上流側に荷電粒子識別用の厚さ 2 mm のNE102A プラスチックシンチレータを置いた。試料となる可とう性材料は鉄板から約 70 cm 下流に設置した。図1に実験のセットアップを示す。

ビーム電流は 0.7 pA 程度とし、それぞれの厚さで30分程度測定した。



図1.実験のセットアップ。ビームは右下から左上に流れる。中央の黒いものが B_4C を添加した放射線遮蔽試料。

3. データ解析

試料を透過する荷電粒子事象を NE102A シンチレータの発光量分布から取り除いた後、NE213 有機シンチレータの波形減衰成分の違いからガンマ線事象を取り除き、中性子事象のみを抽出した。ビーム量測定用プラスチックシンチレータと NE213 シンチレータ間の粒子の飛行時間から中性子のエネルギーを決定した。その後 SCINFUL-QMD コード[1]による検出効率と鉄板に入射した陽子数で規格化することで、中性子エネルギースペクトルを導出した。中性子透過量は厚さ 0 cm の時の値で規格化した。シンチレータからの信号の処理回路とサイクロトロンからの陽子ビームの出射間隔の関係でエネルギースペクトルとして利用できるものは、約 10 MeV 以上の中性子であった。

4. 実験結果

図 2 に厚さ 0 cm で規格化した中性子透過量の測定結果を示す。10 MeV から 80 MeV までの連続エネルギー中性子の線減弱係数は汎用タイプで 0.043 cm^{-1} 、 B_4C 添加タイプで 0.051 cm^{-1} であることが分かった。比較のために実験と同等の体系を設定して中性子透過量を PHITS[2]コードで計算した結果を合わせて示す。PHITS では陽子と 20 MeV 以上の中性子は INCL モデル[3]、20 MeV 以下の中性子に対しては JENDL-4.0 [4]を使用した。その結果、PHITS で計算した場合の線減弱係数は汎用タイプで 0.043 cm^{-1} 、 B_4C 添加タイプで 0.049 cm^{-1} となり、実験を概ね再現していることが分かった。

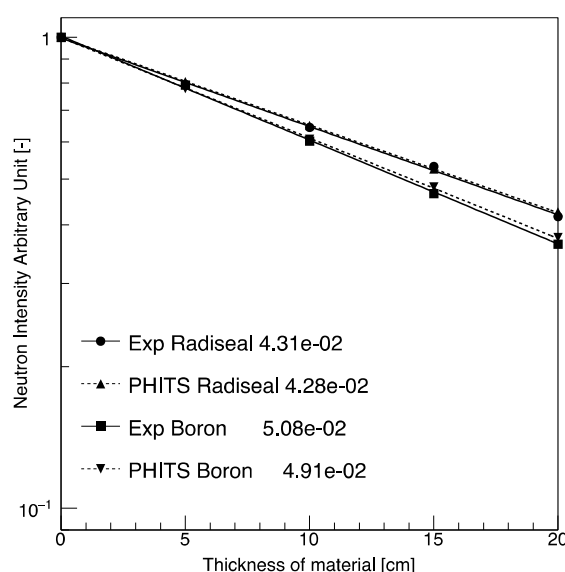


図 2. B_4C 添加(Boron)と汎用(Radiseal)遮蔽材料に対する 10 MeV 以上の中性子透過量を厚さ 0 cm で規格化した結果。

5. まとめ

加速器施設での使用を想定した 2 種類の可とう性遮蔽材料の中性子遮蔽性能を 80 MeV 陽子を鉄板に照射することで得られる中性子を利用して測定した。10 MeV から 80 MeV までの連続エネルギー中性子に対する線減弱係数を求めることができた。

参考文献

- [1] D. Satoh, T. Sato, N. Shigyo, K. Ishibashi: SCINFUL-QMD; Monte Carlo based computer code to calculate response function and detection efficiency of a liquid organic scintillator for neutron energies up to 3 GeV, JAEA-Research 2006-023 (2006).
- [2] T. Sato, K. Niita, N. Matsuda, S. Hashimoto, Y. Iwamoto, S. Noda, T. Ogawa, H. Iwase, H. Nakashima, T. Fukahori, K. Okumura, T. Kai, S. Chiba, T. Furuta, L. Sihver: Particle and Heavy Ion Transport Code System PHITS, Version 2.52, J. Nucl. Sci. Technol. 50, 913-923 (2013).
- [3] A. Boudard, J. Cugnon, J.-C. David, S. Leray, and D. Mancusi: New potentialities of the Liège intranuclear cascade model for reactions induced by nucleons and light charged particles, Phys. Rev C87, 014606 (2013).
- [4] K. Shibata, O. Iwamoto, T. Nakagawa, N. Iwamoto, A. Ichihara, S. Kunieda, S. Chiba, K. Furutaka, N. Otuka, T. Ohsawa, T. Murata, H. Matsunobu, A. Zukeran, S. Kamada, and J. Katakura: JENDL-4.0: A New Library for Nuclear Science and Engineering, J. Nucl. Sci. Technol. 48, 1-30 (2011).

高精度陽子線治療のための基盤技術構築に関する研究

STUDY OF FUNDAMENTAL TECHNOLOGY FOR HIGH PRECISION PROTON THERAPY

西尾 禎治^A、恒田 雅人^A、田中 創大^B、松下 慶一郎^C、株木 重人^D、山下 諄^D、
増田 孝充^E、高部 美帆^E、片岡 淳^E、三宅 資^F、中村 哲志^F、
稲庭 拓^G、杉浦 彰則^H、北條 悟^H

Teiji Nishio^A, Masato Tsuneda^A, Soudai Tanaka^B, Keiichiro Matsushita^C, Shigeto Kabuki^D,
Jun Yamashita^D, Takamitsu Masuda^E, Miho Takabe^E, Jun Kataoka^E, Tasuku Miyaka^F,
Satoshi Nakamura^F, Akinori Sugiura^G, Satoru Hojo^G, Taku Inaniwa^G

A：東京女子医科大学大学院医学研究科、B：東京大学大学院工学系研究科、

C：京都府立医科大学放射線医学教室、D：東海大学医学部、

E：早稲田大学理工学術院先進理工学研究科、F：立教大学大学院理学研究科、

G：放射線医学総合研究所加速器工学部

概要

現在、国内のがん患者数は年々増加の傾向にあり、国民の2人に1人ががんで亡くなる時代が到来している。この国民病とも云えるがんの治療は、手術療法・化学療法（抗がん剤治療）・放射線療法（放射線治療）の3つに大別され、国内において放射線治療が占める割合は30%程度である。しかし、諸外国の現状または国内での放射線治療数の増加率から判断する限り、国内でも放射線によるがん治療は、近い将来には50%を超えると予想される。放射線治療が、がん治療の中で占める割合が非常に高くなる時代が直ぐそこまで来ていると言える。

近年、がんの治療、特に単独療法で根治を狙った、強度変調放射線治療や粒子線治療といった高精度放射線治療が、国内外において急速に普及が進んでいる。高精度放射線治療の特徴は、がん腫瘍のみに放射線（線量）を集中させた治療ができる点である。その中でも、陽子線や炭素線による粒子線治療は、がん腫瘍へ照射された粒子が腫瘍内で止まる寸前にその領域へ大きなエネルギーを付与する特性を活かした、線量集中性の高い最先端の放射線治療である。近年、国内外で粒子線治療施設数の増加傾向にあり[1]、その施設の普及率は、陽子線治療の方が圧倒的に高い数値であり、その需要の高さが伺える。装置の急速な小型化によるイニシャルコスト削減や光子線治療に近い生物学的効果であることから光子線治療の臨床データが活用できる点などが理由と考えられる。

その一方、陽子線治療は、光子線治療と比較すると歴史が浅いこともあり、古くから用いられている照射技術のままの治療が実施されている現状があり、X線治療と同様の先端技術を駆使した革新的な治療法へ進化を遂げる必要がある。高精度陽子線治療のために、陽子線照射技術や計測技術を中枢とする基盤技術の構築が必要不可欠である。

1. 目的

腫瘍に対する線量集中性を更に向上させた高精度陽子線治療を実現するために、患者体内中での陽子線照射領域可視化及び陽子線のレンジの停止位置精度に関する研究は最も重要な課題である。そこで、陽子線照射領域可視化については、陽子線照射によって標的原子核破砕反応より患者体内中で生成されるポジトロン放出核を情報因子とする陽子線治療患者体内中での照射領域可視化システムを開発とその反応メカニズムの研究を実施してきた。患者体内中での陽子線レンジの停止位置精度については、陽子線CT画像取得システムの開発と画像再構成法の研究を進めてきた。

本年度の研究では、これまでと同様に陽子線治療において、腫瘍に対する線量集中性を更に向上させた高精度陽子線治療の研究を目指す。その実現のために、陽子線照射領域可視化システム用の原子核破砕反応断面積を決定するための陽子線照射実験、治療計画において患者体内中での陽子線レンジ位置を精度良く算出するための陽子線CT画像取得法の確立に関する陽子線照射実験を実施する。

2. 実験方法

本研究では、患者体内中での陽子線照射領域可視化における標的原子核破砕反応のメカニズム解明に関する研究、陽子線CT画像取得法の確立に関する研究の2本柱に大別される。尚、マシンタイムの割り当て時間に応じて調整しながら実験を実施して行く。全ての実験において、利用する陽子線のエネルギー

ギーは最大 (70MeV)、ビーム強度は実験用途に合わせて最大 50nA までを用いる。また、標的原子核破碎反応メカニズム解明のための実験は C6 及び C8 コース、陽子線 CT 画像取得法確立のための実験は C8 コースで実施する。照射前にはそれぞれの実験用途に合わせて、装置の設置や信号系回路の調整、ビームモニター設定などを実施する。照射後は設置した装置の撤去を行う。

2-1. 標的原子核破碎反応メカニズム解明のための実験

我々が陽子線治療の臨床用に開発した Beam ON-LINE PET system mounted on a rotating gantry port : BOLPs-RGp [2-4]と同じ検出器及び計測系を持つ基礎研究用に開発しされた BOLPs を C6 コース上に設置し実験を行った (図 1 左参照)。このシステムの検出器ヘッド部分は、浜松ホトニクス製の BGO 結晶が利用されているプラナータイプの検出器であり、2mm×2mm×20mm サイズの BGO 結晶が 7,920 個マウントされている。陽子線照射によって標的原子核破碎反応によって患者体内中で生成されるポジトロン放出核からの消滅ガンマ線 (180 度方向に放出される一対の 511keV ガンマ線) を対向するプラナータイプ検出器で同時計測することで、患者体内中での生成ポジトロン放出核の位置と量を観測することが可能である。

標的原子核破碎反応による照射領域可視化で人体構成要素として重要とされる、炭素核、酸素核及びカルシウム核に対する生成ポジトロン放出核の陽子線エネルギーごとの生成量を BOLPs で観測するために、ポリエチレン (CH₂)、水 (H₂O:ゼラチン質にした物) 及び酸化カルシウム (CaO) を照射ターゲットとした実験を行う。今回は以前使用していたターゲットを改良し 6cm×6cm ×12 cm のアクリル容器を作成した。これによりターゲット内での散乱を少なくすることが期待できる (図 1 右参照)。この新型容器に水、酸化カルシウムを充填しターゲットとする。70MeV の陽子線をそれぞれのターゲットへ照射した。生成断面積は mb 単位で非常に小さいため、多くの陽子線照射を必要とする。また、生成ポジトロン放出核の半減期は数秒から 20 分程度であり、更に陽子線照射中は即発ガンマ線及び中性子線による高いバックグラウンドがあるため、陽子線照射は短時間で実施されることが要求される。陽子線の照射は 5nA・3 秒照射で実施した。陽子線の照射野形状は 3mm (FWHM) ×8mm (FWHM) のガウス分布に近い形状であった。陽子線照射開始直前から 10-120 分間の消滅ガンマ線計測を実施した。尚、ターゲットに対し、陽子線の進行方向及びその方向に直交する重力方向の生成ポジトロン放出核の activity プロファイルの観測ができるように BOLPs を設置した。C6 コースのペンシルビーム的な大強度の陽子線照射実験では、それぞれの照射ターゲットで生成されるポジトロン放出核の陽子線進行方向、即ち、陽子線のエネルギー変化に伴う activity 分布形状を計測する。また、C8 コースのワブラーで拡大された照射野での低い強度での陽子線を利用し、ビームライン上に設置した線量モニター値に対する照射ターゲット中の全エネルギー積算での activity 量を実験で求めることで、入射陽子数に対する activity 量の関係を導出する。

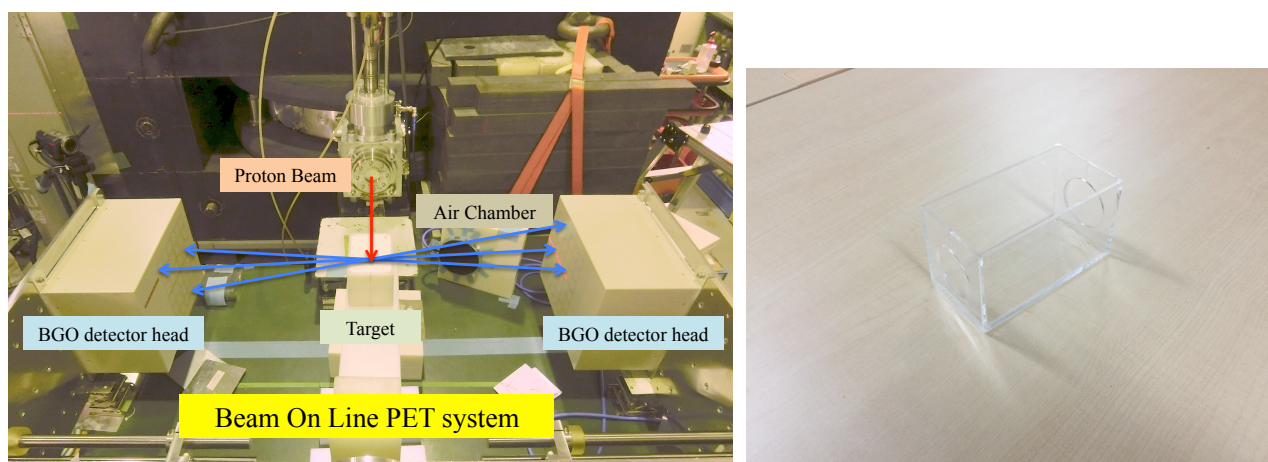


図 1: C6 コースにおける BOLPs のセットアップ写真 (左) と新たに作成した照射ターゲット容器; (右)。

2-2. 陽子線CT画像取得法確立のための実験

本実験では、陽子線 CT 画像取得システムを 10 cm×10 cm×1.2 cm の BGO シンチレータと電気冷却式 CCD カメラ (Bitran, BU-51LN)、シンチレーション光反射鏡、被写体回転テーブルを用いて構築した (図 2 参照)。私たちはこれまで陽子線 CT 画像取得システムを改善してきた[6]。特に今回の実験では使用してきたプラスチックシンチレータに代わり BGO シンチレータを使用することで、より高精度な陽子線 CT 画像取得を目指した。陽子線を短い飛程で停止させることのできる BGO は特に高エネルギー

陽子線 CT 画像取得の際にビームの側方への広がり等を抑えるために重要となり、本実験では BGO シンチレータを用いた陽子線 CT 検出システムの有用性を確認した。本システムにより、ワブラー照射法によって形成された $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ 照射野の陽子線を回転テーブル上の回転する被写体に照射し、BGO シンチレータの $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ 面で被写体を通過後の陽子線の照射位置及びその位置での発光量を計測することで、2次元発光量プロファイルデータを取得する。BGO シンチレータの発光量は、シンチレータ内で失う陽子線のエネルギーに相当するので、陽子線の被写体通過前後での発光量の差分量が被写体の位置ごとでのエネルギー吸収量に相当したデータとなる。

回転する様々な物質及び形状の被写体に対して、強度 5 nA の 70-MeV 陽子線を回転被写体ごとに2分ほど陽子線を照射し、その BGO シンチレータの発光量を計測した。2.4 cmφ 円筒形容器に封入した水、エタノール、40%リン酸水素二カリウム水溶液、プラスチック製の複雑形状の被写体（カンガルー）について陽子線 CT 画像を取得した。

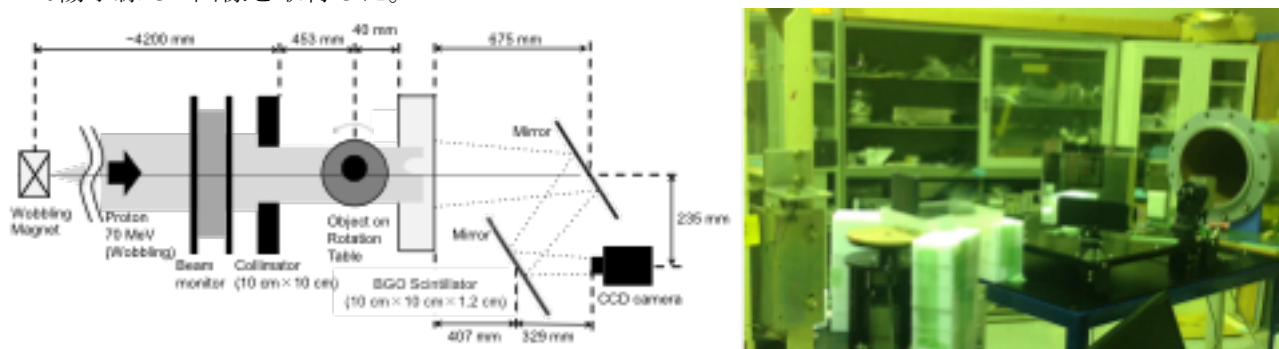


図2：陽子線CT画像取得システムの概念図（左）及びC8コースに設置した陽子線CT画像取得システムの写真（右）。

3. 実験結果

3-1. 標的原子核破碎反応断面積値

基礎研究用 BOLPs より、ポリエチレン、水、酸化カルシウムターゲットごとの activity 分布の計測を行った。特に、今回は水ターゲットに対する実験データを詳細に解析する。

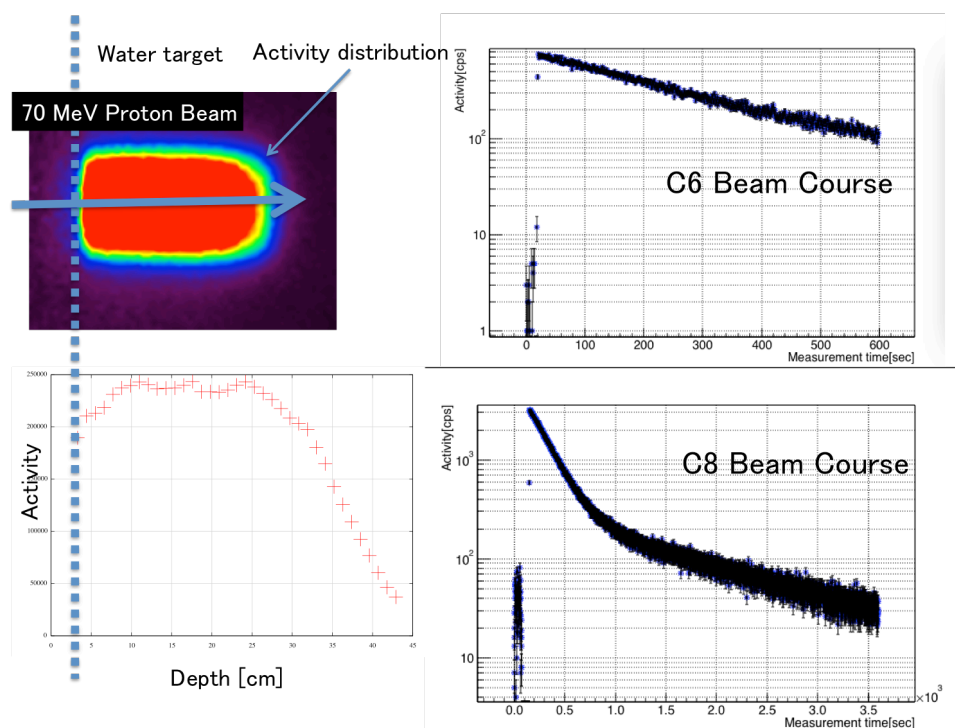


図3：C8 コースでの水ターゲットへの陽子線照射より実測された activity 分布の計測結果（左）及び C8 コース、C6 コースでの実測より得られた activity の計測率結果（右）。

図3左は C8 コースの陽子線照射実験より得られた、水ターゲット中での activity 分布である。図中の activity 分布において、左側から右側が陽子線の進行方向となる。Activity 分布の横方向はそれぞれのタ

ターゲットでの深部位置での activity を示しており、深部位置がゼロ（左端）の位置では 70MeV の陽子線照射による activity 計測の結果に相当し、ターゲットごとの陽子線の阻止能計算に基づくエネルギー減衰によって、それぞれの深部位置での陽子線エネルギーを算出できる。そのため、深部位置が深くなるに連れて低い陽子線エネルギーに対する activity 計測の結果を示していることになる。図 3 右は C8 コースで 1 時間及び C6 コースで 10 分間の実測より得られた activity の計測率結果である。C8 コースでの照射実験では、基礎研究用 BOLPs をビームライン上に設置せずに（beam off Line）、陽子線照射後のターゲットを移動させて基礎研究用 BOLPs で計測する実験系のため、図 3 右の計数率結果では、陽子線照射後 100 秒ほど経過してから計測開始となっていることが判る。それに対して、C6 コースでの照射実験では、基礎研究用 BOLPs をビームライン上に設置しているため、陽子線照射中から継続した計測が実施出来ていることを示している。

陽子線を水ターゲットへ照射した場合、入射陽子核と酸素核の標的原子核破砕反応により、本実験で考慮される生成ポジトロン放出核は ^{15}O 、 ^{13}N 、 ^{11}C となる。半減期が約 2 分の ^{15}O と半減期が約 10 分、約 20 分の ^{13}N 及び ^{11}C の 3 成分から構成される、測定された生成ポジトロン放出核の崩壊曲線、及びビーム深部方向の activity 分布を用いて反応断面積の値を導出した。測定された Activity 分布は近似的に断面積の形状を示しており、これを測定された生成ポジトロン放出核の崩壊曲線を用いて生成核種ごとに分離した深部方向 activity 分布を用いて個々の陽子線エネルギーでの反応断面積の導出を行った。尚、基礎研究用 BOLPs の検出効率は、モンテカルロシミュレーションコード：GEANT4 による計算及び点線源を用いた実測結果より算出した。

^{15}O は半減期約 2 分、 ^{13}N 及び ^{11}C は半減期が約 10 分と 20 分と大きく差があるため ^{15}O 由来の activity の分離が比較的容易であり ^{15}O の断面積を導出した（図 4 左）。更に今回は測定時間を長くし最大で 2 時間の測定も行った。これにより ^{15}O と ^{13}N は減衰しきってしまい計測後半の activity は ^{11}C の activity として扱えるため ^{11}C の断面積も導出した（図 4 右）。

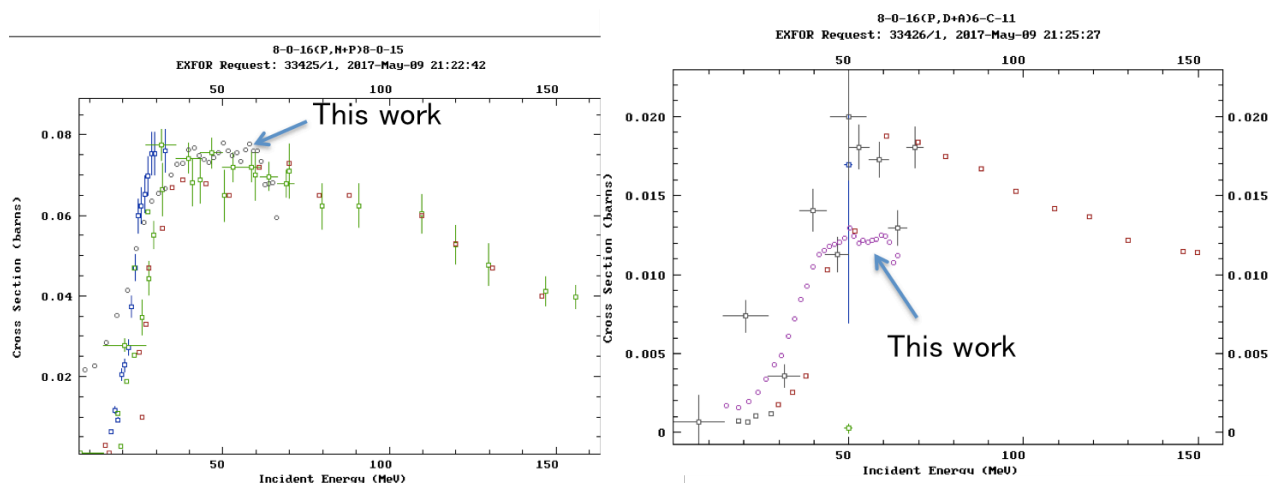


図 4：陽子線エネルギーに対する標的原子核破砕反応断面積値の実験結果。

図 4 は、陽子線照射実験結果によって導出された、陽子線エネルギーに対する標的原子核破砕反応断面積値の実験結果である。NNDC に報告されている。 $^{16}\text{O}(p,pn)^{15}\text{O}$ 反応については NNDC に報告されているデータとよく一致する結果となった。しかし、 $^{16}\text{O}(p,X)^{11}\text{C}$ 反応ではもともとデータ数がすくないためでもあるが 50 MeV 辺りは低い値となった。本測定ではポジトロン放出核の 1 つである ^{14}O も生成されている可能性があるため今後 ^{14}O の生成、影響について検証する必要がある。また、本研究の核種の分離方法では ^{13}N と ^{11}C が精度良く分離はされていないため今後より精度をよくした分離、断面積の導出する必要がある。今回測定した断面積は preliminary な段階であるため、今後より断面積の精度向上を目指す

3-2. 陽子線 CT 画像

図 5 左に示す 2.4 cmφ 円筒形容器に封入した水、エタノール、40%リン酸水素二カリウム水溶液の照射サンプルに対し、陽子線 CT 画像取得システムによる計測された発光量による Protography データを用いた FBP (Filtered Back Projection) 法により画像化し、別に撮影した X 線 CT 値に対する陽子線 CT 画像の画素値を図 5 右に示す。また、比較のため、実際に陽子線治療で用いられている X 線 CT 値水等価長係数変換テーブルを図 5 右に示す。X 線 CT 値水等価長係数変換テーブルとは水において 1.6% の誤差が生じている。

また、空間分解能の評価結果として、得られた複雑形状サンプル（カンガルー）の陽子線 CT 画像を図 6 に示す。プラスチックシンチレータの時と同様にカンガルーの耳や手といった 1 mm 程度構造も確認できた。商用の治療計画用 X 線 CT 画像と比較しても遜色のない空間分解能が得られた。

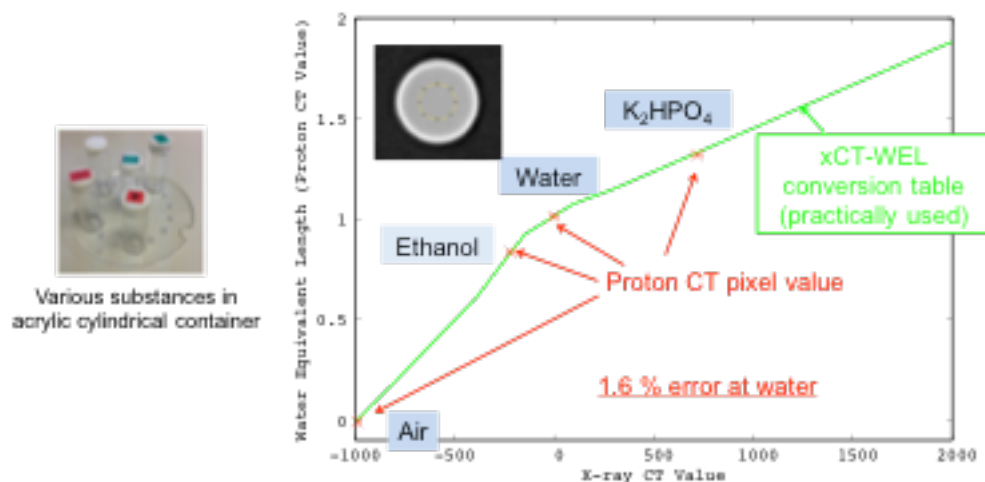


図 5：陽子線 CT 画像用照射サンプル（左）及び 4 種類の物質（空気、水、エタノール、40%リン酸水素二カリウム水溶液）の X 線 CT 値に対する陽子線 CT 値の結果と実際に陽子線治療で用いられている X 線 CT 値水等価長係数変換テーブル（右）。

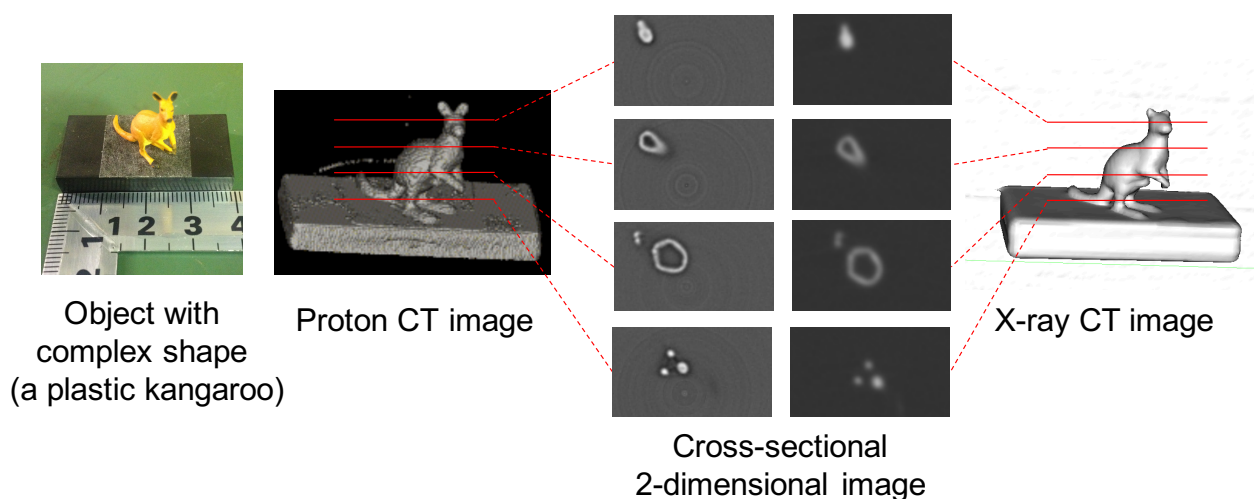


図 6：複雑形状のプラスチックサンプル写真（左）及びその 3 次元と 2 次元の陽子線 CT 画像の結果と商用 X 線 CT 画像の比較（右）

4. まとめ

放医研大型サイクロトロン施設の C6 及び C8 コースの陽子線照射実験により、高精度陽子線治療を実現するための基盤整備として、陽子線照射領域可視化のための陽子線照射による標的原子核破碎反応メカニズムの研究及び患者体内中での陽子線レンジの停止位置精度向上のための陽子線 CT 画像取得システムの開発と画像再構成法の研究を実施することができた。

標的原子核破碎反応メカニズムの解明においては、これまで報告数が少ない ^{11}C の生成反応断面積値の結果を導出することが出来た。陽子線 CT 画像については、構築した陽子線 CT 画像取得システムでの実験を繰り返し行い各種パラメータの最適化を行い、陽子線 CT 画像の精度を向上し、その陽子線 CT 画像の空間分解能の評価を実施することが出来た。

平成 28 年度も引き続き実験を継続することで、2 つの大別されたテーマを主軸とする研究を遂行することで実験データの精度向上を図る予定である。

参考文献

[1] PTCOG data : Patientstatistics-update02Mar2009.pdf

- [2] A. Miyatake, T. Nishio, T. Ogino, "Development of activity pencil beam algorithm using measured distribution data of positron emitter nuclei generated by proton irradiation of targets containing ^{12}C , ^{16}O and ^{40}Ca nuclei in preparation of clinical application," *Med. Phys.* 38(10), 5818-5829 (2011).
- [3] T. Nishio, A. Miyatake, T. Ogino, K. Nakagawa, N. Saijo, H. Esumi, "The development and clinical use of a beam ON-LINE PET system mounted on a rotating gantry port in proton therapy," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 76(1), 277-286 (2010).
- [4] T. Nishio, T. Ogino, K. Nomura, H. Uchida, "Dose-volume delivery guided proton therapy using beam ON-LINE PET system," *Med. Phys.* 33(11), 4190-4197 (2006).
- [5] K. Matsushita, T. Nishio, S. Tanaka, M. Tsuneda, A. Sugiura, K. Ieki, "Measurement of proton-induced target fragmentation cross-section in carbon," *Nucl. Phys. A* 946, 104-116 (2016).
- [6] S. Tanaka, T. Nishio, K. Matsushita, M. Tsuneda, S. Kabuki, M. Uesaka, "Development of proton CT imaging system using plastic scintillator and CCD camera," *Phys. Med. Biol.* 61, 4156-4167 (2016).

固体飛跡検出器中に形成される重イオントラックの構造分析

Modified structure along nuclear tracks in etched track detectors

山内 知也,^A 楠本 多聞,^A 寺下 佳孝,^A 上田 隆裕,^A 上野 琢也,^A 小平 聡^B
Tomoya Yamauchi,^A Tamon Kusumoto,^A Yoshitaka Terashita,^A Takahiro Ueda,^A
Takuya Ueno,^A Satoshi Kodaira^B

^A 神戸大学 大学院 海事科学研究科

^B 量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所 計測・線量評価部
放射線計測技術開発チーム

概要

エッチング型飛跡検出器としては最も高い感度を有する高分子材料であるポリアリルジグリコールカーボネート (PADC) 中に形成されるプロトン及び He イオンのイオントラック構造について赤外線分光法を用いた分析を実施した。照射したプロトンのエネルギーは検出閾値以上であり (20、30、70 MeV)、He イオンのエネルギーも閾値以上であった (12.7、22 MeV/u)。PADC に関しては、HIMAC 共同利用研究として、5.7 MeV プロトンと He から Xe までの重イオン照射後の分析を行っているので、阻止能としては、1.2 から 12,000 keV/μm の範囲をカバーするデータを得た。イオントラック構造の特性を表現するために、三種類の化学的損傷パラメータを用いた。それらは損傷密度 (イオントラックの単位長さあたりの着目する官能基の損失数) と実効的トラックコア半径 (着目する官能基が失われている径方向の広がり)、放射線化学収率 (G 値) である。これらの阻止能依存性に着目すると、PADC 中の放射線感受性の高い部分であるエーテルとカーボネートエステルについては、損傷形成の傾向は重イオンのものと同様であった。一方、CH 基損失の阻止能依存性は、重イオンが示す傾向とは異なり、特に G 値の阻止能依存性については明瞭なステップが確認された。このステップとエッチピット形成の閾値はよく一致しており、エッチピットが形成される分子構造上の条件を知るための手がかりになると期待される。

1. はじめに

ポリアリルジグリコールカーボネート (PADC) は最も高い感度を有するエッチング型飛跡検出器の素材であり、CR-39 という登録商標でよばれることも多い。宇宙放射線計測やラドン計測、中性子線量計測にパッシブ型積算式線量計として実用されている。高い電荷分解能を有するとともに X 線や電子線に対しては、数百 kGy 程度まで、事実上不感であることから、慣性核融合プラズマの診断やレーザー駆動イオン加速実験にも利用されている[1-3]。これらの応用分野からの要請として、より高いエネルギーのプロトンや中性子を検出できる素材開発が望まれている。従来の PADC 中イオントラック構造の研究は 6 MeV/u 以下のエネルギーのプロトンや重イオンを対象に実施されてきており、検出閾値周辺におけるイオントラック構造の変化、特にエッチピットが形成される場合とされない場合のイオントラック内部での構造変化にどのような差異があるのかを明らかにすることを主眼にした分析は行われていなかった[4-7]。そこで検出閾値周辺のエネルギーを有するプロトンや He イオン照射に最適な加速性能を有する大型サイクロトロン (NIRS-930) を利用して照射実験を行った。その目的はエッチピットが形成されないイオントラックの損傷構造を理解し、ピットが形成される損傷構造との差異を明らかにすることである。このような基礎的知見はより高い検出感度 (より低い検出閾値) を有する素材開発につながると期待できる。

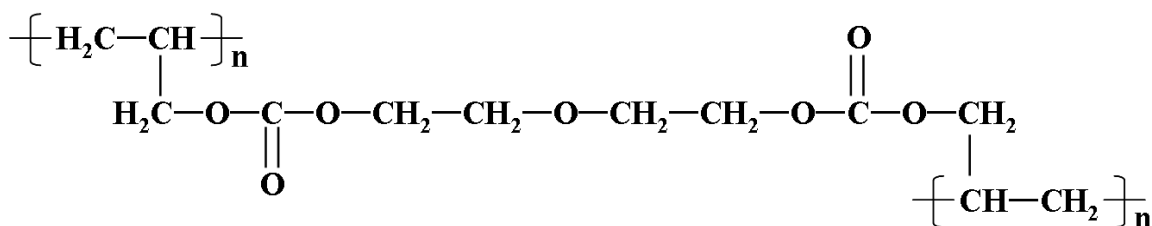


Fig. 1. A repeat unit of PADC.

2. 方法

PADC の繰り返し構造を Fig. 1 に示す。エーテル結合が中央に存在し、その両側のエチレン基を介した対称の位置に二つのカーボネートエステルがある。エーテルの放射線感受性が最も高く、カーボネートエステルがそれに次ぐことが知られていた[4]。カーボネートエステルがイオン照射されると脱

カルボニル反応が進行し二酸化炭素が放出される。繰り返し構造の両端を見るとポリエチレン状の3次元ネットワークが重合反応の結果として生まれており、高分子材料としてはむしろこちらが全体の骨格になっている。ポリエチレン状の部分は比較的放射線耐性のある領域とみなされている。CH は繰り返し構造のなかに18個存在するが、16個はメチレン基であり2個はメチン基である。メチン基はネットワークの三叉路にのみ存在している。

本研究で試料として採用した PADC 薄膜（厚さ 3 μm 以下）は、フクビ化学社製の公称厚さ 100 μm 厚さの BARYOTRAK を出発物質として化学エッチングによって減肉させることで得た。ここまで薄くすると赤外線の吸収が最も強いカーボネートエステルの C=O や C-O-C のピークについても未飽和のスペクトルが得られるので、ランベルト・ベール則に基づいた定量分析が可能となる。分光分析には真空密閉型の FT/IR-6100（日本分光社製）を使用した。試料を真空中で分析するので、空気中の水分や二酸化炭素のスペクトルへの影響は事実上無視できる。ある着目する官能基についてその吸収ピークの吸光度が照射によって A_0 から A に変化した場合に、その比を相対吸光度と呼ぶ（ $= A / A_0$ ）。その官能基の密度が照射によって N_0 から N に変化したとする。照射前後で試料厚さは無変化なので、相対吸光度は着目する官能基の照射前後の密度比に等しい（ $A / A_0 = N / N_0$ ）。したがって、相対吸光度のフルエンス依存性からイオントラック構造に関する化学的損傷パラメータを導くことができる。Fig. 2.には 22 MeV/u の He イオンを照射した場合について、代表的な官能基であるエーテルとカーボネートエステルを構成するカルボニル (C=O)、CH（メチン基及びメチレン基）の相対吸光度をフルエンスの関数として示している。イオントラックの重なりが無視できるフルエンス域では、損傷数はフルエンス F に比例するので、次の実験式を適用することができる：

$$A/A_0 = 1 - \sigma F, \quad (1)$$

ここに σ は、面積の次元を有する実験定数であり、各官能基の相対吸光度に対する最適直線の勾配として決定される。これはイオントラック 1 本あたりの相対吸光度変化なので、放射線化学的には、着目する官能基の除去断面積と見なせる。

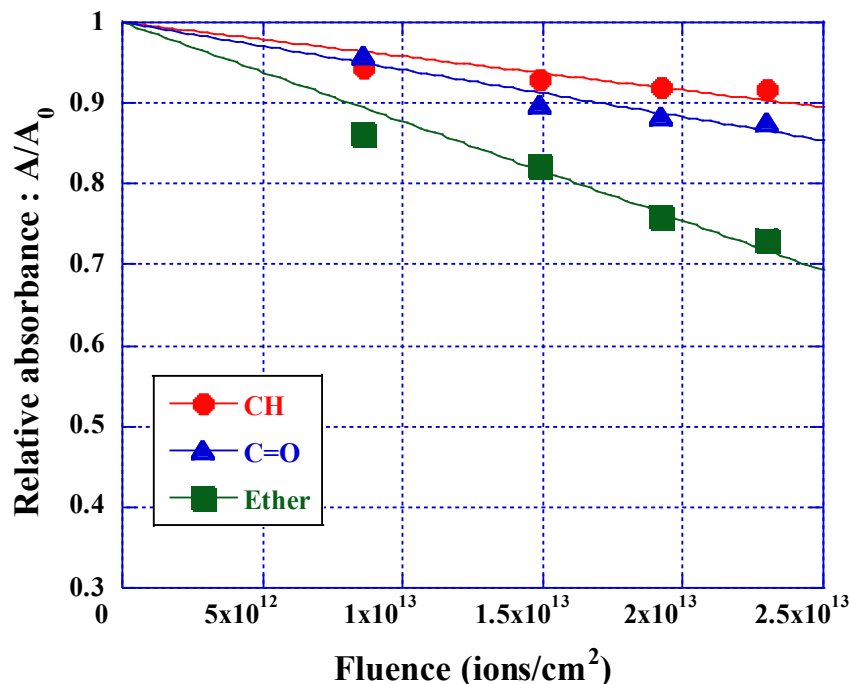


Fig. 2. Reduction behaviors of the relative absorbance of CH, C=O and ether in PADC films exposed to 22 MeV/u He ions.

3. 結果と考察

3-1. 実効的トラックコア半径

エーテル損失の実効的トラックコア半径を阻止能の関数として Fig. 3.に示す。塗りつぶした三角形のシンボル（青色）が本研究での He イオンに対する結果である。塗りつぶした三角形のシンボル（赤色）は本年度に HIMAC を利用して得た結果である。白抜き逆三角形のプロットのうち阻止能が低い方の3点が NIRS-930 を利用した結果であり、阻止能が 10 eV/nm のプロットは HIMAC の結果である。阻止能が同じであれば、He イオンのコア半径がプロトンのそれよりもやや大きくなっている。

また、高阻止能側の白抜きのシンボルが HIMAC 共同利用研究で得られた結果である。重イオンの傾向を見ると、800 eV/nm 付近を境にして阻止能依存性に異なる傾向が見られる。この境界に対応するコア半径は 2 nm 程度であり、PADC の繰り返し構造の長さに相当する。これについてはコア半径内に繰り返し構造を 2 つ以上含むか否かによって損傷形成の効率が変わってくるのでないかとの考察を以前に行った[4]。今回の結果では、エッチピットが形成されるか否かに関わらず、プロトンのコア半径が同じ阻止能依存性を示している点に着目したい。カーボネートエステル損失のトラックコア半径も同様な阻止能依存性を示した[8]。

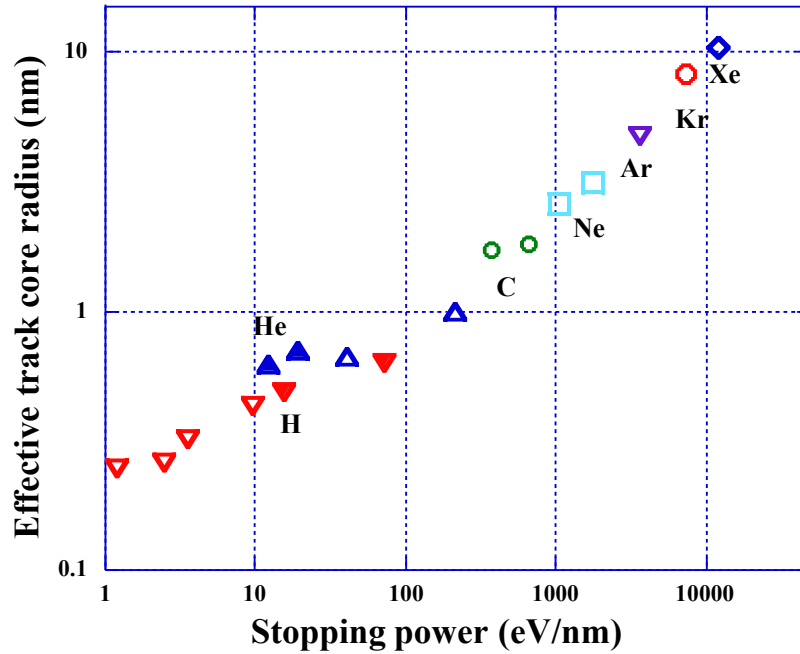


Fig. 3. Effective track core radius for loss of ether bond as a function of the stopping power, solid square symbols are present work, open symbols are previous ones [4,6]. The effective track core radius is about 2 nm at the boundary of the two regions, which corresponded to the length of the repeat unit of PADC [8].

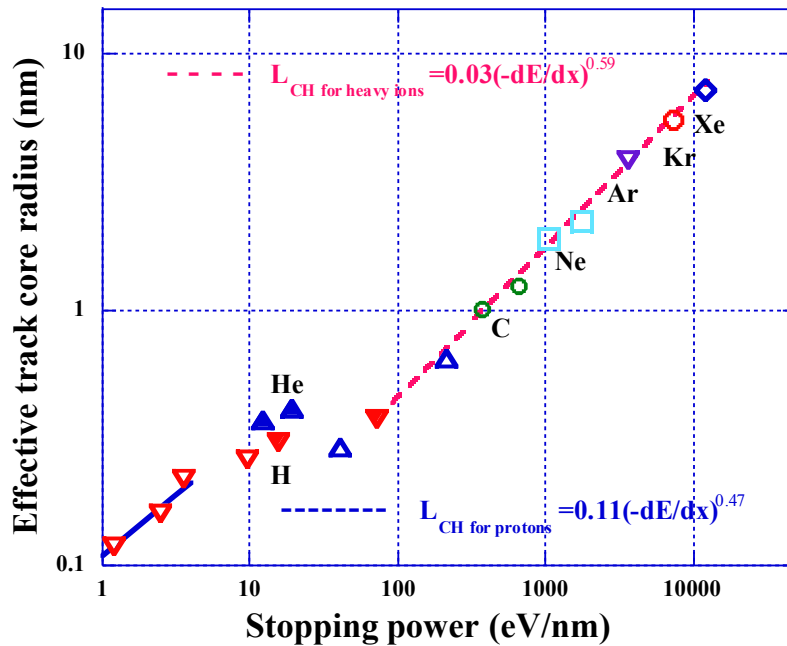


Fig. 4. Effective track core radius for loss of CH groups as a function of the stopping power, solid square symbols are present work, open symbols are previous ones [7]. The arrow is the detection threshold of protons [8].

エーテルとカーボネートエステルは、阻止能の増加とともに連続的にトラックコア半径が増大したが、CH 基の阻止能依存性はそれらとは大きく異なった。Fig. 4.に示すように、プロトンの阻止能依存性と重イオンの阻止能依存性との間に明確なギャップが存在する。5.7 MeV のプロトンの結果もの高エネルギーHe イオンやプロトンの傾向に近い。このギャップは BARYOTRAK のプロトンに対する阻止能上の検出閾値である 17 eV/nm を内に含んでいる[9]。また He イオンに対する検出閾値は 40 eV/nm 程度なので、これもこの特異な領域に含まれている。エッチピットが形成するイオントラックとそうでないトラックの構造上の違いがここに示された。対応するトラックコア半径は 0.3 nm であり、損傷の径方向への広がり、一つの繰り返し構造内に限られていると考えられる。

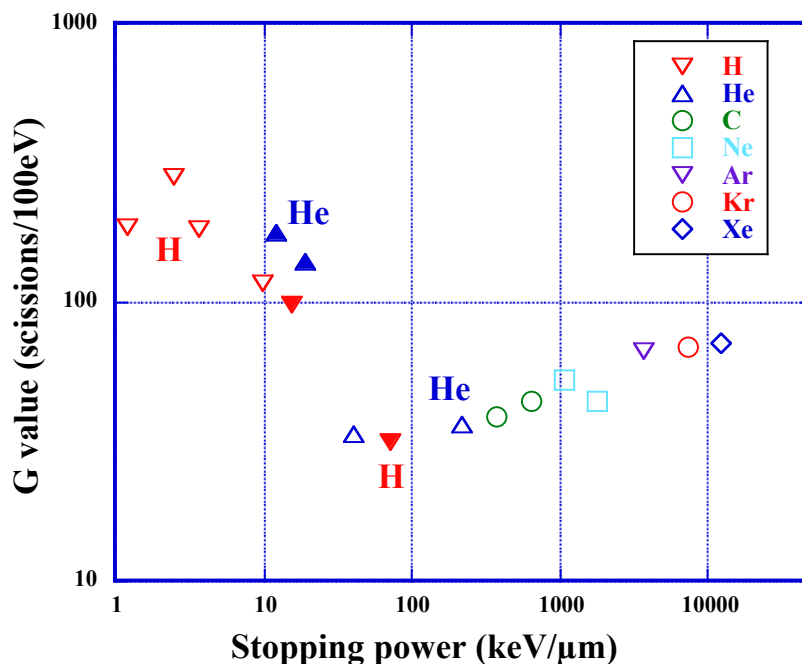


Fig. 5. G value for loss of CH groups as a function of the stopping power.

3-2. 放射線化学収率（G 値）

議論に用いている三種類の化学的損傷パラメータの間には、阻止能を介した、一定の諸関係が成立する[4]。その内の典型的なものとして、G 値に阻止能依存性がない場合、損傷密度は阻止能に比例し、実効的トラックコア半径は阻止能の平方根に比例する。このような関係を意識して Fig. 4.を見ると、最適曲線のべき数がプロトンも重イオンも 0.5 に近く、ほぼ平方根と見なせることが分かる。Fig. 5.に示すように、検出閾値の両側での損傷構造の違いは、G 値と阻止能との関係を見るといっそうはつきりする。先に述べた検出閾値を境にして、そこには明確なステップが確認できる。参考として、ガンマ線照射に対する G 値はプロトンの値と同程度である。G 値には検出域値の前後で 6 倍程度の違いがあり、域値以下では放射線感受性の高い CH 基のみが損傷を受けている。放射線感受性の低い CH 基も損傷を受けることが、エッチピットが形成可能なイオントラックであることの必要条件であるとも表現できるだろう。

以上は現象論であり、放射線感受性の異なる二種類の CH 基が存在することになる。Fig. 1.に示したように、エーテルとカーボネートエステルに挟まれたエチレン基が高感受性のそれに相当すると見られる。そして骨格を成しているポリエチレン状のネットワークが感受性の低いグループの CH 基に相当すると見てよいだろう。プロトンに対するエーテルやカーボネートエステル損失の G 値はガンマ線のそれよりも高くなっている[8]。メチン基の CH は感受性の低い領域にのみ存在するのでメチン基とメチレン基とを弁別して計測するとより詳しい議論が可能になるだろう。分子鎖の切断だけでなく、再結合を考慮した損傷モデルの創出が必要となっていることは LET がより低い電子線照射の結果からも示唆されている[10]。

4. まとめ

最も感度の高い飛跡検出器である PADC 中のエッチピットを形成しない He イオンとプロトンのト

ラック構造を赤外線分光によって評価した。放射線感受性の高いエーテルとカーボネートエステルの損失挙動は、阻止能依存性から判断すると、重イオン照射時に観察されていた傾向の延長線上にあるものであった。一方で、CH 基の損失挙動は検出域値の両側で明確に異なり、G 値に着目すると低阻止能側で6倍以上高い値となった。検出域値以下では放射線感受性の高いグループに属するCH 基のみが損傷を受けていると考えられ、そのグループとは繰り返し構造内のエーテルとカーボネートエステルとの間に挟まれたエチレン基であると考えられる。

謝辞 サイクロトロンの利用に際し多大なご協力をいただいたスタッフの皆様に感謝します。

参考文献

- [1] A.B. Zylstra, J.A. Frenje, F.H. Séguin, M. Gatu Johnson, D.T. Casey, M.J. Rosenberg, C. Waugh, N. Sinenian, M.J.-E. Manuel, C.K. Li, R.D. Petrasso, Y. Kim, H.M. Herrmann: A new model to account for track overlap in CR-39 data, *Nucl. Instrum. Meth. A*, **68** (2012) 184.
- [2] Y. Fukuda, A. Ya. Faenov, M. Tampo, T. A. Pikuz, T. Nakamura, M. Kando, Y. Hayashi, A. Yogo, H. Sasaki, T. Kameshima, A. S. Pirozhkov, K. Ogura, M. Mori, T. Zh. Esirkepov, J. Koga, A. S. Boldarev, V. A. Gasilov, A. I. Magunov, T. Yamauchi, R. Kodama, P. R. Bolton, Y. Kato, T. Tajima, H. Daido, S. V. Bulanovhi : Energy Increase in Multi-MeV Ion Acceleration in the Interaction of a Short Pulse Laser with a Cluster-Gas Target, *Physical Review Letters* **103** (2009) 165002.
- [3] M Kanasaki, S Jinno, H Sakaki, K Kondo, K Oda, T Yamauchi, Y Fukuda: The precise energy spectra measurement of laser-accelerated MeV/n-class high-Z ions and protons using CR-39 detectors, *Plasma Physics and Controlled Fusion* **58** (2016) 35.
- [4] Y. Mori, T. Yamauchi, M. Kanasaki, Y. Maeda, K. Oda, S. Kodaira, H. Kitamura, T. Konishi, N. Yasuda, R. Barillon: Radiation chemical yields for loss of ether and carbonate ester bonds in PADC films exposed to proton and heavy ion beams, *Radiation Measurements*, **46** (2011) 1147.
- [5] Y. Mori, T. Ikeda, T. Yamauchi, A. Sakamoto, H. Chikada, Y. Honda, K. Oda: Radiation chemical yields for loss of carbonate ester bonds in PADC films exposed to gamma ray, *Radiation Measurements*, **44** (2009) 211.
- [6] Y. Mori, T. Yamauchi, M. Kanasaki, A. Hattori, Y. Matai, K. Matsukawa, K. Oda, S. Kodaira, H. Kitamura, T. Konishi, N. Yasuda, S. Tojo, Y. Honda, R. Barillon: Greater Radiation Chemical Yields for Losses of Ether and Carbonate Ester Bonds at Lower Stopping Powers along Heavy Ion Tracks in Poly(Allyl diglycol carbonate) Films , *APPLIED PHYSICS EXPRESS* **5** (2012) 086401.
- [7] T. Kusumoto, Y. Mori, M. Kanasaki, T. Ueno, Y. Kameda, K. Oda, S. Kodaira, H. Kitamura, R. Barillon, T. Yamauchi: Yields of the formation of OH groups and the loss of CH groups along nuclear tracks in PADC films, *Radiation Measurements*, **83** (2015) 59.
- [8] T. Kusumoto, Y. Mori, M. Kanasaki, R. Ikenaga, K. Oda, S. Kodaira, H. Kitamura, R. Barillon, T. Yamauchi: Radiation chemical yields for the losses of typical functional groups in PADC films for high energy protons registered as unetchable tracks, *Radiation Measurements*, **87** (2016) 35.
- [9] N. M. Hassan, Y. Matai, T. Kusumoto, Y. Mori, M. Kanasaki, K. Oda, H. Kitamura, T. Konishi, S. Kodaira, N. Yasuda, T. Yamauchi: On the mechanism of the sensitization of PADC (poly(allyl diglycol carbonate)) track detectors by carbon dioxide treatment, *Radiation Measurements*, **59** (2013) 23.
- [10] T. Kusumoto, Y. Mori, M. Kanasaki, K. Oda, S. Kodaira, Y. Honda, S. Tojo, R. Barillon, T. Yamauchi: Sudden increase of the radiation chemical yield for loss of carbonate ester in PADC detector where the track overlapping of 28 MeV electrons becomes significant, *JPS Conference Proceedings*, ISRD2016, 11(2016) 010001(1-6).

陽子線照射における大気下ならびに低酸素下での細胞致死効果 CELL KILLING OF MAMMALIAN CELLS AFTER EXPOSURE TO LOW-LET PROTON BEAMS UNDER OXIC AND HYPOXIC CONDITIONS

平山亮一^A、小原麻希^A、鵜澤玲子^A、劉翠華^A、中島菜花子^A、諸越幸恵^A、李恵子^A、
長谷川純崇^A、内堀幸夫^B、北村尚^C

Ryoichi Hirayama^A, Maki Obara^A, Akiko Uzawa^A, Cuihua Liu^B, Yukio Uchihori^C, Hisashi
Kitamura^D

A：放射線医学総合研究所 放射線障害治療研究部

B：本部 イノベーションセンター

C：放射線医学総合研究所 計測・線量評価部

概要

サイクロトロンから供給された 70 MeV/n 陽子線を用いて、相同組換え (homologous recombination: HR) 修復欠損細胞である 51D1 細胞の細胞致死における陽子線の間接作用を、ラジカルスカベンジャーを用いて推定し、低酸素下における陽子線の細胞致死機序について放射線化学の観点から明らかにした。

1. 目的

低酸素下で 51D1 細胞に陽子線を照射し、OH ラジカル由来の間接作用が細胞致死にどの程度寄与しているかを明らかにする。

2. 実験方法

チャイニーズハムスター卵巣由来の CHO 細胞を親株に持つ HR 修復欠損細胞である 51D1 細胞を照射 12~18 時間前に、ガラスシャーレ上で培養した。照射 1 時間前に DMSO を加え (濃度は 0.15, 0.2, 0.3, 0.5, 1 M)、低酸素状態に細胞を置換し (<0.24 mmHg O_2)、陽子線 (70 MeV/n) を CHO 細胞に照射した。照射線量は 8, 11, 14 Gy とし、照射後培養細胞をガラスシャーレから回収し、コロニー形成法で細胞の生存率を測定した。各 DMSO 濃度において、保護された細胞生存率を求め、DMSO 濃度と細胞保護率の両逆数から DMSO 濃度無限大時の最大保護率を求めることで、細胞致死への間接作用を見積もることとした[1-4]。

3. 実験結果

3-1. 細胞生存率

51D1 細胞を各 DMSO 濃度で処理後に調べた細胞生存率の線量効果関係を図 1 に示した。DMSO 濃度増加に伴い、OH ラジカルが捕捉され、細胞生存率が上昇することが確認できた。また、高濃度の DMSO では細胞保護効果は飽和状態になっていることも確認できた。

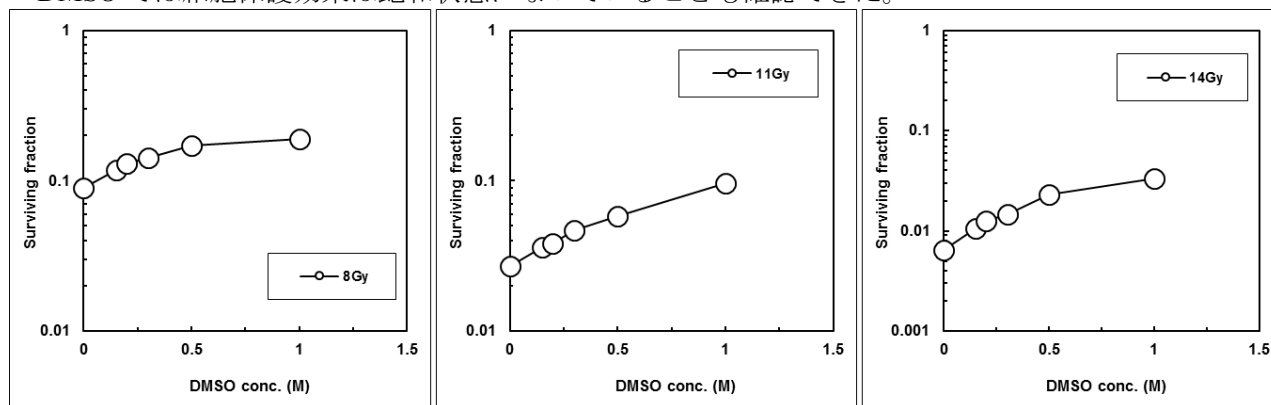


図 1 各 DMSO 濃度における 51D1 細胞の生存率

3-2. 間接作用の寄与率

図 1 から細胞保護率を算出し、各 DMSO における細胞保護率を図 2A に示した。細胞保護率は DMSO 濃度増加に伴い上昇し、高濃度領域では飽和する傾向を示した。任意の線量 3 点の違いは観察されなかったため、線量依存性が無いことを確認できた。また図 2A の両軸の逆数を図 2B に取り直し (両逆数プロット法)、回帰直線の切片の逆数から細胞致死における陽子線の間接作用寄与率を $67 \pm 7\%$ (1/切片 $\times 100\%$) と推定した。

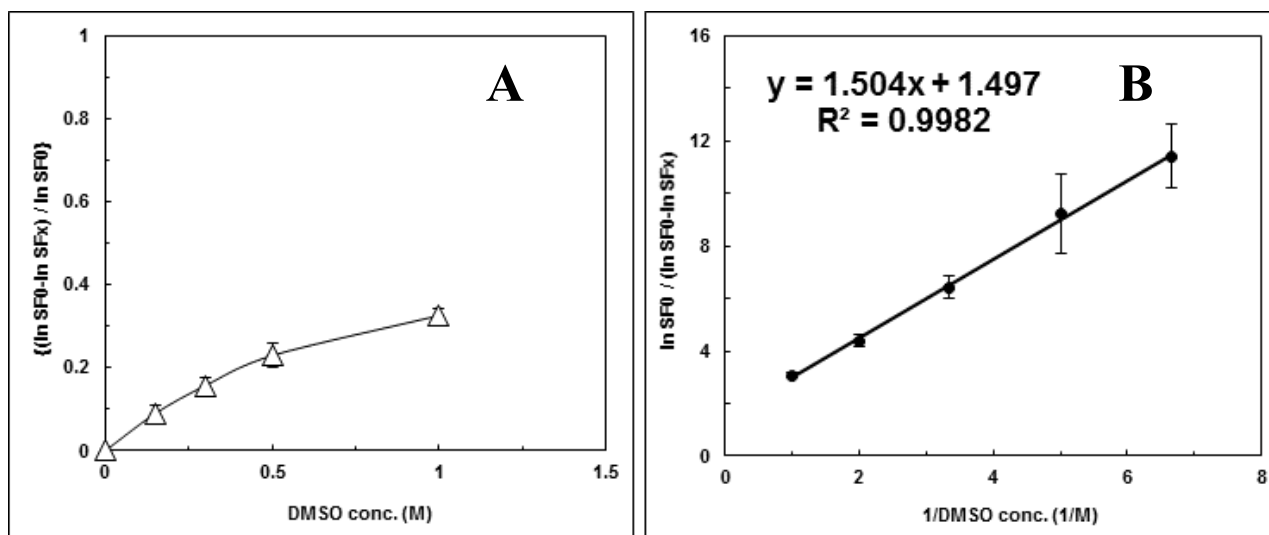


図 2 間接作用の推定 細胞保護率の DMSO 濃度依存性 (A)。両逆数プロット法による直線回帰 (B)。

4. まとめ

51D1 細胞を低酸素下で陽子線照射した場合、細胞致死の約 67%は OH ラジカル由来の間接作用であることがわかった。CHO 細胞では陽子線照射による細胞致死における間接作用の寄与率は約 50%であったため、DNA 損傷修復の一つである HR と間接作用による細胞致死の直接的な関連性は明らかにならなかった。

参考文献

- [1] Atsushi Ito, Hisako Nakano, Yohsuke Kusano, Ryoichi Hirayama, Yoshiya Furusawa, Chieko Murayama, Tomoyuki Mori, Yosuke Katsumura, Kunio Shinohara: Contribution of Indirect Action to Radiation Induced Mammalian Cell Inactivation: Dependence on Photon Energy and Heavy ion LET. Radiation Research, 165, 703-712, 2006.
- [2] Ryoichi Hirayama, Atsushi Ito, Masanori Tomita, Teruyo Tsukada, Fumio Yatagai, Miho Noguchi, Yoshitaka Matsumoto, Yuki Kase, Koichi Ando, Ryuichi Okayasu, Yoshiya Furusawa: Contributions of Direct and Indirect Actions in Cell Killing by High LET Radiations. Radiation Research, 171, 212-218, 2009
- [3] Ryoichi Hirayama, Yoshitaka Matsumoto, Yuki Kase, Miho Noguchi, Koichi Ando, Atsushi Ito, Ryuichi Okayasu, Yoshiya Furusawa: Radioprotection by DMSO in Nitrogen Saturated Mammalian Cells Exposed to Helium Ion Beams. Radiation Physics and Chemistry, 78, 1175-1178, 2009
- [4] Ryoichi Hirayama, Atsushi Ito, Miho Noguchi, Yoshitaka Matsumoto, Akiko Uzawa, Gen Kobashi, Ryuichi Okayasu, Yoshiya Furusawa: OH radicals from the indirect actions of X-rays induce cell lethality and mediate the majority of the oxygen enhancement effect. Radiation Research, 180, 514-523, 2013

4. 研究成果一覽

研究成果一覧

1. 放医研サイクロトロン施設

[プロシーディングス]

- (1) Satoru Hojo, Ken Katagiri, Masao Nakao, Akinori Sugiura, Takashi Wakui, Akira Noda, Koji Noda, “Measurement of beam energy at NIRS-930 cyclotron”, Proceedings of Particle Accelerator Society, Chiba, Japan, 2016, pp. 820.
- (2) Masao Nakao, Satoru Hojo, Ken Katagiri, Akinori Sugiura, Akira Noda, Nobuyuki Miyahara, Takashi Wakui, Koji Noda, Akira Goto, “Simulation study to avoid the beam loss caused by resonance at cyclotron NIRS-930”, Proceedings of Particle Accelerator Society, Chiba, Japan, 2016, pp. 823.
- (3) Akinori Sugiura, Satoru Hojo, Ken Katagiri, Nakao Masao, Akira Noda, Takashi Wakui, Takanori Okada, Yuichi Takahashi, Isamu Aoyama, Hiroshi Ii, Koji Noda, “Status report of NIRS-930 and HM-18 cyclotron at NIRS”, Proceedings of Particle Accelerator Society, Chiba, Japan, 2016, pp. 1321.
- (4) Ken Katagiri, Akira Noda, Kotaro Nagatsu, Takashi Wakui, and Koji Noda, “Optimization of singly charged ion source with 3-D PIC simulation”, Proceedings of Particle Accelerator Society, Chiba, Japan, 2016, pp. 225.

[学会・研究会での口頭発表及びポスター発表]

- (1) 北條 悟, 他, “NIRS-930 サイクロトロンの取り出しエネルギーについて”, 日本加速器学会年会 2016 年 8 月 幕張メッセ 千葉市
- (2) 中尾 政夫, 他, “サイクロトロン NIRS-930 における共鳴によるビームロスを避けるためのシミュレーション研究”, 日本加速器学会年会 2016 年 8 月 幕張メッセ 千葉市
- (3) 杉浦 彰則, 他, “放医研サイクロトロン (NIRS-930, HM-18) の現状報告”, 日本加速器学会年会 2016 年 8 月 幕張メッセ 千葉市
- (4) 片桐 健, 他, “3 次元 PIC 解析による重粒子線治療 ISOL システム用 1 価イオン源の最適化”, 日本加速器学会年会 2016 年 8 月 幕張メッセ 千葉市

2. 核医学研究

2.1. 標識薬剤開発

[原著論文]

- (1) F. Alrumayana, S.M. Okarvia, Kotaro Nagatsu, S. Yanbawia, I. Aljammaza, “Development of a nickel plated aluminum krypton-81m target system”, *Applied Radiation and Isotopes*, 121, 6–11, 2017.
- (2) Can Cui, Masayuki Hanyu, Akiko Hatori, Yiding Zhang, Lin Xie, Tomoyuki Ohya, Masami Fukada, Hisashi Suzuki, Kotaro Nagatsu, Cuiping Jiang, Rui Luo, Guoqiang Shao, Ming-Rong Zhang, FengWang, “Synthesis and Evaluation of [^{64}Cu]PSMA-617 Targeted for Prostate-Specific Membrane Antigen in Prostate Cancer”, *American Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 7, 40–52, 2017.
- (3) F. Szelecsényi, Z. Kovács, Kotaro Nagatsu, Ming-Rong Zhang, Kazutoshi Suzuki, “Production cross sections of radioisotopes from ^3He -particle induced nuclear reactions on natural titanium”, *Applied Radiation and Isotopes*, 119, 94–100, 2017.
- (4) Yufei Ma, Katsushi Kumata, Joji Yui, Yiding Zhang, Tomoteru Yamasaki, Akiko Hatori, Masayuki Fujinaga, Nobuki Nengaki, Lin Xie, Hui Wang, Ming-Rong Zhang, “Synthesis and evaluation of 1-(cyclopropylmethyl)-4-(4-[^{11}C]methoxyphenyl)-piperidin-1-yl-2-oxo-1,2-dihydropyridine-3-carbonitrile ([^{11}C]CMDC) for PET imaging of metabotropic glutamate receptor 2 in the rat brain”, *Bioorganic & Medicinal Chemistry*, 25, 1014–1021, 2017.
- (5) Kazunori Kawamura, Yoko Shimoda, Joji Yui, Yiding Zhang, Tomoteru Yamasaki, Hidekatsu Wakizaka, Akiko Hatori, Lin Xie, Katsushi Kumata, Masayuki Fujinaga, Masanao Ogawa, Yusuke Kurihara, Nobuki Nengaki, Ming-Rong Zhang, “A useful PET probe [^{11}C]BU99008 with ultra-high specific radioactivity for small animal PET imaging of I2-imidazoline receptors in the hypothalamus”, *Nuclear Medicine and Biology*, 45, 1–7, 2017.
- (6) Tomoyuki Ohya, Kotaro Nagatsu, Hisashi Suzuki, Masami Fukada, Katsuyuki Minegishi, Masayuki Hanyu, Toshimitsu Fukumura, Ming-Rong Zhang, “Efficient preparation of high-quality ^{64}Cu for routine use”, *Nuclear Medicine and Biology*, 43, 685–691, 2016
- (7) Masayuki Hanyu, Kazunori Kawamura, Makoto Takei, Kenji Furutsuka, Satoshi Shiomi, Tomoya Fujishiro, Masanao Ogawa, Nobuki Nengaki, Hiroki Hashimoto,

- Toshimitsu Fukumura, Ming-Rong Zhang, “Radiosynthesis and quality control of [^{11}C]TASP457 as a clinically useful PET ligand for imaging of histamine H3 receptors in human brain”, *Nuclear Medicine and Biology*, 43, 679–684, 2016.
- (8) Kenji Ishibashi, Yoshiharu Miura, Kinya Ishikawa, Ming-Rong Zhang, Jun Toyohara, Kiichi Ishiwata, Kenji Ishii, “Relationship between type 1 metabotropic glutamate receptors and cerebellar ataxia”, *Journal of Neurology*, 263, 2179–2187, 2016.
 - (9) Katsuyuki Minegishi, Kotaro Nagatsu, Masami Fukada, Hisashi Suzuki, Tomoyuki Ohya, Ming-Rong Zhang, “Production of scandium-43 and -47 from a powdery calcium oxide target via the $^{nat/44}\text{Ca}(\alpha, x)$ -channel, *Applied Radiation and Isotopes*”, 116, 8–12, 2016.
 - (10) Yoko Shimoda, Tomoteru Yamasaki, Masayuki Fujinaga, Masanao Ogawa, Yusuke Kurihara, Nobuki Nengaki, Katsushi Kumata, Joji Yui, Akiko Hatori, Lin Xie, Yiding Zhang, Kazunori Kawamura, Ming-Rong Zhang, “Synthesis and Evaluation of Novel Radioligands Based on 3-[5-(Pyridin-2-yl)-2H-tetrazol-2-yl]benzonitrile for Positron Emission Tomography Imaging of Metabotropic Glutamate Receptor Subtype 5”, *Journal of Medicinal Chemistry*, 59, 3980–3990, 2016.
 - (11) Lu Wang, Wakana Mori, Ran Cheng, Joji Yui, Akiko Hatori, Longle Ma, Yiding Zhang, Benjamin H. Rotstein, Masayuki Fujinaga, Yoko Shimoda, Tomoteru Yamasaki, Lin Xie, Yuji Nagai, Takafumi Minamimoto, Makoto Higuchi, Neil Vasdev, Ming-Rong Zhang, Steven H. Liang, “Synthesis and Preclinical Evaluation of Sulfonamido-based [^{11}C -Carbonyl]-Carbamates and Ureas for Imaging Monoacylglycerol Lipase, *Theranostics*”, 6, 1145–1159, 2016.
 - (12) Kazunori Kawamura, Katsushi Kumata, Makoto Takei, Kenji Furutsuka, Hiroki Hashimoto, Takehito Ito, Satoshi Shiomi, Tomoya Fujishiro, Ryuji Watanabe, Nobuyuki Igarashi, Masatoshi Muto, Tomoteru Yamasaki, Joji Yui, Lin Xie, Akiko Hatori, Yiding Zhang, Kazuyoshi Nemoto, Yasuhisa Fujibayashi, Ming-Rong Zhang, “Efficient radiosynthesis and non-clinical safety tests of the TSPO radioprobe [^{18}F]FEDAC: Prerequisites for clinical application”, *Nuclear Medicine and Biology*, 43, 445–453, 2016.
 - (13) Tatsuya Kikuchi, Toshimitsu Okamura, Maki Okada, Masanao Ogawa, Chie Suzuki, Hidekatsu Wakizaka, Joji Yui, Toshimitsu Fukumura, Antony D Gee, Ming-Rong Zhang, “Benzyl [^{11}C]Hippurate as an Agent for Measuring the Activities of Organic Anion Transporter 3 in the Brain and Multidrug Resistance-Associated Protein 4 in the Heart of Mice”, *Journal of Medicinal Chemistry*, 59, 5847–5856, 2016.

[学会・研究会での口頭発表及びポスター発表]

- (1) 山崎 友照, 由井 譲二, 藤永 雅之, 脇坂 秀克, 森 若菜, 下田 陽子, 栗原 雄祐, 張 明栄, “てんかんモデルラットにおける代謝型グルタミン酸受容体 1 を標的とした PET イメージング”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-05
- (2) 河村 和紀, 下田 陽子, 山崎 友照, 由井 譲二, 張 一鼎, 脇坂 秀克, 羽鳥 晶子, 謝 琳, 武井 誠, 張 明栄, “肥満ラットでの脳 PET 定量測定によるイミダゾリン I2 受容体及びセロトニントランスポーター結合の増加”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-05
- (3) 峯岸 克行, 永津 弘太郎, 張 明栄, “酸化バリウム (^{nat}BaO) をターゲットとしたランタン 135 の製造法検討”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-03
- (4) 永津 弘太郎, 峯岸 克行, 石岡 典子, 大島 康宏, 渡辺 茂樹, 脇 厚生, “ ^{211}At -MABG の遠隔製造に関する検討”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-03
- (5) 武井 誠, 河村 和紀, 橋本 裕輝, 狩谷 香, 脇 厚生, 張 明栄, “学会 GMP に対応した無菌アイソレーターを用いた ^{11}C 標識薬剤製造”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-03
- (6) 謝 琳, 熊田 勝志, 念垣 信樹, 大久保 崇之, 由井 譲二, 張 一鼎, 羽鳥 晶子, 張 明栄, “ ^{11}C -L と D-1MTrp による免疫チェックポイント阻害薬 1 メチルトリプトファンの体内動態の比較”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-03
- (7) 藤永 雅之, 謝 琳, 張 一鼎, 山崎 友照, 羽鳥 晶子, 熊田 勝志, 張 明栄, “腫瘍に発現する代謝型グルタミン酸受容体 1 型を標的とする内用療法放射性プローブの開発”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-03
- (8) 藤永 雅之, 山崎 友照, 森 若菜, 謝 琳, 念垣 信樹, 羽鳥 晶子, 熊田 勝志, 張 明栄, “三環系チアゾロピラゾール骨格を有する新規代謝型グルタミン酸受容体 4 の新規イメージング剤開発と評価”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-03
- (9) 謝 琳, 熊田 勝志, 念垣 信樹, 大久保 崇之, 由井 譲二, 張 一鼎, 羽鳥 晶子, 張 明栄, “ ^{11}C -L と D-1MTrp による免疫チェックポイント阻害薬 1 メチルトリプトファンの体内動態の比較”, 第 16 回放射性医薬品・画像診断薬研究会, 京都, 2016-10-01
- (10) 永津 弘太郎, “核医学診断・治療に資する放射性核種製造技術の確立に向けた試み”, 平成 28 年度 QST 研究交流会, 高崎市, 2016-12-07
- (11) 謝 琳, 熊田 勝志, 念垣 信樹, 大久保 崇之, 由井 譲二, 張 一鼎, 羽鳥 晶子, 坂本 慶充, 東 梨佳子, 張 明栄, “免疫チェックポイント分子 IDO1 を標的とする PET 腫瘍イメージング剤の開発”, 平成 28 年度ダイバシティ研究環境促進コンソーシアム共同シンポジウム, 東邦大学, 2016-12-03
- (12) 古塚 賢士, 河村 和紀, 橋本 裕輝, 狩谷 香, 念垣 信樹, 張 明栄, “学会 GMP に対応できるコロナ荷電化粒子検出器を用いた [^{11}C] コリンの比放射能測定”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-04

- (13) 下田 陽子, 山崎 友照, 藤永 雅之, 熊田 勝志, 森 若菜, 羽鳥 晶子, 謝 琳, 栗原 雄祐, 脇坂 秀克, 張 明榮, “カンナビノイド受容体 1 を標的とした褐色脂肪組織イメージングのための新規 PET プローブの開発”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-04
- (14) 森 若菜, 小川 政直, 栗原 雄祐, 羽鳥 晶子, 張 一鼎, 由井 譲二, 藤永 雅之, 山崎 友照, 張 明榮, “モノアシルグリセロールリパーゼをターゲットとする新規 PET イメージング剤の合成と評価”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-04
- (15) 鈴木 寿, 深田 正美, 永津 弘太郎, 大矢 智幸, 峯岸 克行, 張 明榮, “移動式放射性核種製造用照射装置の開発”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-04
- (16) 羽鳥 晶子, 藤永 雅之, 森 若菜, 念垣 信樹, 栗原 雄祐, 山崎 友照, 張 一鼎, 脇坂 秀克, 張 明榮, “褐色脂肪における Monoacylglycerol lipase を標的とした PET プローブの開発”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-04
- (17) 橋本 裕輝, 狩谷 香, 古塚 賢士, 河村 和紀, 脇 厚生, 張 明榮, “新規電気化学検出器による $[^{18}\text{F}]\text{FDG}$ 注射液の受託分析”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-04
- (18) 熊田 勝志, 念垣 信樹, 大久保 崇之, 山崎 友照, 張 一鼎, 羽鳥 晶子, 藤永 雅之, 張 明榮, “代謝型グルタミン酸 2 型受容体選択的 PET リガンドの合成と評価”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-04
- (19) 岡村 敏充, 岡田 真希, 脇坂 秀克, 菊池 達矢, 張 明榮, “アポシニンの脳内動態の評価および代謝物分析”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-04
- (20) Tomoteru Yamasaki, Joji Yui, Masayuki Fujinaga, Yoko Shimoda, Wakana Mori, Yusuke Kurihara, Hidekatsu Wakizaka, Ming-Rong Zhang, “PET imaging with $[^{11}\text{C}]\text{ITDM}$, a selective radioligand for metabotropic glutamate receptor subtype 1 (mGluR1), in pilocarpine-induced epileptic rat brain, EANM 2016 Annual Congress, Barcelona International Convention Centre”, 2016-10-18
- (21) Yoko Shimoda, Tomoteru Yamasaki, Masayuki Fujinaga, Joji Yui, Akiko Hatori, Yiding Zhang, Kazunori Kawamura, Ming-Rong Zhang, “Development of a new radiotracer ($^{11}\text{C}\text{-MPTB}$) for imaging of metabotropic glutamate receptor subtype 5 in brain”, SNMMI 2016 Annual Meeting, San Diego, California, 2016-06-12
- (22) 永津 弘太郎, “An attempt to practical application of ^{211}At -labelled compound, MABG”, 第 3 回核医学治療国際シンポジウム, 福島県立医科大学ふくしま国際医療科学センター, 2017-02-11
- (23) 張 明榮, “State-of-the art of molecular probe for the diagnosis of dementia, 2016 Asian-Pacific Conference of Tumor Biology and Medicine”, 南京, 2016-11-26
- (24) 永津 弘太郎, “診断・治療用途に用いる放射性核種の製造”, 第 24 回放射線・放射能・中性子計測クラブ研究会, 東京 (八重洲ホール), 2016-11-22
- (25) Ming-Rong Zhang, “Development of New Radiolabeling Techniques and Useful

- Radioprobes”, 第 18 回北東アジアシンポジウム, Zhejiang, China, 2016-11-11
- (26) 永津 弘太郎, “シンポジウム (薬剤) 次世代の核医学イメージング剤 希少核種の容易な製造に関する試み”, 第 56 回日本核医学会学術総会, 名古屋, 2016-11-04
- (27) 張 明栄, “Development and usefulness of PET Imaging Probe for Check-point in Tumor”, 「PET/CT 及び PET/MRI による腫瘍治療効果の評価と予測」シンポジウム, 上海市, 2016-09-10
- (28) Kotaro Nagatsu, Yasuhisa Fujibayashi, Ming-Rong Zhang, Tomoyuki Ohya, “Development of the production methods for emerging radionuclides applicable to the theranostical basic research”, the 1st Research Coordination Meeting on Therapeutic Radiopharmaceuticals Labelled with New Emerging Radionuclides, IAEA, 2016-09-06
- (29) 永津 弘太郎, “診断・治療用途に用いる放射性核種の製造”, 平成 28 年度放射線基礎セミナー, 東京大学, 2016-07-09
- (30) 永津 弘太郎, “腫瘍診断・放射線治療に有用な放射性核種の製造—実践と課題—”, 第 53 回腫瘍・免疫核医学研究会, 大阪国際交流センター, 2016-04-23

[その他 (特許, 解説, 単行本等)]

- (1) 張 明栄, “PET プローブ設計の現状”, Clinical Neuroscience, 2016-05
- (2) 永津 弘太郎, “診断・治療に用いる放射性核種の製造”, 放射線, 2016-06
- (3) Ming-Rong Zhang, “PET Radiotracers for Tumor Imaging”, Personalized Pathway-Activated Systems Imaging in Oncology, 2017-03
- (4) Makoto Higuchi, Tetsuya Suhara, Masahiro Maruyama, Ming-Rong Zhang, Hitoshi Shimada, “Novel Compound for Imaging Tau Protein Accumulated in The Brain”, (欧州特許登録) 特許番号: EP2767532 B1, 2016-07-13.

2.2. 脳機能イメージング研究

[原著論文]

- (1) Sho Moriguchi, Yasuyuki Kimura, Masanori Ichise, Ryosuke Arakawa, Harumasa Takano, Chie Seki, Yoko Ikoma, Keisuke Takahata, Tomohisa Nagashima, Makiko Yamada, Masaru Mimura, Tetsuya Suhara, “PET quantification of the norepinephrine transporter in human brain with (S,S)- ^{18}F -FMeNER-D2”, Journal of nuclear medicine : official publication, Society of Nuclear Medicine, (58), 1140–1145, 2017-07.
- (2) Hitoshi Shimada, Soichiro Kitamura, Hitoshi Shinoto, Hironobu Endo, Fumitoshi Niwa, Shigeki Hirano, Ming-Rong Zhang, Tetsuya Suhara, Makoto Higuchi,

- Yasuyuki Kimura, Satoshi Kuwabara, “Association between A β and tau accumulations and their influence on clinical features in aging and Alzheimer’s disease spectrum brains: A [^{11}C]PBB3-PET study”, *Alzheimers Dement (Amst)*, 6, 11–20, 2017-01.
- (3) Iwao Kanno, Chie Seki, Hiroyuki Takuwa, Zhao-Hui Jin, DiCdir Boturyn, Pascal Dumy, Takako Furukawa, Tsuneo Saga, Hiroshi Ito, Kazuto Masamoto, “Positron emission tomography of cerebral angiogenesis and TSPO expression in a mouse model of chronic hypoxia”, *Journal of cerebral blood flow and metabolism : official journal of the International Society of Cerebral Blood Flow and Metabolism*, 271678X16689800, 2017-01.
 - (4) Hiroshi Ito, Yoko Ikoma, Chie Seki, Yasuyuki Kimura, Hiroshi Kawaguchi, Hiroyuki Takuwa, Masanori Ichise, Tetsuya Suhara, Iwao Kanno, “Visual evaluation of kinetic characteristics of PET probe for neuroreceptors using a two-phase graphic plot analysis”, *Annals of Nuclear Medicine*, 31(4), 273–282, 2017-05.
 - (5) Yuma Arakawa, YingHwey Nai, Miho Shidahara, Shozo Furumoto, Chie Seki, Nobuyuki Okamura, Manabu Tashiro, Yukitsuka Kudo, Kazuhiko Yanai, Kohsuke Gonda, Hiroshi Watabe, “Prediction of the clinical standardized uptake value ratio in amyloid PET imaging using a biomathematical modeling approach towards the efficient development of a radioligand”, *Journal of nuclear medicine : official publication, Society of Nuclear Medicine*, 2017-01.
 - (6) Maiko Ono, Naruhiko Sahara, Katsushi Kumata, Bin Ji, Ruiqing Ni, Shunsuke Koga, Dennis W Dickson, John Q Trojanowski, Virginia M-Y Lee, Mari Yoshida, Isao Hozumi, Yasumasa Yoshiyama, John C van Swieten, Agneta Nordberg, Tetsuya Suhara, Ming-Rong Zhang, Makoto Higuchi, “Distinct binding of PET ligands PBB3 and AV-1451 to tau fibril strains in neurodegenerative tauopathies”, *Brain : A journal of neurology*, 140(3), 764–780, 2017-03.
 - (7) Yuji Nagai, Erika Kikuchi, Walter Lerchner, Ken-ichi Inoue, Bin Ji, Mark A.G. Eldridge, Hiroyuki Kaneko, Yasuyuki Kimura, Arata Oh-Nishi, Yukiko Hori, Yoko Kato, Toshiyuki Hirabayashi, Atsushi Fujimoto, Katsushi Kumata, Ming-Rong Zhang, Ichio Aoki, Tetsuya Suhara, Makoto Higuchi, Masahiko Takada, Barry J. Richmond, Takafumi Minamimoto, “PET imaging-guided chemogenetic silencing reveals a critical role of primate rostromedial caudate in reward evaluation”, *Nature Communications*, 7, 13605-1–13605-8, 2016-12.
 - (8) BIN JI, Hiroyuki Kaneko, Takafumi Minamimoto, Haruhisa Inoue, Hiroki Takeuchi, Katsushi Kumata, Ming-Rong Zhang, Ichio Aoki, Chie Seki, Maiko Ono, Masaki Tokunaga, Satoshi Tsukamoto, Koji Tanabe, Ryong-Moon Shin, Takeharu Minamihisamatsu, Seiji Kito, Barry J. Richmond, Tetsuya Suhara,

- Makoto Higuchi, “Multimodal Imaging for DREADD-expressing Neurons in Living Brain and Their Application to Implantation of iPSC-derived Neural Progenitors”, *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 36(45), 11544–11558, 2016-11.
- (9) Yasuyuki Kimura, Jun Maeda, Makiko Yamada, Keisuke Takahata, Keita Yokokawa, Yoko Ikoma, Chie Seki, Hiroshi Ito, Makoto Higuchi, Tetsuya Suhara, “Measurement of psychological state changes at low dopamine transporter occupancy following a clinical dose of mazindol”, *Psychopharmacology*, 234(3), 323–328, 2017-02.
 - (10) Keisuke Matsubara, Masanobu Ibaraki, Hitoshi Shimada, Yoko Ikoma, Tetsuya Suhara, Toshibumi Kinoshita, Hiroshi Ito, “Impact of spillover from white matter by partial volume effect on quantification of amyloid deposition with [(11)C]PiB PET”, *NeuroImage*, 143, 316–324, 2016-12.
 - (11) Hiroshi Kawaguchi, Hitoshi Shimada, Fumitoshi Kodaka, Masayuki Suzuki, Hitoshi Shinotoh, Shigeki Hirano, Jeff Kershaw, Yuichi Inoue, Masaki Nakamura, Taeko Sasai, Mina Kobayashi, Tetsuya Suhara, Hiroshi Ito, “Principal Component Analysis of Multimodal Neuromelanin MRI and Dopamine Transporter PET Data Provides a Specific Metric for the Nigral Dopaminergic Neuronal Density”, *PloS one*, 11(3), e0151191-1–e0151191-13, 2016-03.
 - (12) Enza Lacivita, Madia Letizia Stama, Jun Maeda, Masayuki Fujinaga, Akiko Hatori, Ming-Rong Zhang, Nicola A Colabufo, Roberto Perrone, Makoto Higuchi, Tetsuya Suhara, Marcello Leopoldo, “Radiosynthesis and in vivo Evaluation of Carbon-11 (2S)-3-(1H-Indol-3-yl)-2-[(4-methoxyphenyl)carbamoyl]amino-N-[1-(5-methoxypyridin-2-yl)cyclohexyl]methylpropanamide: An Attempt to Visualize Brain Formyl Peptide Receptors in Mouse Models of Neuroinflammation”, *Chemistry & biodiversity*, 13(7), 875–883, 2016-07.
 - (13) Anna Barron, Masaki Tokunaga, Ming-Rong Zhang, Bin Ji, Tetsuya Suhara, Makoto Higuchi, “Assessment of neuroinflammation in a mouse model of obesity and β -amyloidosis using PET”, *Journal of neuroinflammation*, 13(1), 221-1–221-14, 2016-08.
 - (14) Makoto Higuchi, Bin Ji, Jun Maeda, Naruhiko Sahara, Tetsuya Suhara, “In vivo imaging of neuroinflammation in Alzheimer’s disease”, *Clinical and Experimental Neuroimmunology*, 7(2), 139–144, 2016-05.
 - (15) Kayoko Kanamitsu, Ryosuke Arakawa, Yuichi Sugiyama, Tetsuya Suhara, Hiroyuki Kusahara, “Prediction of CNS occupancy of dopamine D2 receptor based on systemic exposure and in vitro experiments”, *Drug Metabolism and Pharmacokinetics*, 31(6), 395–404, 2016-12.

- (16) Kazumi Koga, Mitsukane Yoshinaga, Yoshikatsu Uematsu, Yuji Nagai, Naoki Miyakoshi, Yoko Shimoda, Masayuki Fujinaga, Takafumi Minamimoto, Ming-Rong Zhang, Makoto Higuchi, Norikazu Ohtake, Tetsuya Suhara, Shigeyuki Chaki, “TASP0434299: A novel pyridopyrimidin-4-one derivative as a radioligand for vasopressin V1B receptor”, *Journal of Pharmacology and Experimental Therapeutics*, 357(3), 495–508, 2016-06.

[プロシーディングス]

- (1) Masanori Ichise, Yasuyuki Kimura, Hitoshi Shimada, Makoto Higuchi, Tetsuya Suhara, “PET Quantification in Molecular Brain Imaging Taking into Account the Contribution of the Radiometabolite Entering the Brain”, *Perspectives on Nuclear Medicine for Molecular Diagnosis and Integrated Therapy*, 219–228, 2016-04.

[学会・研究会での口頭発表及びポスター発表]

- (1) 木村 泰之, 遠藤 浩信, 市瀬 正則, 島田 斉, 関 千江, 生駒 洋子, 篠遠 仁, 樋口 真人, 張 明榮, 須原 哲也, “New method of quantification of tau pathology with ^{11}C -PBB3 PET using reference tissue extracted from cerebral cortical gray matter, Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Annual Meeting 2016, Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging”, 2016-06-14.
- (2) Ying-Hwey Nai, 志田原 美保, 関 千江, Hiroshi Watabe, “Screening of 31 Amyloid PET Radioligands with Clinical Usefulness Criterion by Biomathematical Modelling Approach using in-silico data”, 11th International Symposium on Functional NeuroReceptor Mapping of the Living Brain., Martinos Center for Biomedical Imaging, 2016-07-15.
- (3) Ying-Hwey Nai, 志田原 美保, 関 千江, Hiroshi watabe, “Biomathematical Modelling Approach Using In-Silico Data to Predict Clinical SUVR in Amyloid PET Imaging”, 11th International Symposium on Functional NeuroReceptor Mapping of the Living Brain, Ciprian Catana, PhD, Martinos Center for Biomedical Imaging, 2016-07-14.
- (4) Tetsuya Suhara, “Strategies for Utilizing Neuroimaging Biomarkers in CNS Drug Discovery and Development”, The 18th Northeastern Asian Symposium on Molecular Imaging-based Precision Medicine, 日本学術振興会 (JSPS), 韓国研究財団 (NRF), 中国国家自然科学基金委員会 (NSFC), 2016-11-12 (招待発表).
- (5) 須原 哲也, “精神・神経疾患の病態評価と治療評価”, 第20回愛媛脳SPECT・PET研究会, 愛媛脳SPECT・PET研究会, 2016-10-28 (招待発表).
- (6) 須原 哲也, “中枢薬創薬の成功確率向上に向けたイメージングバイオマーカーの利用指針”, 日本薬物動態学会創立30周年記念シンポジウム, 日本薬物動態学会,

2016-10-13 (招待発表).

- (7) 樋口 真人, “認知症タウイメージングの進歩”, 第2回東西合同脳神経外科認知症研究会, 東西合同脳神経外科認知症研究会, 2016-04-09 (招待発表).
- (8) 須原 哲也, “脳内内在性および導入タンパクイメージングの意義 最先端イメージング研究の創薬への活用”, 第90回日本薬理学会年会, 日本薬理学会, 2017-03-17 (講演).
- (9) 須原 哲也, “精神機能の脳内メカニズム”, New Horizon for Neurosciences 「ここまでわかった精神疾患の画像」, New Horizon for Neurosciences, 2016-12-03 (講演).
- (10) 須原 哲也, “SPECT and PET in Psychiatry”, Workshop: Nuclear Medicine Techniques in Neurological Diseases: Emphasis on Oncology and Neurology (ICNMP-PA), IAEA, 2016-05-27 (講演).
- (11) 須原 哲也, “脳と心のイメージング”, 放医研 一般公開, 放射線医学総合研究所, 2016-04-24 (講演).

[学位論文]

- (1) Sho Moriguchi, Makiko Yamada, Harumasa Takano, Tomohisa Nagashima, Keisuke Takahata, Keita Yokokawa, Takehito Ito, Tatsuya Ishii, Yasuyuki Kimura, Ming-Rong Zhang, Masaru Mimura, Tetsuya Suhara, “Norepinephrine Transporter in Major Depressive Disorder: A PET Study”, The American journal of psychiatry, 174(1), 36–41, 2017-01 (2017年3月, 慶応義塾大学大学院医学研究科医学研究系専攻 博士(医学)論文).

[その他 (特許, 解説, 単行本等)]

- (1) 須原 哲也, “人のこころはどこまで画像化できるのか”, 化学と教育, 65(1), 32–33, 2017-01
- (2) 久保田 学, 須原 哲也, 山田 真希子, “統合失調症のベストプラクティス”, 「3. 分子神経イメージング」, 精神科治療学, 31(増刊), 36–39, 2016-10.
- (3) Tetsuya Suhara, “Strategies for utilizing neuroimaging biomarkers in CNS drug discovery and development”, International Journal of Neuropsychopharmacology.
- (4) 季 斌, 樋口 真人, 須原 哲也, “神経炎症イメージング用放射標識リガンドの開発の現状と展望”, 老年精神医学雑誌, 27(9), 977–983, 2016-09.
- (5) Tetsuya Suhara, “Neuroimaging in psychiatry: Current methods and future direction”, Psychiatry and clinical neurosciences, 70(7), 256–260, 2016-09.
- (6) 樋口 真人, 島田 斉, 須原 哲也, “MCI とプレクリニカル AD の神経画像バイオマーカーと神経病理学的背景”, 老年精神医学雑誌, 27(6), 624–630, 2016-06.
- (7) 樋口 真人, 季 斌, 須原 哲也, “タウ・炎症と神経変性, 医学の歩み”, 第5土曜特集アルツハイマー病 UPDATE, 257(5), 381–387, 2016-04.

- (8) 島田 齊, 遠藤 浩信, 須原 哲也, “タウイメージングによる認知症の診断”, 臨床精神医学, 45(4), 441–445, 2016-04.

2.3. イメージング物理研究

[原著論文]

- (1) Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Yasunori Nakajima, Hidekatsu Wakizaka, Tetsuya Shinaji, Munetaka Nitta, Shoko Kinouchi, Mikio Suga, Hideaki Haneishi, Taku Inaniwa, Taiga Yamaya, “Development of a small single-ring OpenPET prototype with a novel transformable architecture”, Phys. Med. Biol., Vol. 61, pp. 1795–1809, 2016.
- (2) Hiroyuki Takuwa, Yoko Ikoma, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Tetsuya Shinaji, Taiga Yamaya, “Development of a simultaneous optical/PET imaging system for awake mice”, Phys. Med. Biol., 61, pp. 6430–6440, 2016.

[プロシーディングス]

- (1) 川口拓之, 小島隆行, 佐野ひろみ, 吉田英治, 菅幹生, 生駒洋子, 谷川ゆかり, 山谷泰賀, “PET 減弱補正のための骨盤部 MRI の自動領域分割法”, 信学技報 IEICE Technical Report, Vol. 115, No. 401, pp. 51–54, 2016 (メディカルイメージング連合フォーラム 2016(JAMIT フロンティア 2016), 2016/1/19, poster, 那覇)
- (2) Taiga Yamaya, “PET Innovations at NIRS - How Imaging Improves Quality of Life”, proceedings for the 5th Intl. Conf. on Informatics, Electronics & Vision (ICIEV), 2016 (2016/5/14, U. Dhaka, invited, oral)
- (3) Md Shahadat Hossain Akram, Takayuki Obata, Mikio Suga, Fumihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, “An RF coil integrated PET insert for MRI system”, proceedings for the 5th Intl. Conf. on Informatics, Electronics & Vision (ICIEV), 2016. (2016/5/14, U. Dhaka, oral)
- (4) H. Tashima, E. Yoshida, F. Nishikido, H. Wakizaka, M. Nitta, A. M. Ahmed, A. Mohammadi, S. Tazawa, Y. Kimura, T. Suhara, Y. Fujibayashi, T. Yamaya, “Development of the Helmet-Chin PET Prototype”, Conf. Rec. 2015 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M3CP-97, 2016.
- (5) E. Yoshida, H. Tashima, F. Nishikido, M. Nitta, K. Shimizu, T. Inaniwa, T. Yamaya, “Development of a Whole-Body Single-Ring OpenPET for in-Beam Particle Therapy Imaging”, Conf. Rec. 2015 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M4CP-314, 2016.

[学会・研究会での口頭発表及びポスター発表]

- (1) Md Shahadat Hossain Akram, Takayuki Obata, Mikio Suga, Fimihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, “An RF coil integrated PET insert for MRI system”, abstract book for the 5th Intl. Conf. on Informatics, Electronics & Vision (ICIEV), S242-2 No.672, p. 137, 2016 (2016/5/14, U. Dhaka, oral)
- (2) F. Nishikido, M. Suga, K. Shimizu, M. Fujiwara, T. Obata, E. Yoshida, H. Tashima, T. Yamaya, “Performance evaluation of a second prototype PET-MRI system based on four-layer DOI-PET detectors integrated with a RF coil”, 5th Conference on PET/MR and SPECT/MR Book of Abstracts, 2016 (PSMR2016, oral, 2016/5/23, Maritim Hotel Cologne)
- (3) E. Yoshida, H. Tashima, F. Nishikido, T. Yamaya*(speaker), “Development of open-type PET scanners with single-ring and dual ring geometries”, J. Nucl. Med., vol. 57, no. supplement 2, 105, 2016 (SNMMI Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Annual Meeting, No. 105, Oral, Highlighted, San Diego, 2016/6/12)
- (4) F. Nishikido, M. Suga, K. Shimizu, T. Obata, E. Yoshida, H. Tashima, T. Yamaya*(speaker), “Second ”add-on” PET prototype: a head coil with PET to upgrade existing MRI to PET/MRI”, J. Nucl. Med., vol. 57, no. supplement 2, 110, 2016 (SNMMI Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Annual Meeting, No. 110, Oral, Highlighted, San Diego, 2016/6/12)
- (5) H. Tashima, E. Yoshida, F. Nishikido, H. Wakizaka, Y. Iwao, A. M. Ahmed, A. Mohammadi, Y. Kimura, T. Suhara, Y. Fujibayashi, Tazawa, T. Yamaya, “Initial clinical test of the first Helmet-Chin PET prototype for highly sensitive brain imaging”, J. Nucl. Med., vol. 57, no. supplement 2, 254, 2016 (SNMMI Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Annual Meeting, No. 254, Oral, Highlighted, San Diego, 2016/6/13)
- (6) Hideaki Tashima, Yukie Yoshii, Yuma Iwao, Eiji Yoshida, Hiroyuki Takuwa, Hidekatsu Wakizaka, Taiga Yamaya, “Development of an open PET system for image-guided surgery”, International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery (Int. J. CARS), Vol. 11, Suppl. 1, pp. 562–563, June 2016. (Oral, CARS2016, Computer Assisted Radiology and Surgery 30th International Congress and Exhibition, 2016/6/25)
- (7) Hideaki Tashima, Yukie Yoshii, Yuma Iwao, Eiji Yoshida, Hidekatsu Wakizaka, Hiroyuki Takuwa, Taiga Yamaya, “Development of a Prototype OpenPET-Guided Surgery System”, 2016 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M17-5, 2016. (oral, 2016/11/5, Strasbourg)

- (8) Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Yuma Iwao, Hidekatsu Wakizaka, Shusaku Tazawa, Chie Seki, Yasuyuki Kimura, Tetsuya Suhara, Taiga Yamaya, “First Clinical Test of the Helmet-Chin PET Prototype”, 2016 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M17-2, 2016. (oral, 2016/11/5, Strasbourg)
- (9) Taiga Yamaya, Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Md Shaha-dat Hossain Akram, Mikio Suga, Hideaki Haneishi, Keiji Shimizu, Tomio Inoue, Takayuki Obata, “Add-on PET concept: a head coil with PET to upgrade existing MRI to PET/MRI”, The Sixteen Conference of Peace Through Mind/Brain Science Abstracts, p-1, 2016 (poster, 2016/2/23, Hamamatsu)
- (10) Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Hidekatsu Wakizaka, Yuma Iwao, Shusaku Tazawa, Taiga Yamaya, “Helmet-Chin PET prototype for high sensitivity brain imaging”, The Sixteen Conference of Peace Through Mind/Brain Science Abstracts, p-2, 2016 (poster, 2016/2/23, Hamamatsu)
- (11) Hiroshi Kawaguchi, Takayuki Obata, Hiromi Sano, Eiji Yoshida, Mikio Suga, Yoko Ikoma, Yukari Tanikawa, Taiga Yamaya, “A hybrid-segmentation atlas method to construct the attenuation correction factor for human pelvic PET/MRI”, International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM) 24th Annual Meeting, 2016. (poster No.2186, 2016/5/11, Singapore)
- (12) E. Yoshida; Y. Iwao; H. Tashima; Y. Nagai; C. Seki; T. Minamimoto; Y. Fujibayashi, T. Yamaya (presenter), “Demonstration of the OpenPET for dynamic entire-body monkey imaging”, 2016 World Molecular Imaging Congress, LBAP032, 2016 (2016/9/8, poster, NY)
- (13) F. Nishikido, M. Suga, K. Shimizu, M. Fujiwara, T. Obata, E. Yoshida, H. Tashima, T. Yamaya, “Development of the second “add-on PET” prototype: a head coil with DOI-PET detectors for MRI”, 2016 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M13C-10, 2016. (poster, 2016/11/4, Strasbourg)
- (14) 川口拓之, 小島隆行, 佐野ひろみ, 吉田英治, 菅幹生, 生駒洋子, 谷川ゆかり, 山谷泰賀, “PET 減弱補正のための骨盤部 MRI の自動領域分割法”, 信学技報 IEICE Technical Report, Vol. 115, No. 401, pp. 51–54, 2016 (メディカルイメージング連合フォーラム 2016(JAMIT フロンティア 2016), 2016/1/19, poster, 那覇)
- (15) 錦戸文彦, 菅幹生, 藤原理伯, 清水啓司, 小島隆行, 田島英朗, 吉田英治, 山谷泰賀, “頭部用 RF コイル一体型 PET 装置の 2 次試作機を用いた性能評価”, 第 63 回応用物理学会春季学術講演会 講演予稿集, 02-114, 2016. (22a-W833-8, 2016/3/22, 大岡山)
- (16) 山谷泰賀, 吉田英治, 田島英朗, 錦戸文彦, Mohammadi Akram, 脇坂秀克, 稲庭拓, 北川敦志, “重粒子線照射野イメージングのための single-ring OpenPET 実証機開

- 発”, 第 63 回応用物理学会春季学術講演会 講演予稿集, 02-115, 2016. (22a-W833-9, 2016/3/22, 大岡山)
- (17) Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Yuma Iwao, Shusaku Tazawa, Yasuyuki Kimura, Taiga Yamaya, “First healthy volunteer study of high sensitivity helmet-chin PET prototype”, 医学物理, 第 36 卷 Sup. 1 (第 111 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 183, 2016. (O-139, パシフィコ横浜, 2016/4/16) (大会長賞受賞)
- (18) Yuma Iwao, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Hiromi Sano, Yasuyuki Kimura, Taiga Yamaya, “Development of attenuation correction method for helmet-chin PET prototype using CT images”, 医学物理, 第 36 卷 Sup. 1 (第 111 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 184, 2016. (O-140, パシフィコ横浜, 2016/4/16)
- (19) 吉井幸恵, 田島英朗, 岩男悠真, 田桑弘之, 吉田英治, 脇坂秀克, 須堯 綾, 張明栄, 山谷泰賀, “位置特定が困難な腫瘍の正確な摘出に向けた PET ガイド手術システムの実現可能性”, 第 35 回日本医用画像工学会大会予稿集 (CD-ROM), OP1-5, 2016 (2016/7/21, oral, 千葉大)
- (20) 田島英朗, 吉田英治, 岩男悠真, 山谷泰賀, “ヘルメット型 PET における画像再構成法の開発”, 第 35 回日本医用画像工学会大会予稿集 (CD-ROM), OP2-6, 2016 (2016/7/21, oral, 千葉大)
- (21) 田島英朗, 吉井幸恵, 岩男悠真, 吉田英治, 田桑弘之, 脇坂秀克, 山谷泰賀, “OpenPET ガイド手術システムの提案と小型試作機による実証”, 第 77 回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, 16a-A37-11, 2016 (2016/9/16, oral, 朱鷺メッセ)
- (22) 錦戸文彦, 藤原理伯, 菅幹生, 清水啓司, 小島隆行, 田島英朗, 吉田英治, 山谷泰賀, “頭部用 RF コイル一体型 PET 装置の 2 次試作機のイメージング性能評価”, 第 77 回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, 16a-A37-12, 2016 (2016/9/16, oral, 朱鷺メッセ)
- (23) 小島隆行, 錦戸文彦, 田島英朗, 吉田英治, 菅幹生, 羽石秀昭, 清水啓司, 高橋浩之, 井上登美夫, 山谷泰賀, “アドオン PET/MRI: PET 検出器一体型の MRI 用頭部 RF コイルの 2 次試作”, 第 56 回日本核医学会学術総会, M3VIIIC1, 2016/11/5 (名古屋国際会議場)
- (24) 岩男悠真, 山谷泰賀, 吉田英治, 田島英朗, 関千江, 木村泰之, 須原哲也, 山下大地, 田沢周作, “ヘルメット型 PET 試作機による健常ボランティアの脳イメージング”, 第 56 回日本核医学会学術総会, M3VIIIC2, 2016/11/5 (名古屋国際会議場)
- (25) 山谷泰賀, “生体イメージング技術開発研究チームの 5 年間”, 次世代 PET 研究会 2016 講演予稿集, pp. 1-7, 2016. (次世代 PET 研究会 2016, oral, 2016/1/15, 秋葉原)
- (26) 吉田英治, 田島英朗, 錦戸文彦, 稲庭拓, 山谷泰賀, “OpenPET 実証機の開発”, 次世代 PET 研究会 2016 講演予稿集, pp. 10-11, 2016. (次世代 PET 研究会 2016, oral, 2016/1/15, 秋葉原)

- (27) 田島英朗, 吉田英治, 錦戸文彦, 脇坂秀克, 岩男悠真, Abdella M. Ahmed, Akram Mohammadi, 木村泰之, 田沢周作, 山谷泰賀, “ヘルメット PET 実証機開発”, 次世代 PET 研究会 2016 講演予稿集, pp. 14–15, 2016. (次世代 PET 研究会 2016, oral, 2016/1/15, 秋葉原)
- (28) 錦戸文彦, 菅幹生, 清水啓司, 酒井利明, 小島隆行, 吉田英治, 山谷泰賀, “PET/RF コイル一体型アドオン PET/MRI の実証機開発”, 次世代 PET 研究会 2016 講演予稿集, pp. 16–17, 2016. (次世代 PET 研究会 2016, oral, 2016/1/15, 秋葉原)
- (29) 山谷泰賀, 吉田英治, 生駒洋子, 錦戸文彦, 田島英朗, Akram Mohammadi, 稲玉直子, “PET イノベーション: ハードウェアの開発から脳神経伝達機能の画像化まで”, 第 3 期中期計画成果発表会 放射線科学 未来へのメッセージ, p. 31, 2016 (2016/1/26 東京国際フォーラム, ポスター発表)
- (30) 山谷泰賀, “頭部用 PET-MRI の開発”, 千葉大学 戦略的重点研究強化プログラム「マルチモーダル計測医工学」キックオフシンポジウム, 2016/3/8 (千葉大学).
- (31) F. Nishikido, M. Suga, K. Shimizu, M. Fujiwara, T. Obata, E. Yoshida, H. Tashima, T. Yamaya”, Development of a second prototype PET-MRI system based on four-layer DOI-PET detectors integrated with a RF coil”, Proceedings of the 4th SNU-NIRS Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, pp. 16–19, 2016. (2016/4/19, oral, Jeju)
- (32) 山谷泰賀, 吉田英治, 錦戸文彦, 田島英朗, Akram Mohammadi, 稲玉直子, 寅松千枝, Abdella M. Ahmed, 岩男悠真, Md Shahadat Hossain Akram, 田久創大, 脇坂秀克, 新田宗孝, 蛭海元貴”, 平成 28 年度 QST 研究交流会 ポスター発表, 2016/12/7 (高崎研)
- (33) H. Tashima, Y. Yoshii, Y. Iwao, E. Yoshida, H. Wakizaka, H. Takuwa, and T. Yamaya, “Demonstration of a Prototype OpenPET Surgery System Toward Conquest of Refractory Cancer”, 平成 28 年度 QST 研究交流会 ポスター発表, 2016/12/7 (高崎研)
- (34) Taiga Yamaya, “PET Innovations for Earlier Diagnosis and Particle Therapy Imaging”, seminar at TUDelft, 2016/3/1.
- (35) Taiga Yamaya, “PET Innovations for Earlier Diagnosis and Particle Therapy Imaging”, Lecture at UCSF Department of Radiology & Biomedical Imaging, 2016/3/28.
- (36) 山谷泰賀, “ヘルメット型 PET- the best PET for brain imaging”, 「認知症の最近動向と今後について」講演会, 2016 (2016/12/14, 株式会社アトックス本社)
- (37) Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Akram Mohammadi, Yuma Iwao, Chie Toramatsu, Atsushi Kitagawa, Taku Inaniwa, “Open-PET: a novel open-type PET system for 3D dose verification in particle therapy”, Micro-Mini & Nano-Dosimetry and Innovative Technologies in Radiation Oncol-

- ogy (MMND-ITRO) Conference 2016. (2016/1/28, Hobart, oral, invited)
- (38) Taiga Yamaya, “PET Innovations at NIRS - How Imaging Improves Quality of Life”, abstract book for the 5th Intl. Conf. on Informatics, Electronics & Vision (ICIEV), IS211-1, p. 33, 2016 (2016/5/14, U. Dhaka, invited, oral)
- (39) T. Yamaya, “Development of OpenPET for 3D in-beam imaging”, Workshop on in-vivo dose monitoring, 2016. (LMU, Garching, 2016/5/20, invited, oral)
- (40) Taiga Yamaya, “Innovation in PET and SPECT instrumentations”, JSMI Report, vol. 9, no. 2, p. 78, 2016. (第 11 回日本分子イメージング学会総会・学術集会, S-11, invited, 2016/5/28, 神戸国際会議場, 招待講演)
- (41) Taiga Yamaya, “OpenPET enabling PET imaging during radiotherapy”, International Nuclear Physics Conference (INPC2016), abstract No.524, 2016. (invited, oral, Adelaide, 2016/9/12)
- (42) 山谷泰賀, “次世代検出器が切り拓く未来 PET 機器開発”, 第 16 回放射線プロセスシンポジウム講演要旨・ポスター発表要旨集, S7-2, pp. 37–38, 2016. (2016/11/9, 東京大学弥生講堂, 招待講演)

[その他 (特許, 解説, 単行本等)]

- (1) 山谷泰賀 編, 平成 27 年度次世代 PET 研究報告書, NIRS-R-69, 2016/3/31 刊行
- (2) 山谷泰賀, “進化型 PET カメラ”, 放射線科学, Vol. 59, 第 1 号, p. 61, 2016.
- (3) 山谷泰賀, “次世代の PET とその可能性”, 中外医学社 Clinical Neuroscience, vol. 34, no. 6, 20, pp. 651–654, 2016.
- (4) 山谷泰賀, “ヘルメット型 PET 装置の開発 –高性能・小型の頭部専用機で認知症早期診断の普及へ–”, Isotope News, 2016 年 8 月号, No. 746, pp. 6–9, 2016.
- (5) 山谷泰賀, “がん診断・治療融合のための次世代 PET 装置およびシステムの研究”, 一般財団法人丸文財団設立 20 周年記念 丸文学術賞・丸文研究奨励賞 記録集, pp. 100–101, 2016.
- (6) 田島英朗, “PET 装置の構成要素と基本原理 (3) PET イメージングに必要なデータ補正と画像再構成”, Medical Imaging Technology, Vol. 34, No. 5, pp. 287–291, 2016.
- (7) Taiga Yamaya, “PET Imaging Innovation by DOI detectors”, book chapter, Perspectives on Nuclear Medicine for Molecular Diagnosis and Integrated Therapy (Springer), pp. 39–49, 2016.

2.4. 核医学基礎・臨床研究

[原著論文]

- (1) 西井 龍一, 辻 厚至, 加藤 孝一, 河村 和紀, 張 明榮, 吉永 恵一郎, 東 達也, “がんの特性を標的としたがん分子 PET 画像診断— F-18 FEDAC PET および C-11 AIB PET—”, 臨床核医学, 50(1), 2 - 5, 2017-01
- (2) Zhao-Hui Jin, Takako Furukawa, Tomoyuki Ohya, Mélissa Degardin, Aya Sugyo, Atsushi B Tsuji, Yasuhisa Fujibayashi, Ming-Rong Zhang, Tatsuya Higashi, Didier Boturyn, Pascal Dumy, Tsuneo Saga “ ^{67}Cu -Radiolabeling of a multimeric RGD peptide for $\alpha\text{V}\beta3$ integrin-targeted radionuclide therapy: stability, therapeutic efficacy, and safety studies in mice”, Nuclear medicine communications, 38(4), 347 - 355, 2017-04.
- (3) Aya Sugyo, Atsushi B Tsuji, Hitomi Sudo, Fumiko Nomura, Hirokazu Satoh, Mitsuru Koizumi, Gene Kurosawa, Yoshikazu Kurosawa, Tsuneo Saga “Uptake of ^{111}In -labeled fully human monoclonal antibody TSP-A18 reflects transferrin receptor expression in normal organs and tissues of mice”, Oncology reports, 37(3), 1529 - 1536, 2017-03.
- (4) Naoyuki Hatayama, Masayuki Inubushi, Munekazu Naito, Shuichi Hirai, Yong-Nan Jin, Atsushi B Tsuji, Kunihiro Seki, Masahiro Itoh, Tsuneo Saga, Xiao-Kang Li “Functional evaluation of rat hearts transplanted after preservation in a high-pressure gaseous mixture of carbon monoxide and oxygen”, Scientific reports, 6, 32120-1 - 32120-10, 2016-08.
- (5) Zhao-Hui Jin, Takako Furukawa, Mélissa Degardin, Aya Sugyo, Atsushi B Tsuji, Tomoteru Yamasaki, Kazunori Kawamura, Yasuhisa Fujibayashi, Ming-Rong Zhang, Didier Boturyn, Pascal Dumy, Tsuneo Saga “ $\alpha\text{V}\beta3$ Integrin-Targeted Radionuclide Therapy with ^{64}Cu -cyclam-RAFT-c(-RGDfK-)4”, Molecular cancer therapeutics, 15(9), 2076 - 2085, 2016-09.
- (6) Yukie Yoshii, Takako Furukawa, Hiroki Matsumoto, Mitsuyoshi Yoshimoto, Yasushi Kiyono, Ming-Rong Zhang, Yasuhisa Fujibayashi, Tsuneo Saga “(^{64}Cu -ATSM therapy targets regions with activated DNA repair and enrichment of CD133(+) cells in an HT-29 tumor model: Sensitization with a nucleic acid antimetabolite”, Cancer letters, 376(1), 74 - 82, 2016-06.
- (7) U Winn Aung, Atsushi Tsuji, Hitomi Sudo, Aya Sugyo, Yoshinori Ukai, Katsushi Kouda, Yoshikazu Kurosawa, Takako Furukawa, Tsuneo Saga “Radioimmunotherapy of pancreatic cancer xenografts in nude mice using ^{90}Y -labeled anti- $\alpha6\beta4$ integrin antibody”, Oncotarget, 7(25), 38835 - 38844, 2016-06.

[学会・研究会での口頭発表及びポスター発表]

- (1) 吉井 幸恵, 吉本光喜, 松本博樹, 張 明榮, 古川高子, 藤林 康久, 佐賀恒夫, 東 達也, “腫瘍血管新生並びに低酸素形成を標的としたベバシズマブ・ ^{64}Cu -ATSM 併用

- 内照射治療法の開発”, 第 56 回日本核医学会, 日本核医学会, 2016-11-04.
- (2) 吉井 幸恵, “(研究スキルアップ支援) 放射性薬剤を用いたがん診断治療に関する講演”, 第 16 回放射線医薬品・画像診断薬研究会, 2016-10-01.
- (3) 辻 厚至, “困難を克服するために”, 第 5 会 分子イメージング夏季集中セミナー, 京都大学大学院医学研究科放射線医学講座 核医学グループ, 2016-07-31.
- (4) 立石 裕行, “将来の夢”, 第 5 会 分子イメージング夏季集中セミナー, 京都大学大学院医学研究科放射線医学講座 核医学グループ, 2016-07-30.
- (5) 東 達也, 第 32 回名古屋 PET 症例検討会, 日本メジフィジックス (株) 名古屋支店, 2016-07-22.
- (6) 吉井 幸恵, 田島 英朗, 岩男 悠真, 田桑 弘之, 吉田 英治, 脇坂 秀克, 須堯綾, 張 明栄, 山谷 泰賀, “位置特定が困難な腫瘍の正確な摘出に向けた PET ガイド手術システムの実現可能性”, 第 35 回日本医用画像工学会大会, 日本医用画像工学会, 2016-07-21.
- (7) Ryuichi Nishii, Shigeki Nagamachi, Yoichi Mizutani, Tatsuya Higashi, Keiichiro Yoshinaga, Tsuneo Saga, “Effect of TSH, FT3 and FT4 on brown adipose tissue visualization of clinical FDG-PET/CT”, SNMMI 2016, Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, 2016-06-12.
- (8) 藤林 康久, 吉井 幸恵, 古川 高子, 佐賀 恒夫, 吉本 光喜, 松本 博樹, “治療耐性化がんの診断・治療一体型戦略”, 第 9 回特定研究・中間報告会 (上原財団), 上原記念生命科学財団, 2016-06-06.
- (9) 立石 裕行, 辻 厚至, 張 明栄, 荒野 泰, 加藤 孝一, “Monocarboxylate Transporter を標的とした新規マルチモダルイメージングプローブの開発に向けた基礎検討”, 第 56 回日本核医学会, 日本核医学会, 2016-11-04.
- (10) Akiko Imaizumi, Takayuki Obata, Masayuki Inubushi, Mitsuru Koizumi, Kyosan Yoshikawa, Ming-Rong Zhang, Katsuyuki Tanimoto, Rintaro Harada, Takashi Uno, Tsuneo Saga, “Correlation between DWI bi-exponential estimates and PET hypoxia imaging activities in head and neck carcinoma”, 第 44 回日本磁気共鳴医学会大会, 日本磁気共鳴医学会大会, 2016-09-09.
- (11) 東 達也, “量子医学研究によるがん治療の進歩と展望”, 原子力人材育成・研究開発推進フォーラムにおける講演, 青森県総合対策局, 2017-02-15.
- (12) 東 達也, “量研機構の核医学治療に向けた取組み”, 第 3 回核医学治療国際シンポジウム, 核医学治療国際シンポジウム, 2017-02-12.
- (13) 東 達也, “臨床腫瘍 PET 研究 -postFDG と theranostics-” 浜松大学大学院 PET 学講義, 浜松医科大学, 2017-01-24.
- (14) 東 達也, “陰影礼賛: PET でどこまで迫れるか?”, 第 56 回日本核医学会, 日本核医学会, 2016-11-04.
- (15) 東 達也, “分子禍絢渺五によるがん診断と治療の融合”, いわき市における市民向け

講演会, 福島県いわき市, 2016-09-17.

- (16) 東 達也, “後腹膜腫瘍の1例”, 第125回核医学症例検討会にて症例検討の発表, 核医学症例検討会, 2016-08-06.
- (17) 東 達也, 小畠 隆行, “核医学診断”, 第95回放射線看護課程, 放射線医学総合研究所人材育成センター, 2016-06-07.
- (18) 東 達也, “分子標的RIがん治療の新展開”, 第54回日本癌治療学会学術集会, 日本癌治療学会学術集会, 2016-10-21 (招待発表).
- (19) Yukie Yoshii, Takako Furukawa, Yasuhisa Fujibayashi, Tsuneo Saga, “Hypoxia Imaging with Cu-ATSM and Application”, 第75回日本医学放射線学会総会に出席, 日本医学放射線学会, 2016-04-15 (招待発表).

[その他 (特許, 解説, 単行本等)]

- (1) 東 達也, “最新の核医学の進歩とこれからー最新核医学論文の紹介”, 月刊臨床画像, 2017-05.
- (2) 石岡 典子, 大島 康宏, 渡辺 茂樹, 東 達也, 脇 厚生, 吉永 恵一郎, 辻 厚至, 永津 弘太郎, “がん細胞を狙い撃ちする α 線放出核種を標識した新しい治療薬剤を開発ーアスタチン-211がん治療薬剤による褐色細胞腫の大幅な縮小に成功ー” (プレス発表)
- (3) 東 達也, 絹谷 清剛, “がん治療 核医学推進への国民会議”, 産経新聞, 2017-03.
- (4) 吉井 幸恵, 松本 博樹, 吉本 光喜, “放射性医薬組成物、及び、放射能標識抗体のスクリーニング方法” (出願中).
- (5) 吉井 幸恵, 松本 博樹, 吉本 光喜, “放射性医薬及び医薬キット” (特許登録).
- (6) 佐賀 恒夫, 辻 厚至, “抗ヒトトランスフェリン受容体抗体を含む画像用腫瘍診断剤” (特許登録).

3. 物理学・生物学研究

3.1. 重粒子によるしきいエネルギー付近の核反応に関する研究

[プロシーディングス]

- (1) H. YASHIMA, M. HAGIWARA, T. SANAMI, S. YONAI, “Measurement of residual activities induced in copper by 148 MeV carbons”, Proceedings of the 2016 Symposium on Nuclear Data, Tsukuba, Japan, 2016, to be published.

3.2. 高精度陽子線治療を目指した新規イメージング技術の開発

[原著論文]

- (1) 片岡淳, 武田伸一郎, 高橋忠幸, “放射性物質を可視化するコンプトンカメラ”, 日本光学学会誌「光学」, 第 45 巻 pp.289–300, (2016)

[学会・研究会での口頭発表及びポスター発表]

- (1) 増田孝充, “Time-resolved analysis of Cherenkov light from positron emitter as a new probe to high-precision measurement of nuclear reaction cross section”, 日本医学物理学会, パシフィコ横浜 (2017 年 4 月 13 日– 16 日)
- (2) 多屋隆紀, “粒子線治療オンラインモニタに向けたコンプトンカメラ画像再構成の最適化と実機検証”, 応用物理学会, パシフィコ横浜 (2017 年 3 月 14 日– 17 日)
- (3) 米山昌樹, “衛星搭載を目指した Ce:GAGG シンチレータの基礎特性評価”, 応用物理学会, パシフィコ横浜 (2017 年 3 月 14 日– 17 日) ?
- (4) 片岡淳, “MPPC-based scintillation detectors for innovative X-ray and gamma-ray imaging”, 応用物理学会, パシフィコ横浜 (2017 年 3 月 14 日– 17 日) 招待講演
- (5) 高部美帆, “高精度陽子線治療に向けた CCD カメラ陽子線 CT システムの開発”, 応用物理学会, パシフィコ横浜 (2017 年 3 月 14 日– 17 日)
- (6) 高部美帆, “Development of proton CT system towards a high precision proton therapy”, 日本医学物理学会, 沖縄コンベンションセンター (2016 年 9 月 8 日– 10 日)

[学位論文]

- (1) 多屋隆紀, “粒子線治療オンラインモニタに向けたコンプトンカメラ画像再構成の最適化と実機検証”, 早稲田大学理工学術院・先進理工学研究科 (2017 年 2 月: 修士論文)
- (2) 田川怜央, “粒子線治療中の 2 次被ばく低減に向けた中性子カメラの検討”, 早稲田大学理工学術院・先進理工学部 (2017 年 2 月: 卒業論文)
- (3) 米山昌樹, “衛星搭載を目指した Ce:GAGG シンチレータの基礎特性評価”, 早稲田大学理工学術院・先進理工学部 (2017 年 2 月: 卒業論文)

3.3. 放射線遮蔽用可撓性材料の中性子透過実験

[学会・研究会での口頭発表及びポスター発表]

- (1) 三根貴大, 今富宏祐, 執行信寛, 池田伸夫, 石橋健二, 木村健一, 池見拓, 高橋定明,

平澤勇人, 古場裕介, “加速器施設建屋用放射線遮蔽可とう性材料の開発 (VI) 50MeV 及び 80MeV 陽子入射による生成中性子に対する評価”, 日本原子力学会 2016 年秋の大会, 久留米シティプラザ (福岡県久留米市), 2016 年 9 月

[学位論文]

- (1) 三根貴大, “シンチレータを用いた可とう性材料の中性子遮蔽に関する研究”, 九州大学大学院工学府, 2017 年 2 月

3.4. 高精度陽子線治療のための基盤技術構築に関する研究

[原著論文]

- (1) T. Taya, J. Kataoka, A. Kishimoto, Y. Iwamoto, A. Koide, T. Nishio, S. Kabuki, T. Inaniwa, “First demonstration of real-time gamma imaging by using a handheld Compton camera for particle therapy”, Nucl. Instrum. Methods. A 831, 355–361 (2016).
- (2) S. Tanaka, T. Nishio, K. Matsushita, M. Tsuneda, S. Kabuki, M. Uesaka, “Development of proton CT imaging system using plastic scintillator and CCD camera”, Phys. Med. Biol. 61, 4156–4167 (2016).

[プロシーディングス]

- (1) M. Takabe, J. Kataoka, T. Masuda, T. Nishio, S. Tanaka, T. Toshito, T. Inaniwa, “Development of proton CT system towards a high precision proton therapy”, Jpn. J. Med. Phys. Proc., 36 Supple. 3, 116 (2016).
- (2) K. Matsushita, T. Nishio, S. Tanaka, M. Tsuneda, Y. Nagata, “Measurement of the production cross-section in target nuclear fragmentation reactions for proton therapy (3)”, Jpn. J. Med. Phys. Proc., 36 Supple. 3, 186 (2016).
- (3) S. Kabuki, J. Yamashita, K. Iijima, S. Hirai, A. Takada, Y. Mizumura, T. Mizumoto, T. Tanimori, E. Kunieda, T. Nishio, “Basis development of Electron-Tracking Compton Camera for monitoring a prompt gamma ray in Particle beam therapy”, Jpn. J. Med. Phys. Proc., 36 Supple. 1, 99 (2016).
- (4) K. Matsushita, T. Nishio, S. Tanaka, M. Tsuneda, A. Sugiura, Y. Nagata, K. Ieki, “Measurement of production cross-section in target nuclear fragmentation reactions for proton therapy (2)”, Jpn. J. Med. Phys. Proc., 36 Supple. 1, 98 (2016).
- (5) M. Tsuneda, T. Nishio, A. Saito, D. Kawahara, Y. Ochi, K. Hioki, K. Matsushita, S. Tanaka, S. Ozawa, Y. Nagata, “Kompeito-shot: A study of systematic error of

verification system for three dimensional beam alignment”, Jpn. J. Med. Phys. Proc., 36 Supple. 1, 49 (2016).

- (6) S. Sano, T. Nishio, M. Suitani, T. Nagata, H. Maekawa, A. Saito, S. Kabuki, Y. Nagata, “Development of a GPU-based optimization method for dose distribution of proton beam scanning”, Jpn. J. Med. Phys. Proc., 36 Supple. 1, 137 (2016).

[学会・研究会での口頭発表及びポスター発表]

- (1) T. Nishio, T. Okamoto, S. Kabuki, T. Tanimori, T. Aso, S. Nakamura, M. Hiraka, K. Matsushita, A. Nishio-Miyatake, “Research and development of tumor response observation system for dose-volume delivery guided particle therapy (TROS-DGPT)”, European Congress of Radiology 2016, Vienna, March 2–6, 2016.
- (2) Nishio-Miyatake, T. Nishio, “Development of activity pencil beam algorithm using measured distribution data of positron emitter nuclei generated by target nuclear fragmentation reaction for innovative proton therapy”, European Congress of Radiology 2016, Vienna, March 2–6, 2016.
- (3) S. Tanaka, T. Nishio, K. Matsushita, M. Tsuneda, S. Kabuki, M. Uesaka, “Development of proton CT imaging system”, European Congress of Radiology 2016, Vienna, March 2–6, 2016.
- (4) T. Nishio, T. Okamoto, S. Kabuki, T. Tanimori, T. Aso, S. Nakamura, M. Hiraka, A. Miyatake, “Research and development of dose delivered tumor damage monitoring system in an innovative proton therapy technology”, 15th International Congress of Radiation Research, Kyoto, May 25–29, 2015.
- (5) K. Matsushita, T. Nishio, S. Tanaka, S. Kabuki, M. Tsuneda, A. Sugiura, K. Ieki, “Measurement of Reaction Cross Section in the Target Nuclear Fragmentation Reactions Required for Proton Therapy”, 15th International Congress of Radiation Research, Kyoto, May 25–29, 2015.
- (6) S. Tanaka, T. Nishio, K. Matsushita, M. Tsuneda, Y. Aono, S. Kabuki, A. Sugiura, M. Uesaka, “Study on Proton CT for Evaluation of Water Equivalent Length Factor”, 15th International Congress of Radiation Research, Kyoto, May 25–29, 2015.
- (7) S. Kabuki, S. Hirai, K. Iijima, S. Nakamura, A. Takada, Y. Matsuoka, S. Komura, M. Oda, T. Kishimoto, S. Miyamoto, T. Takemura, H. Kubo, E. Kunieda, T. Tanimori, T. Nishio, “Basic Study on Prompt Gamma-ray Imaging with Electron-tracking Compton Camera for Medical Use”, 15th International Congress of Radiation Research, Kyoto, May 25–29, 2015.
- (8) 西尾禎治, 岡本俊, 株木重人, 谷森達, 阿蘇司, 中村哲志, 平岡眞寛, 松下慶一郎, 宮

- 武彩, “革新的 Adaptive Radiation Therapy を目指した粒子線治療における腫瘍線量応答性観測システムの開発”, 日本放射線腫瘍学会第 29 回日本高精度放射線外部照射部会学術大会, 東京, 2016 年 2 月 27 日
- (9) 田中創大, 西尾禎治, 松下慶一郎, 恒田雅人, 株木重人, 上坂充, “陽子線 CT 画像取得法の確立”, 日本放射線腫瘍学会第 29 回日本高精度放射線外部照射部会学術大会, 東京, 2016 年 2 月 27 日
- (10) 西尾禎治, “粒子線治療における照射領域可視化・腫瘍線量応答性の研究”, Geant4 医学応用研究会, 富山, 2015 年 12 月 19 日
- (11) 西尾禎治, 岡本俊, 株木重人, 谷森達, 阿蘇司, 中村哲志, 平岡眞寛, 松下慶一郎, 宮武彩, “粒子線治療における腫瘍線量応答性観測システムの開発”, 日本医学物理学会第 110 回学術大会, 札幌, 2015 年 9 月 19 – 20 日
- (12) 田中創大, 西尾禎治, 松下慶一郎, 恒田雅人, 株木重人, 杉浦彰則, 上坂充, “陽子線 CT 画像取得システムの向上”, 日本医学物理学会第 110 回学術大会, 札幌, 2015 年 9 月 19 – 20 日
- (13) 松下慶一郎, 西尾禎治, 田中創大, 恒田雅人, 杉浦彰則, 家城和夫, “陽子線治療のための標的原子核破碎反応における陽電子放出核生成断面積の測定”, 日本医学物理学会第 110 回学術大会, 札幌, 2015 年 9 月 19 – 20 日
- (14) 山下諄, 飯島康太郎, 平井早紀, 株木重人, 高田惇史, 窪秀利, 谷森達, 西尾禎治, 国枝悦夫, “電子飛跡検出型コンプトンカメラに用いるガス検出器の基礎的性能評価”, 日本医学物理学会第 110 回学術大会, 札幌, 2015 年 9 月 19 – 20 日
- (15) 西尾禎治, “核医学画像情報を活用した新たな粒子線治療法の研究”, 指名講演 第 54 回千葉核医学研究会, 千葉, 2015 年 6 月 20 日
- (16) S. Hirai, K. Iijima, S. Kabuki, A. Takada, S. Komura, H. Kubo, T. Tanimori, T. Okamoto, T. Nishio, E. Kunieda, “Performance evaluation of GSO pixel scintillator array for an Electron-tracking Compton camera”, The 109th Scientific Meeting of JSMP, Yokohama, April 16–19, 2015.
- (17) K. Iijima, S. Hirai, S. Kabuki, A. Takada, H. Kubo, T. Tanimori, T. Okamoto, T. Nishio, E. Kunieda, “A basic study of an electron-tracking algorithm for an electron-tracking Compton camera”, The 109th Scientific Meeting of JSMP, Yokohama, April 16–19, 2015.
- (18) 西尾禎治, “がんの狙い撃ちを可能とする陽子線技術”, 第 4 回成田記念陽子線市民講座, 2017 年 1 月 14 日
- (19) 西尾禎治, “医学物理学分野における微小空間線量測定の現状と展望”, 応用物理学会放射線分科会医療放射線技術研究会 放射線検出器の研究シーズと医療現場ニーズに関するシンポジウム (第 3 弾) – 微小空間の線量測定に関する最新技術 –, 2017 年 1 月 7 日
- (20) T. Aso, K. Matsushita, T. Nishio, S. Kabuki, T. Sasaki, R. Benii, “Imaging Device

- Functions in PTSIM for Irradiation Field Reconstruction in Particle Therapy”, 2016 IEEE NSS/MIC, Strasbourg, France, October 29 – November 5, 2016.
- (21) 西尾禎治, 岡本俊, 株木重人, 谷森達, 阿蘇司, 中村哲志, 平岡眞寛, 松下慶一郎, 宮武彩, “粒子線治療における腫瘍線量応答性観測システムの研究開発”, 第 13 回日本粒子線治療臨床研究会, 松本, 2016 年 10 月 29 日
 - (22) 西尾禎治, 岡本俊, 株木重人, 谷森達, 阿蘇司, 中村哲志, 溝脇尚志, 平岡眞寛, 松下慶一郎, 宮寛武彩, “陽子線がん治療における体内中標的原子核破砕反応の医学利用に関する研究”, 日本物理学会 2016 年秋季大会, 宮崎, 2016 年 9 月 21 – 24 日
 - (23) M. Takabe, J. Kataoka, T. Masuda, T. Nishio, S. Tanaka, T. Toshito, T. Inaniwa, “Development of proton CT system towards a high precision proton therapy”, The 112th Scientific Meeting of JSMP, Okinawa, September 8–10, 2016.
 - (24) K. Matsushita, T. Nishio, S. Tanaka, M. Tsuneda, Y. Nagata, “Measurement of the production cross-section in target nuclear fragmentation reactions for proton therapy (3)”, The 112th Scientific Meeting of JSMP, Okinawa, September 8–10, 2016.
 - (25) S. Tanaka, T. Nishio, K. Matsushita, M. Tsuneda, S. Kabuki, M. Uesaka, “Development of Proton CT Imaging System Using Thick Scintillator and CCD Camera”, AAPM 58 Annual Meeting, Washington DC, July 31–August 4, 2016.
 - (26) M. Tsuneda, T. Nishio, A. Saito, K. Hioki, D. Kawahara, Y. Ochi, K. Matsushita, S. Tanaka, S. Ozawa, Y. Nagata, “Kompeito-shot: Development of a novel verification system for 3D beam alignment including the sag of gantry head”, AAPM 58 Annual Meeting, Washington DC, July 31–August 4, 2016.
 - (27) T. Nishio, T. Okamoto, S. Kabuki, T. Tanimori, T. Aso, S. Nakamura, M. Hiraoka, K. Matsushita, A. Nishio-Miyatake, “Development of tumor response observation system for dose-volume delivery guided particle therapy”, ESTRO 35, Turin, April 29–May 3, 2016.
 - (28) A. Nishio-Miyatake, T. Nishio, “Development of activity pencil beam algorithm using nuclear reaction for innovative proton therapy”, ESTRO 35, Turin, April 29–May 3, 2016.
 - (29) T. Aso, K. Matsushita, T. Nishio, S. Kabuki, T. Sasaki, R. Benii, “Development of Radiation Simulator for Reconstructing Irradiation Field in Particle Radiotherapy”, The 55th Annual Conference of Japan Society for Medical and Biological Engineering, Toyama, April 26–28, 2016.
 - (30) S. Kabuki, J. Yamashita, K. Iijima, S. Hirai, A. Takada, Y. Mizumura, T. Mizumoto, T. Tanimori, E. Kunieda, T. Nishio, “Basis development of Electron-Tracking Compton Camera for monitoring a prompt gamma ray in Particle beam therapy”, The 111th Scientific Meeting of JSMP, Yokohama, April 14–17, 2016.

- (31) K. Matsushita, T. Nishio, S. Tanaka, M. Tsuneda, A. Sugiura, Y. Nagata, K. Ieki, “Measurement of production cross-section in target nuclear fragmentation reactions for proton therapy (2)”, The 111th Scientific Meeting of JSMP, Yokohama, April 14–17, 2016.
- (32) M. Tsuneda, T. Nishio, A. Saito, D. Kawahara, Y. Ochi, K. Hioki, K. Matsushita, S. Tanaka, S. Ozawa, Y. Nagata, “Kompeito-shot: A study of systematic error of verification system for three dimensional beam alignment”, The 111th Scientific Meeting of JSMP, Yokohama, April 14–17, 2016.
- (33) S. Sano, T. Nishio, M. Suitani, T. Nagata, H. Maekawa, A. Saito, S. Kabuki, Y. Nagata, “Development of a GPU-based optimization method for dose distribution of proton beam scanning”, The 111th Scientific Meeting of JSMP, Yokohama, April 14–17, 2016.

[その他 (特許, 解説, 単行本等)]

- (1) H. Arimura (Editor), T. Nishio, “Image-Based Computer-Assisted Radiation Therapy–Visualization of dose distribution for proton”, Springer, 2017.

3.5. 固体飛跡検出器中に形成される重イオントラックの構造分析

[原著論文]

- (1) 楠本多聞, 寺下佳孝, 森豊, 金崎真聡, 小田啓二, 山内知也, 小平聡, 北村尚, 菅田義英, 藤乗幸子, ジアット EL バイタ, ニコラアーバ, クアンタンラフィ, レミバリオン, ジョン エマニュエルグロエ, ミッシェルフロム, “高感度飛跡検出器 PADC 中に形成されるイオントラックの特徴”, 放射線 42, 3, 73–82 (2017)

[学会・研究会での口頭発表及びポスター発表]

- (1) 楠本多聞, 森豊, 山内知也, “高分子系エッチング型飛跡検出器中イオントラックの研究”, 光・量子デバイス研究会, 電気学会:兵庫県民会館, 2017.3.
- (2) 寺下佳孝, 楠本多聞, 小田啓二, 金崎真聡, 小平聡, 山内知也, “検出閾値近傍における PADC 中イオントラックのステップ状構造変化”, 第 64 回応用物理学会春季学術講演会, パシフィコ横浜, 2017.3.
- (3) 山内知也, 楠本多聞, 寺下佳孝, 金崎真聡, 小田啓二, レミバリオン, “高分子系エッチング型飛跡検出器中に形成されるイオントラックの検出閾値近傍における特徴”, 第 64 回応用物理学会春季学術講演会, パシフィコ横浜, 2017.3.
- (4) 楠本多聞, 小田啓二, ジアッドエルビタ, ニコラスアーバ, レミバリオン, 山内知也, “PADC 検出器中に形成されるイオントラックと二次電子フルエンスの関係”, 第 31

回固体飛跡 検出器研究会，量研機構関西光科学研究所，2017.3.

- (5) 寺下佳孝，楠本多聞，小田啓二，金崎真聡，小平聡，山内知也，“検出閾値近傍における PADC 中イオントラックのステップ状構造変化”，第 31 回固体飛跡検出器研究会，量研機構関西光科学研究所，2017.3.
- (6) 楠本多聞，森豊，金崎真聡，小田啓二，菅田義英，藤乗幸子，ミッシェルフロム，ジョン・エマニュエルグロエッ，小平聡，北村尚，レミバリオン，山内知也，“PADC 飛跡検出器 の放射線高感受性部に見られる段階的な損傷形成”，第 59 回放射線化学討論会，高崎応用量子研究所，2016.9.

[学位論文]

- (1) 上田隆裕，“赤外顕微鏡を用いた高分子中イオントラックの分析”，神戸大学，修士論文，2017 年 3 月.
- (2) 上野琢也，“重イオン弁別型飛跡検出器開発のための PET の特性評価”，神戸大学，修士論文，2017 年 3 月.
- (3) 亀田結貴，“PADC 検出器中に存在するヒドロキシル基の定量分析とその化学エッチング特性”，神戸大学，修士論文，2017 年 3 月.

5. 平成28年度マシンタイム予定表

小型サイクロトロン			大型サイクロトロン		小型サイクロトロン			大型サイクロトロン	
月 日	午 前	午 後	午 前	午 後	月 日	午 前	午 後	午 前	午 後
3月28日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D	4月18日 (月)	メンテナンス		メンテナンス	
3月29日 (火)	RI生産		R&D		4月19日 (火)	RI生産		RI生産(⁶⁴ Cu所内,外) H ₂ 24, 10 μ A, C4, 9:00～11:00	
3月30日 (水)	RI生産		R&D		4月20日 (水)	RI生産		RI生産(²⁸ Mg所外) α 75, C4, 10:00～14:00	
3月31日 (木)	RI生産		RI生産 P18MeV, 5 μ A, C9		4月21日 (木)	RI生産		RI生産 He34MeV, 10 μ A, C9 P18MeV, 10 μ A, C9	
4月1日 (金)	RI生産		RI生産 P18MeV, 5 μ A, C9		4月22日 (金)	RI生産		高精度陽子線治療のための 基盤技術構築に関する研究 広大(西尾) P70MeV / 50nA C8	
4月2日 (土)					4月23日 (土)				
4月3日 (日)					4月24日 (日)			一般公開	
4月4日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D	4月25日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	RI生産 P18, 15 μ A, C1
4月5日 (火)	RI生産		RI生産 He34MeV, 10 μ A, C9		4月26日 (火)	RI生産		RI生産(⁶⁴ Cu所内,外) H ₂ 24, 10 μ A, C4, 9:00～11:00 P18MeV, 10 μ A, C9	
4月6日 (水)	RI生産		RI生産 P18MeV, 10 μ A, C9		4月27日 (水)	RI生産		RI生産(²¹¹ At所内) α 34, 12 μ A, C9, 10:00～12:00	
4月7日 (木)	RI生産		RI生産 D20MeV, 5 μ A, C9		4月28日 (木)	RI生産		RI生産 P30MeV, 5 μ A, C9	
4月8日 (金)	RI生産		設備利用B P70MeV / 10nA C8		4月29日 (金)			昭和の日	
4月9日 (土)					4月30日 (土)				
4月10日 (日)					5月1日 (日)				
4月11日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D	5月2日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D
4月12日 (火)	RI生産		RI生産(²¹¹ At-MABG) α 34, 12 μ A, C9, 10:00～12:00		5月3日 (火)			憲法記念日	
4月13日 (水)	RI生産		RI生産(⁶⁷ Cu所内) α 40, 15 μ A, C4, 10:00～17:00		5月4日 (水)			みどりの日	
4月14日 (木)	RI生産		設備利用C P40MeV / 30nA C8		5月5日 (木)			こどもの日	
4月15日 (金)	RI生産		RI生産 D20MeV, 5 μ A, C9		5月6日 (金)	RI生産		高精度陽子線治療のための 基盤技術構築に関する研究 広大(西尾) P70MeV / 50nA C8	
4月16日 (土)					5月7日 (土)				
4月17日 (日)					5月8日 (日)				

月 日	小型サイクロトロン		大型サイクロトロン		月 日	小型サイクロトロン		大型サイクロトロン	
	午 前	午 後	午 前	午 後		午 前	午 後	午 前	午 後
5月9日 (月)	メンテナンス		メンテナンス		5月30日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	RI生産 P18, 15 μ A, C1
5月10日 (火)	RI生産		RI生産(²¹¹ At-MABG) α 34, 12 μ A, C9, 10:00～12:00		5月31日 (火)	RI生産		高精度陽子線治療に向けた 新規イメージング技術の研究 早大(片岡) P70MeV / 50nA C8	
5月11日 (水)	RI生産		宇宙放射線の電子部品・材料・観測センサー に与える影響に関する研究 JAXA(高島) P70MeV / 100nA C8		6月1日 (水)	RI生産		R&D	
5月12日 (木)	RI生産		R&D H ₂ 24 MeV		6月2日 (木)	RI生産		RI生産 H ₂ 24MeV, 5 μ A, C9	
5月13日 (金)	RI生産		RI生産 P18MeV, 5 μ A, C9		6月3日 (金)	RI生産		高精度陽子線治療に向けた 新規イメージング技術の研究 早大(片岡) P70MeV / 50nA C8	
5月14日 (土)			高精度陽子線治療に向けた 新規イメージング技術の研究 早大(片岡) P70MeV / 50nA C6		6月4日 (土)				
5月15日 (日)					6月5日 (日)				
5月16日 (月)	メンテナンス		メンテナンス		6月6日 (月)	メンテナンス		メンテナンス	
5月17日 (火)	RI生産		R&D H ₂ 24, C3		6月7日 (火)	RI生産		RI生産 P18MeV, 10 μ A, C9	
5月18日 (水)	RI生産		RI生産 P18MeV, 5 μ A, C9		6月8日 (水)	RI生産		RI生産 He27MeV, 10 μ A, C9	
5月19日 (木)	RI生産		RI生産 H ₂ 24MeV, 5 μ A, C9		6月9日 (木)	RI生産		設備利用C P70MeV / 30nA C8	
5月20日 (金)	RI生産		宇宙放射線の荷電粒子 成分検出器の開発 北村 P50MeV / 10 nA C8		6月10日 (金)	RI生産		RI生産 H ₂ 24.5MeV, 15 μ A, C9	
5月21日 (土)					6月11日 (土)				
5月22日 (日)					6月12日 (日)				
5月23日 (月)	安全測定 本体室	RI生産	安全測定 本体室・汎用照射室	R&D	6月13日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	RI生産
5月24日 (火)	RI生産		RI生産(⁶⁴ Cu所内,外) H ₂ 24, 10 μ A, C4, 9:00～11:00		6月14日 (火)	RI生産		RI生産(²¹¹ At所内) α 34, 12 μ A, C9, 10:00～12:00	
5月25日 (水)	RI生産		RI生産(²¹¹ At所内) α 34, 12 μ A, C9, 10:00～12:00 H ₂ 24MeV, 5 μ A, C9		6月15日 (水)	RI生産		RI生産(⁶⁷ Cu所内) α 40, 15 μ A, C4, 10:00～17:00	
5月26日 (木)	RI生産		設備利用E P70MeV / 1nA C8		6月16日 (木)	RI生産		RI生産	
5月27日 (金)	RI生産		RI生産 P30MeV, 10 μ A, C9		6月17日 (金)	RI生産		最前方と最後方における荷電粒子生成 二重微分断面積の測定 九大(魚住) P40MeV / 10nA C6	
5月28日 (土)					6月18日 (土)			最前方と最後方における荷電粒子生成 二重微分断面積の測定 九大(魚住) P40MeV / 10nA C6	
5月29日 (日)					6月19日 (日)				

月 日	小型サイクロトロン		大型サイクロトロン		月 日	小型サイクロトロン		大型サイクロトロン	
	午 前	午 後	午 前	午 後		午 前	午 後	午 前	午 後
6月20日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D	7月11日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	RI生産 P18, 20 μ A, C1
6月21日 (火)	RI生産		RI生産(²⁸ Mg所外) α 75, C4, 10:00~14:00		7月12日 (火)	RI生産		RI生産(⁶⁴ Cu所内,外) H ₂ 24, 10 μ A, C4, 9:00~11:00 P40MeV, 2 μ A, C9	
6月22日 (水)	RI生産		RI生産(⁶⁴ Cu所内,外) H ₂ 24, 10 μ A, C4, 9:00~11:00 He27MeV, 10 μ A, C9		7月13日 (水)	RI生産		高精度陽子線治療のための 基盤技術構築に関する研究 広大(西尾) P70MeV / 50nA C6	
6月23日 (木)	RI生産		放射線計測装置の校正 JAXA(松本) P70MeV / 10 nA C8		7月14日 (木)	RI生産		R&D He34	
6月24日 (金)	RI生産		RI生産 P30, 10 μ A, C9	R&D D40	7月15日 (金)	RI生産		RI生産(²¹¹ At所内) α 34, 12 μ A, C9, 10:00~12:00	
6月25日 (土)					7月16日 (土)				
6月26日 (日)					7月17日 (日)				
6月27日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	RI生産	7月18日 (月)			海の日	
6月28日 (火)	RI生産		RI生産(²¹¹ At所内) α 34, 12 μ A, C9, 10:00~12:00		7月19日 (火)	RI生産		高分子系飛跡検出器の応答特性を表す 化学的クライテリアの確立 神戸大(山内) He100MeV / 100nA C8	
6月29日 (水)	RI生産		RI生産(⁶⁴ Cu所内,外) H ₂ 24, 10 μ A, C4, 9:00~11:00		7月20日 (水)	RI生産		RI生産 P40MeV, 10 μ A, C9	
6月30日 (木)	RI生産		RI生産 H ₂ 24MeV, 10 μ A, C9		7月21日 (木)	RI生産		RI生産 D40MeV, 0.1 μ A, C1	
7月1日 (金)	RI生産		放射線計測装置の校正 JAXA(松本) P70MeV / 500 pps C6		7月22日 (金)	RI生産		RI生産 H ₂ 24MeV, 20 μ A, C3	
7月2日 (土)					7月23日 (土)				
7月3日 (日)					7月24日 (日)				
7月4日 (月)	メンテナンス		メンテナンス		7月25日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D
7月5日 (火)	RI生産		宇宙放射線の荷電粒子 成分検出器の開発 北村 P70MeV / 1e5 C6		7月26日 (火)	RI生産		半導体素子の放射線の影響に関する研究 JAXA(新藤) P70MeV / 10nA C8	
7月6日 (水)	RI生産		RI生産 He 26.5MeV, 10 μ A, C9		7月27日 (水)	RI生産		RI生産(²¹¹ At所内) α 34, 12 μ A, C9, 10:00~12:00	
7月7日 (木)	RI生産		RI生産 P30MeV, 2 μ A, C9		7月28日 (木)	RI生産		RI生産(⁶⁴ Cu所内,外) H ₂ 24, 10 μ A, C4, 9:00~11:00 He27MeV, 10 μ A, C9	
7月8日 (金)	RI生産		放射線遮蔽用可撓性材料の 中性子透過実験 九大(執行) P80MeV / 10pA C8		7月29日 (金)	RI生産		RI生産 H ₂ 24MeV, 20 μ A, C3	
7月9日 (土)			放射線遮蔽用可撓性材料の 中性子透過実験 九大(執行) P80MeV / 10pA C8		7月30日 (土)				
7月10日 (日)					7月31日 (日)				

小型サイクロトロン			大型サイクロトロン		小型サイクロトロン			大型サイクロトロン	
月 日	午 前	午 後	午 前	午 後	月 日	午 前	午 後	午 前	午 後
8月1日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D	8月22日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	RI生産 P18, 15 μ A, C1
8月2日 (火)	RI生産		RI生産 He34MeV, 12 μ A, C9		8月23日 (火)	RI生産		重粒子によるしきいエネルギー付近の 核反応に関する研究 KEK(萩原) C230MeV / 30nA C6	
8月3日 (水)	RI生産		民生部品の耐放射線試験 日本航空宇宙工業会 P70MeV / 1nA C8		8月24日 (水)	RI生産		RI生産(²¹¹ At所内) α 34, 12 μ A, C9, 10:00～12:00	
8月4日 (木)	RI生産		RI生産 H ₂ 28MeV, 10 μ A, C4		8月25日 (木)	RI生産		RI生産 P18MeV, 15 μ A, C9	
8月5日 (金)	RI生産		RI生産 He26.5MeV, 10 μ A, C9		8月26日 (金)	RI生産		RI生産 H ₂ 24MeV, 15 μ A, C3	
8月6日 (土)					8月27日 (土)			高精度陽子線治療に向けた 新規イメージング技術の研究 早大(片岡) P70MeV / 5nA C6	
8月7日 (日)			加速器学会施設見学		8月28日 (日)				
8月8日 (月)	メンテナンス		メンテナンス		8月29日 (月)	メンテナンス		メンテナンス	
8月9日 (火)	RI生産		RI生産(²⁸ Mg所外) α 75, C4, 10:00～14:00		8月30日 (火)	RI生産		メンテナンス	
8月10日 (水)	RI生産		陽子線照射における大気下ならびに 低酸素下での細胞致死効果 平山 P70MeV / 10nA C8		8月31日 (水)	RI生産		メンテナンス	
8月11日 (木)			山の日		9月1日 (木)	RI生産		メンテナンス	
8月12日 (金)	RI生産		RI生産		9月2日 (金)	RI生産		メンテナンス	
8月13日 (土)					9月3日 (土)				
8月14日 (日)					9月4日 (日)				
8月15日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D	9月5日 (月)	長期メンテナンス			
8月16日 (火)	RI生産		中高エネルギー粒子による核反応の研究 KEK(佐波) P70MeV / 40nA C6		9月6日 (火)	長期メンテナンス			
8月17日 (水)	RI生産		中高エネルギー粒子による核反応の研究 KEK(佐波) P70MeV / 40nA C6		9月7日 (水)	長期メンテナンス			
8月18日 (木)	RI生産		RI生産 α 34, 12 μ A, C9		9月8日 (木)	長期メンテナンス			
8月19日 (金)	RI生産		設備利用G P70MeV / 10nA C8		9月9日 (金)	長期メンテナンス (9月16日まで)			
8月20日 (土)					9月10日 (土)				
8月21日 (日)					9月11日 (日)				

月 日	小型サイクロトロン		大型サイクロトロン		月 日	小型サイクロトロン		大型サイクロトロン	
	午 前	午 後	午 前	午 後		午 前	午 後	午 前	午 後
9月19日 (月)			敬老の日		10月10日 (月)			体育の日	
9月20日 (火)	RI生産		R&D		10月11日 (火)	RI生産		RI生産 D20MeV, 10 μ A, C9	
9月21日 (水)	RI生産		R&D		10月12日 (水)	RI生産		RI生産 P40MeV, 2 μ A, C9	
9月22日 (木)			秋分の日		10月13日 (木)	RI生産		RI生産 H ₂ 24.5MeV, 20 μ A, C3	
9月23日 (金)	RI生産		RI生産 P40MeV, 2 μ A, C9		10月14日 (金)	RI生産		設備利用D P70MeV / 30nA C8	
9月24日 (土)					10月15日 (土)				
9月25日 (日)					10月16日 (日)				
9月26日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	RI生産 P18, 15 μ A, C2	10月17日 (月)	メンテナンス		メンテナンス	
9月27日 (火)	RI生産		R&D		10月18日 (火)	RI生産		RI生産(²⁸ Mg所外) α 75, C4, 10:00～14:00	
9月28日 (水)	RI生産		RI生産(⁶⁴ Cu所内,外) H ₂ 24, 10 μ A, C4, 9:00～11:00 α 34, 10 μ A, C9		10月19日 (水)	RI生産		RI生産(²¹¹ At-MABG) α 34, 12 μ A, C9, 10:00～12:00 H ₂ 24.5, 15 μ A, C3	
9月29日 (木)	RI生産		RI生産 P40MeV, 2 μ A, C9		10月20日 (木)	RI生産		設備利用E P70MeV / 1nA C8	
9月30日 (金)	RI生産		R&D		10月21日 (金)	RI生産		RI生産 P40MeV, 2 μ A, C9 D20MeV, 2 μ A, C9	
10月1日 (土)					10月22日 (土)				
10月2日 (日)					10月23日 (日)				
10月3日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D	10月24日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D
10月4日 (火)	RI生産		RI生産(²¹¹ At所内) α 34, 12 μ A, C9, 10:00～12:00		10月25日 (火)	RI生産		RI生産(²¹¹ At所内) α 34, 12 μ A, C9, 10:00～12:00	
10月5日 (水)	RI生産		RI生産(⁶⁴ Cu所内,外) H ₂ 24, 10 μ A, C4, 9:00～11:00		10月26日 (水)	RI生産		RI生産 P40MeV, 1 μ A, C9	
10月6日 (木)	RI生産		高精度陽子線治療に向けた 新規イメージング技術の研究 早大(片岡) P70MeV / 50nA C6		10月27日 (木)	RI生産		高精度陽子線治療のための 基盤技術構築に関する研究 広大(西尾) P70MeV / 50nA C8	
10月7日 (金)	RI生産		RI生産 H ₂ 24.5MeV, 20 μ A, C3		10月28日 (金)	RI生産		RI生産 α 34MeV, 18 μ A, C9	
10月8日 (土)					10月29日 (土)				
10月9日 (日)					10月30日 (日)				

月 日	小型サイクロトロン		大型サイクロトロン		月 日	小型サイクロトロン		大型サイクロトロン	
	午 前	午 後	午 前	午 後		午 前	午 後	午 前	午 後
10月31日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D	11月21日 (月)	安全測定 本体室	RI生産	安全測定 本体室・汎用照射室	R&D
11月1日 (火)	RI生産		中高エネルギー粒子による核反応の研究 KEK(佐波) P70MeV / 40nA C6		11月22日 (火)	RI生産		R&D	
11月2日 (水)	RI生産		中高エネルギー粒子による核反応の研究 KEK(佐波) P70MeV / 40nA C6		11月23日 (水)			勤労感謝の日	
11月3日 (木)			文化の日		11月24日 (木)	RI生産		RI生産 α 34MeV, 15 μ A, C9	
11月4日 (金)	RI生産		高分子系飛跡検出器の応答特性を表す 化学的クライテリアの確立 神戸大(山内) He100MeV / 100nA C8		11月25日 (金)	RI生産		RI生産 H ₂ 24.5MeV, 10 μ A, C3	
11月5日 (土)					11月26日 (土)				
11月6日 (日)					11月27日 (日)				
11月7日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D	11月28日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D
11月8日 (火)	RI生産		RI生産 α 34MeV, 20 μ A, C9		11月29日 (火)	RI生産		RI生産(²¹¹ At所内) α 34, 12 μ A, C9, 10:00～12:00	
11月9日 (水)	RI生産		RI生産 (⁶⁴ Cu所内,外) H224, 10 μ A, C4, 9:00～11:00	高精度陽子線治療に向けた 新規イメージング技術の研究 早大(片岡) P70MeV, 30nA, C6, 14:00～	11月30日 (水)	RI生産		RI生産 D20MeV, 10 μ A, C9	
11月10日 (木)	RI生産		高精度陽子線治療に向けた 新規イメージング技術の研究 早大(片岡) P70MeV / 5nA C6		12月1日 (木)	RI生産		高精度陽子線治療に向けた 新規イメージング技術の研究 早大(片岡) P70MeV / 30nA C6	
11月11日 (金)	RI生産		RI生産 H ₂ 24.5MeV, 10 μ A, C3		12月2日 (金)	RI生産		RI生産 α 34MeV, 16 μ A, C9	
11月12日 (土)					12月3日 (土)				
11月13日 (日)					12月4日 (日)				
11月14日 (月)	メンテナンス		メンテナンス		12月5日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D
11月15日 (火)	RI生産		RI生産(²¹¹ At所内) α 34, 12 μ A, C9, 10:00～12:00		12月6日 (火)	RI生産		RI生産(²⁸ Mg所外) α 75, C4, 10:00～14:00	
11月16日 (水)	RI生産		RI生産(⁶⁴ Cu所内,外) H ₂ 24, 10 μ A, C4, 9:00～11:00		12月7日 (水)	RI生産		RI生産 H ₂ 25.0MeV, 5 μ A, C4	
11月17日 (木)	RI生産		設備利用E P70MeV / 5nA C8		12月8日 (木)	RI生産		超小型衛星搭載用電子機器の シングルイベントの評価試験 東京理科大 P70MeV / 1nA C8	
11月18日 (金)	RI生産		RI生産 α 34MeV, 10 μ A, C9 D20MeV, 10 μ A, C9		12月9日 (金)	RI生産		RI生産 α 34MeV, 16 μ A, C9	
11月19日 (土)					12月10日 (土)				
11月20日 (日)					12月11日 (日)				

月 日	小型サイクロトロン		大型サイクロトロン		月 日	小型サイクロトロン		大型サイクロトロン	
	午 前	午 後	午 前	午 後		午 前	午 後	午 前	午 後
12月12日 (月)	メンテナンス		メンテナンス		1月2日 (月)			振替休日	
12月13日 (火)	RI生産		RI生産(⁶⁴ Cu所内,外) H ₂ 24, 10 μ A, C4, 9:00～11:00		1月3日 (火)				
12月14日 (水)	RI生産		RI生産 α 34MeV, 5 μ A, C9 H ₂ 24.5MeV, 10 μ A, C3		1月4日 (水)	RI生産		設備利用H P70MeV / 10nA C8	
12月15日 (木)	RI生産		設備利用D P70MeV / 30nA C8		1月5日 (木)	RI生産		RI生産	
12月16日 (金)	RI生産		RI生産 α 34MeV, 10 μ A, C9		1月6日 (金)	RI生産		高精度陽子線治療のための 基盤技術構築に関する研究 広大(西尾) P70MeV / 50nA C8	
12月17日 (土)					1月7日 (土)				
12月18日 (日)					1月8日 (日)				
12月19日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D	1月9日 (月)			成人の日	
12月20日 (火)	RI生産		RI生産(²¹¹ At所内) α 34, 12 μ A, C9, 10:00～12:00		1月10日 (火)	RI生産		RI生産	
12月21日 (水)	RI生産		RI生産 D20MeV, 10 μ A, C9		1月11日 (水)	RI生産		高精度陽子線治療に向けた 新規イメージング技術の研究 早大(片岡) P70MeV / 5nA C6	
12月22日 (木)	RI生産		RI生産 α 34MeV, 5 μ A, C9		1月12日 (木)	RI生産		RI生産	
12月23日 (金)			天皇誕生日		1月13日 (金)	RI生産		設備利用D P70MeV / 30nA C8	
12月24日 (土)					1月14日 (土)				
12月25日 (日)					1月15日 (日)				
12月26日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D	1月16日 (月)	メンテナンス		メンテナンス	
12月27日 (火)	RI生産		R&D		1月17日 (火)	RI生産		RI生産(²¹¹ At所内) α 34, 12 μ A, C9, 10:00～12:00	
12月28日 (水)	メンテナンス		メンテナンス		1月18日 (水)	RI生産		RI生産	
12月29日 (木)					1月19日 (木)	RI生産		高精度陽子線治療のための 基盤技術構築に関する研究 広大(西尾) P70MeV / 50nA C6	
12月30日 (金)					1月20日 (金)	RI生産		RI生産	
12月31日 (土)					1月21日 (土)				
1月1日 (日)			元日		1月22日 (日)				

月 日	小型サイクロトロン		大型サイクロトロン		月 日	小型サイクロトロン		大型サイクロトロン	
	午 前	午 後	午 前	午 後		午 前	午 後	午 前	午 後
1月23日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	RI生産	2月13日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	RI生産
1月24日 (火)	RI生産		RI生産(⁶⁴ Cu所内,外) H ₂ 24, 10 μA, C4, 9:00～11:00		2月14日 (火)	RI生産		RI生産(²¹¹ At所内) α 34, 12 μA, C9, 10:00～12:00	
1月25日 (水)	RI生産		RI生産(²¹¹ At-MABG) α 34, 12 μA, C9, 10:00～12:00		2月15日 (水)	RI生産		RI生産	
1月26日 (木)	RI生産		サイクロトロン施設利用による電子部品に対する 陽子線照射試験 JAXA(住田) P70MeV / 1nA C8		2月16日 (木)	RI生産		RI生産	
1月27日 (金)	RI生産		RI生産		2月17日 (金)	RI生産		設備利用G P70MeV / 10nA C8	
1月28日 (土)					2月18日 (土)				
1月29日 (日)					2月19日 (日)				
1月30日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	設備利用E P70MeV / 1nA, C8	2月20日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	設備利用E P70MeV / 1nA, C8
1月31日 (火)	RI生産		RI生産(⁶⁴ Cu所内,外) H ₂ 24, 10 μA, C4, 9:00～11:00		2月21日 (火)	RI生産		RI生産(²⁸ Mg所外) α 75, C4, 10:00～14:00	
2月1日 (水)	RI生産		RI生産		2月22日 (水)	RI生産		宇宙放射線の荷電粒子 成分検出器の開発 北村 P70MeV / 10 nA C8	
2月2日 (木)	RI生産		設備利用J P70MeV / 5nA C8		2月23日 (木)	RI生産		RI生産	
2月3日 (金)	RI生産		RI生産		2月24日 (金)	RI生産		RI生産	
2月4日 (土)					2月25日 (土)			陽子線照射における大気下ならびに 低酸素下での細胞致死効果 平山 P70MeV / 10nA C8	
2月5日 (日)					2月26日 (日)				
2月6日 (月)	メンテナンス		メンテナンス		2月27日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	RI生産
2月7日 (火)	RI生産		RI生産		2月28日 (火)	RI生産		RI生産	
2月8日 (水)	RI生産		RI生産		3月1日 (水)	RI生産		RI生産	
2月9日 (木)	RI生産		重粒子によるしきいエネルギー付近の 核反応に関する研究 KEK(萩原) Ne120MeV / 500nA C6		3月2日 (木)	RI生産		宇宙放射線の電子部品・材料・観測センサー に与える影響に関する研究 JAXA(高島) P70MeV / 100nA C8	
2月10日 (金)	RI生産		RI生産		3月3日 (金)	RI生産		RI生産	
2月11日 (土)			建国記念の日		3月4日 (土)				
2月12日 (日)					3月5日 (日)				

小型サイクロロン		大型サイクロロン		小型サイクロロン		大型サイクロロン	
月 日	午 前	午 後	午 前	午 後	月 日	午 前	午 後
3月6日 (月)	メンテナンス	RI生産	メンテナンス	R&D	3月27日 (月)	来期マシンタイム	
3月7日 (火)	RI生産		メンテナンス		3月28日 (火)	来期マシンタイム	
3月8日 (水)	RI生産		メンテナンス		3月29日 (水)	来期マシンタイム	
3月9日 (木)	RI生産		メンテナンス		3月30日 (木)	来期マシンタイム	
3月10日 (金)	RI生産		メンテナンス		3月31日 (金)	来期マシンタイム	
3月11日 (土)					4月1日 (土)		
3月12日 (日)					4月2日 (日)		
3月13日 (月)	長期メンテナンス				4月3日 (月)	来期マシンタイム	
3月14日 (火)	長期メンテナンス				4月4日 (火)	来期マシンタイム	
3月15日 (水)	長期メンテナンス				4月5日 (水)	来期マシンタイム	
3月16日 (木)	長期メンテナンス				4月6日 (木)	来期マシンタイム	
3月17日 (金)	長期メンテナンス				4月7日 (金)	来期マシンタイム	
3月18日 (土)					4月8日 (土)		
3月19日 (日)					4月9日 (日)		
3月20日 (月)			春分の日		4月10日 (月)	来期マシンタイム	
3月21日 (火)	長期メンテナンス				4月11日 (火)	来期マシンタイム	
3月22日 (水)	長期メンテナンス				4月12日 (水)	来期マシンタイム	
3月23日 (木)	長期メンテナンス				4月13日 (木)	来期マシンタイム	
3月24日 (金)	長期メンテナンス				4月14日 (金)	来期マシンタイム	
3月25日 (土)			建国記念の日		4月15日 (土)		
3月26日 (日)					4月16日 (日)		

平成 28 年度 放医研サイクロトロン利用報告書

発行年月 2017 年 12 月

編集発行 国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構

連絡先 〒263-8555

千葉県千葉市稲毛区穴川 4-9-1

放射線医学総合研究所

加速器工学部 サイクロトロン運転室

TEL : 043-206-3171 Fax : 043-287-6146

Email : cyc_mt@qst.go.jp

URL : <http://www.qst.go.jp/>

印刷 株式会社 弘報社印刷

©2017 国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構

Printed in Japan

QST-M-6

<http://www.qst.go.jp/>